České vysoké učení technické v Praze
Fakulta strojní

Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky

Proudové charakteristiky v malformaci na cévách mozku

Flow characteristics in cerebral vessels malformation

Bakalářská práce

Vypracoval: Pavel Laky

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

Druhý vedoucí práce: Ing. Filip Trnka

Rok: 2024

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Laky** Jméno: **Pavel** Osobní číslo: **501427**

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:

Proudové charakteristiky v malformaci na cévách mozku

Název bakalářské práce anglicky:

Flow characteristics in cerebral vessels malformation

Pokyny pro vypracování:

1. Vypracujte rešerši na téma srdečně cévní systém se zaměřením na cévní zásobení mozku.
2. Vytvořte model z CT snímků a upravte ho pro potřeby CFD.
3. Vytvořte z modelu numerickou výpočtovou síť, testujte ji a na nejoptimálnější proveďte numerické simulace.
4. Výsledné proudové charakteristiky z numerické simulace prezentujte a v závěru zhodnoťte problematiku z pohledu malformací na cévách mozku.

Seznam doporučené literatury:

Dle pokynů vedoucího 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: **18.04.2024** Termín odevzdání bakalářské práce: **31.07.2024**

Platnost zadání bakalářské práce: _____

Ing. Hana Schmirlerová, Ph.D.	Ing. Michal Schmirler, Ph.D.	doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc.
podpis vedoucí(ho) práce	podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry	podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen 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.

. _____
Datum převzetí zadání

_____
Podpis studenta

© ČVUT v Praze, Design: ČVUT v Praze, VIC

Anotační záznam

Jméno autora: Pavel Laky

Název práce: Proudové charakteristiky v malformaci na cévách mozku

Anglický název: Flow characteristics in cerebral vessels malformation

Rozsah práce:

69 Stran

56 Obrázků

1 Tabulka

Akademický rok: 2023/2024

Ústav: U12112 Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky

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

Druhý vedoucí práce: Ing. Filip Trnka

Abstrakt

Tato práce je zaměřena na numerickou simulaci proudění krve v místě arteriovenózní malformace v oblasti mozku. Jedná se o patologické napojení tepen přivádějící okysličenou krev do mozku na žíly, které méně bohatou krev na kyslík zase odvádějí zpátky do srdce. Pro tuto bakalářskou práci byli pak vytvořeny dva různé modely arteriovenózních malformací. Numerické simulace byli však prováděny primárně na modelu prvním. Účelem této práce je vytvoření numerických výpočetních modelů, patologicky ovlivněného místa krevního řečiště. Na těchto modelech bylo následně zkoumáno proudové pole, tlakové změny a změny tečných napětí na stěnách cév v postižené oblasti.

Abstract

This work focuses on the numerical simulation of blood flow at the site of an arteriovenous malformation in the brain region. This involves the pathological connection of arteries supplying oxygenated blood to the brain, to veins that in turn carry less oxygen-rich blood back to the heart. For this thesis, two different models of arteriovenous malformations were then created. However, numerical simulations were primarily performed on the first model. The purpose of this thesis is to create numerical computational models, of the pathologically affected site of the bloodstream. These models were then used to investigate the flow field, pressure changes and wall sheer stress changes in the vessel walls in the affected area.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Proudové charakteristiky v malformaci na cévách mozku“ vypracoval samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených v seznamu zdrojů.

V Praze dne …….. ……..

(Podpis autora)

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucí mé bakalářské práce Ing. Haně Schmirlerové, Ph.D. za odborné znalosti, ochotu a vedení které mi poskytla během psaní této práce.

Poděkování patří také druhému vedoucímu Ing. Filipu Trnkovi za trpělivost, čas, nespočet konzultací a veškeré rady které mi poskytl.

Rovněž bych chtěl poděkovat Ústřední vojenské nemocnici v Praze za poskytnutí anonymizovaných dat a informací potřebných pro zhotovení této práce.

V neposlední řadě bych rád poděkoval celé své rodině a mé partnerce za jejich veškerou podporu, nejen během psaní této práce.

Obsah

1 Úvod 1

2 Krev 2

2.1 Složení krve 2

2.1.1 Červené krvinky (erytrocyty) 2

2.1.2 Bíle krvinky (leukocyty) 2

2.1.3 Krevní destičky (trombocyty) 3

2.1.4 Plazma 3

3 Oběhová soustava 4

3.1 Srdce 4

3.1.1 Kompozice srdce 4

3.1.2 Stavba stěny srdce 5

3.1.3 Průběh systoly a diastoly 5

3.2 Cévy 6

3.2.1 Tepny (Arterie) 6

3.2.2 Tepeničky (arterioly) 7

3.2.3 Vlásečnice (Kapiláry) 7

3.2.4 Drobné žíly (Vénuly) 7

3.2.5 Žíly (Vény) 8

3.2.6 Stěny cév 9

4 Krevní zásobení mozku 10

5 Přítok krve do patologické oblasti 11

5.1.1 Střední meningeální tepna (arteria meningea media) 12

5.1.2 Okcipitální tepna (arteria Occipitalis) 12

6 Arteriovenózní malformace 12

7 Odtok krve z patologické oblasti 13

8 Proudění krve v patologické oblasti 14

8.1 Typy proudění 14

8.2 Rychlostní profil 15

8.3 Smykové napětí a viskozita tekutin 16

9 Základní rovnice mechaniky tekutin 17

9.1 Rovnice kontinuity (spojitosti) 17

9.2 Zákon zachování hybnosti 17

9.3 Bernoulliho rovnice 18
9.4 Eulerova rovnice hydrodynamiky 18
10 Počítačová mechanika tekutin 19
10.1 Síťování 19
10.2 Okrajové podmínky 19
11 Návrh výpočetního modelu 20
11.1 Zobrazovací metody 20
11.1.1 Magnetická rezonanční angiografie (MRA) 20
11.1.2 Počítačová tomografie (CT) 20
11.2 Zpracování dat 20
11.2.1 Tvorba modelu v prostředí Slicer 3D 21
11.2.2 Úprava geometrie modelu v prostředí Ansys Space Claim 28
11.2.3 Oprava tělesa modelu v prostředí Ansys Space claim 28
11.2.4 Síťování modelu v prostředí Ansys Fluent Meshing 29
11.2.5 Nastavení výpočtů v prostředí Ansys Fluent Solution 30
12 Zpracování výsledků 34
12.1 Vyhodnocení proudových charakteristik v AVM 34
13 Závěr 41
14 Seznam použitých zdrojů 42
15 Seznam obrázků 44
16 Seznam Tabulek 46
17 Seznam rovnic 46

Seznam použitých zkratek

AVM	Arteriovenózní malformace
CFD	Computational fluid dynamics
DICOM	Digital Imaging and Comunications in Medicine
STL	Formát souboru – standard tessellation language
CT	Computed tomography
MRA	Magnetic resonance angiography
WSS	Wall sheer stres

1 Úvod

Tato práce je zaměřena na numerickou simulaci proudění krve v místě arteriovenózní malformace v oblasti mozku. Jedná se o patologické napojení tepen přivádějící okysličenou krev do mozku, na žíly, které méně bohatou krev na kyslík zase odvádějí zpátky do srdce.

Pro tuto bakalářskou práci, byli pak vytvořeny dva různé modely arteriovenózních malformací. Numerické simulace byli však prováděny primárně na modelu prvním.

První model je zásobován pouze střední meningeální tepnou (Arteria meningea media) a odtok krve je zprostředkován horním dutým splavem (Sinus sagittalis superior).

Druhý model je zásobován současně tepnou okcipitální (Arteria occipitalis) a odtok krve je zprostředkován příčným splavem (Sinus transversus).

Na první pohled se arteriovenózní malformace jeví jakožto chuchvalcovité spleti krevních cév, které se zpravidla liší svým tvarem, velikostí ale i umístěním a nejsou vázány pouze na oblast hlavy. Tento patologický jev je často spojován i s dalšími zdravotními riziky.

Účelem této práce je vytvoření numerických výpočetních modelů, patologicky ovlivněného místa krevního řečiště. Pro vytvoření samotných modelů byly použita data od reálných pacientů poskytnutých doktory z Ústřední vojenské nemocnice v podobě snímků z počítačové tomografie. Ty byli následně upraveny pomocí dalších externích programů do finální podoby.

Na těchto modelech bylo následně zkoumáno proudové pole, detailnějším způsobem pak tlakové změny stejně jako změny tečných napětích na stěnách cév v místě postiženém arteriovenózní malformací.

2 Krev

Krev, latinsky Sanguis, je červená, neprůhledná tekutina, která v našem organismu plní nezastupitelnou roli. Koluje v uzavřené oběhové soustavě a slouží jako médium pro transport nezbytných látek a pro odvod odpadních produktů [1].

Je poháněna primárně rytmickými stahy srdce, díky kterým proudí do všech periferií těla. Její proudění je ale ovlivněno i dalšími faktory. Mezi ty patří například stahování kosterní svalové tkáně, naplňováním a vyprazdňováním plic a v neposlední řadě i samotným vlivem gravitace [1].

Vlastnosti krve jsou velmi ovlivněny heterogenní suspenzí krevních tělísek v krevní plazmě. Průměrná velikost těchto tělísek se pohybuje mezi 7,2 a 15 mikrometry, čímž se krev řadí mezi nenewtonské tekutiny [1].

2.1 Složení krve

Krev se skládá z krevních tělísek a krevní plazmy. Zatímco plazma tvoří z 56-59 % tekutou část krve, krevní tělíska zastupující zbylých 41-44 % tvoří rozptýlenou pevnou část. Krevní tělíska se dále dělí na červené krvinky (erytrocyty), bílé krvinky (leukocyty) a krevní destičky (trombocyty) [1].

Průměrné lidské tělo obsahuje 5-6 litrů krve, která činí přibližně 6 % jeho celkové váhy [1].

2.1.1 Červené krvinky (erytrocyty)

Červené krvinky jsou určeny pro přenos kyslíku pomocí červeného barviva, hemoglobinu. Ten je schopen vázat na sebe kyslík při průchodu plicemi. Vznikají v kostní dřeni a každá z nich se pak dožívá přibližně 120 dní. Na první pohled se jeví jako drobná bezjaderná tělíska o průměrné velikosti 7 mikrometrů. V jednom milimetru krychlovém krve se jich nachází přibližně pět miliónů [1].

2.1.2 Bíle krvinky (leukocyty)

Bílé krvinky tvoří velkou část imunitního systému a hrají klíčovou roli v obraně proti bakteriím, virům, parazitům a nádorovým buňkám. Na rozdíl od červených krvinek, bílé obsahují jádro, jsou schopny se pohybovat pomocí takzvaného améboidního pohybu a pohlcovat a rozkládat cizorodé částice, které v krvi objeví (takzvaná fagocytóza) [1].

Dělí se na granulocyty, agranulocyty a monocyty. Obdobně jakožto krvinky červené jsou tvořeny v kostní dřeni, v porovnání s nimi je jich v jednom milimetru krychlovém jen pouhých 5 až 10 tisíc [1].

2.1.3 Krevní destičky (trombocyty)

Krevní destičky jsou oválná tělíska o velikosti v rozmezí 2-4 mikrometrů. Při poranění cévy se tyto proudem unášená tělíska postupně shlukují v poraněné oblasti a dočasně jí zaslepují. Tento efekt je následně podpořen jejich schopností vylučovat látky podporující sráživost krve v dané oblasti (hemostáza). Nízký počet krevních destiček tak může vést k nadměrnému krvácení, zatím co vysoký pak může zvyšovat riziko vzniku náhodných sraženin krve. V jednom milimetru krychlovém se pak nachází mezi 180 až 250 tisíci destiček [1].

2.1.4 Plazma

Krevní plazma je průhledná lehce nažloutlá kapalina, která je z 92 % tvořena vodou a zbývajících osm procent pak kombinací bílkovin, solí a dalších látek jakož jsou například krevní cukry. Bílkoviny jsou pak tvořeny albuminem, globulinem a fibrinogenem. Fibrinogen je pak podstatnou složkou při srážení krve, jelikož za specifických podmínek dokáže vytvořit prostorovou síť, která dokáže spoutat krvinky k sobě [1].

3 Oběhová soustava

Oběhová soustava, latinsky systema circulatorium, je složena z rozsáhlého a bohatého souboru cévních trubic různého průsvitu. Cévy vedou krev tělem za účelem zprostředkovávání látkové přeměny v tkáních, rozvádění živin po těle a jeho celkového propojení [2].

Samotnou oběhovou soustavu pak dělíme na dva typy oběhů. Malý plicní oběh, zprostředkovávající cirkulaci krve mezi srdcem a plícemi, a velký tělní oběh, který zase propojuje srdce se zbytkem těla [2].

Účelem těchto oběhů je zprostředkování propojení orgánů, svalů a tkání pro rozvod kyslíku, živin a následně i odvodu oxidu uhličitého nebo dalších zplodin látkové přeměny k jejich následnému vyloučení v ledvinách. Prouděním krve jsou dále tělem transportovány i různé hormony, obrané látky, ale také nechtěně i složky různých patologických procesů v organismu [2].

3.1 Srdce

Srdce, latinsky Cor, je ústředním orgánem celé krevní soustavy. Jedná se o dutý svalový orgán, který se v pravidelných intervalech stahuje (srdeční systola) a relaxuje (srdeční diastola), za účelem kontinuálního pohánění krve oběhovou soustavou. Pomocí těchto dějů je srdce schopno za jeden den přečerpat až 7 200 litrů krve, neboli 2 628 000 litrů krve ročně [1] [2].

3.1.1 Kompozice srdce

Srdce je tvořeno ze čtyř hlavních dutin. Levé a pravé srdeční síně a od nich chlopněmi oddělené levé a pravé srdeční komory [2].

Zatím co pravá komora převážně dostává krev do plic, kde dochází k výměně krevních plynů, levá komora vhání okysličenou krev skrze aortu do tělního oběhu. Ta je současně silnější, než komora pravá a odpovídá za většinu výkonnosti srdce [2].

Srdeční předsíně jsou určeny k optimalizaci výkonnosti srdce pomocí takzvaných diastolických náplní komor dodatečnou krví. Bez tohoto síňového příspěvku klesá výkonnost srdce zpravidla až o 30% [1].

Chlopně zde slouží k usměrňování dopředného toku krve srdcem a k zabránění zpětné cirkulace krve [2].

3.1.2 Stavba stěny srdce

Stěny srdce jsou tvořeny třemi hlavními vrstvami. Jedná se o epikard, myokard a endokard [2].

Na vnějším okraji srdce se nachází epikard. Ten srdce chrání, pomáhá udržovat jeho tvar a obsahuje i tenkou vrstvu perikardiální tekutiny, umožňující srdci bít hladce v prostředí s minimálním třením [2].

Na epikard poté doléhá tenká vazivová a tuková mezivrstva protkaná nervy a cévami zásobující srdeční svalovinu [2].

Srdeční svalovina nazývána myokard je nejsilnější srdeční vrstvou. Je tvořena třemi svalovými vrstvami, jejichž kontrakce umožňuje rozvod krve do všech periferií lidského těla [2].

Povrch srdečních chlopní a dutin je nakonec vystlán jedinou vrstvou endoteliálních buněk zvanou endokard. Hlavním účelem této vrstvy je vytvoření hydrofilního povrchu, který zvyšuje nesmáčivost a zároveň snižuje tření pro zlepšení vlastností proudění krve srdcem [2].

3.1.3 Průběh systoly a diastoly

Během chodu srdce se rytmicky opakují čtyři děje. Stah síní (síňová systola), stah komor (komorová systola), relaxace síní (síňová diastola) a relaxace komor (komorová diastola) [1].

Srdeční cyklus je zahájen takzvanou systolou síní. Kontrakce těchto předsíní dokáže přidat až dalších 30 % objemu krve do celkové náplně komor. Zbytek objemu je nasán pasivně během předchozí diastoly [1].

Dále následuje systola komor, která se skládá ze dvou fází. Během první fáze (Izovolumetrické kontrakce) se komory srdce stahují, objem krve zůstává konstantní a buduje se postupně v komorách tlak [1].

Po vybudování dostatečného tlaku začíná fáze druhá. Během této fáze dochází k vypuzování krve z komor do aorty a plicní tepny. Tlak tím klesá až do momentu, kdy je v tepnách stejný, jako je v samotné komoře [1].

Srdeční diastola probíhá téměř současně jak v předsíních, tak i v komorách. Jedná se o fázi pasivního plnění komor, díky charakteristickému rychlému poklesu tlaku až na hodnotu nižší, než je hodnota tlaku v aortě a následným otevřením poloměsíčitých chlopní [1].

3.2 Cévy

Krevní cévy jsou duté útvary s proměnnými průměry i tloušťkami stěn. Jejich struktura je často uzpůsobena tak, aby odpovídala funkčním nárokům jednotlivých úseků cévního řečiště [1].

Dle jejich účelu a struktury se dělí na Arterie, Arterioly, Kapiláry, Vénuly a Vény. V uvedeném pořadí jsou zároveň seřazeny od cév, které krev ze srdce odvádějí (Arterie) až po ty které jí opět přivádějí zpátky (Vény) [1].

Krevní oběh, je nadále rozdělen i dle tlaku, který v něm působí. Konkrétně na vysokotlaký a nízkotlaký oběh.

Část vysokotlaká zahrnuje tepny a arterioly, kde působí nejvyšší tlak krve. Tento oběh slouží k efektivnímu transportu krve ze srdce do všech orgánů a tkání, zabezpečující tak optimální zásobení kyslíkem a živinami [1].

Naopak část nízkotlaká je tvořena kapilárním a venózním systém, kde dochází k postupnému snižování tlaku krve, a k odvodu odkysličené krve a odpadních látek [1].

Tento systém krevního oběhu zahrnuje řadu precizně regulovaných procesů, které udržují optimální fyziologické podmínky v organismu a zajišťují jeho správný chod [1].

3.2.1 Tepny (Arterie)

Primární funkcí tepen, tvořících rozsáhlou a rozvětvenou síť cév, je rozvádět okysličenou krev ze srdce do všech periferií lidského těla. Zajišťují tím tak dostatečný přísun kyslíku a živin pro jeho optimální fungování [1].

Vzhledem k periodickému nárůstu a poklesu tlaku v krvi během srdečního cyklu (systole a diastole) musí být stěna tepen dostatečně odolná a pružná [1].

Tepny s největším průsvitem, nazývané elastické tepny, nacházející se v těsné blízkosti srdce se tak vyznačují tlustší stěnou obohacenou o dodatečné množství elastických vláken, umožňující jim odolávat vysokému tlaku krve vznikajícímu při systole srdce [1].

S klesajícím průsvitem a zvětšující se vzdáleností od srdce se struktura stěny i průsvit tepny postupně mění. K nutnosti odolávání vysokému tlaku se postupně přidává i potřeba efektivnější regulace průtoku krve do jednotlivých tkání a orgánů. V menších tepnách se tak stěna postupně ztenčuje, ale obsahuje více svalových buněk, které mimo lepší zvládání tlakových rozdílů také dovolují tepně tok krve regulovat svým stahováním [1].

Tepny jsou povětšinou uloženy hlouběji v lépe chráněných místech, s občasnými výjimkami [1].

3.2.2 Tepeničky (arterioly)

Arterioly jsou posledními úseky mezi Arteriemi (tepnami) a Kapilárami (Vlásečnicemi). Průměrný průsvit arteriol se pohybuje v rozmezí 20-80 mikrometrů a jejich stěna stále obsahuje elastickou membránu, specifickou pro tepny. S rostoucí vzdáleností však postupně přechází do vrstvy zvané bazální membrána, specifickou pro vlásečnice. Konečné úseky arteriol, nazývající se prekapiláry, již přímo přecházejí do kapilár [2].

3.2.3 Vlásečnice (Kapiláry)

V lidském krevním oběhu hrají kapiláry nezastupitelnou roli nejjemnějších cév. Tyto mikroskopické cévy, jsou charakteristické svým průsvitem 7-15 mikrometry a společně vytvářejí rozsáhlou a komplexní síť, prostupující celým lidským organismem [1].

Tato cévní síť nikdy plně nevyužívá svůj plný potenciál. Dochází v nich, však k výraznému poklesu průtoku rychlosti krve což v důsledku v kombinaci s jejich poměrně prostou strukturou umožňuje efektivní výměně plynů, živin a odpadních látek mezi krví a tkání [2].

Stěna kapiláry je tvořena relativně strohou strukturou. Je tvořena zpravidla pouze jednou až dvěma endotelovými buňkami, které zajišťují prostupnost pro látkovou výměnu a současně vytvářejí prostředí pro téměř ideální proudění krve. Postrádají již však svalové buňky, a pro regulaci průtoku se tak spoléhají na adrenalin a histamin [2].

Kapiláry se vyznačují, výraznou schopností regenerace a tvorby nových kapilár. Z počátku tento jev začíná solidním výrůstkem, ve kterém se poté vytvoří průsvit (luminace). Při tvorbě patologických útvarů, jakožto například arteriovenózní malformace, hraje tento jev pak velmi častou a zároveň i klíčovou roli [2].

Konečné úseky kapilár, nazývající se postkapiláry se již napojují nebo přímo přecházejí do žil [1].

3.2.4 Drobné žíly (Vénuly)

Jedná se o nejtenčí žíly, se stěnou postupně již opět tvořenou ze tří vrstev. Z důvodu značně snížených tlaků v nich působících, nejsou vnitřní vrstva (tunica intima) ani střední vrstva (tunica media) vyztuženy elastickými membránami nebo vlákny. Vénuly se postupně zbíhají do větších žil, a přinášejí krev z kapilár zpět [1].

3.2.5 Žíly (Vény)

Primární funkcí žil, je odvádět odkysličenou krev zpátky do srdce, za pomocí komplexní zdvojené sítě cév. První část sítě, povrchová, je protkána v podkožním mazivu a podílí se kromě jiného i na regulaci teploty těla. Druhá část sítě, hluboká, pomáhá regulovat krevní tlak v tepnách, které ji obvykle doprovázejí po celém těle [1].

Oba tyto okruhy využívají žilních chlopní, aby zabránili zpětnému chodu krve. Jelikož je krevní tlak v žilách ale v průměru0 až 5krát menší než v tepnách, hluboké žíly se nemohou spoléhat pouze na srdce a využívají tak i dalších mechanizmů k pohánění krve [1].

Mezi tyto mechanizmy například patří pulsní vlny do nich převáděné z většinou paralelně běžících tepen, tlak vznikající kontrakcí okolního svalstva, rytmickým cyklem plic, vlivem gravitace či samotným nasávacím účinkem srdeční diastoly. Tlak před srdeční síní v žíle může totiž dosahovat až hodnotám menším, než je samotný atmosférický tlak, což nám při diastole vytváří podtlak, a krev se do srdce nasává [1].

Díky těmto mechanismům a nižším tlakovým nárokům na žíly mohou být jejich stěny značně tenčí oproti tloušťkám stěn tepen, odpovídajícího průsvitu. Není zde již tedy nutnost dodatečných elastických elementů ani dodatečné svalové tkáně na vnitřní (tunica interna) ani střední (tunica media) vrstvě [1].

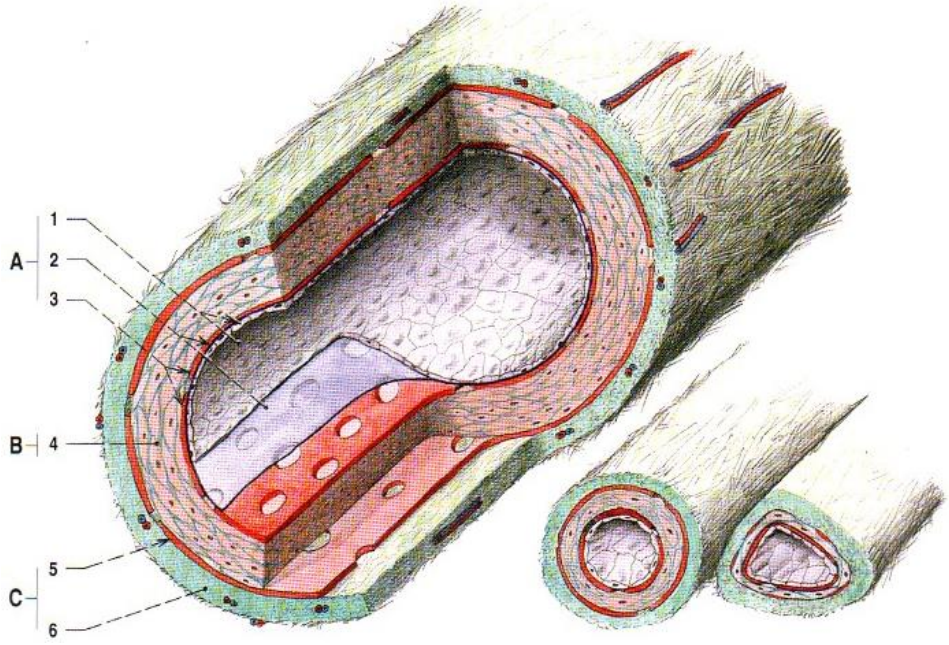
3.2.6 Stěny cév

Stěna cévy je zpravidla tvořena třemi vrstvami latinsky zvanými jakožto Intima, Media a Adventicie [1].

Vnitřní vrstva (Tunica Intima – A), jenž je konstantě omývána krví, je složena z endotelových buněk a u větších tepen je poté i zpevněna elastickými vlákny. Tyto buňky vytváří hladký, nesmáčivý povrch s téměř ideální podmínkami pro průtok krve. Tento povrch dále napomáhá k regulaci průtoku krve pomocí látek, které je schopen do oběhu uvolňovat. Během celého děje zůstává současně propustný a umožňuje látkovým výměnám. V místech nadměrného namáhání pak může docházet k přirozenému zesílení této vrstvy, dle potřebných nároků. Tyto místa však v důsledku mývají vyšší tendenci k degenerativním změnám a vzniku kardiovaskulárních onemocnění [1].

Střední vrstva (Tunica Media – B) je tvořena primárně hladkými svalovými buňkami ve spirálovitém uspořádání, které jsou občasně proložen elastickými a kolagenními membránami. Zatím co svalová hmota zde vytváří vlastní předpětí, čímž také dovoluje regulaci průsvitnosti cévy, membrány pak pružně odolávají tlaku krve. Dalším účelem této vrstvy je i strukturální podpora [1].

Vnější vrstva (Tunica Adventicie – C) spojuje cévu s okolní tkáni. Tvoří jí vazivo relativně řídké koncentrace, složené opět z kolagenních a elastických vláken. U větších cév pak často bývá protkána i drobnějšími vlásečnicemi, za účelem vyživování ostatních cévních stěn. Tato vrstva zároveň působí jakožto izolační vrstva chránící cévu před mechanickým poškozením a infekcí [1].



Obrázek 1 Řez stěnou cévy [1]

4 Krevní zásobení mozku

Mozek patří mezi nejvíce prokrvený orgán v celém lidském těle. Na dvě procenta tělesné hmotnosti, jenž zaujímá, využívá přibližně 20% krevního oběhu. Průtok krve je pak ovlivněn mnoha parametry, v mládí jím ale protéká až 750 ml krve za minutu [2].

Krev je do mozku přiváděna primárně pomocí vertebrálních a karotických arterií, jenž se spolu ve spodní části mozku spojují a vytvářejí takzvaný Willisův okruh (Circulus arteriosus cerebri). Tento okruh hraje důležitou roli v distribuci krve a zajišťuje její nepřetržité proudění v případě zablokování jedné z hlavních tepen [3].

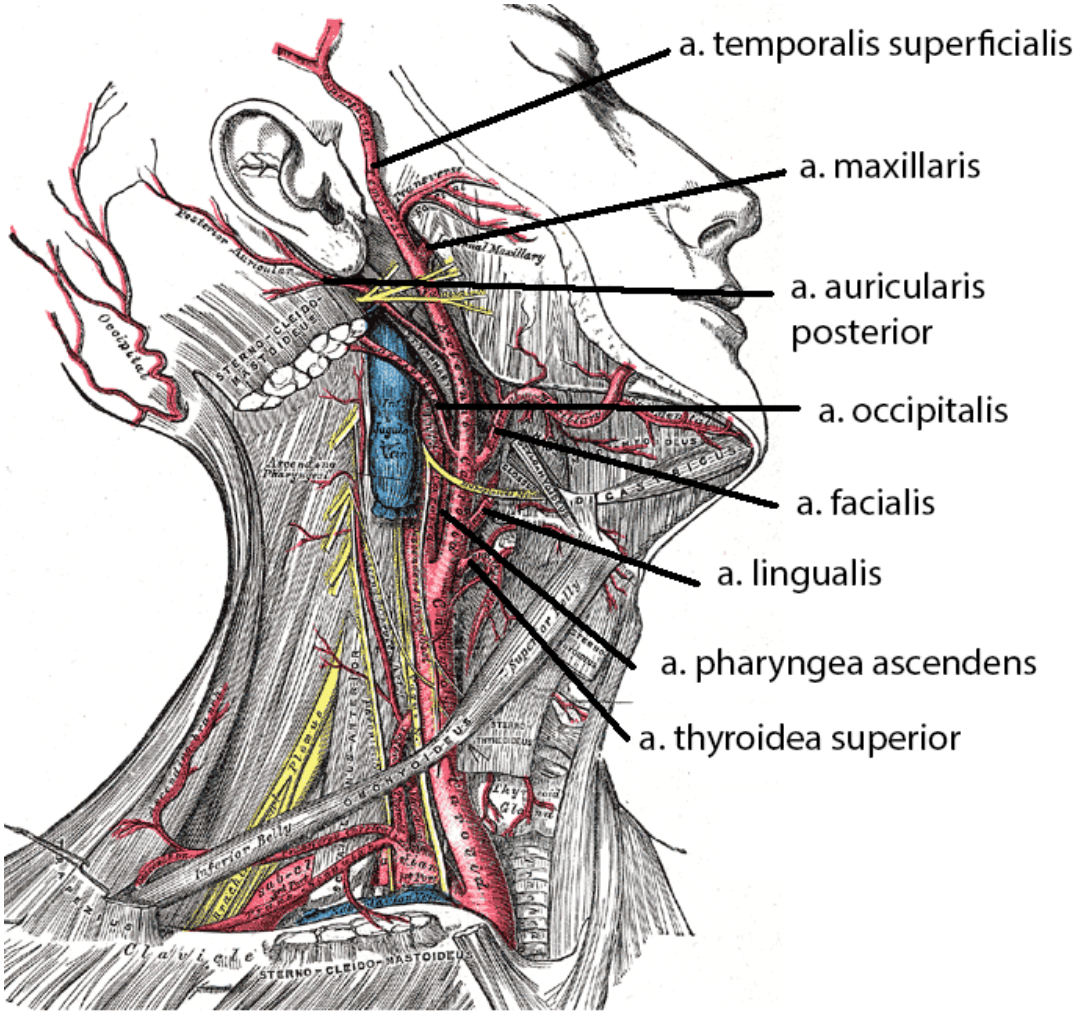
Z mozku do srdce je krev pak odváděna systémem povrchových i hlubokých žil, postupně se slévajících do takzvaných sinů. Podrobněji dále pojmenovaných dle jejich anatomické lokace. Společnými charakteristickými rysi pro tyto splavy je například absence hladké svaloviny, morfologická stavba zaručující jejich konstantně plné rozevření a absence chlopní, jenž umožňuje v případě nutnosti volné proudění v oběma směry [3].

5 Přítok krve do patologické oblasti

Cesta krve začíná vypuzením z levé srdeční komory srdcem. Putuje největší tepnou lidského těla, aortou, ve které z počátku krev proudí kraniálně (neboli směrem k hlavě) skrze vzestupnou část aorty (aorta ascendens). Postupně je následně stáčena mohutným obloukem (arcus aortae) do zadní části směrem k hrudní páteři, ze kterého vyhází veškeré větve vedoucí opět kraniálně k hlavě a horním končetinám [2].

Z nejsilnější větve, hlavopažního kmene (truncus brachiocephalicus) je následně oddělena pravá krkavice (carotis communis dextra), jenž je jedním ze dvou hlavních přívodů krve pro hlavu a částečně i pro krk [2].

Obdobně jakožto i krkavice levá, je pravá rozdělena na vnitřní (carotis interna) a vnější (carotis externa) krkavici. Zatímco vnitřní krkavice vyživuje převážně část mozkových hemisfér, oči a přední část hlavy, krkavice vnější přivádí krev pro zbytek hlavy a částečně i pro krk. Ta lze být považována za poslední nepřímou společnou tepnou střední meningeální a okcipitální tepny, objevujících se v numerických modelech [2] [3].



Obrázek 2 Podklíčková tepna [25]

5.1.1 Střední meningeální tepna (arteria meningea media)

Střední meningeální tepna (arteria meningea media), nejsilnější větev čelistní tepny (Arteria maxillaris), vychází z dříve zmíněné vnější krkavice (carotis externa). Směřuje vzhůru a prochází otvorem tvořeným ve velkém křídle klínové kosti lebky do střední jámy lební [2].

Jedná se poté o největší tepnu, která zásobuje vnější vrstvu mozkových blán, tvrdou plenu mozkovou a je takzvaně párová, neboli existuje symetricky na obou stranách hlavy [2].

5.1.2 Okcipitální tepna (arteria Occipitalis)

Tepna Okcipitální (arteria Occipitalis) se větví z vnější krkavice (arteria carotis externa). Jejím účelem je zásobování krví zadní části skalpu, tvrdé pleny mozkové v zadní jámě lebeční, povrchové části hlavy a hlubokých svalů na krku. Jedná se opět o tepnu párovou [2] [3].

6 Arteriovenózní malformace

Jak již bylo zmíněno v úvodu, na první pohled se arteriovenózní malformace (AVM) jeví jakožto chuchvalcovité spleti krevních cév, které se zpravidla liší svým tvarem, velikostí ale i umístěním a nejsou vázány pouze na oblast hlavy. Tento patologický jev je často spojován i s dalšími zdravotními riziky [4].

Střed tohoto uzlovitého propojení cév se nazývá nidus. V něm chybí kapiláry mezi tepnami a žilami, což umožňuje krevním tokům o vysokých rychlostech a tlacích proudit přímo z tepny do žíly. V místě samotné malformace tak často dochází ke vzniku tzv. varixů. Tyto jinak také nazývaná vaskulární aneurysmata, jsou výdutě či rozšíření na cévách, které v našem případě vznikají převážně z důvodu zvýšeného krevního talku na stěnách cév. Ty představují hlavní nebezpečí této problematiky, z důvodu zvýšené náchylnosti k protržení a následném krvácení do mozku. V důsledku toho může dojít k cévní (hemoragické) mozkové příhodě nebo dalším poškozením mozku [5].

AVM bývají nejčastěji vrozená, mohou být ale i dědičná a vznikat v průběhu života. Mezi příznaky patří časté bolesti hlavy, problémy s řečí, viděním nebo samotným pohybem. K objevení dochází zpravidla náhodně při léčbě dalších nemocí [4].

7 Odtok krve z patologické oblasti

Odkysličená krev je směrem zpátky do srdce z mozku odváděna pomocí širokých žilních splavů, uzavřenými mezi tvrdou plenou (dura mater) a periosterem lebečním (cranial periosteum). V případě prvního modelu se přesněji jedná o Horní přímý dutý splav (sinus sagittalis superior) a pro model druhý se jedná o příčný splav (sinus transverse) [2].

Horní přímý dutý splav (sinus sagittalis superior) je nepárový splav, který probíhá od čela směrem do zadní části hlavy. Primárním účelem toho splavu, je odvádět krev z konvexity hemisfér mozku, ale můžou se do něj napojovat i další žilní útvary, a to například i z nosních dutin. Na průřezu je splav pak trojúhelníkový a vyházejí z něj do stran venosní spojky kterými je spojen s dalšími rozšířenými prostory (lucanae sinus sagittalis) [2] [3].

Příčný splav je párový žilní splav umístěný v lební dutině. Táhne se od čelní kosti, až po kost týlní. Primárním účelem tohoto splavu je taktéž odvádět krev z konvexity hemisfér [2] [3].

Krev z těchto splavů se následně spojuje v soutoku žilních splavů (confluens sinuum), odkud proudí do podklíčkové žíly (vena subclavia). Následně putuje do hlavopažní žíly (vena brachiocephalica) odkud pokračuje do horní duté žíly (vena cava superior). Ta je hlavní tepnou, která krev přivádí z horní části těla zpátky do srdce a ukončuje tak pomyslný krevní okruh [2].

8 Proudění krve v patologické oblasti

I přes veškerou snahu lidského těla, proudění krve v cévách je složitý proces, který se ani zdaleka neblíží ideálnímu proudění. Cévy nejsou dokonale hladké ani rovinné a jejich průsvit je velmi proměnný. Situace se dále komplikuje velkými cévami větvících se do menších a jejich následným opětovným napojováním. K těmto komplikacím se přidávají patologické jevy, jako jsou například výdutě (aneurysmata) a zúžení (stenózy) cév.

V následující kapitole jsou popsány procesy a veličiny které se v reálném proudění objevují a hrají klíčové role při popisu jeho chování.

8.1 Typy proudění

V mechanice tekutin byly experimentálně identifikovány dva základní typy proudění – proudění laminární a proudění turbulentní [6].

Na rozdíl od laminárního proudění, které se vyznačuje svým uspořádaným tokem v oddělených vrstvách, je proudění turbulentní charakteristické svou chaotickou vířivostí a neuspořádaností [6].

K určení typu proudění se využívá Reynoldsova čísla. To určuje poměr mezi setrvačnými silami a viskozitou tekutiny. Pro nízké hodnoty Reynoldsova čísla dominují viskózní síly, což vede k laminárnímu proudění. Naopak vysoké hodnoty signalizují převahu setrvačných sil, což způsobuje proudění turbulentní [6].

Obecný výraz pro výpočet Reynoldsova čísla pak lze být popsán, následujícím způsobem:

$$Re = \frac{\rho v L}{\mu} \tag{1}$$

Kde ρ je hustota, v je střední rychlost, L je charakteristický rozměr a μ je dynamická viskozita [6].

8.2 Rychlostní profil

Krátce po vstupu kapaliny do trubice odpovídá její rychlostní profil dokonalé tekutině. V prvotním okamžiku není kapalina zatím ovlivněna viskózními silami a její rychlost u stěny je rovna rychlosti v jejím centru [6].

Až s narůstající dobou styku kapaliny se stěnou trubice narůstá viskózní síla až do bodu, kdy se řádově rovná síle setrvačné. V důsledku toho je rychlost kapaliny u stěny téměř nulová, zatím co rychlost v centru proudění zůstává téměř neovlivněna [7].

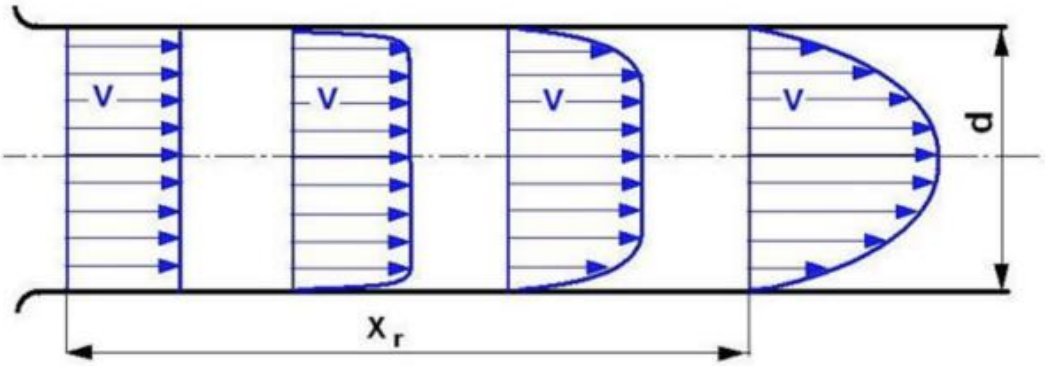
Za předpokladu dostatečně dlouhé rozběhové dráhy tak při laminárním režimu proudění, získává rychlostní profil tvar rotačního paraboloidu. Délku trubice, nutnou k plnému vytvoření rychlostního profilu lze získat z výrazů [7]:

Boussinequv výraz:

$$\frac{x_r}{d} \geq 0{,}065\ Re \tag{2}$$

Schillerův výraz:

$$\frac{x_r}{d} \geq 0{,}025\ Re \tag{3}$$



Obrázek 3 Vyvinutí laminárního rychlostního profilu [7]

Střední rychlost pak lze vyjádřit z rovnice objemového průtoku $\dot{V}$, neboli ze součtu jednotlivých elementárních průtoků, známe-li i průřez dané plochy [7]:

$$\dot{V} = \iint v dA\ = vA \tag{4}$$

Pro oba typy proudění je možné aproximovat tuto hodnotu, pokud máme k dispozici maximální rychlost. V laminárním režimu se obvykle považuje střední rychlost za 50 % maximální rychlosti, zatímco v turbulentním režimu se tento poměr pohybuje mezi 75 až 80 % maximální rychlosti [7].

8.3 Smykové napětí a viskozita tekutin

Pokud se sousední vrstvy pohybují rozdílnými rychlostmi, vzniká na jejich rozhraní smykové tření, které brání jejich relativnímu pohybu. Během tohoto děje dochází k přenosu hybnosti přes smyšlenou dělící rovinu, což se projevuje vnikem smykového napětí τ [7].

Dynamická viskozita tekutin, označována jako μ, je fyzikální vlastnost určující schopnost kapaliny přenášet smykové napětí. Současně je taktéž příčinou tečného napětí τ na rozhraní mezi tekutinou a stěnou trubice a odporu kapaliny vůči vzájemnému posuvu částic [6].

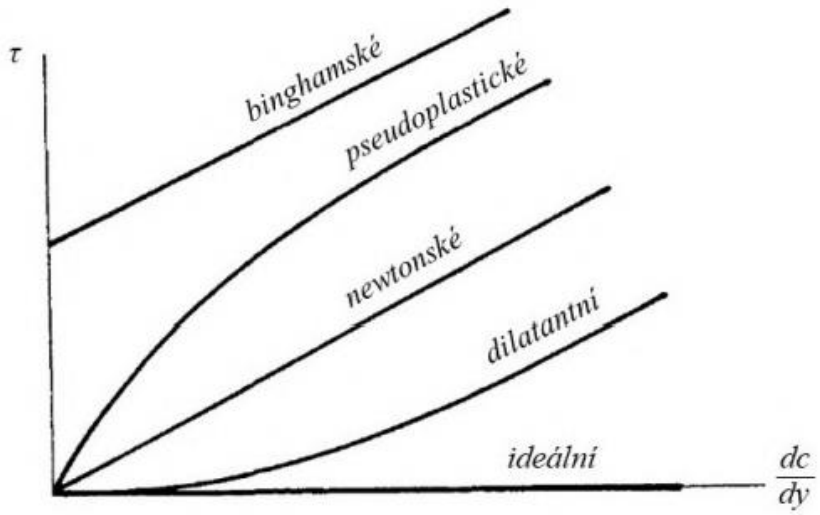
Při popisu chování kapaliny se dynamická viskozita často zaměňuje za viskozitu kinematickou, značenou ν. Ta zároveň zohledňuje i hustotu kapaliny a jejich vztah je vyjádřen dle vzorce [6]:

$$\tau = \frac{\mu}{\nu} \tag{5}$$

Dle Newtonova zákona smykových deformací, tekutiny, které vykazují lineární závislost mezi tečným napětím a rychlostí smykové deformace, se poté nazývají Newtonovské kapaliny [6]:

$$\tau = \mu \frac{dc}{dy} \tag{6}$$

Lidská krev, společně s dalšími méně častými látkami však tuto lineární závislost nevykazuje. V případě krve je to způsobeno heterogenní suspenzí krevních tělísek v krevní plazmě. Fyzikální chování nenewtonovských a newtonovských kapalinami je vyobrazeno na následujícím obrázku:



Obrázek 4 Reogramy jednotlivých druhů kapalin [6]

9 Základní rovnice mechaniky tekutin

9.1 Rovnice kontinuity (spojitosti)

Rovnice kontinuity je klíčovým konceptem mechaniky tekutin a plynů. Vyjadřuje obecný fyzikální zákon o zachování hmotnosti. Pro libovolný kontrolní objem, kterým proudí kapalina platí, že celková hmotnost tekutiny zůstává konstantní, a tedy i její celková změna musí být nulová. V samotném systému může docházet ke dvěma druhům změn hmotnosti. Lokální změny v kapalině, způsobené stlačením nebo rozpínáním kapaliny a konvektivní změny, způsobené rozdílem mezi přitékající a odtékající hmotností z kontrolního objemu. Avšak v důsledku musí všechny dílčí změny v systému být v souladu s principem zachování hmotnosti. Každá změna tedy musí být vykompenzována změnou stejně velkou, avšak opačného směru tak, aby celková změna hmotnosti v systému zůstala nulová [7].

Jiný způsob, jak lze tuto rovnici interpretovat je, že rozdíl mezi přítokem a odtokem hmotnosti z kontrolního objemu odpovídá množství hmoty, které se v něm akumuluje [6].

Ve své základní formě lze rovnici spojitosti pak pro jednorozměrné proudění popsat následujícím způsobem:

$$\frac{\partial}{\partial s}(\rho A v) + \frac{\partial}{\partial t}(\rho A) = 0 \tag{7}$$

Kde ∂s je elementární posunutí, ρ je hustota proudící kapaliny, A je plocha kontrolního objemu, v je rychlost, ∂t je elementární změna času.

9.2 Zákon zachování hybnosti

Zákon zachování hybnosti, často také označovaný jako první věta impulsová, říká, že celková hybnost uzavřeného systému tekutiny zůstává konstantní za předpokladu, že na něj nepůsobí žádné vnější síly. Je definován následujícím způsobem [7]:

$$\frac{\partial(\rho\vec{v})}{\delta t} + \nabla * (\rho\vec{v}\vec{v}) = -\nabla * p + \nabla * (\tau) + \rho\vec{g} + \vec{F} \tag{8}$$

Kde ρ je hustota tekutiny, $\vec{v}$ je vektor rychlosti, ∂t je elementární změna času, ∇ je operátor Nabla, p je tlak, $\vec{g}$ je vektor gravitačního zrychlení a $\vec{F}$ je vektor vnějších silových účinků a uvedený tenzor napětí τ pak lze získat jakožto [7]:

$$\tau = \mu[(\nabla\vec{v} + \nabla\vec{v}^T) - \frac{2}{3}\nabla\vec{v}I] \tag{9}$$

Kde nově uvedené μ je molekulová viskozita, a I je jednotkový tenzor.

9.3 Bernoulliho rovnice

Bernoulliho rovnice je matematickým vyjádřením zákona zachování mechanické energie v ustáleném vodorovném toku kapaliny nebo plynu [8].

Samotná věta říká, že v proudící tekutině platí inverzní vztah mezi rychlostí proudění a tlakem. Čím rychleji tekutina proudí, tím nižší má tlak a naopak. Při analýze je důležité brát v úvahu i potenciální energii spojenou s výškovými rozdíly a kinetickou energii vyplývající z pohybu tekutiny. Avšak v reálných podmínkách nedochází k úplné konzervaci energie. Část se ztrácí na tření a další energetické ztráty. Rovnice je pak definována pomocí uvedeného výrazu [8]:

$$p_1 + \frac{1}{2}\rho v_1^2 = p_2 + \frac{1}{2}\rho v_2^2 \tag{10}$$

Kde p_1 a p_2 jsou statické tlaky na začátku a konci kontrolního objemu, ρ je hustota, v_1 a v_2 jsou rychlosti tekutiny na začátku a konci kontrolního objemu [8].

9.4 Eulerova rovnice hydrodynamiky

Eulerova rovnice hydrodynamiky popisuje rovnováhu mezi několika druhy sil v tekutině. Jedná se o síly hmotnostní, tlakové a setrvačné. V reálném prostředí vznikají kromě normálových napětí i napětí tečná. Pokud bychom tyto napětí zanedbali, vzniklo by nám proudění ideální kapaliny neboli model s nulovou viskozitou [7].

Samotná Eulerova rovnice hydrodynamiky má pak tvar [7]:

$$\frac{Dv}{Dt} = \frac{\partial v}{\partial t} + v * grad(v) = a_o - \frac{1}{\rho} * \frac{\partial p}{\partial x_i} \tag{11}$$

Kde $\frac{Dv}{Dt}$ je materiálová derivace rychlosti vzhledem k času, ∂v je elementární změna rychlosti, ∂t je elementární změna času, *v* je rychlost, $grad(v)$ je gradient rychlosti, a_o je počáteční zrychlení vzhledem k vnějším silám, ρ je hustota tekutiny, ∂p je elementární změna tlaku a ∂x_i vyjadřuje parciální derivaci pro libovolnou souřadnici (například kartézského systému x, y, z) [7].

10 Počítačová mechanika tekutin

Jeden z klíčových mezníků v historii mechaniky tekutin nastal přibližně v druhé polovině 20. století s rozvojem výpočetní techniky a s příchodem metodiky CFD (Computational Fluid Dynamics). Tento přístup otevřel nové možnosti zkoumání problematiky spojené s mechanikou tekutin. Namísto nahrazení tradičních experimentálních a teoretických přístupů se CFD metody ukázaly jako jejich cenné doplnění a rozšíření, čímž se výrazně zvýšila přesnost a možnosti analýzy v této oblasti [9].

Tato metoda slouží k modelování kontrolních objemů s cílem analyzovat procesy, které v něm probíhají při proudění kapalin nebo plynů. Využívá počítačové technologie k předpovědi toku protékajícího média na základě rovnic zachování hmotnosti, hybnosti a energie. Dokáže tak popsat pomocí matematických modelů proudění kapalin, prostup tepla ale i další související jevy. Pro správné popisování matematických modelů je však vždy nezbytné vytvořit odpovídající síť a definovat okrajové podmínky [10].

10.1 Síťování

Aby byla CFD simulace úspěšná, musí být nejprve vytvořena vhodná síť pro kontrolní objem, na níž se provede matematická simulace. Sítě se dělí na dva hlavní typy: Povrchové a objemové. Následná volba druhu typu sítě může významně ovlivnit přesnost aproximace výsledných hodnot, výpočetní čas a náročnost celkového procesu simulace [11].

10.2 Okrajové podmínky

Pro definování chování média v kontrolním objemu jsou nezbytné okrajové podmínky, které určují vlastnosti chování na hranicích sítě. Tyto podmínky specifikují, jak se médium bude chovat při vstupu a výstupu z modelu. Může se jednat o podmínky definující rychlost, objemový či hmotnostní tok, tlak nebo určení buněk jako stěn. Tyto parametry jsou klíčové pro správnou simulaci chování média [12].

11 Návrh výpočetního modelu

V následující kapitole byl popsán postup tvorby geometrie, výpočetní sítě a nastavení podmínek numerické simulace.

11.1 Zobrazovací metody

Tato část se zaměřuje na dvě konkrétní metody, které byly použity k získání dat tvořících základ této práce. Obě metody spadají do angiografických zobrazovacích technik zaměřených na cévy. Pro dosažení přesného zobrazení tkáně je nutné snímat data z různých směrových rovin. Při zobrazování krevního řečiště se běžně používají kontrastní látky, které zlepšují viditelnost cévních struktur a poskytují detailnější obraz [13].

11.1.1 Magnetická rezonanční angiografie (MRA)

Magnetická rezonanční angiografie (MRA) je neinvazivní zobrazovací metoda využívající magnetické rezonance k zobrazení cévního systému. Díky absenci rentgenového záření se jedná o velmi často využívanou metodu pro detekci a zobrazování patologických jevů v oblasti dutiny břišní, krku a hlavy. Tento cenný nástroj umožnuje i dynamické zobrazení průtoku krve v reálném čase, nedokáže však zobrazit lumen cévy (vnitřní průměr cévy) [13].

11.1.2 Počítačová tomografie (CT)

Počítačová tomografie (CT) je neinvazivní metoda, která je založená na principu počítačové rekonstrukce obrazu z řady rentgenových projekcí získaných postupně pod různými úhly – jejím cílem je zobrazit primárně měkké struktury tkáně [14].

Samotný stroj je opatřen prstencem vybaveným štěrbinovými zdroji záření (rentgenkami) a na opačné straně sadou scintilačních detektorů. Za použití tohoto prstence je následně emitováno záření do cílové oblasti, přičemž využívá princip selektivní absorpce záření v různých tkáních. Zbylé záření je poté zachycováno scintilačními detektory. Následně jsou získaná data zpracována počítačem s cílem vytvořit obraz dané lokality [14].

Data získaná touto metodou byla následně považována za vhodnější pro další zpracování a tvorbu modelu. Narozdíl od metody MRA, metoda CT využívá menší snímkovací krok a nabízí lepší rozlišení, což přispívá k vyšší přesnosti výsledného modelu [14].

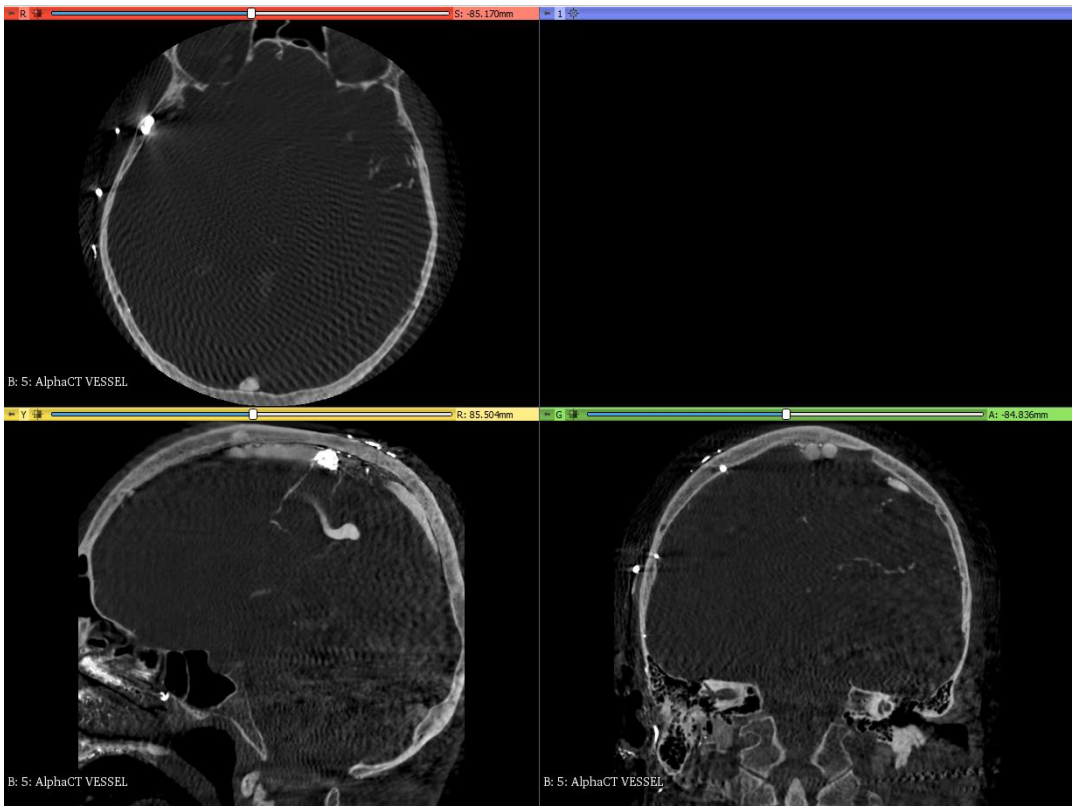
11.2 Zpracování dat

Data získaná z počítačové tomografie jsou následně lékaři uložena ve formátu DICOM (Digital Imaging and Comunications in Medicine). Jedná se o mezinárodní standard určen pro předávání lékařských snímků a souvisejících informací. Definuje formát a kvalitu potřebnou pro další klinická použití [15].

11.2.1 Tvorba modelu v prostředí Slicer 3D

DICOM data byla následně zpracována pomocí programu 3D Slicer. Jedná se o volně přístupný program s otevřeným zdrojovým kódem, určeným pro vizualizaci, úpravu, segmentaci a zpracovávání lékařských dat za účelem tvorby 3D modelů pro další zpracování [16].

Nahraná data se v programu zobrazí ve třech základních rovinách. První rovina je rovina transversální. Ta zobrazuje pohled kolmý k podélné ose dané části těla. Druhá rovina se nazývá frontální a tvoří vertikální kolmý řez. Třetí rovina, sagitální prochází podélnou osou těla a tvořící dvě symetrické poloviny. Na obrázcích níže jsou pak zobrazeny jednotlivé roviny a pohled přímo z programu [17].



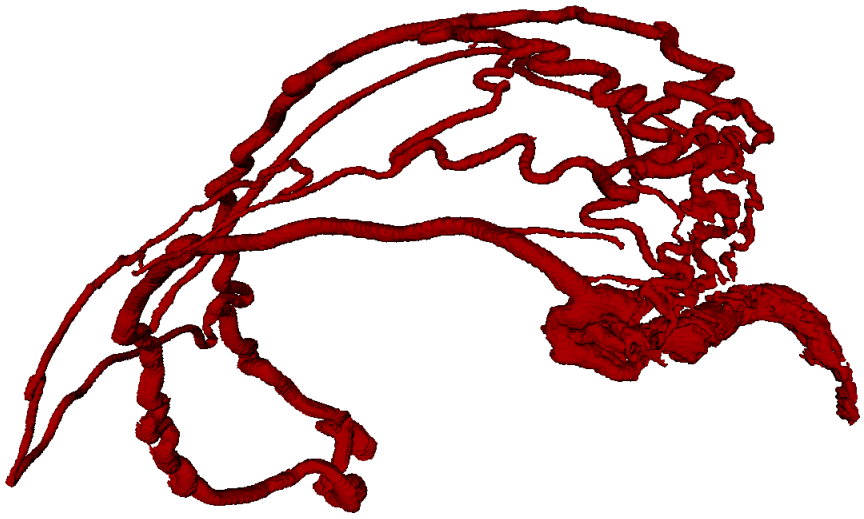
Obrázek 5 Nahraná data z pohledu programu 3D Slicer

Importované snímky jsou zobrazeny v různých odstínech šedé, což odráží způsob, jakým byla data získána. Při použití počítačové tomografie (CT) pro snímání patologických míst procházejí rentgenové paprsky lidskou tkání. Tyto paprsky mohou být buď odráženy, nebo absorbovány tkání, což se projeví ve světlejších nebo tmavších odstínech šedi na snímcích. Pro lepší zobrazení krevního řečiště se často používají kontrastní látky zavedené do krevního oběhu. Z tohoto důvodu je na snímcích nejvýraznější například lidská lebka, a také námi hledané arteriovenózní malformace (AVM). Následující obrázek 6 ilustruje zvýraznění těchto klíčových částí.

Obrázek 6 Hrubý model

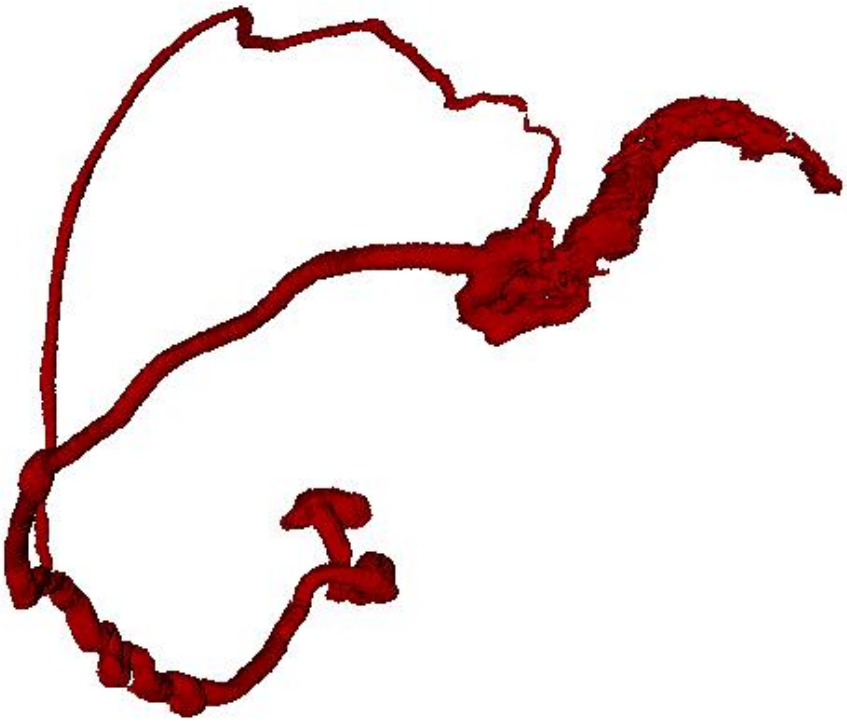
Tvorba modelu začala, výběrem odpovídajících odstínů šedi, za pomocí funkce threshold. Tento krok umožnil vytvoření prvotního modelu, který je možno vidět na obrázcích 7 a 8. Ten sloužil jako základ pro další úpravy. Samotná AVM se poté nachází v horní části modelu, a je přiblížena na druhém obrázku [18].

Obrázek 7 Prvotní model, ukázka funkce threshold



Obrázek 8 Prvotní model, ukázka funkce treshold, přiblíženi oblasti malformace

Následně byl model tento prvotní model zredukován pouze na přívodnou meningeální tepnu, její větev a patologickou oblast arteriovenózní malformace (AVM). Tohoto kroku bylo dosaženo za použití funkce Scissors, která umožňuje odstraňovat vybrané části modelu. Poté byla použita funkce Islands, která odstraní všechny oddělené sekce, jež nejsou spojeny s hlavní částí modelu [18].

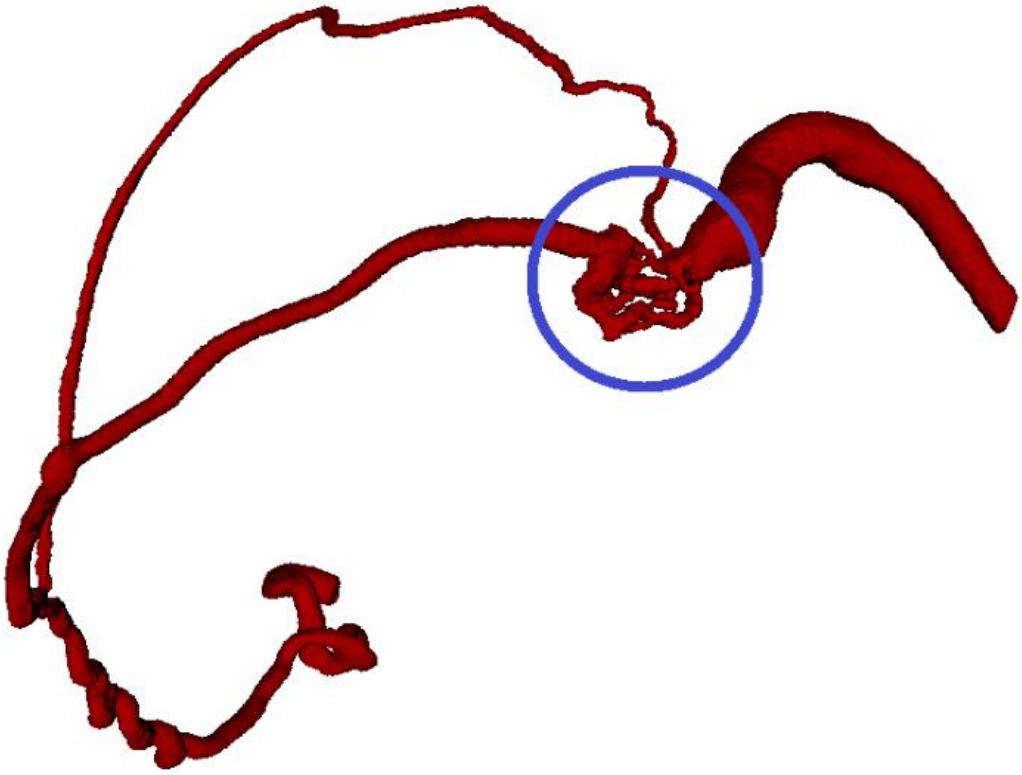


Obrázek 9 Ořezaný model malformace

Po předešlých operacích bylo nutno odstranit veškeré četné nepřesnosti, které zůstaly na modelu. Jelikož arteriovenózní malformace sestávají z drobných a tvarově složitých cév, musela být zbývající úprava provedena ručně za pomocí funkcí Paint a Erase**.** Obě funkce mohou být využity jak ve 2D projekcích, tak i v samotném 3D modelu, což umožňuje postupné odstraňování nebo doplňování částí modelu [18].

Pro zajištění co nejvyšší přesnosti byl model kontrolován a upravován snímek po snímku, s využitím podkladů z literatury a zkušeností z tvorby předchozího modelu. Všechny úpravy byly následně konzultovány s lékaři z vojenské nemocnice, aby byla zajištěna přesnost a věrnost výsledného modelu.

Samotná oblast AVM byla na obrázku vyznačena modře.

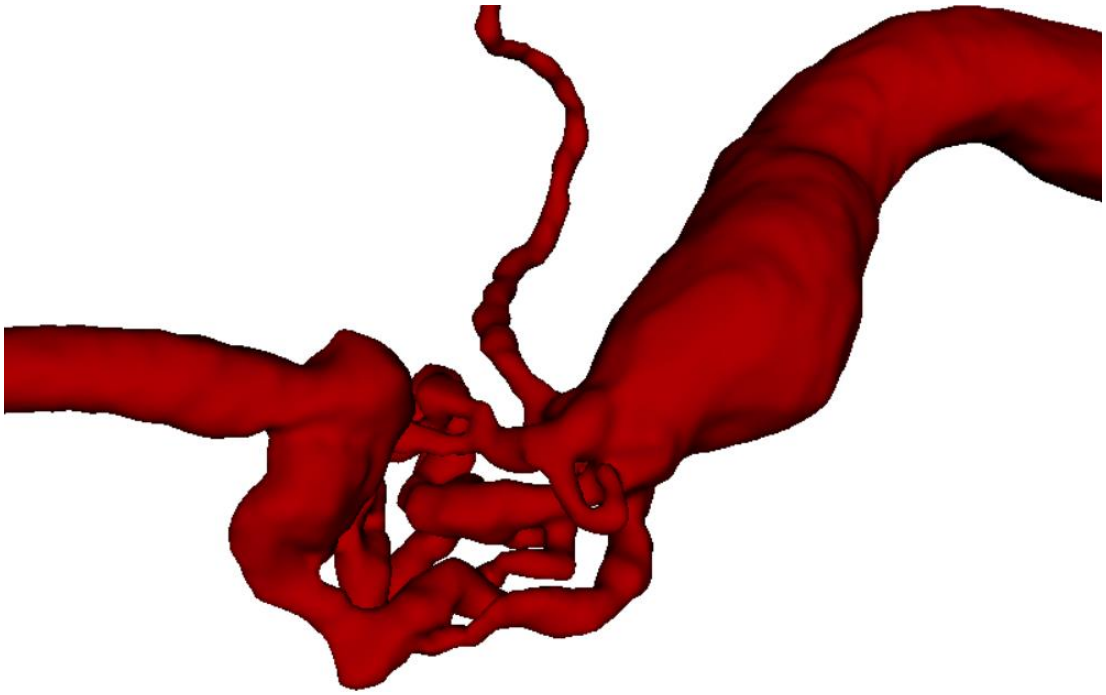


Obrázek 10 Očištěný model malformace

Posledním krokem bylo správné nastavení faktoru vyhlazení za pomoci funkce Smoothing tak, aby v modelu nezanikly žádné podstatné detaily. Při nulovém faktoru vyhlazení je model tvořen hrubými polygonovými přechody. Pomocí této funkce je tento efekt zmírněn. Pozorovaná optimální hodnota faktoru vyhlazení byla 0.3- Ta zachovává detaily modelu, ale zároveň zajišťuje jeho hladkost. Maximální hodnota faktoru je 1, při které je model plně vyhlazen [18].

Na následujících obrázcích 12 a 13 je malformace vyobrazena před vyhlazením a po použití vyhlazovací funkce.

Obrázek 12 Ukázka finálního modelu před vyhlazením



Obrázek 11 Ukázka finálního modelu po vyhlazení za použití hodnoty 0,3 vyhlazovací funkce

Pro srovnání je na druhém obrázku vyobrazena AVM druhého modelu, na kterém byly provedeny všechny předešlé operace obdobným způsobem. Zatímco u prvního modelu AVM zahrnuje pouze oblast označenou modře, u druhého modelu tvoří AVM většinu drobných tepen v popředí

zobrazených na obrázku 12. Na mohutnějších tepnách v pozadí se pak nacházejí aneuryzmata. Tento složitější stav krevního řečiště významně komplikoval jeho tvorbu a zvýšil náročnost celého procesu.

Obrázek 13 Ukázka druhého finálního modelu

Na konci zpracování dat nám tak vzniká prvotní přesný model arteriovenózní malformace. Nicméně bylo nutné tento model ještě podrobit dalším úpravám a přizpůsobit ho pro další využití.

Posledním krokem v programu 3D Slicer bylo do formátu STL, pro možnost dalšího zpracování v externích programech [18].

11.2.2 Úprava geometrie modelu v prostředí Ansys Space Claim

Po zhotovení prvotního modelu, bylo nutné jej upravit do formy, použitelné pro následné operace. Kvůli technickým omezením způsobeným nadměrnou velikostí modelu jsem se rozhodl využít program SpaceClaim od společnosti Ansys.

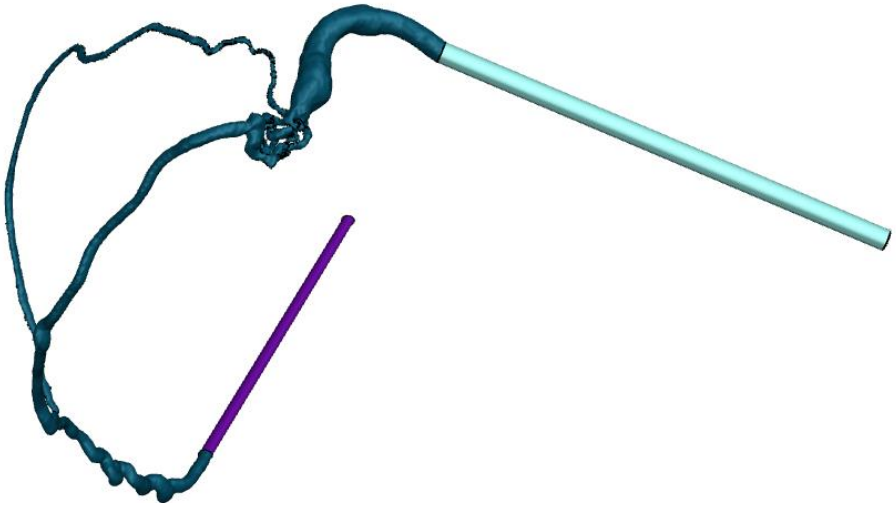
Prvním krokem v tomto programu bylo převedení modelu z formátu STL do objemového tělesa. Následně bylo třeba geometrii modelu upravit a přidat rozběhové a doběhové dráhy, které zajišťují stabilní rychlostní profil před vstupem do hlavní části modelu.

V místě vstupu byly hodnoty rychlostí určeny dle článků popisující patologicky ovlivněnou fyziologii lidského těla v obdobných místech. Na základě těchto hodnot bylo vypočítáno lokální Reynoldsovo číslo, které bylo třeba k dimenzování vstupních rozběhových drah za pomoci rovnic 2 a 3. Obvykle lze doběhové dráhy na výstupu výrazně zkrátit, protože krev se rozděluje do více výstupů. U arteriovenózní malformace (AVM) však jde o patologický stav, kde není možné přesně určit poměr rozdělení krve. Proto jsem se rozhodl v případě prvního modelu ponechat doběhové dráhy stejně dlouhé jako dráhy rozběhové.

11.2.3 Oprava tělesa modelu v prostředí Ansys Space claim

Mezi posledními kroky v tomto procesu byla kontrola a oprava modelu před síťováním. To bylo provedeno postupnou analýzou modelu a lokálními úpravami geometrie pomocí opravných funkcí. Cílem těchto operací bylo odstranění přebytečných hran a ploch, nebo přepracování těch, které byly příliš malé nebo špatně orientované.

Dále následovalo vytvoření jednotlivých skupin obsahujících části modelu. Na prvním modelu bylo vytvořeno 5 skupin: Inlet a náběh (označeno fialovou barvou, skupina 1 a 2), outlet a doběh (označeno světle modrou barvou, skupina 3 a 4) a BOI (označenou modrou barvou, skupina 5), což je zkratka pro Body of Interest. Kontrolním objemem pak byla právě skupina 5. Jedná se o model AVM a je to skupina plošek, ve které budou vyhodnocovány výsledky.



Obrázek 14 Opravený model doplněný o rozběhy

11.2.4 Síťování modelu v prostředí Ansys Fluent Meshing

Pro řádné provedení CFD simulace bylo nezbytné předchozí modely nahrát do modulu programu Ansys Fluent, zvaného meshing. Následně bylo nutné definovat rozsah minimální a maximální velikosti jednotlivých buněk povrchové sítě. Tyto parametry později určují celkové množství počtu buněk generované sítě, což ve výsledku ovlivňuje samotnou přesnost numerické simulace a celkový výpočetní čas. Pro minimální hodnotu bylo dodrženo doporučení, které vymezovalo minimální velikost buňky jakožto třetinu velikosti nejmenšího rozměru modelu pro přenos tepla a pětinu při zkoumání rychlostního profilu.

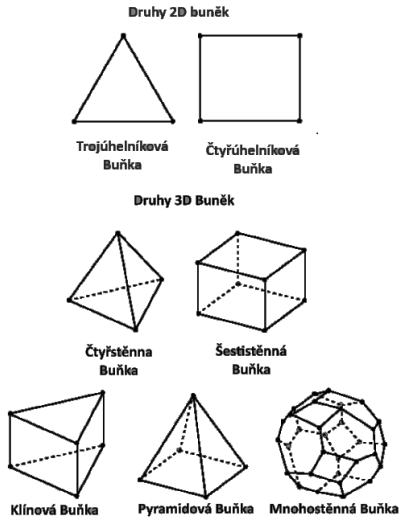
Dalším krokem bylo nastavení správného koeficientu šikmosti (skewness) a jeho implementace na vygenerovanou síť. Jedná se o klíčový parametr kvality sítě, který popisuje nesymetričnost velikosti vrcholových úhlů jednotlivých trojúhelníkových plošek [12].

Po správném vytvoření povrchové sítě bylo těleso přenastaveno z modelu tuhého tělesa na model kapalného a byla vytvořena síť objemová.

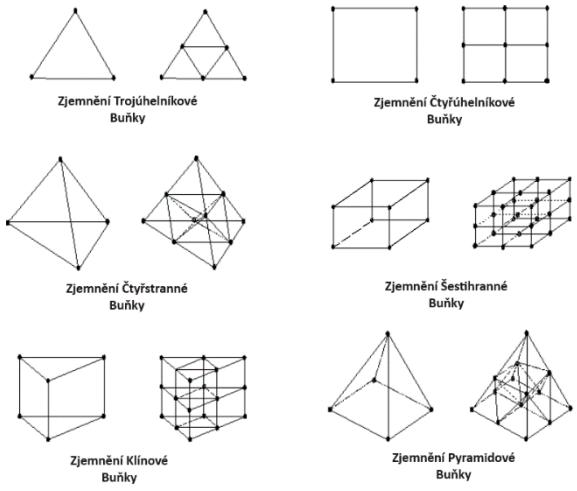
Pro objemovou síť jsem se rozhodl využít sítě polyhedrální. Narozdíl od technologie buněk tetrahedrálních vyžadují mnohem menší množství buněk, což vede k menší výpočetní náročnosti a celkovému času [19].

Ukázky různých dalších druhů objemových sítí je ukázáno na následujícím obrázcích 15 a 16.

Pro řádné vytvoření sítě bylo dále nezbytné určit počet prizmatických buněk, zakázat jejich vytváření na přívodných a odvodných rovinách a určit celkový poměr růstu jednotlivých buněk. Tento poměr určuje maximální rozdíl o kolik se mohou vůči sobě dvě sousední buňky v různých vrstvách lišit svým objemem.



Obrázek 15 Topologie sítí – Upraveno [20]



Obrázek 16 Topologie Sítí, zjemnění sítě – Upraveno [21]

11.2.5 Nastavení výpočtů v prostředí Ansys Fluent Solution

Pro určení optimálních parametrů sítě a celkového počtu buněk prvního modelu bylo zhotoveno pět objemových sítí, a ty byli následně testovány v prostředí Ansys Fluent solution.

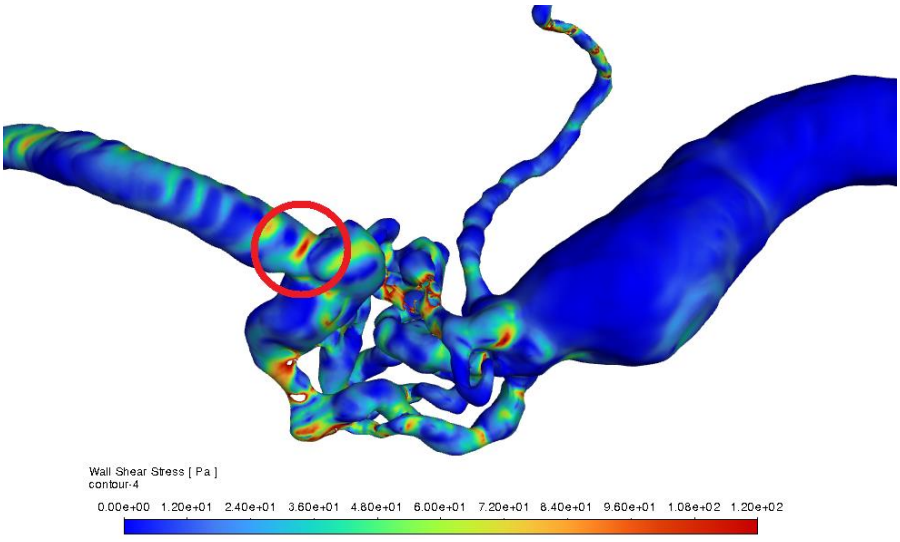
Prvním krokem bylo stanovení optimální objemové sítě pro finální výpočty, přičemž bylo třeba zohlednit jak přesnost, tak celkový výpočetní čas.

Bylo porovnáno pět různých objemových sítí a za referenční síť jsme považovali tu s největším počtem buněk. Povolená odchylka od naměřených hodnot této sítě byla zvolena jako pět procent.

Tabulka 1 Studie sítě – rozdělení modelů

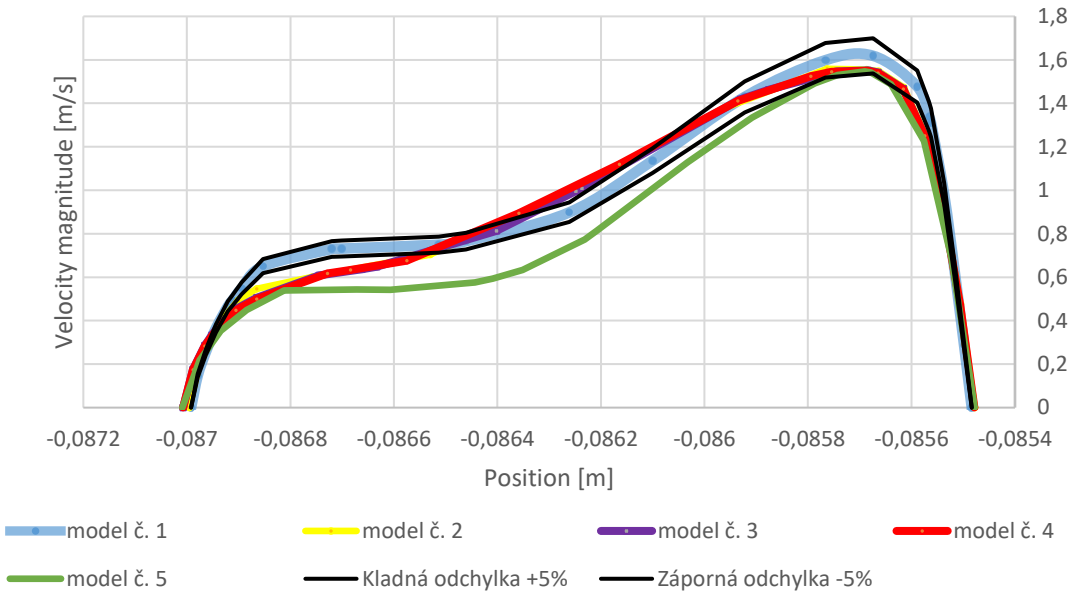
Číslo modelu	Celkový počet buněk
1	6 368 902
2	1 815 166
3	772 289
4	550 333
5	439 362

Hlavním kritériem pro srovnání byla velikost smykového napětí na stěnách žíly. Pro analýzu byla vybrána kritická oblast, označená červeně a podrobně popsaná v kapitole o vyhodnocení proudové charakteristiky AVM. Porovnání prvních dvou objemových sítí ukázalo, že maximální hodnoty smykového napětí v této oblasti se lišily až o 20 procent, což výrazně překračovalo povolenou odchylku. Tento rozdíl se dále zvětšoval s nárůstem rozdílu celkového počtu buněk. Hodnoty veškerých tečných napětí zobrazených na zbylých objemových sítích je možno najít v příloze A.



Obrázek 17 Studie sítě, objemová síť 1 - 6 368 902 buněk

Dalším kritériem bylo porovnání maximálních rychlostí proudění krve ve stejném kritickém místě. I zde se ukázalo, že ani jeden ze zbylých modelů nesplňuje stanovená kritéria přesnosti.



Obrázek 18 Rozdělení modelů – srovnání sítí dle rychlostí

Posledním kritériem pro hodnocení byla výpočetní doba a náročnost. Jak je uvedeno v tabulce 1, první objemová síť byla výrazně objemnější než sítě zbylé. Jeho výpočetní čas se při daných podmínkách pohyboval v řádu hodin, což bylo stále považováno za přijatelné.

Jedinou sítí, která splňovala veškerá tři kritéria, byla síť první. Ta byla následně zvolena za optimální a byly na ní provedeny další výpočty. Parametry této sítě byly později aplikovány i na objemovou síť druhého modelu.

Provedené výpočty byly realizovány pomocí stacionárního řešiče s laminárním modelem proudění. Médium uvnitř sítě bylo definováno kapalina simulující vlastnosti vody jako newtonské tekutiny. Ačkoli krev ve skutečnosti není newtonovskou kapalinou, pro účely této práce byla jako taková nastavena. Toto zjednodušení bylo umožněno díky výraznému rozdílu ve velikosti mezi pevnými částicemi tvořenými heterogenní suspenzí krve a nejmenšími průměry cév které se v modelech objevují.

Následně byli tomuto médiu přiřazeny hodnoty odpovídající lidské krvi. Konkrétně se jednalo o dynamickou viskozitu $\mu = 0{,}0035\ Pa.s$ a hustotu $\rho = 1060\ kg/m^3$. Samotným médiem pak byla vyplněna objemová síť včetně rozběhů a doběhů.

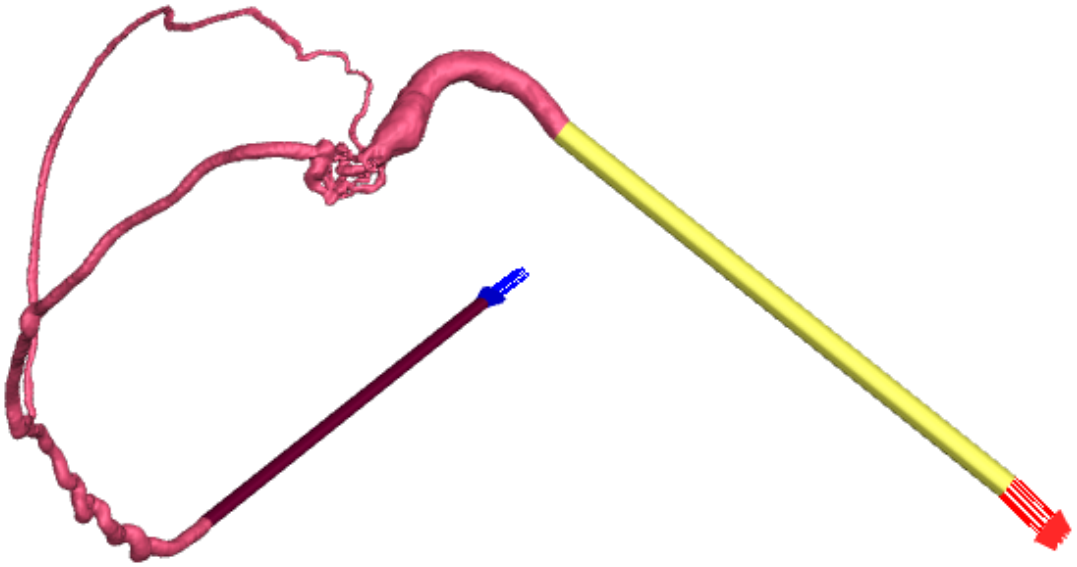
Na jednotlivé vstupy a výstupy byly aplikovány okrajové podmínky: Pro vstupy byla použita rychlostní podmínka proudění krve, zatím co pro výstupy byla stanovena podmínka nulového tlakového rozdílu ve srovnání s okolím.

Pro oba modely v případě Meningeální tepny byla rychlost proudu krve stanovena na $v = 0{,}5336\ m/s$. Hodnota rychlosti byla převzata z odborného článku popisujícího proudění fyziologické krve v meningeální tepně a následně přepočítáno pro podmínky proudění při patologickém stavu [22].

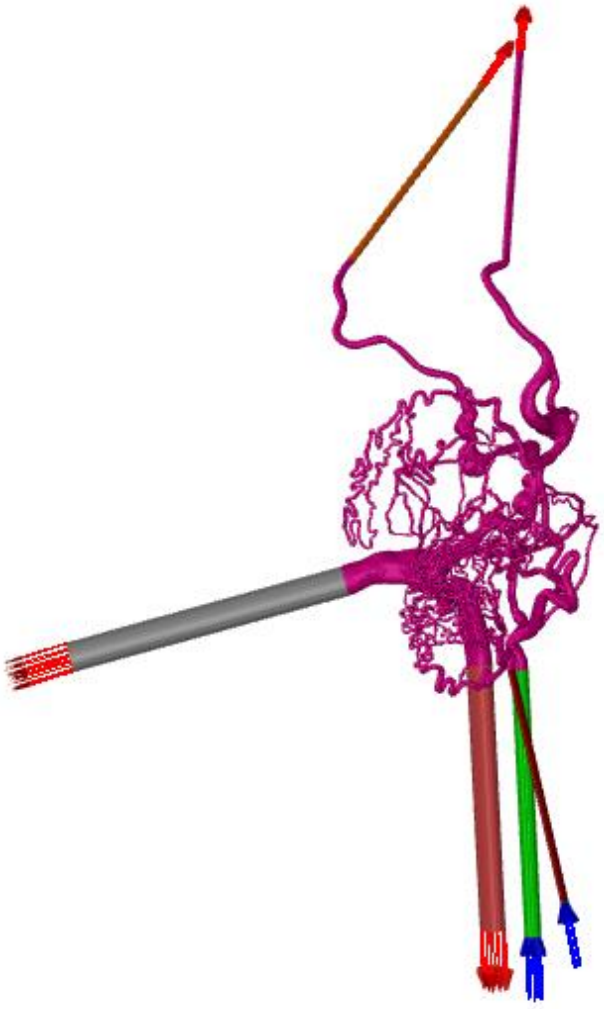
Druhý model pak navíc obsahoval kromě tepny meningeální i tepnu Okcipitální. Pro tu byla rychlost proudu krve převzata z odborného článku popisující obdobný patologický stav a byla nastavena na $v = 1{,}19\ m/s$ [23].

Dále byla provedena inicializace, s cílem vytvořit prvotní odhad řešení prostřednictvím přiřazení počátečních okrajových hodnot jednotlivým buňkám pro celou síť. Tento krok je důležitý pro zrychlení konvergence řešení výpočtů [24].

Posledním krokem před spuštěním výpočtů bylo nastavení počtu iterací a to, po kolika iteracích má být postup zálohován.



Obrázek 19 První model před spuštěním numerické simulace



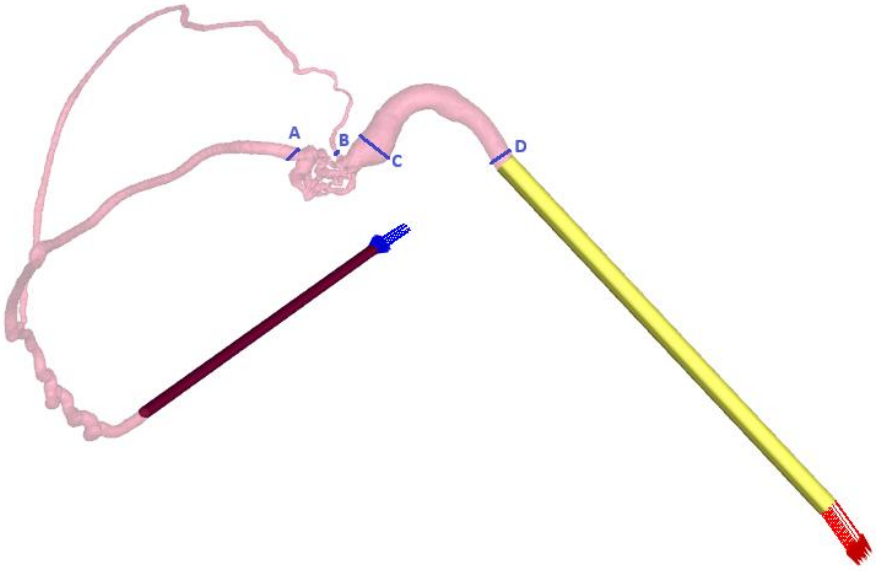
Obrázek 20 Druhý model před spuštěním numerické simulace

12 Zpracování výsledků

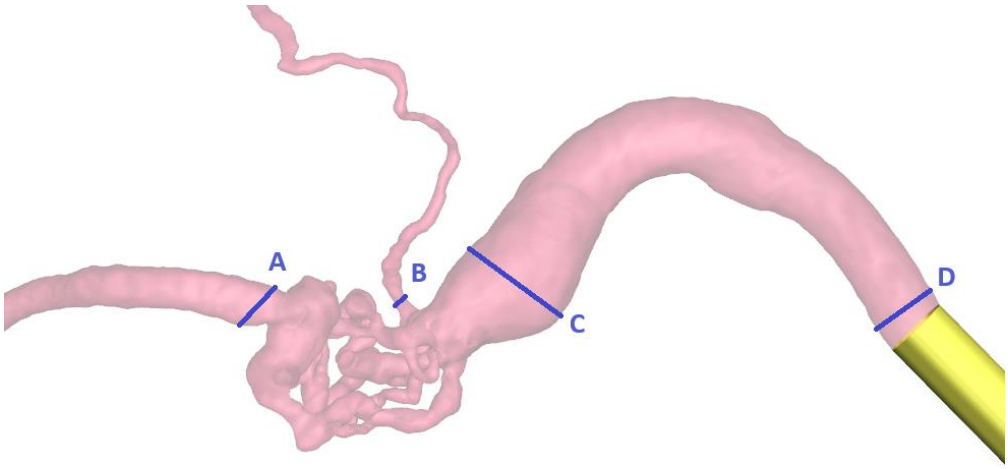
Pro účely této práce budou v následující kapitole popsány pouze výsledky numerické simulace zhotovené na prvním modelu. Vyhodnocení druhého modelu proběhne v rámci přílohy B. Veškeré podklady budou dodržovat stejnou strukturu, která bude v následující kapitole aplikována pro model první.

12.1 Vyhodnocení proudových charakteristik v AVM

Pro analýzu proudové charakteristiky arteriovenózní malformace (AVM) v mozku byla v rámci modelů identifikována klíčová místa. Tato místa byla použita pro tvorbu přímek, které je protínají a na kterých budou následně zobrazeny výsledné proudové charakteristiky. Předpoklad je, že v těchto oblastech dochází k významným změnám proudění krve. Specificky byla vybrána čtyři kritická místa: místo A (předtím, než se tepna prudce rozšiřuje), místo B (kde se napojuje menší větev tepny na žílu), místo C (kde se vysokotlaká AVM napojuje na nízkotlakou žílu) a místo D (ve kterém se proudění opět pomalu začíná ustalovat).



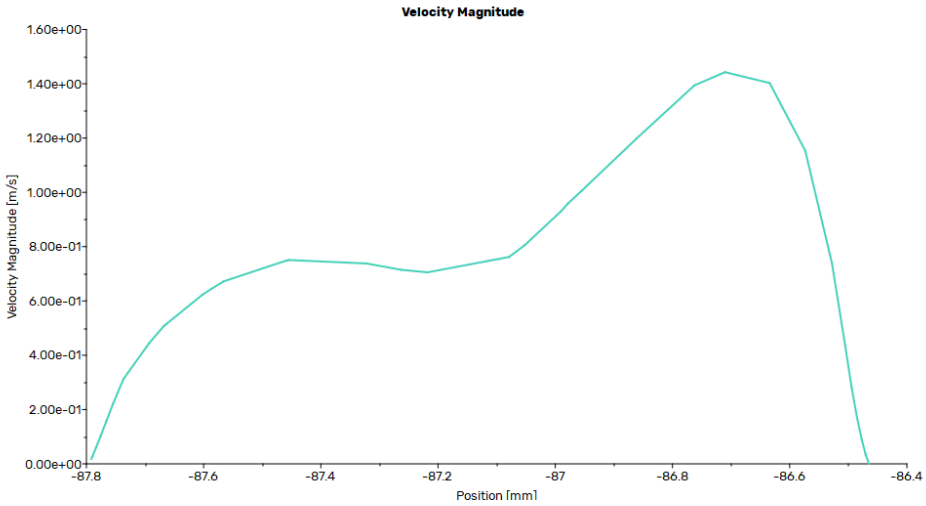
Obrázek 21 Klíčová místa v modelu malformace



Obrázek 22 Detail na klíčová místa v modelu malformace

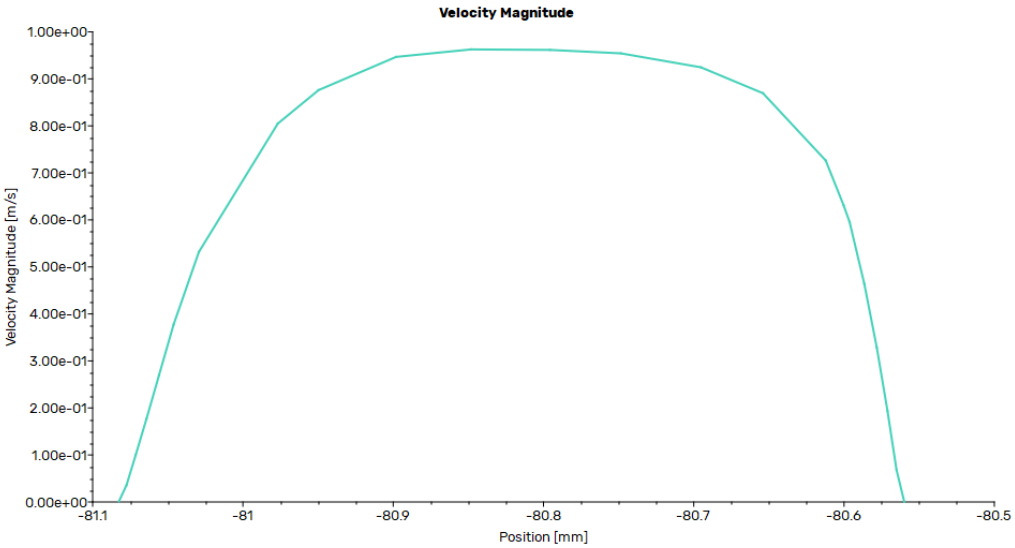
Při porovnání grafů rychlostí v klíčových místech arteriovenózní malformace (AVM) byli vypozorovány následující informace:

V místě A se maximální hodnota rychlostí vychýlila ze středu profilu, k pravé stěně tepny. Tento jev může být způsoben zakřivenou geometrií tepny, která před napojením do AVM přestala stoupat a přechází do horizontální polohy. Průběh tlaků v této oblasti odpovídá průběhu rychlostí, přičemž před rozšířením si tlak stále udržuje vysoké hodnoty.



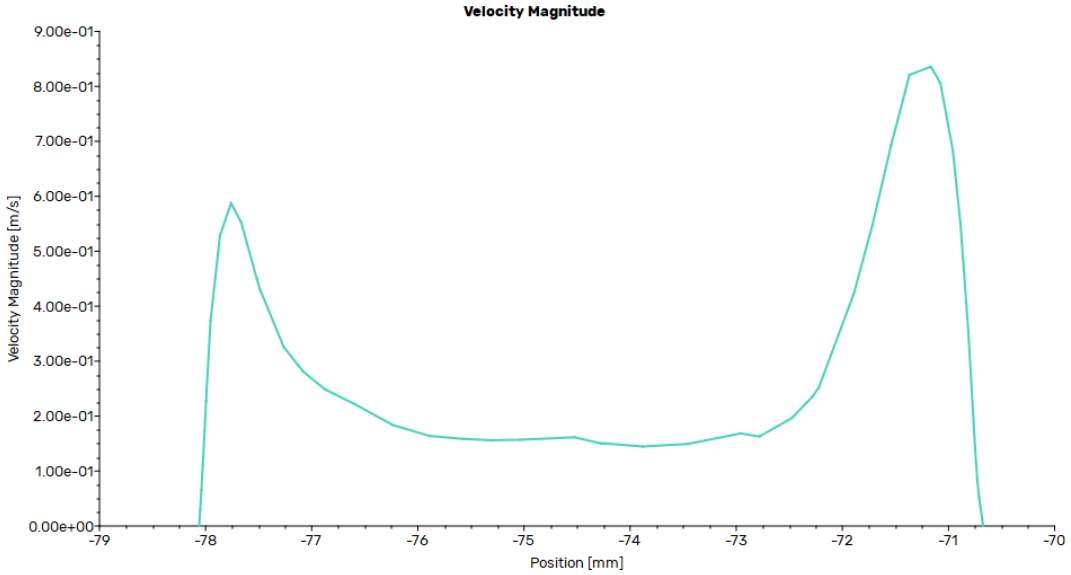
Obrázek 23 Graf průběhu rychlostního profilu v místě A

V místě B se odehrává obdobný proces, rychlostní profil si však stále zachovává jistou míru symetričnosti. V centru tohoto profilu se však nenachází maximum naměřené rychlosti, a dochází spíše k jeho zploštění. V důsledku, rychlostní profil odpovídá spíše profilu proudění turbulentního než proudění laminárního.



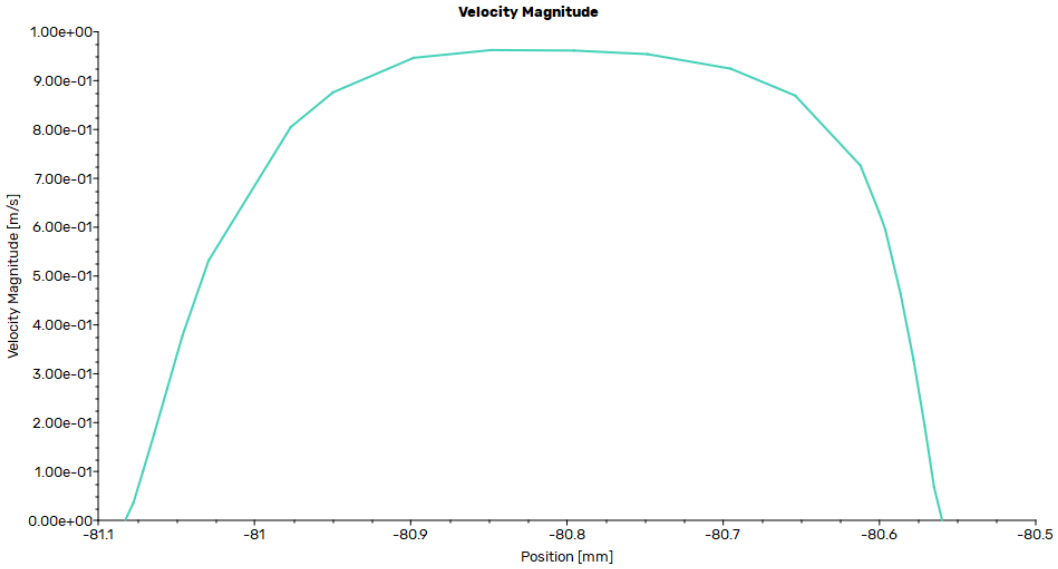
Obrázek 24 Graf průběhu rychlostního profilu v místě B

V místě C se charakter rychlostního profilu výrazně mění. Při napojení dochází k rozdělení rychlostního profilu do dvou lokálních maxim při stěnách žíly, zatímco ve středu profilu dochází k výraznému zpomalení proudění. Tato situace je způsobena připojením drobné větve vysokotlaké tepny přímo na nízkotlakou žílu. Z toho důvodu dochází k patologickému změnu tvaru žíly, která se přizpůsobuje proudění, což vede k tvorbě varixu neboli výdutě na žíle. Tento jev je podrobněji popsán u obrázku 27.



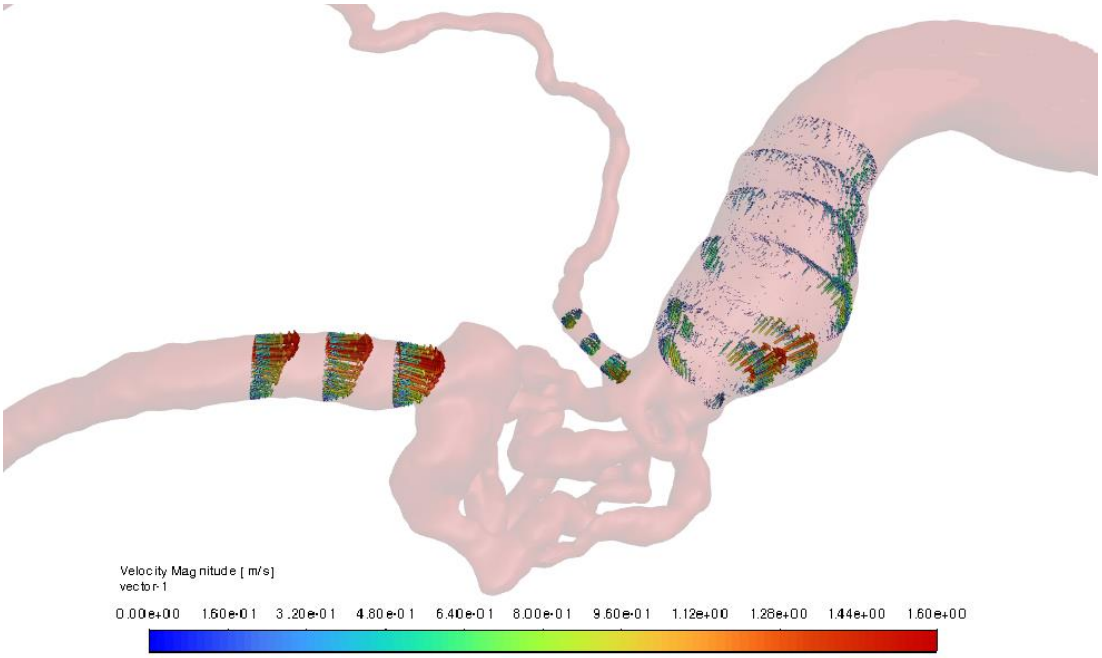
Obrázek 25 Graf průběhu rychlostního profilu v místě C

Charakter proudění se poté postupně začíná opět vyrovnávat. V bodě D se rychlostní profil již postupně opět stabilizuje a nabývá na symetričnosti. Jeho maximum rychlosti se však stále nenachází v jeho středu a profil je stále zploštěný, jak je patrné z grafických zobrazení rychlostí.



Obrázek 26 Graf průběhu rychlostního profilu v místě D

Pro lepší ilustraci a pochopení tohoto děje byl vytvořen obrázek 27, který vykresluje vektory rychlosti proudící kapaliny. Zde je možno vidět, že příčina vysoké rychlosti na stěnách v místě C byla pravděpodobně způsobena relativně kolmým napojením drobné větve tepny téměř přímo na žílu. Tato větev přivádí krev o vysoké rychlosti a vysokém tlaku do nízkotlaké žíly, kde následně s její stěnou dochází ke kolizi. Právě v důsledku tohoto děje se na žíle pravděpodobně vytvořila již dříve zmíněná výduť.

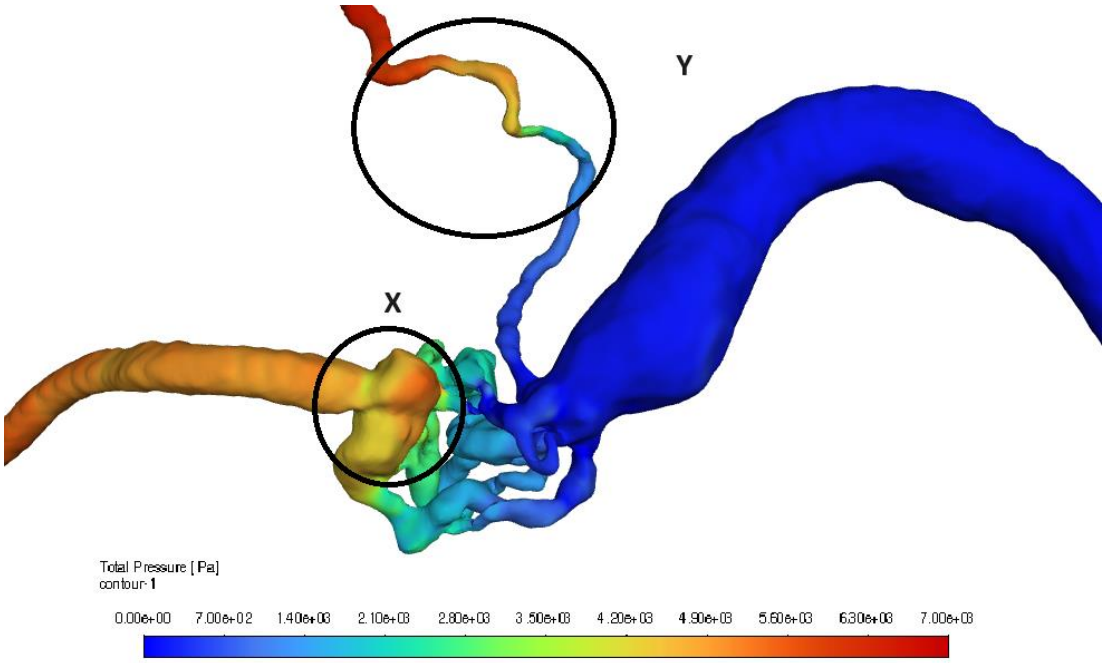


Obrázek 27 Ukázka vektorů rychlostí proudící krve

Z pohledu rozložení celkových tlakových ztrát je patrné, že k největším ztrátám dochází právě v oblasti samotné malformace. Zde byly popsány tři podstatné oblasti značené písmeny X, Y a Z.

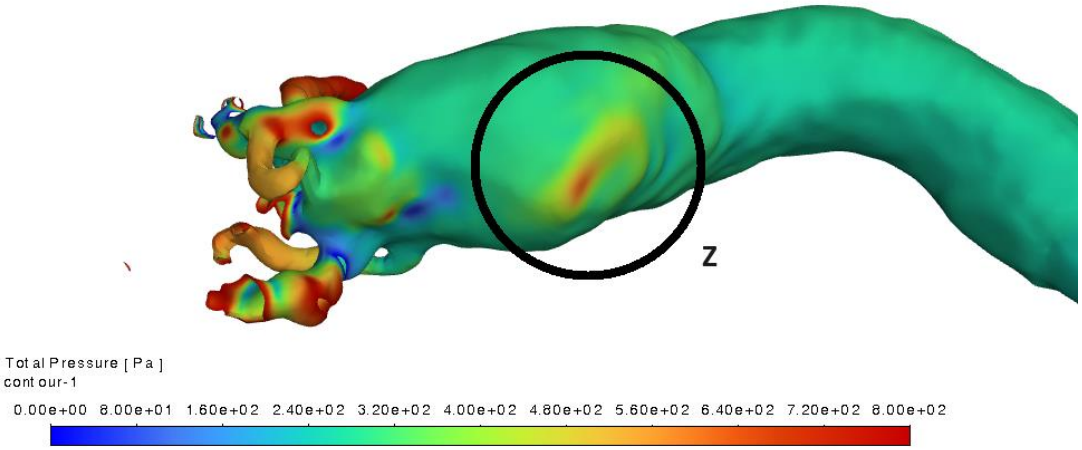
První podstatné místo označené na obrázku 21 jako oblast X, ukazuje významné tlakové ztráty způsobené prudkým zakřivením a opakovaným větvením tepny při vstupu do malformace, což je doprovázeno následným výrazným poklesem rychlostí.

V druhém místě, značeném jako oblast Y pak dochází k tlakovým ztrátám v důsledku prudkého zakřivení menší větve tepny. Její průběh a prudké zakřivení je také zobrazeno na obrázku 21.



Obrázek 28 Zobrazení celkových tlakových ztrát

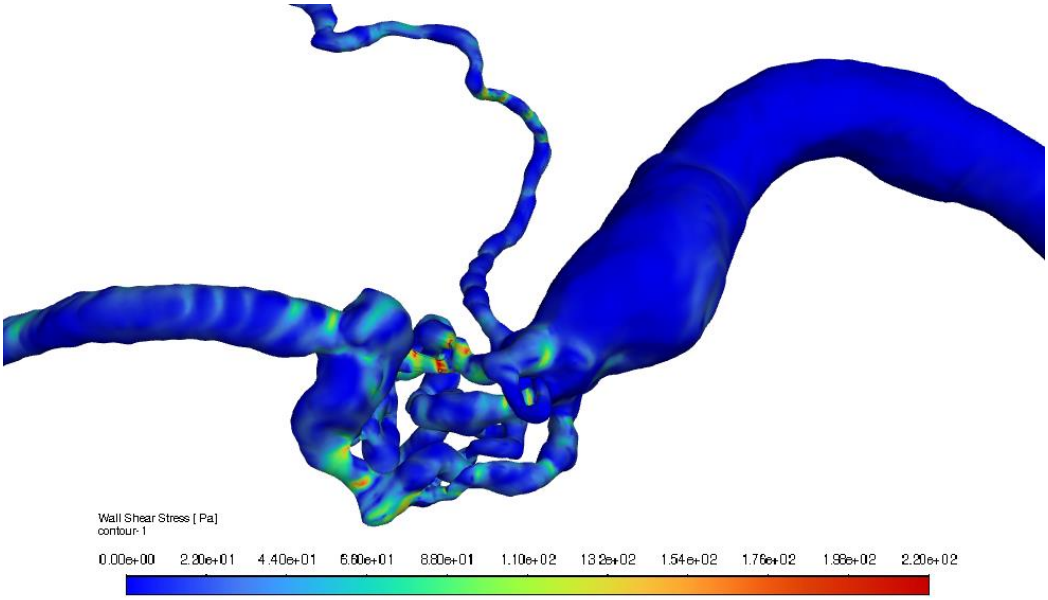
Třetí oblast, označená na obrázku 28 jako oblast Z zobrazuje upravený rozsah tlaků pro lepší zobrazení dějů v žíle. Zde je patrný zvýšený tlak, pravděpodobně způsobený napojením druhé větve tepny, jak bylo řečeno při analýze přímky C. Obdobný jev je poté možno pozorovat v průběhu smykových napětích na stěnách žíly na obrázku 32.



Obrázek 29 Detail působení tlaku při tlakových ztrátách

Na závěr této práce bych se chtěl zaměřit na smyková napětí na stěnách cév, známé v anglickém jazyce jako wall shear stress (WSS). Tato napětí představují hlavní riziko při tvorbě arteriovenózních malformací.

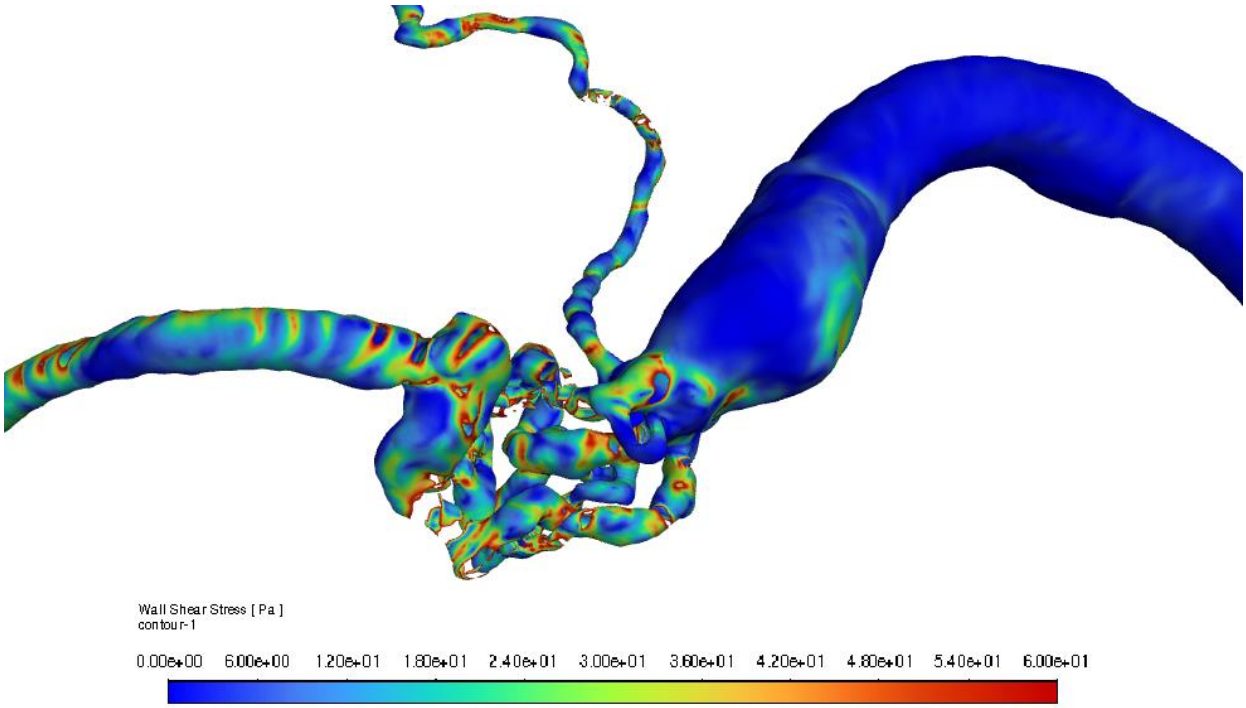
Nejvíce namáhaná místa v tomto modelu se nacházejí v oblasti samotné malformace a v místě, kde se tepna na malformaci napojuje. Krev s vysokým tlakem a vysokou rychlostí zde musí prudce změnit směr proudění, což vede ke změně všech parametrů proudění. V důsledku toho zde vzniká smykové napětí na stěnách a následné vyboulení tepny. Současně v těchto prvních větvích rozdělující se tepny můžeme pozorovat nejvyšší naměřené hodnoty WSS.



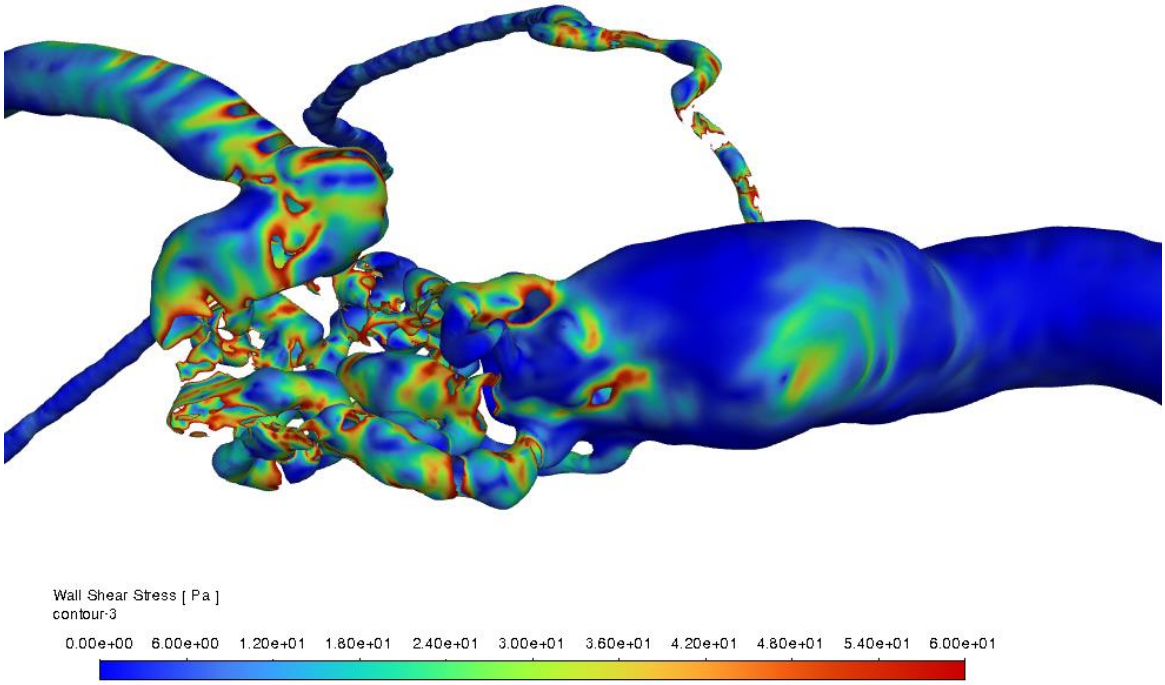
Obrázek 30 Rozložení smykového napětí na stěnách cév

Při snížení rozsahu zobrazených hodnot smykového napětí na stěnách cév (WSS) je patrné, že celkové rozložení WSS odpovídá popisu průběhu rychlostí a tlaků dle popisu na předchozích stranách 36 a 37.

Kromě velmi vysokých hodnot smykového napětí na stěnách cév samotné malformace si opět můžeme povšimnout napětí vznikající v místech napojení malformace na žílu a na stěně žíly samotné. Stěna žíly je namáhána v důsledku relativně kolmého napojení drobné větve tepny. Její krev o vysokém tlaku a rychlosti pod tímto úhlem naráží do stěny nízkotlaké žíly a v důsledku toho v této oblasti pak vzniká výduť. Přesnější odůvodnění vzniku toho napětí pak můžete nalézt na stránkách 37 a 38.



Obrázek 31 Detail smykových napětích na stěnách cév



Obrázek 32 Pootočený pohled – Detail smykových napětích na stěně žíly

13 Závěr

Tvorba arteriovenózních malformací zůstává relativně neprobádaným územím. Toto onemocnění je relativně časté a může se u pacienta skrývat od narození nebo se vyskytnout až v průběhu života. Jelikož představuje potenciální riziko pro zdraví, je nutné pochopit mechanismy jeho vzniku a dějů které se v něm odehrávají.

Cílem této práce bylo vytvořit a prezentovat výsledky numerických simulací stacionárního průtoku krve v reálných modelech arteriovenózních malformací. Data pro tvorbu těchto modelů byla získána od reálných pacientů prostřednictvím snímků z počítačové tomografie, poskytnutých lékaři z Ústřední vojenské nemocnice, a využity byly také poznatky uvedené v rešerši.

Na základě studie sítě byla pro výpočty numerických simulací pro první model vybrána optimální síť o velikosti přibližně 6,4 milionu buněk. Pro druhý model byla zvolena síť s přibližně 15,5 milionu buněk, přičemž parametry nastavení sítě zůstaly stejné. Jako proudící médium byla zvolena Newtonovská kapalina s definovanou konstantní hustotou a viskozitou, odpovídající parametrům lidské krve.

V následujících kapitolách jsem se zaměřil pouze na model první. Výsledky druhého modelu byli uvedeny v příloze a dodržují stejnou strukturu jako výsledky modelu prvního.

Pro analýzu proudových charakteristik v mozku byla v modelech identifikována klíčová místa. Tato místa byla použita pro tvorbu přímek, které je protínali a na kterých byli následně tyto charakteristiky zobrazeny.

Pro lepší vizualizaci pak byly vytvořeny snímky zobrazující průběh rychlostí a tlaků na celkovém modelu, a veškeré hodnoty byly postupně porovnány a okomentovány.

Nejdůležitějším místem byla oblast napojení malformace na žílu odvádějící krev. V těchto místech je krev o vysoké rychlosti a tlaku, přiváděná tepnou přímo do nízkotlaké žíly. To způsobuje rozdělení profilu proudění po stěnách cévy a tvorbu výdutě na žíle.

Poslední část práce se zaměřila na zobrazení a vyhodnocení smykových napětí na stěnách cév, které představují hlavní rizika této problematiky. Nejvyšší hodnoty smykového napětí byly nalezeny v oblasti pokřivených tepen arteriovenózní malformace, kde může hrozit prasknutí cévy. Další kritická místa zahrnovala oblast připojení tepny do malformace a oblast napojení žíly těsně za malformací.

V budoucnu bych se rád věnoval rozšíření této práce, tvorbě nových modelů malformací z dat nových pacientů a podrobnější studii výsledných hodnot. Rovněž bych chtěl upravit některé výpočetní parametry, aby simulace lépe odrážely reálné parametry krve, podmínky nestacionárního proudění a vlastnosti cévních stěn.

14 Seznam použitých zdrojů

[1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3: Třetí, upravené a doplněné vydání*. 3. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.

[2] PETROVICKÝ, Pavel. *Anatomie s topografií a klinickými aplikacemi: Neuroanatomie, smyslová ústrojí a kůže*. 3. Martin: Osveta, 2002. ISBN 80-8063-048-8.

[3] NETTER, Frank H. *Netterův anatomický atlas*. 6. Brno: CPress, 2016. ISBN 978-80-264-1176-5.

[4] CHOI MD, Dr Jae H a Jay P MOHR MD. Brain arteriovenous malformations in adults. *The Lancet Neurology* [online]. 2005, **2005**(4, 5), 299-308 [cit. 2024-05-26]. ISSN 1474-4422. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/S1474-4422(05)70073-9

[5] *Interventions for treating brain arteriovenous malformations in adults* [online]. 2019, **2019**(CD003436), 5-7 [cit. 2024-05-26]. ISSN 1469-493X. Dostupné z: doi:10.1002/14651858.CD003436.pub4

[6] JEŽEK, D. Prof. Ing. Jan, Ing. Blanka VÁRADIOVÁ a Ing. Josef ADAMEC. *Mechanika Tekutin*. 3, přeprac. Praha: ČVUT, 1997. ISBN 80-01-01615-3.

[7] JANTALIK, CSC, prof. Ing. Jaroslav. *Hydrodynamika a Hydrodynamické stroje*. Ostrava: VŠB, 2008. ISBN 338-0535.

[8] QIN, Ruqiong a Chunyi DUAN. The principle and applications of Bernoulli equation. *Journal of Physics* [online]. 2017, **2017**(1), 2-7 [cit. 2024-05-26]. Dostupné z: doi:10.1088/1742-6596/916/1/012038

[9] ANDERSON, JR., J. D., G. DEGREZ a E. DICK. *Computational Fluid Dynamics: An Introduction*. Cambridge: Springer Science & Business Media, 2013. ISBN 3662113503, 9783662113509.

[10] ANSYS, INC. What is Computational Fluid Dynamics. *Ansys* [online]. 2024 [cit. 2024-05-26]. Dostupné z: https://www.ansys.com/simulation-topics/what-is-computational-fluid-dynamics

[11] BERN, Marshall a Paul PLASSMANN. Chapter 6 - Mesh Generation. In: *Handbook of Computational Geometry* [online]. North-Holland, 2000, s. 291-332 [cit. 2024-05-26]. ISBN 9780444825377. Dostupné z: https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780444825377500073

[12] ANSYS Fluent User's Guide. *ANSYS Inc.* [online]. 2021 [cit. 2024-05-26]. Dostupné z: https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/

[13] TUSHAR, Chandra, Pukenas BRYAN, Mohan SUYASH a Melhem ELIAS. Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Angiography. *Magnetic resonance imaging clinics of North America* [online]. 2012, **2012**(20), 687-698 [cit. 2024-05-26]. ISSN 1064-9689. Dostupné z: doi:10.1016/j.mric.2012.08.007

[14] *Katalog metod v biofyzice* [online]. Mefanet, 2008 [cit. 2024-05-26]. ISSN 1803-6619. Dostupné z: https://portal.lf1.cuni.cz/clanek-793-katalog-metod-v-biofyzice.

[15] MITA. DICOM. *About DICOM: Overview* [online]. 1993 [cit. 2024-05-26]. Dostupné z: https://www.dicomstandard.org/about-home

[16] 3D Slicer. *What is 3D Slicer* [online]. 2024 [cit. 2024-05-26]. Dostupné z: https://www.slicer.org.

[17] MUNI. Základy anatomie pro využití ve sportu. *Anatomické názvosloví, roviny a směry lidského těla* [online]. 2021 [cit. 2024-05-26]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/rect/el/estud/fsps/2020podzim/anatomie_sport/web/pages/

[18] 3D SLICER. Modules. 3D SLICER. *Modules* [online]. c [cit. 2024-05-25]. Dostupné z: https://slicer.readthedocs.io/en/latest/user_guide/modules/index.html

[19] ANSYS. Ansys Fluent Mosaic Technology. *Ansys* [online]. 2020 [cit. 2024-05-26]. Dostupné z: https://www.ansys.com/content/dam/resource-center/white-paper/ansys-fluent-mosaic-technology-wp.pdf

[20] ANSYS, INC. Mesh Topologies. *Ansys* [online]. 2009 [cit. 2024-05-26]. Dostupné z: https://www.afs.enea.it/project/neptunius/docs/fluent/html/ug/node161.htm

[21] ANSYS, INC. Hanging Node Adaption. *Ansys* [online]. 2009 [cit. 2024-05-26]. Dostupné z: https://www.afs.enea.it/project/neptunius/docs/fluent/html/th/node392.htm#sec-adapt-hanging

[22] LEPIĆ, Toplica, Milan LEPIĆ a Stefan MANDIĆ-RAJČEVIĆ. Ultrasonographic assessment of the maxillary artery and middle meningeal artery in the infratemporal fossa. *Epub* [online]. 2019, **2019**, 405-411 [cit. 2024-05-26]. ISSN 30770569. Dostupné z: doi:10.1002/jcu.22712

[23] TEE, B. -L, L -K TSAI a C -C LAI. The Role of the Occipital Artery in the Diagnosis of Intracranial Dural Arteriovenous Fistula Using Duplex Sonography. *American Journal of Neuroradiology* [online]. 2013, **2013**(34), 1-5 [cit. 2024-05-26]. Dostupné z: doi:http://dx.doi.org/10.3174/ajnr.A3273

[24] ANSYS, INC. How to Initialize the Solution in Ansys Fluent. *Ansys Innovation courses* [online]. 2021 [cit. 2024-05-27]. 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/

[25] HÄGGSTRÖM, Mikael. WIKIVERSITY. Medical gallery of Mikael Häggström. *WikiJournal of Medicine* [online]. 2014, **1**(2), 51 [cit. 2024-05-26]. ISSN 20218762. Dostupné z: doi:10.15347/wjm/2014.008.

15 Seznam obrázků

Obrázek 1 Řez stěnou cévy [1] 9
Obrázek 2 Podklíčková tepna [25] 11
Obrázek 3 Vyvinutí rychlostního profilu laminárního profilu [7] 15
Obrázek 4 Reogramy jednotlivých druhů kapalin [6] 16
Obrázek 5 Nahraná data z pohledu programu 3D Slicer 21
Obrázek 6 Hrubý model 22
Obrázek 7 Prvotní model, ukázka funkce treshold, přiblíženi oblasti malformace 23
Obrázek 8 Prvotní model, ukázka funkce threshold 23
Obrázek 9 Ořezaný model malformace 24
Obrázek 10 Očištěný model malformace 25
Obrázek 12 Ukázka finálního modelu před vyhlazením 26
Obrázek 11 Ukázka finálního modelu po vyhlazení za použití hodnoty 0,3 vyhlazovací funkce 26
Obrázek 13 Ukázka druhého finálního modelu 27
Obrázek 14 Opravený model doplněný o rozběhy 28
Obrázek 15 Topologie sítí - Upraveno [24] 29
Obrázek 16 Topologie Sítí, zjemnění sítě - Upraveno [25] 29
Obrázek 17 Studie sítě, objemová síť 1 - 6 368 902 buněk 30
Obrázek 18 Rozdělení modelů – srovnání sítí dle rychlostí 31
Obrázek 19 První model před spuštěním numerické simulace 33
Obrázek 20 Druhý model před spuštěním numerické simulace 33
Obrázek 21 Klíčová místa v modelu malformace 34
Obrázek 22 Detail na klíčová místa v modelu malformace 34
Obrázek 23 Graf průběhu rychlostního profilu v místě A 35
Obrázek 24 Graf průběhu rychlostního profilu v místě B 35
Obrázek 25 Graf průběhu rychlostního profilu v místě C 36
Obrázek 26 Graf průběhu rychlostního profilu v místě D 36
Obrázek 27 Ukázka vektorů rychlostí proudící krve 37
Obrázek 28 Zobrazení celkových tlakových ztrát 38
Obrázek 29 Detail působení tlaku při tlakových ztrátách 38
Obrázek 30 Rozložení smykového napětí na stěnách cév 39
Obrázek 31 Detail smykových napětích na stěnách cév 40

Obrázek 32 Pootočený pohled – Detail smykových napětích na stěně žíly 40
Obrázek 33 Studie sítě, objemová síť 1 – 6 368 902 buněk..... 47
Obrázek 34 Studie sítě, objemová síť 2 – 1 815 166 Buněk..... 47
Obrázek 35 Studie sítě, objemová síť 2 – 772 289 Buněk..... 48
Obrázek 36 Studie sítě, objemová síť 2 – 550 333 Buněk..... 48
Obrázek 37 Studie sítě, objemová síť 2 – 439 362 Buněk..... 49
Obrázek 38 Vyznačení míst pro měření rychlostních profilů – Přední pohled..... 50
Obrázek 39 Vyznačení míst pro měření rychlostních profilů – Zadní pohled 51
Obrázek 40 Graf rychlostního profilu zakončení splavu – V1..... 52
Obrázek 41 Graf rychlostního profilu zakončení splavu – V2..... 52
Obrázek 42 Graf rychlostního profilu zakončení žíly – V3..... 53
Obrázek 43 Graf rychlostního profilu zakončení žíly – V4..... 53
Obrázek 44 Graf rychlostního profilu v místě napojení větve meningeální tepny do malformace č. 1 - M1..... 54
Obrázek 45 Graf rychlostního profilu v místě napojení větve meningeální tepny do malformace č. 2 - M2..... 54
Obrázek 46 Graf rychlostního profilu v místě napojení větve okcipitální tepny do malformace č. 1 - O1..... 55
Obrázek 47 Graf rychlostního profilu v místě napojení větve okcipitální tepny do malformace č. 2 - O2..... 55
Obrázek 48 Graf rychlostního profilu v místě napojení větve okcipitální tepny do malformace č. 3 - O3..... 56
Obrázek 49 Graf rychlostního profilu v místě napojení větve okcipitální tepny do malformace č. 4 - O4..... 56
Obrázek 50 Graf rychlostního profilu v místě napojení největšího smykového napětí na stěnách v oblasti malformace – K 57
Obrázek 51 Rozložení tlakových ztrát v druhém modelu..... 58
Obrázek 52 Rozložení WSS v druhém modelu 58
Obrázek 54 Rozložení WSS v druhém modelu – menší rozsah hodnot, přední pohled 59
Obrázek 53 Rozložení WSS v druhém modelu – menší rozsah hodnot, zadní pohled59
Obrázek 55 Rozložení WSS v druhém modelu, detailní pohled na nejvíce namáhanou žílu..... 60
Obrázek 56 Ukázka proudnic v oblasti varixů 60

16 Seznam Tabulek

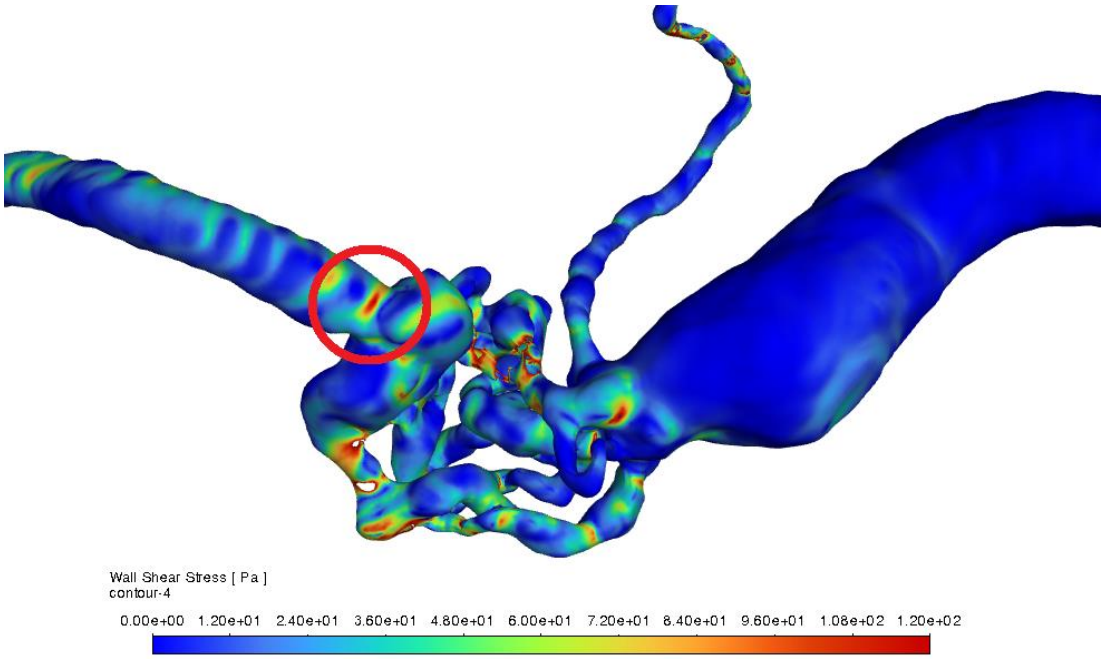
Tabulka 1 Studie sítě – rozdělení modelů 30

17 Seznam rovnic

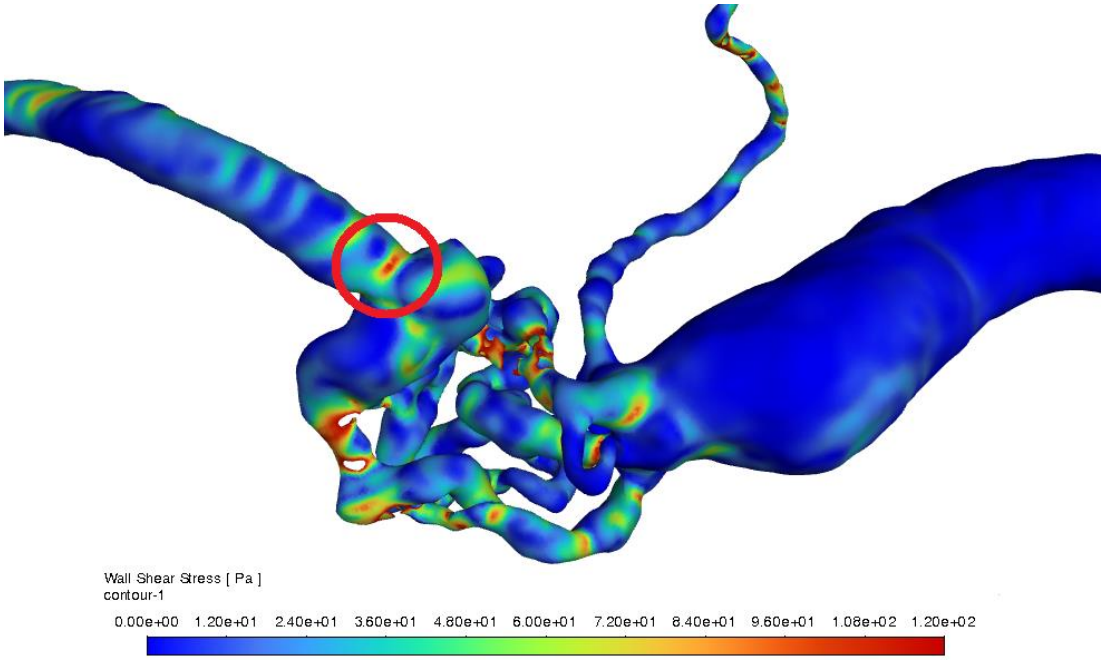
Rovnice 1 Reynoldsovo číslo 14
Rovnice 2 Boussieneqův výraz 15
Rovnice 3 Schillerův výraz výraz 15
Rovnice 4 Rovnice Objemového průtoku 15
Rovnice 5 Vztah pro dynamickou viskozitu 16
Rovnice 6 Vztah pro smykové napětí v tekutině 16
Rovnice 7 Rovnice kontinuity 17
Rovnice 8 Zákon zachování hybnosti 17
Rovnice 9 Zákon zachováni viskozity v tenzorové formě 17
Rovnice 10 Bernoulliho rovnice 18
Rovnice 11 Eulerova rovnice hydrodynamiky 18

Přílohy

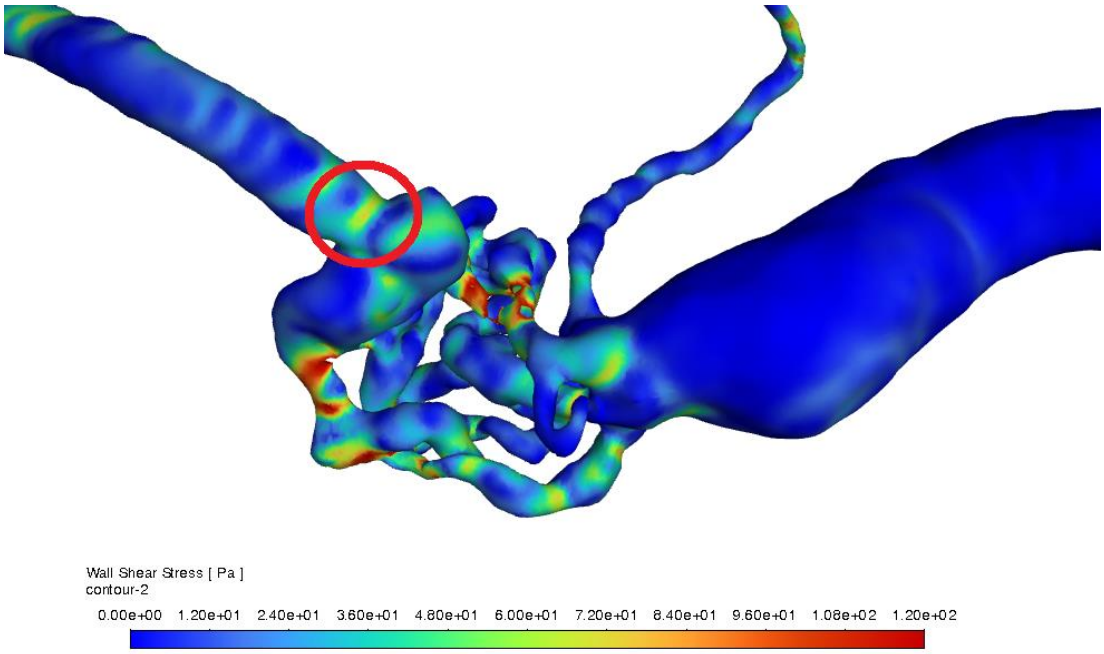
A) Studie sítě, vyobrazení smykových napětí



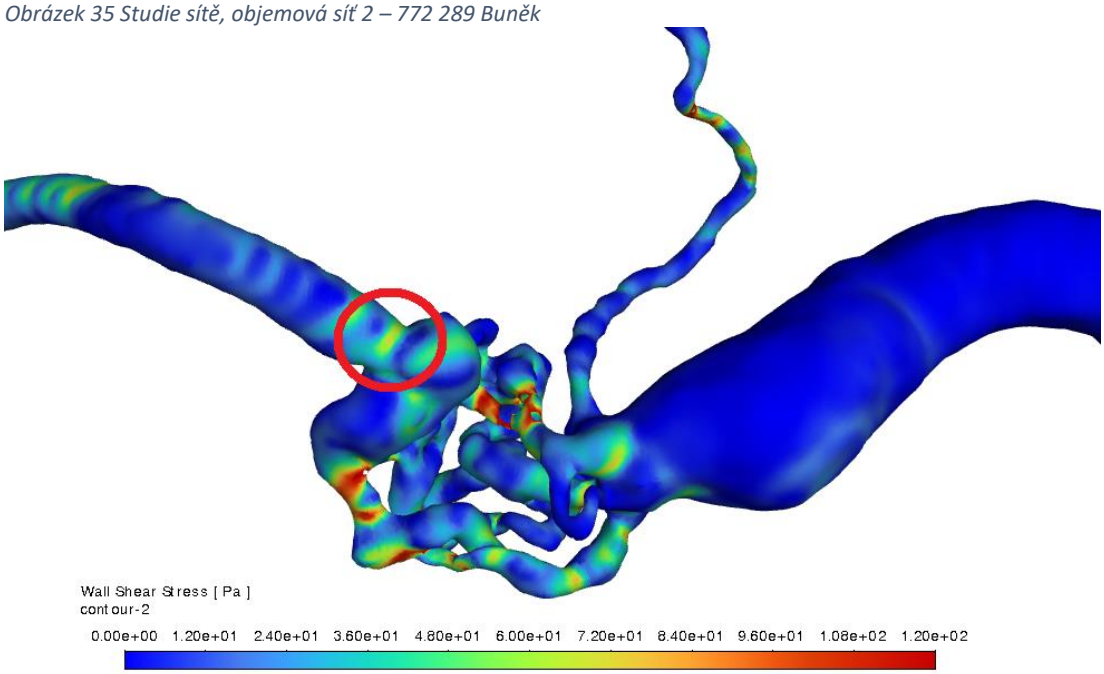
Obrázek 33 Studie sítě, objemová síť 1 – 6 368 902 buněk



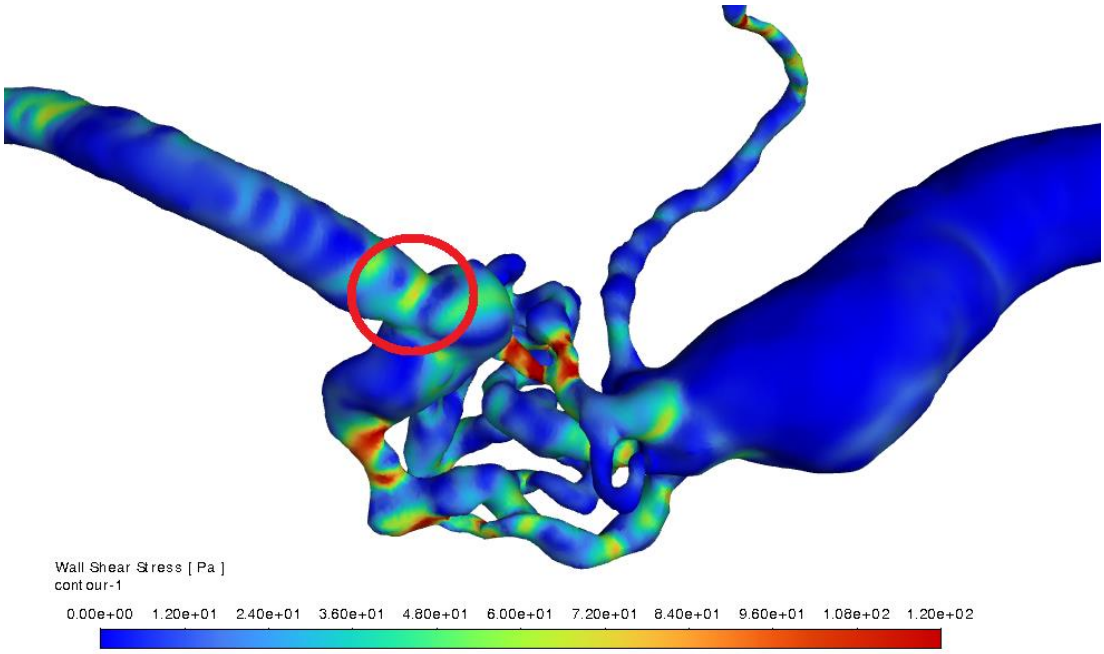
Obrázek 34 Studie sítě, objemová síť 2 – 1 815 166 Buněk



Obrázek 35 Studie sítě, objemová síť 2 – 772 289 Buněk



Obrázek 36 Studie sítě, objemová síť 2 – 550 333 Buněk

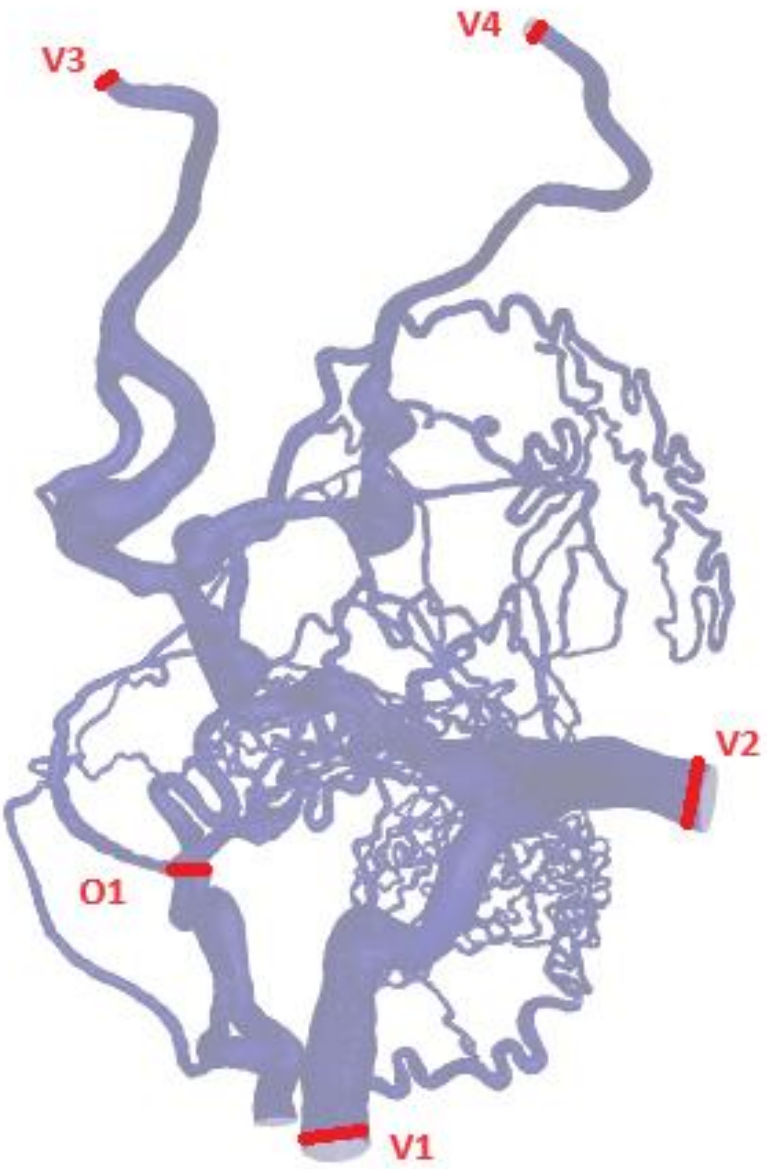


Obrázek 37 Studie sítě, objemová síť 2 – 439 362 Buněk

B) Naměřené hodnoty druhého modelu

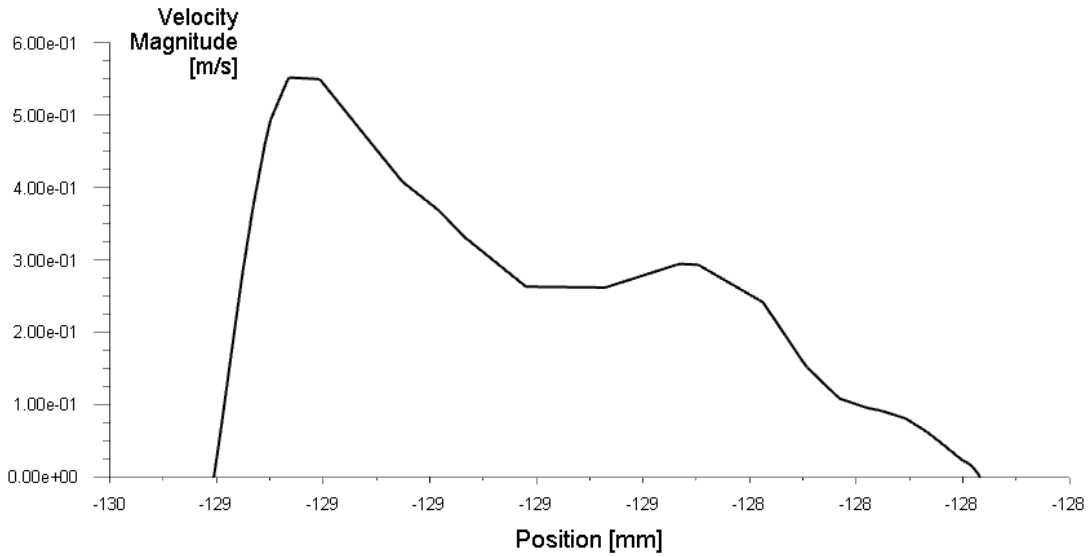
1) Pozice oblastí pro měření rychlostních profilů

Obrázek 38 Vyznačení míst pro měření rychlostních profilů – Přední pohled

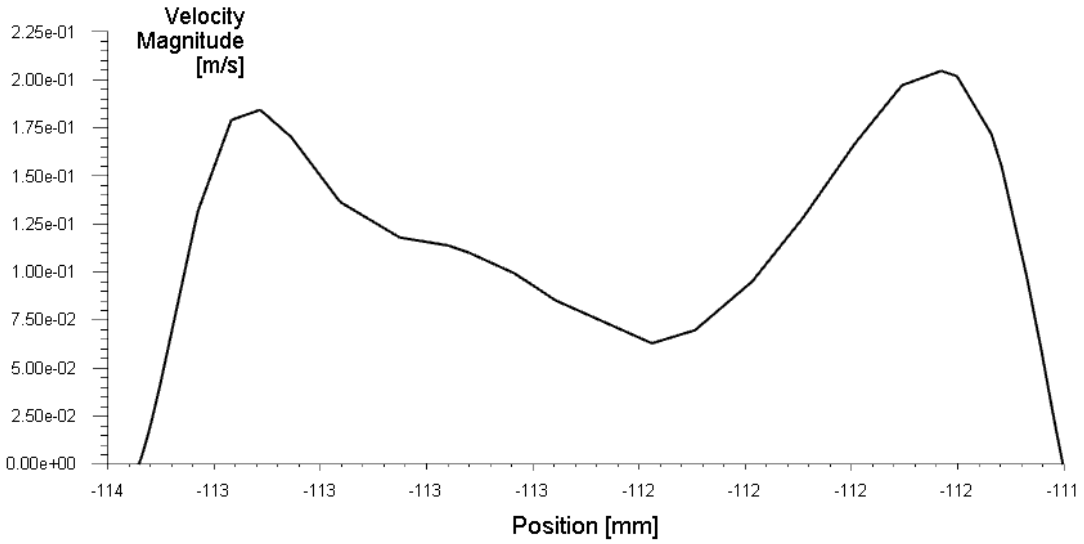


Obrázek 39 Vyznačení míst pro měření rychlostních profilů – Zadní pohled

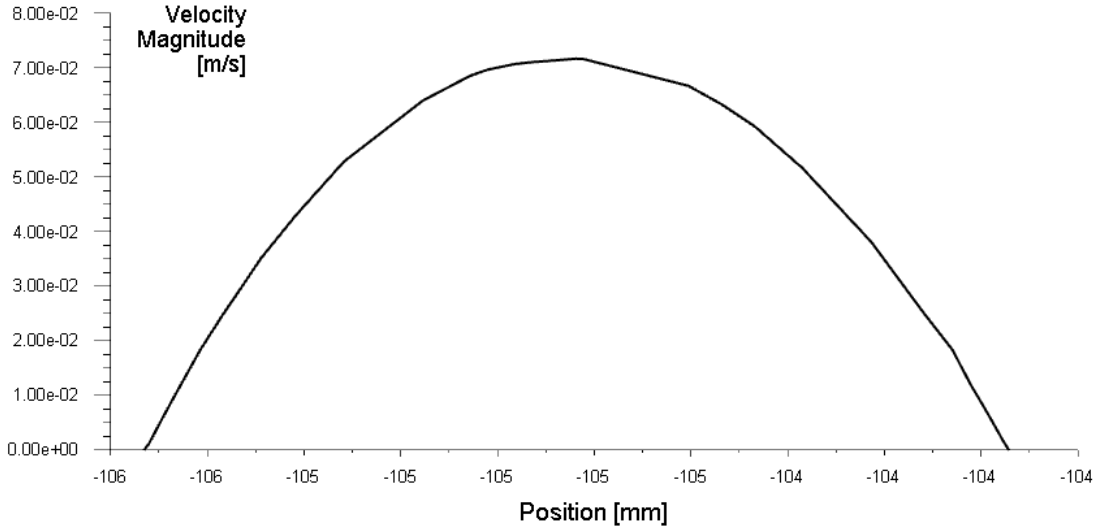
2) Grafy rychlostních profilů proudění



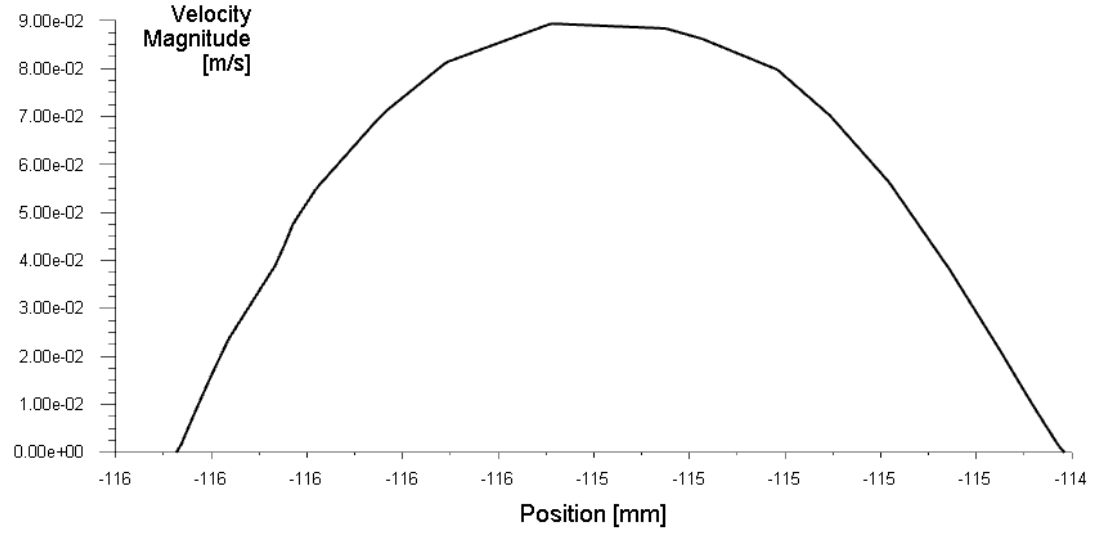
Obrázek 40 Graf rychlostního profilu zakončení splavu – V1



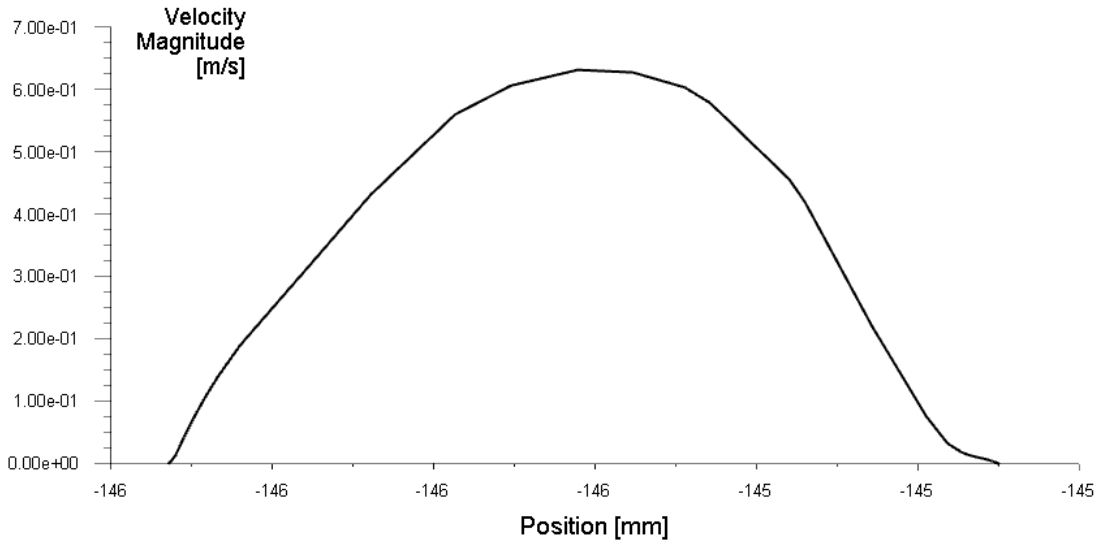
Obrázek 41 Graf rychlostního profilu zakončení splavu – V2



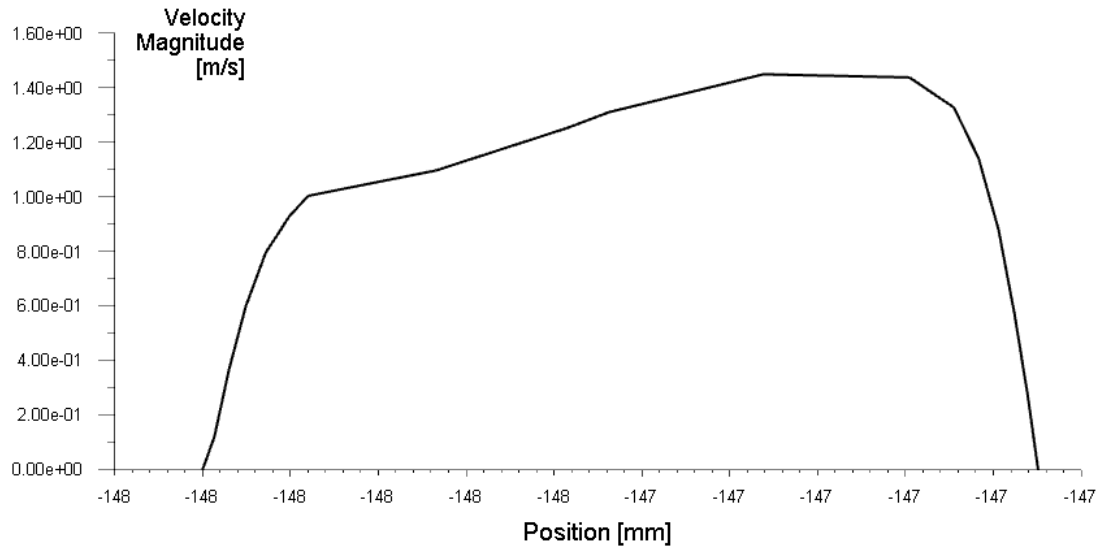
Obrázek 42 Graf rychlostního profilu zakončení žíly – V3



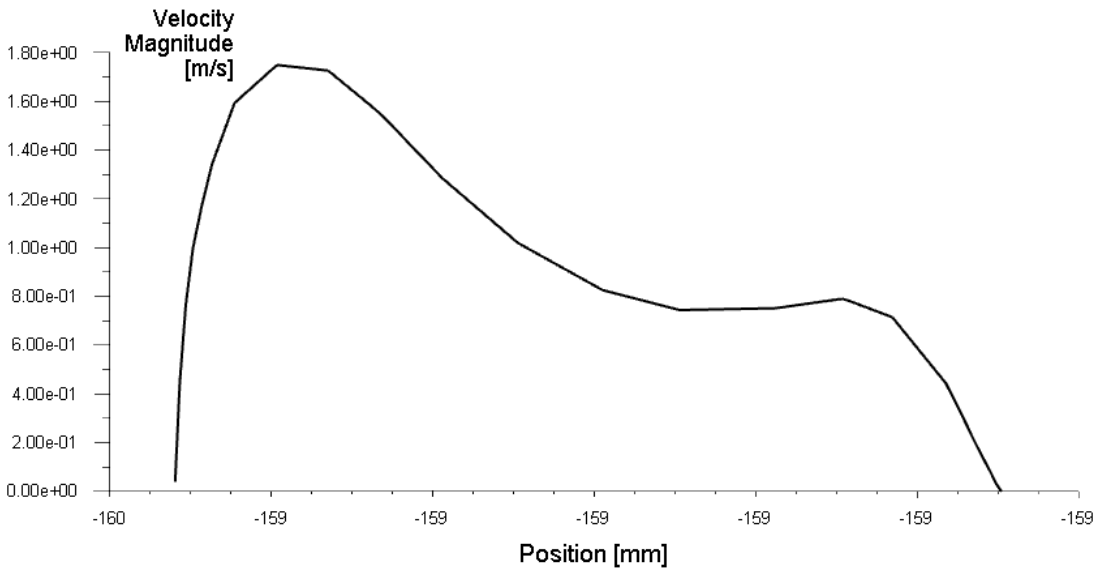
Obrázek 43 Graf rychlostního profilu zakončení žíly – V4



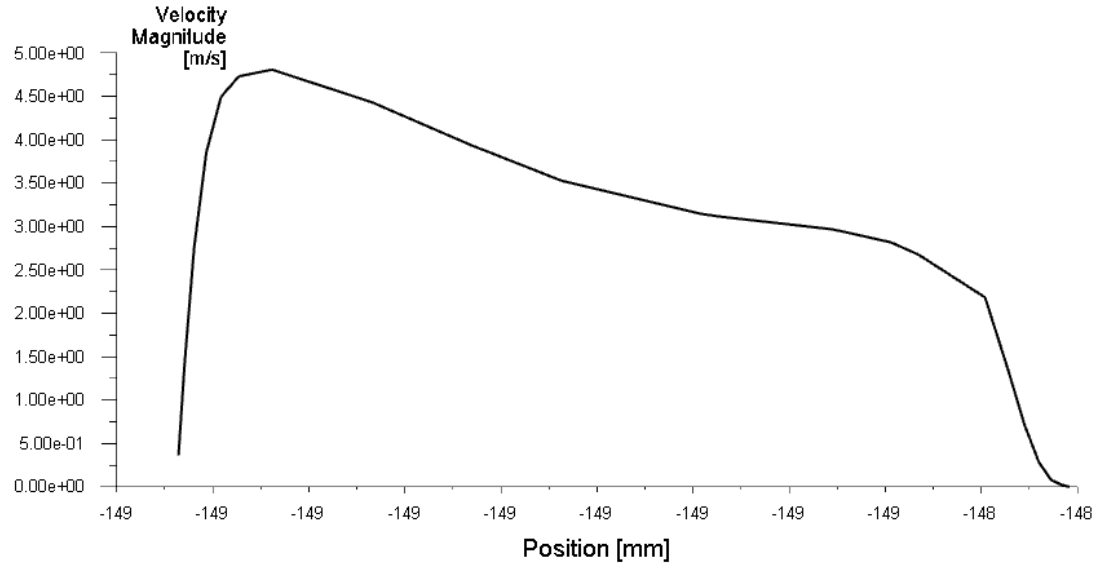
Obrázek 44 Graf rychlostního profilu v místě napojení větve meningeální tepny do malformace č. 1 - M1



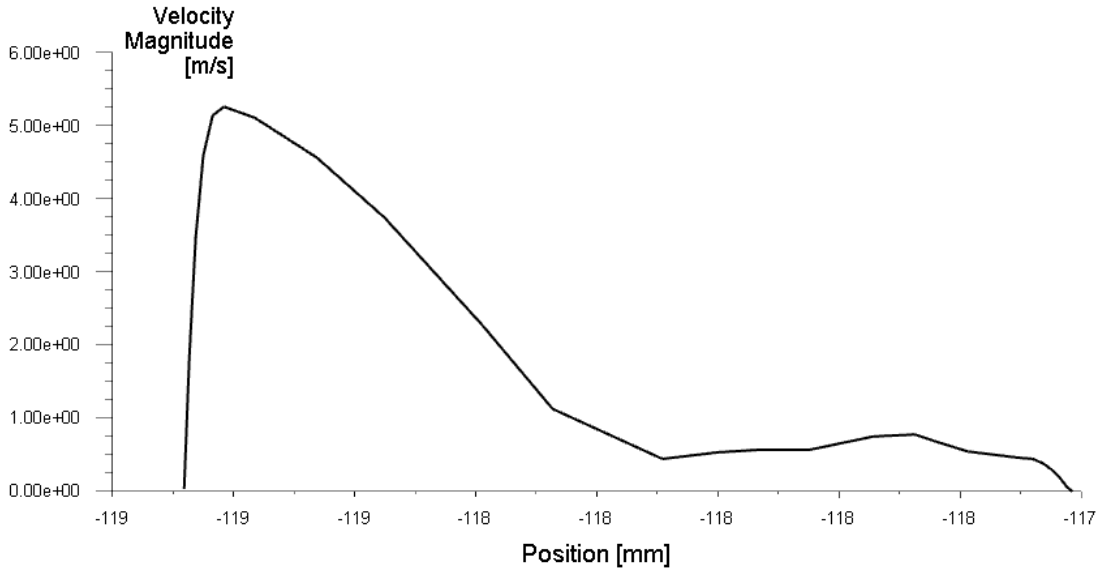
Obrázek 45 Graf rychlostního profilu v místě napojení větve meningeální tepny do malformace č. 2 - M2



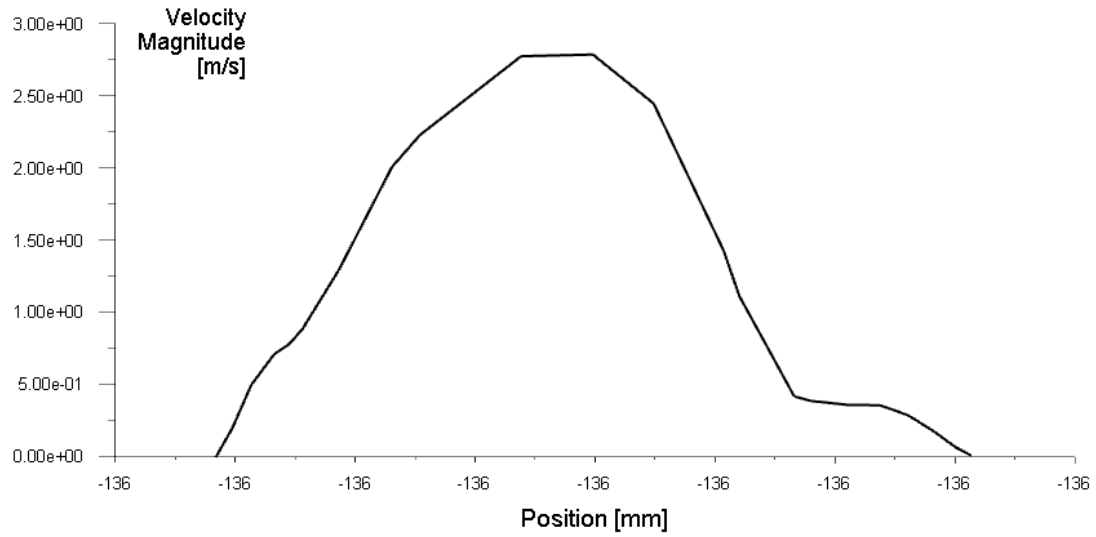
Obrázek 46 Graf rychlostního profilu v místě napojení větve okcipitální tepny do malformace č. 1 - O1



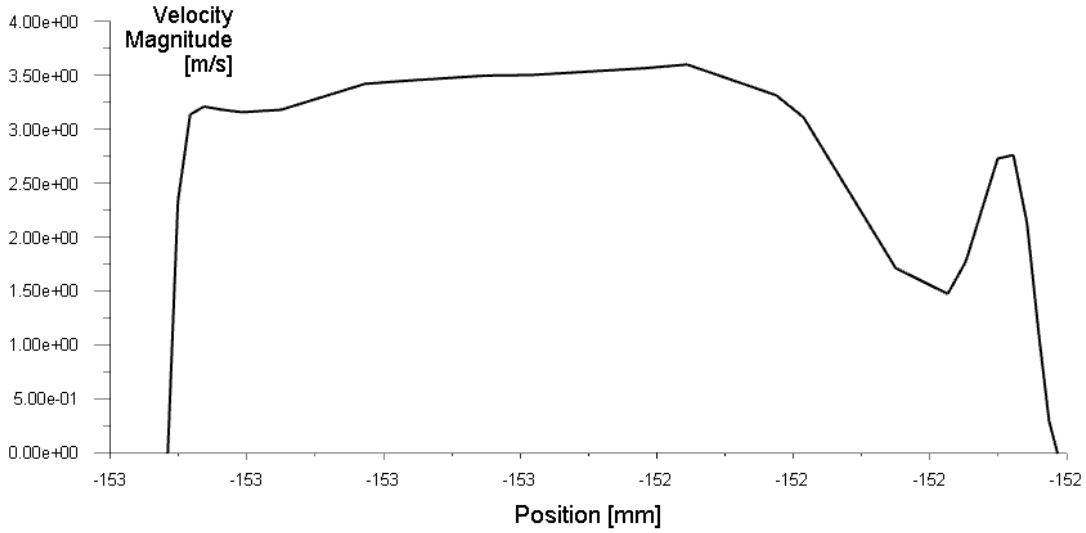
Obrázek 47 Graf rychlostního profilu v místě napojení větve okcipitální tepny do malformace č. 2 - O2



Obrázek 48 Graf rychlostního profilu v místě napojení větve okcipitální tepny do malformace č. 3 - O3

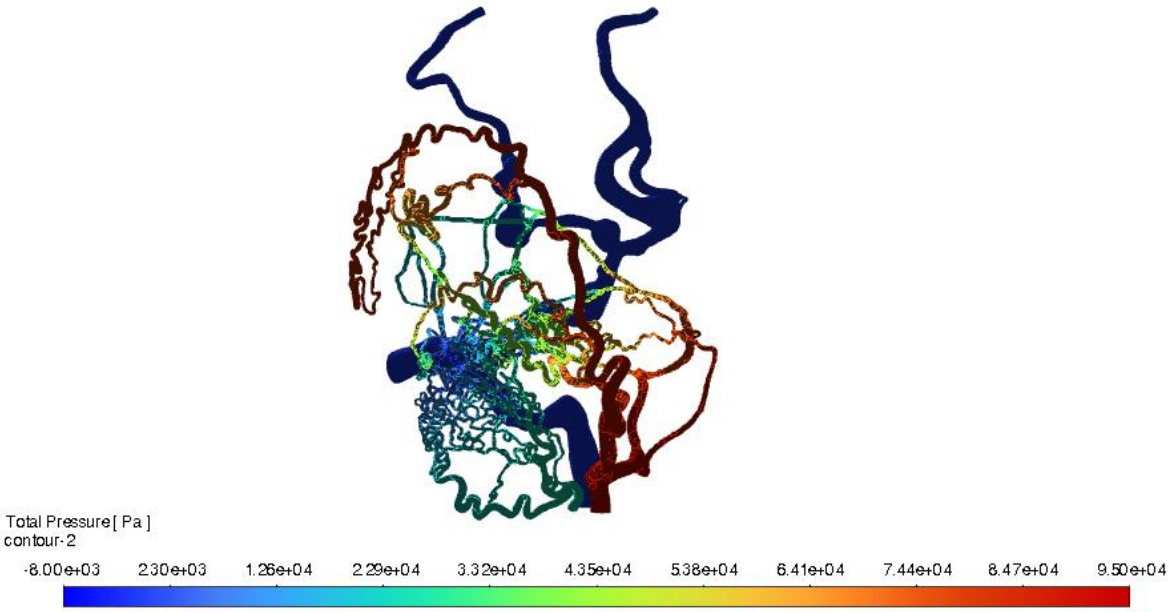


Obrázek 49 Graf rychlostního profilu v místě napojení větve okcipitální tepny do malformace č. 4 - O4



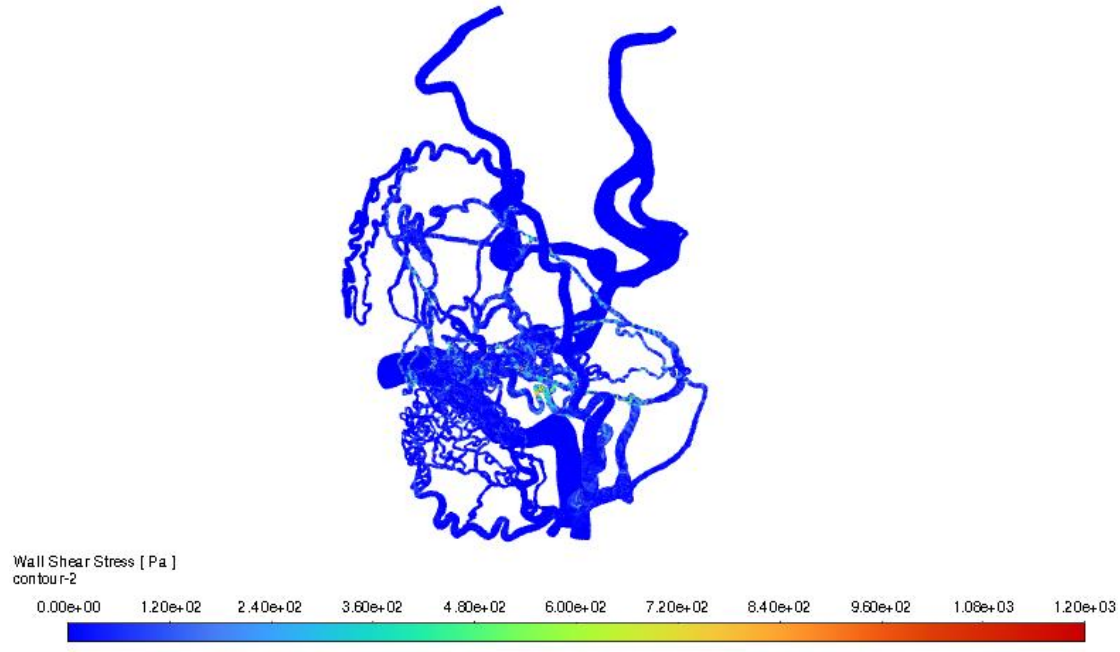
Obrázek 50 Graf rychlostního profilu v místě napojení největšího smykového napětí na stěnách v oblasti malformace – K

3) Rozložení tlakových ztrát v modelu

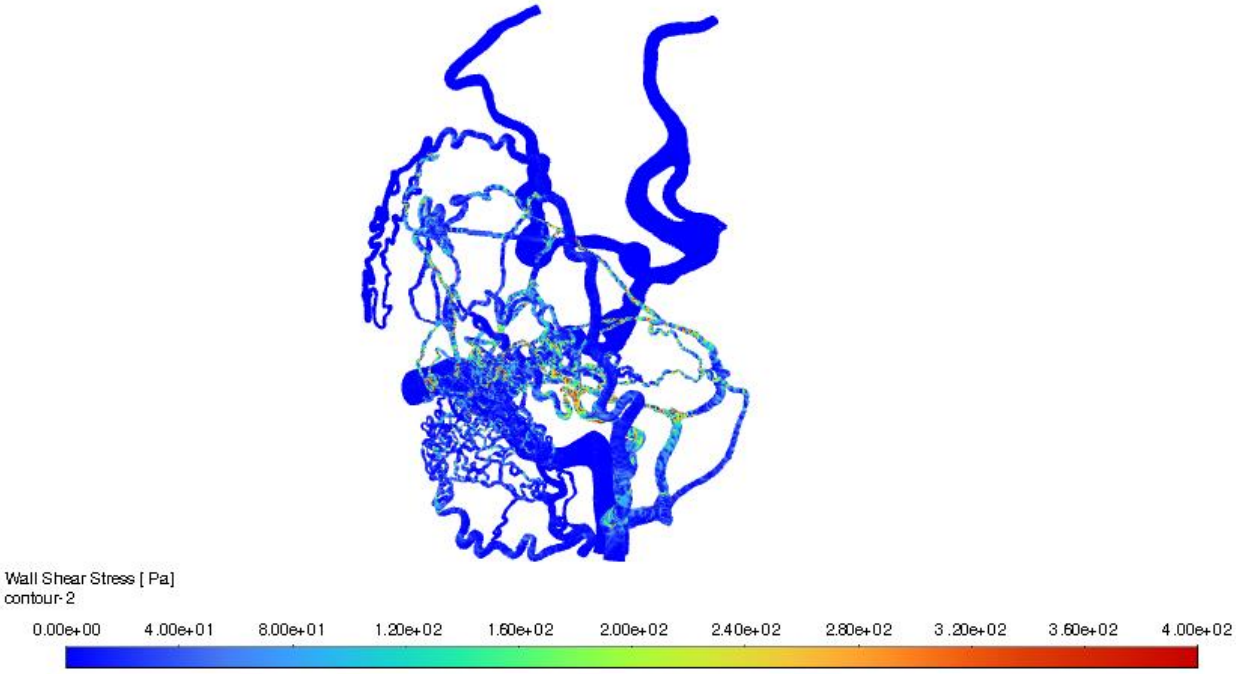


Obrázek 51 Rozložení tlakových ztrát v druhém modelu

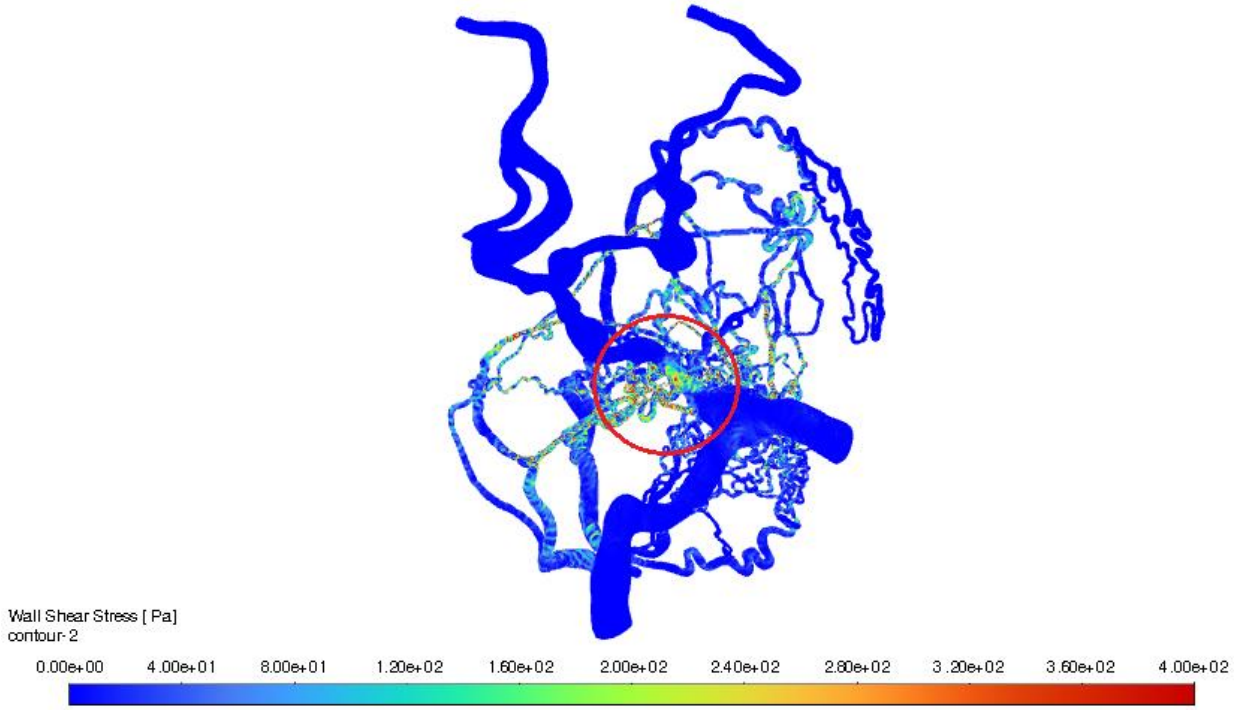
4) Rozložení smykových napětí na stěnách modelu



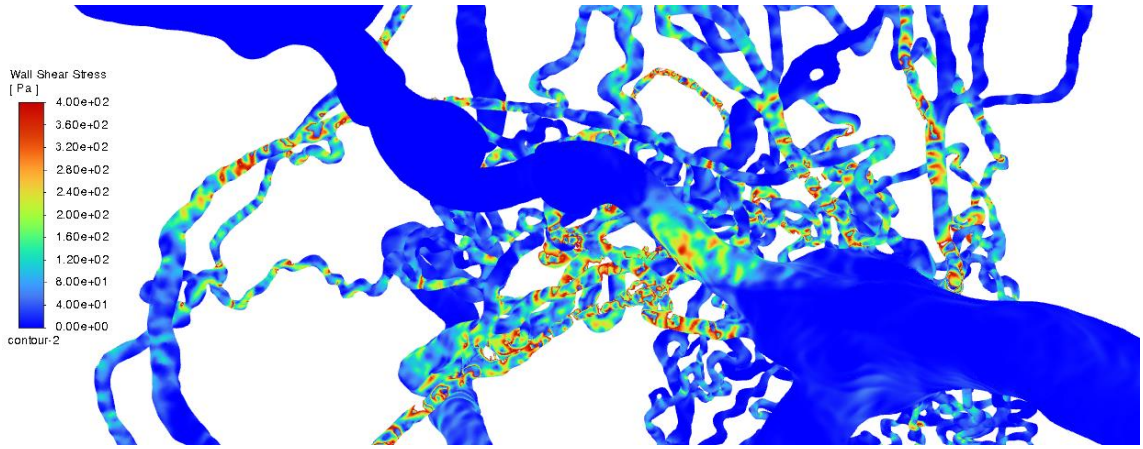
Obrázek 52 Rozložení WSS v druhém modelu



Obrázek 54 Rozložení WSS v druhém modelu – menší rozsah hodnot, přední pohled

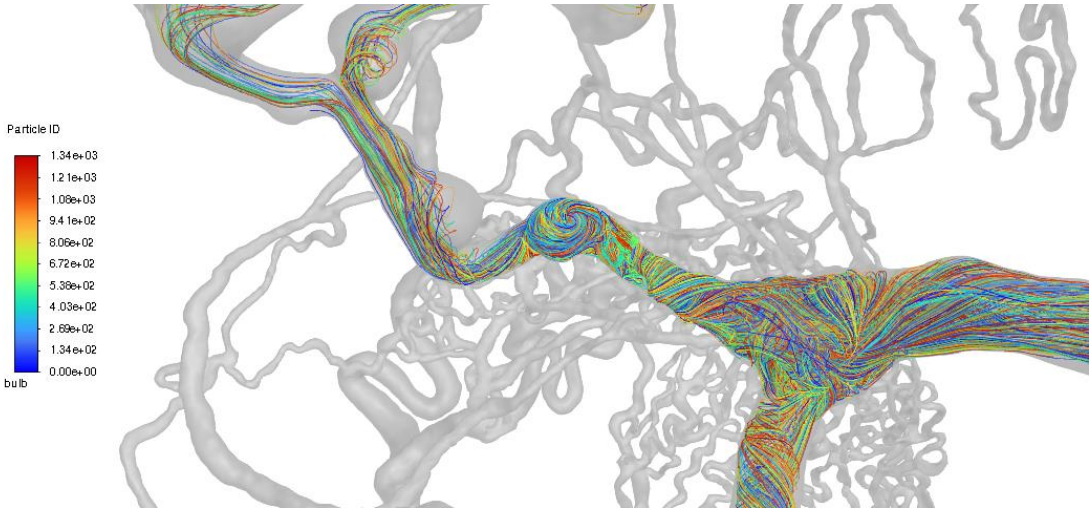


Obrázek 53 Rozložení WSS v druhém modelu – menší rozsah hodnot, zadní pohled



Obrázek 55 Rozložení WSS v druhém modelu, detailní pohled na nejvíce namáhanou žílu

5) Ukázka proudnic v oblasti varixů



Obrázek 56 Ukázka proudnic v oblasti varixů