



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ VLIVU STENÓZ NA PROUDĚNÍ KRVE V KRČNÍ TEPNĚ

COMPUTATIONAL MODELLING OF THE INFLUENCE OF STENOSES ON BLOOD FLOW IN THE CAROTID ARTERY

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Petr Lukáš

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Pavel Švancara, Ph.D.

BRNO 2023

Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student: **Bc. Petr Lukáš**
Studijní program: Inženýrská mechanika a
biomechanika Studijní obor: Biomechanika
Vedoucí práce: **Ing. Pavel Švancara, Ph.D.**
Akademický rok: 2022/23

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Výpočtové modelování vlivu stenóz na proudění krve v krční tepně

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Zúžení krční tepny (stenóza) je jedno z častých onemocnění kardiovaskulárního systému a je nejčastěji zapříčiněna vznikem a růstem aterosklerotického plátu. Prasknutí tohoto plátu v krční tepně je jednou z obvyklých příčin mozkové mrtvice. Jednou z možností jak zlepšit léčbu těchto pacientů je analyzovat hemodynamické parametry pomocí výpočtového modelování.

Cíle diplomové práce:

- 1) Uveďte přehled nejnovější literatury týkající se výpočtového modelování proudění krve v krční tepně s více stenózami umístěnými za sebou.
- 2) Vytvoření modelu geometrie krční tepny v oblasti bifurkace se stenózami.
- 3) Tvorba sítě pro výpočty metodou konečných objemů.
- 4) Výpočet proudění krve v krční tepně se stenózami.

Seznam doporučené literatury:

HOSKINS P. R., P. V. LAWFORD a B. J. DOYLE. Cardiovascular Biomechanics. Springer International Publishing AG, 2017. ISBN 3319464051.

BURŠA, J. Biomechanika srdečně-cévní soustavy. Elektronické studijní opory VUT v Brně.

VERSTEEG, H. K. a W. MALALASEKERA. An introduction to computational fluid dynamics: the finite volume method. Pearson Education, 2007. ISBN 9780131274983.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2022/23

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška,
CSc. ředitel ústavu

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.
Ph.D. děkan fakulty

Abstrakt

Tato práce se zabývá prouděním krve v krční tepně s dvěma stenózami umístěnými za sebou. Nejprve je v rešeršní části popsána srdečně-cévní soustava s důrazem na krev a tepny. V praktické části jsou poté vytvořeny modely geometrie krční tepny s 30% a 70% stenózou a také model bez stenózy. 2. stenóza není v modelu geometrie, je modelována pomocí Windkessel efektu. Krev byla modelována jako neneutonská kapalina pomocí Carreau modelu. Po výpočtu se vyhodnotilo proudění krve a napjatost stěny tepny a výsledky se porovnaly mezi jednotlivými modely geometrie. Vyhodnocovaly se kritické hodnoty smykového napětí, TAWSS, OSI a FFR a především hmotnostní průtok na ICA.

Abstract

This diploma thesis deals with blood flow in carotid artery with tandem double stenosis. In the first part there is described cardiovascular system with emphasis on blood and arteries. In the practical part, geometric models of the carotid artery with 30% and 70% stenosis, as well as a model without stenosis, are created. The second stenosis is not included in the model of geometry but modeled using Windkessel effect. Blood is modeled as a non-Newtonian fluid using the Carreau model. After the calculations, the blood flow and arterial wall stress are evaluated, and the results are compared among the different geometry models. Critical values of shear stress, TAWSS, OSI, and FFR, as well as the mass flow rate in the internal carotid artery, are assessed.

Klíčová slova

krční tepna, Windkessel efekt, stenóza, Ansys, výpočtové modelování, metoda konečných objemů

Keywords

carotid artery, Windkessel effect, stenosis, Ansys, computational modelling, finite volume method

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

LUKÁŠ, Petr. *Výpočtové modelování vlivu stenóz na proudění krve v krční tepně* [online]. Brno, 2023 [cit. 2023-05-06]. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/149906>.

Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Pavel Švancara.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma *Výpočtové modelování vlivu stenóz na proudění krve v krční tepně* zpracoval samostatně pod vedením Ing. Pavla Švancary, Ph.D. a s využitím uvedených zdrojů.

V Brně dne

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat svému vedoucímu Ing. Pavlu Švancarovi, Ph.D. za skvělé vedení diplomové práce, za jeho cenné rady a připomínky. Dále bych chtěl poděkovat týmu II. chirurgické kliniky z Fakultní nemocnice sv. Anny za poskytnuté snímky z CT.

Obsah

Úvod	10
1. Formulace problémové situace	11
1.1 Popis problémové situace	11
1.2 Problém	11
1.3 Cíle práce	11
2. Stavba a funkce srdečně-cévní soustavy	12
2.1 Srdce	12
2.1.1 Srdeční cyklus	13
2.2 Cévy	14
2.2.1 Cévní vrstvy	14
2.2.2 Krční tepny	16
2.2.3 Ateroskleróza	16
2.3 Krev	17
2.3.1 Krevní tlak.....	18
3. Newtonské a neneutonské kapaliny	20
3.1 Neneutonské chování krve	21
4. Proudění a napjatost v tepnách.....	24
4.1 Pulzní vlna.....	25
4.2 Windkessel model	25
4.3 Vývoj rychlostního profilu	27
4.4 Napjatost při proudu krve	27
4.4.1 Napjatost v oblasti stenózy	28
4.5 Předpětí	30
4.6 Současná problematika	31
5. Praktická část	36
5.1 Model geometrie.....	36
5.2 Model krve.....	39

5.3 Okrajové podmínky.....	39
5.4 Síť.....	40
5.4.1 Volba velikosti prvků sítě, časového kroku a naladění Windkessel parametrů	41
5.5 Analýza výsledků.....	45
5.5.1 Vyhodnocení výsledků v čase systoly a diastoly	45
5.5.2 Vyhodnocení výsledků z celého pulzačního cyklu.....	53
5.6 Omezení diplomové práce.....	60
6. Závěr.....	61
7. Použité zdroje	62
8. Použité zkratky a symboly.....	66

Úvod

Ateroskleróza, nejčastější příčina mrtvice, je onemocnění cév způsobující zúžení průtočné plochy cévy, jíž proudí krev. Zúžení, též zvané stenóza, spočívá v hromadění nežádoucího obsahu pod vnitřní vrstvu cévní stěny, čímž zasahuje do lumenu cévy. Zpočátku života nemusí mít člověk s touto nemocí obavy. S postupem času se však s kdekým zúžením cévy nevyhne, zvláště v dnešní uspěchané době, kdy je u mnohých na denním pořádku stres, kouření, přejídání či nedostatek pohybu. Toto všechno jsou jedny z faktorů podporující růst aterosklerotického plátu.

V současné době je možné analyzovat parametry proudění numericky či experimentálně. Při numerickém přístupu se používají modely aproximující newtonské chování krve, například Carreau model či Casson model [12]. Modeluje se také cévní stěna, jež se řadí mezi měkké tkáně. Tepna, jež je zahrnuta v této diplomové práci, je složena ze tří vrstev. Její mechanické vlastnosti závisí nejenom na jednotlivých materiálových složkách, nýbrž i na uspořádání jednotlivých vláken, v čemž mají dnešní modely velké nedostatky. U experimentálních metod nepoužíváme živého člověka. Musíme si vystačit s uměle vytvořenými komponentami či s vyjmutím tkáně z organismu, což ale plnohodnotně nenahradí reálný stav.

Je také třeba poznamenat, že každý živý tvor je jedinečný jak vlastnostmi krve a cév, tak geometrií cév a rozložením cévní soustavy.

1. Formulace problémové situace

1.1 Popis problémové situace

Aterosklerotický plát může ovlivnit množství proudící krve, což mívá za následek nepříznivé účinky. Velmi častým případem je výskyt aterosklerózy v krčních tepnách, jež vyživují mozkové tkáně a při nedostatku živin může dotyčný jedinec trpět bolestmi hlavy či poruchami s motorikou těla. Horším případem je stav, kdy cévní soustava neumožňuje přenos živin potřebných pro podporu života. Aterosklerotický plát může také prasknout a uvolnit svůj obsah do krve, čímž se může céva ucpat, proto je ateroskleróza nejčastější příčina mrtvice.

Stenózu je možné chirurgicky odstranit. Lidské tělo je však složité a v některých místech cévní soustavy není možné daný zákrok provést. Člověk tedy může mít v některých místech stenózu, jež je odstranitelná, v dalších místech může mít zase stenózu, jež odstranitelná není. Dosud není zcela jasné, zda se fyziologický stav po odstranění odstranitelných stenóz zlepší, v oblasti hemodynamiky jsou velké nedostatky.

1.2 Problém

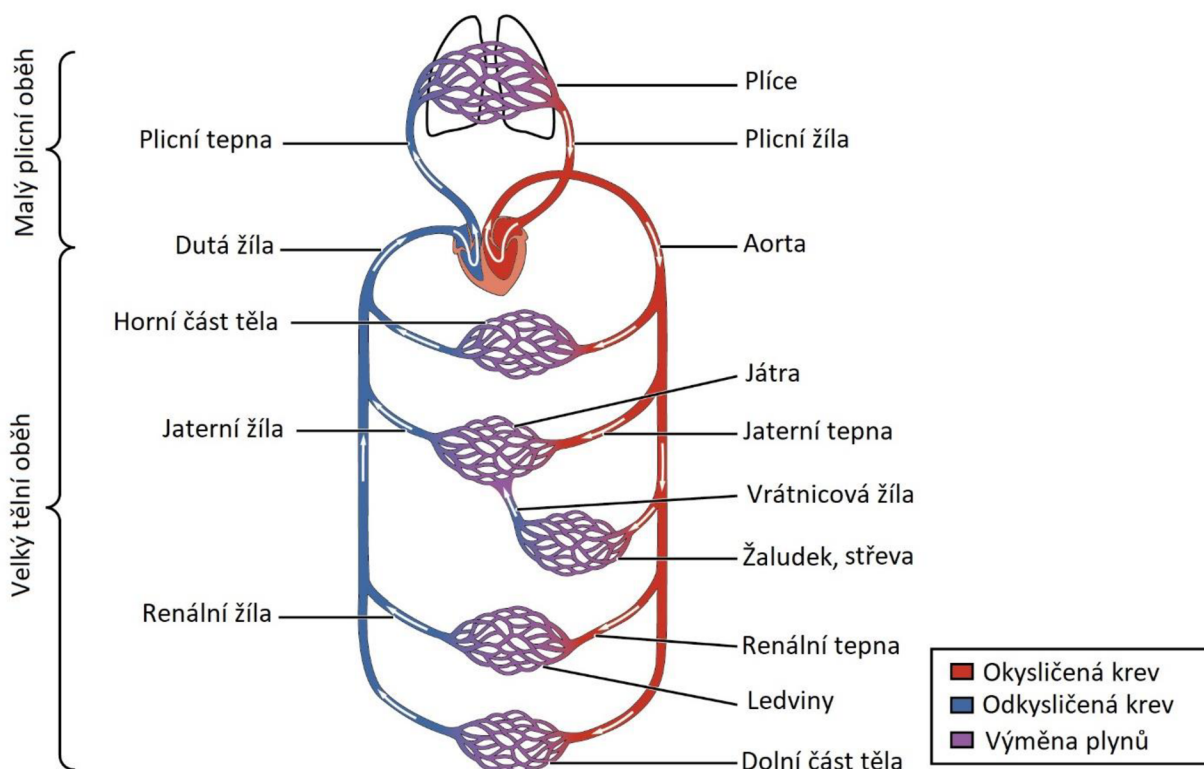
Pomocí modelování Windkessel efektu určit průtoky a hemodynamické parametry na stěně tepny.

1.3 Cíle práce

- Uvedte přehled nejnovější literatury týkající se výpočtového modelování proudění krve v krční tepně s více stenózami umístěnými za sebou.
- Vytvoření modelu geometrie krční tepny v oblasti bifurkace se stenózami.
- Tvorba sítě pro výpočty metodou konečných objemů.
- Výpočet proudění krve v krční tepně se stenózami.

2. Stavba a funkce srdečně-cévní soustavy

Srdečně-cévní soustava, znázorněná na obrázku 2.1., je důležitou součástí lidského organismu, jež především zajišťuje přísun živin do všech tkání či orgánů a také odvádění odpadních látek a termoregulaci. Pomocí správného propojení cév a orgánů je krev schopna dopravovat potřebné živiny. Srdečně-cévní soustava se dělí na malý plicní oběh, při němž dochází k okysličení krve, a velký tělní oběh, jež zajišťuje rozvod krve do ostatních tkání. Jako hnací pohon pro cirkulaci krve slouží srdce, jež je schopno vlivem své specifické srdeční svaloviny provádět kontrakce [1,2].

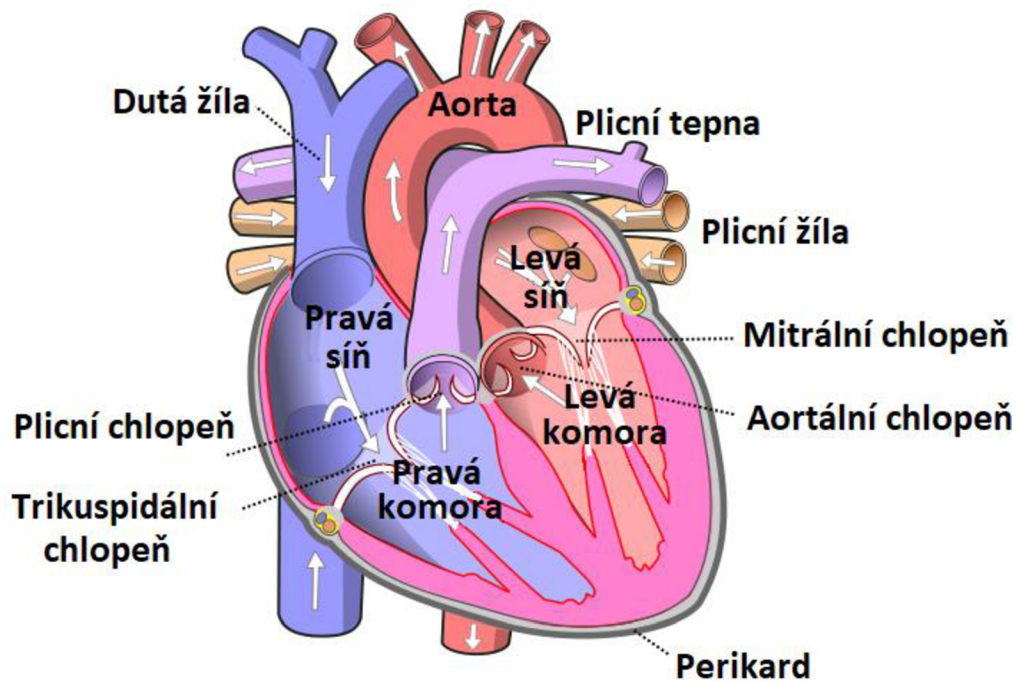


Obrázek 2.1. Srdečně-cévní soustava. Převzato a upraveno z [3]

2.1 Srdce

Srdce je dutý orgán uložený ve vaku zvaném perikard, jež srdci umožňuje nasedat na bránici a prokazuje mu pevnost [1,2]. Srdeční stěna je tvořena třemi vrstvami. Vnější vrstva, zvaná epikard, odděluje perikard od myokardu. Na epikard navazuje prostřední a zároveň nejtlustší vrstva myokard, pomocí níž jsou prováděny kontrakce srdce [1,3]. Myokard je tvořen především z buněk srdeční svaloviny, jež jsou vyživovány cévami a řízeny nervovými vlákny. Svalovina je uspořádána do spirálovitě zakrouceného tvaru okolo síní a komor, což umožňuje efektivněji pumpovat krev [3]. Vnitřní stranu stěny srdce obklopuje hladká vrstva zvaná endokard.

Jak je znázorněno na obrázku 2.2, srdce jako celek se dělí na levou síň, levou komoru, pravou síň a pravou komoru [1]. Prostory mezi síněmi a komorami, stejně tak jako mezi komorami a vstupem do malého respektive velkého oběhu, jsou odděleny chlopněmi, jež umožňují průtok pouze v jednom směru a jsou také znázorněny na obrázku 2.2. V srdci jsou dva druhy chlopní. Chlopně, jež regulují průtok z komory do velkého či malého oběhu, se nazývají poloměsíčitě. Mezi takové patří aortální a plicní. Dalším typem jsou cípaté, jež regulují průtok ze síně do komory, patří do nich trikuspidální a mitrální [3].



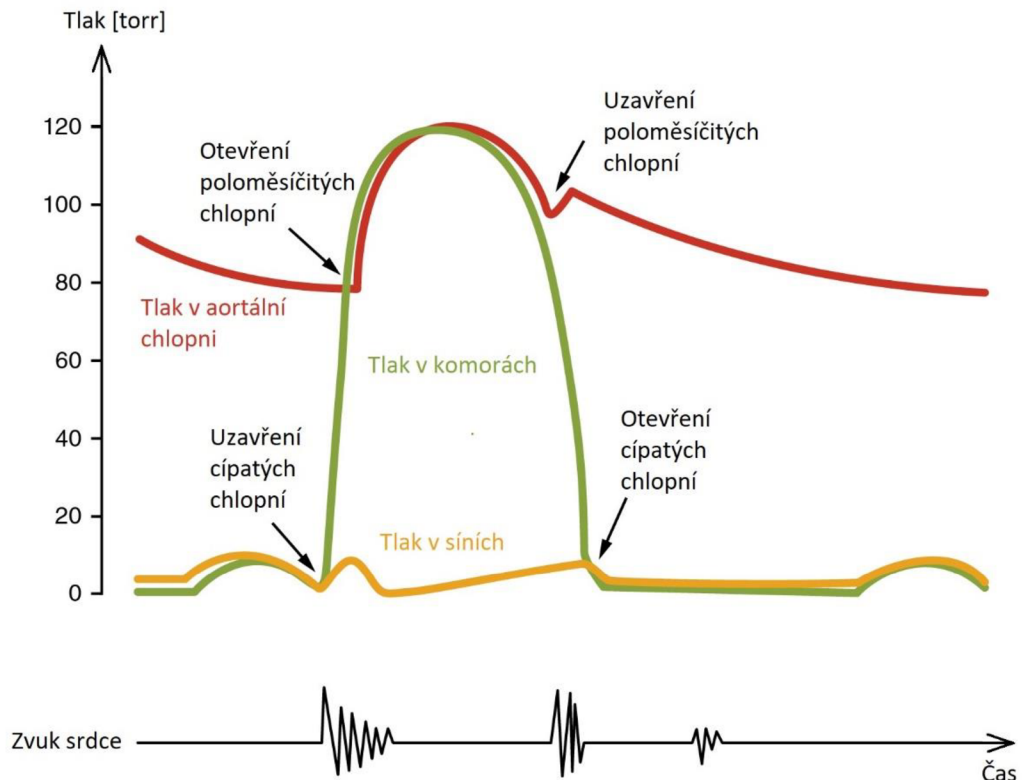
Obrázek 2.2 Stavba srdce. Převzato a upraveno z [4]

2.1.1 Srdeční cyklus

Srdeční cyklus spočívá ve stažení svaloviny myokardu (systola) a následným uvolněním (diastola). Při systole se zvýší tlak v komorách natolik, že se otevřou poloměsíčitě chlopně, čímž se krev rozvede do malého a velkého oběhu, čímž se také naplní obě síně. Při diastole se v komorách tlak sníží, poloměsíčitě chlopně se uzavrou. V síních vzniká vyšší tlak než v komorách, čímž se otevřou cípaté chlopně, prostor v komorách se naplní krví a cyklus se dále opakuje. Fyziologické hodnoty tlaků zdravého jedince jsou znázorněny na obrázku 2.3 [3].

Klidová frekvence srdečních cyklů je závislá na věku, zdravotním stavu a fyzické kondici, s přibývajícím věkem se snižuje. Do jednoho roku se u zdravého jedince hodnota frekvence pohybuje kolem 120-130 tepů za minutu. U dospělého člověka je to

kolem 70 tepů za minutu. Frekvence je také závislá na stavu jedince, zvyšuje se například při fyzické námaze či při psychickém rozrušení [1].



Obrázek 2.3 Průběh tlaku a zvuku srdce zdravého jedince v závislosti na čase. Převzato a upraveno z [3]

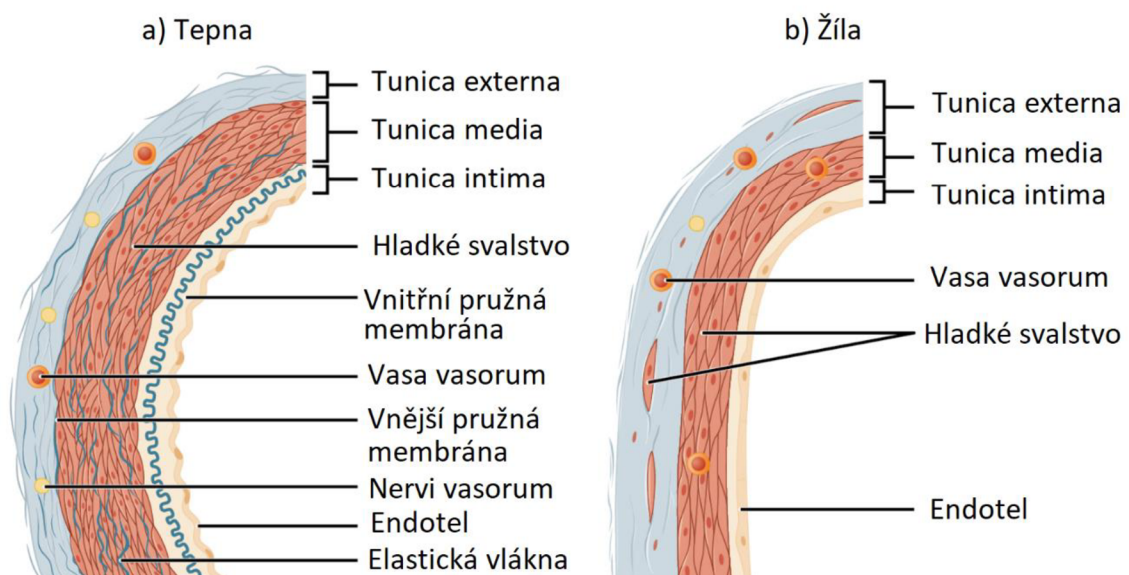
2.2 Cévy

Největšími cévami v lidském těle jsou tepny a žíly. Tepny odvádí krev směrem od srdce a žíly do srdce. Největší tepnou v lidském těle je aorta, jejíž průměr se pohybuje okolo 30 mm [5]. Ve směru proudu krve se tepny postupně rozvětvují na menší cévy, jež se zužují až na průměr 1 mm. Následně přecházejí na tepénky, jejichž průměr je v rozmezí 10-100 μm . Z tepének dále krev proudí do nejmenších cév zvaných vlásečnice, kde dochází vlivem tenké vrstvy endotelových buněk k výměně plynů mezi tkáněmi a krví. Průměr vlásečnic se pohybuje v rozmezí 4-40 μm . Po výměně plynů krev putuje do větších cév. Přes žilky o průměru v rozsahu 10-200 μm putuje do žil, jež vedou krev do srdce. Průměr žil se pohybuje v rozmezí 1-25 mm [1,3,5].

2.2.1 Cévní vrstvy

O struktuře cévní stěny rozhoduje typ dané cévy. Stěnu vlásečnice tvoří pouze jedna vrstva endotelových buněk. Oproti tomu tepny a žíly jsou složeny ze tří vrstev. Každá vrstva je charakterizována svou funkcí a tloušťkou stěny. Vnitřní vrstva se nazývá tunica intima, prostřední tunica media a vnější tunica externa. Všechny vrstvy jsou znázorněny na obrázku 2.4 [1,3]. Vnitřní prostor, jímž proudí krev, označujeme slovem

lumen. Tepna má obecně kulatější tvar než žíla vzhledem k tomu, že tloušťka stěny tepen je kvůli vyšším hodnotám tlaku silnější než tloušťka stěny žil a v tepnách také krev prochází menším lumenem. Při průchodu krve v tepnách a žil se vyživují buňky, jež se vyskytují v jejich stěnách. Kvůli tlustým stěnám a vysokým rychlostem ve velkých cévách však krev dané buňky nestíhá vyživovat, proto jsou ve vrstvách zastoupeny další cévy zvané vasa vasorum, jejichž rozmístění se vlivem typu cévy liší. Kvůli vysokým tlakům v tepnách by vasa vasorum mohly selhat v blízkosti lumenu, jsou tedy umístěny v tunice externě. V žilách jsou tlaky natolik nízké, aby vasa vasorum umožňovaly nacházet se v tunice medii. Předpokládá se, že lokace vasa vasorum je jeden z důvodů častějších výskytů arteriálních nemocí.



Obrázek 2.4 Struktura stěny a) tepny b) žíly. Převzato a upraveno z [3]

Tunica intima - Vnitřní vrstva cévy, u zdravého jedince má její tloušťka hodnotu několik mikrometrů [11]. K pojivovým tkáním je propojena bazální laminou, jež je propustná, mohou tedy skrze ní procházet živiny. V tepnách je intima od medie oddělena vnitřní pružnou membránou přispívající k protáhnutí cévy.

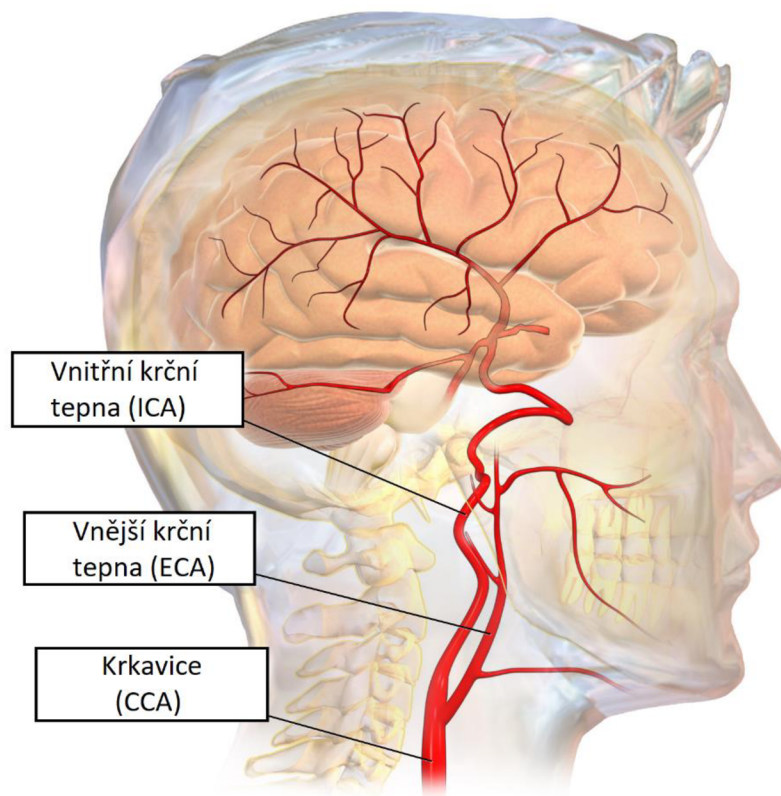
Tunica media – prostřední vrstva cévy, zpravidla nejtlustší. Je tvořena především buňkami hladkého svalstva, k nimž jsou vázána elastinová a kolagenová vlákna. Poměr elastinu a kolagenu má významný vliv na mechanické vlastnosti cévy, elastin přispívá k pružnosti, kolagen k tuhosti [3]. Uspořádání jednotlivých složek ve tvaru spirály o nízkém stoupání dodávají medii vysokou pevnost jak v příčném, tak v podélném směru [21]. Ve velkých tepnách je tunica media od vnější vrstvy cévy oddělena vnější pružnou membránou.

Tunica externa – vnější vrstva cévy, jež se skládá z elastinových a především z kolagenových vláken. V žilách je také opatřena hladkým svalstvem. Tunica externa se

projevuje především při vyšších zatížení. Při nižších zatížení je kolagen ve zvlněném tvaru. Při přetížení tepny se narovná, čímž se aktivně zapojuje k přenosu zatížení, vrstva se stává tužší [3].

2.2.2 Krční tepny

Krční tepny, jež jsou předmětem této diplomové práce, vyživují společně s obratlovými tepnami tkáň umístěné v hlavě. Hlavní mateřská krční tepna se nazývá krkavice (anglicky „*Common carotid artery*“, dále se bude označovat zkratkou „*CCA*“). V lidském těle jsou celkem 2 CCA, pravá a levá. CCA se dále větví na vnitřní krční tepnu (anglicky „*Internal carotid artery*“, dále se bude označovat zkratkou „*ICA*“) a vnější krční tepnu (anglicky „*External carotid artery*“, dále se bude označovat zkratkou „*ECA*“). Na obrázku 2.5 je znázorněna CCA a její větvení. Přes ICA se dopravuje krev, jež dále proudí vyživovat především oblasti mozkových tkání, dále oči a čelo. Přes ECA proudí krev k obličejovým svalům, vyživuje také oblasti krku [36].

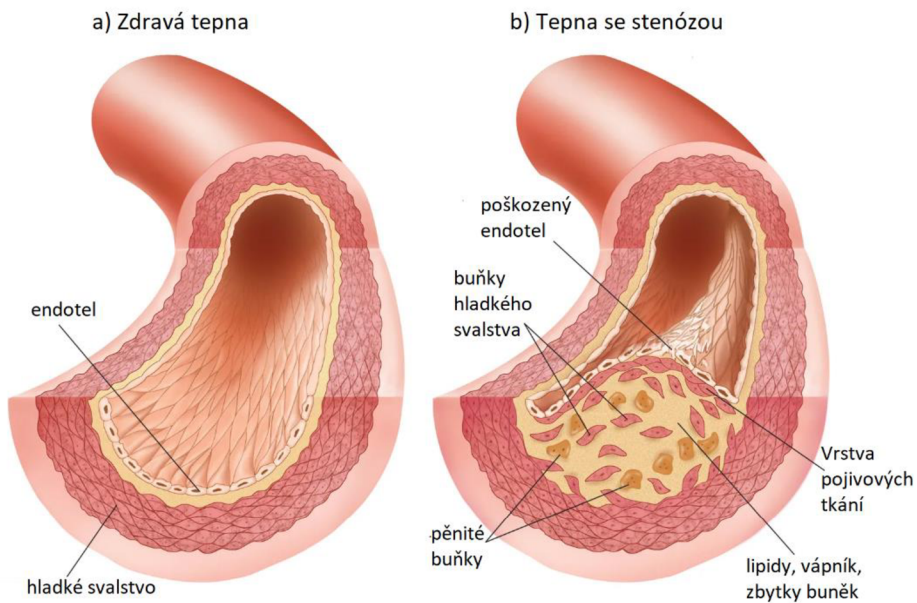


Obrázek 2.5 Soustava krčních tepen. Převzato a upraveno z [37]

2.2.3 Ateroskleróza

Ateroskleróza je nemoc cév, kdy dochází k ukládání různých látek pod vnitřní vrstvu cévy, čímž se zvyšuje tloušťka tunici intimi. Vlivem vyšší tloušťky a složením stenózy se také snižuje poddajnost tepny. V počátcích vývoje stenózy se pod vrstvu hromadí tuk. V pozdější vyvinutější fázi, což je znázorněno na obrázku 2.6, se v ní ukládají různé lipidy, jež se nadále mohou měnit na měkké pěnitě buňky. Uvnitř

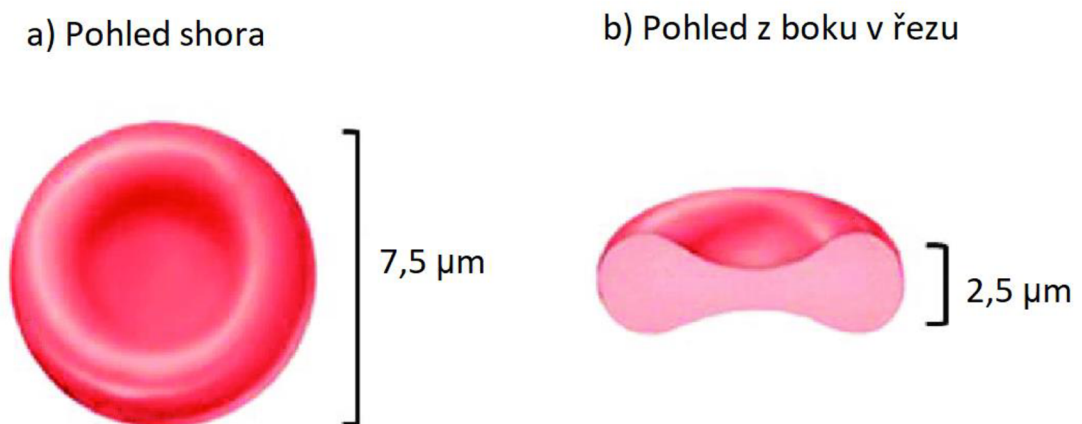
stenózy se také zjevují tvrdé částice různých minerálů, nejčastěji vápníku. V současné době je možno stenózu chirurgicky odstranit či potlačit za použití stentu [41].



Obrázek 2.6 Znázornění a) zdravé tepny b) tepny se stenózou. Převzato a upraveno z [41]

2.3 Krev

Krev je tekutá pojivová tkáň červené barvy. Kromě transportování vyživujících látek a odvádění odpadních látek pomáhá k chemické rovnováze organismu a slouží také jako obrana před teplotními změnami či infekcemi. Krev se skládá z kapalných a pevných složek. Převahou jejího složení je plazma a červené krvinky. Na základě různých faktorů, jako je například pohlaví, se obsah červených krvinek pohybuje přibližně v rozmezí 36-50%. Jak je znázorněno na obrázku 2.7, jejich tvar je bikonkávní, což jim umožňuje lépe přenášet plyny.



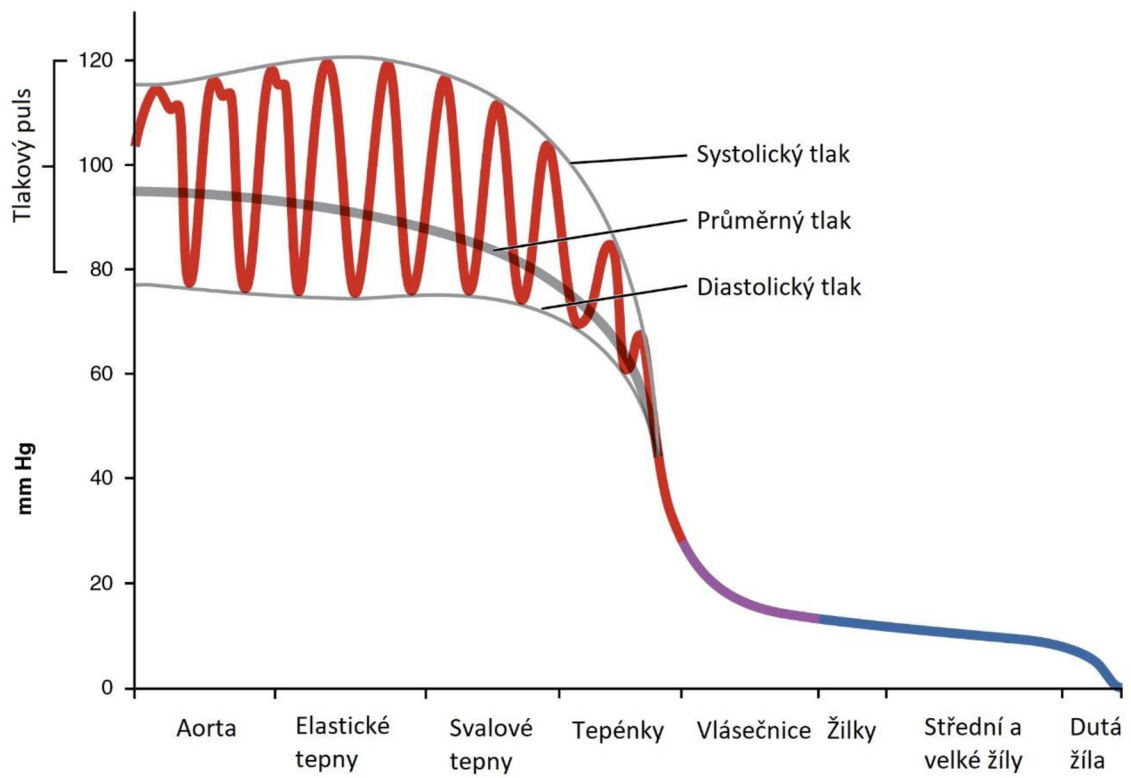
Obrázek 2.7 Rozměry a tvar červené krvinky při a) pohledu shora b) pohledu z boku v řezu. Převzato a upraveno z [6]

Další část krve tvoří plazma, jež tvoří přibližně 50-64% krve. Jedná se o nažloutlou kapalinu s přibližně 92 % podílem vody. Zbytek plazmy tvoří stovky rozpuštěných a suspendovaných látek uskutečňující důležité funkce organismu [3]. Zbýlý obsah krve, přibližně 1%, tvoří bílé krvinky, což jsou samostatně pohyblivé buňky zbavující se škodlivých buněk či bakterií, a krevní destičky, jež se podílejí na zástavě krevní ztráty při poranění [1,3].

2.3.1 Krevní tlak

Jak je znázorněno na obrázku 2.8, nejvyššími hodnotami tlaku jsou vystavovány tepny [3]. Proto je také krev při poranění tepny vypuzována tryskem na rozdíl od žíly, kde krev opouští cévu tečením [1]. Tepny jsou navíc kvůli srdečnímu cyklu vystavovány cyklickým zatížením, při vypuštění krve z komor do tepen působí na stěny tlaková vlna, jež se šíří rychleji než proud krve. Tlaková vlna tepnu dočasně roztáhne, což v některých případech můžeme nahmatat [1,3]. Při větvení tepny je součet průtočných ploch větší než původní průtočná plocha, což napomáhá k tlakovému poklesu [1].

Fyziologická hodnota tlaku je při systole 120 torrů a při diastole 80 torrů, což při systole odpovídá přibližně 16 000 Pa a při diastole přibližně 10 700 Pa. Pulzní rozkmit, jenž by u zdravého organismu měl mít hodnotu alespoň 25% hodnoty systoly, je tedy 40 torrů. Parametr charakterizující tlačnou sílu pro pohon krve je střední tlak. Střední tlak je roven součtu všech hodnot tlaků, jež je možno získat měřením u daného pacienta, poděleným počtem hodnot [3]. Vzhledem k tomu, že systola netrvá stejně jako diastola, střední tlak není roven průměrné hodnotě systoly a diastoly. Diastola zpravidla potrvá 2x déle než systola. Střední tlak by tím pádem byl roven přibližně hodnotě 93 torrů, tedy přibližně 12 500 Pa [1,3].

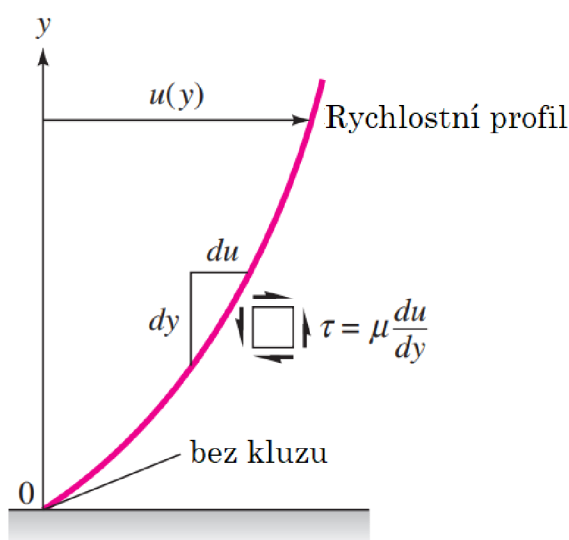


Obrázek 2.8 Průběh tlaku v cévách. Převezato a upraveno z [3]

3. Newtonské a newtonské kapaliny

Kapaliny můžeme rozdělit z hlediska závislosti viskozity na smykové rychlosti, jak je znázorněno na obrázku 3.2. b). Vzhledem k vzájemnému tření mezi částicemi kapaliny a tření kapaliny s trubicí nejsou po průřezu trubice hodnoty rychlostí na jednotlivých proudnicích stejné ve směru proudu, jak je znázorněno na obrázku 3.1. Na stěně trubice je rychlost kapaliny nulová a se zvyšující se radiální vzdáleností od stěny roste. Smyková rychlost $\dot{\gamma}$ je dána podílem změny rychlosti kapaliny du podél radiálního směru trubice dy , tedy:

$$\dot{\gamma} = du/dy \quad (3.1)$$



Obrázek 3.1 Rychlostní profil viskózní kapaliny. Převzato a upraveno z [14]

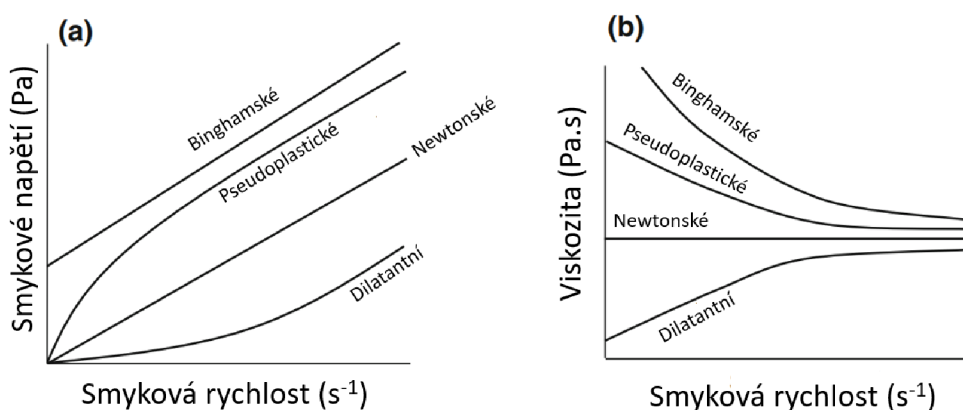
U newtonské kapaliny se viskozita se změnou smykové rychlosti nemění, zachovává si konstantní hodnotu. Mezi takové můžeme zařadit například vodu [5]. U neneutronských kapalin se se změnou smykové rychlosti viskozita mění, buď se při růstu smykové rychlosti snižuje (anglicky „*shear thinning*“) nebo zvyšuje (anglicky „*shear thickening*“), záleží na typu kapaliny. U pseudoplastických se částice kapaliny natáčí ve směru roviny maximálního napětí, což vykazuje menší odpor proti proudění [7]. Podobně je to u binghamského chování, kde se při zvyšující se smykové rychlosti od sebe oddalují částice, je tedy vykazován menší odpor vůči proudění [8]. U dilatantních kapalin se naopak viskozita zvyšuje při zvýšení smykové rychlosti.

Jak je znázorněno na obrázku 3.2 a), se smykovou rychlostí se také mění smykové napětí, u každé kapaliny se zvyšuje při růstu smykové rychlosti. U newtonské a Binghamské kapaliny smykové napětí narůstá lineárně, Binghamskou kapalinu je však nejprve zapotřebí vystavit určité hodnotě smykového napětí (mez kluzu), aby začala proudit. Smykové napětí u pseudoplastické nejprve roste nelineárně, rychleji než u newtonské. Podobně je tomu tak u dilatantní, akorát roste pomaleji než newtonská [5].

Ve zdroji [7] je smykové napětí popsáno vztahem:

$$\tau = \mu \frac{du^m}{dy} \quad (3.1)$$

kde při $m < 1$ je kapalina pseudoplastická, $m = 1$ newtonská a $m > 1$ dilatantní. μ představuje dynamickou viskozitu [Pa.s].



Obrázek 3.2 Průběh a) smykového napětí b) viskozity v závislosti na smykové rychlosti. Převzato a upraveno z [5]

3.1 Nenewtonské chování krve

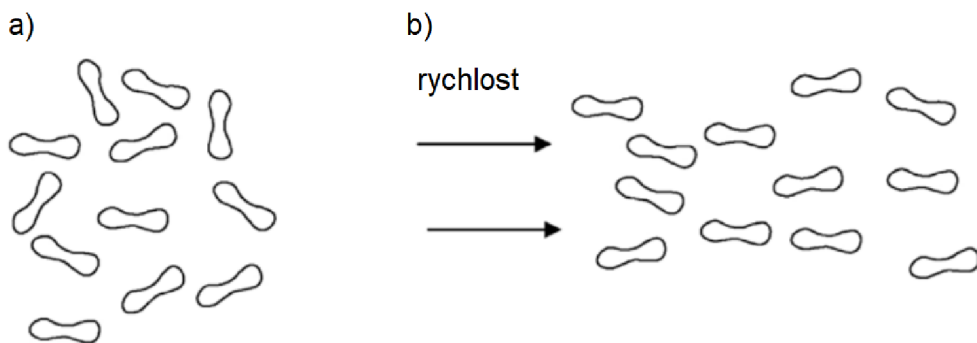
Krev je nenewtonská kapalina, konkrétně se jedná o kombinaci binghamského chování a pseudoplastického [9]. Červené krvinky se při malých rychlostech shlukují do většího celku (nejčastěji známé pod pojmem „Rouleaux“), což je znázorněno na obrázku 3.3. Aby se krvinky oddělily a mohly proudit, je třeba je vystavit určité hodnotě smykového napětí, což odpovídá binghamskému chování [5].



Obrázek 3.3 Propojená síť červených krvinek. Převzato z [10]

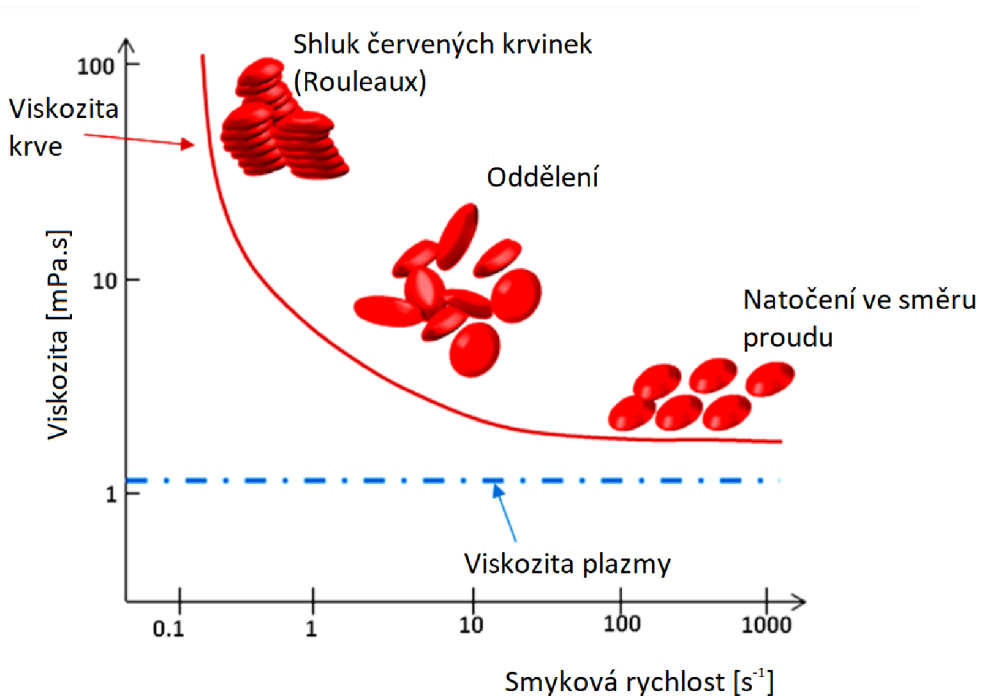
Nenewtonské chování také souvisí s tvarem červených krvinek, jak je znázorněno na obrázku 3.4. Při nižších rychlostech jsou krvinky náhodně orientované.

Se zvyšující se rychlostí se vlivem svého bikonkávního tvaru usměrní ve směru proudu, čímž je kladen nižší odpor vůči proudění, snižuje se viskozita krve, což odpovídá pseudoplastickému chování [11].

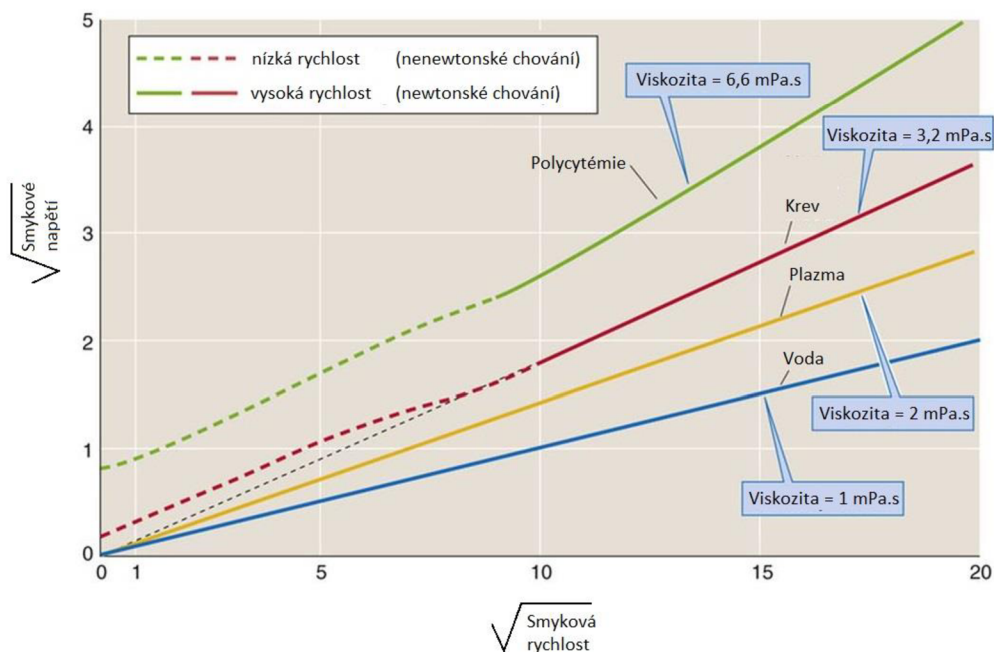


Obrázek 3.4 a) Náhodně uspořádané krvinky při nízkých rychlostech b) Usměrněné krvinky při vyšších rychlostech. Převzato a upraveno z [11]

Průběh viskozity a smykového napětí krve v závislosti na smykové rychlosti je znázorněno na obrázcích 3.5 a 3.6. Viskozita krve při velkých smykových rychlostech mění svoji hodnotu se zanedbatelnou odchylkou. Při těchto podmínkách by se tedy dala považovat za newtonskou kapalinu, jejíž viskozita by konvergovala na hodnotu v rozmezí 3-4 mPa.s [5].



Obrázek 3.5 Průběh viskozity krve v závislosti na smykové rychlosti. Převzato a upraveno z [16]



Obrázek 3.6 Průběh smykového napětí v závislosti na smykové rychlosti při proudění krve. Převzato a upraveno z [17]

Oběhová soustava je však složitá natolik, že nennewtonské chování krve nelze zanedbat [12]. Pulzační cyklus vykazuje časovou proměnlivost tlaku, což vede k deformačním změnám. Změna podmínek je také při přechodu například z tepen do vlásečnic, kde dochází k významné změně smykového napětí [13]. Další důvod spočívá v rozložení cévní soustavy, v oblastech rozvětvení cévy se vyskytují místa s malými smykovými rychlostmi [15]. Pro výpočtové modelování se používají modely krve modelující její nennewtonské chování. V tabulce 3.1 jsou některé z nich uvedeny [12].

Model	Rovnice	Ne-newtonské vlastnosti
Carreau-Yasuda	$\mu = \mu_{\infty} + \frac{\mu_0 - \mu_{\infty}}{[1 + (\lambda \dot{\gamma})^a]^{\frac{1-n}{a}}}$	shear thinning
Casson	$\tau^{1/2} = (k \dot{\gamma})^{1/2} + \tau_o^{1/2}$	mez kluzu
Power law	$\tau = k \dot{\gamma}^n$	shear thinning
Cross	$\mu = \mu_{\infty} + \frac{\mu_0 - \mu_{\infty}}{1 + \lambda \dot{\gamma}^m}$	shear thinning
Herschel-Bulkley	$\tau = k \dot{\gamma}^n + \tau_o$	shear thinning, mez kluzu
Oldroyd-B	$\tau + \lambda_1 \overset{\nabla}{\tau} = \mu_0 \left(\dot{\gamma} + \lambda_2 \overset{\nabla}{\dot{\gamma}} \right)$	viskoelastická
Quemada	$\mu = \mu_p \left(1 - \frac{k_0 + k_{\infty} \sqrt{\dot{\gamma}/\dot{\gamma}_c}}{2(1 + \sqrt{\dot{\gamma}/\dot{\gamma}_c})} \phi \right)^{-2}$	shear thinning
Yeleswarapu	$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \frac{1 + \ln(1 + \lambda \dot{\gamma})}{1 + \lambda \dot{\gamma}}$	shear thinning
Bingham	$\tau = k \dot{\gamma} + \tau_o$	mez kluzu
Eyring-Powell	$\mu = \mu_{\infty} + \frac{(\mu_0 - \mu_{\infty}) \sinh^{-1}(\lambda \dot{\gamma})}{\lambda \dot{\gamma}}$	shear thinning
Ree-Eyring	$\tau = \tau_c \sinh^{-1} \left(\frac{\mu_0 \dot{\gamma}}{\tau_c} \right)$	shear thinning

Tabulka 3.1 Vybrané modely krve. Převzato a upraveno z [12]

4. Proudění a napjatost v tepnách

Na obrázku 4.1 je znázorněn přechod z laminární oblasti proudění do turbulentní. Při laminárním proudění jednotlivé proudnice putují po hladké trajektorii a nemísí se. Při turbulentním dochází ke kolísavému míšení, čímž dochází i k většímu odporu proti proudu, což je nežádoucí například v běžných potrubních systémech. Na druhou stranu turbulentní proudění umožňuje v krevním oběhu míšení částic, do kontaktu se stěnou se tedy dostane více krvinek a tím pádem i dojde k většímu přenosu živin [18].

Zda je proudění laminární či turbulentní můžeme určit poměrem setrvačných a viskózních účinků. To určuje Reynoldsovo číslo, jež je ve tvaru:

$$Re = \frac{D \cdot u}{\vartheta} \quad (4.1)$$

kde:

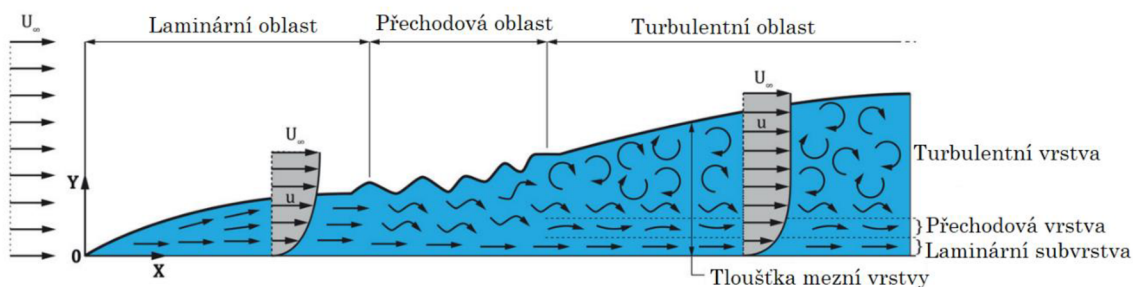
D – průměr trubice [m]

u – střední rychlost kapaliny [m/s]

ϑ – kinematická viskozita [m^2/s]

Proudění krve v arteriálním soustavě je převážně laminární. Jedním z míst, kde se u zdravých jedinců může objevit turbulentní proudění, je vzestupná aorta, jež se vyznačuje velkým průměrem a kde může Reynoldsovo číslo dosáhnout hodnoty až 5000. V ostatních případech se nepředpokládá, že by dosáhlo hodnoty 2000, což je pod hranicí 2300, kdy kapalina přechází z laminárního proudění na turbulentní pro proudění v uzavřených profilech [5].

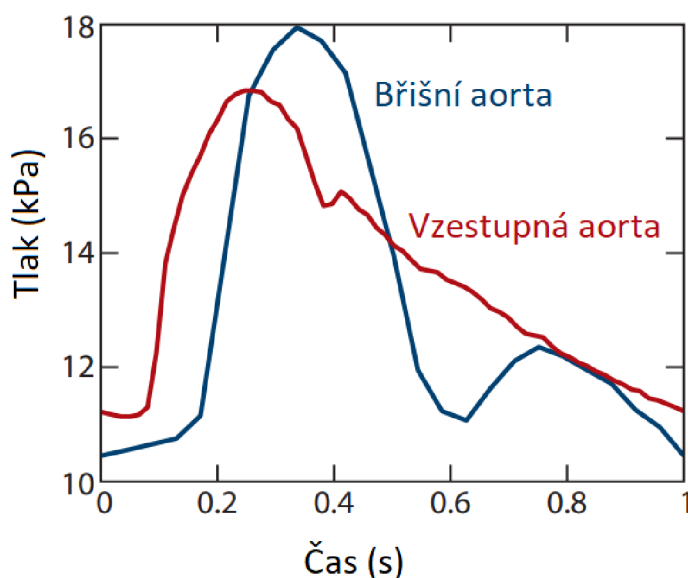
Při proudění kapaliny v tuhé trubici je rychlost kapaliny na stěně nulová, což slouží jako okrajová podmínka ve výpočtech.



Obrázek 4.1 Typy proudění. Převzato a upraveno z [45]

4.1 Pulzní vlna

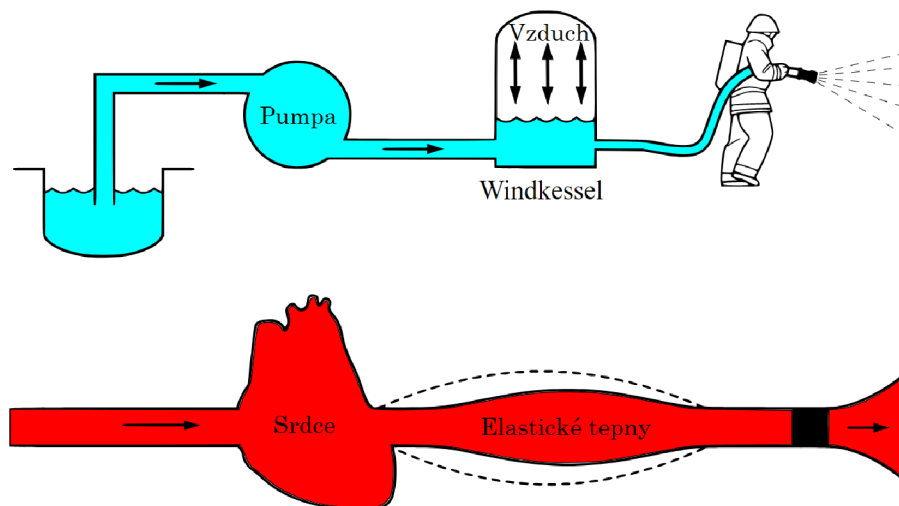
Při srdečních kontrakcích se napříč arteriální soustavě šíří tlaková vlna, rychleji než proud krve. Maximální hodnota tlaku v určitém úseku se tedy v čase zpožďuje v distálním směru. Na obrázku 4.2 je časový průběh tlaku na vzestupné a břišní aortě. Z obrázku je patrné, že maximální hodnota tlaku je časově posunuta [22]. Budeme-li uvažovat krev jako nestlačitelnou kapalinu, je časové prodlení pulzní vlny způsobena poddajností cév. Čím je poddajnost vyšší, tím je taky rychlost vlny pomalejší. Pulzní vlna se v periferii odrazí zpět a kvůli další systolické kontrakci interaguje s další pulzní vlnou. Kvůli tomuto jevu není aorta vystavena nejvyšším hodnotám tlaku, což je zřetelné i z obrázku 4.2 či 2.8 [23].



Obrázek 4.2 Tlakový průběh na břišní a vzestupné aortě. Převzato a upraveno z [22]

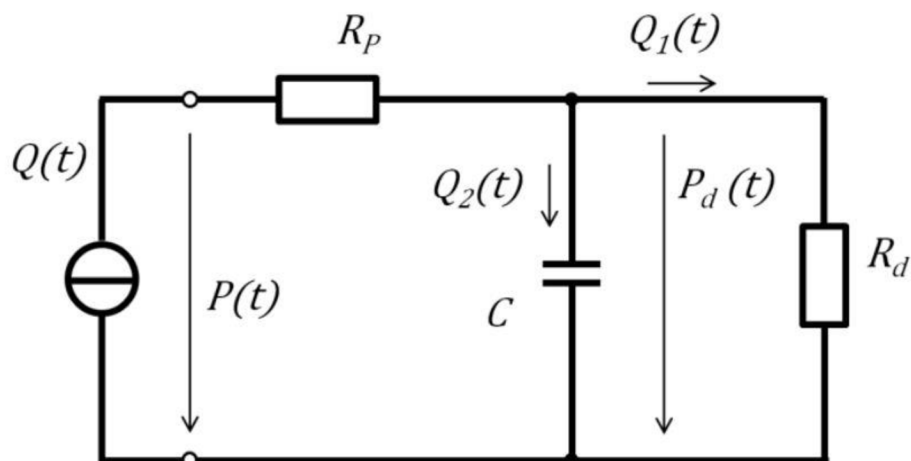
4.2 Windkessel model

Jak již bylo řečeno, tepny jsou vystavovány pulzujícím proudění. Narozdíl od vlásečnic a žil, kde můžeme uvažovat konstantní hodnotu tlaku, jsou tepny vlivem vysoké poddajnosti významně deformovány. Kvůli elastickým vlastnostem se při systole část energie vyvozena srdečním cyklem uchovává ve stěně tepny a při diastole se energie zase vrací zpět do krve. Tím pádem krev proudí směrem k periferii i při diastole [22]. Tento jev popisuje Windkessel model, jenž z průběhu tlaku a průtoku odhaduje arteriální poddajnost [5,19]. Jak je znázorněno na obrázku 4.3, Windkessel model se skládá ze tří částí, z pumpy, pružné komory a odtokového průtoku. V našem případě pumpu charakterizuje srdce, komoru tepny a průtok odpovídá krevnímu toku. Při výpočtovém modelování je jednou z možností použít Windkessel model při neustáleném tlaku a průtoku. Pomocí modelu můžeme vypočítat tlak při zadání průtoku na vstup, přičemž se krev uchovává v tepně [19].



Obrázek 4.3 Znáznornění Windkessel modelu. Převzato z [20]

V této diplomové práci bude pro výpočtové modelování použit 3prvkový Windkessel model, jenž je na obrázku 4.4 znázorněn pomocí analogie k elektrickým obvodům. Q vyjadřuje průtok, R_p odpor v proximálním směru, R_d odpor v distálním směru, P tlak a C poddajnost cévy. Rovnice 4.2 vyjadřuje vztah pro průtok a rovnice 4.3 vyjadřuje vztah pro tlak [46].



Obrázek 4.4 Schéma 3prvkového Windkessel modelu. Převzato z [33]

$$Q(t) = \frac{P_d(t)}{R_D} + C(t) \cdot \frac{dP_d(t)}{dt} \quad (4.2)$$

$$P(t) = P_d(t) + Q(t) \cdot R_p \quad (4.3)$$

4.3 Vývoj rychlostního profilu

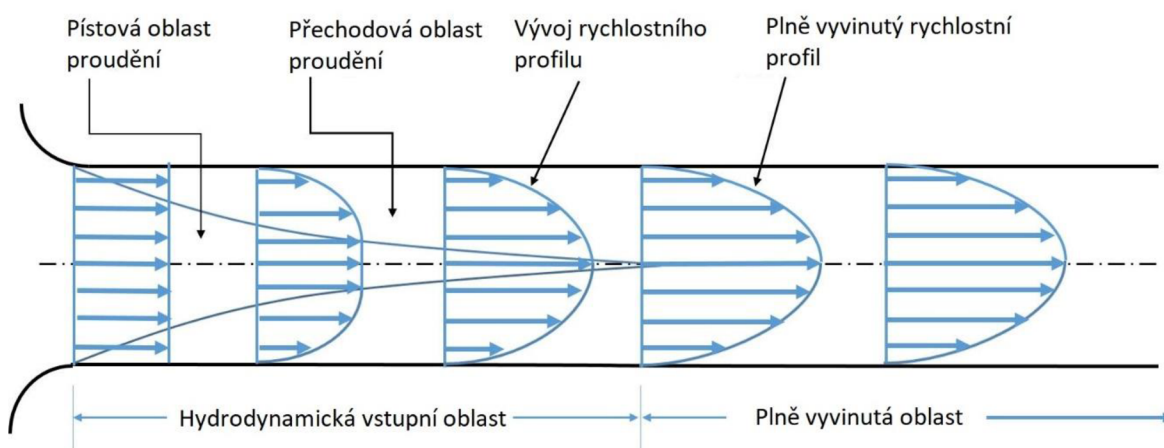
Ukázku rychlostního profilu máme například na obrázku 3.1, jenž se podobá parabolické křivce, což je případ plně vyvinutého rychlostního profilu. Při proudu skrz nepravidelnou geometrii trubice se také deformuje rychlostní profil. Jak je znázorněno na obrázku 4.5, při vstupu do skokové změny geometrie se rychlostní profil podobá pístovému tvaru. Při následném proudu po neměnné se geometrii se vlivem viskozity vyvíjí na parabolický tvar. Rychlostní profil je vlivem proměnlivé geometrie cévní soustavy značně narušován, především kvůli větvení. Ve většině velkých tepen se rychlostní profil plně nevyvine na parabolický [5].

Rychlostní profil je také ovlivněn pulzačním cyklem, proud krve je tedy nestacionární. Poměr setrvačných a viskózních sil při nestacionárním proudění vyjadřuje Womersleyho číslo α , jež je ve tvaru:

$$\alpha = \frac{D}{2} \sqrt{\frac{\omega}{\nu}} \quad (4.4)$$

kde ω je úhlová rychlost srdečních kontrakcí [1/s]

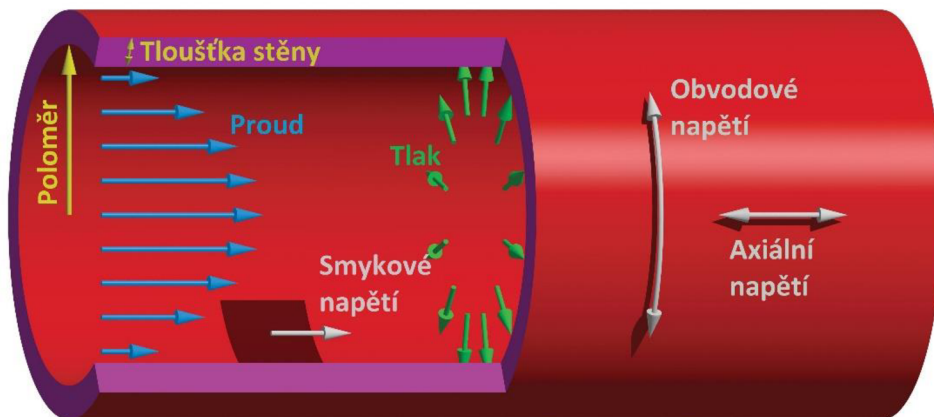
Rychlost v daném průřezu ve směru proudu tedy není závislá pouze na radiální souřadnici y , nýbrž i na čase [11].



Obrázek 4.5 Vývoje rychlostního profilu. Převzato a upraveno z [34]

4.4 Napjatost při proudu krve

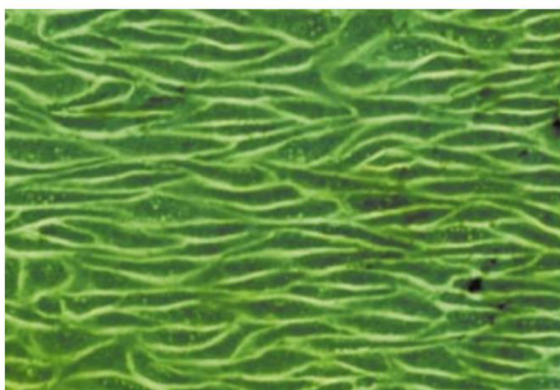
Vlivem srdečních kontrakcí je tepna vystavována cyklickému zatížení. To vyvolává i změnu průměru a tloušťky stěny tepny. Reakce na zatížení od proudu krve jsou znázorněny na obrázku 4.6. Tlak krve působí kolmo na stěnu, čímž stěna reaguje obvodovým napětím. Mezi krví a endotelem ještě dochází k tření, endotelové buňky jsou tím vystaveny smykovému napětí [5].



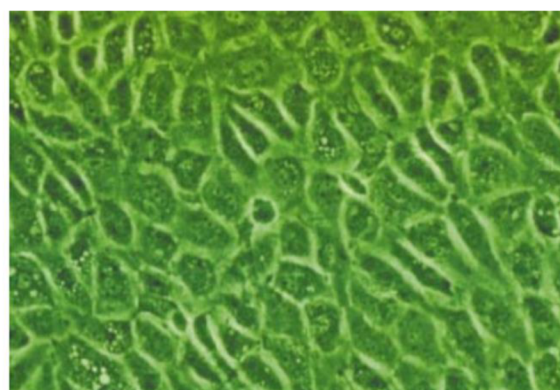
Obrázek 4.6 Napjatost cévy. Převzato a upraveno z [25]

Hodnota smykového napětí může mít vliv na růst stenózy. Pro správnou funkci endotelových buněk je potřeba vystavit je určitému zatížení. Jak je znázorněno na obrázku 4.7, při hodnotách smykového napětí méně než 0,4 Pa jsou buňky náhodně orientované, čímž hůře plní svoji funkci těsnit prostor mezi krví a okolním prostředím. Naopak při fyziologických podmínkách, tedy při hodnotě v rozmezí přibližně 1,5 – 2 Pa, jsou zarovnané ve směru proudění. V tomto stavu endotel odpovídá fyziologickým podmínkám [26].

a) Hodnoty smykového napětí větší než 1,5 Pa



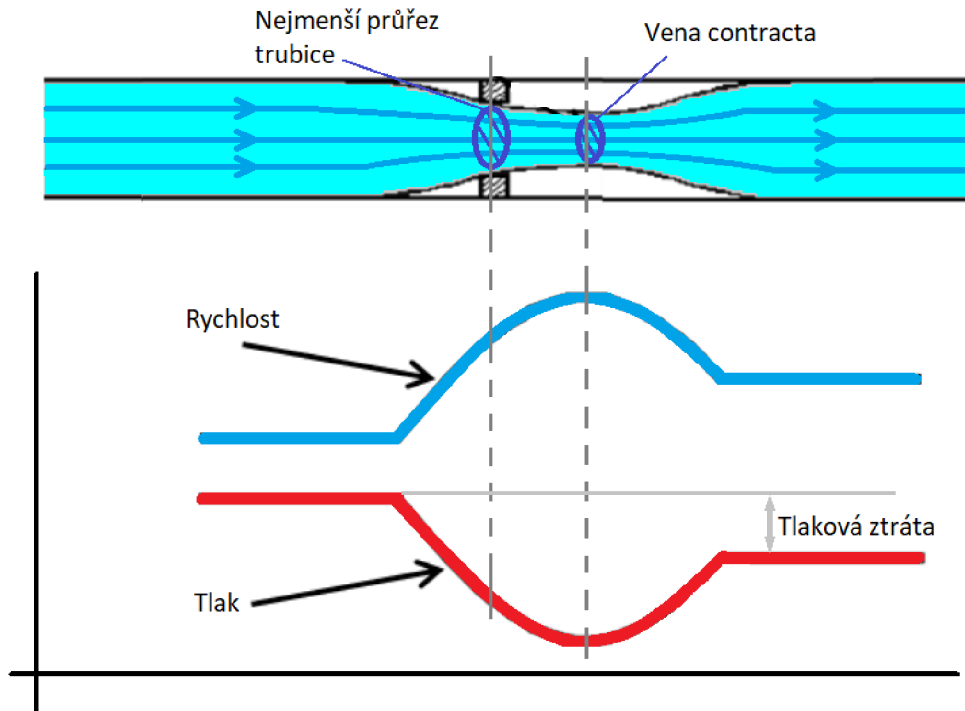
b) Hodnoty smykového napětí menší než 0,4 Pa



Obrázek 4.7 Směr endotelových buněk při různých podmínkách [26]

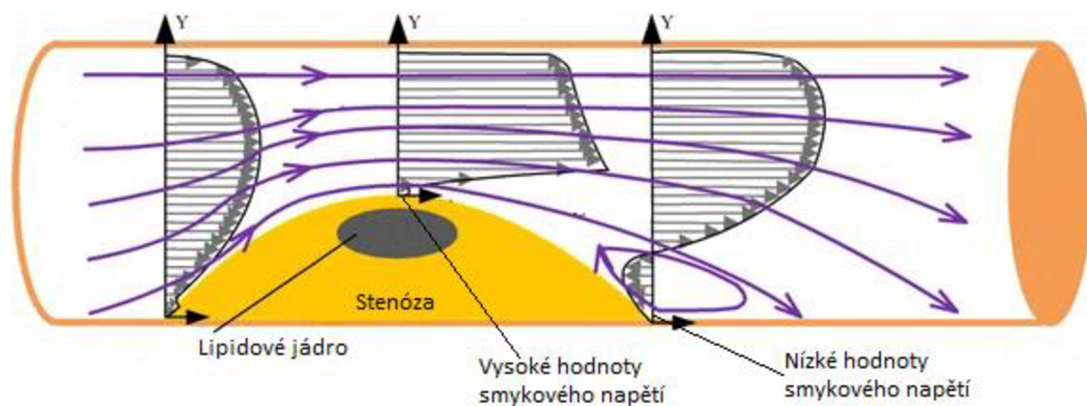
4.4.1 Napjatost v oblasti stenózy

Proud kapaliny skrz trubici se clonou vede ke snížení tlaku, jak je znázorněno na obrázku 4.8. Z rovnice o zachování hmotnosti vyplývá, že nejvyšší rychlost bude přímo v místě clony. Kvůli radiálnímu posuvu kapaliny tomu však tak není. Kousek od nejužšího místa trubice ve směru proudu je oblast zvaná Vena contracta, kde kapalina dosahuje nejvyšší rychlosti. V tomto místě je i nejnižší hodnota tlaku.



Obrázek 4.8 Průběh tlaku a rychlosti přes zúženou trubici. Převzato a upraveno z [27]

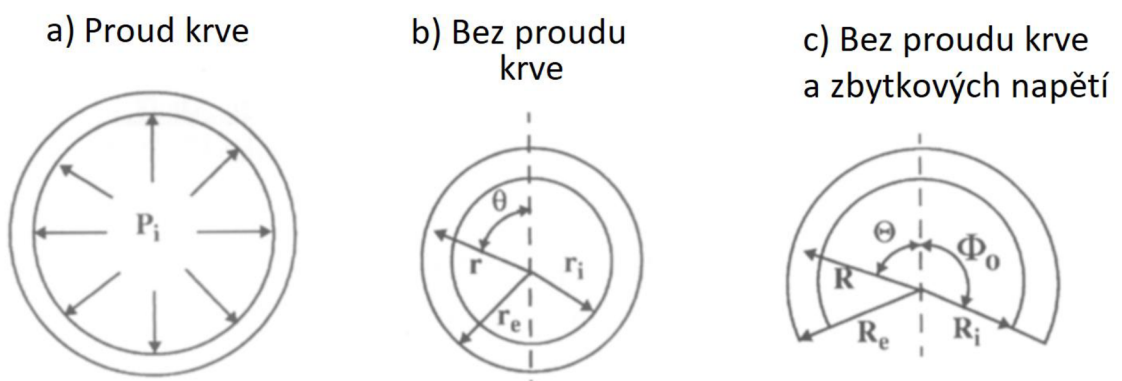
Jak je znázorněno na obrázku 4.9, za stenózou vznikají kvůli radiálnímu posuvu kapaliny víry. Ve vířivých oblastech vznikají malé smykové rychlosti, jež jsou nepříznivé pro cévní stěnu. Opačně je tomu v místě nejnižší průtočné plochy, kde smyková napětí dosahují nejvyšších hodnot [5].



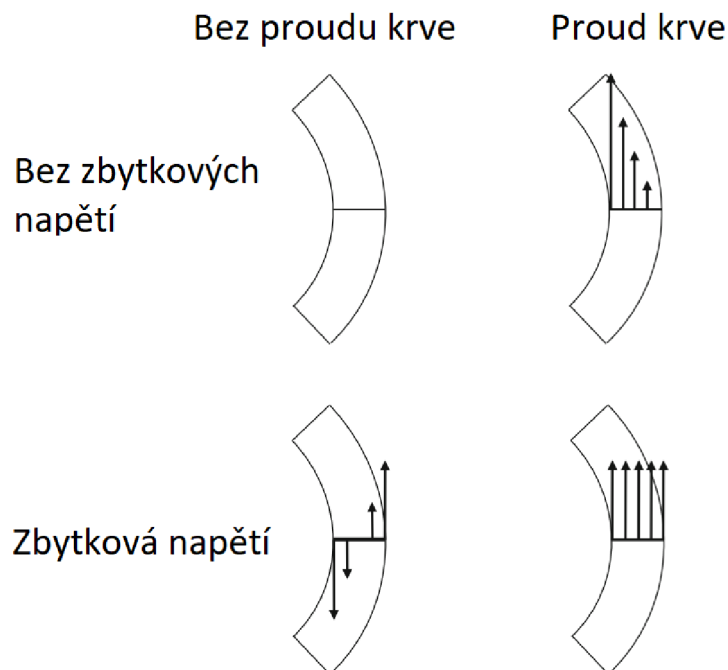
Obrázek 4.9 Rychlostní profily při proudění přes stenózu. Převzato a upraveno z [28]

4.5 Předpětí

Proud krve není jediným nezanedbatelným faktorem ovlivňující napjatost tepen. Tepny jsou kromě proudu krve také vystaveny zbytkovému napětí, díky nimž je napětí ve vrstvách rovnoměrněji rozloženo [5] a tepna se také lépe přizpůsobuje případným fyziologickým změnám [24]. Tepna je předepjata v podélném směru, při jejím vyjmutí z organismu se zkrátí přibližně o 40%. Tepny jsou předepjaté i v obvodovém směru, jinak by vlivem proudu krve byla vnější stěna pod nižším napětím než vnitřní stěna. V obvodovém směru jsou zbytková napětí posuzována podle úhlu rozevření, jak je znázorněno na obrázku 4.10. Provede-li se řez v podélném směru, tepna se rozevře a vzniklé rozevření odpovídá úhlu rozevření. Na obrázku 4.11 je poté porovnán průběh napětí v obvodovém směru při proudu krve a bez proudu krve stejně jako se zbytkovým napětím a bez zbytkového napětí [5].



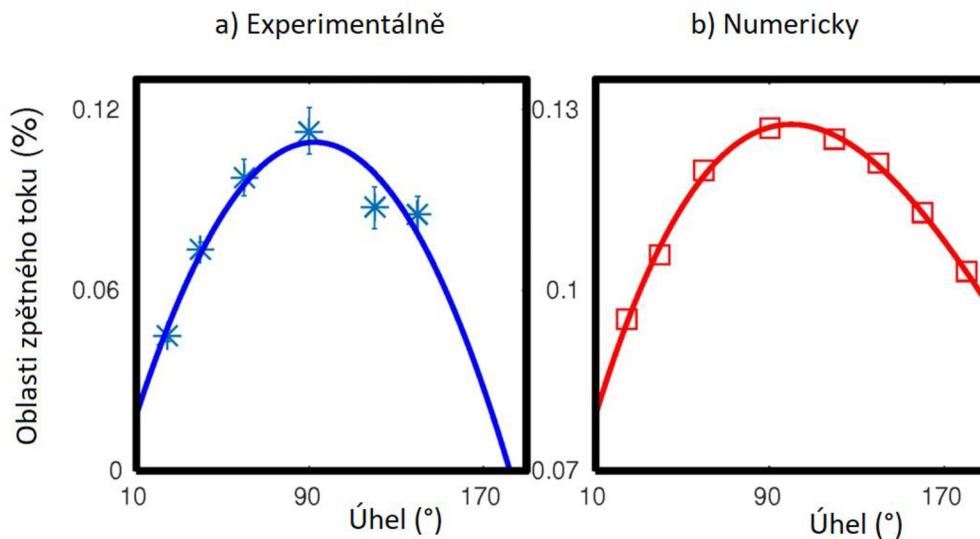
Obrázek 4.10 Tvar cévy při jednotlivých stavech zatížení. Převzato a upraveno z [5]



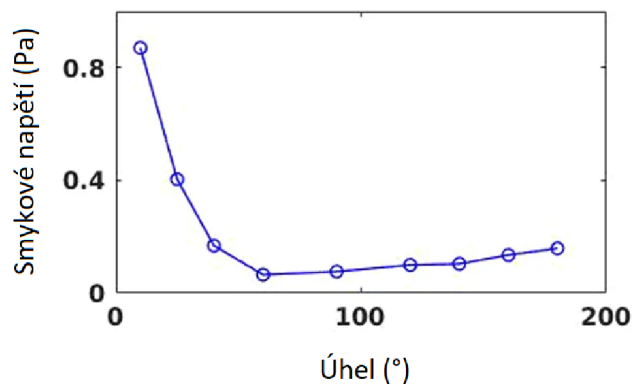
Obrázek 4.11 Vliv zbytkových napětí. Převzato a upraveno z [5]

4.6 Současná problematika

Problematikou proudění v krční tepně, což je předmětem této diplomové práce, se zabývají mnohé články. V článku [29] z roku 2018 zkoumali vliv úhlu symetrického rozevření zdravé tepny. Proudění simulovali experimentálně s využitím silikonového polymeru PDSM a numericky metodou konečných objemů. Jak je znázorněno na obrázku 4.12, z hlediska oblastí, v nichž se vyskytují víry, je podle jejich výsledků nejkritičtější úhel rozevření 90° , což vyšlo jak experimentálně tak i numericky. Obrázek 4.13 znázorňuje nejmenší hodnotu smykového napětí, jež se při daném úhlu objevila. V tomto případě je nejméně příznivý úhel 60° .



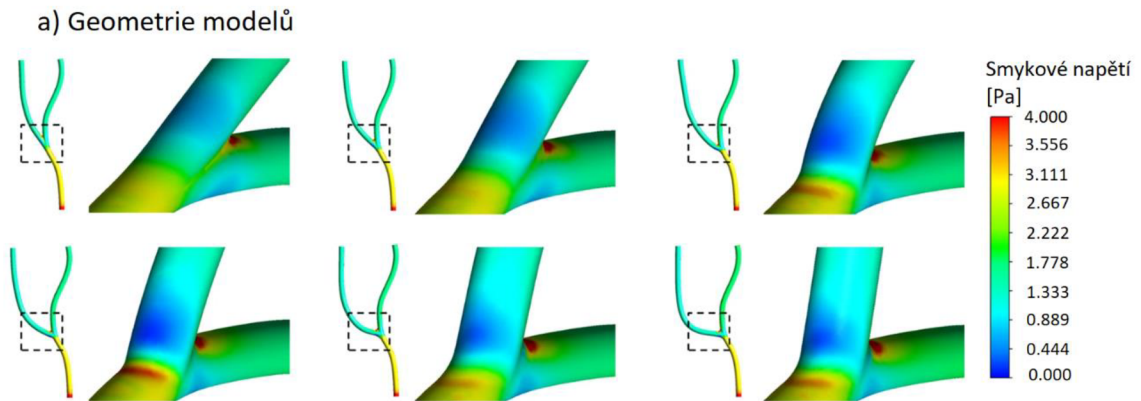
Obrázek 4.12 Závislost velikosti oblastí zpětného toku na úhlu rozvětvení. Převzato a upraveno z [29]



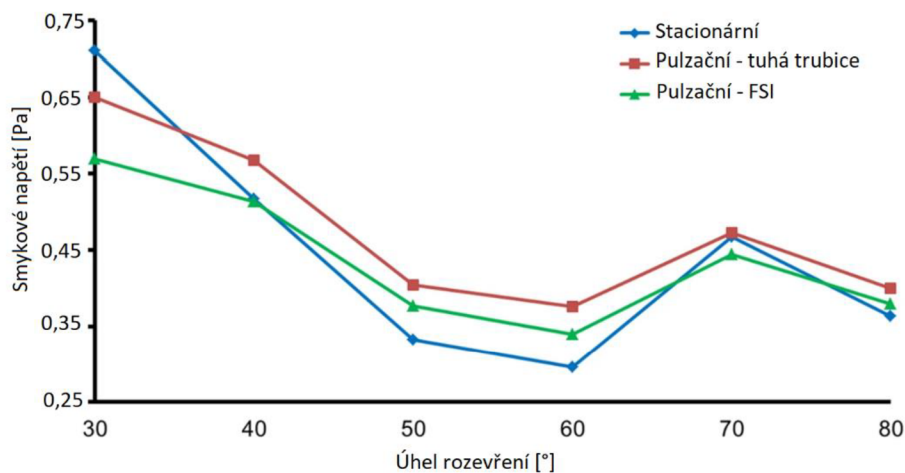
Obrázek 4.13 Závislost nejmenší hodnoty smykového napětí na úhlu rozvětvení. Převzato a upraveno z [29]

V článku [30] z roku 2022 zkoumali vliv úhlu rozevření s tím rozdílem, že od mateřské tepny se měnil úhel pouze u jedné dceřiné tepny, jak je znázorněno na obrázku 4.14 a). Pomocí CT snímků získaly základní geometrii a vymodelovaly další úhly rozevření. Poté výpočtově modelovaly stacionární proudění, pulzační proudění s tuhou

trubicí a pulzační proudění s interakcí kapaliny se stěnou (z anglického názvu „Fluid-structure interaction“, zkratka „FSI“). Z jejich výsledků vyplývá, že se zvyšujícím se úhlem rozvětvení vzniká složitější turbulentní a oscilační oblasti. Na obrázku 4.14 b) je závislost smykového napětí v bodě rozvětvení na úhlu rozvětvení pro jednotlivé varianty proudění. V některých případech u stacionárního proudění vyšly příznivěji než u pulzačního, každopádně při porovnávání obou typů pulzačního proudění vyšlo FSI lépe než v tuhé trubici pro všechny případy. U každé varianty byl také nejkritičtější úhel rozevření 60°.



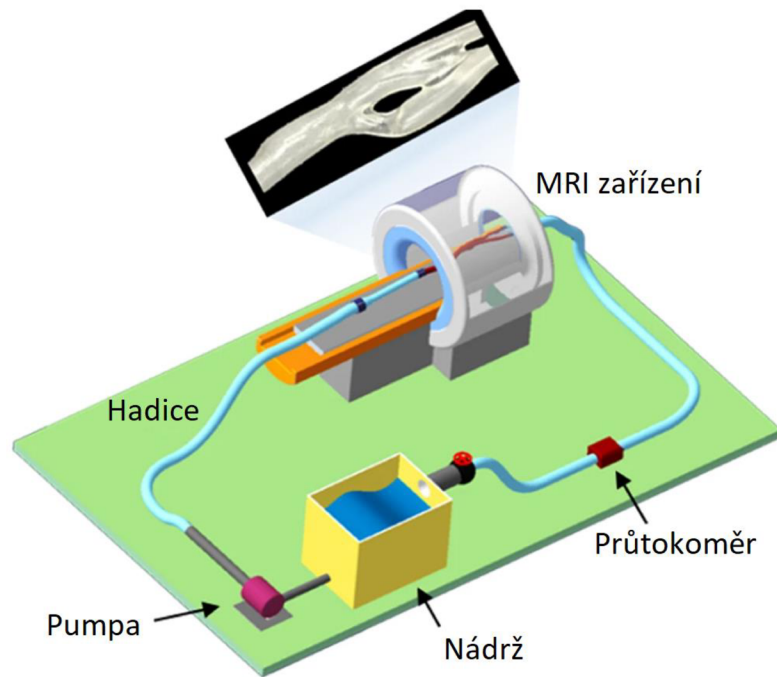
b) Porovnání jednotlivých proudění



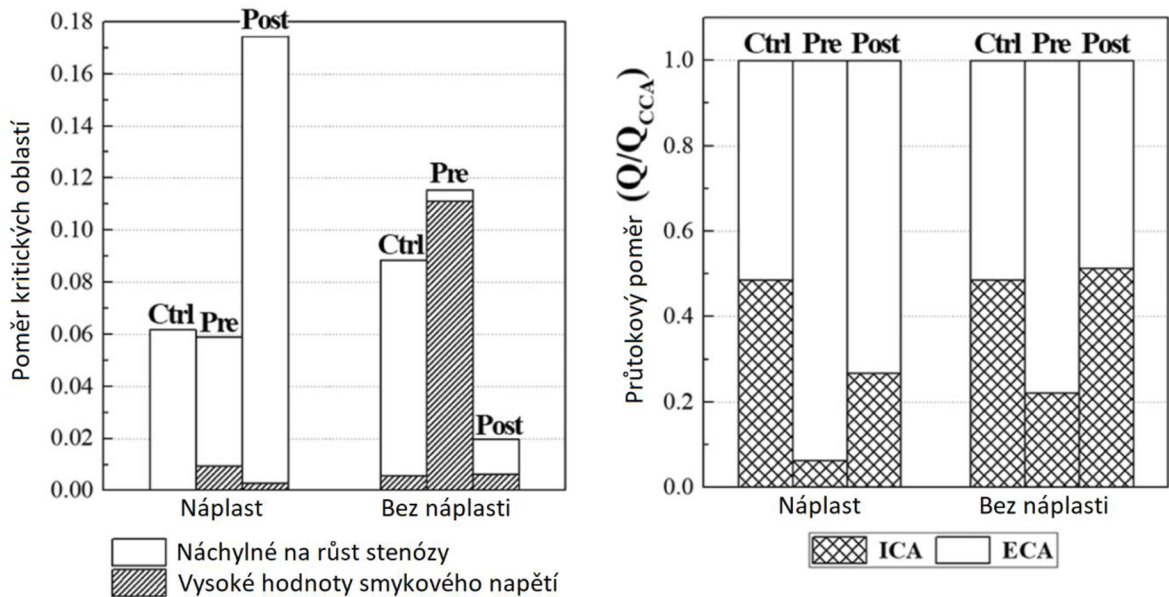
Obrázek 4.14 Geometrie modelů a porovnání jednotlivých typů proudění. Převzato a upraveno z [30]

Článek [31] z roku 2019 se zabývá endarterektomií, jež spočívá v chirurgickém odstranění aterosklerotického plátu. Chirurgicky ošetřené místo může být vyztuženo přiřítím speciální náplasti. V článku porovnávali proudění před operací („pre“), po operaci („post“) a pro porovnání proudění v druhé zdravé krční tepně („ctrl“). Z CT snímků se získaly geometrie, z nichž se vyrobily modely z tuhé plastové pryskyřice. Na

modelech provedli experiment, jenž je znázorněn na obrázku 4.15. Pomocí MRI zařízení zobrazili proudění v tepnách a na obrázku 4.16 jsou porovnány jednotlivé varianty.



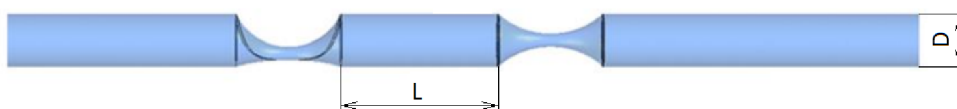
Obrázek 4.15 Schéma experimentu. Převzato a upraveno z [31]



Obrázek 4.16 Porovnání použití náplasti a bez použití náplasti po endarterektomii. Převzato a upraveno z [31]

V článku [39] z roku 2019 zkoumali vliv proudění na výsledky *iFR* měření, což spočívá v tlakovém poměru mezi vyšetřovaným místem a aortou v průběhu diastoly, a *FFR* měření, což spočívá v tlakovém poměru mezi vyšetřovaným a referenčním místem, často mezi oblastmi za a před stenózou. Vytvořili idealizované modely s 2 stenózami umístěnými za sebou s různou vzdáleností mezi stenózami. Rozměry převzaly z angiografie a na obrázku 4.17 a) je jedna varianta z modelů. Na obrázku 4.17 b) je také tabulka hodnot pro *iFR* a *FFR* měření. Dvojitá stenóza neměla příliš velký vliv na *iFR*, kdežto u *FFR* byly rozdíly významné. Při proudění přes stenózu dochází ke kolísání tlaku, což značně ovlivnilo výsledky u modelů, jejichž poměr L/D byl menší než 7.

a) Model geometrie

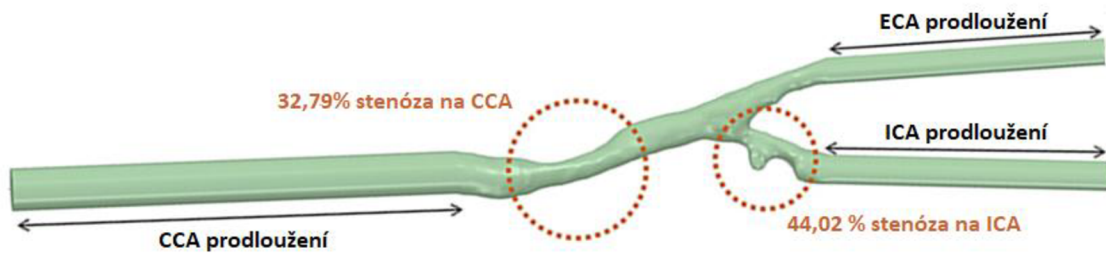


b) Výsledky

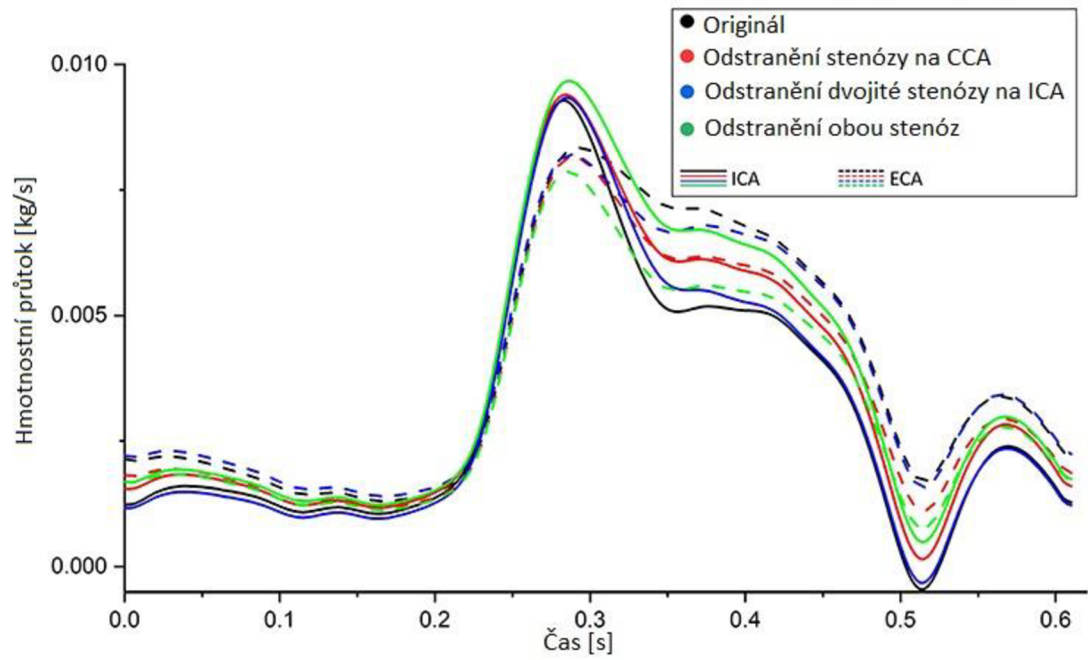
L/D	<i>FFR</i> (1. stenóza/ 2. stenóza)	<i>iFR</i> (1. stenóza/ 2. stenóza)
1	0.517/0.618	0.904/0.943
3	0.503/0.618	0.910/0.936
5	0.577/0.520	0.911/0.930
7	0.599/0.500	0.911/0.930
10	0.606/0.490	0.917/0.923

Obrázek 4.17 Vybraný model geometrie a porovnávací tabulka *FFR* a *iFR* hodnot. Převzato a upraveno z [39]

V článku [40] z roku 2019 získali pomocí magnetické rezonance model rozvětvení krční tepny se stenózami. Jak je znázorněno na obrázku 4.18, jedna stenóza se nacházela na CCA a druhá, jež byla navíc dvojitá, krátce po rozvětvení na ICA. Pomocí výpočtového modelování zkoumali, jak by se změnilo proudění po endarterektomii a to jak po odstranění obou stenóz, tak po odstranění jednotlivých stenóz. Na obrázku 4.19 je porovnání jednotlivých variant, kde můžeme vidět, že na ICA se ve všech případech hmotnostní průtok zvýšil. Významnější podíl mělo odstranění stenózy na CCA oproti stenózy na ICA. Stenóza na CCA se také uvážila jako faktor pro šíření stenózy na ICA.



Obrázek 4.18 Model geometrie. Převzato a upraveno z [40]



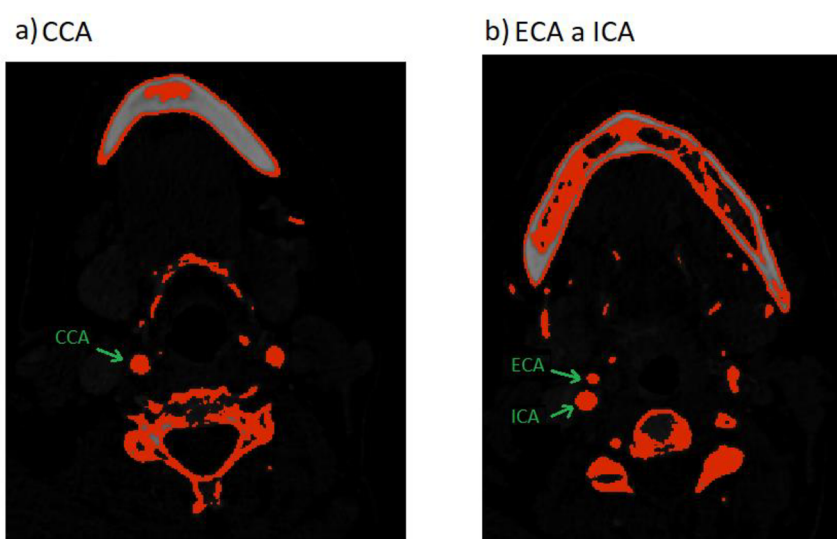
Obrázek 4.19 Porovnání průtoků při variantách odstranění stenóz. Převzato a upraveno z [40]

5. Praktická část

V praktické části bude simulováno proudění v krční tepně v oblasti rozvětvení, kde se CCA větví na ICA a ECA. Nejprve se vymodeluje rozvětvení se stenózou, jež bude zužovat průtočnou plochu o 30% a bude se nacházet na ICA. Na tomto modelu se bude analyzovat vliv velikosti prvků a časového kroku a budou se ladit parametry Windkessel modelu. Poté budou vytvořeny další modely se 70% stenózou a bez stenózy. V této diplomové práci uvažujeme ještě výskyt 2. stenózy, jež se nachází dále ve směru proudu krve po výstupu ICA. V modelu geometrie se však nenachází, bude modelována úpravou průtoku (Windkessel model), jež bude sloužit jako okrajová podmínka ve výpočtovém modelování. Výpočtové modelování bude provedeno v programu *Ansys® Fluent, Verze 2022*, jež k řešení Navier-Stokesových rovnic využívá metodu konečných objemů.

5.1 Model geometrie

Model geometrie byl získán pomocí CT snímků, jež se nahrály do programu *Medical 3D Image Modeling*, jež dokáže vygenerovat STL soubor na základě zvoleného rozmezí stupně šedi v CT snímcích. Na obrázku 5.1 jsou znázorněny 2 snímky 51 leté pacientky, kde na jednom je zobrazena CCA a na druhém rozvětvení. Snímky byly poskytnuty lékaři z Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně, s nimiž Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky na VUT v Brně Fakulty strojního inženýrství dlouhodobě spolupracuje na výzkumu v oblasti kardiochirurgie.

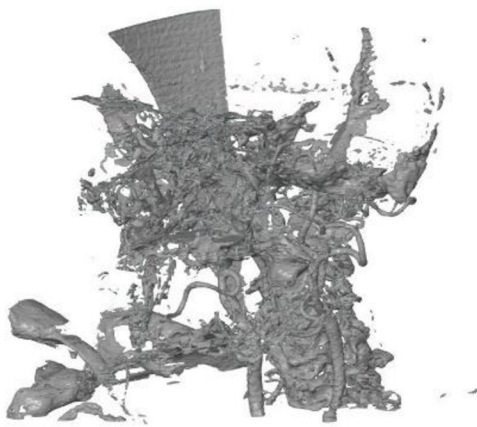


Obrázek 5.1 Zvolená segmentace pro vykreslení rozvětvení krční tepny v programu *Medical 3D Image Modeling*

Geometrie získaná ze snímků, znázorněná na obrázku 5.2 a), obsahovala nežádoucí části. Pro zřetelné vykreslení cév na CT snímcích se do krve zavádí látka na bázi například jodu, po jejíž aplikaci do pacienta má krev na CT snímcích podobnou kontrast jako mají kosti či zuby. Proto se na snímcích objevuje jak krev v krční tepně,

tak i tvrdé tkáně odpovídající dané kontrasti, proto byly také programem vygenerovány. V programu *GOM Inspect Pro*, kde se exportovala daná geometrie jako STL soubor, se nežádoucí části odstranily a výsledným modelem geometrie jsou vyhlazené plochy na povrchu tepny, jak je znázorněno na obrázku 5.2 b). V programu *Ansys® SpaceClaim, Verze 2022* se z vytvořených ploch vytvořilo objemové těleso. Těleso bylo ještě třeba upravit tak, aby na vstupu CCA bylo možno zadat parabolický rychlostní profil. Vstup CCA se tedy upravil tak, aby měl kruhový průřez a aby tento kruhový průřez ležel v rovině 2 os globálního souřadného systému a 3. osa byla co nejlépe orientována po délce tepny.

a) Geometrie ze snímků

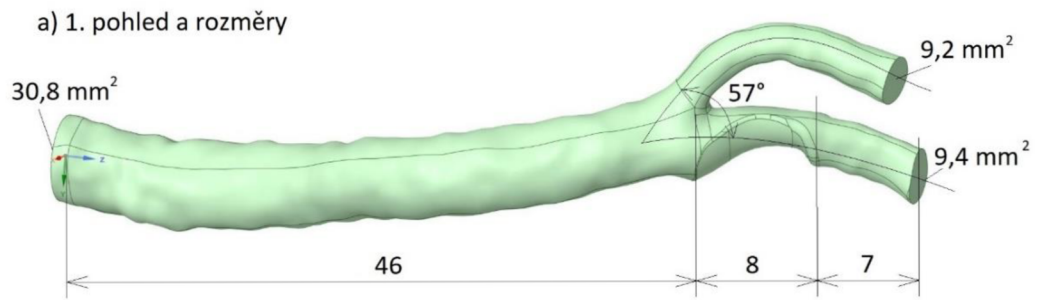


b) Model geometrie krční tepny

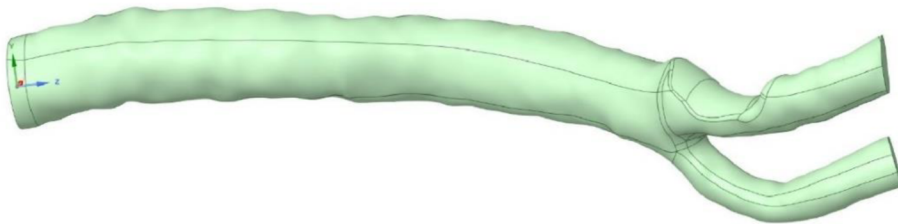


Obrázek 5.2 Vytvořená geometrie z CT snímků

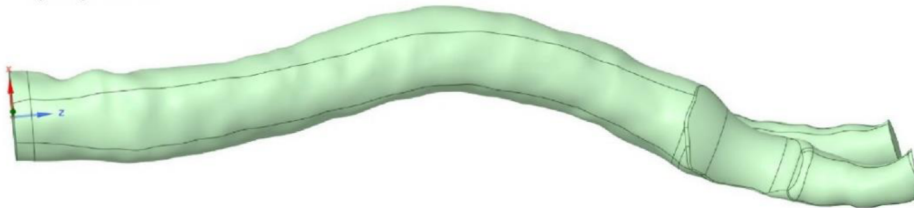
U vytvořeného modelu geometrie není zřejmá stenóza. Ta se uměle vymodelovala a na obrázku 5.3 je v programu *Ansys® SpaceClaim, Verze 2022* konečný tvar modelu z různých pohledů, s vybranými rozměry a průtočnými plochami. Model má 30% stenózu na ICA. Tvar stenózy byl modelován tak, aby přibližně odpovídal tvaru na základě zdroje [44]. Poloměr tepny R je na vstupu CCA 3,13 mm. Na obrázku 5.4 jsou ostatní modely geometrie, kde model s odstraněnou stenózou představuje stav po chirurgickém zákroku, kdy předpokládáme zlepšení stavu a u 70% stenózy předpokládáme horší stav.



b) 2. pohled

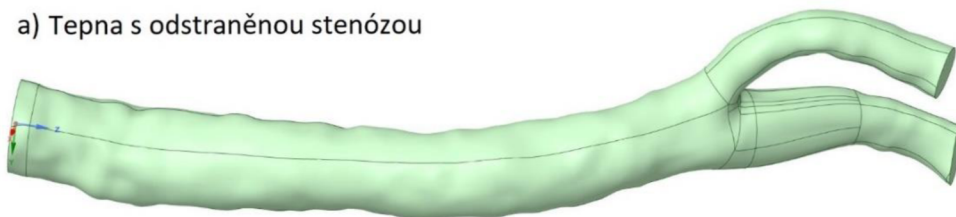


c) 3. pohled

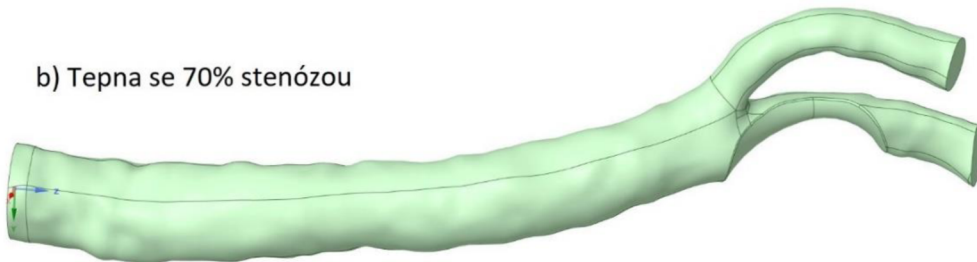


Obrázek 5.3 Model geometrie pro variantu s 30% stenózou znázorněný ve více pohledech

a) Tepna s odstraněnou stenózou



b) Tepna se 70% stenózou



Obrázek 5.4 Modely geometrie s odstraněnou stenózou a se 70% stenózou

5.2 Model krve

Nenewtonské chování krve bude popsáno Carreau modelem, jehož hodnoty pro lidskou krev se převzaly z [38]. Rovnice viskozity je dána vztahem:

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty})[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{\frac{h-1}{2}} \quad (5.1)$$

kde

μ je aktuální dynamická viskozita [Pa.s]

μ_{∞} je dynamická viskozita při nekonečném smykovém napětí a její hodnota je 0,00345 Pa.s

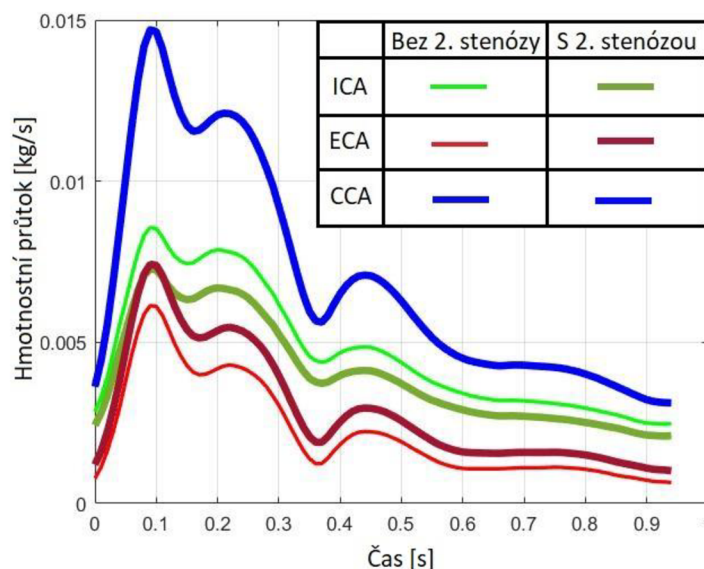
μ_0 je dynamická viskozita při nulovém smykovém napětí a její hodnota je 0,056 Pa.s

λ je relaxační index a jeho hodnota je 3,313 s

h je reologický index a jeho hodnota je 0,3568 [-]

5.3 Okrajové podmínky

Vzhledem k tomu, že uvažujeme výskyt 2. stenózy, což bylo vysvětleno v úvodu kapitoly 5., budeme předpokládat snížení průtoku na ICA o 15% a ze zachování hmotnosti tedy zvýšení průtoku na ECA, což je znázorněno na obrázku 5.5, kde je průběh hmotnostního průtoku Q_m v závislosti na čase i pro ostatní případy. Obrázek je převzat ze zdroje [32] s tím rozdílem, že byly přidány průtoky uvažující 2. stenózu. Změny průtoku v jednotlivých větvích se však mohou u individuálního pacienta lišit, pro věrohodnější výsledky by bylo potřeba vygenerovat geometrii určitého pacienta a u něho naměřit průtoky krve.

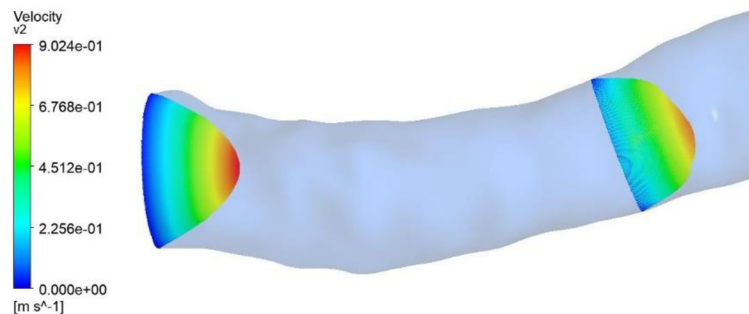


Obrázek 5.5 Průběh hmotnostních průtoků. Převzato a upraveno z [32]

Z průtoku CCA se na jejím vstupu pomocí skriptu, jenž byl vložen do výpočtu (přes nástroj „User-defined function“ v programu Ansys® Fluent), vytvořil parabolický rychlostní profil, jenž je znázorněn na obrázku 5.6. K tomu bylo potřeba vypočítat střední rychlost u , jež je ve tvaru:

$$u = \frac{Q_m}{\rho \cdot \pi \cdot R^2} \quad (5.2)$$

kde ρ je hustota a podle zdroje [5] je její hodnota 1060 kg/m^3



Obrázek 5.6 Rychlostní profil na vstupu CCA a jeho vývoj při průchodu krve tepnou

Dále se bude modelovat Windkessel efekt na výstupech dceřiných tepen. To bylo umožněno skriptem z diplomové práce [33]. Parametry se naladí tak, aby průtoky odpovídaly průběhům z obrázku 5.5. Po naladění se parametry použijí i pro ostatní modely geometrie.

5.4 Síť

Síť je tvořena kombinací tetra prvků a prizmatických prvků. Na stěně tepny je nejvyšší gradient rychlosti, proto byla síť na stěně zjemněna prizmatickými prvky. Podle zdroje [35] je doporučená tloušťka Δy první vrstvy:

$$\Delta y = \frac{y^+ \cdot \mu}{\rho \cdot u} \cdot \sqrt{\frac{2}{C_f}} \quad (5.3)$$

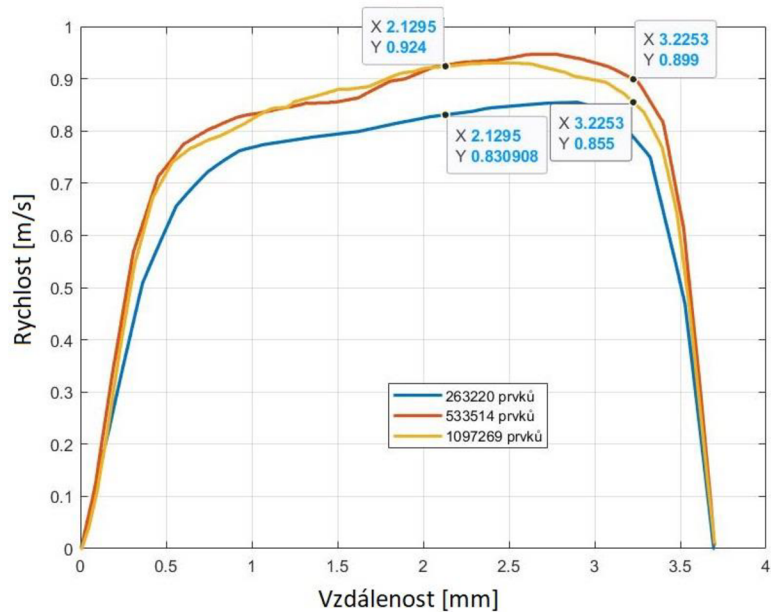
kde y^+ je bezrozměrné číslo, jež vyjadřuje poměr mezi radiální vzdáleností proudnice od střednice a poloměrem trubice. V případě proudnice na stěně je y^+ rovno 1. C_f je podle zdroje [35] empirický vztah ve tvaru:

$$C_f = 0,079 \cdot \text{Re}^{-1/4} = 0,079 \cdot \left(\frac{2 \cdot R \cdot u \cdot \rho}{\mu}\right)^{-1/4} \quad (5.4)$$

Po dosazení číselných hodnot s předpokladem dynamické viskozity μ o hodnotě $0,00345 \text{ mPa}\cdot\text{s}$ je tedy nejmenší $\Delta y = 0,085 \text{ mm}$, což je pro případ nejvyššího hmotnostního průtoku v čase přibližně $0,1 \text{ s}$ a střední rychlost má hodnotu $0,4552 \text{ m/s}$.

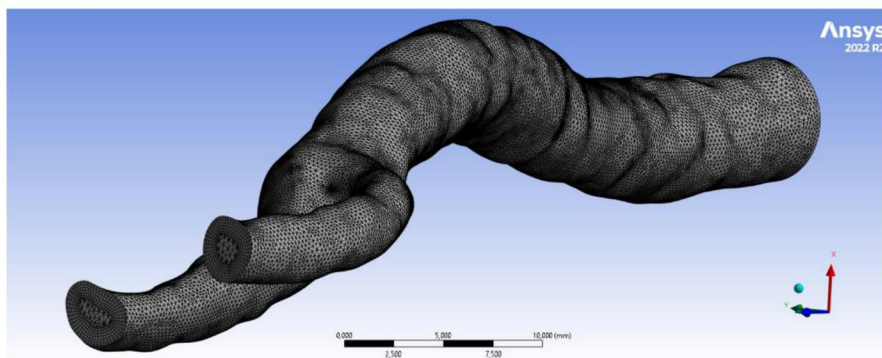
5.4.1 Volba velikosti prvků sítě, časového kroku a naladění Windkessel parametrů

Sít byla testována na 3 různých variantách. Základní síť tvoří 533 514 a na stěně má prvek tloušťku 0,085 mm. Hrubší síť má 263 220 prvků a tloušťka prvku na stěně je 2x větší. U jemnější sítě je 1 097 269 prvků a 2x menší tloušťka prvku na stěně. Vliv velikosti sítě byl nejprve testován při stacionárním proudění. Výpočet sice konvergoval, jenže při nahlédnutí do výsledků se zjevovaly nesmyslné hodnoty. Použité skripty pro předepsání Windkessel modelu na výstupech tepny tedy zřejmě není vhodné pro stacionární proudění, síť se tedy testovaly na nestacionárním proudění a výsledky pro porovnání byly poté převzaty v čase systoly. Na obrázku 5.7 je ukázkový příklad rozdílů výsledků mezi sítěmi, jedná se o rychlostní profil na výstupu stenózy. Mezi základní a hrubší sítí jsou významné rozdíly, v mnoha místech se hodnoty odchylovaly o více jak 10%. Mezi základní a jemnější sítí byly rozdíly pouhých několik jednotek procent, pro výpočty tedy byla zvolena základní síť, tedy varianta s 533 514 prvky, jež je zobrazena na obrázku 5.8.

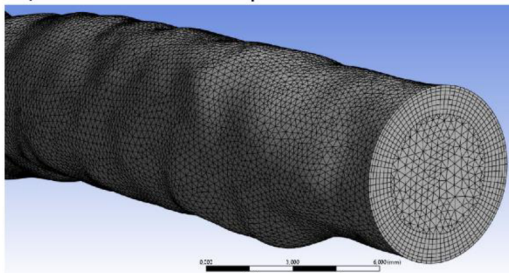


Obrázek 5.7 Porovnání rychlostních profilů na ICA v oblasti za stenózou za použití různých velikostí sítí

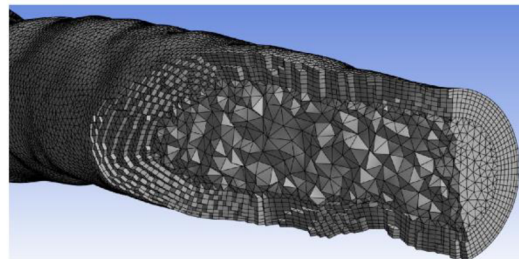
a) Vytvořená síť



b) Detail sítě na vstupu CCA



c) Řez detailu sítě



Obrázek 5.8 Znáznornění zvolené sítě

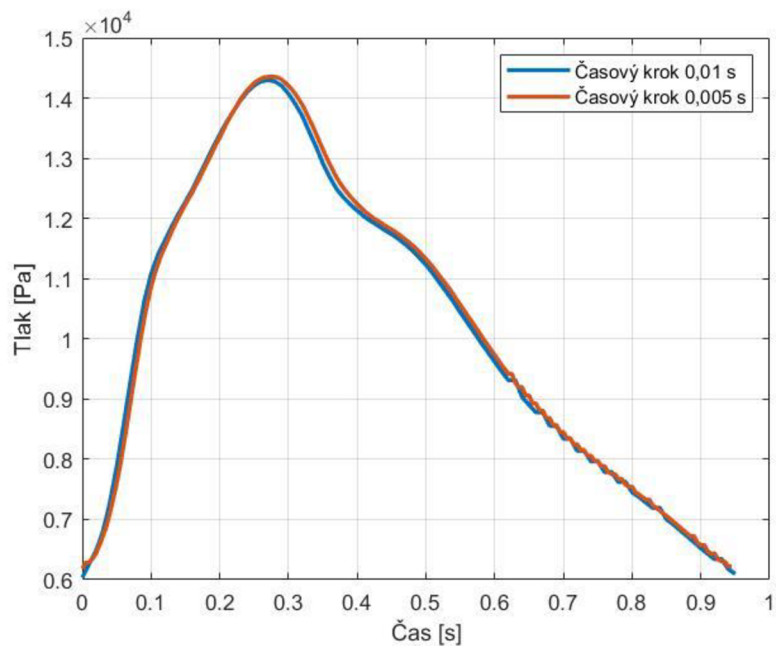
Časový krok se spočítá na základě Courant-Friedrichs-Lewy vztahu:

$$\Delta t = \frac{C_o \cdot \Delta x}{u} \quad (5.5)$$

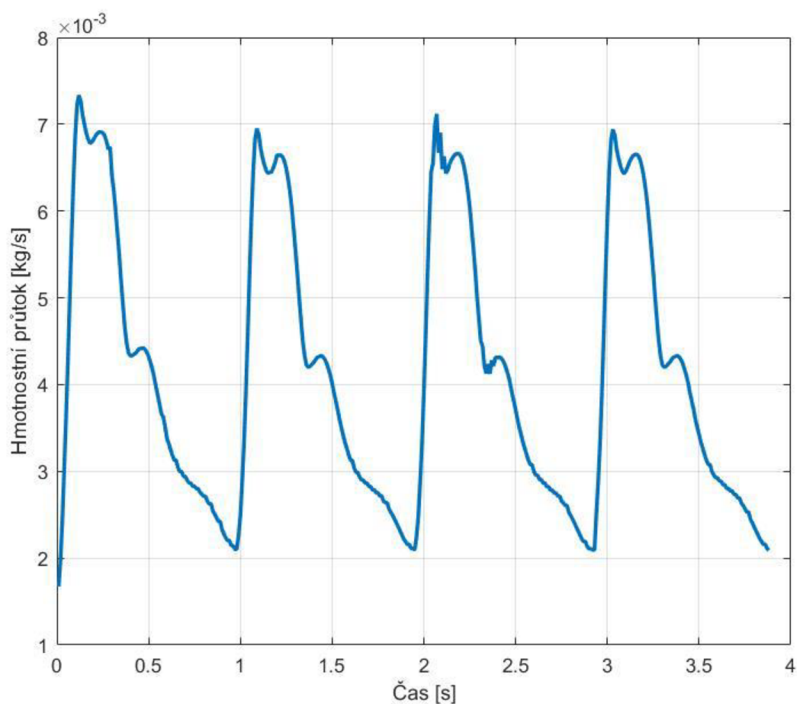
kde C_o je Courantovo číslo, jež by pro stabilitu výpočtu mělo být menší nebo rovno než 1, bylo tedy voleno o hodnotě 1, a Δx je délka prvku ve směru proudění, což se naměřilo o hodnotě 0,0002 m

$$\Delta t = \frac{1 \cdot 0,0002}{0.4552} = 4,4 \cdot 10^{-4} \text{ s}$$

Z důvodu časové náročnosti se zvolil nižší časový krok. Při časovém kroku o hodnotě 0,01 s trval výpočet několik hodin s využitím 16GB RAM. Ukázkový příklad rozdílů mezi různými časovými kroky je na obrázku 5.9, jenž znázorňuje průběh tlaku v oblasti rozvětvení CCA pro časové kroky 0,01 s a 0,005. Mezi průběhy nejsou významné rozdíly, pro výpočty byl tedy volen krok 0,01 s. Při časovém kroku $4,4 \cdot 10^{-4}$ s by čas výpočtu byl v řádech vyšší. Na obrázku 5.10 je průběh hmotnostního průtoku při 4 srdečních cyklech. Z výsledků je vidět, že významnější rozdíly jsou mezi první a druhou periodou a dále se již příliš nemění. V následujících výpočtech byly tedy počítány čtyři periody srdečního cyklu a výsledky vyhodnocovány pro poslední čtvrtou periodu.



Obrázek 5.9 Porovnání průběhu tlaku v oblasti rozvětvení za použití různých časových kroků

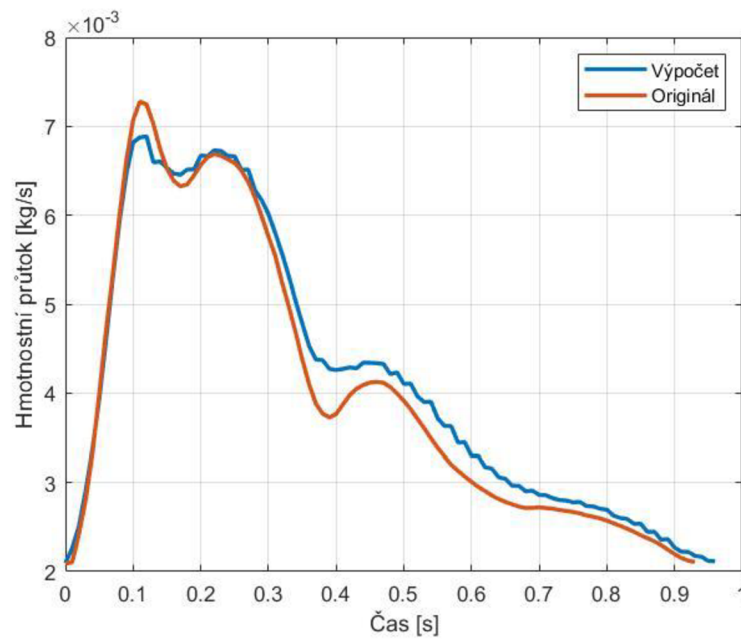


Obrázek 5.10 Průběh 4 pulzačních cyklů hmotnostního průtoku na výstupu z ICA

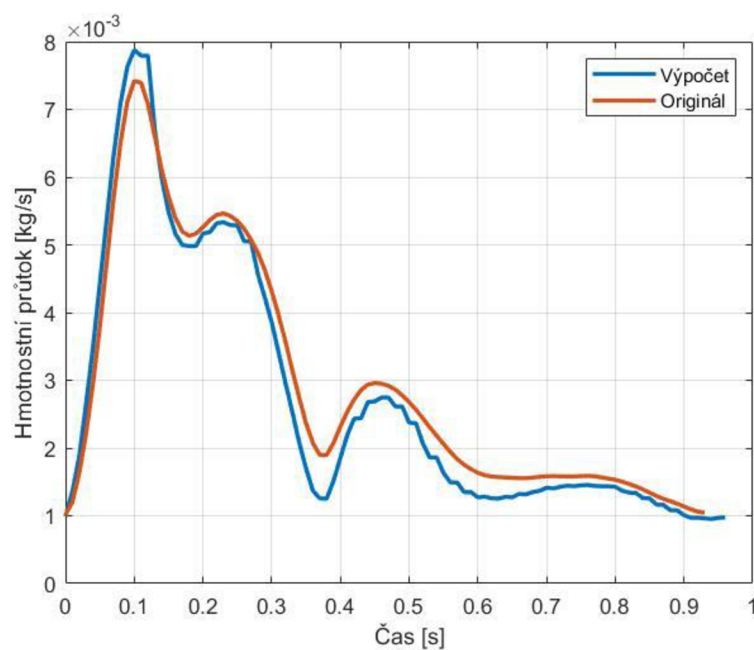
Dále bylo potřeba nastavit Windkessel parametry tak, aby průběhy hmotnostních průtoků co nejlépe odpovídaly průběhům ze zdroje [32]. V tabulce 5.1 jsou hodnoty parametrů, jež se použily při výpočtovém modelování a na obrázcích 5.11 a 5.12 je porovnání průběhů převzatých ze zdroje [32] a výpočtového modelování pro ICA a ECA.

	Kapacita C [m ⁴ · s · kg ⁻¹]	Proximální odpor R _p [kg · m ⁻⁴ · s ⁻¹]	Distální odpor R _d [kg · m ⁻⁴ · s ⁻¹]
ICA	7,51 · 10 ⁻¹¹	5 · 10 ⁸	2,02 · 10 ⁹
ECA	8 · 10 ⁻¹¹	10 ⁷	3,81 · 10 ⁹

Tabulka 5.1 Parametry pro modelování Windkessel efektu



Obrázek 5.11 Průběh hmotnostního průtoku na výstupu z ICA vypočítaného s použitím Windkessel modelování a převzatého ze zdroje [32]



Obrázek 5.12 Průběh hmotnostního průtoku na výstupu z ICA vypočítaného s použitím Windkessel modelování a převzatého ze zdroje [32]

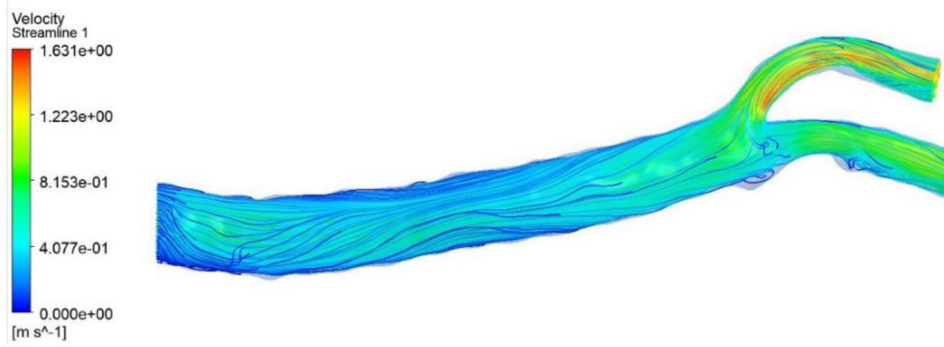
5.5 Analýza výsledků

V této sekci budou ukázány výsledky jak v průběhu systoly a diastoly, tak i průměrované hodnoty z jednoho pulzačního cyklu, přičemž byly vypočítány celkem 4 periody a pro vyhodnocení výsledků se použila poslední čtvrtá. Pro systolu byl zvolen čas 0,11 s a pro diastolu 0,72 s, vykreslily se průběhy proudnic a na nich barevně vyznačené rychlosti proudění, tlaku a smykového napětí. Pro celý poslední pulzační cyklus byly vykresleny průměrné hodnoty smykového napětí *TAWSS*, oscilační smykový index *OSI* a průměrné hodnoty *FFR*.

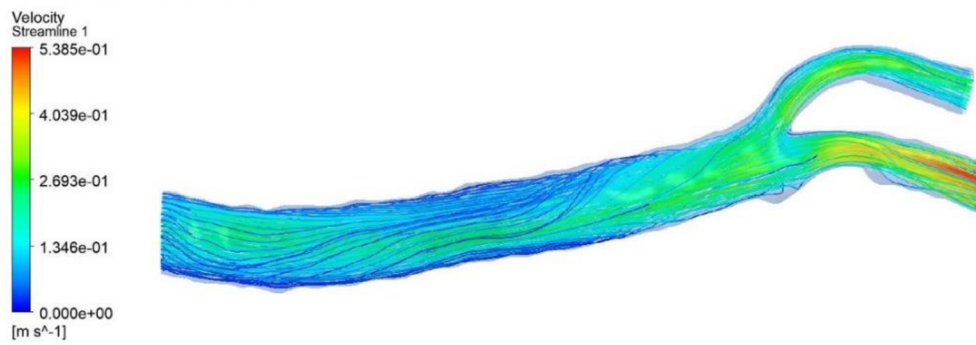
5.5.1 Vyhodnocení výsledků v čase systoly a diastoly

V následujících obrázcích je znázorněno proudění v jednotlivých variantách modelů geometrie v čase systoly a diastoly. Na obrázcích 5.13, 5.15 a 5.17 jsou pro jednotlivé varianty znázorněny proudnice po celém modelu a na obrázcích 5.14, 5.16 a 5.18 jsou detaily v kritických místech. U všech variant, především v průběhu systoly, se objevily víry. Zjevily se jak za, tak i před stenózou. CCA na ICA nenavazuje dokonale hladce, jak je zřetelné z obrázků, což může mít vliv na vznik vírů před stenózou. U varianty, kde se stenóza odstranila, vznikly víry po celé délce, kde se stenóza původně nacházela, což by mohlo vést k jejímu obnovení. U varianty se 70% stenózou vznikly po výstupu stenózy silné víry. Podle zbarvení proudnic pro variantu s 30% a s odstraněnou stenózou na obrázcích 5.13 a 5.15 se také zdá, že diastola je pro průtok na ICA příznivější než systola. U diastoly se zjevuje červená barva, značící nejvyšší rychlost, na ICA, přičemž na ECA se červená barva ani nezjevuje. V systole je tomu právě naopak, červená barva je na ECA a na ICA není. Poměr mezi průtokem na ICA a průtokem na ECA je tedy zřejmě vyšší u diastoly než u systoly, což tak vypadá i při pohledu na obrázek 5.17, kde je 70% stenóza.

a) Systola v čase 0,11 s

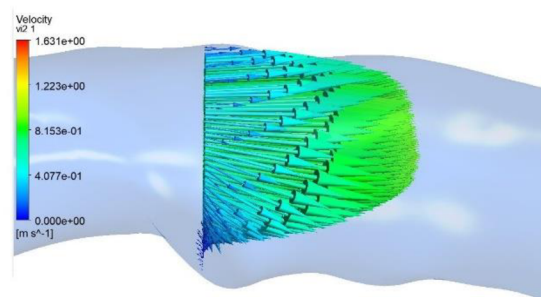


b) Diastola v čase 0,72 s

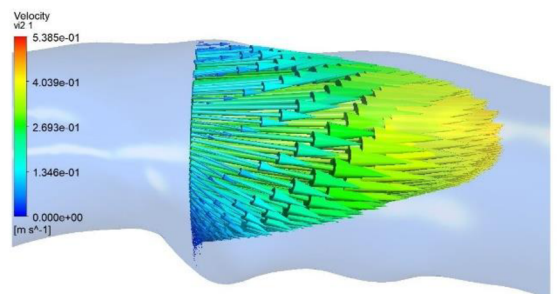


Obrázek 5.13 Proudnice pro tepnu s 30% stenózou

a) Systola v čase 0,11 s

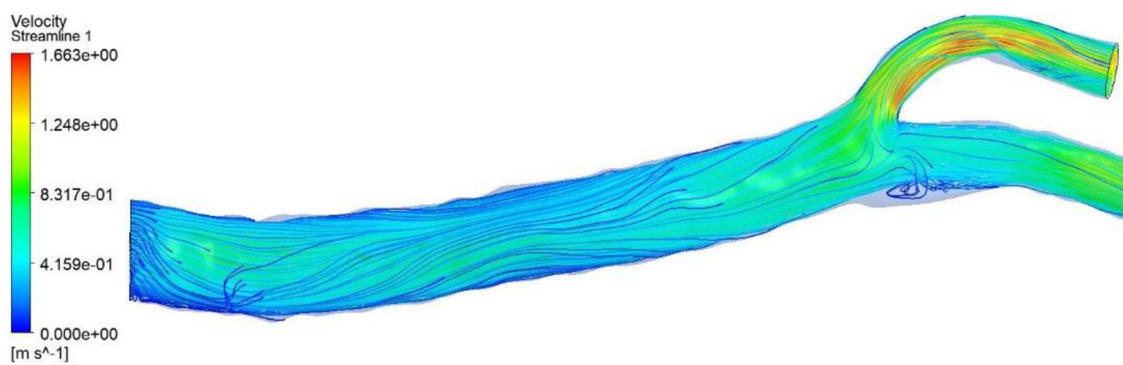


b) Diastola v čase 0,72 s

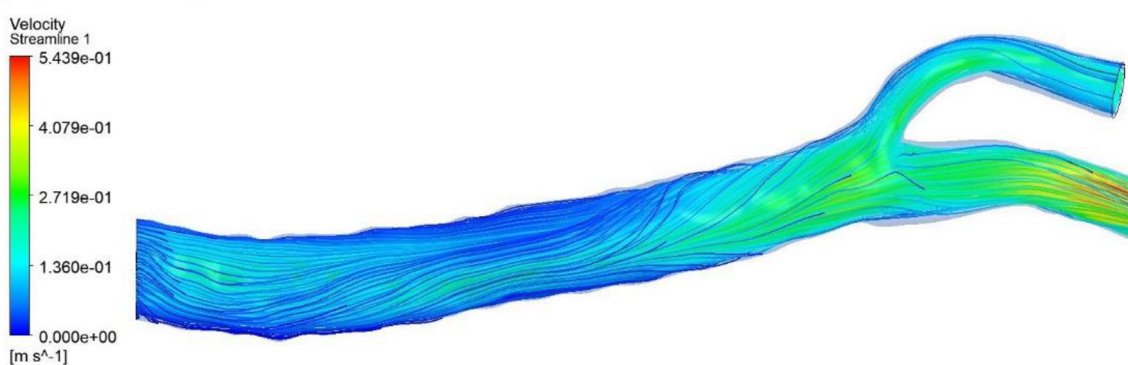


Obrázek 5.14 Detail rychlostního profilu na výstupu stenózy pro tepnu s 30% stenózou

a) Systola v čase 0,11 s

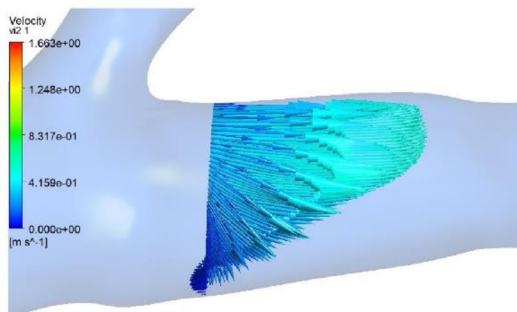


b) Diastola v 0,72 s

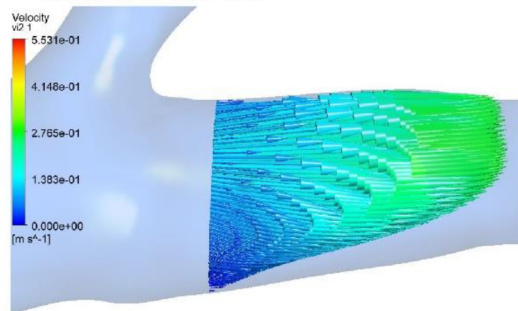


Obrázek 5.15 Proudnic pro tepnu s odstraněnou stenózou

a) Systola v čase 0,11 s

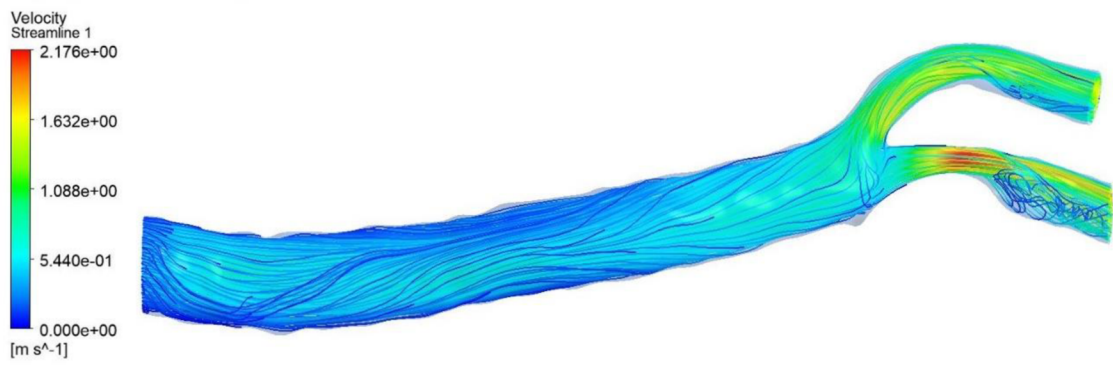


b) Diastola v čase 0,72 s

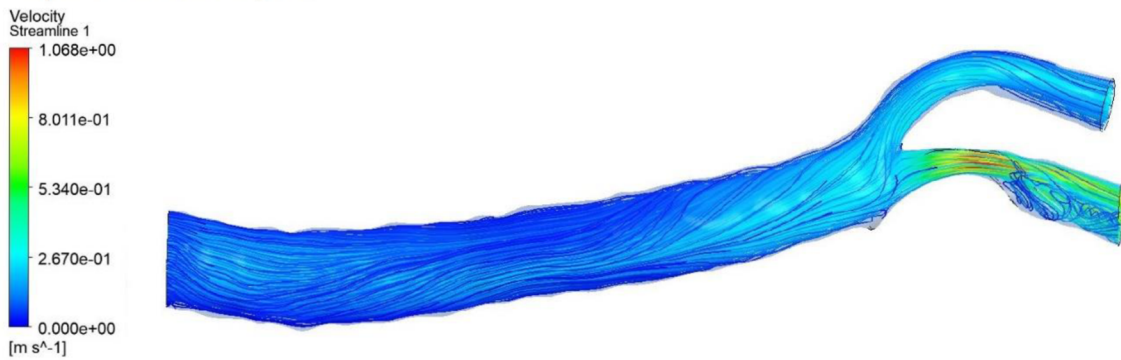


Obrázek 5.16 Detail rychlostního profilu pro tepnu s odstraněnou stenózou

a) Systola v čase 0,11 s

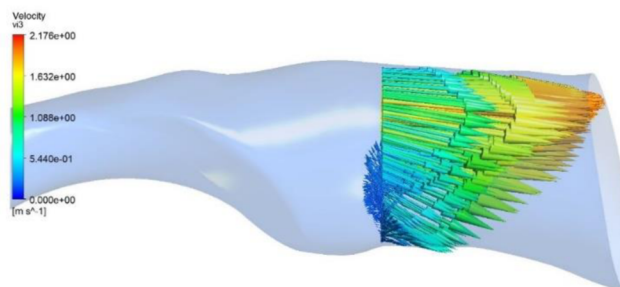


b) Diastola v čase 0,72 s

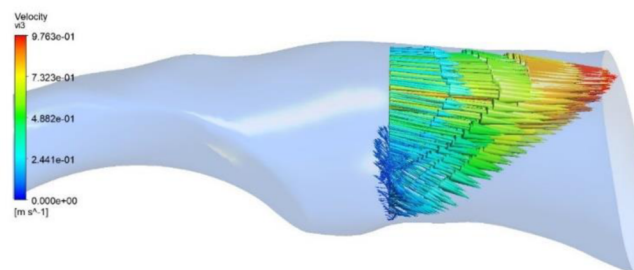


Obrázek 5.17 Proudnice pro tepnu se 70% stenózou

a) Systola v čase 0,11 s



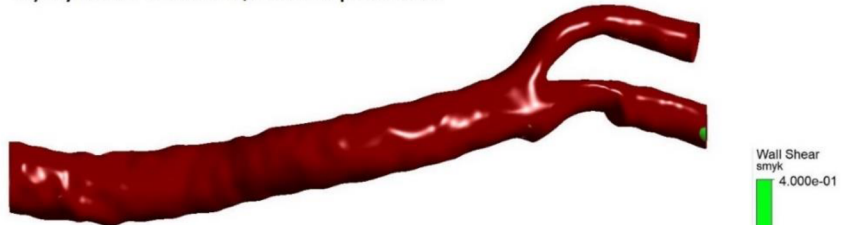
b) Diastola v čase 0,72 s



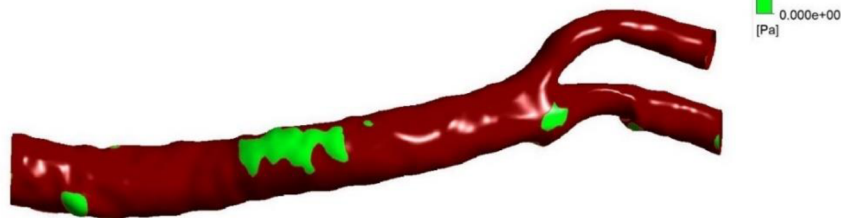
Obrázek 5.18 Detail rychlostního profilu na výstupu stenózy pro tepnu se 70% stenózou

Obrázky 5.19, 5.20 a 5.21 zobrazují průběh smykového napětí na stěně tepny pro systolu a diastolu, kdy rozsah barevné škály je nastaven na rozmezí 0 – 0,4 Pa. Největší oblasti kritických hodnot, tedy pod 0,4 Pa, vznikly při diastole na CCA, což je zřejmě kvůli obloukovitému či ne zcela hladkému tvaru CCA, jak je zřetelné z obrázku 5.3. Velké oblasti vznikly kromě varianty se 70% stenózou také v oblasti rozvětvení před stenózou v čase diastoly.

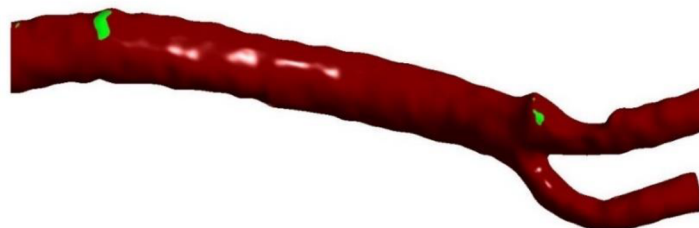
a) Systola v čase 0,11 z 1. pohledu



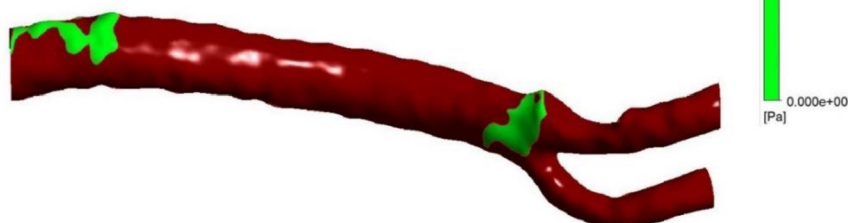
b) Diastola v čase 0,72 z 1. pohledu



c) Systola v čase 0,11 z 2. pohledu

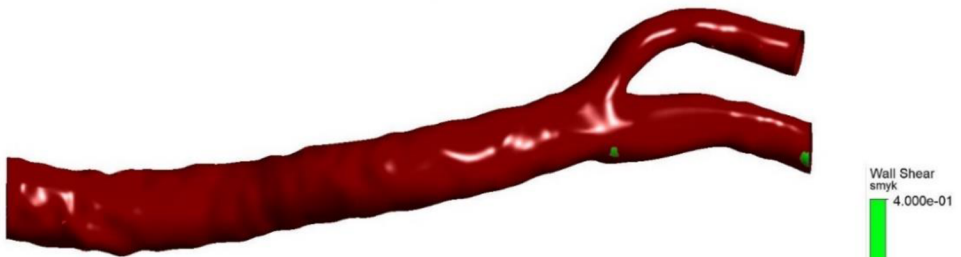


d) Diastola v čase 0,72 z 2. pohledu

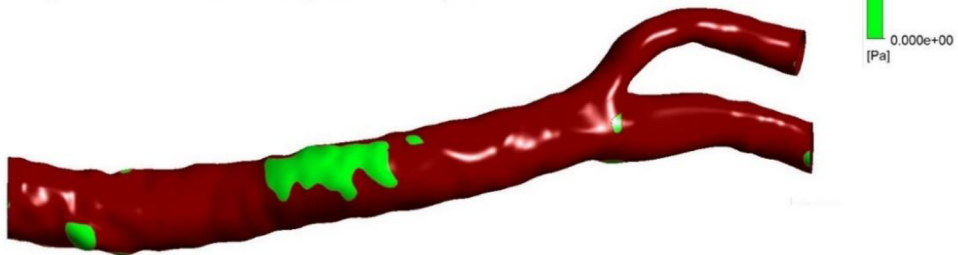


Obrázek 5.19 Kritické oblasti smykového napětí na stěně pro tepnu s 30% stenózou

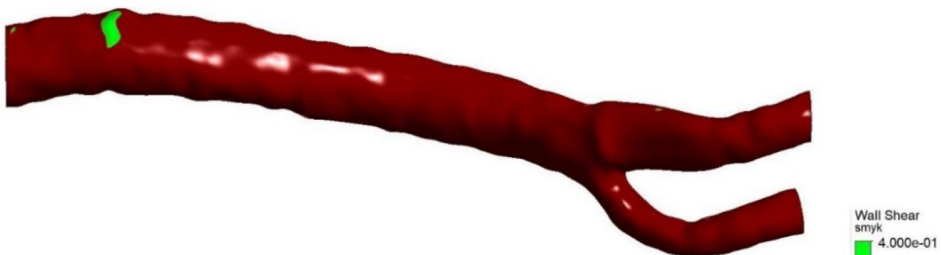
a) Systola v čase 0,11 s z 1. pohledu



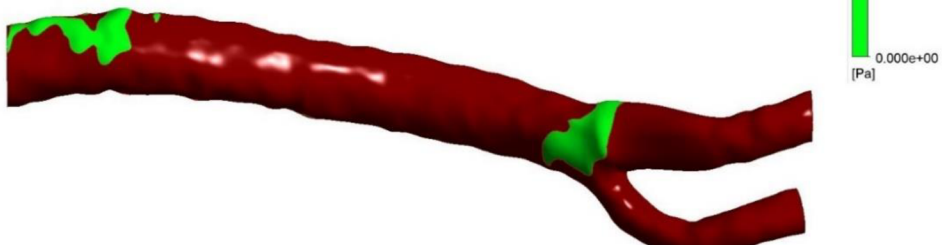
b) Diastola v čase 0,72 s z 1. pohledu



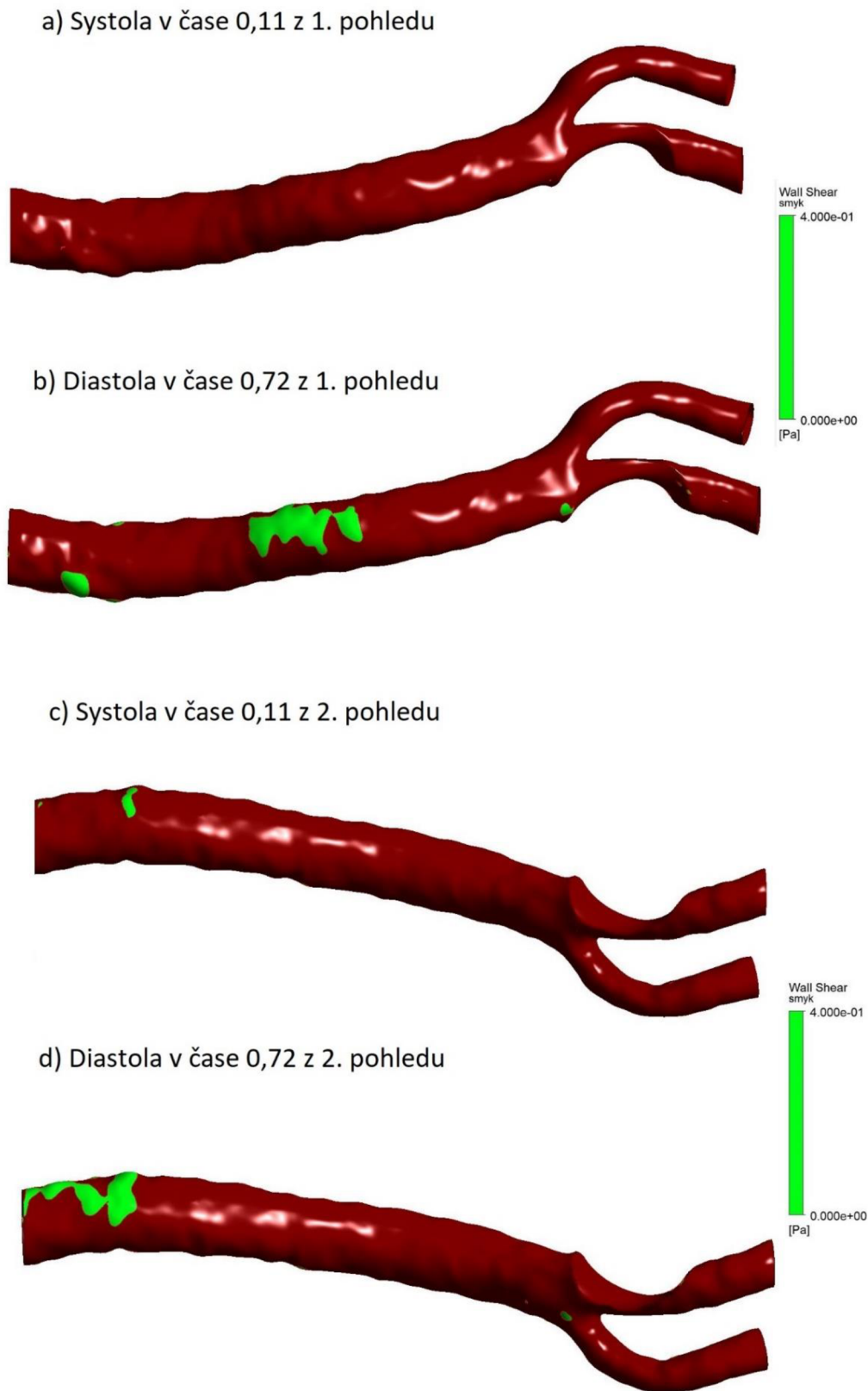
c) Systola v čase 0,11 s z 2. pohledu



d) Diastola v čase 0,72 s z 2. pohledu

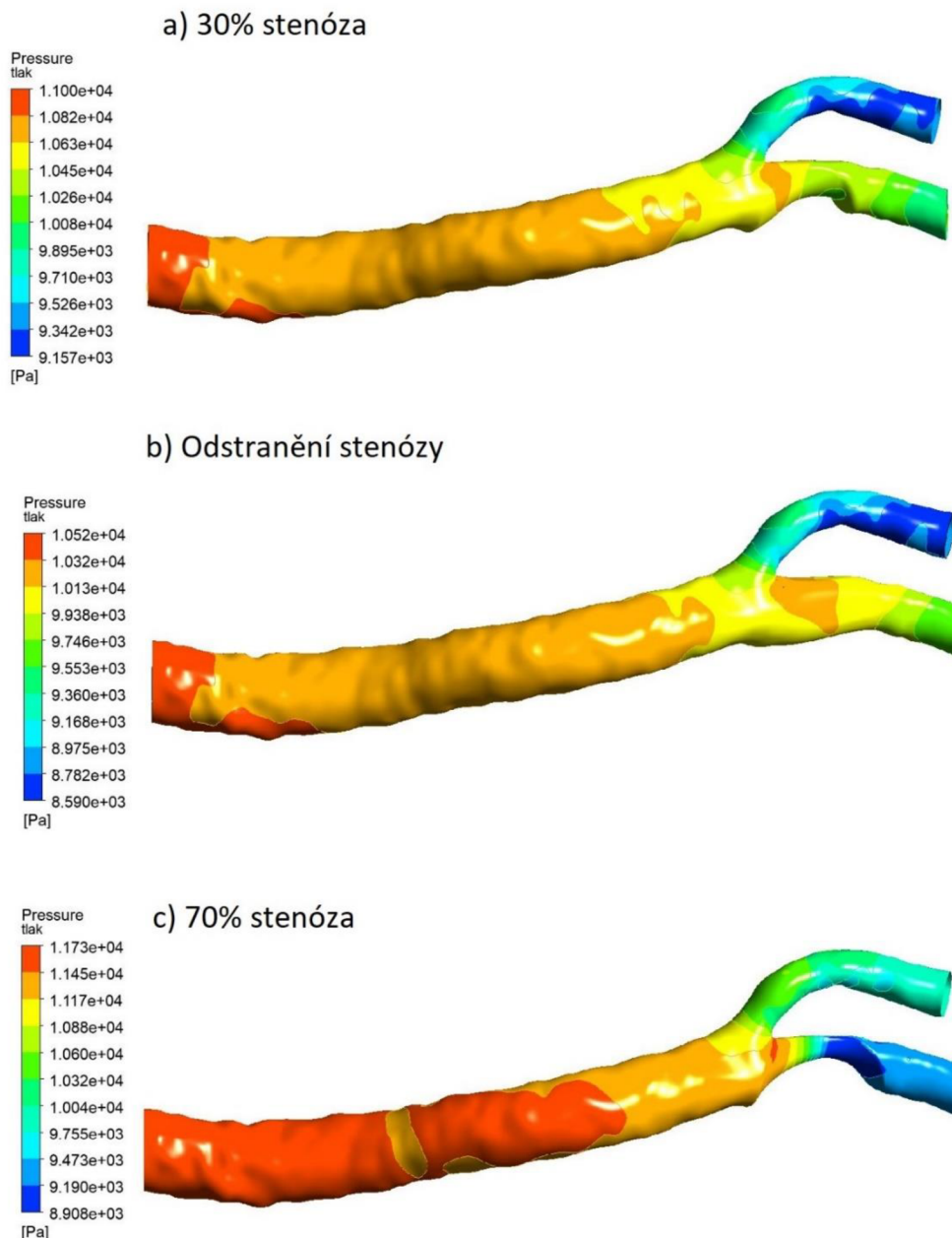


Obrázek 5.20 Kritické oblasti smykového napětí na stěně pro tepnu s odstraněnou stenózou

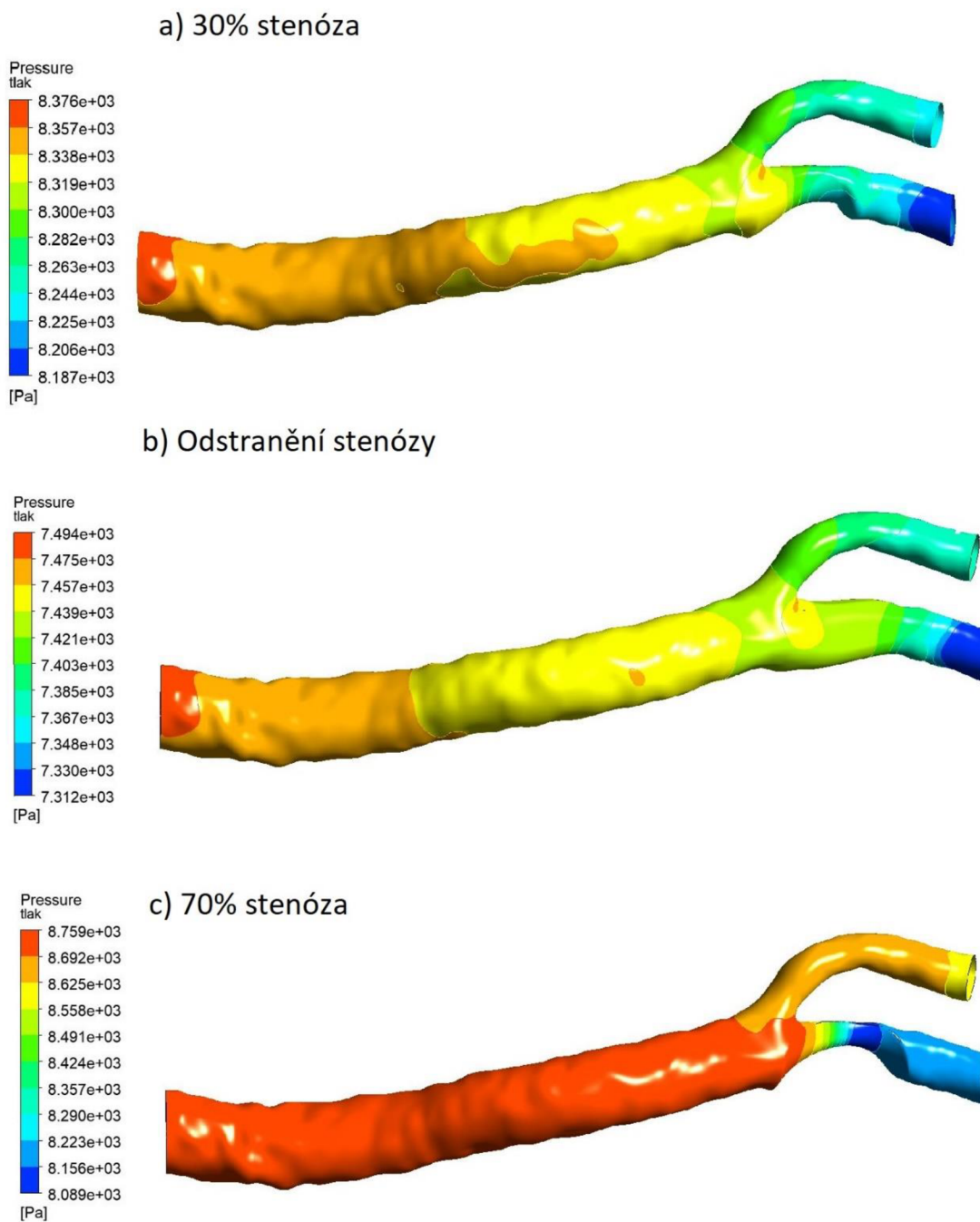


Obrázek 5.21 Kritické oblasti smykového napětí na stěně pro tepnu se 70% stenózou

Na obrázcích 5.22 a 5.23 jsou znázorněny průběhy tlaků pro jednotlivé varianty. U systoly je největší tlakový pokles mezi vstupem CCA a výstupem ECA u variant s 30% stenózou a s odstraněnou stenózou. Tlakový pokles činí u obou zmíněných přibližně 2000 Pa. U varianty se 70% stenózou je největší tlakový pokles mezi vstupem CCA a ICA v místě stenózy. Hodnota činí přibližně 3000 Pa. U diastoly je při variantách 30% stenózy a odstranění stenózy nejvyšší tlakový pokles mezi vstupem CCA a výstupem ICA. Pokles tlaku je přibližně 200 Pa. U modelu se 70% stenózou činí nejvyšší hodnota tlakového poklesu 700 Pa a nachází se stejně jako u systoly mezi vstupem CCA a ICA v oblasti stenózy.



Obrázek 5.22 Vypočtené hodnoty tlaku krve v systole pro jednotlivé geometrie modelů



Obrázek 5.23 Vypočtené hodnoty tlaku krve v diastole pro jednotlivé geometrie modelů

5.5.2 Vyhodnocení výsledků z celého pulzačního cyklu

Pro celý poslední počítaný pulzační cyklus se vyhodnotily hodnoty průměrného smykového napětí na stěně tepny (zkratka „TAWSS“ z anglického jazyka „Time-averaged wall shear stress“), oscilační smykový index (zkratka „OSI“ z anglického jazyka „Oscillatory shear index“) a frakční průtoková rezerva (zkratka FFR z anglického

jazyka „Fractional flow reserve“). Vztahy pro *TAWSS* a *OSI* byly převzaty ze zdroje [42]. *OSI* je bezrozměrná veličina v rozsahu 0 až 0,5. Pokud je *OSI* nulové, jedná se o jednosměrný tok a pokud je *OSI* 0,5, jedná se o kolísavý tok, kdy smykové napětí nejvýrazněji mění svůj směr. Pro výpočet obou veličin jsou potřebné hodnoty velikosti smykového napětí *WSS*, což je ve tvaru:

$$|WSS| = |n_i \cdot \tau_{ij}| \quad (5.6)$$

TAWSS je ve tvaru:

$$TAWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |WSS| dt \quad (5.7)$$

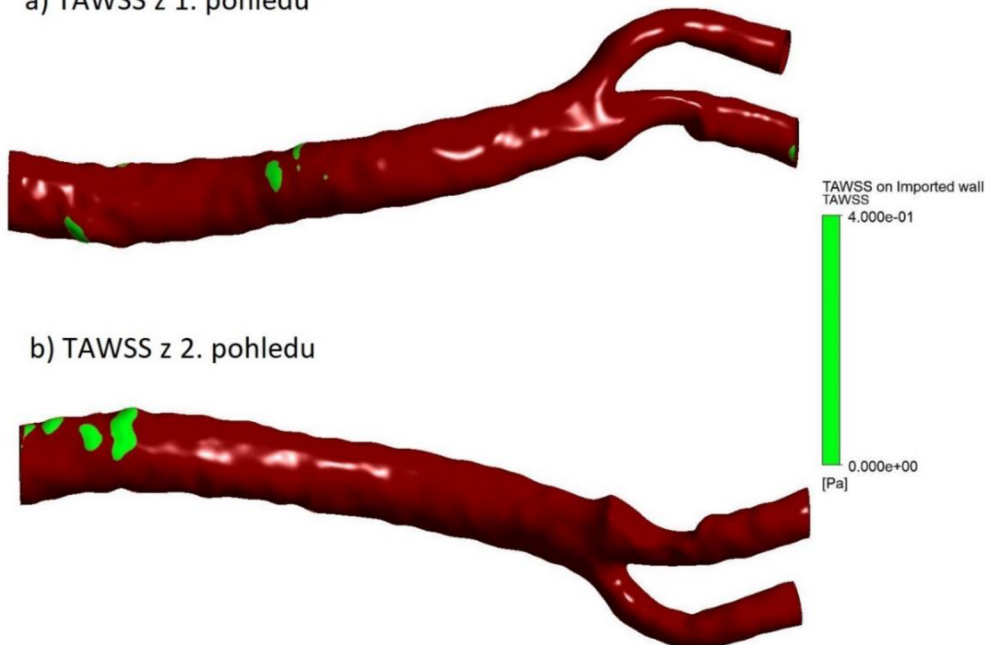
kde *T* je perioda cyklu a *t* je čas

OSI je ve tvaru:

$$OSI = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{|\int_0^T WSS dt|}{\int_0^T |WSS| dt} \right) \quad (5.8)$$

V programu *Ansys*® však není umožněno vyhodnotit *TAWSS* a *OSI*, bylo tedy třeba z programu *CFD Post* exportovat hodnoty *WSS* a z nich poté v programu *Matlab* *TAWSS* a *OSI* vypočítat. Vypočítané hodnoty se poté zpětně importovaly do programu *Ansys*® a na obrázcích 5.24, 5.25 a 5.26 jsou vykresleny průběhy *TAWSS*. Největší oblasti kritických hodnot vznikly poblíž vstupu CCA. Na ICA a ECA vznikly jenom mizivé oblasti kritických hodnot, ovšem u varianty s odstraněnou stenózou vznikla na vstupu do ICA značná oblast kritických hodnot, což může vést k obnovení stenózy.

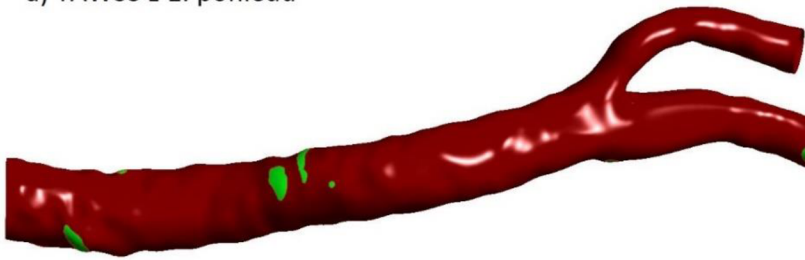
a) *TAWSS* z 1. pohledu



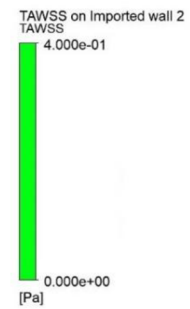
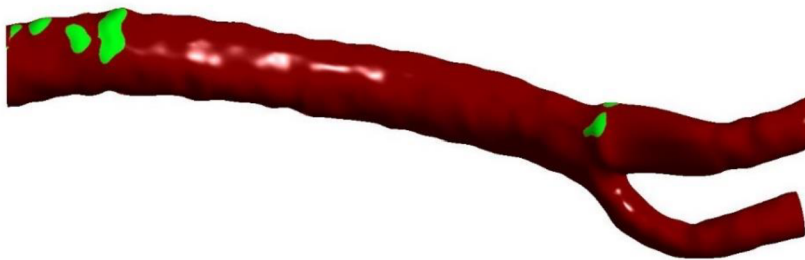
b) *TAWSS* z 2. pohledu

Obrázek 5.24 Vyhodnocené *TAWSS* pro tepnu s 30% stenózou

a) TAWSS z 1. pohledu

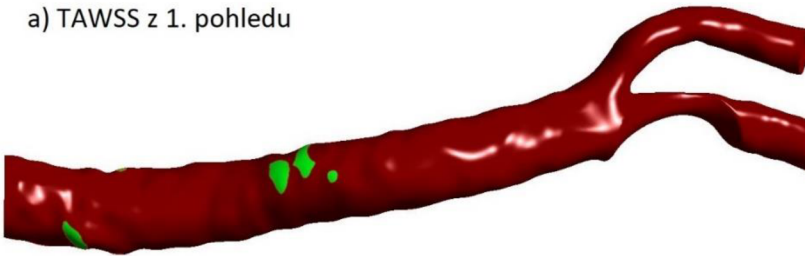


b) TAWSS z 2. pohledu

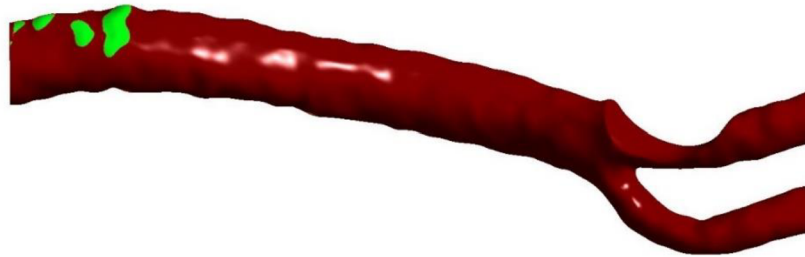


Obrázek 5.25 Vyhodnocené TAWSS pro tepnu s odstraněnou stenózou

a) TAWSS z 1. pohledu



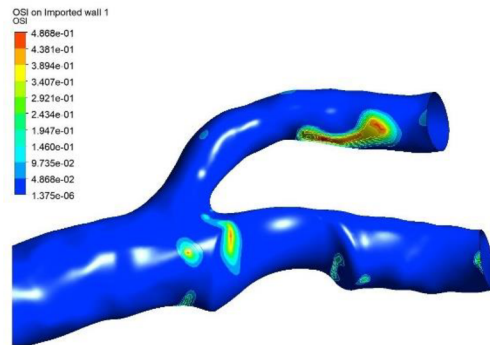
b) TAWSS z 2. pohledu



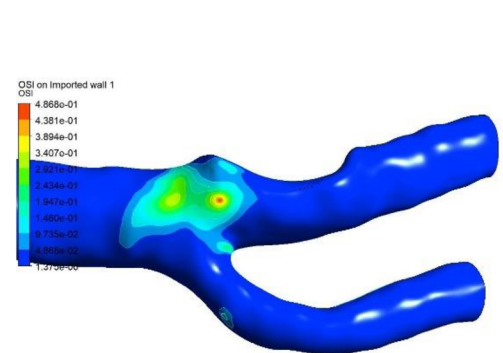
Obrázek 5.26 Vyhodnocené TAWSS pro tepnu se 70% stenózou

Na obrázku 5.27 jsou znázorněny průběhy *OSI*. Významná oblast u všech variant vznikla na ECA s hodnotami blízké 0,5. Další kritické oblasti jsou v oblasti rozvětvení. Z hlediska *OSI* je nejvýznamnějším případem varianta s odstraněnou stenózou, kde se kritické oblasti objevily i v místě odstranění stenózy.

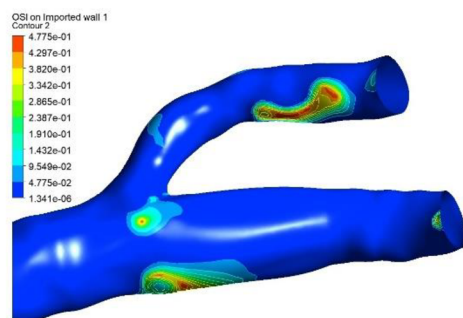
a) *OSI* z 1. pohledu pro 30% stenózu



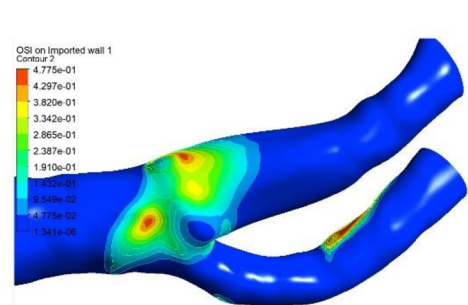
b) *OSI* z 2. pohledu pro 30% stenózu



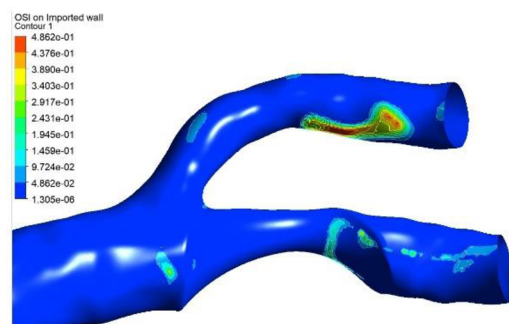
c) *OSI* z 1. pohledu pro odstraněnou stenózu



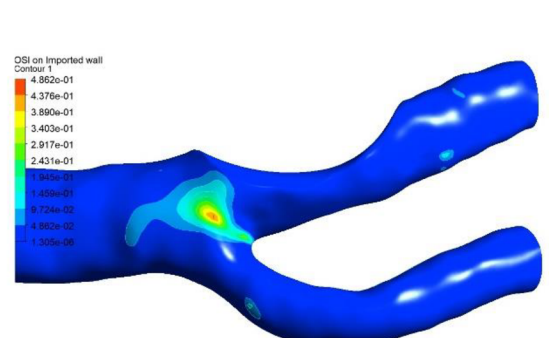
d) *OSI* z 2. pohledu pro odstraněnou stenózu



e) *OSI* z 1. pohledu pro 70% stenózu



f) *OSI* z 2. pohledu pro 70% stenózu



Obrázek 5.27 Vyhodnocené *OSI* pro jednotlivé geometrie modelů

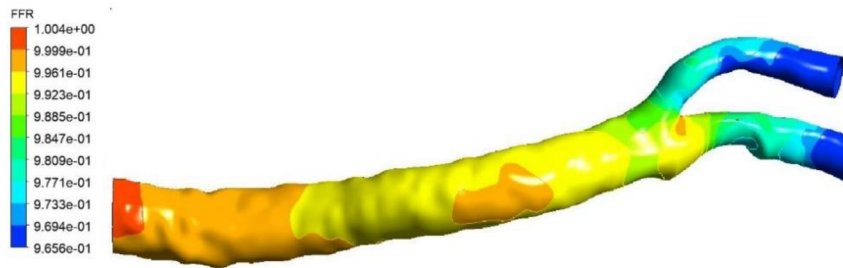
Podle zdroje [43] je FFR dáno vztahem:

$$FFR = \frac{p_d}{p_a} \quad (5.9)$$

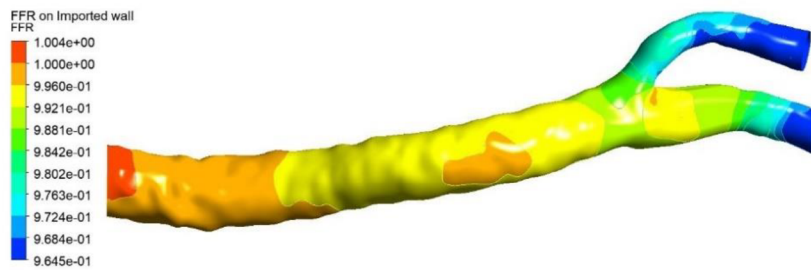
kde p_d je tlak ve vzdálenějším místě (před stenózou) od srdce a p_a je tlak v místě blíže u srdce (za stenózou)

FFR je jedním z faktorů, jenž se uvažuje při rozhodování odstranění stenózy. Uvádí se, že kritická hodnota FFR je pod 0,75. V našem případě je p_a průměrná hodnota tlaku na celé ploše vstupu CCA. Na obrázku 5.28 je průběh FFR po celé geometrii jednotlivých variant. U varianty s 30% a s odstraněnou stenózou hodnota FFR neklesla pod hodnotu 0,96. U varianty se 70% stenózou je nejnižší hodnota FFR přibližně 0,88, u žádné z variant se tedy nekleslo pod kritickou hodnotu 0,75. Na obrázku 5.29 je průběh hmotnostních průtoků na výstupu ICA pro všechny varianty modelů geometrie, tedy pro model s 30%, 70% a odstraněnou stenózou. U 70% stenózy je patrné, že v porovnání s ostatními variantami je na ICA během srdečního cyklu nejmenší průtok. U 30% stenózy byl na začátku systoly o něco vyšší hmotnostní průtok než u odstraněné stenózy. Po čase přibližně 0,2 s byl naopak vyšší u varianty s odstraněnou stenózou, což bylo tak i ve zbytku srdečního cyklu. Celkově je na variantě s odstraněnou stenózou nejvyšší průtok během srdečního cyklu, což odpovídá i výsledkům z obrázku 4.19 ze zdroje [40]. Na obrázku 5.30 jsou znázorněné odchylky mezi průtoky v procentech. Největší odchylky se pohybovaly kolem 10%.

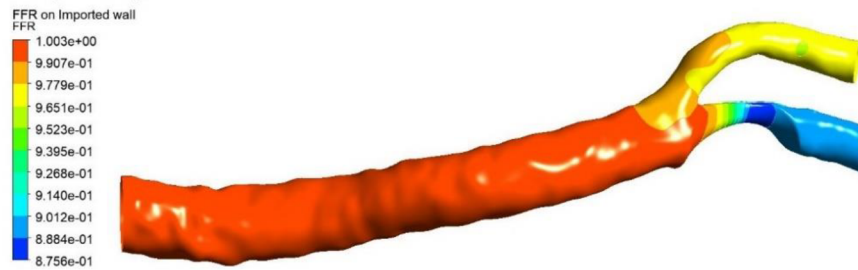
a) FFR pro 30% stenózu



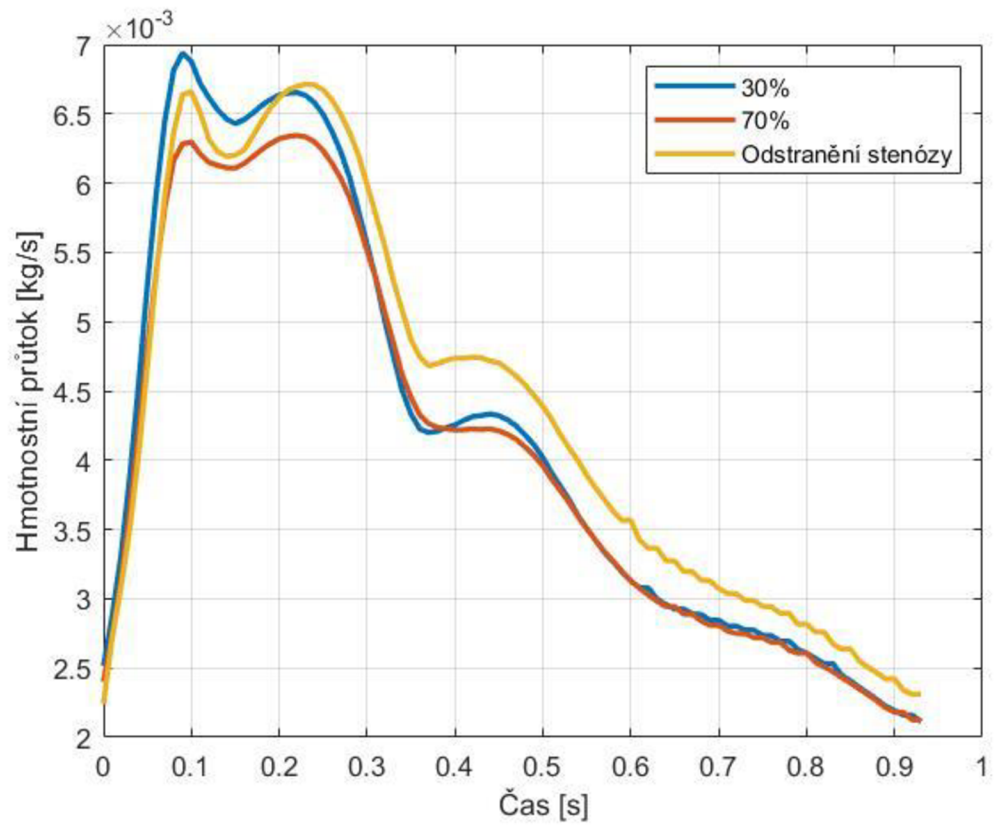
b) FFR pro odstraněnou stenózu



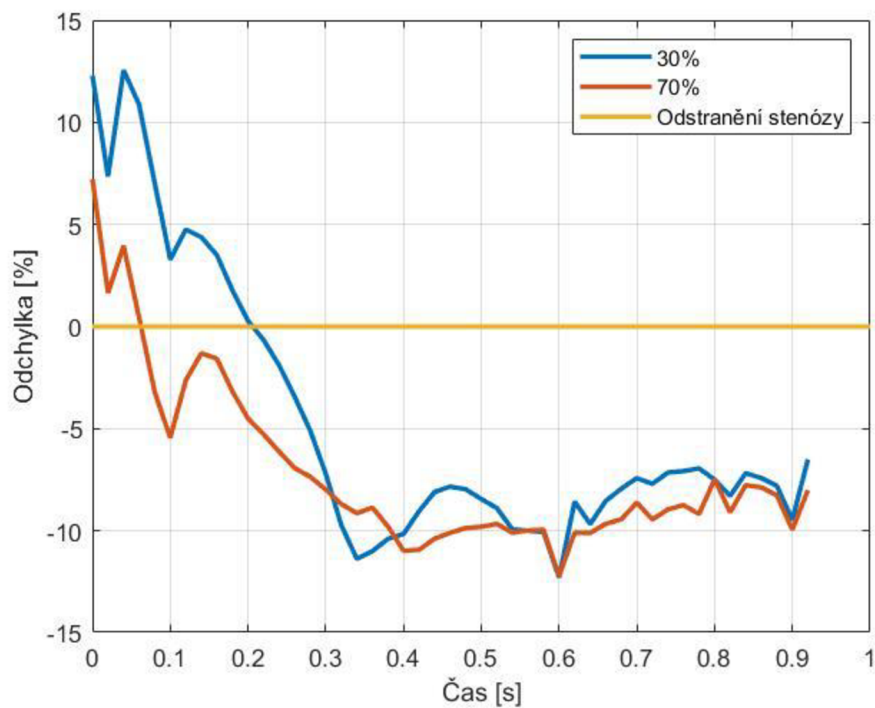
c) FFR pro 70% stenózu



Obrázek 5.28 Vyhodnocené FFR pro jednotlivé geometrie modelů



Obrázek 5.29 Porovnání hmotnostních průtoků během jednoho cyklu pro jednotlivé geometrie modelů



Obrázek 5.30 Odchylky mezi hmotnostními průtoky v porovnání se všemi variantami modelů geometrie a tepny s odstraněnou stenózou

5.6 Omezení diplomové práce

Vzhledem k časové náročnosti a různým nedostatkům, převážně v oblasti hemodynamiky, docházelo v této diplomové práci k mnohým omezením. Získal se sice model geometrie od reálného pacienta, jenže stenózy bylo potřeba uměle modelovat a hmotnostní průtoky převzít z literatury. Věrohodnější výsledky by se získaly naměřením modelů s reálnou stenózou s příslušnými hmotnostními průtoky, podle nichž by se také naladily parametry Windkessel modelu. Po případné operaci by také bylo vhodné po uplynutí určité doby provést měření znovu a zjistit, zda se změnily Windkessel parametry, zda organismus neprovádí autoregulaci průtoku. U každého pacienta se však příznaky mohou projevit jinak, bylo by tedy vhodné postup provést u více pacientů.

Výpočtové modelování také uvažovalo tepnu jako tuhou trubici, reálná tepna je však poddajná, pro reálnější výsledky by tedy bylo vhodné použít FSI analýzu. Tepna se také skládá ze 3 vrstev a každá z nich má svoje specifické vlastnosti, v čemž mají dnešní modely velké nedostatky.

Přesnější výsledky by se také daly získat za použití menšího časového kroku a jemnější sítě a za použití hexa prvků.

V této diplomové byl použit laminární model proudění. Vlivem přítomnosti stenózy však mohou vzniknout turbulence. U varianty modelu geometrie, kde se nacházela 70% stenóza, vznikl silný vír. Možná by tedy bylo lepší použít model turbulence.

6. Závěr

V rešeršní části diplomové práce bylo potřeba seznámit se s hemodynamikou v tepnách. Byli jsme seznámeni se strukturou srdečně-cévní soustavy s cílem porozumět především vlastnostem a složení krve, struktuře tepny a interakci mezi krví a tepnou se stenózou a bez stenózy. Také se uvedly možnosti modelování dané problematiky.

V praktické části byla vytvořena geometrie rozvětvení krční tepny, jež se získala vygenerováním z CT snímků reálného pacienta. Po vyhlazení geometrie se na ICA uměle vymodelovala stenóza, jež zužovala průtočnou plochu o 30%. Poté se z literatury převzaly průběhy hmotnostních průtoků, u nichž se předpokládá, že se na ICA nachází stenóza. Vzhledem k tomu, že se v diplomové práci uvažuje také 2. stenóza, jež se nachází dále po výstupu ICA, snížil se průtok na ICA o 15% a ze zachování hmotnostního průtoku se navýšil na ECA. V programu *Ansys*[®] se výpočtově modelovalo nestacionární proudění krve v tepně, přičemž na vstupu CCA byl zadán hmotnostní průtok, převzatý z literatury, a na výstupech ICA a ECA byl přes funkce získané z [33] nastaven Windkessel model, jehož parametry se naladily tak, aby průtoky co nejlépe odpovídaly průtokům převzaté z literatury. Dále se vymodelovala geometrie se 70% stenózou a s odstraněnou stenózou, aby se porovnal hemodynamika při různých modelech geometrie.

Při vyhodnocování výsledků systoly a diastoly vznikly při diastole rozsáhlé oblasti kritických smykových hodnot, u systoly pouze mizivé. Celkově při vyhodnocení TAWSS nevznikly u 30% a 70% v okolí stenózy žádné oblasti kritických smykových napětí. Ty se však objevily u varianty s odstraněnou stenózou v oblasti vyoperované stenózy, což by mohlo vést k jejímu obnovení. Podobně tomu tak bylo i u veličiny OSI, největší oblasti kritických hodnot byly na modelu s odstraněnou stenózou. Celkově se však u všech variant objevily největší oblasti kritických hodnot na ECA.

Při diastole byl u modelu s 30% stenózou a odstraněnou stenózou největší tlakový pokles přibližně 200 Pa, což bylo mezi vstupem CCA a výstupem ICA. Při diastole byla hodnota o řád větší, přibližně 2000 Pa. To však bylo mezi vstupem CCA a výstupem ECA. U 70% stenózy byl nejmenší pokles tlaku mezi vstupem CCA a ICA v místě stenózy, kde v diastole hodnota činila 700 Pa a v systole 3000 Pa. Při vyhodnocení FFR neklesla hodnota pod kritickou hodnotu, tedy pod 0,75. Konkrétně u varianty s 30% stenózou a s odstraněnou stenózou byla nejmenší hodnota přibližně 0,96 a u 70% stenózy přibližně 0,88.

Z hlediska hmotnostního průtoku výsledky ukázaly, že největší množství krve projde přes ICA u varianty s odstraněnou stenózou během srdečního cyklu. Naopak u 70% stenózy projde přes ICA nejmenší množství krve. Na začátku systoly byla nejvíce využívána ICA u modelu s 30% stenózou a přibližně od poloviny systoly varianta bez stenózy v hmotnostním průtoku dominovala až do konce srdečního cyklu.

7. Použité zdroje

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3. Svazek I, Nauka o cévách. Třetí, upravené a doplněné vydání.* Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5636-3.
- [2] KACHLÍK, David. *Anatomie pro nelékařské zdravotnické obory.* Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2018. ISBN 978-80-246-4058-7.
- [3] BETTS, J.G, A. Kelly Young, Wise J. A., Johnson E., Poe B., Kruse D. H., Korol O., Johnson J. E., Womble M., a DeSaix P. *Anatomy and Physiology* [online]. 2013 [cit. 30.7. 2022]. Openstax. Dostupné z: <https://openstax.org/details/books/anatomy-and-physiology>
- [4] Wapcaplet, CC BY-SA 3.0 <<http://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/>>, prostřednictvím Wikimedia Commons. Dostupné z: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Diagram_of_the_human_heart_%28cropped%29.svg
- [5] HOSKINS, P. R., P.V. Lawford a B.J. Doyle. *Cardiovascular biomechanics* (Springer, 2017) ISBN 978-3-319-46407-7
- [6] SEÇKIN, A. Ç., Ç. Gençer a M. Yıldırım. *Deep Learning Structures used in Pulmonary Cancer Diagnosis.* 2021
- [7] CANNEYT, K.V. a P. Verdonck. Mechanics of Biofluids in Living Body. In: BRAHME, A. *Comprehensive biomedical physics.* Elsevier. 2014 ISBN: 9780444536334
- [8] ScienceDirect. *ScienceDirect* [online]. Copyright © [cit. 03.03.2023]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/book/9781933762050/underbalanced-drilling-limits-and-extremes#book-info>
- [9] BURŠA, Jiří. Studijní opory - biomechanika. In: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky [online]. Brno: Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky [cit. 2020-06-25]. Dostupné z: <http://www.old.umt.fme.vutbr.cz/~jbursa/>
- [10] Red blood cells forming rouleaux. ARMSTRONG, J. Attribution NonCommercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0) Dostupné z: <https://wellcomecollection.org/works/yaf2m8yw>
- [11] ETHIER, C. R. a C. A. Simmons. *Introductory Biomechanics.* Illustrated edition. Cambridge University Press - M.U.A, 2007. Cambridge texts in biomedical engineering. ISBN 0521841127
- [12] SOCHI, T. Non-Newtonian Rheology in Blood Circulation. 2013. Dostupné z: <https://arxiv.org/abs/1306.2067> [physics.flu-dyn]

- [13] ALONSO, C., A.R. Pries a P. Gaehtgens. *Time-dependent rheological behavior of blood at low shear in narrow vertical tubes*. American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology, 265(2):H553–H561, 1993.
- [14] WHITE, F.M. *Fluid Mechanics*, 7th Edition, McGraw- Hill, New York, 2011.
- [15] SOCHI, T. Newtonian Flow in Converging-Diverging Capillaries. International Journal of Modeling, Simulation, and Scientific Computing, 04(03):1350011, 2013.
- [16] MÉNDEZ-MORA, L., M. Cabello-Fusarés, J. Ferré-Torres, C. Riera-Llobet, S. Lopez, C. Trejo-Soto, C. T. Alarcón a A. Hernandez-Machado. *Microrheometer for Biofluidic Analysis: Electronic Detection of the Fluid-Front Advancement*. Micromachines 2021, 12, 726. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/mi12060726>
- [17] BORON, W. F. a E. L. Boulpaep. *Medical Physiology*. Edition 3 ed. Elsevier 2017.
- [18] FOX, R. W., A. T. McDonald, a P.J. Pritchard. *Introduction to Fluid Mechanics*. 2003. Wiley.
- [19] WESTERHOF, N., J. W. Lankhaar a B.E. Westerhof. *The arterial Windkessel*. 2009. Med Biol Eng Comput **47**, 131–141.
- [20] Kurzon, CC BY-SA 3.0 <<https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/>>, via Wikimedia Commons
- [21] HOLZAPFEL, G., T. Gasser a R. Ogden. *A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models*. 2000. Journal of Elasticity 61, 1–48. <https://doi.org/10.1023/A:1010835316564>
- [22] VOSSE, F. N. V. D. a N. Stergiopoulos. *Pulse Wave Propagation in the Arterial Tree*. 2011. Annual Review of Fluid Mechanics s. 467–499. Dostupné z: <https://doi.org/10.1146/annurev-fluid-122109-160730>
- [23] ASMAR, R.: *Arterial stiffnes and pulse wave velocity clinical aplications*. Elsevier Academic Press, 1999, iSBN 2-84299-148-6.
- [24] SCHMID, H., P.N. Watton, M. M. Maurer, J. Wimmer, P. Winkler, Y. K. Wang, O. Röhrle a M. Itskov. *Impact of transmural heterogeneities on arterial adaptation*. 2010. Biomech. Model. Mechanobiol. 9,
- [25] CAMPINHO, P., A. Vilfan, J. Vermot. *Blood Flow Forces in Shaping the Vascular System: A Focus on Endothelial Cell Behavior*. Front Physiol. 2020 Jun 5;11:552. doi: 10.3389/fphys.2020.00552. PMID: 32581842; PMCID: PMC7291788.
- [26] MALEK, A. M., S.L. Alper a S. Izumo. *Hemodynamic Shear Stress and Its Role in Atherosclerosis*. 1999. JAMA. ;282(21):2035–2042. doi:10.1001/jama.282.21.2035
- [27] MONSEN, J. *Control Valve Application Technology*. 2014. ISBN: 978-0-578-13434-5

- [28] ZHANG, B., J. Gu a M. Qian. *Correlation between quantitative analysis of wall shear stress and intima-media thickness in atherosclerosis development in carotid arteries*. 2017. *BioMed Eng OnLine* **16**. Dostupné z: <https://doi.org/10.1186/s12938-017-0425-9>
- [29] OTERO-CACHO, A., M. Aymerich a M.T. Flores-Arias. *Determination of hemodynamic risk for vascular disease in planar artery bifurcations*. 2018. *Sci Rep* **8**, 2795. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s41598-018-21126-1>
- [30] KATAKIA, Y. T., S. Kanduri a R. Bhattacharyya. *Angular difference in human coronary artery governs endothelial cell structure and function*. 2022 *Commun Biol* **5**, 1044. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/s42003-022-04014-3>
- [31] KO, S., J. Lee a S. Song. *Patient-specific Hemodynamics of Severe Carotid Artery Stenosis Before and After Endarterectomy Examined by 4D Flow MRI*. 2019. *Sci Rep* **9**, 18554. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-54543-x>
- [32] HOI, Y., B. A. Wasserman, Y. J. Xie, S. S. Najjar a L. Ferruci. *Characterization of volumetric flow rate waveforms at the carotid bifurcations of older adults*. 2010. *Physiological Measurement*, vol. 31, no. 3, p. 291–302. DOI: 10.1088/0967-3334/31/3/002. ISSN 09673334.
- [33] MAREŠOVÁ, B. *3D-0D modelování proudění krve v rekonstruovaných modelech aneurysmat břišní aorty* [online]. Plzeň, 2015 [cit. 2023-03-27]. Diplomová práce. Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta aplikovaných věd, Katedra mechaniky, Vedoucí práce doc. Ing. Jan Vimmr, Ph.D- Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11025/18069>
- [34] Entrance length, [online]. [cit. 2023-5-8]. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/Entrance_length_\(fluid_dynamics\)#/media/File:Development_of_fluid_flow_in](https://en.wikipedia.org/wiki/Entrance_length_(fluid_dynamics)#/media/File:Development_of_fluid_flow_in)
- [35] Leap australia Computational Fluid Dynamics blog (CFD) [online]. b.r. [cit. 2023-04-03]. Dostupné z: www.computationalfluidynamics.com.au
- [36] JONES, O. *Major Arteries of the Head and Neck* [online]. Poslední aktualizace [2020-11-22] [cit. 2023-5-12]. Dostupné z: <https://teachmeanatomy.info/>
- [37] Blausen.com staff. 2014. "Medical gallery of Blausen Medical 2014". *WikiJournal of Medicine* 1 (2). DOI:10.15347/wjm/2014.010. ISSN 2002-4436., CC BY 3.0 <<https://creativecommons.org/licenses/by/3.0/>>, via Wikimedia Commons
- [38] MYERS, T. *Application of non-Newtonian models to thin film flow*. 2006. *Physical review. E, Statistical, nonlinear, and soft matter physics*. 72. 066302. 10.1103/PhysRevE.72.066302.
- [39] JU, S. a L. Gu. *Hemodynamic Interference of Serial Stenoses and Its Impact on FFR and iFR Measurements*. 2019. *Applied Sciences*. 9. 279. 10.3390/app9020279.

[40] WANG, J., P. K. Paritala, J. B. Mendieta, Y. Gu, O. Ch. Raffel, T. McGahan, T. Lloyd, and Z. Li. *Carotid Bifurcation With Tandem Stenosis—A Patient-Specific Case Study Combined in vivo Imaging, in vitro Histology and in silico Simulation*. 2019. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 7.

[41] Britannica, The Editors of Encyclopaedia. "Atherosclerosis". *Encyclopedia Britannica*, 2023-3-29, [cit. 2023-5-17] Dostupné z: <https://www.britannica.com/science/atherosclerosis>.

[42] MARTIN, D. M. *Computational fluid dynamics analysis of balloon-expandable coronary stents: Influence of stent and vessel deformation*. 2014. *Med Eng Phys*, Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.05.011>

[43] Wikipedia contributors. *Fractional flow reserve*. Wikipedia, The Free Encyclopedia. Datum poslední revize: 18.3. 2023-18-3 [cit. 2023-4-22]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Fractional_flow_reserve&oldid=1145294476

[44] POLZER, S., A. Polišenská, K. Novák a J. Burša. *Moderate thickness of lipid core in shoulder region of atherosclerotic plaque determines vulnerable plaque A parametric study*. 2019. *wwwwwwMedical Engineering & Physics*. 69. 10.1016/j.medengphy.2019.04.011.

[45] NAGESWARAN, T. A. *Textured insert for improved heat extraction in combination with high-pressure cooling in turning of superalloys*. 2017. 1–83 s. ISBN 9789187531637.

[46] TSANAS, A. a J.Y. Goulermas. *The Windkessel model revisited: A qualitative analysis of the circulatory system*. 2009. *Medical Engineering & Physics*, 31, 581–588.

8. Použité zkratky a symboly

C	kapacita Windkessel modelu [$\text{m}^4 \cdot \text{s} \cdot \text{kg}^{-1}$]
C_f	empirický vztah [-]
C_o	Courantovo číslo [-]
D	průměr trubice [m]
h	reologický index [-]
m	index neneutonského chování [-]
n	normála na stěně tepny [-]
p_d	distální tlak [Pa]
p_a	proximální tlak [Pa]
Q_m	hmotnostní průtok [kg/s]
R	poloměr trubice [m]
R_d	distální odpor Windkessel modelu [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-4} \cdot \text{s}^{-1}$]
R_p	proximální odpor Windkessel modelu [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-4} \cdot \text{s}^{-1}$]
Re	Reynoldsovo číslo [-]
t	čas [s]
Δt	časový krok [s]
T	perioda [s]
u	střední rychlost kapaliny [m/s]
Δx	délka prvku ve směru proudu [m]
y	radiální vzdálenost [m]
y^+	jednotková radiální vzdálenost vztažena ke stěně tepny [-]
Δy	velikost prvku sítě [m]
α	Womersleyho číslo [-]
$\dot{\gamma}$	smyková rychlost [s^{-1}]
λ	relaxační index [-]
ρ	hustota [kg/m^3]

τ	smykové napětí [Pa]
μ	dynamická viskozita [Pa.s]
μ_{∞}	dynamická viskozita při nekonečné smykové rychlosti [s^{-1}]
μ_0	dynamická viskozita při nulové smykové rychlosti [s^{-1}]
ϑ	kinematická viskozita [m^2/s]
ω	úhlová frekvence [rad/s]
$ WSS $	velikost smykového napětí [Pa]
$TAWSS$	průměrná hodnota smykového napětí [Pa]
OSI	oscilační smykový index [-]
FFR	frakční průtoková rezerva [-]
iFR	instantaneous wave-free ratio [-]
CCA	krkavice
ICA	vnitřní krční tepna
ECA	vnější krční tepna
FSI	fluid-structure interaction
MRI	magnetická rezonance