



Diplomová práce

Studium vlivu změny teploty neneutonské kapaliny na charakter proudění v karotické bifurkaci s aneurysmatem

Studijní program:

N0914P360003 Biomedicínské inženýrství

Autor práce:

Bc. Petra Jará

Vedoucí práce:

Ing. Darina Jašíková, Ph.D., Ing.Paed.IGIP
Ústav nových technologií a aplikované informatiky

Liberec 2023



Zadání diplomové práce

Studium vlivu změny teploty neneutonské kapaliny na charakter proudění v karotické bifurkaci s aneurysmatem

<i>Jméno a příjmení:</i>	Bc. Petra Jará
<i>Osobní číslo:</i>	D21000144
<i>Studijní program:</i>	N0914P360003 Biomedicínské inženýrství
<i>Zadávací katedra:</i>	Fakulta zdravotnických studií
<i>Akademický rok:</i>	2022/2023

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

- 1) Rešerše vlivu teploty na chování neneutonské kapaliny, vyhodnocení smykového napětí, stratifikace proudění kapaliny a zavření ve výduť.
- 2) Návrh karotidy s dvěma typy aneurysmatu podle fyziologického uložení, vytvoření modelu a silikonového odlitku.
- 3) Měření viskozity pracovní kapaliny fantomová krev při různých teplotách.
- 4) Sestavení experimentální trati s měřicími a synchronizačními prvky s využitím pulzatického zdroje proudění.
- 5) Vyhodnocení výsledků statistickou analýzou a jednou z dekompozičních metod, interpretace výsledků, porovnání výsledků s fyziologickou karotidou.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Proudění krve v anomální bifurkaci karotidy má souvislost se vznikem onemocnění, vedoucí k cerebrovaskulární nedostatečnosti. Na zvýšení rizika onemocnění má vliv i změna hemodynamických parametrů, jako je například viskozita. Charakterizuje vnitřní tření kapaliny. Jedním z faktorů, ovlivňující viskozitu krve jako neneutonské kapaliny je teplota, která ovlivní rychlost pohybu molekul a tím i charakter proudění v karotidě.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

- 1) Předpokládáme změnu proudění fantomové krve a charakteru proudění v karotické bifurkaci při změně teploty.
- 2) Výpočet lokálního smykového napětí na základě naměřených rychlostních profilů a vyvození interakce pružné stěny cévy na pulzatické proudění.
- 3) Jakým způsobem se změní charakter proudění ve vyhodnocované oblasti?
- 4) Jaký je vliv změny proudění na smykové napětí v blízkosti stěny?
- 5) Ovlivní změněná fyziologie bifurkace interakce kapaliny se stěnou?

Metoda:

Experiment kvantitativní posouzení.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Experimentální měření. Data budou zpracována v DantecStudio, Matlab a dále pomocí grafů a tabulek v programu Microsoft Office Excel 2007.

Místo a čas realizace výzkumu:

říjen 2022 – leden 2023, Laboratoř mechaniky tekutin CXI TUL Liberec.

Vzorek:

Experimentální modely karotid.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

Forma zpracování práce:

Jazyk práce:

tištěná/elektronická

Čeština

Seznam odborné literatury:

KITTNAR, Otomar, et al. 2020. *Lékařská fyziologie*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing.

ISBN 978-80-247-1963-4.

KLEINSTREUER, Clement. 2018. *Modern fluid dynamics*. Second edition. Boca Raton: CRC Press.

ISBN 978-1-138-19810-4.

LI, Hui et al. 2018. An experimental study and finite element modeling of head and neck cooling for brain hypothermia. *Journal of Thermal Biology*. 2018, **71**, 99-111. DOI 10.1016/j.jtherbio.2017.10.022.

MITRA, Ronodeep et al. 2017. Glycocalyx in Atherosclerosis-Relevant Endothelium Function and as a Therapeutic Target. *Current Atherosclerosis Reports*. 19(12). DOI 10.1007/s11883-017-0691-9.

NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. 2019. *Medicínská biofyzika*. 2., zcela přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0209-9.

OGLAT, Ammar A. et al. 2018. Acoustical and Physical Characteristic of a New Blood Mimicking Fluid Phantom. *Journal of Physics: Conference Series*. 1083. DOI 10.1088/1742-6596/1083/1/012010.

PIRK, Jan et al. 2019. *Kardiochirurgie*. Praha: Maxdorf. ISBN 978-80-7345-568-2.

RAFFEL, Markus et al. 2018. *Particle Image Velocimetry*. Cham: Springer International Publishing.

DOI 10.1007/978-3-319-68852-7.

STOUFFER, George A., ed. 2017. *Cardiovascular hemodynamics for the clinician*. 2nd ed. Hoboken: John Wiley & Sons. ISBN 978-1-119-06647-7.

WESTERHOF, Nicolaas et al. 2019. *Snapshots of hemodynamics*. Cham: Springer. DOI 10.1007/978-3-319-91932-4.

ZHANG, Xuelan et al. 2020. Numerical investigations of temperature and hemodynamics in carotid arteries with and without atherosclerotic plaque during open surgery. *Journal of Thermal Biology*. **91**.

DOI 10.1016/j.jtherbio.2020.102622.

Vedoucí práce:

Ing. Darina Jašíková, Ph.D., Ing.Paed.IGIP
Ústav nových technologií a aplikované infor-
matiky

Datum zadání práce:

25. října 2022

Předpokládaný termín odevzdání: 5. května 2023

L.S.

prof. MUDr. Karel Cvachovec, CSc.,
MBA
děkan

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci jsem vypracovala samostatně jako původní dílo s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé diplomové práce a konzultantem.

Jsem si vědoma toho, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti Technickou univerzitu v Liberci; v tomto případě má Technická univerzita v Liberci právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Současně čestně prohlašuji, že text elektronické podoby práce vložený do IS/STAG se shoduje s textem tištěné podoby práce.

Beru na vědomí, že má diplomová práce bude zveřejněna Technickou univerzitou v Liberci v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů.

Jsem si vědoma následků, které podle zákona o vysokých školách mohou vyplývat z porušení tohoto prohlášení.

Poděkování

Chtěla bych poděkovat vedoucí diplomové práce Ing. Darině Jašíkové, Ph.D., Ing.Paed.IGIP za odborné vedení, cenné rady a také ochotné jednání. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Jakubovi Macháčkovi za 3D tisk modelů karotid a Ing. Johaně Kulhánkové za pomoc při měření viskozity. V neposlední řadě také děkuji své rodině a příteli za podporu a trpělivost, kterou mi po celou dobu psaní této práce poskytovali.

ANOTACE

Autor:	Bc. Petra Jará
Instituce:	Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií
Název práce:	Studium vlivu změny teploty neneutonské kapaliny na charakter proudění v karotické bifurkaci s aneurysmatem
Vedoucí práce:	Ing. Darina Jašíková, Ph.D., Ing.Paed.IGIP
Počet stran:	87
Počet příloh:	6
Rok obhajoby:	2023

Anotace: Proudění krve v anomální bifurkaci karotidy má souvislost se vznikem onemocnění vedoucích k cerebrovaskulární nedostatečnosti. Na zvýšení rizika těchto onemocnění má vliv i změna hemodynamických parametrů, jako je například viskozita. Viskozita je veličina, která charakterizuje vnitřní tření kapaliny. Jedním z faktorů ovlivňující viskozitu krve je teplota, která ovlivní rychlost pohybu molekul a tím i charakter proudění v karotidě. Hlavním cílem diplomové práce bylo zjistit, jak velký vliv má změna teploty na viskozitu fantomové krve a charakter proudění v modelech karotické bifurkace s dvěma typy aneurysmatu. Bylo provedeno několik měření pomocí měřící metody Particle Image Velocimetry. Experimentální výsledky jednoznačně prokázaly dopad teploty na hemodynamiku fantomové krve.

Klíčová slova: karotická bifurkace, aneurysma, hemodynamika, viskozita, smykové napětí, teplota, fantom krve, Particle Image Velocimetry

ANNOTATION

Author: Bc. Petra Jará

Institution: Technical University of Liberec, Faculty of Health Studies

Title: Study of the effect of temperature change of a non-Newtonian fluid on the character of the flow in the carotid bifurcation with an aneurysm

Supervisor: Ing. Darina Jašíková, Ph.D., Ing. Paed. IGIP

Pages: 87

Apendix: 6

Year: 2023

Annotation: Blood flow in the anomalous carotid bifurcation is related to the development of the disease which leads to cerebrovascular insufficiency. A change in hemodynamic parameters, such as viscosity, also influences increasing the risk of these diseases. Viscosity is a quantity that characterizes the internal friction of a liquid. One of the factors that influences the viscosity of blood is temperature, which affects the speed of molecular movement and thereby the character of the flow in the carotid artery. The main goal of the diploma thesis was to find out how much influence has the change of the temperature on the viscosity of the phantom blood and the character of the flow in carotid bifurcation models with two types of aneurysms. Several measurements were using the Particle Image Velocimetry measurement method. The experimental results clearly demonstrated the impact of the temperature on the hemodynamics of the phantom blood.

Keywords: carotid bifurcation, aneurysm, hemodynamics, viscosity, shear stress, temperature phantom blood, Particle Image Velocimetry

Obsah

Seznam zkratk	10
Seznam symbolů	13
1 Úvod	14
2 Teoretická část.....	16
2.1 Anatomie karotid	16
2.2 Stavba cévní stěny	16
2.3 Proudění krve v cévách	17
2.4 Reologie	19
2.4.1 Viskozita	19
2.4.2 Smykové napětí	20
2.4.3 Reologie neneutonských látek	21
2.4.4 Reologie krve.....	23
2.5 Aneurysma	24
2.5.1 Vznik a rozdělení aneurysmat	24
2.5.2 Růst aneurysmat.....	25
2.5.3 Ruptura aneurysmat	26
2.6 Tělesná teplota.....	27
2.6.1 Regulace tělesné teploty	27
2.6.2 Řízení tělesné teploty.....	29
2.6.3 Stavby spojené se změnou tělesné teploty	30
2.7 Měření tělesné teploty	31
2.8 Měřicí metoda Particle Image Velocimetry	32
2.8.1 Záznam a analýza PIV obrazu	32
2.8.2 Systematické chyby a limity	34
3 Praktická část.....	36
3.1 Cíle a výzkumné předpoklady	36
3.2 Metodika výzkumu	36

3.2.1 Modely karotid.....	37
3.2.2 Příprava pracovní kapaliny	42
3.2.3 Experimentální trať.....	42
3.2.4 Vibrační viskozimetr SV-1 A	45
3.2.5 Kalibrace a charakterizace optických vlastností modelů.....	47
3.2.6 Experimentální měření.....	50
3.3 Analýza výzkumných dat.....	51
3.3.1 Zpracování naměřených dat.....	51
3.3.2 Zpracování obrazových dat.....	54
3.4 Vyhodnocení cílů a výzkumných předpokladů	61
3.4.1 Vyhodnocení cílů.....	61
3.4.2 Vyhodnocení výzkumných předpokladů	62
4 Diskuze	76
5 Návrh doporučení pro praxi	78
6 Závěr.....	79
Seznam použité literatury.....	80
Seznam příloh	87
Příloha A: Reologie	88
Příloha B: Postup měření viskozity	90
Příloha C: Přehled průběhů tlaků	91
Příloha D: Rozložení rychlostních profilů a smykových napětí fyziologické karotidy v průběhu pulzu	93
Příloha E: Rozložení rychlostních profilů a smykových napětí v karotidě s vakovitým aneurysmatem v průběhu pulzu	97
Příloha F: Rozložení rychlostních profilů a smykových napětí v karotidě s větvenovitým aneurysmatem v průběhu pulzu	101

Seznam zkratek

2D	dvoudimenzionální
3D	trojdimenzionální
a.	arteria
apod.	a podobně
ARO	anesteziologicko-resuscitační oddělení
CAD	Computer-Aided Design
CCD	Charge Coupled Device
CO ₂	oxid uhličitý
CT	Computed Tomography
g	gram
Hz	hertz
Ing.	inženýr
JIP	jednotka intenzivní péče
kcal	kilokalorie
l	litr
m.	musculus
mA	miliampér
ml	mililitr
mm	milimetr
mmHg	milimetr rtuti
mN/m	milinewton metr
mPa.s	milipascal sekunda

ms	milisekunda
m ²	metr čtverečný
m/s	metr za sekundu
m ² /s	metr čtverečný za sekundu
NaCl	chlorid sodný
NaOH	hydroxid sodný
např.	například
Obr.	obrázek
ot./min	otáčky za minutu
O ₂	kyslík
Pa	pascal
Pa.s	pascal za sekundu
PIV	Particle Image Velocimetry
popř.	popřípadě
ppm	parts per million
PVA	polyvinylalkohol
Re	Reynoldsovo číslo
resp.	respektive
s	sekunda
s.	strana
s ⁻¹	sekunda na mínus první
Tab.	tabulka
tzv.	takzvaně

UV ultrafialové

μm mikrometr

V volt

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam symbolu a jednotka
$\frac{dv}{dy}$	[s ⁻¹]	gradient smykové rychlosti [sekunda]
I	[A]	elektrický proud [ampér]
p	[Pa]	tlak [pascal]
R	[Ω]	elektrický odpor [ohm]
r	[mm]	poloměr [milimetr]
U	[V]	elektrické napětí [volt]
v	[m.s ⁻¹]	rychlost [metr za sekundu]
v	[m ² .s ⁻¹]	kinematická viskozita [metr čtverečný za sekundu]
η	[Pa.s]	dynamická viskozita [pascal sekunda]
ρ	[kg.m ⁻³]	hustota látky [kilogram na metr krychlový]
τ	[Pa]	tečné napětí [pascal]
°C		stupeň Celsia
%		procento

1 Úvod

Karotida je důležitá tepna, která dodává kyslík a živiny do mozku. V důsledku její specifické geometrie a anatomické struktury bývá často náchylná k ukládání aterosklerotických plátů nejčastěji v místě bifurkace a vzniku aneurysmatu. Aneurysmata mohou být malá a nemusejí způsobovat žádné komplikace. Někdy se však mohou uvnitř vytvořit krevní sraženiny a blokovat průtok krve do mozku. To může vést k přechodnému ischemickému záchvatu nebo ischemické mozkové příhodě, která se řadí na třetí místo nejčastějších příčin úmrtí a morbidit v dnešních vyspělých zemích. Velká aneurysmata mohou dokonce prasknout, což vede k hemoragické mrtvici a život ohrožujícímu krvácení. Jedná se o akutní stavy, vyžadující okamžitou lékařskou pomoc. Nejdůležitější roli zde hraje čas, proto je důležitá včasná detekce postižení karotických tepen.

Pro porozumění mechanismům rozvoje kardiovaskulárních onemocnění a pro jejich správnou diagnostiku a léčbu, je nezbytné studium průtoku krve. Za regulaci mechaniky toku krve v oběhové soustavě jsou zodpovědné zákony reologie. Jsou však velmi komplikované, protože cévy jsou rozvětvené a mají různé rozměry. Krev se skládá ze složité suspenze krevních elementů ve vodním roztoku, obsahujících jak nízko-, tak vysokomolekulární látky. I přes tuto komplexnost lze mechaniku krevního proudění popsat několika základními principy.

Průtok krve v cévách je ovlivněn nejen anomální bifurkací karotidy, ale i hemodynamickými parametry, jako jsou například krevní tlak, průměr cév, viskozita krve a další. Například zvýšený krevní tlak může způsobit poškození krevních cév, zatímco nízký krevní tlak může vést ke snížení průtoku krve. Viskozita je veličina, jež charakterizuje vnitřní tření kapaliny. Jedním z faktorů ovlivňujících viskozitu krve je teplota, která má vliv na rychlost pohybu molekul a tím i charakter proudění v karotidě. Pokud klesá teplota krve, dochází k pomalejšímu pohybu molekul a k většímu vnitřnímu tření, což způsobuje zvýšení viskozity krve. Proudění krve se zpomaluje a může dojít ke snížení průtoku krve v cévách. Na druhou stranu dochází při zvýšení teploty krve k větší rychlosti pohybu molekul a snížení vnitřního tření, což vede k poklesu viskozity krve. To způsobuje zvýšení průtoku krve v cévách. Za normálních okolností se však teplota krve v těle příliš nemění.

Cílem diplomové práce je vyhodnotit vliv změny teploty na viskozitu, charakter proudění a smykové napětí fantomu krve ve fyziologické karotidě, karotidě s vakovitým

aneurysmatem a karotidě s vřetenovitým aneurysmatem. Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. Teoretická část popisuje hlavní principy proudění krve v cévách, základy reologie, vznik, růst a rupturu aneurysmatu. Dále se zabývá termoregulací a měřicí metodou Particle Image Velocimetry, která byla použita k měření. V praktické části byl vytvořen model fyziologické karotidy a model s dvěma typy aneurysmatu. Sestavená experimentální trať obsahovala měřicí a synchronizační prvky, včetně pulzatilního proudění, aby co nejvíce simulovala proudění krve v modelech karotid. Viskozita fantomové krve za různých teplot byla naměřena vibračním viskozimetrem. Pomocí měřicí metody Particle Image Velocimetry byl sledován vliv teploty na charakter proudění fantomové krve v karotické bifurkaci s aneurysmaty. Ke zpracování obrazových dat byl použit software Dantec Dynamic studio a pro následnou úpravu Tecplot 360. V jednotlivých modelech karotické bifurkace byly porovnány průtoky a smykové napětí.

2 Teoretická část

Teoretická část práce se zabývá popisem anatomie karotid, stavbou jejich stěny i s jejím možným postižením aneurysmatu, základními informacemi o hemodynamice, reologii a termoregulaci. Dále popisuje základní principy měřicí metody Particle Image Velocimetry, která byla použita i v praktické části.

2.1 Anatomie karotid

Z oblouku karotidy vystupují tři hlavní větve *truncus brachiocephalicus*, *arteria carotis communis sinistra* a *arteria subclavia sinistra*. *Truncus brachiocephalicus* se dále dělí v *arteria carotis communis dextra* a *arteria subclavia dextra*. *Arteria carotis communis* začíná nesymetricky. Na pravé straně je o délku *truncus brachiocephalicus* kratší a na levé straně vychází přímo z *arcus aortae*. Dále už tepny na obou stranách vzestupují symetricky (Čihák, 2016).

Arteria carotis communis probíhá přes boční stěnu průdušnice, hrtanu a štítné žlázy. Je pokryta *m. sternocleidomastoideus*. V oblasti horního okraje štítné žlázy se větví na vnější krkavici (*arteria carotis externa*) a vnitřní krkavici (*arteria carotis interna*) (Dylevský, 2009). Mezi těmito dvěma artériemi se nachází malé tělísko zvané *glomus caroticum*. Funguje jako chemoreceptor reagující na změny koncentrací O₂ a CO₂ v krvi (Čihák, 2016).

Větve vnější krkavice zásobují krví štítnou žlázu, hltan, orgány dutiny ústní, obličej, střední a vnější ucho. Vnitřní krkavice vstupuje do kosterního kanálu přes lebeční bázi. V lebce se dělí na větve zásobující mozek, vnitřní ucho a oko (Dylevský, 2009). Willisův okruh, také označován jako *circulus arteriosus*, tvoří kolaterální systém mozku. Spojuje řečiště vnitřní karotidy a řečiště *a. vertebralis*, tzv. podklíčkové tepny (Fiala, Valenta, Eberlová, 2015). Tento okruh dokáže zajistit náhradní zásobení mozku v případě uzavření až tří hlavních přívodných tepen (Čertík, Machart, Novák, 2005).

2.2 Stavba cévní stěny

Skladba cév je přizpůsobena jejich funkci a poměrně značně se liší podle typu cévy (Kittnar et al., 2020). Stěna cévy je složena ze tří základních struktur. Vnitřní vrstva (*tunica interna*) je tvořena vrstvou plochých endotelových buněk s hladkým a nesmáčivým povrchem (Merkunová a Orel, 2008). Endoteliální buňky mají na svém povrchu glykokalyx, jenž představuje síť membránově vázaných makromolekul –

proteoglykanů, glykoproteinů a rozpustných složek. Proteoglykany a glykoproteiny jsou hlavními molekulami, které upevňují glykokalyx k povrchu endoteliálních buněk. Z tohoto důvodu se dají považovat za páteř této vrstvy (Reitsma et al., 2007). Endoteliální glykokalyx se podílí na řadě fyziologických procesů, především na regulaci vaskulární permeability, zabránění pevné adhezi leukocytů a krevních destiček na cévní stěnu a přenosu smykového napětí (Becker, Chappell, Jacob, 2010). Při změně vlastností endotelu dochází k poškození cévní stěny a ke vzniku kardiovaskulárních chorob (Mitra et al., 2017).

Střední vrstvu (*tunica media*) tvoří hladké svalové buňky. Kontrakce hladké svaloviny je aktivována kalciumem a je tonického charakteru. Kalcium se naváže na kalmodium, jež nahrazuje funkci troponinu. Aktivací se spojí myosin s aktinem a dochází k vazokonstrikci. K vazodilataci naopak dochází při přesunu kalcia z cytosolu do sarkoplazmatického retikula (Kittnar et al., 2020).

Vnější vrstvu (*tunica externa*) tvoří adventicie společně se zevní elastickou membránou, která má za úkol oddělovat adventicii od *tunica media*. Adventicie je důležitá jak pro mechanické vlastnosti stěny cévy, tak pro pružné ukotvení cévy v jejích okolí. Je složena z elastických a kolagenních vláken. Cévy procházející adventicií vyživují nejen ji, ale také vnější polovinu tunica media a nervy, které inervují hladkou svalovinu medie (Kittnar et al., 2020).

2.3 Proudění krve v cévách

Popis průtoku krve v cévách a srdci je složitý. Srdce vytlačující krev v pravidelných intervalech, elastické a větvičí se cévy a krev obsahující nejen krevní elementy vedou ke složitosti hemodynamického popisu (Trojan et al., 2003). Cévy, především tepny, mají schopnost se krátkodobě nebo dlouhodobě přizpůsobit náhlým hemodynamickým či mechanickým změnám. Z hlediska krátkodobé adaptace jsou tepny schopné vyrovnat se změnám přechodným zvětšením, popř. zmenšením svého průsvitu. V případě dlouhodobé adaptace dochází k remodelaci cévní stěny tak, aby byly obnoveny fyziologické hemodynamické či mechanické parametry (Čapek et al., 2018).

Průtok krve představuje množství krve, jež proteče příčným průřezem cévy za jednotku času. Lze ho vypočítat z lineární rychlosti proudění krve a plochy příčného průřezu cévy (Kittnar et al., 2020). Tok krve je způsoben tlakovými rozdíly mezi různými částmi krevního řečiště. Krev tedy může proudit pouze z oblasti s vyšším tlakem

do oblasti s nižším tlakem. Tento tlakový gradient je vytvářen srdcem. Umožňuje průtok krve překonat odpor v krevním řečišti, v závislosti na průsvitu a délce cévy a na viskozitě krve (Trojan et al., 2003).

Pokud se krev v cévách pohybuje plynule a paralelně podél trajektorie, hovoříme o laminárním proudění. Rychlost toku je ovlivněna třením mezi molekulami krve a vnitřní stěnou cévy (Stouffer, 2017). Nejpomaleji se pohybuje vrstva u stěny cévy, a naopak nejrychleji vrstva v ose cévy. V případě, že se v cévě jednotlivé částice krve pohybují různými směry, dochází ke vzniku tzv. turbulentního proudění. Vyznačuje se vznikajícími víry, které zhoršují tokové vlastnosti krve. Ukazatelem, zda se jedná o laminární, nebo turbulentní proudění, je tzv. Reynoldsovo číslo (viz Rovnice 1) (Kittnar et al., 2020):

$$Re = r \times v \times \rho / \eta \quad \text{Rovnice 1 (Trojan et al., 2003, s. 194)}$$

Z tohoto vztahu lze vyčíst, že přechod laminárního proudění na turbulentní závisí přímo úměrně na poloměru cévy, lineární rychlosti proudu krve a specifické hmotnosti krve a nepřímo úměrně na viskozitě krve. Turbulentní proudění se tedy vyskytuje především ve velkých cévách při vysokých rychlostech proudění krve za zúžením cévy, nebo také při snížené viskozitě krve. Pokud se bezrozměrné Reynoldsovo číslo rovná hodnotě 200, vyskytují se v toku krve turbulence zřídka. S rostoucím Reynoldsovým číslem turbulence přibývají. Při hodnotě 1000 je proudění plně turbulentní (Kittnar et al., 2020).

Z důvodu složité geometrie a anatomické struktury patří karotida k místům s výraznými změnami hemodynamických parametrů, jako jsou například rychlost krve, tlak nebo smykové napětí na stěně cévy (Zhou et al., 2010). Nejčastější oblastí výskytu poruch je společná bifurkace karotid nebo střední oblast vnitřní karotické tepny (AbuRahma, 2017). V těchto oblastech dochází k přechodu laminárního proudění na zavířené proudění (Zhang, Ma, Ding, 2018).

2.4 Reologie

Reologie je vědní obor, který zkoumá působení mechanických vlivů na pevné látky a tekutiny. Přesněji se tedy zabývá studiem vzájemných vztahů mezi napětím a deformací u pevných látek, respektive vztahy mezi napětím a rychlostí deformace u tekutin. Počátky tohoto vědního oboru spadají do první poloviny 20. století a za její zakladatele lze považovat Markuse Reintera a Eugenea Cooka Binghamu (Skočilas, 2019).

2.4.1 Viskozita

Mezi základní reologické veličiny popisující tokové vlastnosti patří viskozita. Jde o veličinu charakterizující vnitřní tření kapalin. Závisí zvláště na přitažlivých silách mezi částicemi. Kapaliny s větší přitažlivou silou mají větší viskozitu. V závislosti na vnitřním tření se jednotlivé vrstvy kapaliny pohybují rozdílnou rychlostí (Beneš et al., 2015). To způsobí, že rychlejší vrstva tekutiny se snaží zrychlit pomalejší vrstvu a naopak, pomalejší vrstva se snaží zpomalovat vrstvu rychlejší. Mezi sousedními vrstvami se projeví viskozita tečným napětím (Rosina et al., 2022). Podle Newtonova vztahu (viz Rovnice 2) je tečné napětí úměrné změně rychlosti ve směru kolmém na směr pohybu.

$$\tau = \eta \frac{dv}{dy} = \eta \frac{v}{h} \quad [Pa] \quad \text{Rovnice 2 (Drábková, 2007, s. 14)}$$

η je označení pro dynamickou viskozitu a $\frac{dv}{dy}$ je gradient rychlosti ve směru kolmém na směr pohybu (Drábková, 2007).

Po úpravě předchozího vztahu (viz Rovnice 2) lze dostat vztah pro dynamickou viskozitu (viz Rovnice 3):

$$\eta = \tau \frac{\Delta x}{\Delta y} \quad [Pa \cdot s] \quad \text{Rovnice 3 (Rosina et al., 2022, s. 23)}$$

Dynamická viskozita je vyjádřena jako síla tření, vznikající mezi dvěma vrstvami proudící kapaliny, které se stýkají plochou 1 m^2 s jednotkovým gradientem rychlosti (Beneš et al., 2015). Vedle dynamické viskozity existuje i viskozita kinematická. Ta je dána podílem dynamické viskozity η a hustoty ρ (viz Rovnice 4).

$$v = \frac{\eta}{\rho} \quad [m^2 s^{-1}] \quad \text{Rovnice 4 (Drábková, 2007, s. 15)}$$

Viskozita tekutiny je obecně závislá na teplotě a na tlaku. Vliv tlaku na viskozitu je zanedbatelný. S rostoucí teplotou viskozita neneutonské kapaliny klesá. Rychlost pohybu proudící kapaliny se tedy zvyšuje. Závislost teploty na viskozitě můžeme určit ze vztahu (viz Rovnice 5):

$$\eta(T) = ke^{\frac{b}{T+\theta}} \quad \text{Rovnice 5 (Holubová, 2014, s. 7)}$$

kde konstanta k má rozměr viskozity a konstanty b a θ charakterizují určitou tekutinu a jejich jednotkou je kelvin (Holubová, 2014).

Závislost viskozity na tlaku lze vyjádřit ze vztahu (viz Rovnice 6):

$$\eta(p) = \eta_0 e^{\alpha p} \quad \text{Rovnice 6 (Holubová, 2014, s. 7)}$$

kde α je koeficient závislý na teplotě.

2.4.2 Smykové napětí

Smykové napětí vzniká v důsledku působení třecí síly mezi dvěma paralelně se pohybujícími sousedními vrstvami kapaliny, která je vztažena na jednotku plochy kontaktu těchto vrstev. Rozdílu rychlostí mezi těmito dvěma vrstvami říkáme smyková rychlost (Trojan et al., 2003).

Silové působení, které je vyvoláno smykovým napětím, má za následek rozpohybování pomalejší vrstvy vrstvou rychlejší. Smykové napětí je dáno součinem rychlostního gradientu a dynamické viskozity (viz Rovnice 2). Vektor tohoto napětí je tečný a zároveň je přímo úměrný rychlosti proudění a nepřímo úměrný poloměru cévy. Střední smykové napětí má velikost 1,5 Pa, kdy u středu cévy dosahuje nejnižších hodnot a u stěny cévy hodnot nejvyšších. Velikost napětí se s přibývajícím věkem člověka snižuje. Další závislý parametr na smykovém napětím je poloměr a geometrie cév, jako je například bifurkace cév. Vlivem působení smykového napětí se deformují krevní částice. Změna smykového napětí vede ke spuštění regulačních mechanismů za účelem navrácení původní hodnoty (Navrátil et al., 2019).

Smykové napětí má významný vliv na správnou funkci endotelu a sekreci vazoaktivních látek, jako je oxid dusnatý a endotelin. Po vystavení nízkému a oscilujícímu smykovému napětí se povrch endoteliálních buněk změní z antitrombotického na protrombotický povrch, který podporuje akumulaci lipidů

a prozánětlivé procesy uvnitř cévní stěny (Shehadeh et al., 2011). Abnormální smykové napětí přispívá z hlediska aneurysmatu k jeho vzniku, růstu, nebo dokonce k jeho ruptuře. Vysoké smykové napětí je často lokalizováno v oblasti, kde krev vstupuje do aneurysmatu, zatímco zbývající oblast aneurysmatu má relativně nižší smykové napětí (Jou et al., 2008).

2.4.3 Reologie neneutonských látek

Kapaliny, které se neřídí Newtonovým zákonem, se označují jako neneutonské kapaliny. Z pohledu reologie jsou o něco složitější (Holubová, 2014). K popisu reologických vlastností tekutin se využívá křivka toku neboli tzv. reogram (Björn et al., 2012).

2.4.3.1 Viskozita neneutonských látek

Neneutonské kapaliny jsou heterogenní kapaliny. Jejich viskozita není při dané teplotě stálá, ale kolísá se smykovou rychlostí (Kittnar et al., 2020).

Rozdíl neneutonských látek od newtonovských látek je patrný již při pohledu na jejich reogram. Závislost smykového napětí na rychlostech smykové deformace není lineární jako u newtonovských látek. Při daném tlaku a teplotě není viskozita konstantní. Záleží však na podmínkách proudění, včetně geometrie systému, kterým médium protéká, velikost smykového napětí nebo průtokové paměti tekutiny (Chhabra a Richardson, 2008).

Neneutonské viskózní látky jsou také označovány jako nelineárně viskózní látky (Havránek, 2007). Platí pro ně analogická rovnice jako pro newtonské kapaliny (viz Rovnice 7):

$$\tau = \eta D \quad \text{Rovnice 7 (Holubová, 2014, s. 23)}$$

Pro neneutonské kapaliny není zdánlivá viskozita η látkovým parametrem, ale proměnnou veličinou závisící na rychlosti deformace nebo tečném napětí. Neneutonské chování vyplývá ze změny vnitřní struktury kapaliny (viz Příloha A). Kapalina se tedy při různých smykových rychlostech chová rozdílně (Holubová, 2014).

2.4.3.2 Rozdělení neneutonských látek

Neneutonské tekutiny se dle tokového chování rozdělují na časově závislé – viskozita závisí na čase, na čase nezávislé – viskozita závisí na teplotě. Časově

závislé kapaliny dále rozdělujeme na thixotropní a rheopetické. Časově nezávislé kapaliny dělíme na pseudoplastické (řídnoucí), dilatantní (houstnoucí) a plastické (Holubová, 2014). Většina reálných materiálů vykazuje kombinaci vlastností spadajících do více skupin. Vždy je však možné určit dominující charakteristiku a podle ní dále uvažovat konkrétní typ neneutonské tekutiny (Chhabra a Richardson, 2008).

Pseudoplastické kapaliny jsou takové, u nichž zdánlivá viskozita klesá se zvětšujícím se gradientem smykové rychlosti (viz Příloha A). Lze to vysvětlit například tím, že při zvyšování smykové rychlosti se částice v tekutině orientují ve směru působícího napětí, což má za následek pokles její viskozity (Janalík, 2010). V závislosti na tvaru průtokové křivky se někdy kapaliny rozdělují na dvě podskupiny, a to na pravé pseudoplastické a strukturně viskózní, kde lze určit dvě limitní hodnoty zdánlivé viskozity. Patří sem například roztoky a taveniny polymerů, roztoky mýdel a detergentů nebo některé suspenze. Pseudoplasticita je z technického hlediska vítanou vlastností, protože snižuje potřebu energie k promíchání nebo vedení kapaliny (Holubová, 2014).

U dilatantních kapalin naopak viskozita s rostoucím gradientem rychlosti roste. Částice kapalin, které jsou v klidu, se těsně obepínají a jsou kolem sebe obklopeny vrstvou vody. Vysoká smyková rychlost brání systému vrátit se do původního stavu a viskozita se prudce zvyšuje. Snížením smykové rychlosti se původní struktura stihá regenerovat a kapalina teče (Bartovská a Šišková, 2002). Toto chování je v praxi nežádoucí. Tento problém se dá vyřešit například zředěním směsi. Mezi dilatantní kapaliny patří například koncentrovaná suspenze škrobu (Holubová, 2014).

Plastické kapaliny neboli tzv. binghamské jsou kapaliny vyznačující se plastickou složkou deformace. K toku u nich dochází až po překročení meze kluzu T^* . Po překročení hodnoty meze kluzu klesá viskozita na tzv. konstantní hodnotu. Viskozita se tedy při zvyšování smykové rychlosti nebude dále měnit. Dokud hodnota nepřekročí mez kluzu, systémy se chovají jako tuhá tělesa a deformují se pouze elasticky (Bartovská a Šišková, 2002). Do této skupiny kapalin patří např. koncentrované průmyslové a odpadní kaly, kašovité suspenze křídla a vápna (Holubová, 2014).

Tixotropní, resp. reopetické kapaliny mění zdánlivou viskozitu s dobou působení napětí. Jejich reogramy jsou hysteretní. Průběh tokových křivek se při zvyšování napětí liší od průběhu při jeho snižování (viz Příloha A) (Holubová, 2014). U tixotropních látek se zdánlivá viskozita s rostoucím namáháním snižuje. V případě, že se namáhání

materiálu přeruší, kapalina se časem opět vrátí na původní hodnotu zdánlivé viskozity. U reopetických látek se zdánlivá viskozita s rostoucím namáháním zvětšuje (Bartovská a Šišková, 2002).

2.4.4 Reologie krve

Z fyzikálního hlediska lze lidskou krev definovat jako neneutonskou kapalinu, u níž se projevuje pseudoplasticita, viskoelasticita, mez kluzu a také tixotropie. Tyto vlastnosti se nejenom podílejí na ovlivňování proudění uvnitř cév a jejího přesunu, ale i na mechanických vlastnostech stěn, které mohou mít nepravidelný průsvit okolních tkání. Dlouhodobé namáhání cév má negativní dopad na tvorbu sedimentů uvnitř cévní stěny. Viskoelasticita navíc ovlivňuje šíření pulzních vln v tepnách (Sochi, 2014).

Pseudoplasticita je zřetelnější u konstantního časově neproměnného proudění. Vyplývá to z agregace erytrocytů, které se od sebe postupně oddělují stálými viskózními silami. Viskoelasticitu zapříčiňuje hlavně chování erytrocytů, tedy jejich deformovatelnost a agregace (Sochi, 2014). S klesající smykovou rychlostí dochází právě k agregaci erytrocytů, jež souvisí se vznikem *rouleaux* a následným nárůstem celkové viskozity krve (Čapek et al., 2018). *Rouleaux* jsou válcovité struktury vznikající nahromaděním erytrocytů, které se dále větví a tvoří síť. Dochází k tomu v případě poklesu smykových rychlostí pod 1 s^{-1} (Bessonov et al., 2016). Krev můžeme vnímat jako neneutonskou kapalinu při smykových rychlostech vyšších než 100 s^{-1} . Při těchto rychlostech dochází k minimální změně viskozity v důsledku rozptýlených částic krve klouzajících po vrstvě plazmy (Čapek et al., 2018).

S agregací erytrocytů při nízkých smykových rychlostech roste mez kluzu krve, jež je závislým parametrem na hematokritu. Při nízkých hodnotách hematokritu mez kluzu téměř vymizí a lze ji zanedbat. Tixotropie je přechodný jev. Z dlouhodobého hlediska může mít vliv na krevní oběh v důsledku pulzujícího charakteru toku (Sochi, 2014).

Na proudění krve v cévách má vliv mnoho aspektů. Jedním z nich je viskozita krevní plazmy. Její hodnota slouží i jako nespecifický indikátor patologických jevů. Při fyziologické tělesné teplotě 37 °C se pohybuje v rozmezí $1,1\text{--}1,35 \times 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$. Nárůst této hodnoty až k $5\text{--}6 \times 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$ může značit rakovinné bujení, zánětlivé procesy nebo autoimunitní chorobu. Viskozita krve závisí i na zastoupení plazmatických

bílkovin, především na fibrinogenu, který se podílí na agregaci erytrocytů (Čapek et al., 2018).

Na tok krve má vliv i hematokrit, který značí procentuální podíl erytrocytů na celkovém objemu krve. S vyššími hodnotami hematokritu roste i vyšší riziko shlukování erytrocytů, a tedy vzniku *rouleauxu*. Pokud je hodnota hematokritu menší než 13 %, krev přejde z neneutonského chování na newtonské (Čapek et al., 2018).

Dále jsou tokové vlastnosti krve ovlivněny teplotou. Teplota u zdravého člověka se pohybuje okolo 37 °C. V chladném prostředí, kdy se lidské tělo ochladí v periferních částech, dochází k poklesu teploty. To má za následek nárůst celkové viskozity krve, která pak společně s vazokonstrikcí cév omezuje prokrvení tkání (Čapek et al., 2018).

Lumen cévy ovlivní charakter toku krve především v cévách s malým průsvitem, a to v rozmezí 29–500 mikrometrů. Uplatňuje se u nich tzv. Fahraeus-Lindqvistův efekt, při kterém dochází k poklesu viskozity se zmenšujícím se průsvitem cévy. Tento jev vzniká v důsledku shlukování krevních částic ve středu proudu a vznikem plazmatické vrstvy v blízkosti endotelu majícího nižší viskozitu (Čapek et al., 2018).

2.5 Aneurysma

Aneurysma neboli výduť je rozšíření cévy, ke kterému dochází při zeslabení stěny cévy, zvláště vnitřní elastické membrány (Seidl a Vaněčková, 2014).

2.5.1 Vznik a rozdělení aneurysmat

Na vznik výdutí má vliv kombinace různých rizikových faktorů, z nichž některé jsou spojeny s krevním oběhem, tzv. hemodynamickým stresem, a jiné s cévními onemocněními, jako jsou především hypertenze, hyperlipidemie, ateroskleróza a kouření. Tyto faktory nasedají na vrozenou genetickou predispozici a navzájem se ovlivňují. Jejich kombinace může vést k ještě závažnějším důsledkům (Beneš et al., 2017).

Dalším významným faktorem při vzniku výdutě jsou anatomické variace, jako je to např. v případě Willisova okruhu. Když se vyskytne tepenná bifurkace s hypoplastickou větví nebo větví odstupující ve velmi ostrém úhlu, zvyšuje se pravděpodobnost vzniku výdutě. Tyto anatomické variace ovlivňují krevní proudění a způsobují nadměrné namáhání cévní stěny. Hemodynamický parametr, který též hraje důležitou roli při vzniku výdutě, je smykové napětí. Ve výduti nacházíme oblasti jak s vysokými, tak i s nízkými hodnotami smykového napětí (Beneš et al., 2017).

Z naší oblasti zájmu jsou nejčastější místa vzniku aneurysmatu oblast karotické bifurkace anebo počáteční úsek vnitřní karotidy. Aneurysma se u vnitřní karotidy definuje při jejím rozšíření na 150 % a u společné karotidy při jejím rozšíření na 200 %. Aneurysmata karotid jsou poměrně vzácná. Objevuje se u nich pouze 1 % ze všech aneurysmat (Čertík, Machart, Novák, 2005).

Aneurysmata lze rozdělit na pravá, nepravá neboli pseudoaneurysmata a fusiformní. Podkladem pro vznik pravých aneurysmat je zeslabení vnitřní elastické membrány. K tomuto defektu dochází pravděpodobně v embryonálním vývoji. Až v důsledku změn hemodynamických paramterů nebo poškození cévní stěny řadou patologických stavů dochází během života jedince k vyklenutí stěny cévy v tomto zeslabeném místě (Seidl a Vaněčková, 2014). Pravé aneurysma má zachované všechny typické vrstvy, i když často těžce patologicky změněné (Krajíček, 2007). Dalším typem je nepravé aneurysma neboli pseudoaneurysma, které lze definovat jako lokální rozšíření arterie. Na rozdíl od pravého aneurysmatu není ohraničeno vrstvami cévní stěny. Jedná se o krevní sraženinu, jejíž dutina komunikuje s průsvitem tepny. K jejímu vzniku dochází především při roztržení stěny, a to obvykle posttraumaticky nebo pooperačně. Důvodem mohou být ale i zánětlivá onemocnění. Posledním typem je fusiformní aneurysma, jež je embryonálně rozšířená a vinutá céva (Seidl a Vaněčková, 2014).

Aneurysmata můžeme rozdělit dále podle jejich tvaru na dva hlavní typy – vakovitá (*a. saccatum*) a vřetenovitá (*a. fusiforme*). Tyto hlavní typy mohou mít ještě podtypy. Například člunkovitý typ aneurysmatu (*a. naviculare*) se někdy vyskytuje jako vývojový stupeň později se vytvářejícího vakovitého aneurysmatu, zatímco aneurysma *cylindricum* nebo *serpentinum* jsou variantami fusiformních typů. Aneurysma *cirsoideum* označuje rozšíření cévy, které se týká i jejích větví. Nepravé aneurysma, také známé jako *a. spurium*, vzniká roztržením cévní stěny a v podstatě se shoduje s termínem disekující aneurysma (Kalvach et al., 2010).

2.5.2 Růst aneurysmat

Výduť může do určité velikosti růst a poté zůstat stabilní po dlouhou dobu. Růst výdutě není pravidelný, ale náhodný. Střídá se období klidu s obdobími růstu výdutě. Během růstu se může vyskytnout nestabilita a zvýšená pravděpodobnost jeho prasknutí (Beneš et al., 2017).

V případě, že se na radiologických vyšetřeních ukáže zvětšení výdutě, je to zapříčiněno změnami odehrávajícími se na buněčné a molekulární úrovni. Růst stěny výdutě může být způsoben buď proliferací buněčných elementů, nebo natažením stěny v důsledku hemodynamického stresu. Nejpravděpodobnější je však kombinace obou těchto mechanismů. Pokud dojde k degeneraci stěny výdutě, začne být více náchylná k mechanické distenzi a s tím souvisejícímu nárůstu velikosti výdutě. Tvar a velikost ovlivňují molekulární signální kaskády, které mají vliv na buněčnou smrt a proliferace. V tomto procesu hrají klíčovou roli mitogenem aktivované proteinkinázy, které jsou aktivovány v reakci na zánětlivé cytokiny, růstové faktory, mechanické namáhání a buněčný stres (Beneš et al., 2017).

2.5.3 Ruptura aneurysmat

Pokud krevní tlak působící na stěnu výdutě, překoná její pevnost, dochází k ruptuře aneurysmatu. V této oblasti působí několik druhů buněčných populací, které se podílejí na opravě a udržení stability stěny, nebo ji naopak degradují a narušují. Pokud dojde ke ztrátě buněk odpovědných za udržování stability stěny, dojde k degeneraci. To vede ke vzniku aneurysmatu, jež je náchylné k ruptuře (Beneš et al., 2017).

Mnoho faktorů, hlavně nadměrný oxidativní stres, způsobuje zánik buněk ve výduti. To vede ke ztrátě normální funkce endotelu a vzniku trombu a průsaku tekutiny do cévní stěny. Exponovaný kolagen společně s dalšími proteiny extracelulární matrix spouští koagulační kaskádu, která vede k nárůstu trombu a přeměně cévní stěny. K této degeneraci cévní stěny také přispívá aberantní krevní proudění. Pokud reparativní procesy, zejména obnova normálních kolagenových vláken a buněk hladké svaloviny, nedokáží zastavit degradaci kolagenu a extracelulární matrix, stěna výdutě ztrácí integritu. Všechny tyto procesy aktivují humorální a buněčnou zánětlivou odpověď a následná ruptura je pouze vrcholem celého procesu, který probíhá za nepříznivých hemodynamických podmínek (Beneš et al., 2017).

Výdutě jsou většinou mnoho let asymptomatické a prvním příznakem může být až náhlá smrt v důsledku ruptury a krvácení (Pirk et al., 2019). Větší aneurysmata mohou být dobře hmatatelná v podobě pulzující rezistence na krku těsně pod úhlem mandibuly. Hlavní příznaky jsou způsobené tlakem okolních struktur výdutí. Může tím vznikat chrapot při útlaku vratného nervu, dysfagie při útlaku jícnu, neurologické projevy při útlaku brachiálního plexu nebo krčního sympatiku. Nemocní si nemusejí dlouhou

dobu stěžovat na žádné příznaky. Prvním příznakem, avšak velice závažným může být až ischemická mozková příhoda na podkladě embolizace. Ruptura aneurysmatu krkavice je velice vzácná a většinou k ní nedochází. K vyšetření konkrétnějších informací o aneurysmatu se využívá CT angiografie nebo magnetická rezonance. Postačí však i digitální substrakční angiologie, jež je také velmi spolehlivou metodou (Čertík, Machart, Novák, 2005).

2.6 Tělesná teplota

Tělesná teplota představuje rovnováhu mezi teplem generovaným uvnitř těla a jeho výdejem a ztrátou (Vytejková et al., 2013). Hodnoty tělesné teploty se na různých částech našeho těla liší. Za normálních podmínek se fyziologická teplota u člověka pohybuje od 36 °C do 37 °C. Teplota vyšší než 41 °C je již maligní. Pokles teploty na 28 °C je ještě slučitelný se životem. Pod 25 °C dochází k nevratné poruše srdeční automatiky, tedy ke zhoršenému přenosu vzruchů mezi síněmi a komorami. Poškození mozku a srdce nastává při teplotě pod 18 °C, nebo při nejnižší možné tělesné teplotě (Rokyta, 2015).

Podrobnější studium rozložení tepla v těle odhalilo, že pouze určitá centrální část těla zvaná jako tepelné jádro udržuje konstantní teplotu. Okolní tkáň, kam patří například kůže nebo končetiny, nazýváme tepelným obalem. Jelikož je teplota v různých částech obalu ovlivněna zejména prokrvením dané lokality, má obal nestálou a obvykle nižší teplotu než jádro. Především prsty vykazují největší kolísání průtoku krve, a tedy velké kolísání jejich teploty (Navrátil et al., 2019).

Změny tělesné teploty jsou ovlivněny řadou faktorů. Teplota závisí na denním rytmu, kdy nejnižších hodnot dosahuje v časných ranních hodinách, nejvyšších pak v hodinách večerních. Teplota kolísá i s hormonální změnou u žen v době ovulace. Existují i určité teplotní rozdíly závislé na věku. Starší lidé mají nižší teplotu, než je fyziologická hodnota, a to z důvodu snížené kontroly termoregulace. Naopak děti snáze přijímají teplotu okolí, proto je jejich teplota o něco málo vyšší. Mezi faktory ovlivňující tělesnou teplotu dále patří tělesná aktivita, stres, teplota a vlhkost okolí (Novotná, Uhrová, Jirásková, 2006).

2.6.1 Regulace tělesné teploty

Termoregulace je schopnost lidského těla udržovat v rovnováze stálou tělesnou teplotu, na niž jsou závislé veškeré metabolické pochody v organismu. V závislosti

na tom, zda teplota organismu stoupá, nebo klesá, se metabolismus zrychluje, nebo zpomaluje (Rokyta, 2015).

2.6.1.1 Termoregulační mechanismy

Stabilizace tělesné teploty závisí na udržení rovnováhy mezi přijímáním tepla z okolí a uvolňováním tepla v organismu na straně jedné a výdejem tepla na straně druhé (Langmeier et al., 2009).

Termogeneze neboli tvorba tepla je energetická přeměna chemických vazeb v živinách prostřednictvím oxidačních procesů. Teplo uvolňované všemi tkáněmi při metabolických pochodech za klidového režimu je označována jako obligatorní termogeneze. Tepelná energie, která je uvolňovaná pro potřeby termoregulace, je tzv. fakultativní termogeneze. Velkou roli v tom hraje svalová aktivita, zejména změna svalového tonu a svalový třes. Vzniká tzv. třesová termogeneze. U novorozenců a dětí zhruba do 1 roku se třesová termogeneze nevyskytuje, neboť nezralost systému neumožňuje třes. Jedinou možností fakultativní termogeneze je uvolňování tepla z hnědého tuku – netřesavá termogeneze. Metabolická termogeneze nastává, když je tělo vystaveno nízkým teplotám okolí. Začne se bránit tím, že začne více uvolňovat tyroxin (Kittnar et al., 2020).

Lidské tělo vydává teplo do prostředí díky radiaci, kondukcii, konvekci nebo odpařování (Kittnar et al., 2020). K vedení tepla neboli kondukcii dochází pouze v případě kontaktu dvou těles s rozdílnými teplotami. Molekuly teplejšího tělesa přenášejí část své energie na molekuly chladnějšího tělesa. Energie jejich pohybu je úměrná teplotě (Ganong, 2005). U kondukcce je důležitá teplotní vodivost materiálů. Součástí kondukcce je proudění neboli konvekce. Teplo se přenáší prouděním mezi povrchem tělesa a pohybujícím se médiem. Přenos energie závisí na teplotní vodivosti. Suchý vzduch má malé tepelné ztráty, kdežto vlhký vzduch nebo voda mají větší tepelné ztráty (Kittnat et al., 2020). Vyzařování probíhá přenosem tepelné energie pomocí infračerveného elektromagnetického záření, aniž by se obě tělesa dotýkala (Ganong, 2005). Při množství přenosu energie záleží na teplotních rozdílech tělesného povrchu a předmětů v okolí. Obvykle se jedná přibližně o polovinu tepelného výdeje (Kittnar et al., 2020). Další možností odvádění tepla z těla je odpařováním vody z pokožky a ze sliznic úst a dýchacích cest. Když se 1 g vody odpaří, ztrácí organismus přibližně 0,6 kcal tepla. Rychlost vypařování závisí na vlhkosti okolí (Ganong, 2005).

Proces odpařování není řízen termoregulačními mechanismy a tvoří přibližně 25 % energie bazálního metabolismu (Kittnar et al., 2020).

2.6.2 Řízení tělesné teploty

Termoregulační řídicí systém má obvykle tři obvyklé prvky regulačního obvodu – termoreceptory, hypotalamická řídicí centra a termoregulační efektorové mechanismy (Langmeier et al., 2009).

Termoreceptory máme dvojího druhu, a to kožní a vnitřní. Kožní tepelné receptory jsou specializovaná nervová zakončení, umístěná difúzně v kůži celého těla. Rozlišujeme chladová, jež reagují v různých oblastech teplot na ochlazování kůže, a tepelná, která s růstem teploty zvyšují frekvenci akčních potenciálů. V hypothalamu v míše se nacházejí termoreceptory vnitřní v podobě neuronů citlivých na teplotu (Kittnar et al., 2020).

Vlastní termoregulační centrum se nachází v hypothalamu, kde se vyhodnocují informace z termoreceptorů, signály z mozkové kůry a údaje o endokrinním stavu. Hodnota teploty, se kterou se porovnávají naměřené hodnoty, je proměnlivá v závislosti na biologických rytmech nebo na působení některých imunomodulačních stavů. Lze tedy říci, že hypothalamus funguje jako termostat, který je schopen reagovat na velmi malé odchylky od náležitého stavu o velikosti 0,1 °C (Kittnar et al., 2020).

V případě, že je hodnota teploty vychýlena o více jak 0,1 °C, přicházejí na řadu termoregulační efektorové mechanismy. Rozdělují se na mechanismy snižující tělesnou teplotu, což jsou např. vazodilatace, pocení a snížení termogeneze, a na mechanismy zvyšující tělesnou teplotu, jako jsou vazokonstrikce v kůži, třes nebo další formy svalové činnosti, a aktivace dalších forem termogeneze. Teplotně komfortní oblast je oblast teploty, při níž není potřeba k udržování žádoucí teploty těla termoregulačních mechanismů. Když je potřeba zvýšit, nebo snížit množství tepla uvolněného do okolí, změní se nejprve intenzita průtoku krve kůží, to je tzv. oblast vazomotorické regulace. V důsledku toho se mění intenzita a směr přenosu tepla. Pokud se tělesná teplota pohybuje daleko za hranicí schopnosti kompenzace prostřednictvím teplotních změn povrchu, začne se měnit intenzita uvolňování tepla v důsledku různých forem svalové aktivity. Jestliže tělesná teplota dále stoupá, zaktivuje se činnost potních žláz a teplo se využívá k odpařování vody (Kittnar et al., 2020).

2.6.3 Stavy spojené se změnou tělesné teploty

Změny tělesné teploty mohou být způsobeny působením extrémního tepla, nebo chladu (přehřátí, podchlazení) nebo následkem dějů v organismu (horečka jako příznak zánětu, maligní hypertermie jako porucha regulace metabolismu svalové buňky) (Rokyta, 2015).

Přehřátí organismu neboli hypertermie je stav, ke kterému dochází při velké fyzické zátěži nebo při práci v horkém počasí. Termoregulační mechanismy nefungují nebo tento stav nezvládají. Nastavení termostatu v hypothalamu zůstává stejné (Rokyta, 2015).

Horečka je způsobena vyplavením endogenních či bakteriálních pyrogenů v důsledku infekce nebo vlivem poškození mozku. Dochází ke změně nastavení centra pro regulaci teploty v hypothalamu. Termoregulační centrum vyhodnotí fyziologickou teplotu jako příliš nízkou. Termoregulační mechanismy se zaktivují a způsobí její zvýšení. U pacienta se to projeví zimnicí. Až se vyrovnají teploty, zimnice ustane. Teplota ale zůstává nadále zvýšena, což je fáze horečky. Po odeznění účinku pyrogenů cítí pacient horko a termoregulační mechanismy začnou teplotu snižovat. U pacienta se to projevuje zarudnutím kůže a pocením (Rokyta, 2015).

Zvýšení teploty může mít pozitivní vliv na imunitní procesy, jako jsou urychlování migrace buněk a urychlování dělení a tvorba protilátek. Proto se horečka v dnešní době nepotlačuje, pokud není příliš vysoká a neoslazuje pacienta. Naopak vysoká horečka ohrožuje pacienta tím, že vyčerpává energetické zdroje, dehydratuje a nad 42 °C denaturuje bílkoviny (Rokyta, 2015).

Maligní hypertermie je dědičné onemocnění, které je až v 80 % případů vyvoláno po podání některých farmak používaných k celkové anestezii. Může vzniknout i u novorozenců při porodu císařským řezem. V důsledku porušení kalciového metabolismu v kosterním svalu nastávají silné svalové kontrakce. Způsobují prudké zvýšení teploty s následným oběhovým kolapsem (Rokyta, 2015).

Podchlazení neboli hypotermie znamená snížení teploty jádra pod 35 °C. Tělo na to zpočátku reaguje zabrzděním klesání tělesné teploty, pak vznikne třes a začne se zrychlovat tepová frekvence. Když dojde k poklesu teploty pod 32,2 °C, zpomalí se dýchání a objeví se poruchy srdeční automatiky. Pacient upadá do bezvědomí

při tělesné teplotě kolem 30 °C. S poklesem teploty klesá i bazální metabolismus. Přibližně na polovinu normální hodnoty se dostává při 28 °C (Rokyta, 2015).

V medicíně se využívá řízená hypotermie ke znečitlivění tkáně při místní anestezii. Podchlazený organismus má sníženou spotřebu kyslíku tkáněmi. Proto se řízená hypotermie často využívá při kardiologických a neurochirurgických výkonech. Tělesná teplota je snižována mezi 32–34 °C (Li et al., 2018). Při otevřených operacích pod anestézií existuje riziko nechtěného poklesu tělesné teploty u pacientů, což nazýváme perioperační hypotermie. Výsledky numerických simulací ukazují, že pokles teploty má tendenci zvyšovat oblasti s nízkým smykovým napětím, což může mít za následek vznik aterosklerózy (Zhang et al., 2020).

2.7 Měření tělesné teploty

Hodnota naměřené tělesné teploty závisí na místě měření. Měření provádíme obvykle v podpažní jamce, ve které se naměřená teplota pohybuje v rozmezí od 34,7–37,3 °C. Dále je možné měřit v ústech, kde je teplota v rozmezí 35,5–37,5 °C, v konečniku 36,6–38,0 °C a v uchu 35,8–38,0 °C (Beneš, Kyplová, Vítek, 2015). Zvýšená teplota od 37,1–37,9 °C je subfebrilie. Teplota nad 38 °C je febrilie a nad 40 °C jde o hyperpyrexii (Mourek, 2012).

Pro zjištění teploty se využívá řada nejrůznějších fyzikálních jevů, např. roztažnost látek, změna elektrického odporu, termoelektrického jevu, světelného záření apod. Teploměry rozdělujeme podle jejich principu měření na dilatační, odporové, termoelektrické (termočlánky) a teploměry, které využívají jiné principy (Beneš, Kyplová, Vítek, 2015). Kromě těchto neinvazivních metod existují i invazivní metody, které se využívají především na odděleních ARO/JIP. Měření teploty může probíhat buď v jícnu, pulmonální arterii nebo v močovém měchýři (Vytečková et al., 2013).

V současné době jsou v nemocnicích nejvíce využívány klasické elektronické teploměry, které zaznamenávají maximální naměřenou hodnotu teploty. Velmi přesné jsou skleněné teploměry. Dříve používané rtuťové skleněné teploměry byly nahrazeny bezrtuťovou alternativou. Slitina galia, india a cínu je plně netoxická a ekologická. Nevýhodou těchto teploměrů je jejich horší sklepatelnost. Dále se využívají ušní a bezkontaktní čelní teploměry fungující na principu infračerveného záření. Existují i jednorázové teploměry. Na úzkém plastovém proužku jsou rozmístěny uzavřené

chemické body. Na danou hodnotu teploty reaguje každý z těchto bodů změnou zbarvení (Vytejková et al., 2013).

Na odděleních ARO/JIP se využívá jak neinvazivní, tak i invazivní měření teploty. Neinvazivní měření je pomocí teplotního čidla napojeného na monitory fyziologických funkcí. Invazivní měření se provádí pomocí jícnového čidla, čidla napojeného na močový katétr anebo čidla, jež je součástí Swanova-Ganzova katétru (Vytejková et al., 2013).

2.8 Měřicí metoda Particle Image Velocimetry

Pro vyhodnocení proudění fantomu krve uvnitř karotidy byla použita optická metoda Particle Image Velocimetry. S její pomocí je možné určit rychlost pohybujícího se objektu zaznamenáváním pohybu malých částic unášených proudem (Kopecký, 2006).

Principem je osvětlování částic ve sledované oblasti pomocí laserových pulzů, které mají specifický časový interval. Laserové záření je vytvarováno pomocí speciální optiky do roviny. K záznamu polohy těchto částic na světlocitlivém materiálu lze použít fotografický film nebo CCD kameru. Data shromážděná prostřednictvím záznamu se vyhodnocují pomocí elementárního vzorce (viz Rovnice 8), ve kterém vzdálenost představuje posun částic nesených proudící tekutinou za definovaný časový interval (Kopecký, 2006).

$$rychlost = \frac{vzdálenost}{čas} \quad \text{Rovnice 8 (Kopecký, 2006, s. 123)}$$

2.8.1 Záznam a analýza PIV obrazu

Tato metoda zahrnuje záznam a analýzu PIV obrazu. K vytvoření laserového řezu používá laser optiku válcového tvaru. Laserový řez definuje rovinu měření, která je osvětlena laserovým paprskem. Částice v této rovině způsobují odraz světla do objektivu kamery nebo fotoaparátu. Optická osa předmětu je kolmá na laserový řez a objektová rovina objektivu je s ní shodná. To umožňuje promítat objekty v obrazové rovině do objektivu. Na záznamu kamery se částice objeví jako světlé body na tmavém pozadí. K měření okamžitých poloh částic v definovaném čase se využívají pulsní lasery. Osvětlují měřicí rovinu po dostatečně krátký čas a poskytují dostatečně velký světlený výkon pro expozici obrazu. Aby bylo možné přesně změřit rychlost pohybu částic, je potřeba pořídit alespoň dva záznamy s definovanými časovými intervaly. První záznam zachycuje počáteční polohu částic a druhý zaznamenává jejich koncovou

polohu. Oba záznamy obsahují informaci o vektorech posunutí částic v rovině měření (Kopecký, 2006).

Existují dva možné způsoby záznamu obrazu. Při dvojnásobné expozice se oba záznamy exponují do jednoho obrazu. Průměrné posunutí částic se určuje pomocí autokorelace. U jednotlivé expozice se každý záznam exponuje do samostatného obrazu a vznikají tak obrazy dva. Pro určení průměrného posunutí částic se zde používá vzájemná korelace, kterou můžeme vypočítat pomocí Fourierovy transformace (Kopecký, 2006).

Pro záznam obrazů se využívají CCD kamery, které přímo poskytují digitalizovaný obraz (Kopecký, 2006). S těmito kamerami je možné zachytit více než 100 záznamů za minutu. Vyhodnocení jednoho digitálního PIV záznamu s několika tisíci vektory okamžité rychlosti je řádově sekundové (Raffel et al., 2018).

Pro vyhodnocení je digitální PIV záznam rozdělen do malých dílčích oblastí, tzv. vyhodnocovaných oblastí (Abdulwahab et al., 2020). V každé z těchto oblastí se analýzou hledá průměrné posunutí částic. Pro přiřazení vektoru rychlosti každé hodnocené oblasti je vyžadován obraz částic v každé z těchto oblastí. Přesnost výsledků měření je značně ovlivněna koncentrací částic. Průměrný počet částic na jednotku objemu v měřicím proudu hraje roli při výběru vhodného vyhodnocovacího algoritmu (Kopecký, 2006).

Při slabém sycení proudu je koncentrace sytících částic tak nízká, že pravděpodobnost přítomnosti více než jedné částice současně v každé vyhodnocovací oblasti je zanedbatelná. V takovém případě se vzdálenost určuje mezi středovými polohami prvního a druhého obrazu částice. Z praktického hlediska je slabé sycení proudu částicemi velmi obtížné kvůli náhodné poloze částic v měřeném proudovém poli. Není možné zaručit, že v každé vyhodnocované oblasti bude v okamžiku expozice obrazu právě jeden pár obrazů částic. Koncentrace částic u středně syceného proudu je tak vysoká, že v každé vyhodnocované oblasti nalezneme mnoho obrazů částic. Proto je důležité použít algoritmy, které mohou určit průměrné posunutí každé jednotlivé částice. Silně sycený proud způsobuje, že shluky částic jsou zaznamenávány jako skvrny. Koncentrace částic je tak vysoká, že optika v kameře od sebe nedokáže oddělit jednotlivé částice. Ke zpracování PIV obrazu se používají algoritmy, které vyhodnocují posun celého shluku (Kopecký, 2006).

2.8.2 Systematické chyby a limity

Při měření a vyhodnocování výsledných obrazů metodou PIV může dojít k řadě různých chyb. Jsou tu zmíněné některé z nich a je důležité se s nimi obeznámit.

2.8.3.1 Ztracené páry

Jedná se o chybu, která v časovém období mezi expozicemi vstoupí do vyhodnocovaných oblastí, nebo z nich vystoupí. Důsledkem je, že obraz částice nebude mít přiřazený správný pár v obrazu. Tímto se nám zvýší korelační šum díky nárůstu tzv. náhodných korelací. Je známo, že u rychlejších částic je větší šance, že vystoupí jeden z dvojice obrazů z vyhodnocované oblasti. Tím se nám mohou naměřené rychlosti posouvat k nižším rychlostem a tato chyba se nám zvětšuje s průměrným posunutím částic (Kopecký, 2006).

2.8.3.2 Maximální posunutí částic

Kombinace Nyquistova vzorkovacího kritéria s Furierovou transformací nás limituje ve znovunalezení maximálního prostorového posunutí. Toto lze udělat v libovolném časovém úseku při poloviční vyhodnocovací oblasti. Toto posunutí je ale pořád příliš velké, abychom určili a zpracovali PIV záznam. Při rostoucím posunutí částic nám narůstá počet párů, které jsou „ztracené“. Zvětšuje se tak tím korelační šum. Z teoretického hlediska lze dodržet doporučené maximální posunutí pod jednu čtvrtinu vyhodnocované strany (Kopecký, 2006).

2.8.3.3 Hustota sycení částicemi

Hustota sycení částicemi je důležitý parametr, který nám určuje odstup signálu od šumu. Udává nám počet sytících částic uvnitř vyhodnocované oblasti. Vznikající chyby snižují kvůli „ztraceným párům“ odstup signálu od šumu. Chybu lze omezit zvýšením hustoty sycení daného proudu částicemi. Pro tento úkon se využívá simulace v programu Monte Carlo, který nám vykreslí potřebné hustoty sytících částic. Při zhotovení simulace musí být uváženy dříve zmíněné věci, jako jsou např. vliv malých hustot sycení, příčina snížení vypočtené rychlosti vůči skutečné nebo vzrůst chyby s rostoucím průměrným posunutím (Kopecký, 2006).

2.8.3.4 Dynamický rozsah

Rozsah je dán maximální a minimální měřitelnou rychlostí. Minimální námi měřitelné posunutí souvisí s velikostí obrazu částic. Jeho rozměr je určen geometrickým

zvětšením, které neovlivňuje difrakci přijímané apertury. Difrakce v optické apertuře způsobuje, že obraz bodů z objektové roviny má v obrazové rovině tvar skvrny o daném průměru. Záznam se ukládá na film či CCD detektor kamery, je proto nutné k tomu zahrnout i minimální rozlišení nahrávacího média. Skutečný rozměr obrazu nazýváme efektivní průměr obrazu (Kopecký, 2006).

3 Praktická část

3.1 Cíle a výzkumné předpoklady

Cílem diplomové práce je vyhodnotit vliv změny teploty na viskozitu kapaliny a charakteru proudění v karotické bifurkaci s aneurysmatem. Je zapotřebí navrhnout karotidu s dvěma typy aneurysmatu podle fyziologického uložení, vytvořit jejich modely a silikonové odlitky. Viskozitu pracovní kapaliny při různých teplotách změříme pomocí viskozimetru. Na sestavené experimentální trati s měřicími a synchronizačními prvky s využitím pulzatického zdroje proudění, naměříme rychlostní proudové pole pro následné vyhodnocení smykového napětí. Data naměřená pomocí měřicí metody Particle Image Velocimetry je nutné zpracovat, vyhodnotit statistickou analýzou a porovnat s fyziologickým modelem karotidy. Výsledné rychlostní profily a z nich vypočítaná smyková napětí nám poskytují důležité informace o stavu cévního endotelu a tím i o progresi cévních onemocněních.

Předpokladem je změna viskozity při různých teplotách. Změněná viskozita ovlivní charakter proudění fantomové krve v karotické bifurkaci s aneurysmatem. Při zvyšování teploty se viskozita bude snižovat a krev bude snáze proudit. Naopak při snižování teploty bude mít krev vyšší viskozitu a bude hůře proudit. Tento efekt by mohl ovlivnit mnoho procesů uvnitř karotidy.

3.2 Metodika výzkumu

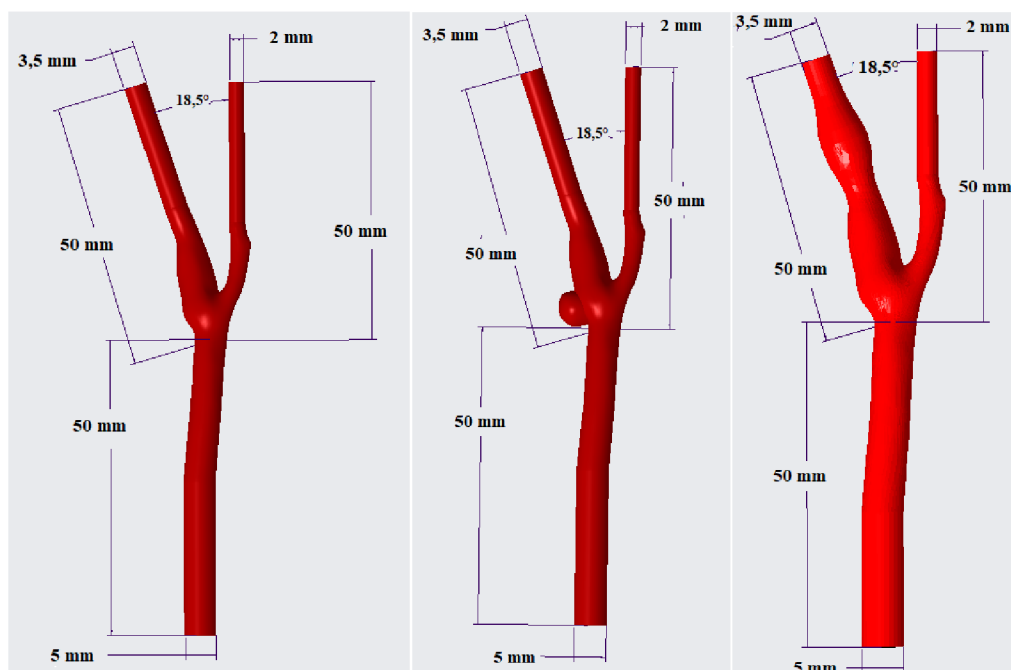
Výzkum byl realizován v laboratoři mechaniky tekutin a v laboratoři nanochemie na Technické univerzitě v Liberci. Měření probíhalo v období od prosince 2022 do března 2023. Jedná se o kvantitativní výzkum. Diplomová práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. V teoretické části jsou popsány hemodynamické parametry ovlivňující proudění krve v cévě, reologické veličiny, jako jsou viskozita krve a smykové napětí. Dále je popsán vznik, růst a ruptura aneurysmatu a v neposlední řadě je zde zmíněn vliv změny teploty na lidský organismus. Praktická část popisuje tvorbu modelů karotid, sestavení experimentální tratě a naměření a vyhodnocení dat. Na výsledných datech se ověřily, nebo vyvrátily dané hypotézy a mohly tak být vyvozeny závěry experimentu a doporučení pro další měření.

3.2.1 Modely karotid

Prvním krokem v našem experimentálním měření bylo vytvořit model fyziologické karotidy a karotidy s dvěma typy aneurysmatu. Jako první typ byl zvolen vakovitý neboli tzv. sakulární tvar aneurysmatu, jenž se v karotidě vyskytuje nejčastěji. Je charakterizován jedním výduťovým místem na stěně tepny. Často je lokalizován v oblasti bifurkace, kde se karotida dělí na dvě hlavní větve, a to na vnitřní a vnější karotidu (viz Obr. 1 b)). Druhým typem aneurysmatu byl vybrán vřetenovitý neboli fusiformní tvar. Vyznačuje se rozšířením stěny tepny na více místech, což vytváří osově symetrickou výduť. Často se vyskytuje na vnitřní krkavici (viz Obr. 1 c)).

3.2.1.1 Návrh a tisk 3D modelů

Modely karotid bylo nejprve potřeba softwarově vymodelovat. Náčrsového modelu karotidy byl stažen z volně dostupné softwarové platformy GrabCAD, která umožňuje sdílet, najít, stáhnout a tisknout 3D modely a CAD soubory. Jednotlivé typy aneurysmat byly následně do náčrsového modelu karotidy dokresleny v programu Inventor Autodesk Professional. Výsledné náčrsové modelů byly vytvořeny tak, aby se co nejvíce podobaly reálným anatomickým strukturám (viz Obr. 1). Délka jednotlivých větví je 50 mm. Průměr společné karotidy je 5 mm, průměr vnitřní karotidy je 3,5 mm a zevní karotidy 2 mm.



Obr. 1 a) fyziologická karotida, b) karotida s vakovitým aneurysmatem, c) karotida s vřetenovitým aneurysmatem

Vymodelované karotidy byly vytisknuty pomocí 3D tiskárny Stratasys. 3D tisk umožňuje vytváření objektů rychle a snadno a dokáže vytvářet i objekty s velmi složitými geometrickými tvary. Toto je jeden z důvodů, proč se stále více stává běžnou technologií v oblasti medicíny. Může mít obrovský potenciál na zlepšení péče o zdraví, ve výzkumu nebo v klinické léčbě. Nabízí také širokou škálu tiskových materiálů s různými fyzikálními vlastnostmi. Pro naše modely byl zvolen polyvinylalkohol neboli PVA. Jedná se o polymer rozpustný ve vodě, což je klíčovou vlastností pro odstraňování tištěných vnitřků z modelů. Nevýhodou 3D tisku je nedostatečná kvalita tištěného povrchu. Proto bylo zapotřebí povrch obrousit, naleštit a natřít 16% roztokem PVA typu Sloviol R v ethanolu, který je rychleschnoucí a rozpustný ve vodě. Bylo nanášeno 6 vrstev, které vytvořily finální lesklý, jemný efekt (viz Obr. 2). Pro urychlení schnutí byly modely vloženy na pár minut do sušárny vyhřáté na 40 °C.



Obr. 2 Natřený povrch fyziologické karotidy (autor)

3.2.1.2 Tvorba silikonových odlitků z epoxidové pryskyřice

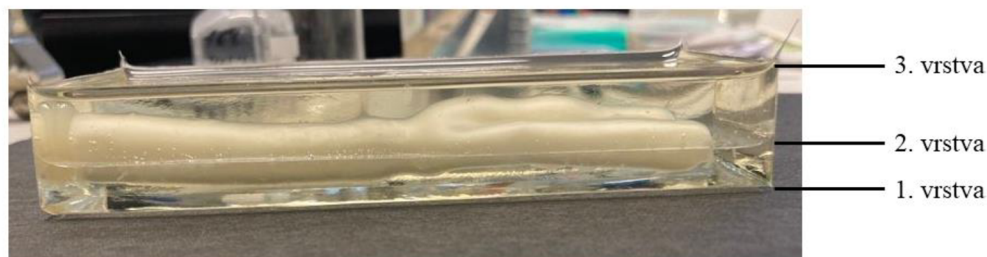
Pro proces odlévání je důležité mít připravený vnitřní a vnější model. Vnitřní model neboli jádro reprezentuje tvar a rozměry dutiny karotidy, které se mají odlít. Vnější model neboli obal určuje konečný tvar karotidy. Jako vnitřní modely byly použity karotidy s natřeným povrchem (viz Obr. 2). K tvorbě vnějších modelů byl použit vosk,

stejně jako je tomu v dizertační práci od Ing. Františka Lízala (2012). Zbylé vnitřní modely byly smáčeny do rozpuštěného vosku, aby vznikla přibližně 1,5 mm stěna (viz Obr. 3). Bylo nanášeno 30 vrstev, které pro urychlení tuhnutí vrstvy vosku byly dány do lednice. Zaschnuté modely bylo dále potřeba obrousit a zahladit přechody, které vznikly smáčením.



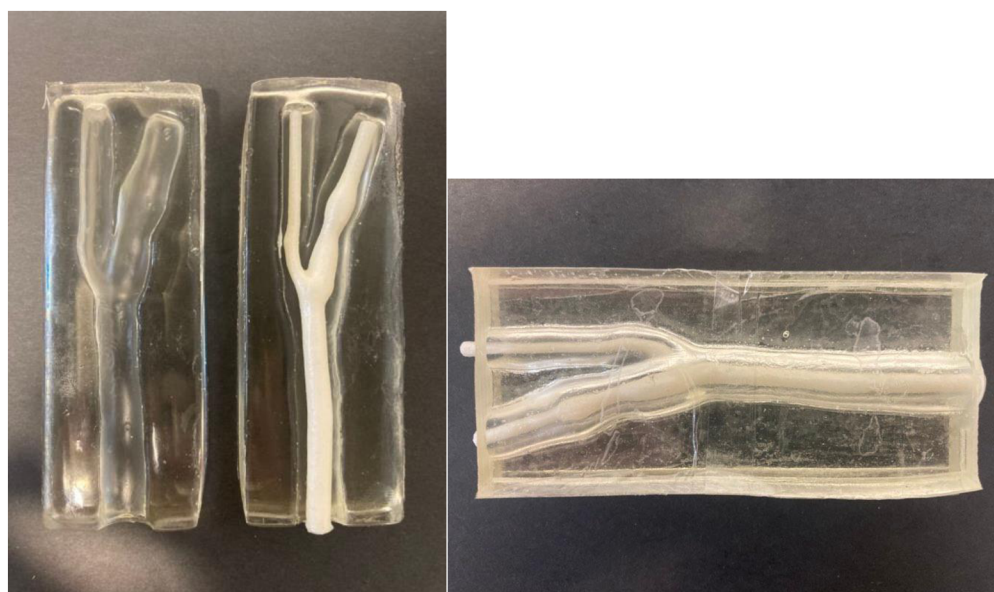
Obr. 3 Vnitřní a vnější voskový model karotidy s vakovitým aneurysmatem
(autor)

Nádoba pro odlévání byla vytvořena z ohebných plastových desek o velikosti (12 × 4 × 4) cm. Epoxidová pryskyřice byla tvořena dvěma komponenty, a to čirou směsí Clear Epoxy Lay-up Resin a tvrdidlem. Obě složky se musely pečlivě promíchat v poměru 2 : 1. Do připravené nádoby byla nalita první tenká vrstva epoxidové pryskyřice, která se nechala vytvrdit. Poté byl do ní vložen vnější voskový model, který byl zalitý do poloviny své výšky druhou vrstvou epoxidové pryskyřice. Po vytvrzení a odvzdušnění v exikátoru byla druhá vrstva natřena 16% roztokem PVA, aby se od sebe vrstvy snáze oddělily. Proces odlévání byl dokončen třetí vrstvou. Vytvrzování větších objemů může být pomalé, proto jsme tyto procesy urychlily umístěním nádob s modely pod UV vytvrzovací lampu. Následně byl vytvrzený model vyndán z nádoby (viz Obr. 4).



Obr. 4 Vytvrzený model vyndaný z formy (autor)

Vytvrzené modely byly vloženy do ultrazvukové nádoby, ve které byla voda ohřátá na cca 70 °C. Tím bylo docíleno rozpuštění nátěru roztokem PVA na druhé vrstvě a došlo tak k oddělení druhé vrstvy od třetí. Vnější voskové modely karotid byly nahrazeny vnitřními modely, které bylo nutné vycentrovat a upevnit tavicí pistolí, aby nedošlo k jejich posunu (viz Obr. 5 a)). Formy byly opět natřeny 16% roztokem PVA. Následně byla druhá a třetí vrstva znovu přiložena k sobě a model byl oblepen lepicí páskou (viz Obr. 5 b)). Otvor společné větve byl zalepen tavicí pistolí, aby nedošlo k vylití silikonu ven.



Obr. 5 a) vnitřní model v odlité formě, b) připravený model pro odlévání silikonem (autor)

Takto připravený model (viz Obr. 5 b)) byl vyplněn silikonem. Byly vybrány dva druhy silikonu, které umožňují imitovat přirozenou pružnost cévních stěn. Na základě naší empirické zkušenosti jsme byli schopni manuálně posoudit vlastnosti jak zdravých karotických tepen, tak i těch s patologiemi, jako je například aterosklerotický plát

či aneurysma. Tato zkušenost nám umožnila vytvářet modely karotid s různými úrovněmi tuhosti, které jsme se snažili co nejvíce přiblížit našemu manuálnímu pocitu při palpaci. Zároveň modely musejí splňovat optickou transparentnost z důvodu použité měřicí metody PIV.

Prvním typem silikonu byl Silastic RTV 4243 T4 Base. Po vytvrzení má tvrdost 40 Shore A a povrchové napětí 25–27 mN/m. Byl namíchán v poměru 10 : 1 s tvrdidlem. Druhým typem byl silikonový kaučuk RTV 615 namíchaný také v poměru 10 : 1 s tvrdidlem. Tvrdost tohoto silikonu je o něco nižší, a to 15 Shore A. Povrchové napětí se pohybuje v rozmezí hodnot od 21–23 mN/m.

Z připravených směsí byl pomocí exikátoru vakuově odsán přebytečný vzduch, aby ve výsledných modelech nebyly bubliny vzduchu. Mohly by způsobit optické deformace a snížit tím kvalitu výsledného modelu. Modely byly následně odlité a znovu opakovaně vakuovány. I přesto se kolem stěn formy usazovaly malé bubliny, jež nebylo možné zcela odstranit vakuováním. Formy se silikonovými směsmi se vytvrzovaly 48 hodin v klidu při pokojové teplotě.

Po vytvrzení byly modely znovu vloženy do ultrazvukové nádoby s 10% roztokem NaOH, aby došlo k oddělení druhé vrstvy od třetí. Z vyjmutých silikonových modelů bylo ještě zapotřebí rozpustit vnitřní model. Toho bylo docíleno ve vodní lázni s roztokem obsahujícím hydroxid sodný. Bylo rozmícháno 22 g roztoku v 1 litru vody. Tato směs byla zahřáta na 70 °C. Hotové modely měly délku jednotlivých větví 50 mm, lumen společné karotidy 6 mm, lumen vnitřní karotidy 4,5 mm a zevní karotidy 3 mm. Modely bylo zapotřebí ještě osadit hadičkami odpovídajícími průměrům jednotlivých větví (viz Obr. 6).



Obr. 6 Hotové modely osazené hadičkami (autor)

3.2.2 Příprava pracovní kapaliny

Existuje mnoho různých možností, jak připravit pracovní kapalinu, aby co nejvíce napodobovala vzhled a vlastnosti lidské krve. V našem experimentu byly základními složkami fantomu krve voda, glycerin, polymer xantanové gumy a NaCl, které jsou snadno dostupné a mají dobré fyzikální vlastnosti.

Přidáním glycerinu do roztoku se zlepší jeho viskozita a hustota, což umožní vytvořit realističtější napodobeninu krve. Xantanová guma je polysacharid s vysokou molekulovou hmotností. Má schopnost vytvářet neneutonské, pseudoplastické roztoky (Furtado et al., 2022). S její zvyšující se koncentrací dochází k výraznému zvýšení viskozity roztoku. Xantanová guma má také stabilizační účinky, což znamená, že pomáhá udržovat konzistenci a rozložení složek v roztoku (Petri, 2015). Velmi často se přidává jodid sodný ke zlepšení indexu lomu vodného glycerolového roztoku. Výsledná hustota roztoku však často vysoko převyšuje hustotu krve. Ve studii Brindise, Busse a Vlachos (2018) porovnávali jiné alternativy, a to močovinu, xylytol a chlorid sodný. Nejúčinnější z nich byl chlorid sodný.

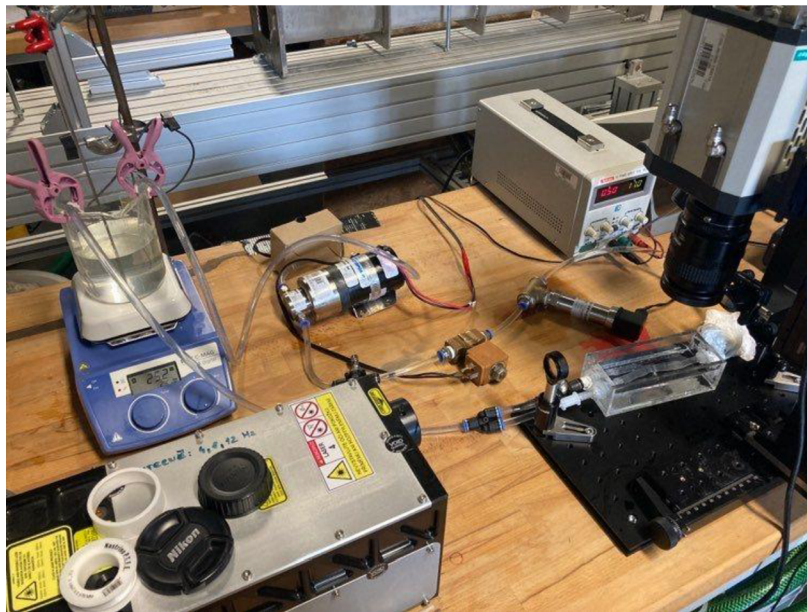
Připravili jsme tři roztoky s odlišnými koncentracemi jednotlivých složek tak, aby se měnila viskozita se změnou teploty. První fantom krve byl namíchán podle studie Moravia et al. (2022). Vodný roztok obsahoval 37,6 hm. % glycerinu, 7,4 hm. % NaCl a 200 ppm xantanové gumy. Jednotka ppm znamená „parts per million“ a označuje, kolik částic látky je přítomno v jednom milionu částic celého roztoku nebo směsi (Newell a Tiesinga, 2019). Glycerin bylo zapotřebí nejprve zahřát a promíchat pomocí magnetického míchadla při teplotě 80 °C rychlostí 320 ot. /min. Poté se navázala xantanová guma a postupně se přidávala do víru míchaného glycerolu, aby se zajistilo správné promíchání a zabránilo se tvorbě hrudek v roztoku. Nakonec se do roztoku přidala voda a NaCl. Ve druhém a třetím roztoku jsme se rozhodli pro vynechání NaCl a přidávali jsme pouze rozdílné koncentrace xantanové gumy. Druhý vodný roztok obsahoval 40 hm. % glycerinu a 0,04 hm. % xantanové gumy. Ve třetím roztoku bylo hmotnostní procento xantanové gumy zvýšeno na 0,06 %.

3.2.3 Experimentální trať

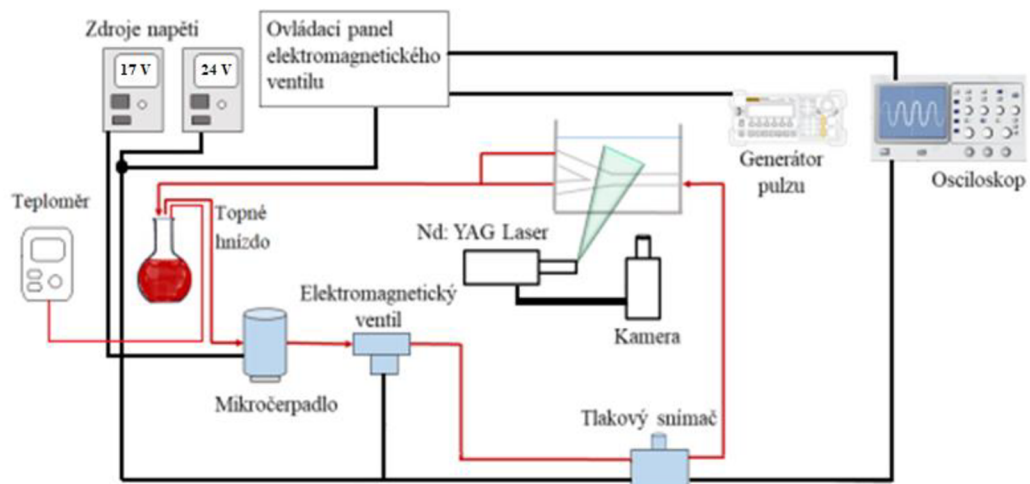
Pro provedení experimentu měřící metodou PIV bylo potřeba sestavit měřící trať (viz Obr. 7, 8). Do topného hnízda WiseTherm Heating Mantle, regulovaného ovládacím panelem WHM-C10D, byla umístěna kulatá baňka obsahující 150 ml fantomové krve.

Teplota kapaliny byla měřena pomocí teplotního čidla ALMEMO 2590–4AS. O pohon kapaliny se postaralo mikročerpadlo GB P23 PVS. Pro dosažení optimálního průtoku bylo napájeno 17 V. Fantom byl čerpán z topného hnízda přes elektromagnetický ventil a tlakový snímač DMP 331 do modelu karotidy. Odtud fantom proudil zpět do nádoby topného hnízda.

Pro tepenný oběh je typická tepová vlna, která se šíří od srdce a pohybuje se po stěnách tepen až k periferiím těla. Tento pohyb vlny způsobuje tlakové změny v cévách, které jsou spojeny s pulzacemi (Korpas, Hálek, Doležal, 2008). Pro simulaci pulzací byl využit generátor pulzu Rigol DG 1022, což je zařízení, které umožňuje vytvářet elektrické signály s určitými charakteristikami podobnými pulzům. Průběh pulzu byl nastaven na 20 % s frekvencí pulzů na 1 Hz. Průběh tlaku byl sledován na osciloskopu.



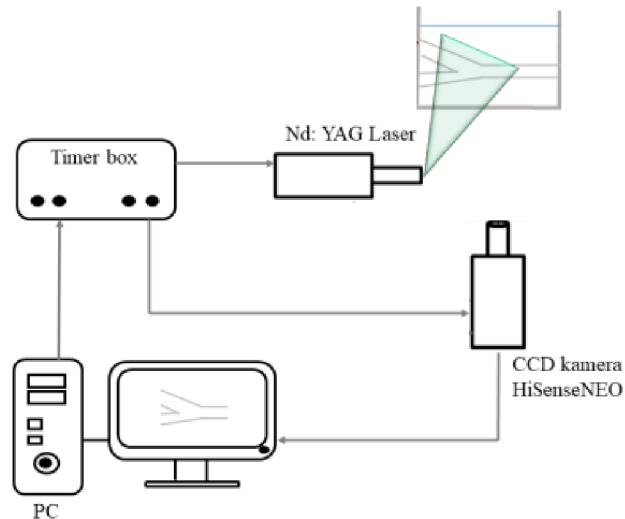
Obr. 7 Sestavená měřící trať (autor)



Obr. 8 Schéma sestavené měřicí tratě

3.2.3.1 Měřicí metoda PIV

Komponentou experimentální tratě byla měřicí metoda Particle Image Velocimetry (viz Obr. 9). Její klíčovou součástí jsou stopovací částice, které se přidávají do tekutiny, aby bylo možné sledovat pohyb částic tekutiny v průběhu experimentu. K osvětlení stopovacích částic, které poté reflektují světelné paprsky a vytvářejí světelné stopy, bylo použito laserové zařízení o dvou kavitách typu Nd:YAG. Vzorek byl osvětlen dvěma laserovými pulzy v časových intervalech, které byly přizpůsobené teplotě, aby nedocházelo k nežádoucímu posunu. CCD detektor kamery HiSenseNeo zaznamenával polohy částic v měřeném fantomu. Výhodou použití CCD kamery je poskytnutí obrazu přímo v digitální podobě pro numerické zpracování. Timer box sloužil k synchronizaci laseru a snímání obrazu, aby bylo zajištěno, že snímky byly pořízeny ve správném okamžiku. Získaná data byla zpracována v softwaru Dantec Dynamic Studio.



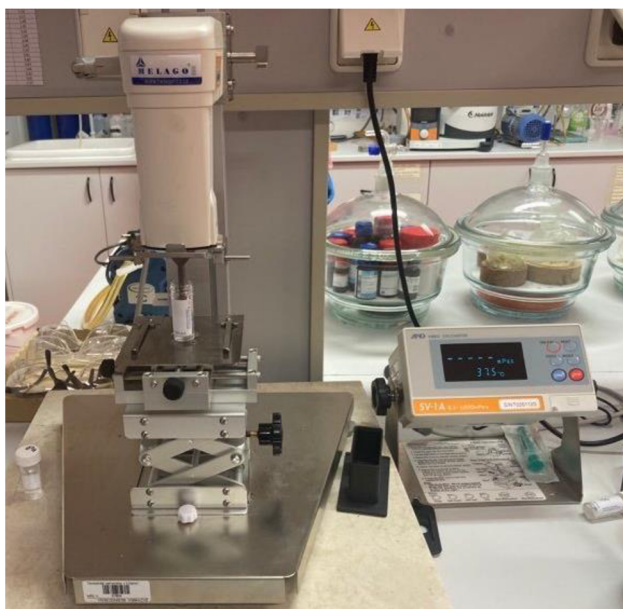
Obr. 9 Schéma zapojení měřicí metody Particle Image Velocimetry

3.2.4 Vibrační viskozimetr SV-1 A

K měření viskozity kapalin se používají viskozimetry založené na odlišných fyzikálních principech a konstrukcích. Kapilární a výtokové viskozimetry využívají platnost Hagen-Poiseuilleova zákona při laminárním proudění v kruhovém potrubí. Princip kuličkových viskozimetrů spočívá v platnosti Stokesova zákona při laminárním obtékání kuličky kapalinou. Rotační viskozimetry jsou dvojího provedení. První je provedení s dvěma souosými válci, z nichž jeden zůstává stát a druhý se otáčí. Tento typ viskozimetru využívá tzv. Couettovo proudění. Druhý typ používá kužel a desku, kdy obvykle kužel rotuje proti stojící desce (Janalík, 2010).

K našemu měření viskozity byl použit vibrační viskozimetr SV-1 A (viz Obr. 10). Tento vibrační viskozimetr funguje na principu měření útlumu vibrací dvou sensorových destiček, pohybujících se příčnými knity. Bez nutnosti výměny snímacích částí umožňuje tento přístroj vysokou přesnost a pokrývá široký rozsah měření. Sensorové destičky jsou vyrobeny z titanu odolného proti korozi. Jsou uchyceny v pouzdře a napojeny na elektronický obvod. Viskozita je měřena pomocí rezonance dvou destiček, které vibrují při konstantní frekvenci 30 Hz a amplitudě nižší než 1 mm. Viskozita je určena na základě hodnoty elektrického proudu, který je potřebný k dosažení této rezonance. Měření se provádí v reálném čase a zahrnuje i sledování teploty kapalného vzorku s přesností 0,1 °C. Teplotní sensor je umístěn za dvěma sensorovými destičkami. Pro správnou funkci přístroje je zapotřebí provést kalibraci s kapalinou, jejíž viskozita je

známá. Tento přístroj je vhodný i pro měření newtonských kapalin, pěnových a pěnivých vzorků, koloidních roztoků a tekoucích vzorků včetně tekutin s turbulentním prouděním. Minimální množství k provedení měření jsou pouze 2 ml vzorku. Rozsah přístroje je od 0,3 do 1,000 mPa.s (A@D, 2008).



Obr. 10 Vibrační viskozimetr SV-A 1 (autor)

Postup měření viskozity roztoků se nachází v Příloze B. Viskozita roztoků byla naměřena pro teplotu 25 °C, 37 °C a 42 °C (viz Tab. 1, 2, 3). Viskozita krve se při 37 °C pohybuje od 3,0 do 3,6.10⁻³ Pa.s (Navrátil et al., 2019). K této hodnotě se nejvíc přibližuje první roztok, proto byl vybrán pro další měření. Závislost viskozity na teplotě znázorňuje Graf 1. Z grafu lze vyčíst, že s rostoucí teplotou klesá viskozita, což je v souladu s teoretickým poznatkem. Přesnost měření v celém rozsahu je zaručena specifikací přístroje s tolerancí ± 5 %. Nicméně je důležité zmínit, že se jedná pouze o modelovou simulaci, nikoliv o přesné určení fyziologických hodnot.

Tab. 1 Hodnoty viskozity pro první roztok složený z 37,6 hm. % glycerinu, 7,4 hm. % NaCl a 200 ppm xantanové gummy

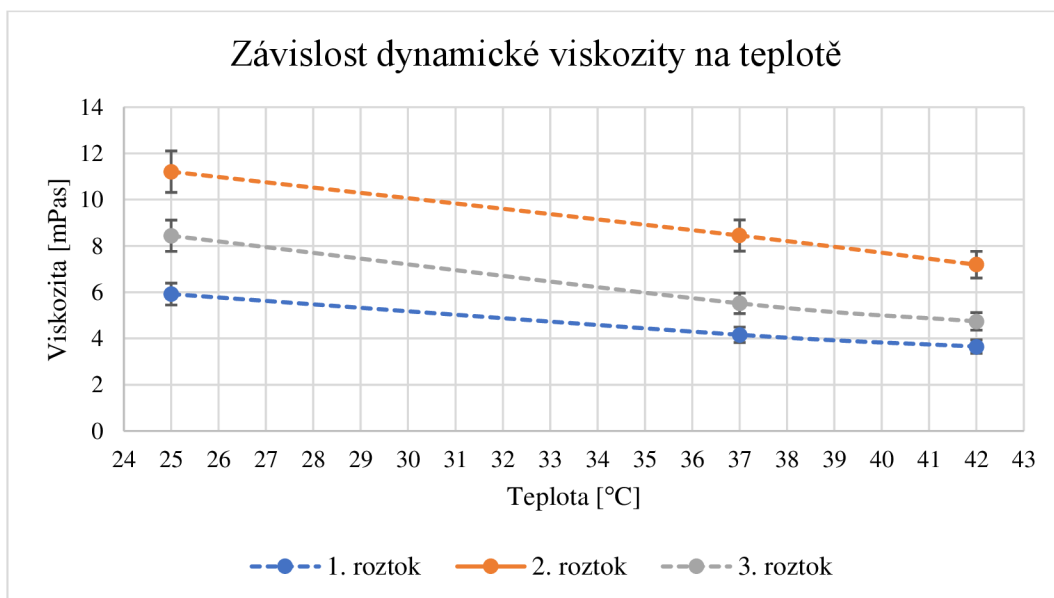
Teplota kapaliny (°C)	Viskozita kapaliny (mPas)
25	5,92
37	4,16
42	3,65

Tab. 2 Hodnoty viskozity pro druhý roztok složený z 40 hm. % glycerinu a 0,04 hm. % xantanové gummy

Teplota kapaliny (°C)	Viskozita kapaliny (mPas)
25	11,21
37	8,45
42	7,19

Tab. 3 Hodnoty viskozity pro třetí roztok složený z 40 hm. % glycerinu a 0,06 hm. % xantanové gummy

Teplota kapaliny (°C)	Viskozita kapaliny (mPas)
25	8,44
37	5,52
42	4,74



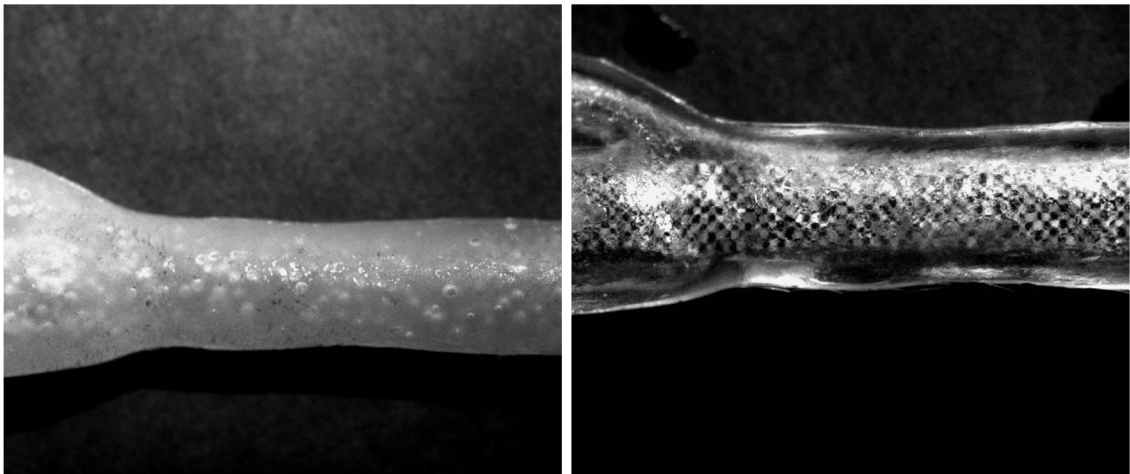
Graf 1 Porovnání závislosti viskozity roztoků na teplotě

3.2.5 Kalibrace a charakterizace optických vlastností modelů

Před experimentálním měřením bylo provedeno kalibrační měření PIV systému. Dále byly posuzovány optické vlastnosti modelů, a to zejména s ohledem na optické

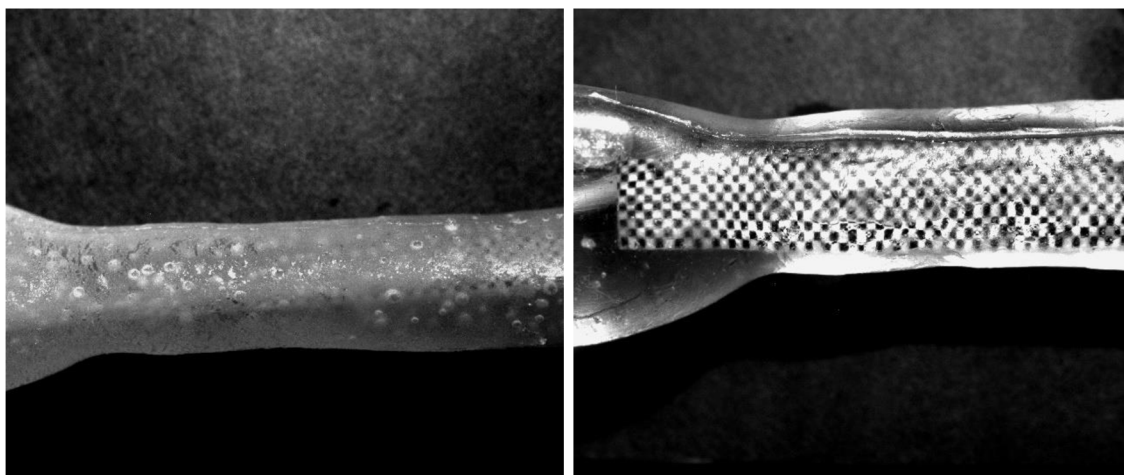
zkreslení vlivem zakřivené stěny. Pro kalibraci byl použit čtverečkový papír o známých rozměrech, který byl umístěn do měřicího pole kamery. V programu Dantec Dynamic Studio se následně určila pozice dvou bodů na papíře. Tyto body sloužily k určení vzdálenosti mezi jednotlivými pixelovými body v obraze. Poté se s využitím measuring scale factoru vypočítala skutečná vzdálenost mezi jednotlivými čtverečky na papíře. Tím bylo zajištěno správné měření rychlosti proudění fantomu s minimální chybou.

Optická přístupnost byla ověřována na modelech ze silikonu Silastic RTV 4243 T4 Base a silikonového kaučuku RTV 615. Pro oba typy silikonu byl dodržen stejný měřicí postup. Nejprve byl do silikonových modelů vložen čtverečkový papír. Pod modely byl ještě umístěn černý matný papír a bylo vytvořeno několik snímků (viz Obr. 11). Stěny modelů vykazují na vzduchu výrazné zakalení, což způsobuje zhoršenou průhlednost a výskyt optického zkreslení. Avšak srovnáním obou silikonových materiálů je silikonový kaučuk RTV 615 mnohem průhlednější.



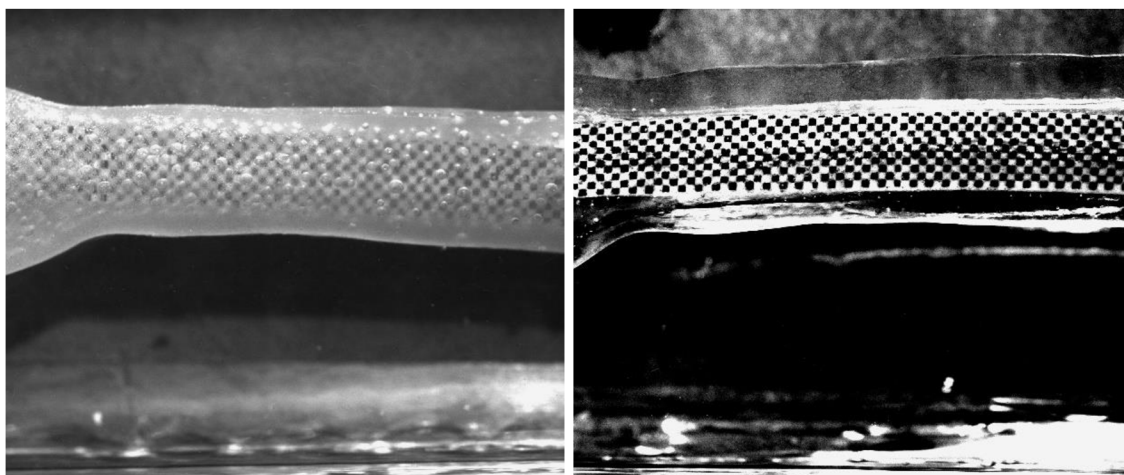
Obr. 11 Optická přístupnost modelů, uvnitř vzduch, okolí vzduch a) silastic RTVC 4243 T4 Base, b) silikonový kaučuk RTV 615

Po naplnění modelů fantomem krve došlo k výraznému zlepšení průhlednosti především u modelu ze silikonového kaučuku (viz Obr. 12 b)). Nicméně u tohoto modelu došlo při přechodu mezi prostředími s různými indexy lomu k lehkému optickému zkreslení.



Obr. 12 Optická přístupnost modelů, uvnitř roztok, okolí vzduch a) silastic RTV 4243 T4 Base, b) silikonový kaučuk RTV 615

Abychom zlepšili optický přístup do modelů, byla vyrobena speciální krabička z plexiskla, jež má vynikající optické vlastnosti. Její rozměry byly (16 × 8 × 6) cm. Vložený model v krabičce byl zalit destilovanou vodou s glycerinem, který má vyšší hodnotu indexu lomu (viz Obr. 13). Na výsledných snímcích lze vidět, že u obou typů silikonů došlo k výraznému optickému zlepšení. Protože však u silikonového kaučuku RTV 615 přetrvává lepší optická přístupnost než u silikonu RTV 4243 T4 Base, byl vybrán pro další měření.



Obr. 13 Optická přístupnost modelů, uvnitř roztok, okolí destilovaná voda s glycerinem a) silastic RTV 4243 T4 Base, b) silikonový kaučuk RTV 615

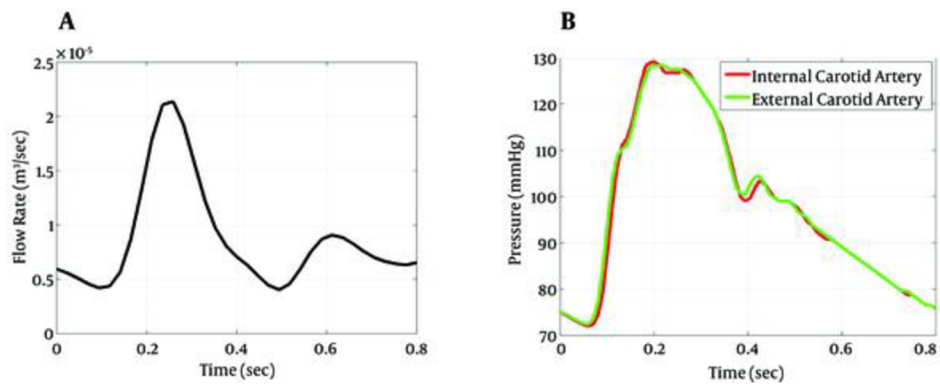
3.2.6 Experimentální měření

Po úspěšné kalibraci se mohly začít proměřovat jednotlivé modely. Při jejich výměně docházelo k zaplnění tratě vzduchem. Před každým měřením bylo potřeba nejprve trať odvzdušnit. Ke zviditelnění pohybu pracovní kapaliny byly použity polymethylakrylátové fluorescenční částice Rhodamin-B o průměru 10 μm . Pro celkové množství roztoku v trati stačilo přidat pouze několik kapek těchto stopovacích částic. Pod speciální nádobu s modelem byl umístěn černý matný papír pro zvýšení kontrastu obrazu a zlepšení kvality pozorování toku tekutiny. V místnosti bylo zhasnuto. Laserové paprsky byly soustředěny do oblasti bifurkace karotidy, která byla zkoumána. Laser byl nastaven na frekvenci 8 Hz. Časové intervaly mezi laserovými pulzy byly v průběhu měření měněny vzhledem k jednotlivým teplotám a tlakům. Kamera byla umístěna nad modelem a nasměrována tak, aby byla kolmá na rovinu laserového paprsku. První data byla naměřena pro teplotu 25 $^{\circ}\text{C}$ a byla v průběhu tlaku zaznamenána ve čtyřech časech (viz Graf 2). U jedné měřicí pozice bylo zaznamenáno 150 snímků. Po naměření se musel roztok ohřát pomocí topného hnízda na další požadovanou teplotu. Tento proces se opakoval, dokud nebyly naměřeny požadované teploty pro jednotlivé modely.

3.2.6.1 Nastavení tlaku

Průběhy tlaků byly po celou dobu měření sledovány na osciloskopu Agilent DSO7034A. Cílem bylo vytvořit rozdíl tlaků mezi dvěma místy, tzv. tlakový spád. Toho bylo docíleno vytvořenými pulzacemi a zdvihnutím hladiny kádinky do výšky.

U zdravých mladých jedinců v klidovém stavu se v oblasti vzestupné aorty vyskytují hodnoty krevního tlaku kolem 120 mmHg pro systolický tlak a 70 mmHg pro diastolický tlak (Trojan et al., 2003). Vysoký krevní tlak může postupně poškozovat cévy a zvyšovat riziko vzniku kardiovaskulárních onemocnění. V této práci nebylo záměrem získat hodnoty fyziologického průběhu tlaku (viz Obr. 14), ale vytvořit proudění s pulzacemi, které bude pouze podobné tomu fyziologickému (viz Graf 2). Bude nás zajímat jakákoliv interakce pulzace s pružnou stěnou karotidy.



Obr. 14 a) Fyziologický průběh průtoku, b) fyziologický průběh krevního tlaku (Sarrami-Foroushani et al., 2015)

3.3 Analýza výzkumných dat

3.3.1 Zpracování naměřených dat

Naměřené hodnoty tlaků z osciloskopu byly zpracovány v programu Microsoft Excel. Pro přehlednější interpretaci byly statistickou analýzou z naměřených hodnot vytvořeny grafy.

3.3.1.1 Průběhy pulzací

Pro vytvoření grafů průběhů pulzací bylo potřeba přepočítat hodnoty z tlakového snímače na hodnoty napětí.

Hodnoty z tlakového snímače: 0 bar odpovídá 4 mA, 400 bar odpovídá 20 mA

Velikost využitého odporu v obvodu: 180 Ω

Hodnoty tlaku p a proudu I byly přepočítány pomocí Ohmova zákona $U = R \cdot I$ na hodnoty napětí U (viz Tab. 4).

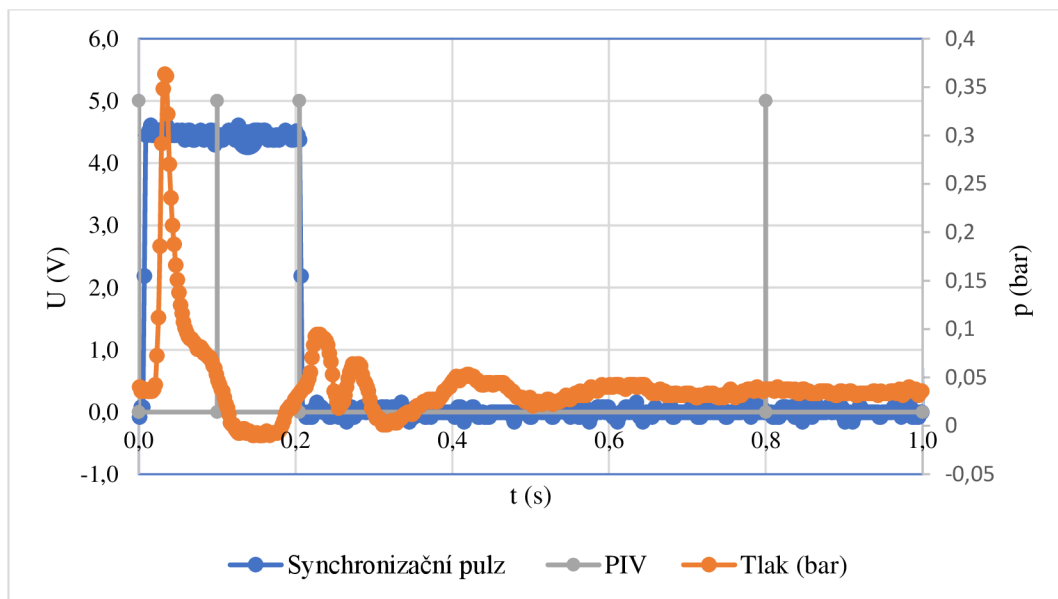
Tab. 4 Hodnoty pro výpočet lineární regrese (Pluchová, 2020)

p [bar]	I [mA]	U [V]
0	4	0,72
0,4	20	3,60

Poté jsme přepočítali hodnoty tlaku p na hodnoty ve voltech U pomocí lineární regrese (viz Rovnice 9).

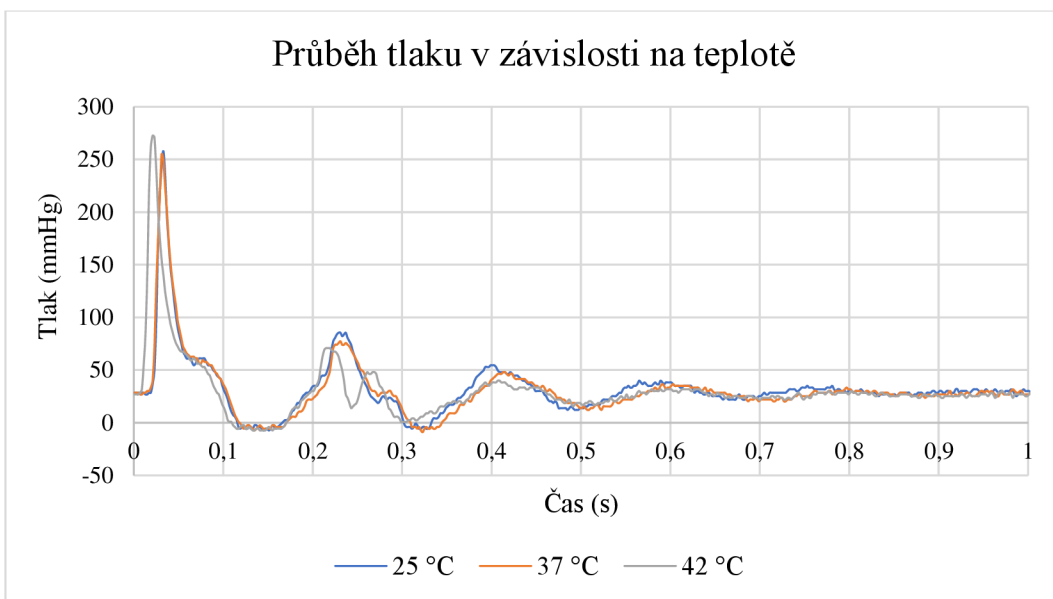
$$y = a * x - b \rightarrow U = \frac{p}{a} + b \quad \text{Rovnice 9 (Pluchová, 2020, s. 37)}$$

Abychom zjistili, zda se v průběhu tlaku významně mění rychlost, bylo zapotřebí zaznamenat data v určitých časech na tlakové křivce. Data byla zaznamenána v časech 0 ms, 100 ms, 205 ms a 800 ms (viz Graf 2). Byly zaznamenány dvě sekundové periody po 0,002 s. Z hlediska velkého množství dat je v grafech uvedena pouze jedna perioda.

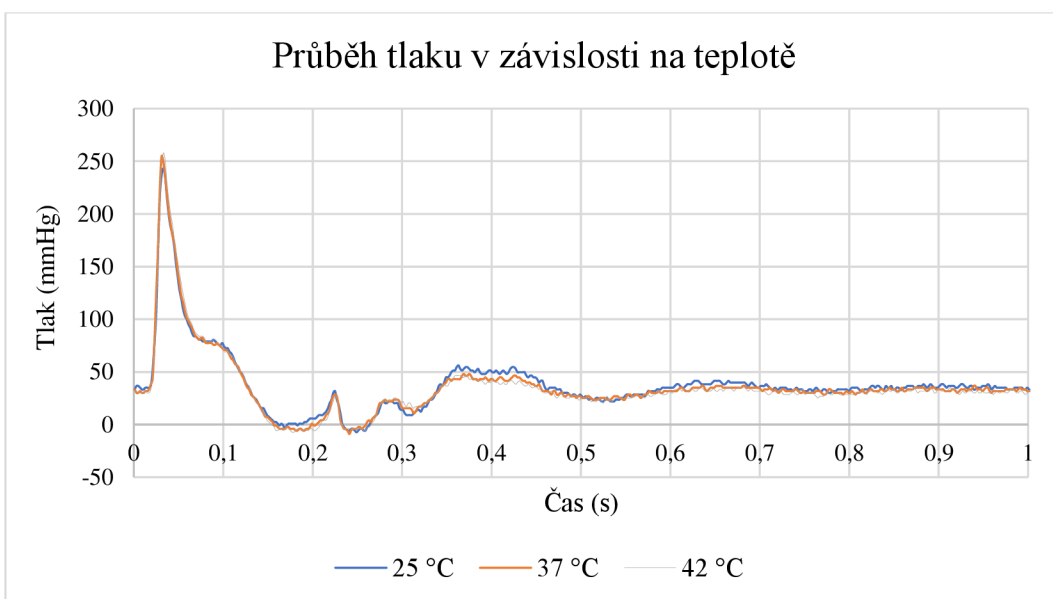


Graf 2 Synchronizace s vyznačeným synchronizačním pulzem, tlakem a PIV signálem

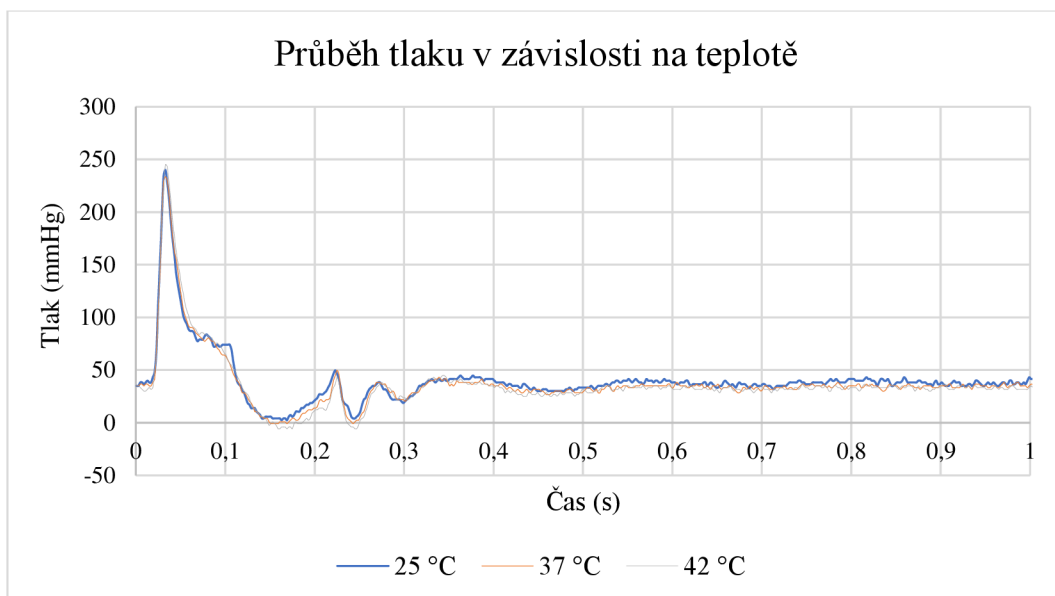
Z průběhů tlaků byly vytvořeny grafy s porovnáním teplot pro fyziologický model karotidy, model karotidy s vakovitým typem aneurysmatu a model karotidy s vřetenovitým typem aneurysmatu (viz Graf 3, 4, 5). Z grafů lze vyčíst, že na určitých místech průběhu pulzu dochází k poklesu hodnot tlaku s rostoucí teplotou. Je to způsobené rozšířením cév, které vede ke zvýšení průtoku krve a následnému poklesu krevního tlaku. Porovnání tlaků mezi všemi modely pro každou teplotu zvlášť se nachází v Příloze C.



Graf 3 Průběhy tlaků v závislosti na teplotě pro fyziologický model karotidy



Graf 4 Průběh tlaku v závislosti na teplotě pro model karotidy s vakovitým aneurysmatem



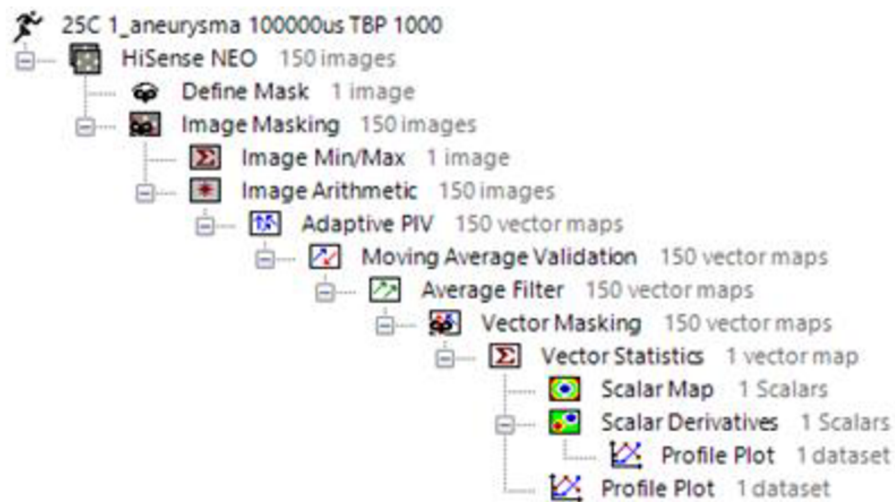
Graf 5 Průběh tlaku v závislosti na teplotě pro model karotidy s vřetenovitým aneurysmatem

3.3.2 Zpracování obrazových dat

Pro zpracování obrazových dat byl použit software Dantec Dynamic Studio, který umožnil převést data do numerické podoby. Výsledná vizualizace obrazových dat byla zpracována v softwaru Tecplot 360. Na data byl použit základní postup, který zahrnoval následující kroky:

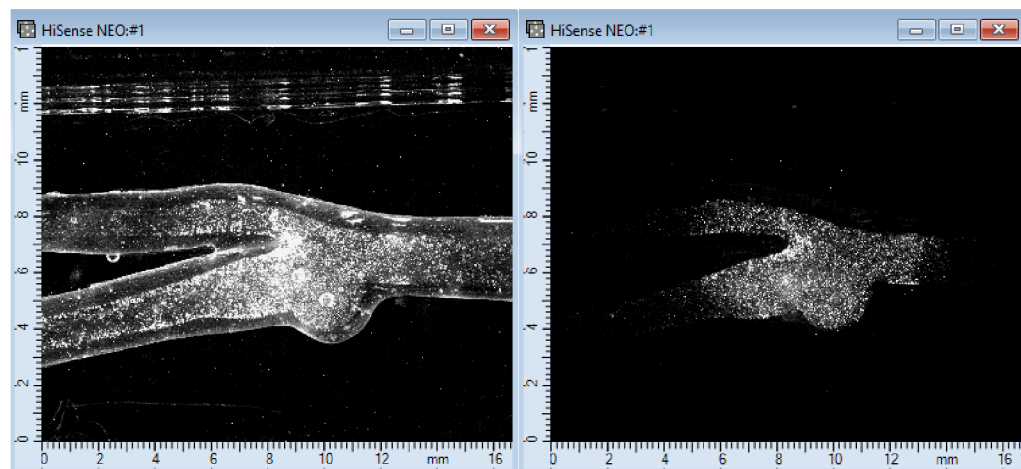
- Předpracování obrazového záznamu
- Výpočtové metody
- Statistické zpracování výsledků
- Vizualizace výsledků

Na jednotlivé snímky byly aplikovány funkce, které software nabízí (viz Obr. 15).



Obr. 15 Postup aplikovaných funkcí na data

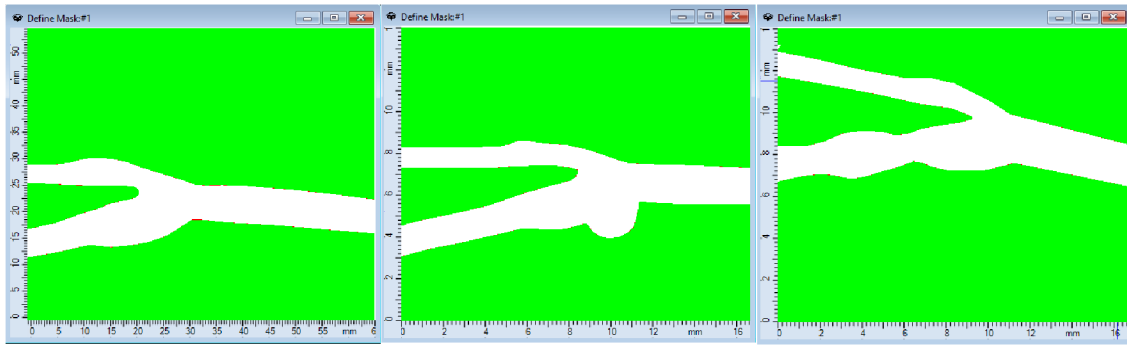
Měření metodou PIV začíná vstříknutím fluorescenčních částic do tekutin. Částice se pohybují spolu s tekutinou a vytvářejí první snímek neboli tzv. frame 1. Po určité době se pořídí druhý snímek, označovaný jako frame 2, na kterém jsou tyto částice zachyceny (viz Obr. 16). Na pořizené dvojici snímků lze vidět bubliny, které se v průběhu měření vytvořily a nedaly se odstranit.



Obr. 16 a) frame 1, b) frame 2

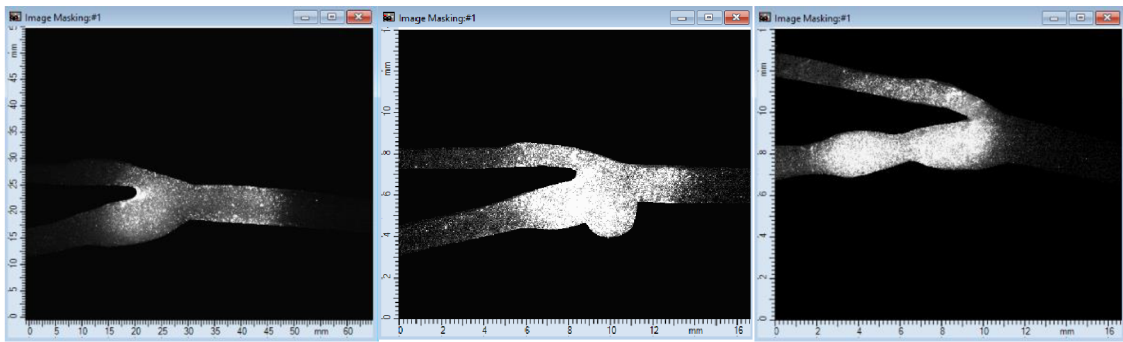
3.3.2.1 Předpracování obrazového záznamu

Funkce **Define Mask** byla použita k nadefinování masky, tedy oblasti zájmu, na obrazových datech (viz Obr. 17). Odstraníme tím nežádoucí oblasti, jako je okolí karotidy a její stěny, které by mohly vést k výpočetním chybám. Maska byla vytvořena pomocí křivky, ohraničující hrany modelu.



Obr. 17 Funkce Define Mask a) fyziologická karotida, b) karotida s vakovitým aneurysmatem, c) karotida s vřetenovitým aneurysmatem

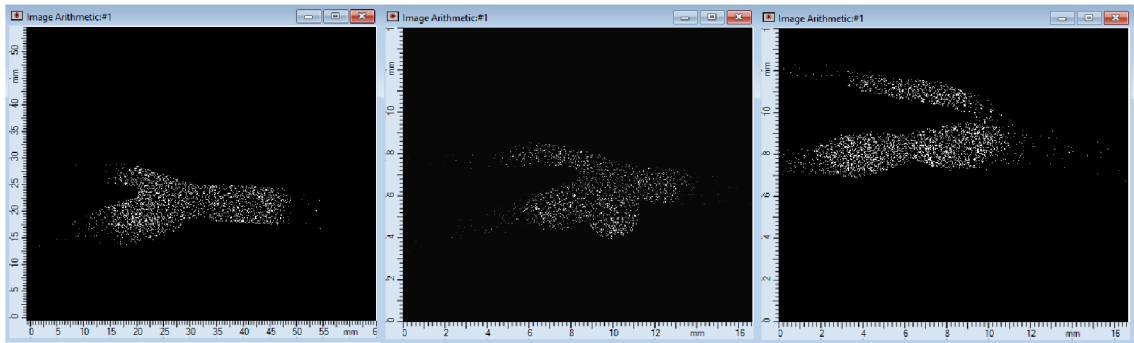
Maska byla aplikována pomocí funkce **Image Masking** (viz Obr. 18). Oblast byla zakryta přiřazením konkrétních hodnot šedi. Tím byla získána data bez nevhodných oblastí.



Obr. 18 Funkce Image Masking a) fyziologická karotida, b) karotida s vakovitým aneurysmatem, c) karotida s vřetenovitým aneurysmatem

V průběhu měření se v modelech karotid vyskytovalo mnoho nežádoucích shluků částic, bublin nebo odlesků. K jejich odstranění byla použita funkce **Image Min/Max** a **Image Arithmetic** (viz Obr. 19). Z rovnice 10 byly vypočteny průměrné hodnoty pixelů při každé pozici. Tím byly vzniklé defekty odečteny z obrazů.

$$M_p(x_1, \dots, x_n) = \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^p \right)^{\frac{1}{p}} \quad \text{Rovnice 10 (ANON, 2020)}$$

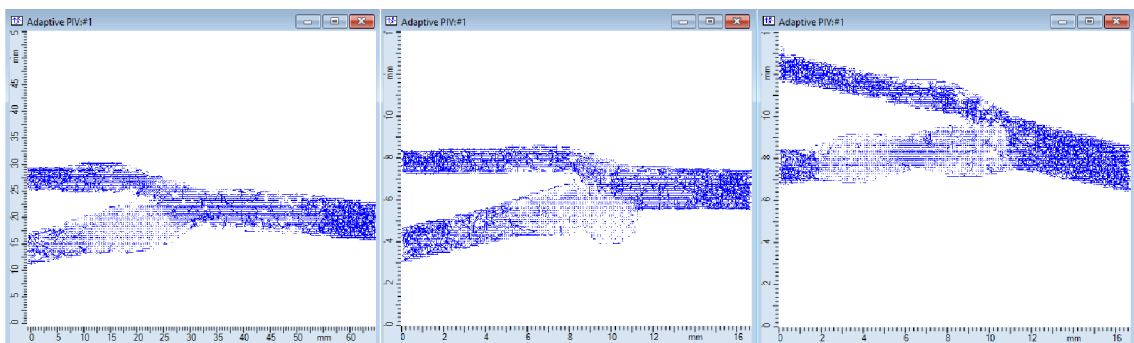


Obr. 19 Funkce Image Min/Max a Image Arithmetic a) fyziologická karotida, b) karotida s vakovitým aneurysmatem, c) karotida s vřetenovitým aneurysmatem

3.3.2.2 Výpočtové metody

Z takto upravených dat bylo potřeba získat vektorové mapy. K tomu byly použity následující výpočtové metody.

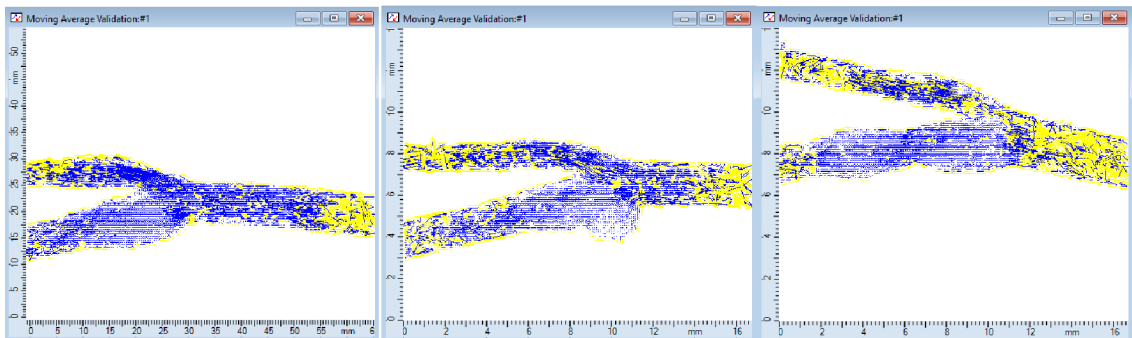
Funkce **Adaptive PIV** je tzv. automatická adaptivní metoda. Byla použita pro výpočet vektorů průměrného posunutí částic ve vyhodnocené oblasti jednoho obrazu (viz Obr. 20). Funkce pracuje iterativně s jednotlivými vyšetřovacími oblastmi, přizpůsobuje jejich velikost a tvar místním hustotám výsevu a gradientu toku. Velikost vyšetřovaných oblastí byla nastavena na (64 x 64) pixelů. Vzdálenost mezi středovými polohami jednotlivých oblastí určuje parametr Grid Step Size a byl nastaven na (16 x 16) pixelů. Jemnější rozložení gridů zajišťuje vyšší přesnost výstupu. Funkce dále nabízí možnost použití okenních funkcí, filtrování frekvence nebo ověřování detekcí odlehlých míst.



Obr. 20 Funkce Adaptive PIV a) fyziologická karotida, b) karotida s vakovitým aneurysmatem, c) karotida s vřetenovitým aneurysmatem

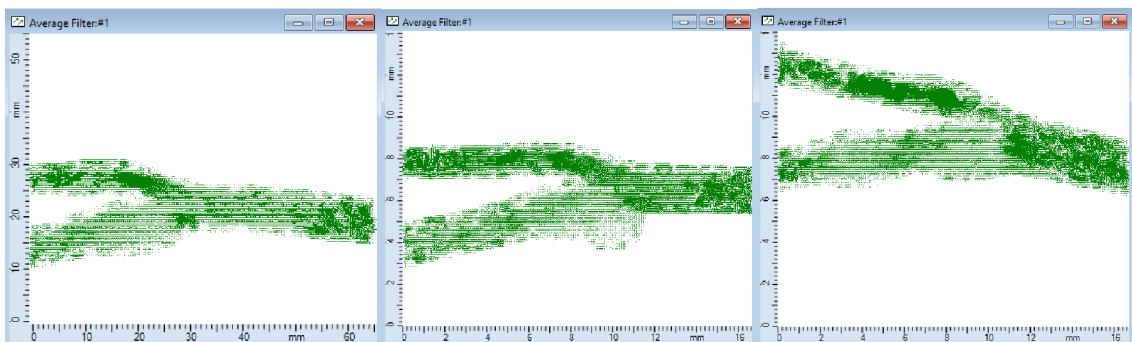
Moving Average Validation je funkce, která se používá k validaci a filtrování vektorů rychlosti na základě průměrování hodnot z okolních vektorů. Postupně prochází

všechny vektory a pro každý z nich vypočítá průměr hodnot ze sousedních vektorů. Pokud je nalezen vektor, jehož velikost se od těchto průměrných hodnot výrazně liší, je dále upravován pomocí interpolace hodnot z okolních vektorů (viz Obr. 21). Velikost průměrované oblasti jsme nastavili na (3 x 3) pixely. Parametr akceptačního faktoru byl nastaven na hodnotu 0,11. Jeho účelem je určit, zda je v rámci průměrované oblasti detekován chybný vektor a zda by měl být nahrazen jiným vektorem. Nový vektor je pak vypočten lokální interpolací pomocí 'n' iterací. Počet iterací byl nastaven na hodnotu 3.



Obr. 21 Funkce Moving Average Validation a) fyziologická karotida, b) karotida s vakovitým aneurysmatem, c) karotida s vřetenovitým aneurysmatem

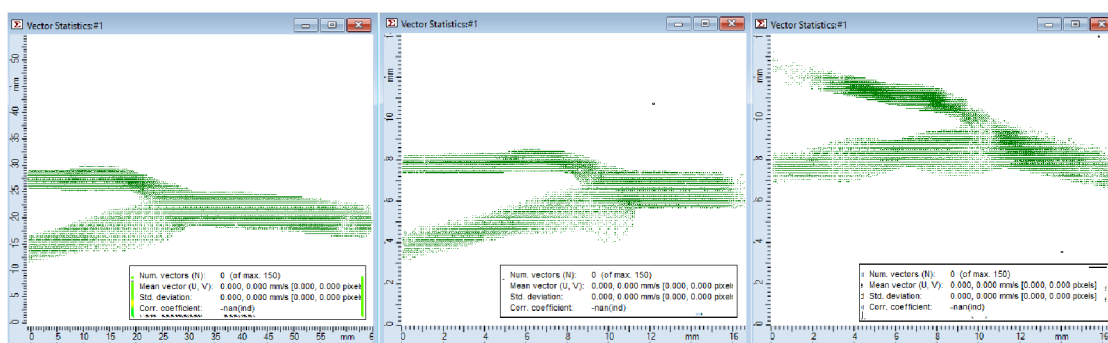
Funkce **Average Filtr** se používá k odfiltrování vektorových map aritmetickým průměrováním sousedních vektorů. Průměrovaná oblast byla nastavena na velikost (3 x 3) pixelů. Výsledkem je vytvoření rychlostního pole, které je plynulé a neobsahuje žádné výrazné odchylky v jednotlivých částech (viz Obr. 22).



Obr. 22 Funkce Average Filtr a) fyziologická karotida, b) karotida s vakovitým aneurysmatem, c) karotida s vřetenovitým aneurysmatem

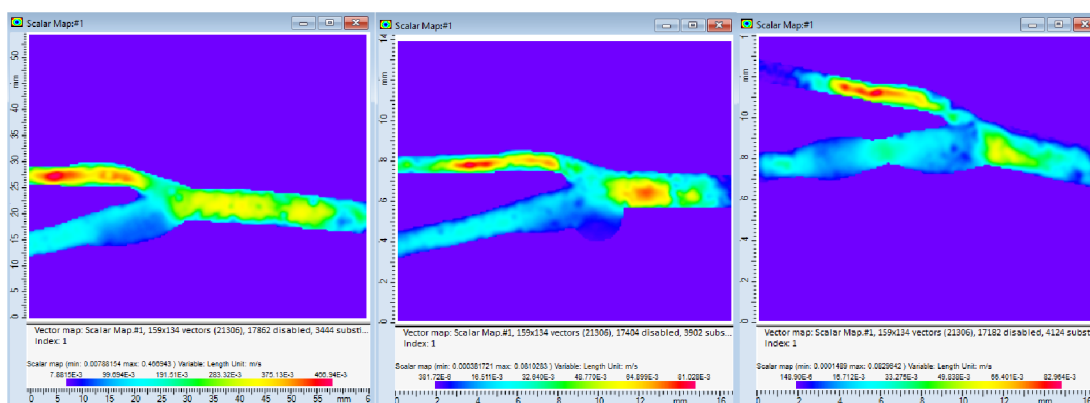
3.3.2.3 Statistické zpracování výsledků

Na vektorové pole byla aplikována funkce **Vector Masking**, která zamaskuje chybné vektory vyskytující se mimo pole, vzniklé při výpočtových úpravách. Pro výpočet statistických parametrů o vektorových polích byla použita funkce **Vector Statistics**. Výsledkem je mapa, která obsahuje průměrné hodnoty vektorů rychlosti, střední rychlost proudění, směrodatné odchyly nebo počet vektorů (viz Obr. 23).



Obr. 23 Funkce Vector Statistics a) fyziologická karotida, b) karotida s vakovitým aneurysmatem, c) karotida s vřetenovitým aneurysmatem

Pro převod vektorové mapy na skalární mapu byla použita funkce **Scalar Map**, která přiřazuje každému bodu vektorové mapy skalární hodnotu odpovídající rychlosti proudění v tomto bodě. Tato skalární hodnota se poté reprezentuje pomocí barevné škály, kde každá barva odpovídá určitému rozmezí rychlosti proudění (viz Obr. 24).

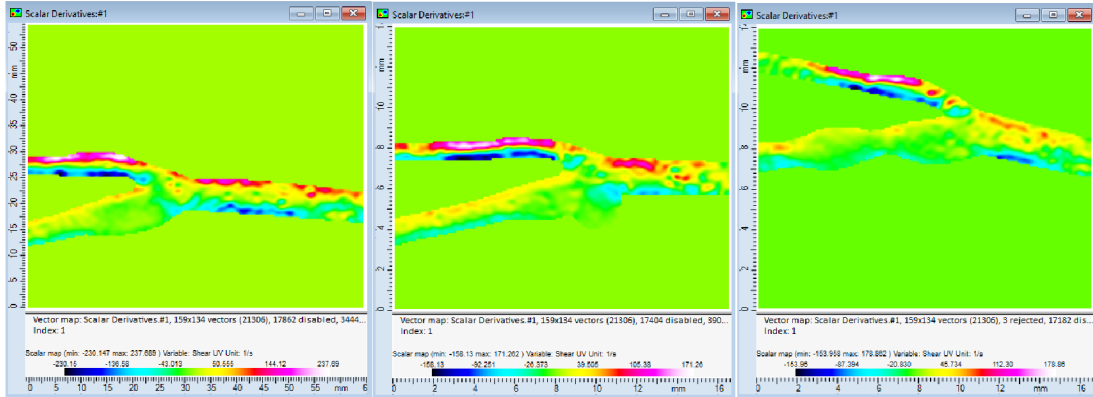


Obr. 24 Funkce Scalar Map a) fyziologická karotida, b) karotida s vakovitým aneurysmatem, c) karotida s vřetenovitým aneurysmatem

Funkcí **Scalar Derivatives** (viz Obr. 25) byly získány výpočty pro smykové napětí, které je odvozeno z gradientů rychlosti (viz Rovnice 11, 12).

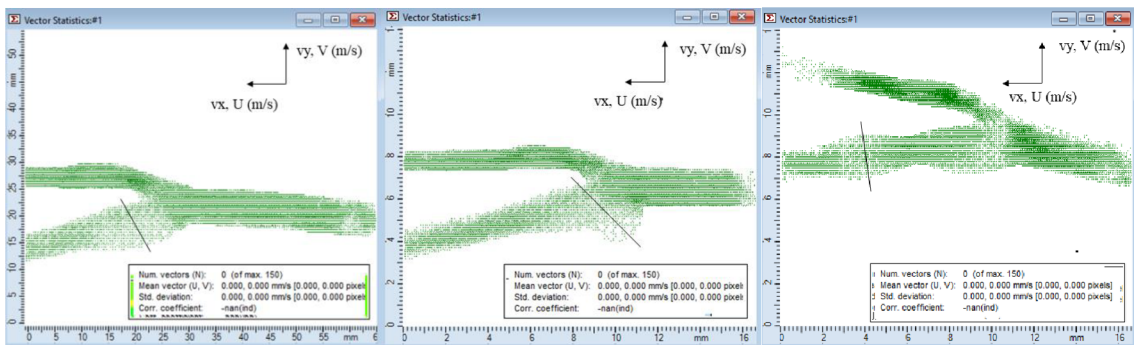
$$\bar{\tau} = \left(\frac{\partial W}{\partial y} + \frac{\partial V}{\partial z} \right) \bar{i} + \left(\frac{\partial U}{\partial z} + \frac{\partial W}{\partial x} \right) \bar{j} + \left(\frac{\partial V}{\partial x} + \frac{\partial U}{\partial y} \right) \bar{k} \quad \text{Rovnice 11 (ANON, 2020)}$$

$$\text{Shear}_z = \frac{\partial V}{\partial x} + \frac{\partial U}{\partial y} \quad \text{Rovnice 12 (ANON, 2020)}$$

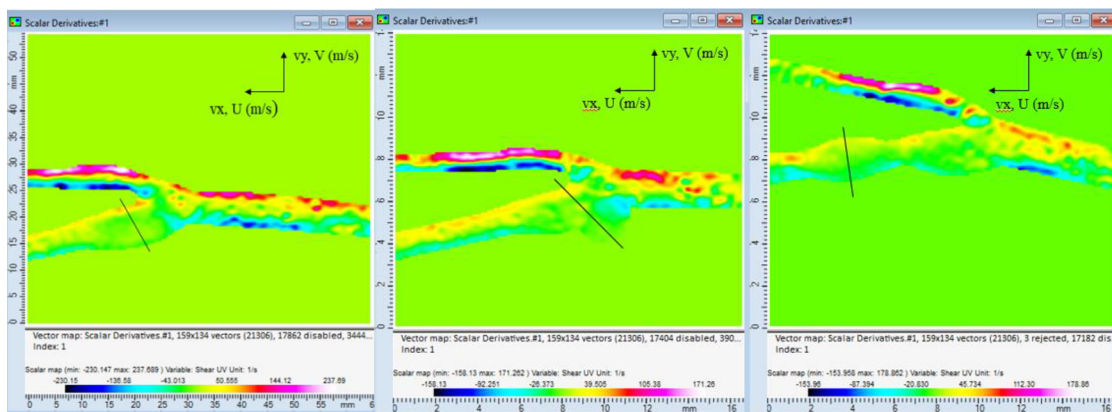


Obr. 25 Funkce Scalar Derivatives a) fyziologická karotida, b) karotida s vakovitým aneurysmatem, c) karotida s větveným aneurysmatem

K vytvoření profilů rychlostí a smykových napětí pro oba směry osy x a y jsme použili funkci **Profile Plot**. Profily byly vytvořeny ve významných místech, a to konkrétně v karotickém bulbu a ve vakovitém a větveném aneurysmatu (viz Obr. 26, 27). Ze získaných dat vyexportovaných do programu Microsoft excel, byly vytvořeny grafy (viz Kapitola 3.4.2).



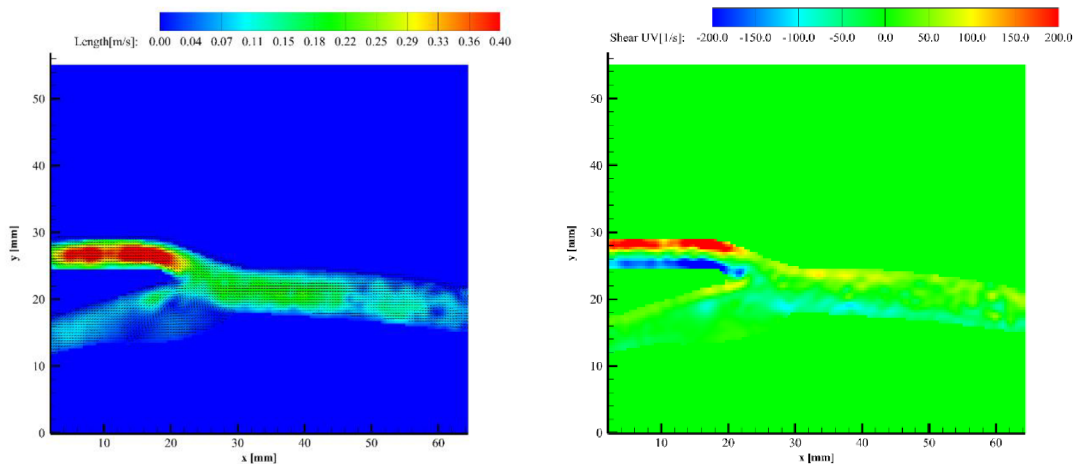
Obr. 26 Profile Vector Statistics a) fyziologická karotida, b) karotida s vakovitým aneurysmatem, c) karotida s větveným aneurysmatem



Obr. 27 Profil Scalar Derivatives a) fyziologická karotida, b) karotida s vakovitým aneurysmatem, c) karotida s větveným aneurysmatem

3.3.2.4 Vizualizace výsledků

Pro výslednou vizualizaci výsledků bylo potřeba data naimportovat do softwaru Tecplot 360 (viz Obr. 26). Data byla převedena do 2D kartézského souřadnicového systému. Bylo nutné sjednotit vektory a upravit jejich velikost. Velikost vektorů byla zvýrazněna pomocí barevné škály, která je uvedena v legendě. Navíc byla vektorům zvýrazněna normovanost, což usnadňuje vizualizace jejich směru.



Obr. 28 Data z programu Tecplot 360 a) rychlostí profil, b) smykové napětí

3.4 Vyhodnocení cílů a výzkumných předpokladů

3.4.1 Vyhodnocení cílů

Jedním z cílů diplomové práce byla rešerše vlivu teploty na chování neneutonské kapaliny, včetně vyhodnocení smykového napětí a stratifikace proudění. Krev patří mezi neneutonské kapaliny, kde viskozita není při dané teplotě konstantní, ale kolísá

se smykovou rychlostí. Teplota má značný vliv na chování krve, kdy se s rostoucí teplotou snižuje viskozita. To může mít vliv na proudění a může to vést ke vzniku různých jevů, jako jsou například vírové struktury. Smykové napětí je také důležitý faktor, který ovlivňuje chování proudění krve. Abnormální hodnoty smykového napětí mohou mít negativní dopad na karotidu. Tyto faktory jsou v teoretické části diplomové práce podrobně popsány a analyzovány v kontextu vlivu teploty na chování neneutonských kapalin.

Zbývající cíle diplomové práce byly realizovány v praktické části. V programu Inventor Autodesk Professional byly navrženy tři modely karotid, a to fyziologický model, model s vakovitým aneurysmatem a model s vřetenovitým aneurysmatem. Pro výrobu těchto modelů byla zvolena metoda odlévání do forem z epoxidové pryskyřice. Byly testovány dva typy silikonů. Dále bylo nutné namíchat fantom krve, který by měnil svoji viskozitu s teplotou. Byly namíchány tři roztoky s rozdílnou koncentrací destilované vody, glycerinu, xantanové gumy a NaCl. Viskozita roztoků byla proměřena na vibračním viskozimetru SV-1 A pro teplotu 25 °C, 37 °C a 42 °C. Fyziologické hodnotě viskozity krve se nejvíce přibližoval roztok s 200 ppm xantanové gumy. Se zvyšující teplotou docházelo k poklesu viskozity (viz Graf 1). Po sestavení experimentální trati byly za použití pulzatického zdroje proudění proměřeny rychlosti proudění a smyková napětí v modelech karotid. Z hlediska použité měřicí metody Particle Image Velocimetry byl silikonový kaučuk RTV 615 opticky přístupnější než silikon RTV 4243 T4 Base. Naměřená data byla zpracována v softwaru Dantec Dynamic Studio a Tecplot 360.

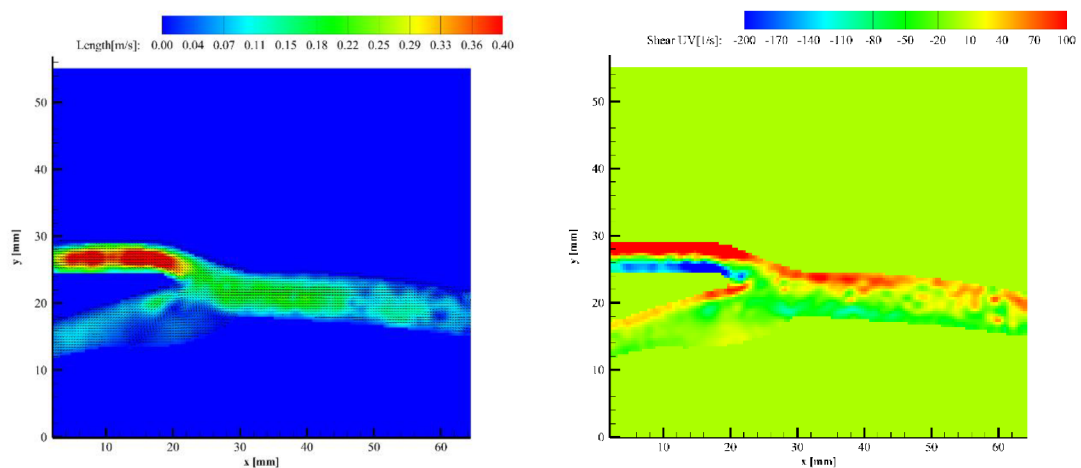
3.4.2 Vyhodnocení výzkumných předpokladů

V diplomové práci jsme předpokládali, že při změně teploty dojde ke změně proudění fantomové krve a charakteru proudění v karotické bifurkaci. Zpracovaná obrazová data ze softwaru Tecplot 360 zobrazují průtok a smykové napětí ve fyziologické karotidě, karotidě s vakovitým aneurysmatem a karotidě s vřetenovitým aneurysmatem. Vzhledem k velkému množství dat jsme porovnávali výsledky všech tří modelů pouze pro čas 100 ms pro teploty 25 °C, 37 °C a 42 °C. Další naměřená data pro časy 0 ms, 205 ms a 800 ms jsou uvedena v přílohách práce (viz Příloha D, E, F).

Rychlostní profil a smykové napětí fyziologické karotidy při teplotě 25 °C je zobrazeno na Obr. 29. V místě vstupu do společné karotidy (*carotis communis*) lze

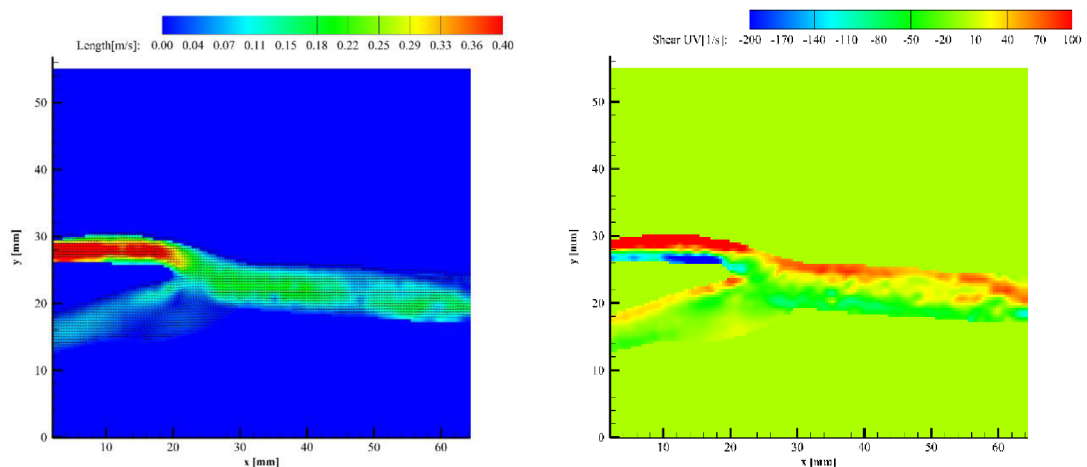
pozorovat laminární proudění. V blízkosti stěn můžeme vidět lehké zavíření. Rychlost toku fantomu krve je nejvyšší uprostřed karotidy, kde je nejmenší vliv tření. Nejnížší rychlost se naopak nachází u stěny karotidy, kde je tření největší a rychlost toku se přibližuje k nule. Tento jev je v souladu s teoretickým poznatkem. Díky vnitřnímu tření vzniká nehomogenní vektorové pole rychlosti proudění, které se projevuje vytvořením tzv. parabolického profilu (Kittnar et al., 2022). Nejvyšší rychlost proudění v oblasti společné karotidy dosahuje hodnoty 0,25 m/s. V oblasti vnitřní karotidy (*carotis interna*) dochází ke zpomalení průtoku v důsledku karotického bulbu, kde lze pozorovat zavíření. Rychlost proudění v této oblasti je velmi pomalá a dosahuje hodnoty 0,04 m/s. Fantom krve obtéká vírovou strukturu a vykazuje mírné zvýšení rychlosti proudění za karotickým bulbem. Nejvyšší hodnoty rychlosti toku krve jsou pozorovány v oblasti vnější karotidy (*carotis externa*) a dosahují hodnot až kolem 0,4 m/s. Tím lze potvrdit další teoretický poznatek, a to ten, že čím je průsvit cévy užší, tím je větší rychlost proudění (Kleinstreuer, 2018).

Smykové napětí při teplotě 25 °C dosahuje uprostřed společné karotidy hodnoty blízké se nule. Při horní stěně v oblasti společné karotidy dosahuje vyšších hodnot než při dolní stěně. V místě zavíření v karotickém bulbu se hodnoty pohybují kolem 0 s⁻¹. Nízké smykové napětí podporuje vznik aterosklerotických plátů (Westerhof et al., 2019). Maximální a zároveň i minimální hodnoty smykového napětí jsou ve vnější karotidě. Při horní stěně se hodnota napětí pohybuje okolo 100 s⁻¹ a při dolní stěně okolo -200 s⁻¹.



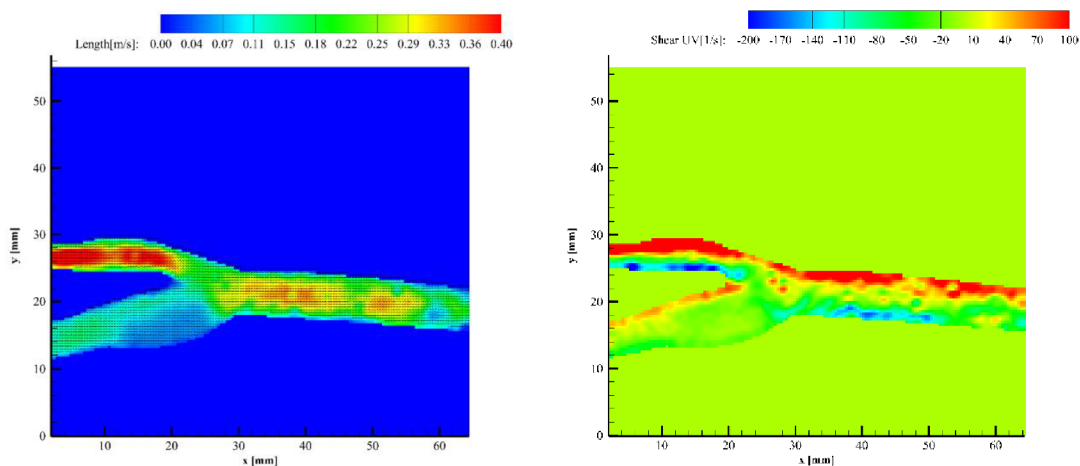
Obr. 29 Fyziologická karotida při 25 °C a) rychlostní profil, b) smykové napětí

Rozložení rychlosti a smykového napětí fyziologické karotidy při teplotě 37 °C je zobrazeno na Obr. 30. Při pohledu na rychlostní profil lze vidět, že uprostřed společné karotidy došlo k patrnému rozšíření oblasti s rychlostí proudění 0,25 m/s. To je způsobeno zvyšující se teplotou, která snižuje viskozitu a tím dochází ke snadnějšímu proudění. Lehké zavíření v blízkosti stěn zůstává stejné. Ve vnější karotidě je také patrné mírné rozšíření oblasti s rychlostí proudění 0,4 m/s. Rozšířené oblasti s rychlostí 0,04 m/s si můžeme všimnout i ve vnitřní karotidě v oblasti nad karotickým bulbem a za ním. Rozsah zavíření v karotickém bulbu zůstává stejný. Smykové napětí zůstává nejvyšší ve vnější karotidě při horní stěně a nejnižší při dolní stěně.



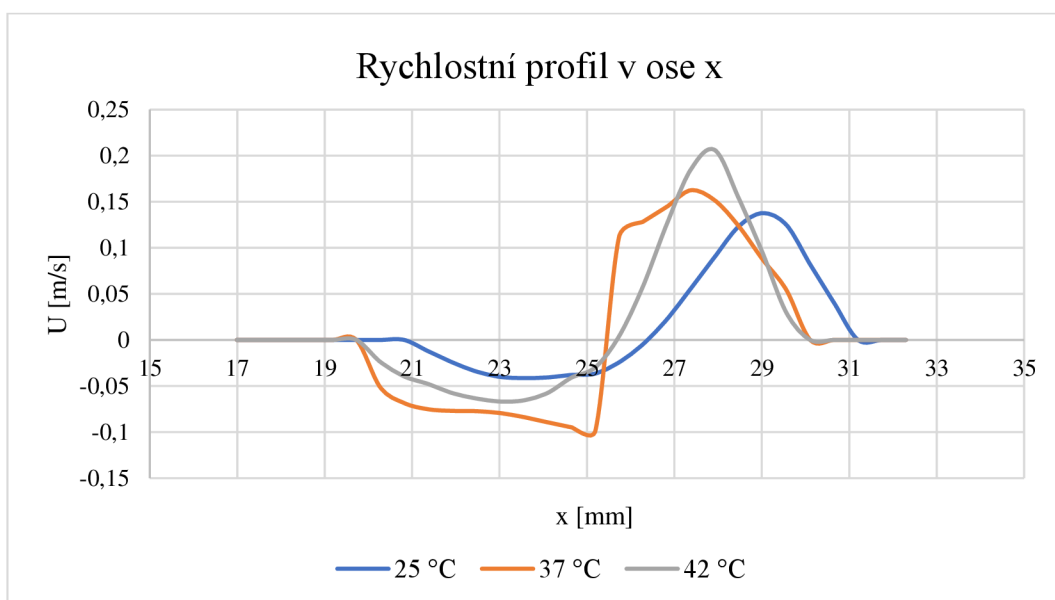
Obr. 30 Fyziologická karotida při 37 °C a) rychlostní profil, b) smykové napětí

Rychlostní profil a smykové napětí fyziologické karotidy při teplotě 42 °C je zobrazeno na Obr. 31. Při porovnání s teplotou 25 °C a 37 °C lze vidět, že rychlost proudění ve společné karotidě je zde nejvyšší a dosahuje hodnot až 0,35 m/s. Zajímavostí je, že při této teplotě není zavíření patrné v karotickém bulbu ani při stěnách karotidy. Za karotickým bulbem se však rychlost podstatně zrychlila a dosahuje hodnoty 0,15 m/s. Zvětšení smykového napětí je patrné u horní stěny společné karotidy. Zvětšení oblasti nízkého smykového napětí je patrné také u dolní stěny společné karotidy a dolní stěny vnější karotidy. Hodnota smykového napětí v karotickém bulbu se zvýšila z 0 s⁻¹ na 10 s⁻¹.



Obr. 31 Fyziologická karotida při 42 °C a) rychlostní profil, b) smykové napětí

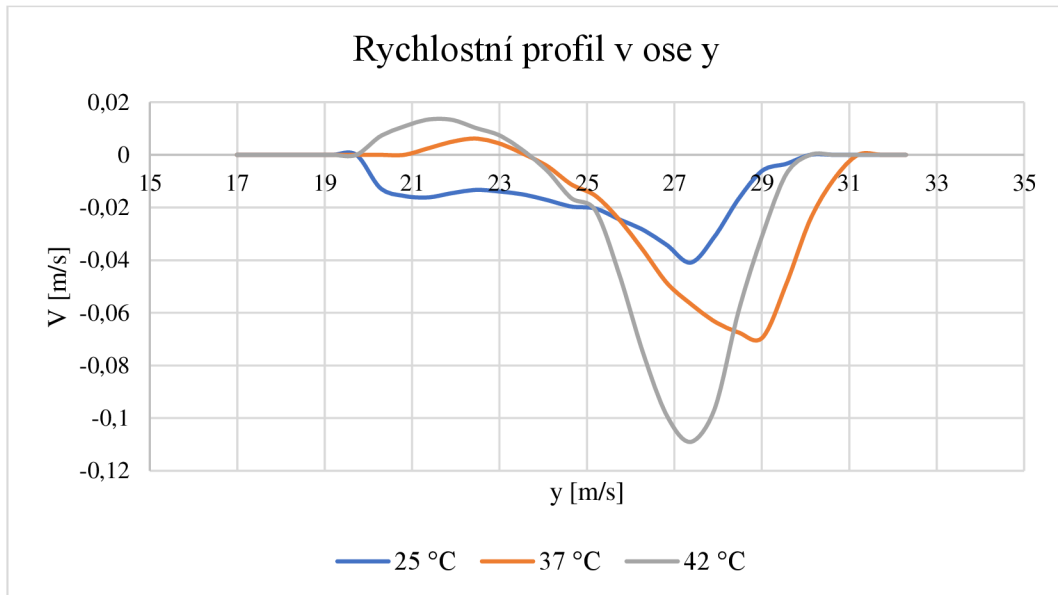
Na Grafu 6 lze vidět rychlostní profil proudění fantomu krve v karotickém bulbu. Složka rychlosti v ose x je závislá na teplotě. S rostoucí teplotou se zvyšuje rychlost proudění. U dolní stěny bulbu je pohyb téměř nulový. Uprostřed karotického bulbu došlo k vytvoření víru, který způsobuje, že se rychlost stává zápornou. Fantom krve se pohybuje v opačném směru. Při teplotě 42 °C se v oblasti nad karotickým bulbem pozoruje nejvyšší rychlost proudění krve, která dosahuje až 0,21 m/s. U horní stěny dochází opět k poklesu rychlosti na nulové hodnoty.



Graf 6 Rychlostní profil v ose x v karotickém bulbu

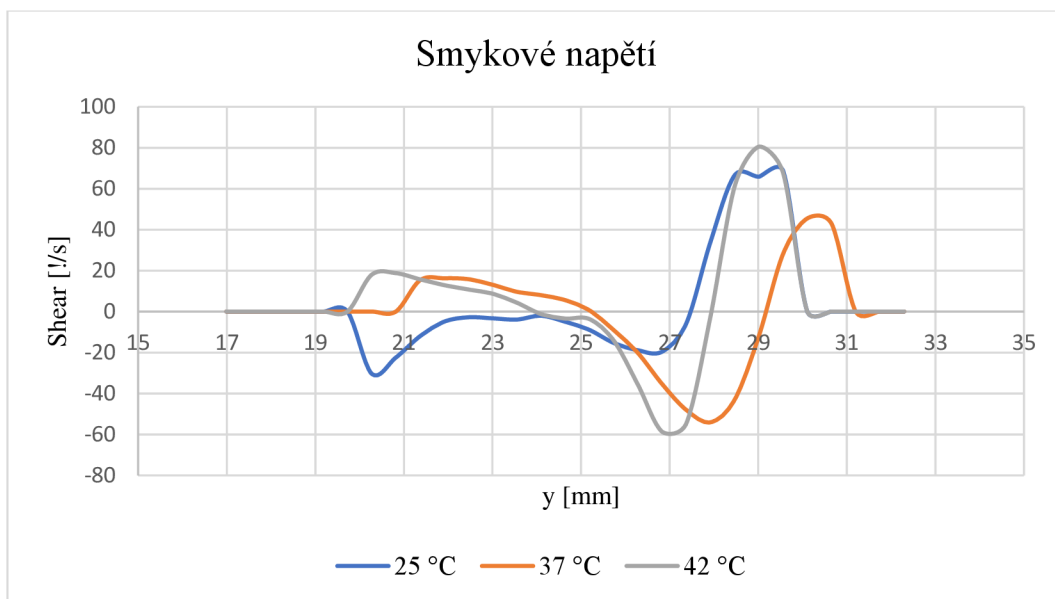
Rychlostní profil ve směru osy y v karotickém bulbu je znázorněn v Grafu 7. Složka rychlosti při teplotě 25 °C má klesající charakter a poté rostoucí charakter.

Při teplotách 37 °C a 42 °C má rychlost nejprve rostoucí charakter a poté klesající. Záporné hodnoty rychlostí v rychlostním profilu v ose y mají pouze směrový charakter, neodpovídají skutečnému zpomalení toku, ale pouze určují směr proudění proti směru osy y.



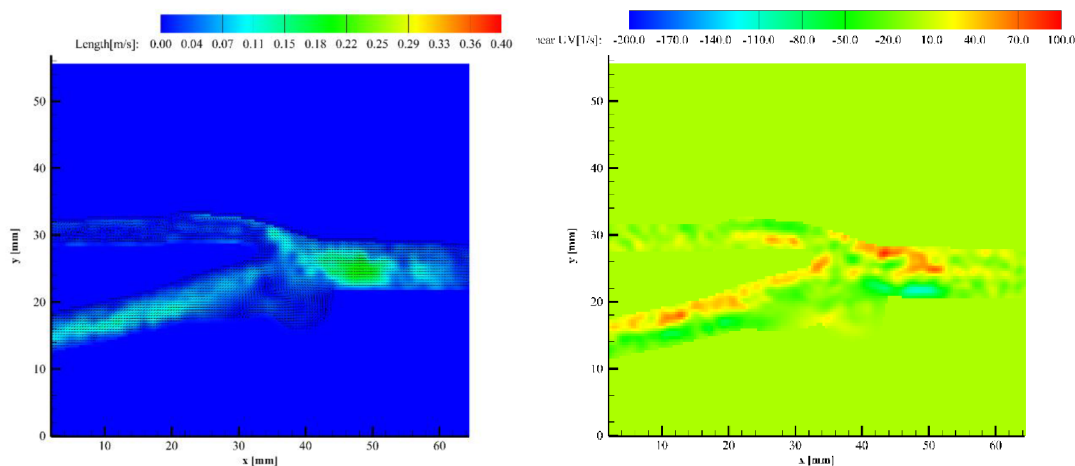
Graf 7 Rychlostní profil v ose y v karotickém bulbu

Na Grafu 8 je znázorněn profil smykového napětí v karotickém bulbu. Smykové napětí též závisí na teplotě. Vysoká teplota má tendenci snižovat viskozitu tekutiny a tím zvyšovat rychlost proudění. To může vést k různým změnám v profilu smykového napětí, které lze z grafu vidět. V teplotě 25 °C má profil smykového napětí klesající a poté rostoucí charakter. Při teplotách 37 °C a 42 °C se charakter profilu smykového napětí mění. Nejprve je rostoucí a poté klesající. Nejvyšší hodnoty smykového napětí 80 s^{-1} jsou dosaženy v karotickém bulbu u horní stěny při teplotě 42 °C. Nejnižší hodnoty -60 s^{-1} se nachází u dolní stěny karotického bulbu při teplotě 42 °C.



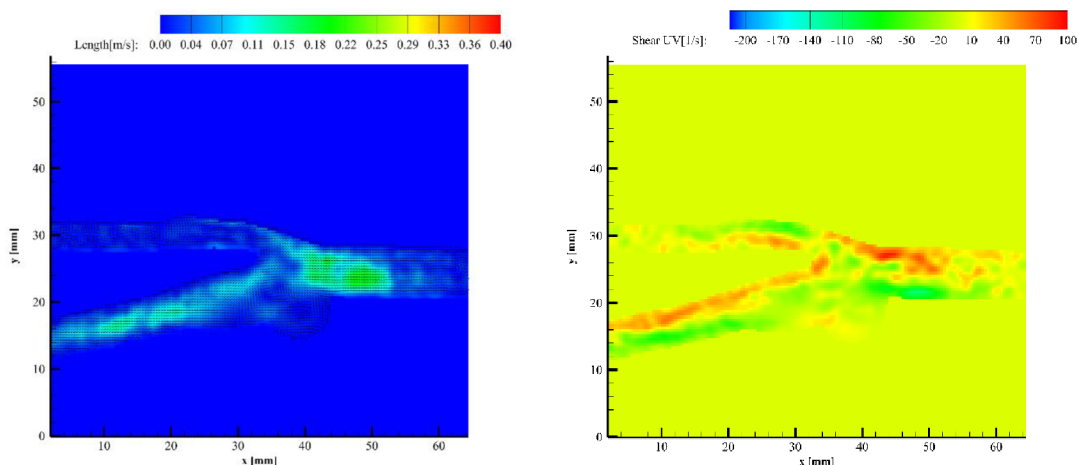
Graf 8 Profil smykového napětí v karotickém bulbu

Na Obr. 32 je zobrazen rychlostní profil a smykové napětí karotidy s vakovitým aneurysmatem při teplotě 25 °C. V aneurysmatu vznikají větší vírové struktury a v důsledku toho dochází k celkovému snížení rychlosti průtoku. Oproti fyziologické karotidě je v karotidě s vakovitým aneurysmatem průměrná rychlost o dost nižší. Nejvyšší rychlost z celé karotidy je v oblasti společné karotidy, kde dosahuje hodnot kolem 0,25 m/s. Ve vnější karotidě vznikají lehká zavíření a rychlost proudění se pohybuje kolem 0,02 m/s. Ve vnitřní karotidě se rychlost proudění za aneurysmatem postupně zvyšuje a dosahuje hodnot 0,13 m/s. Uprostřed aneurysmatu se smykové napětí pohybuje kolem nuly. U dolní stěny společné karotidy je smykové napětí nejnižší a dosahuje minimální hodnoty -120 s^{-1} . Maximální hodnoty 50 s^{-1} dosahuje u horní stěny společné karotidy.



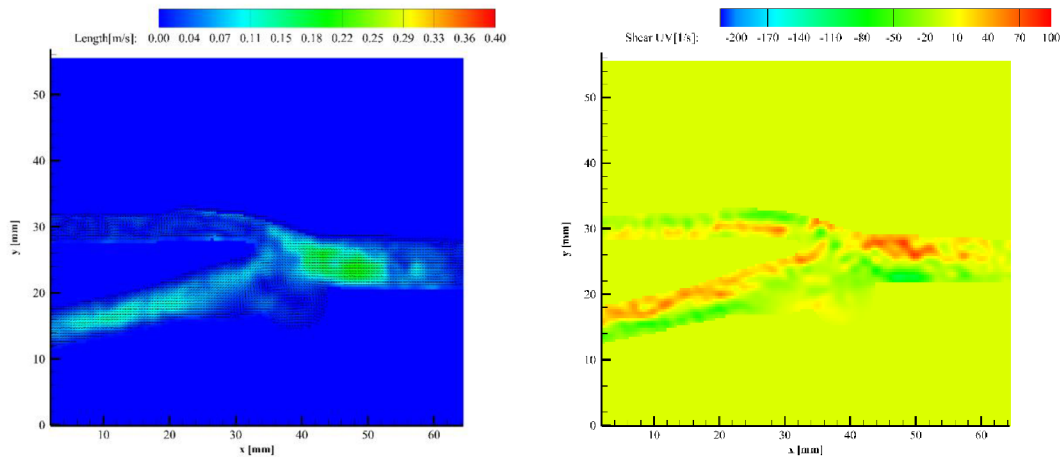
Obr. 32 Karotida s vakovitým aneurysmatem při 25 °C a) rychlostní profil,
b) smykové napětí

Rychlostní profil a smykové napětí karotidy s vakovitým aneurysmatem při teplotě 37 °C je zobrazen na Obr. 33. V důsledku zvýšené teploty se uprostřed společné karotidy lehce rozšiřuje oblast s prouděním o rychlosti 0,25 m/s. Zavíření ve vnější karotidě je stále pozorovatelné, avšak je zde vidět i lehké zrychlení o velikosti 0,03 m/s. Zrychlení je patrné i za aneurysmatem ve vnitřní karotidě. Dosahuje rychlosti 0,15 m/s. Rozložení smykového napětí se při teplotě 37 °C změnilo. Zmenšila se oblast s minimální hodnotou -120 s^{-1} u dolní stěny společné karotidy. U horní stěny společné karotidy došlo ke zvětšení smykového napětí na 60 s^{-1} .



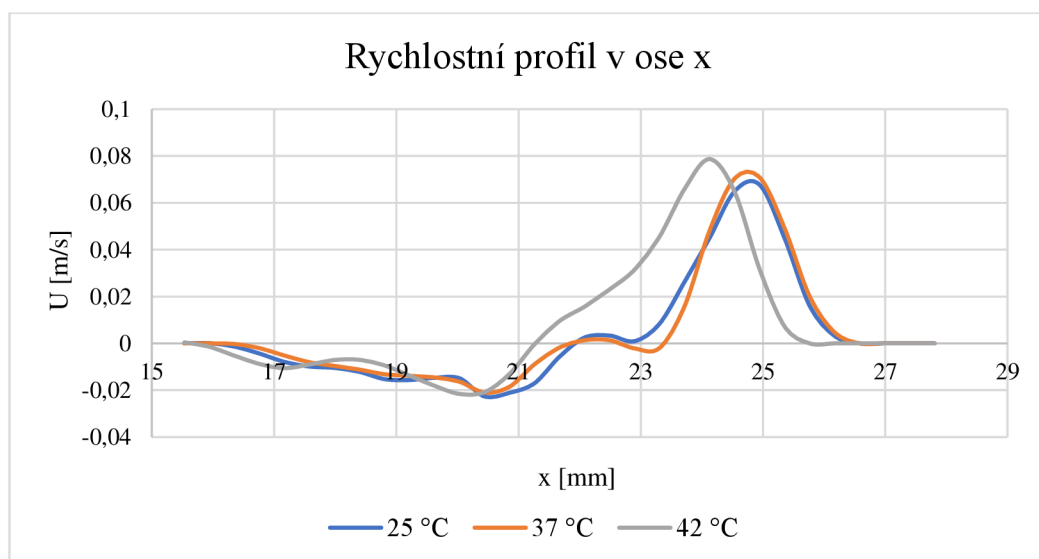
Obr. 33 Karotida s vakovitým aneurysmatem při 37 °C a) rychlostní profil,
b) smykové napětí

Při teplotě 42 °C se ve společné karotidě ještě více rozšířila oblast s rychlejším prouděním (viz Obr. 34). Rychlost proudění ve vnější karotidě zůstává stejná jako při teplotě 37 °C. Za výdutí došlo k lehkému zrychlení a rychlost se zde pohybuje kolem 0,17 m/s. Smykové napětí je rozloženo podobně jako u karotidy při teplotě 37 °C. U horní stěny společné a vnitřní karotidy došlo k mírnému zvýšení smykového napětí.



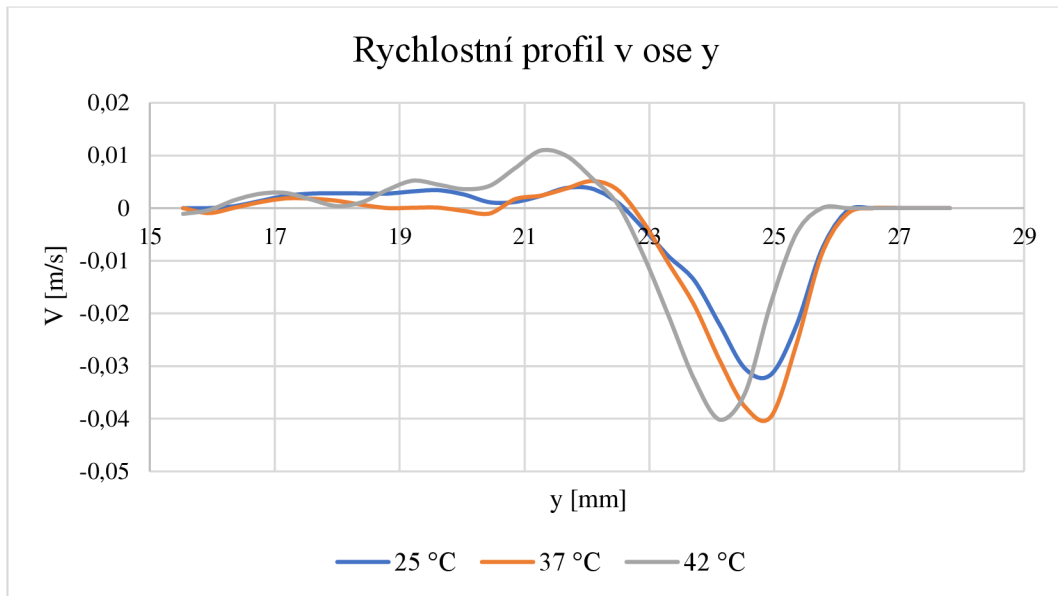
Obr. 34 Karotida s vakovitým aneurysmatem při 42 °C a) rychlostní profil, b) smykové napětí

Graf 9 znázorňuje rychlostní profil proudění ve vakovitém aneurysmatu. Nízké hodnoty průtoku u stěn a záporné hodnoty průtoku způsobené zavířením snižují vypočtenou průměrnou rychlost. Při teplotě 42 °C se v oblasti nad aneurysmatem pozoruje nejvyšší naměřená rychlost proudění krve, která dosahuje hodnoty 0,07 m/s.



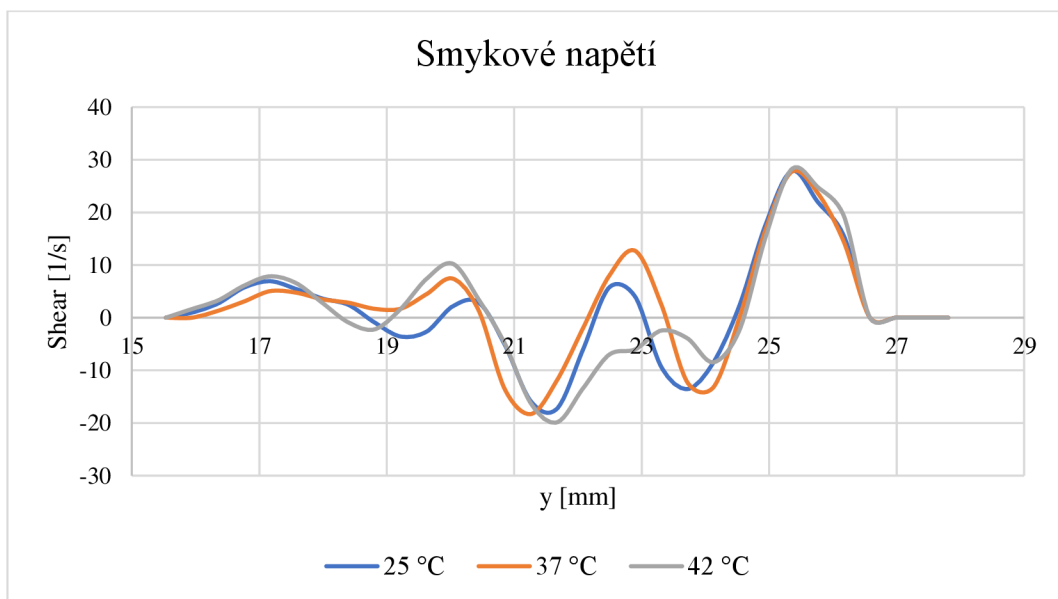
Graf 9 Rychlostní profil v ose x ve vakovitém aneurysmatu

Rychlostní profil ve směru osy y ve vakovitém aneurysmatu s nejprve rostoucím charakterem a poté klesajícím charakterem je znázorněn na Grafu 10.



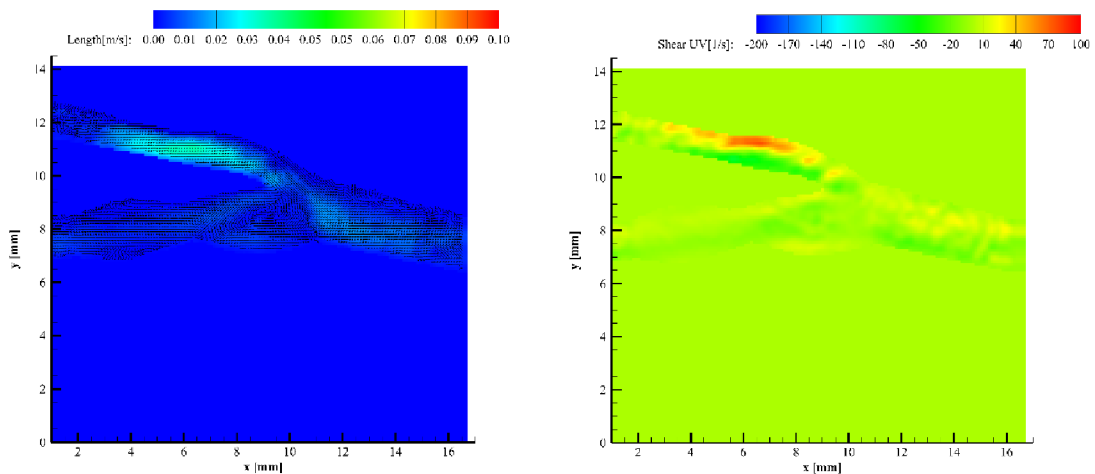
Graf 10 Rychlostní profil v ose y ve vakovitém aneurysmatu

Na Grafu 11 je znázorněn profil smykového napětí ve vakovitém aneurysmatu. Z grafu lze vyčíst, že u spodní stěny aneurysmatu se nacházejí vyšší hodnoty smykového napětí, než uprostřed aneurysmatu. Nejvyšší hodnoty smykového napětí se však nacházejí u horní stěny aneurysmatu, kde dosahují až 29 s^{-1} .



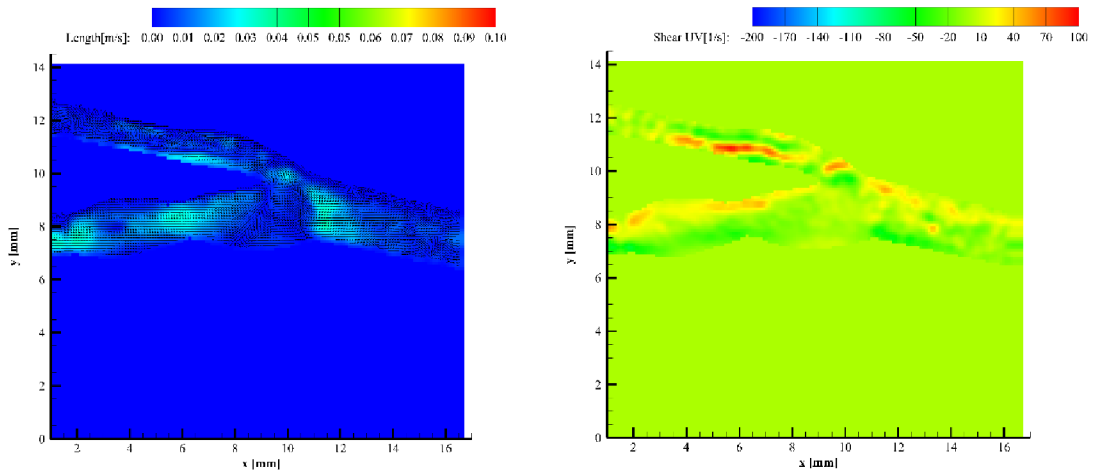
Graf 11 Profil smykového napětí ve vakovitém aneurysmatu

Rychlostní profil a smykové napětí karotidy s vřetenovitým aneurysmatem při teplotě 25 °C je zobrazeno na Obr. 35. Zaviření v karotickém bulbu je stejné jako u fyziologické karotidy. Stejně jako tomu bylo u aneurysmatu vakovitého, i tady dochází ve výduti ke vzniku vírových struktur, a to především u stěn. To zapříčiňuje celkové snížení rychlosti proudění. V aneurysmatu se rychlost toku přibližuje nulovým hodnotám. U horní stěny společné karotidy dochází k mírnému zaviření, které může být způsobeno lokální změnou viskozity. Oblast s maximální rychlostí 0,02 m/s se vyskytuje ve vnější karotidě. Za touto oblastí dochází opět ke zpomalení v důsledku vzniklých vírů. Smykové napětí je celkově nižší než u modelu fyziologické karotidy. Maximální hodnoty napětí 60 s^{-1} se nacházejí při horní stěně vnější karotidy. Minimální hodnoty napětí -70 s^{-1} se pak nacházejí při dolní stěně vnější a společné karotidy.



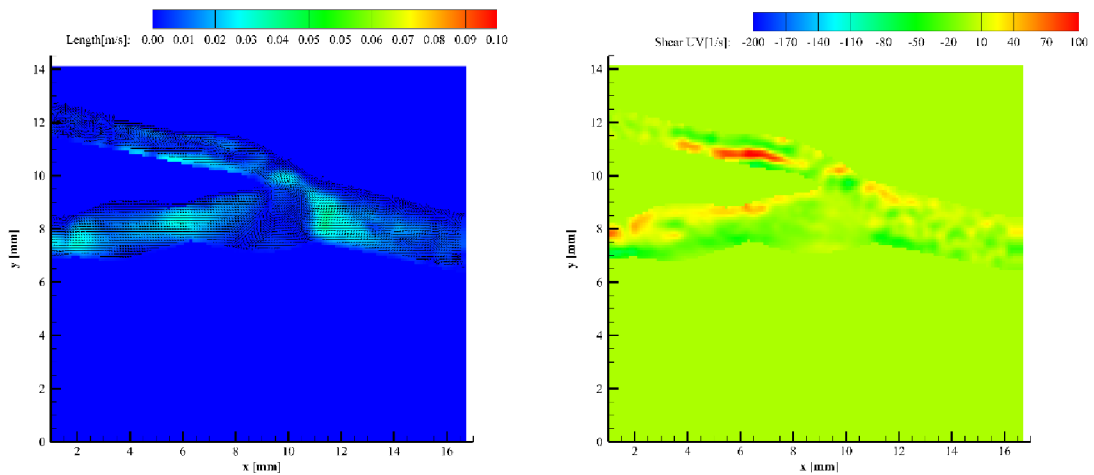
Obr. 35 Karotida s vřetenovitým aneurysmatem při 25 °C a) rychlostní profil, b) smykové napětí

U karotidy s vřetenovitým aneurysmatem při teplotě 37 °C můžeme vidět urychlení průtoku, kdy maximální hodnota je 0,03 m/s (viz Obr. 36). K urychlení dochází především ve společné karotidě a mezi karotickým bulbem a vřetenovitým aneurysmatem. V karotickém bulbu se vytváří větší zaviření. V důsledku toho dochází v bulbu ke zvyšování odporu a k místnímu snížení rychlosti toku. Víry vzniklé u stěn výduti nejsou při této teplotě viditelné, i přestože došlo k většímu urychlení proudění vlivem teploty. Oproti smykovému napětí v karotidě při 25 °C tady dochází k většímu rozložení maximální hodnoty smykového napětí 60 s^{-1} podél dolní stěny vnější karotidy a horní stěny vnitřní karotidy. Minimální hodnoty smykového napětí -70 s^{-1} jsou rozloženy při dolní stěně vnitřní a společné karotidy a při horní stěně vnější karotidy.



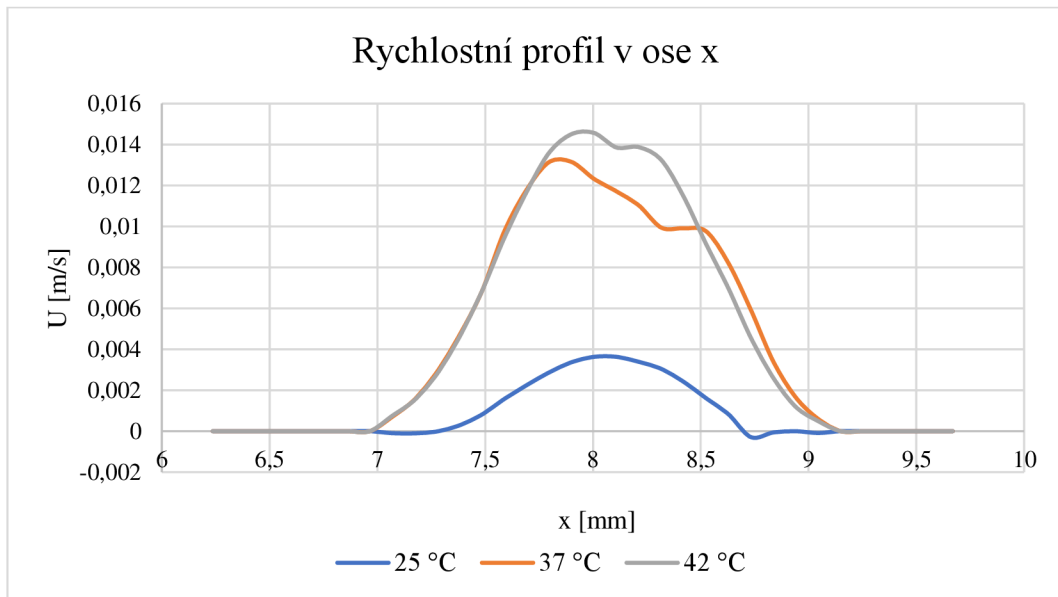
Obr. 36 Karotida s vřetenovitým aneurysmatem při 37 °C a) rychlostní profil, b) smykové napětí

Rychlostní profil a smykové napětí karotidy s vřetenovitým aneurysmatem při teplotě 42 °C je zobrazen na Obr. 37. Oblast s maximální rychlostí 0,03 m/s ve společné karotidě a mezi karotickým bulbem a aneurysmatem je opět rozšířena. Velikost zavíření v bulbu je stejná jako v bulbu karotidy při 37 °C. Smykové napětí je také rozloženo podobně jako smykové napětí v karotidě při 37 °C. U dolní stěny vnější karotidy došlo ke zvýšení smykového napětí na 70 s^{-1} .



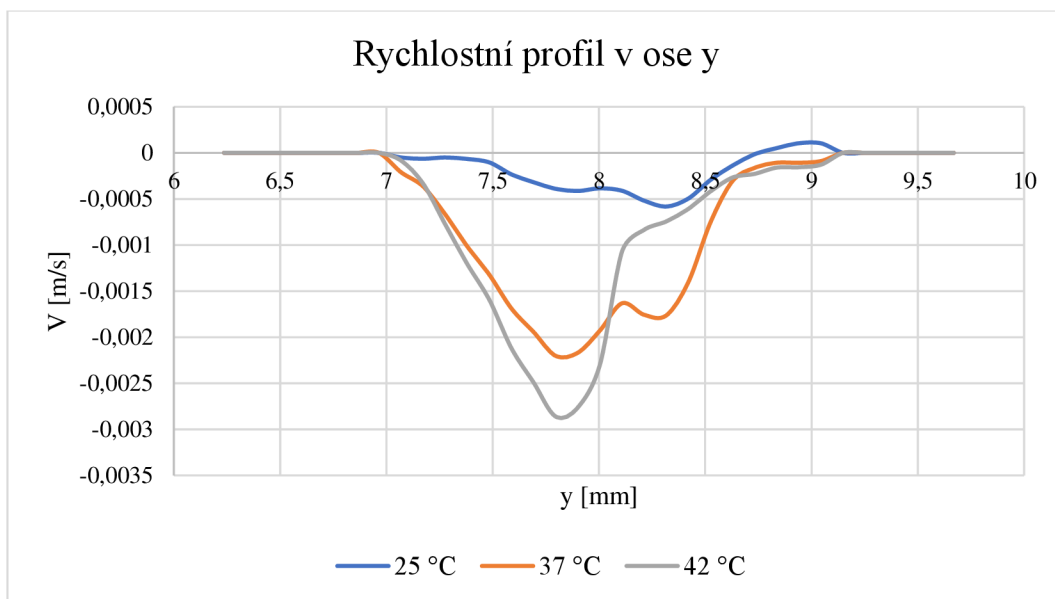
Obr. 37 Karotida s vřetenovitým aneurysmatem při 42 °C a) rychlostní profil, b) smykové napětí

Graf 12 znázorňuje rychlostní profil v ose x ve vřetenovitém aneurysmatu. Při teplotě 25 °C dochází v blízkosti stěny k mírnému zavírání, což má za následek záporné hodnoty rychlosti proudění krve. Nicméně při teplotách 37 °C a 42 °C se pozorují pouze kladné hodnoty rychlosti, což svědčí o tom, že v této oblasti nedochází ke vzniku vírů. Maximální rychlost proudění krve byla naměřena uprostřed aneurysmatu při teplotě 42 °C a dosáhla hodnoty 0,015 m/s.



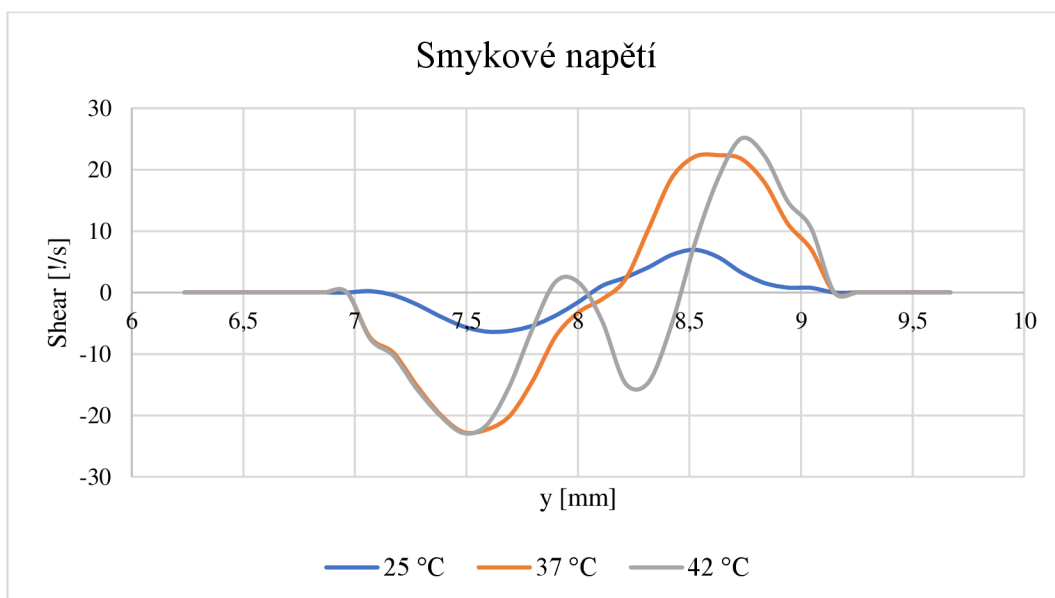
Graf 12 Rychlostní profil v ose x ve vřetenovitém aneurysmatu

Rychlostní profil ve směru osy y ve vřetenovitém aneurysmatu je znázorněn na Grafu 13. Pro všechny teploty mají složky rychlostí nejprve nulové hodnoty a poté záporné hodnoty. Při záporných hodnotách rychlostí je tedy směr proudění proti směru osy y.



Graf 13 Rychlostní profil v ose y ve větveném aneurysmatu

Profil smykového napětí ve větveném aneurysmatu je znázorněn v Grafu 14. Nejnižší hodnoty smykového napětí -23 s^{-1} se nacházejí u dolní stěny výdutě při teplotách 37 °C a 42 °C . Uprostřed aneurysmatu hodnoty smykového napětí výrazně kolísají s teplotou. Nejvyšší hodnoty smykového napětí jsou u horní stěny výdutě při 42 °C a dosahují až 25 s^{-1} .



Graf 14 Profil smykového napětí ve větveném aneurysmatu

Maximální hodnota rychlosti byla naměřena ve fyziologické vnější karotidě, a to $0,4 \text{ m/s}$. Pro určení přítomnosti turbulentního proudění v karotidě bylo použito

Reynoldsovo číslo (viz Rovnice 1). Dosazením nejvyšší hodnoty rychlosti do rovnice vyšlo číslo 164,39. Číslo je nižší než 1000, znamená to tedy, že v karotidě nedochází k turbulentnímu proudění, ale vyskytují se zde lokální vírové struktury.

Z obrazových dat (viz příloha D) můžeme vidět, že se rychlost proudění měnila spolu s tlakem. V čase 0 ms, kdy tlak dosahuje vysokých hodnot, je maximální rychlost ve fyziologické karotidě 0,4 m/s. V čase 205 ms dosahuje rychlost ve fyziologické karotidě maximální rychlost 0,11 m/s. V čase 800 ms je maximální rychlost proudění ve fyziologické karotidě 0,9 m/s. Výsledná data karotidy s vakovitým aneurysmatem a karotidy s vřetenovitým aneurysmatem pro jednotlivé časy se nacházejí v Příloze E, F.

Jedním z výzkumných předpokladů bylo také vyvození interakce pružné stěny cévy na pulzatilní proudění. Během měření jsme nezpozorovali žádný pohyb pružné stěny karotidy.

4 Diskuze

Při navrhování modelů karotid jsme se zaměřili na dosažení co nejvyšší úrovně reality. Specifikace karotid zahrnovaly průměr společné karotidy 6 mm, průměr vnitřní karotidy 4,5 mm a průměr vnější 3 mm, s délkou jednotlivých větví 50 mm. V nedávné studii Kumara et al. (2021) se popisuje postup získávání 3D modelu karotické arterie pro konkrétního pacienta. Využívají CT angiografická data a následnou konverzi 2D snímků do 3D modelu pomocí specializovaného softwaru pro zpracování lékařského obrazu MIMICS 19. Tyto techniky pro modelování 3D struktur se stále více rozvíjejí a umožňují věrnější zobrazení konkrétních struktur pacientů s různými patologickými stavy, jako je například aneurysma. Tento přístup poskytuje výsledky, které více odpovídají konkrétním pacientům a umožňují tak autentičtější hodnocení jejich stavu.

V diplomové práci (Pluchová, 2022) se autorka zmiňuje o interakci pulzujícího proudění kapaliny na stěnu o různé tuhosti, pružnosti a povrchových vlastnostech. V rámci našeho experimentálního měření jsme vyzkoušeli dva typy silikonů. Co se týče optických vlastností, byl pro nás vhodnější silikonový kaučuk RTV 615 než silikon RTV 4243 T4 Base. Na základě empirické zkušenosti jsme se pokusili aproximovat pomocí palpace reálnou tuhost karotidového modelu. Očekávali jsme, že se na stěně karotidy projeví pulzace. Nicméně během měření nebyly žádné pulzace zaznamenány. Pro další měření by tedy bylo vhodné vyzkoušet jiné typy silikonu, včetně konkrétní tuhosti. Výzkumy ukazují, že tuhost stěny ovlivňuje proudění krve. Autoři Oscuii, Shadpour a Ghalichi (2007) ve své studii ukazují významný pokles maximálního průtoku a smykového napětí v souvislosti se ztuhnutím arteriální stěny. Dříve publikovaná studie od autorů Moayeri a Zendehebudi (2003) také poukazuje na významný pokles průtoku krve s věkem, který koreluje se ztuhnutím stěny. Z tohoto důvodu by bylo lepší se více přiblížit tuhosti reálné cévní stěny, aby bylo možné poskytnout realističtější data.

V diplomové práci jsme se zabývali zkoumáním vlivu změny teploty na viskozitu krve, charakter proudění a smykového napětí jak ve fyziologické karotidě, tak i v karotidách postižených vakovitým aneurysmatem a vřetenovitým aneurysmatem. Výsledky studie Cebal et al. (2015) ukazují, že směr kolagenních vláken ve stěně aneurysmatu je ovlivněn prouděním a smykovým napětím, což může vést ke změnám v pevnosti a tuhosti stěny aneurysmatu. To může mít důležitý vliv na vývoj, růst a rupturu aneurysmatu. Proto je důležité porozumět vlivu faktorů, jako jsou smykové

napětí a charakter proudění, na patogenezi aneurysmatu. Může to přispět ke zlepšení diagnostiky, prevence a léčby této závažné cévní choroby.

Smykové napětí se mění v závislosti na viskozitě krve a rychlosti proudění. Naše výsledky ukazují, že při zvyšování teploty dochází ke zrychlování proudění, vzniku vírových struktur a k celkovému zvyšování smykového napětí. V karotickém bulbu jsme pozorovali vznik vírové struktury, která snižovala celkovou rychlost proudění fantomu krve. U vakovitého aneurysmatu vznikla ještě větší vírová struktura. V případě větrenovitého aneurysmatu došlo k mírnému zavíření v oblasti stěn pouze při teplotě 25 °C. Při vyšších teplotách se vírové struktury nevyskytovaly. Výsledky korelují s tvrzením, že vysoké smykové napětí vzniká v místech přirozeného zrychlení toku, v zakřivených segmentech tepny, v zúžených místech a bifurkacích tepen a způsobuje přestavbu a degeneraci cévní stěny (Frosen et al., 2019).

V aneurysmatu se nacházejí jak vysoké, tak nízké hodnoty smykového napětí. Ve studii Staarman, Smith a Prestigiacomo (2019) bylo zjištěno, že vysoké hodnoty smykového napětí jsou spojeny s rizikem ruptury aneurysmatu, zatímco nízké hodnoty smykového napětí jsou spojeny s rizikem jeho růstu a vzniku trombů uvnitř výdutě. Výsledky našeho experimentálního měření ukazují oblasti s nízkým smykovým napětím i s vysokým smykovým napětím v aneurysmatech. Nízké smykové napětí je spíše uprostřed výdutě a vyšší smykové napětí je podél stěn výdutě.

Výsledky experimentálního měření jasně prokázaly, že změna teploty ovlivňuje charakter proudění a smykové napětí v karotidě. Změny rychlosti a smykového napětí měřené pro teploty 25 °C, 37 °C a 42 °C byly patrné, avšak ne tak výrazné. Pro zvýšení citlivosti měření by bylo vhodné v následujícím experimentu zvolit větší teplotní rozestupy, což by umožnilo přesnější detekci změn.

5 Návrh doporučení pro praxi

Nezbytné vybavení pro metodu PIV je opticky transparentní model. Pro výrobu našich modelů byly použity dva druhy silikonu. Silikonový kaučuk RTV 615 byl opticky přístupnější než silikon RTV 4243 T4 Base. Z hlediska interakce pružné stěny cévy na pulzatilní proudění byl však materiál nevyhovující. V průběhu měření nebyly spatřeny žádné pulzace na cévní stěnu. V případě dalšího experimentálního měření se nabízí otázka použití jiného typu silikonu s větší elasticitou.

Pro přípravu fantomu krve byla použita voda, glycerin, polymer xantanové gumy a NaCl. Byly namíchány tři roztoky s rozdílnými hmotnostními procenty jednotlivých složek. Všechny roztoky měnily svoji viskozitu v závislosti na změně teploty. Nejbližší se fyziologické hodnotě viskozity lidské krve blížil roztok s 200 ppm xantanové gumy. Při budoucím míchání fantomové krve by se mohla koncentrace složek ještě více upravit tak, aby se hodnota viskozity více přiblížila fyziologické hodnotě viskozity lidské krve.

Cévy a kvalita cévní stěny, konkrétně endoteliální glykokalyx, mají zásadní vliv na hemodynamiku. Když je glykokalyx poškozen dochází k narušení průtoku krve. Pro minimalizaci smykového tření vnitřku fyziologické karotidy se v dalším měření může zvážit nátěr, který by pomohl ke snížení tření. Naopak u patologické karotidy s aneurysmatem se může uvažovat o nátěru, který by napodobil poškozený endotel.

6 Závěr

Téma diplomové práce se zaměřuje na vliv změny teploty na viskozitu a charakter proudění v bifurkaci karotidy s aneurysmatem. Teoretická část popisuje anatomii karotid, stavbu cévní stěny a vznik, růst a rupturu aneurysmatu. V této části práce se řeší i vliv hemodynamických parametrů na proudění v cévě a také reologie krve. V neposlední řadě je popsána termoregulace a měřicí metoda Particle Image Velocimetry, která byla použita v praktické části.

V praktické části je podrobně vysvětlena metodika k tvorbě modelů, a to fyziologického a dvou patologických s aneurysmatem. Bylo vybráno aneurysma vakovité, jež se v karotidě vyskytuje nejčastěji, a aneurysma vřetenovité. Dále je popsán postup namíchání tří typů roztoků a proměření jejich viskozity na vibračním viskozimetru při teplotách 25 °C, 37 °C a 42 °C. Naměřené hodnoty viskozity prvního roztoku s 200 ppm xantanové gumy se nejvíce blížily fyziologickým hodnotám krve, a byl proto vybrán k dalšímu měření. Byla sestavena experimentální trať včetně pulzatilního proudění. Naměřené proudění fantomové krve v karotidách pomocí měřicí metody Particle Image Velocimetry bylo zpracováno v softwaru Dantec Dynamic Studio a Tecplot 360. Výsledkem je porovnání charakteru proudění a smykového napětí ve třech modelech karotid při jednotlivých teplotách.

Byl prokázán vliv změny teploty na charakter proudění. Se zvyšující teplotou došlo k zrychlenému proudění a ke zvýšení smykového napětí. Naopak při nižší teplotě se rychlost proudění zpomalila a došlo ke snížení smykového napětí. V případě fyziologické karotidy může tento aspekt přispět ke vzniku cévního onemocnění, například k tvorbě aterosklerotických plátů. U karotid s aneurysmatem může dojít k růstu aneurysmatu, nebo dokonce k jeho ruptuře. Výzkum vlivu teploty na hemodynamiku má potenciál využití v lékařské diagnostice a léčbě. Může pomoci při posuzování rizika vzniku kardiovaskulárních onemocnění.

Seznam použité literatury

ABDULWAHAB, Mohammed Raad et al. 2020. A Review in Particle Image Velocimetry Techniques (Developments and Applications). *Journal of Advanced Research in Fluid Mechanics and Thermal Sciences*. **65**(2), 213–229. ISSN 2289-7879.

Dostupné také z:

<https://www.akademiabaru.com/submit/index.php/arfmts/article/view/2789>

ABURAHMA, Ali F., ed. 2017. *Noninvasive Vascular Diagnosis. A Practical Textbook for Clinicians*. Cham: Springer International Publishing. DOI 10.1007/978-3-319-54760-2.

A@D. 2008. *SV-A-Stand Type, SV-H-Portable Type, Vibro Viscometer: instructional manual, 1WMPD4001459A*. [Tokio]: A@D company. Zveřejnila A&D Company.

Dostupné také z:

<https://www.manualslib.com/manual/555398/AAndd-Sv-1a.html?page=1#manual>

ANON. 2020. *DynamicStudio: User's Guide*. Dantec Dynamics.

BARTOVSKÁ, Lidmila a Marie ŠIŠKOVÁ. 2002. *Fyzikální chemie povrchů a koloidních soustav*. 4 vyd. Praha: Vysoká škola chemicko-technologická v Praze. ISBN 80-7080-475-0.

BECKER, B. F., D. CHAPPELL a M. JACOB. 2010. Endothelial glycocalyx and coronary vascular permeability: the fringe benefit. *Basic Research in Cardiology*. **105**(6), 687–701. DOI 10.1007/s00395-010-0118-z.

BENEŠ, J., J. KYMPLOVÁ a F. VÍTEK. 2015. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4712-5.

BENEŠ, Vladimír et al. 2017. *Mozková aneuryzmata a subarachnoidální krvácení*. Praha: Mladá fronta. ISBN 978-80-204-4406-6.

BESSONOV, Nikolay et al. 2016. Methods of Blood Flow Modelling. *Mathematical Modelling of Natural Phenomena*. **11**(1), 1–25. DOI 10.1051/mmnp/201611101.

BJÖRN, Annika et al. 2012. Rheological Characterization. In: KUMAR, Sunil, ed. *Biogas*. InTech. DOI 10.5772/32596.

BRINDISE, M. C., M. M. BUSSE a P. P. VLACHOS. 2018. Density-and viscosity-matched Newtonian and non-Newtonian blood-analog solutions with PDMS refractive index. *Experiments in Fluids*. **59**(11), 173. DOI 10.1007/s00348-018-2629-6.

ČAPEK, Lukáš et al. 2018. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0367-6.

CEBRAL, Juan R. et al. 2016. Regional Mapping of flow and wall characteristics of intracranial aneurysms. *Annals of Biomedical Engineering*. **44**(12), 3553–3567. DOI 10.1007/s10439-016-1682-7.

ČERTÍK, B., S. MACHART a M. NOVÁK. 2005. *Onemocnění karotid a velkých cév aortálního oblouku*. Praha: Grada. ISBN 80-247-1268-7.

ČIHÁK, Radomír. 2016. *Anatomie 3*. 3. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-9552-2.

DRÁBKOVÁ, Sylva et al. 2007. *Mechanika tekutin*. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita. ISBN 978-80-248-1508-4. Dostupné také z: <http://www.elearn.vsb.cz/archivcd/FS/MT/Mechanika%20tekutin.pdf>

DYLEVSKÝ, Ivan. 2009. *Funkční anatomie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3240-4.

FIALA, P., J. VALENTA a L. EBERLOVÁ. 2015. *Stručná anatomie člověka*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-2693-2.

FRÖSEN, Juhana et al. 2019. Flow-induced, inflammation-mediated arterial wall remodeling in the formation and progression of intracranial aneurysms. *Journal of Neurosurgery*. **47**(1). DOI 10.3171/2019.5.FOCUS19234.

GANONG, William F. 2005. *Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání*. Praha: Galén. ISBN 80-7262-311-7.

HAVRÁNEK, Antonín. 2007. *Úvod do bioreologie*. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-1445-8.

HOLUBOVÁ, Renata. 2014. *Základy reologie a reometrie kapalin*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4178-8.

- CHHABRA, Raj P. a John F. RICHARDSON. 2008. *Non-Newtonian Flow and Applied Rheology: Engineering Applications*. 2nd ed. Amsterdam Heidelberg: Butterworth-Heinemann. ISBN 0750685328. Dostupné také z:
https://www.academia.edu/19261498/NON_NEWTONIAN_FLOW_AND_APPLIED_RHEOLOGY
- JANALÍK, Jaroslav. 2010. *Viskozita tekutin a její měření*. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava. Dostupné také z:
<https://docplayer.cz/14903740-Viskozita-tekutin-a-jeji-mereni.html>
- JARÁ, Petra. 2021. *Posouzení vlivu bypassu na charakter proudění karotidou metodami Global Imaging*. Liberec. Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií. Dostupné také z:
https://dspace.tul.cz/bitstream/handle/15240/160261/Bakalarska_prace.pdf
- JOU, L.-D. et al. 2008. Wall Shear Stress on Ruptured and Unruptured Intracranial Aneurysms at the Internal Carotid Artery. *American Journal of Neuroradiology*. **29**(9), 1761–1767. DOI 10.3174/ajnr.A1180.
- KALVACH, Pavel et al. 2010. *Mozkové ischemie a hemoragie*. 3. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2765-3.
- KITTNAR, Otomar et al. 2020. *Lékařská fyziologie*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1963-4.
- KLEINSTREUER, Clement. 2018. *Modern fluid dynamics*. Second edition. Boca Raton: CRC Press. ISBN 978-1-138-19810-4.
- KOPECKÝ, Václav. 2006. *Laserové anemometrie*. Liberec: Technická univerzita v Liberci. ISBN 80-7083-945-7.
- KORPAS, D., J. HÁLEK a L. DOLEŽAL. 2009. Parameters describing the pulse wave. *Physiological Research*. **58**(4), 473-479. DOI 10.33549/physiolres.931468.
- KRAJÍČEK, Milan et al. 2007. *Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-0607-8.

KUMAR, Nitesh et al. 2021. Effect of linear and Mooney-Rivlin material model on carotid artery hemodynamics. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*. **43** (395). DOI 10.1007/s40430-021-03110-5.

LANGMEIER, Miloš et al. 2009. *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2526-0.

LI, Hui et al. 2018. An experimental study and finite element modeling of head and neck cooling for brain hypothermia. *Journal of Thermal Biology*. **71**, 99-111. DOI 10.1016/j.jtherbio.2017.10.022.

LÍZAL, František. 2012. *Experimentální výzkum transportu a depozice aerosolů v dýchacím traktu člověka*. Brno. Dizertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Dostupné také z:

<https://docplayer.cz/90832606-Vysoke-uceni-technicke-v-brne.html>

MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. 2008. *Anatomie a fyziologie člověka: pro humanitní obory*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1521-6.

MITRA, Ronodeep et al. 2017. Glycocalyx in Atherosclerosis-Relevant Endothelium Function and as a Therapeutic Target. *Current Atherosclerosis Reports*. **19**(12). DOI 10.1007/s11883-017-0691-9

MOAYERI, M. S. a G. R. ZENDEHBUDI. 2003. Effects of elastic property of the wall on flow characteristics through arterial stenoses. *Journal of Biomechanics*. **36**(4), 525-535. DOI 10.1016/s0021-9290(02)00421-9.

MORAVIA, Anaïs et al. 2022. In vitro flow study in a compliant abdominal aorta phantom with a non-Newtonian blood-mimicking fluid. *Journal of Biomechanics*. **130**, 110899. DOI 10.1016/j.jbiomech.2021.110899.

MOUREK, Jindřich. 2012. *Fyziologie: Učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3918-2.

NAVRÁTIL, Leoš et al. 2019. *Medicínská biofyzika*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-0209-9.

NEWELL, David B. a Eite TIESINGA. 2019. *The international system of units (SI): 2019 edition*. NIST SP 330-2019. Gaithersburg, MD: National Institute of Standards and Technology.

NOVOTNÁ, J., J. UHROVÁ a J. JIRÁSKOVÁ. 2006. *Klinická propedeutika pro střední zdravotnické školy: obor zdravotnický asistent*. Praha: Fortuna. ISBN 80-7168-940-8.

OSCUIL, H. N., M. T. SHADPOUR a F. GHALICHI. 2007. Flow Characteristics in Elastic Arteries Using a Fluid-Structure Interaction Model. *American Journal of Applied Sciences*. **4**(8), 516-524. DOI 10.3844/ajassp.2007.516.524.

PETRI, Denise F. S. 2015. Xanthan gum: A versatile biopolymer for biomedical and technological applications. *Journal of Applied Polymer Science*. **132**(23). DOI 10.1002/app.42035.

PIRK, Jan et al. 2019. *Kardiochirurgie*. Praha: Maxdorf. ISBN 978-80-7345-568-2.

PLUCHOVÁ, Nikola. 2020. *Vyhodnocení vlivu anomálií na proudění nenewtonských kapalin v karotidové bifurkaci metodami Global Imaging*. Liberec. Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií. Dostupné také z: https://dspace.tul.cz/bitstream/handle/15240/157271/Bakalarska_prace_Pluchova.pdf

PLUCHOVÁ, Nikola. 2022. *Vliv teploty na viskozitu fantomové krve a charakter proudění ve fyziologickém modelu karotické bifurkace*. Liberec. Diplomová práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií. Dostupné také z: <https://dspace.tul.cz/handle/15240/165879>

RAFFEL, Markus et al. 2018. *Particle Image Velocimetry: A Practical Guide*. Cham: Springer. DOI 10.1007/978-3-319-68852-7.

REITSMA, Sietze et al. 2007. The endothelial glycocalyx: composition, functions, and visualization. *Pflügers Archiv – European Journal of Physiology*. **454**(3), 345-359. DOI 10.1007/s00424-007-0212-8.

ROKYTA, Richard. 2015. *Fyziologie a patologická fyziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-9902-5.

ROSINA, Jozef et al. 2022. *Základy lékařské biofyziky: pro studenty lékařských fakult*. Praha: Grada. ISBN 978-80-271-2574-6.

- SARRAMI-FOROUSHANI, Ali et al. 2015. Velocity Measurement in Carotid Artery: Quantitative Comparison of Time-Resolved 3D Phase-Contrast MRI and Image-based Computational Fluid Dynamics. *Iranian Journal of Radiology*. **12**(4). DOI 10.5812/iranradiol.18286.
- SEIDL, Zdeněk a Manuela VANĚČKOVÁ. 2014. *Diagnostická radiologie: Neuroradiologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4546-6.
- SHEHADEH, Lina A. et al. 2011. Dynamic Regulation of Vascular Myosin Light Chain (MYL9) with Injury and Aging. *PLoS ONE*. **6**(10), e25855. DOI 10.1371/journal.pone.0025855.
- SKOČILAS, Jan. 2019. *Experimentální metody a zařízení pro identifikaci tokových vlastností newtonských látek*. Praha: České vysoké učení technické. ISBN 978-80-01-06666-9.
- SOCHI, Taha. 2014. *Non-Newtonian Rheology in Blood Circulation*. DOI 10.48550/arXiv.1306.2067. Dostupné také z: <https://arxiv.org/abs/1306.2067>
- STAARMANN, B., M. SMITH a CH. J. PRESTIGIACOMO. 2019. Shear stress and aneurysms: a review. *Neurosurgical focus*. **47**(1). DOI 10.3171/2019.4.FOCUS19225.
- STOUFFER, George A., ed. 2017. *Cardiovascular hemodynamics for the clinician*. 2nd ed. Hoboken: John Wiley & Sons. ISBN 978-1-119-06647-7.
- TROJAN, Stanislav et al. 2003. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. Praha: Grada. ISBN 80-247-0512-5.
- VOKURKA, Martin et al. 2018. *Patofyziologie pro nelékařské směry*. 4. vyd. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-3563-7.
- VYTEJČKOVÁ, Renata et al. 2013. *Ošetrovatelské postupy v péči o nemocné II: speciální část*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3420-0.
- WESTERHOF, Nicolaas et al. 2019. *Snapshots of hemodynamics*. Cham: Springer International Publishing. DOI 10.1007/978-3-319-91932-4.
- ZHANG, B., Y. MA a F. DING. 2018. Evaluation of spatial distribution and characterization of wall shear stress in carotid sinus based on two-dimensional color

Doppler imaging. *BioMedical Engineering OnLine*. **17**(1), 141. DOI 10.1186/s12938-018-0589-y.

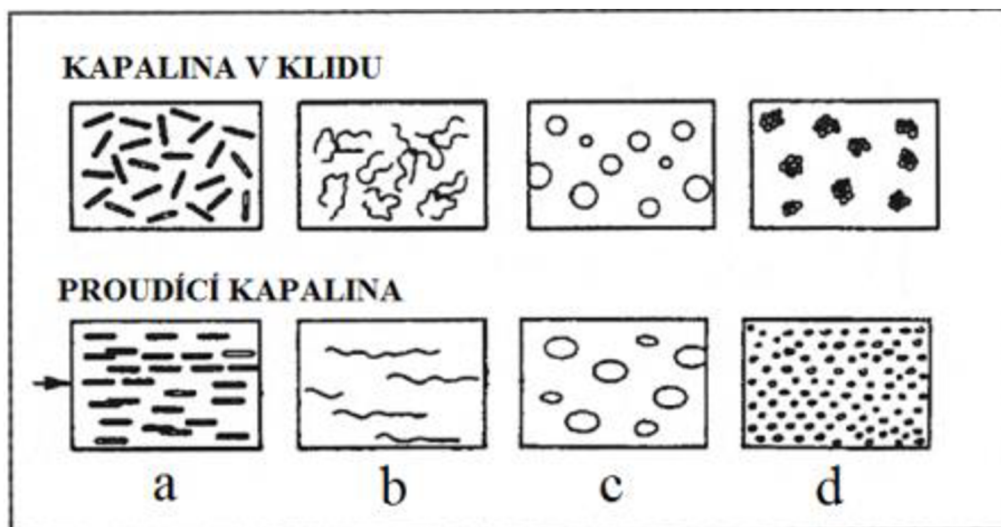
ZHANG, Xuelan, et al. 2020. Numerical investigations of temperature and hemodynamics in carotid arteries with and without atherosclerotic plaque during open surgery. *Journal of Thermal Biology*. **91**. DOI 10.1016/j.jtherbio.2020.102622

ZHOU, Min et al. 2010. Cardiovascular flow simulation at extreme scale. *Computational Mechanics*. **46**(1), 71-82. DOI 10.1007/s00466-009-0450-z.

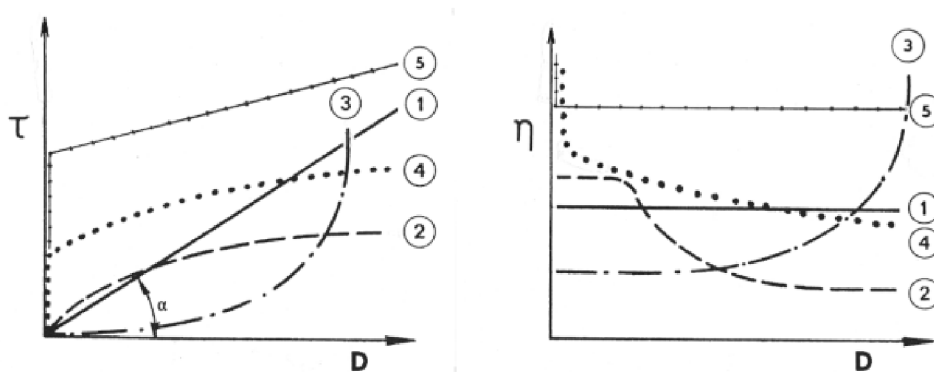
Seznam příloh

Příloha A: Reologie	88
Příloha B: Postup měření viskozity	90
Příloha C: Přehled průběhů tlaků	91
Příloha D: Rozložení rychlostních profilů a smykových napětí fyziologické karotidy v průběhu pulzu	93
Příloha E: Rozložení rychlostních profilů a smykových napětí v karotidě s vakovitým aneurysmatem v průběhu pulzu	97
Příloha F: Rozložení rychlostních profilů a smykových napětí v karotidě s větveným aneurysmatem v průběhu pulzu	101

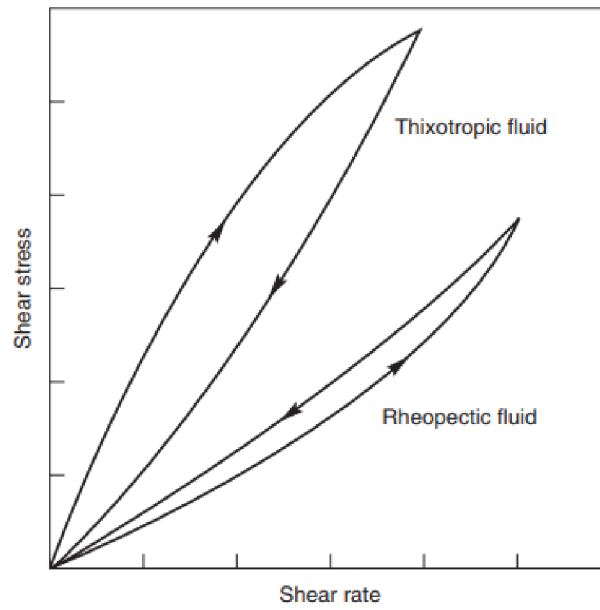
Příloha A: Reologie



Obr. 1 Vliv toku na uspořádání částic v neneutonské kapalině:
a) orientace, b) napřímení, c) deformace, d) rozmělnění (Holubová, 2014, s. 23)



Obr. 2 Tokové a viskozitní charakteristiky neneutonských kapalin:
1) newtonská kapalina, 2) strukturně viskózní kapalina, 3) dilatantní kapalina,
4) plastická kapalina (pseudoplastická s mezí toku), 5) binghamská kapalina
(Holubová, 2014, s. 24)



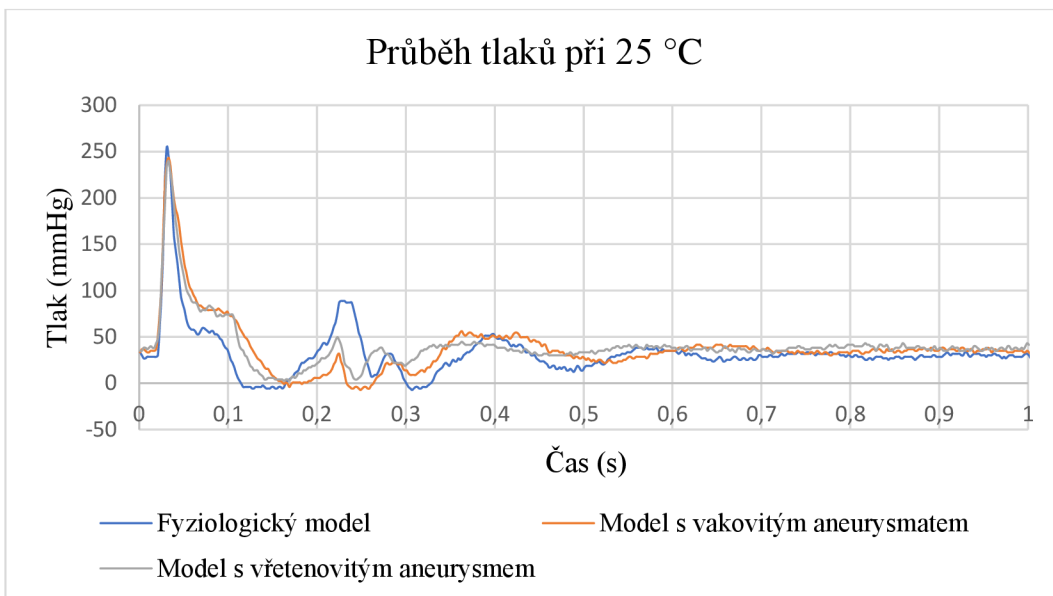
Obr. 3 Reogramy pro tixotropní a reopektické tekutiny
(Chhabra a Richardson, 2008, s. 19)

Příloha B: Postup měření viskozity

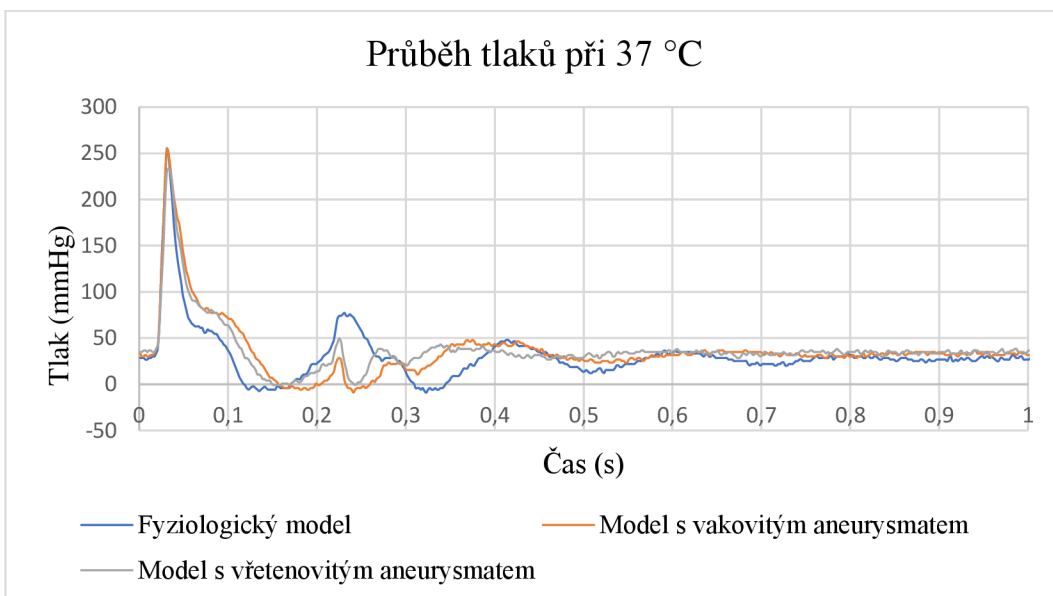
Před měřením viskozity bylo potřeba provést zjednodušenou kalibraci pomocí destilované vody. Zapnuli jsme viskozimetr tlačítkem ON:OFF na zobrazovací jednotce a nádobku jsme naplnili vodou po vyznačenou rysku. Následně jsme ponořili sensorové destičky do vody a stiskli tlačítko START. Počkali jsme, až se hodnota viskozity a teploty ustálí, a poté jsme tlačítko START stiskli znovu. Na displeji jsme viděli teoretickou viskozitu destilované vody při naměřené teplotě. Stisknutím tlačítka START byla kalibrace dokončena. Provedení správné kalibrace bylo potvrzeno nápisem END na zobrazovací jednotce.

Destilovaná voda byla následně nahrazena vzorky našich tří roztoků. Jednotlivé roztoky byly ohřáty na topném hnízdě na požadované teploty a nality do nádobky. Hladina roztoku sahala do středu úzké části sensorových desek. Pro spuštění měření viskozity bylo stisknuto tlačítko START. Po přibližně 15 sekundách měření se zobrazila hodnota viskozity a teploty na zobrazovací jednotce. Tento proces byl opakován do doby, než jsme naměřili všechny tři roztoky s požadovanými teplotami.

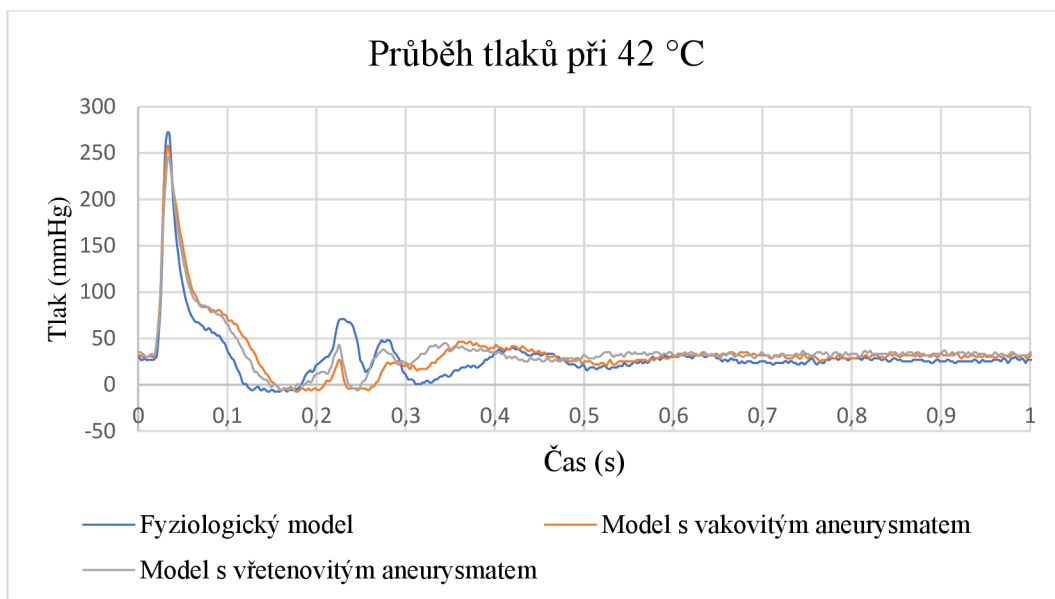
Příloha C: Přehled průběhů tlaků



Graf 1 Porovnání průběhů tlaků při 25 °C

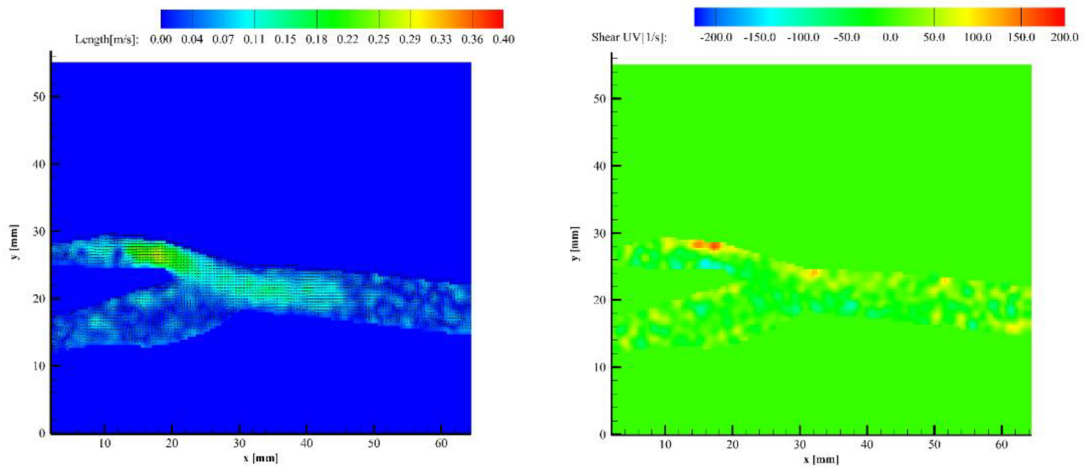


Graf 2 Porovnání průběhů tlaků při 37 °C

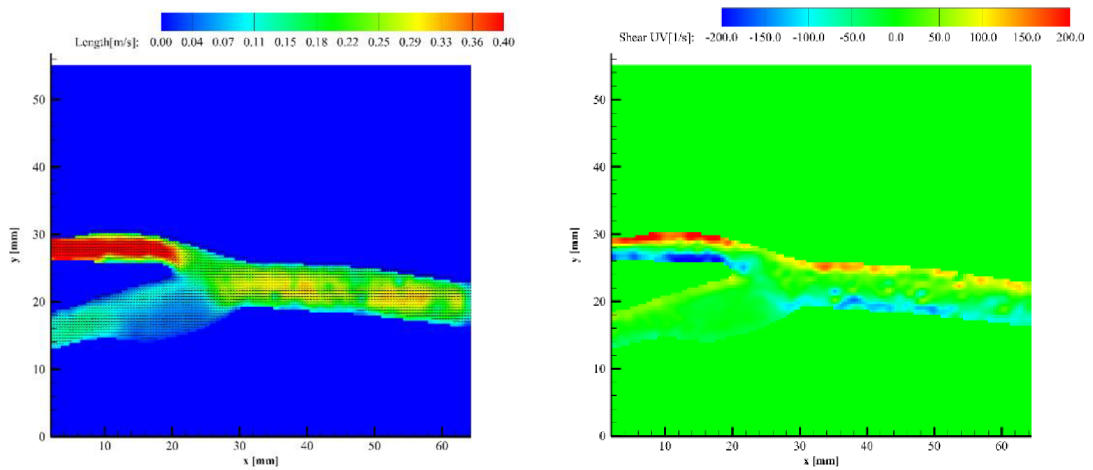


Graf 3 Porovnání průběhů tlaků při 42 °C

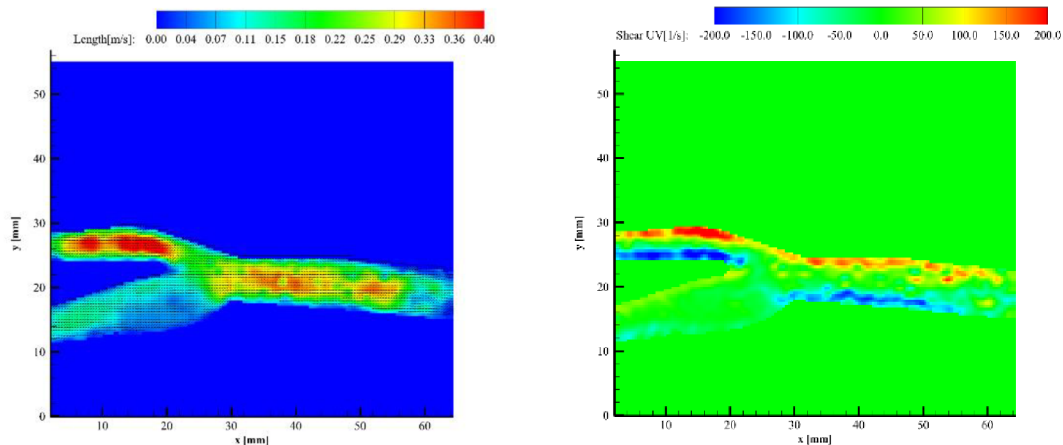
Příloha D: Rozložení rychlostních profilů a smykových napětí fyziologické karotidy v průběhu pulzu



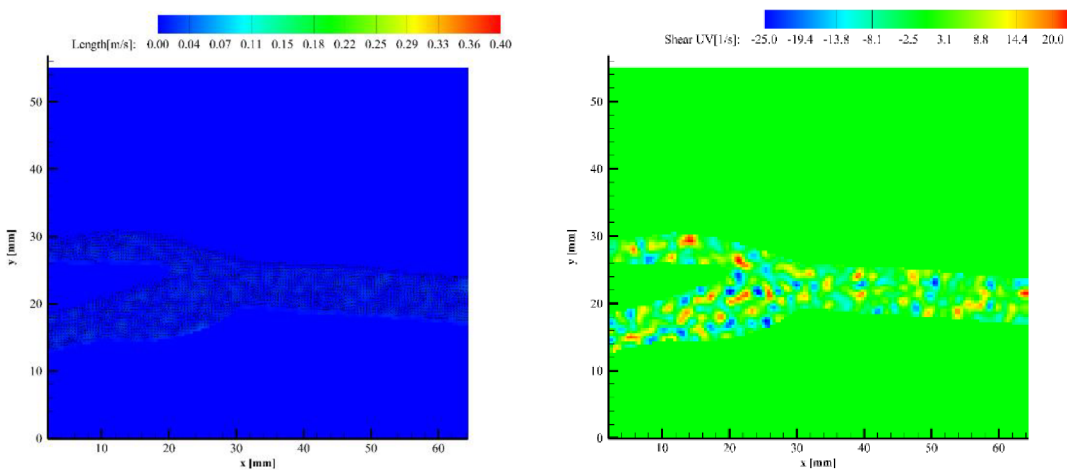
Obr. 1 Teplota 25 °C pro 0 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



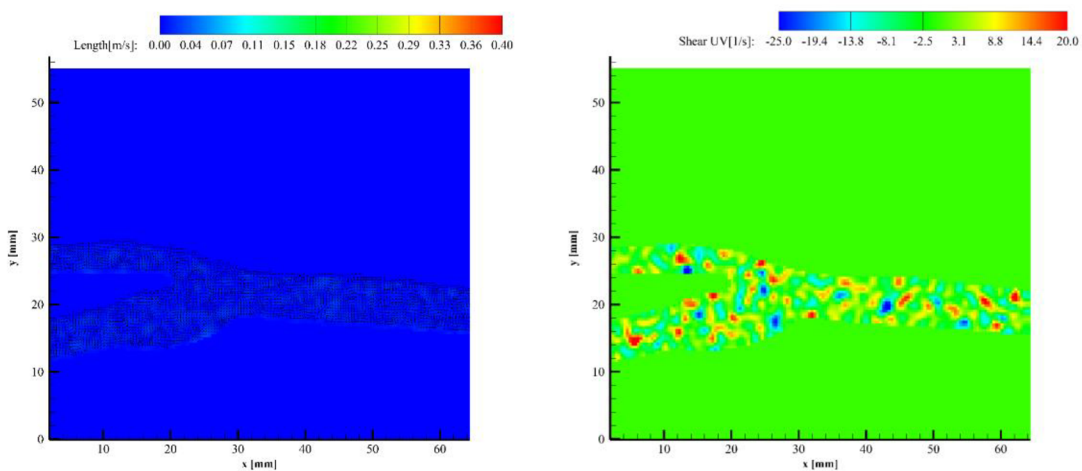
Obr. 2 Teplota 37 °C pro 0 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



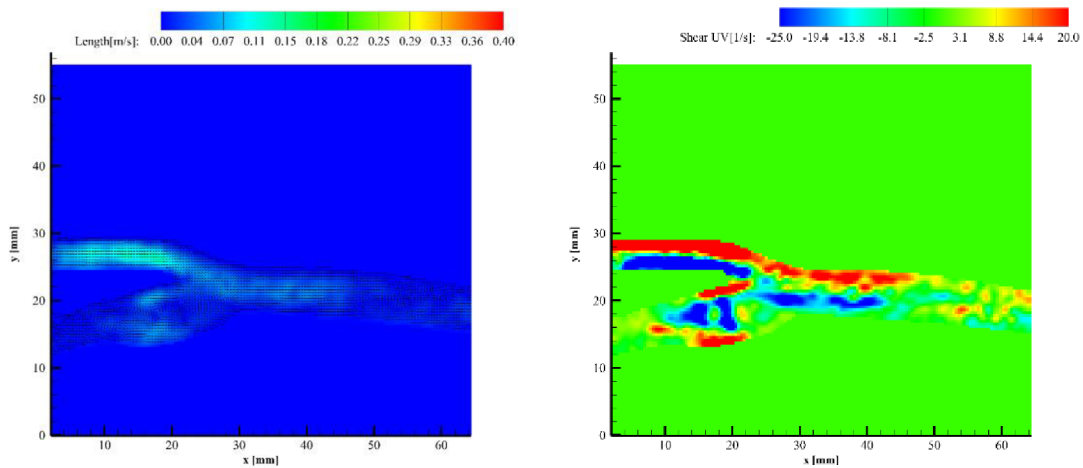
Obr. 3 Teplota 42 °C pro 0 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



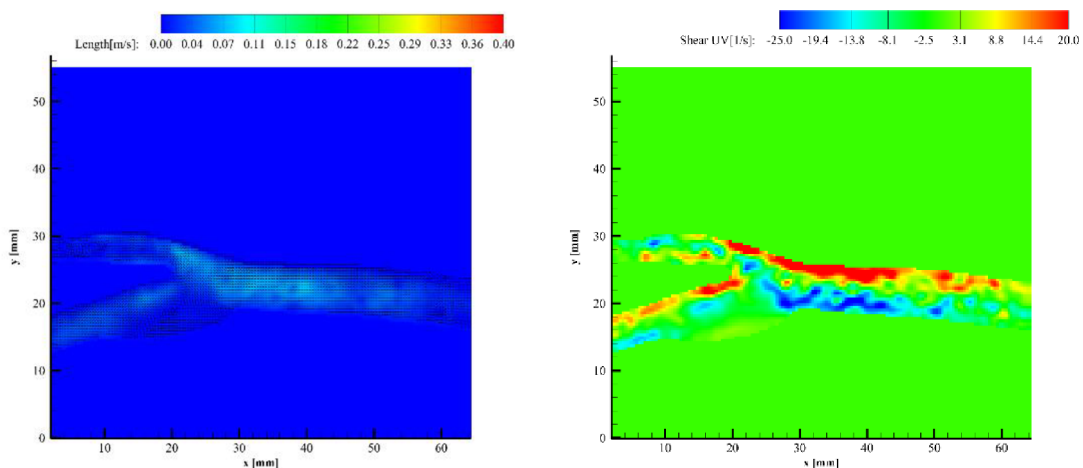
Obr. 4 Teplota 25 °C pro 205 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



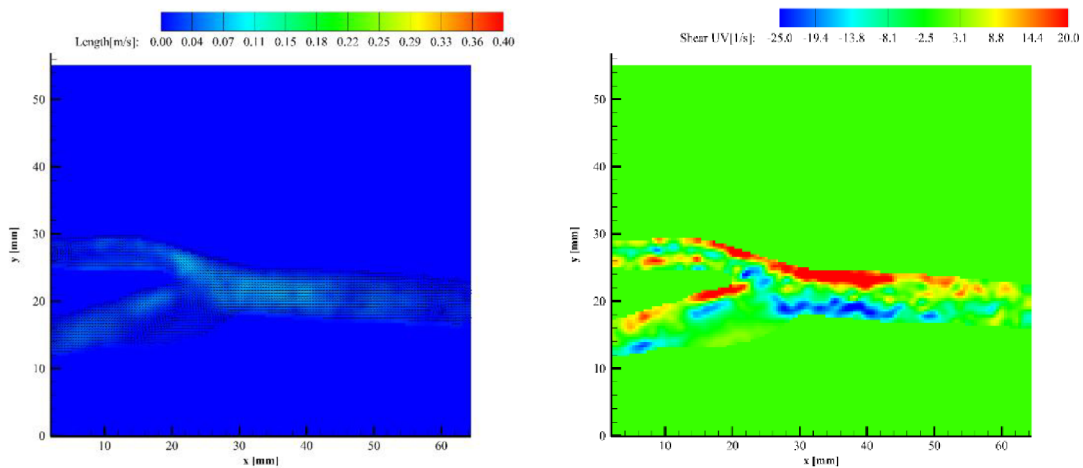
Obr. 5 Teplota 37 °C pro 205 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



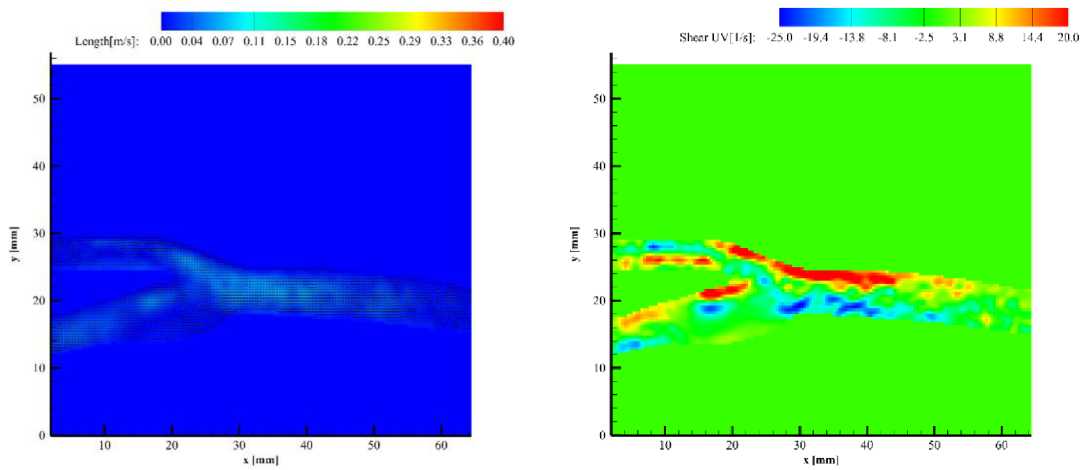
Obr. 6 Teplota 42 °C pro 205 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



Obr. 7 Teplota 25 °C pro 800 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí

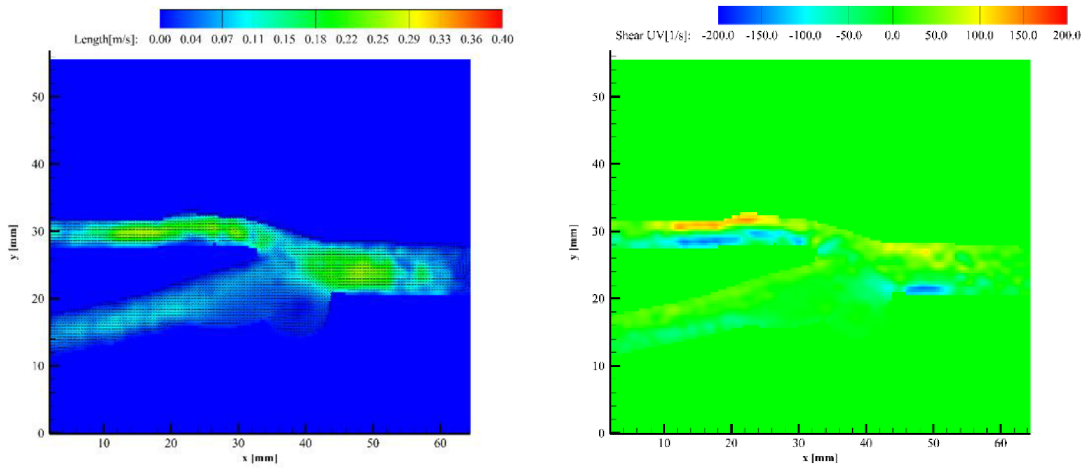


Obr. 8 Teplota 37 °C pro 800 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí

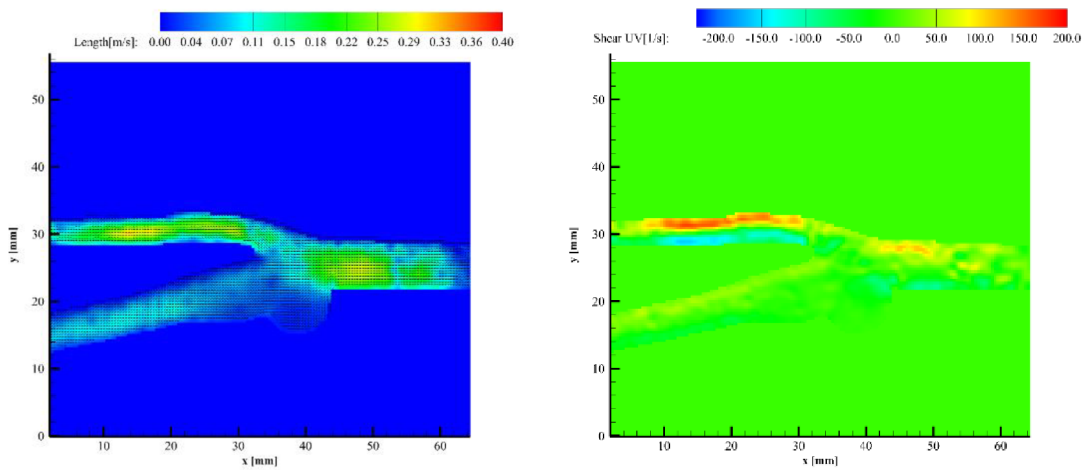


Obr. 9 Teplota 42 °C pro 800 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí

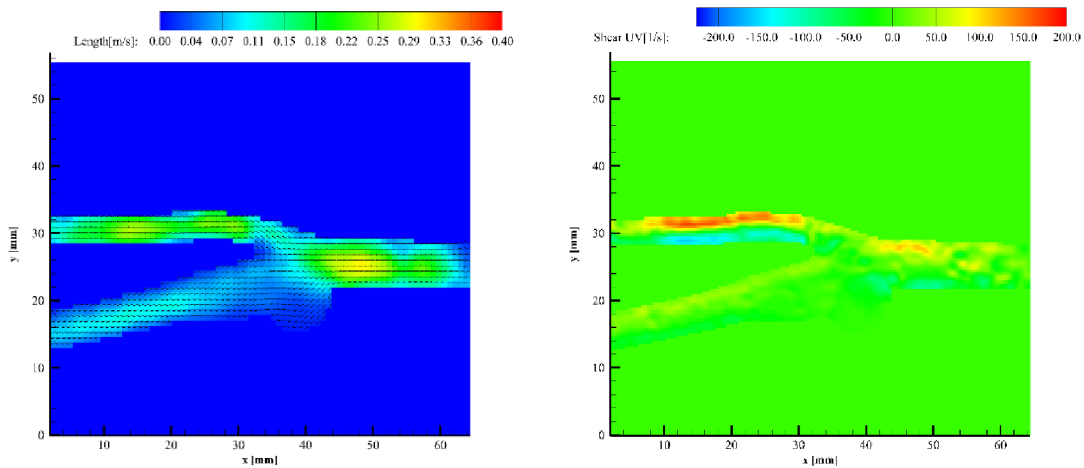
Příloha E: Rozložení rychlostních profilů a smykových napětí v karotidě s vakovitým aneurysmatem v průběhu pulzu



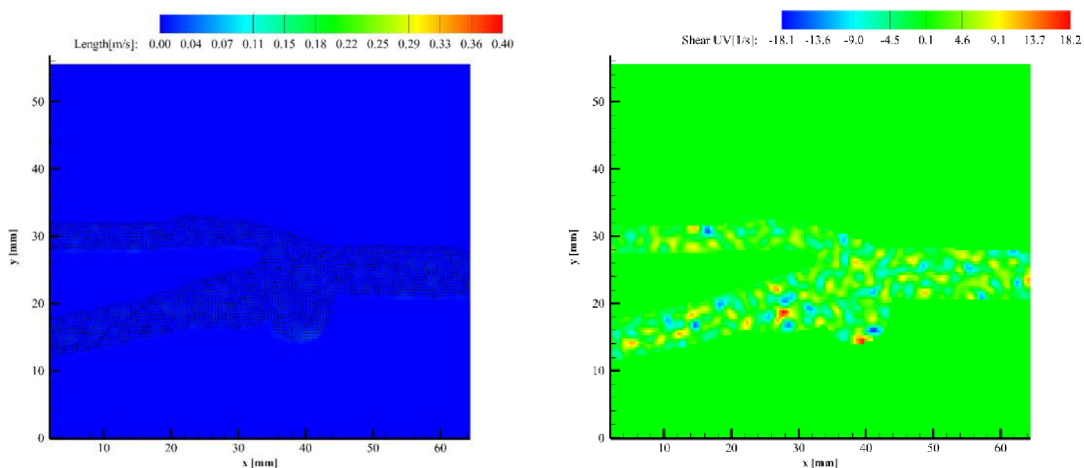
Obr. 10 Teplota 25 °C pro 0 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



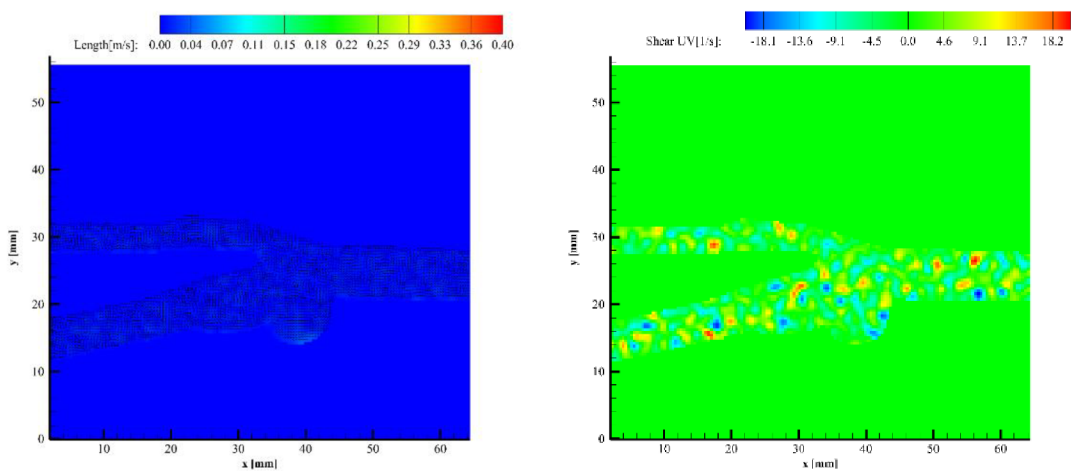
Obr. 11 Teplota 37 °C pro 0 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



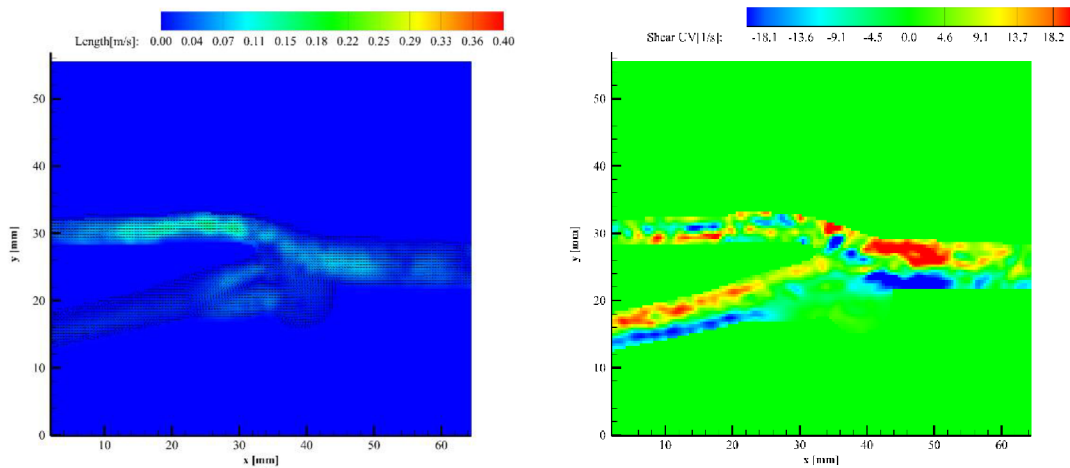
Obr. 12 Teplota 42 °C pro 0 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



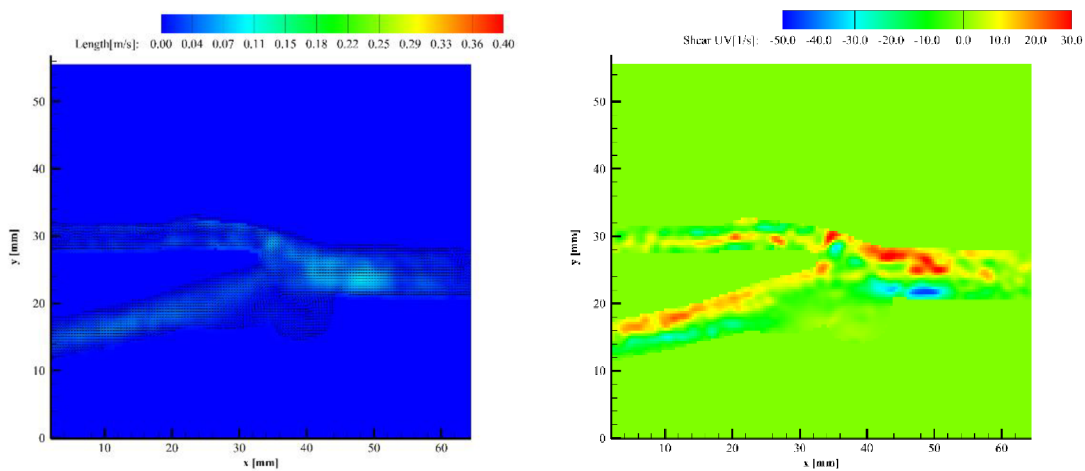
Obr. 13 Teplota 25 °C pro 205 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



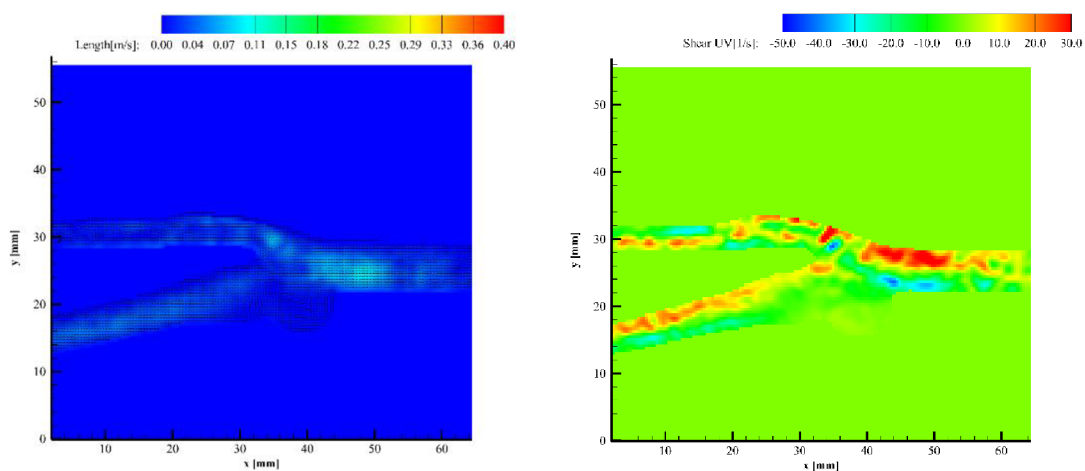
Obr. 14 Teplota 37 °C pro 205 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



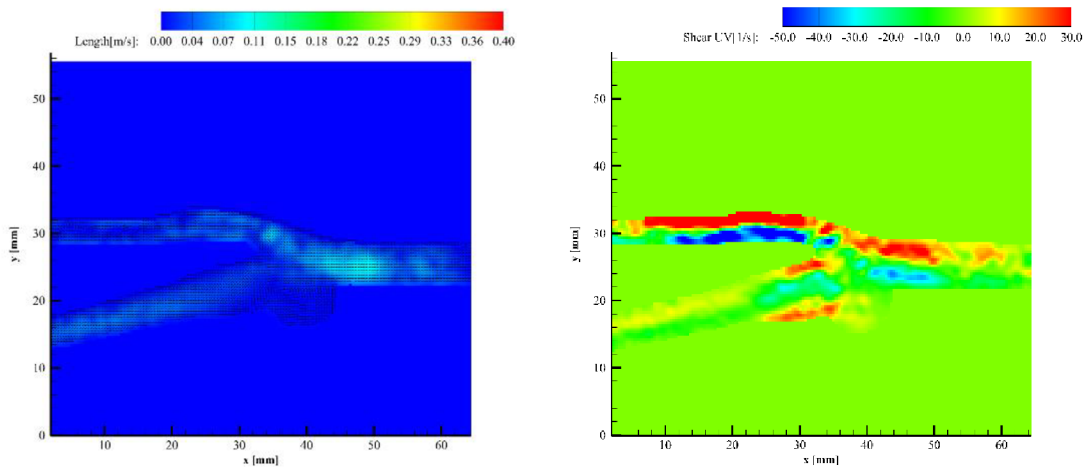
Obr. 15 Teplota 42 °C pro 205 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



Obr. 16 Teplota 25 °C pro 800 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí

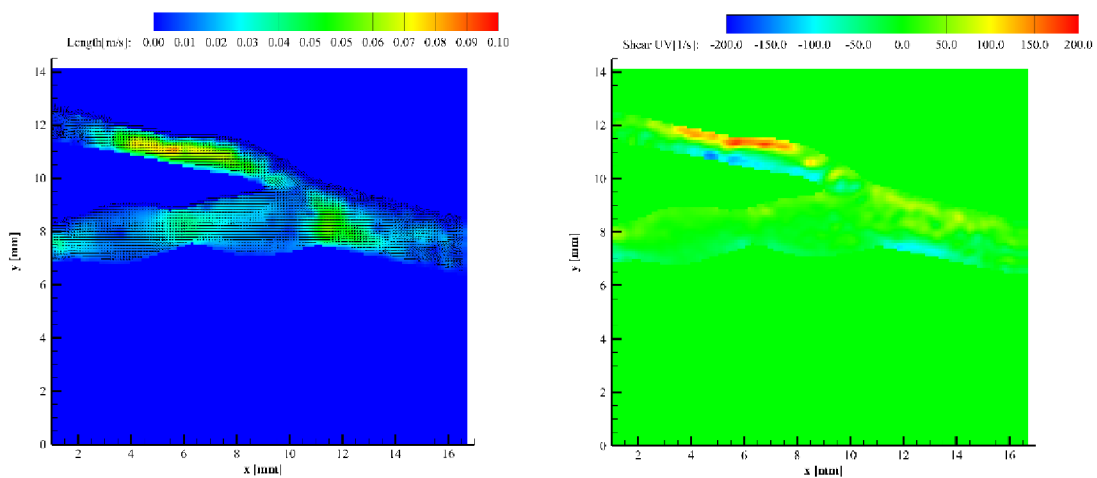


Obr. 17 Teplota 37 °C pro 800 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí

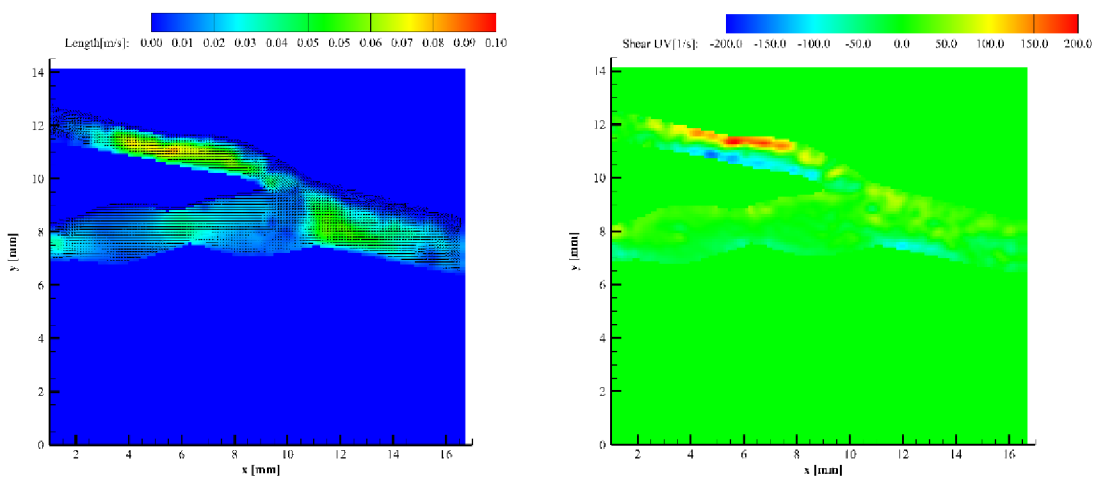


Obr. 18 Teplota 42 °C pro 800 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí

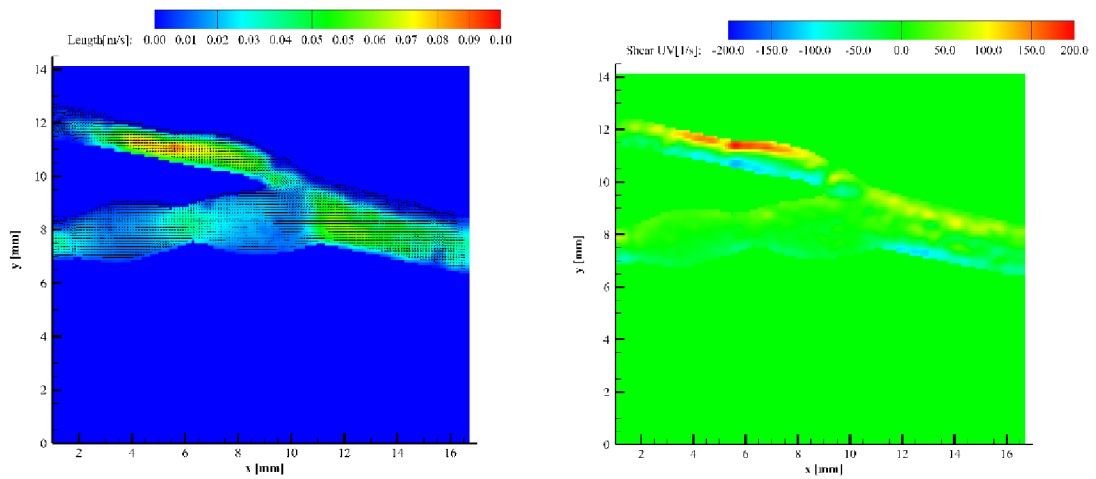
Příloha F: Rozložení rychlostních profilů a smykových napětí v karotidě s vřetenovitým aneurysmatem v průběhu pulzu



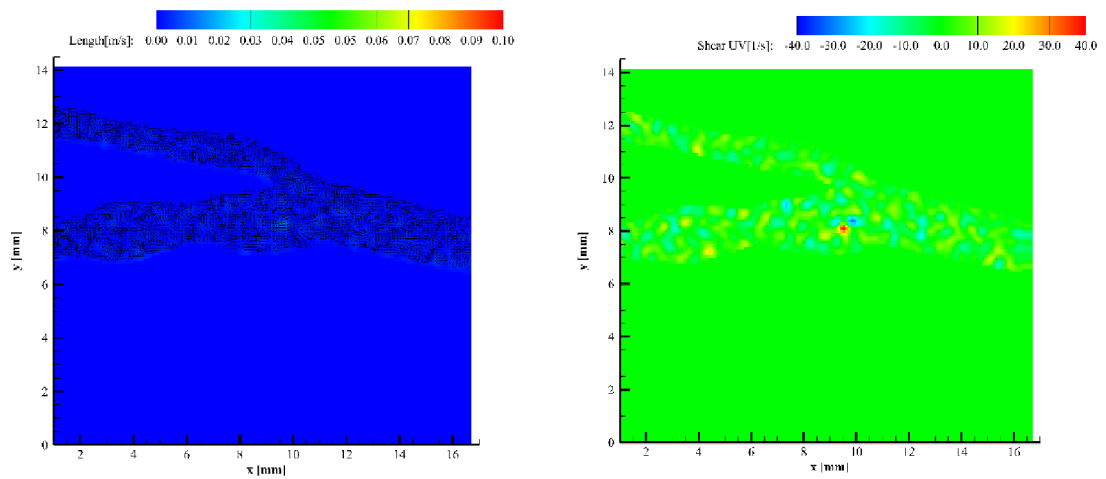
Obr. 19 Teplota 25 °C pro 0 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



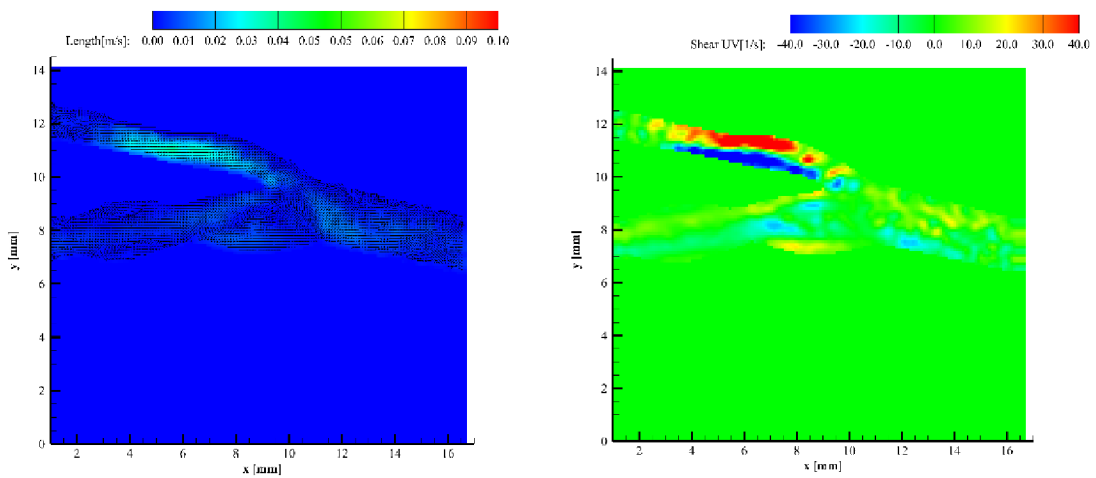
Obr. 20 Teplota 37 °C pro 0 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



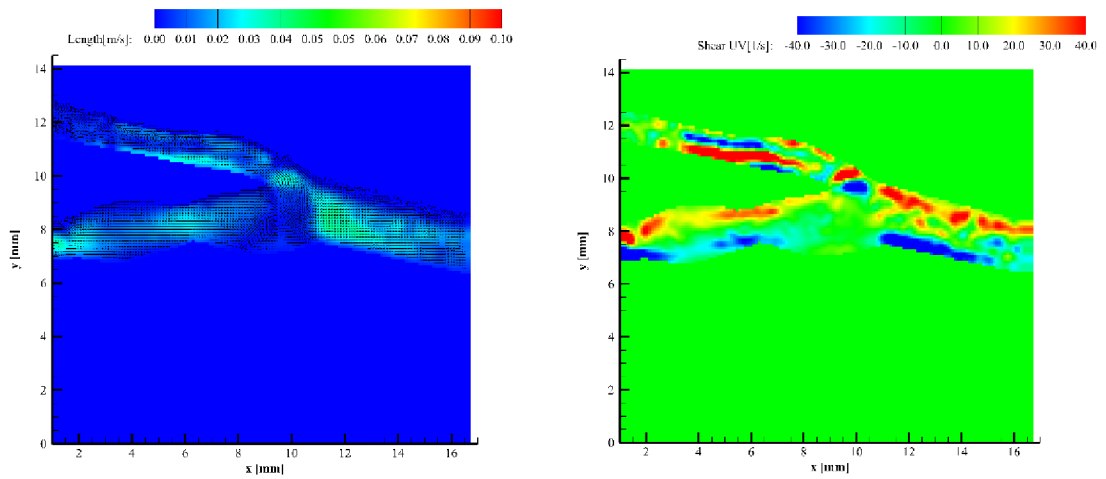
Obr. 21 Teplota 42 °C pro 0 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



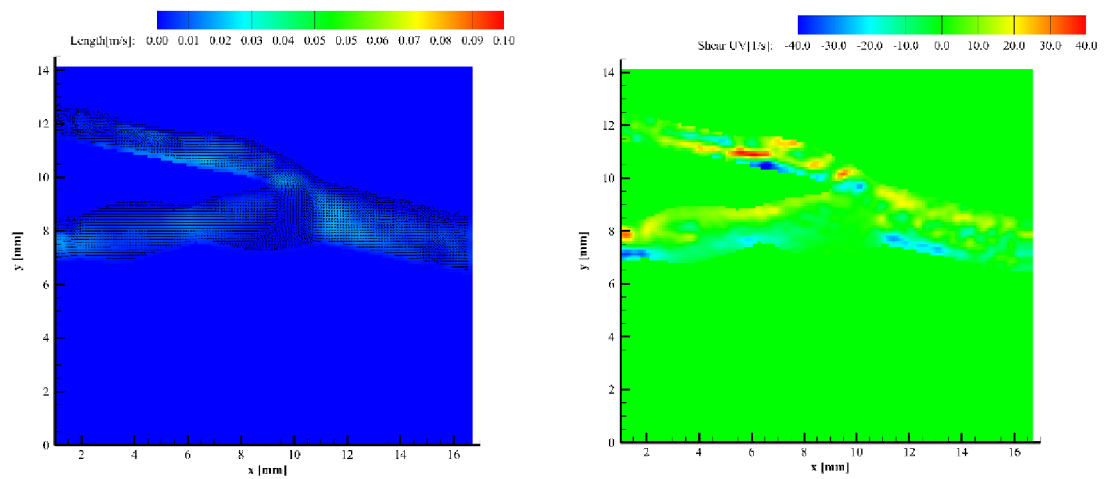
Obr. 22 Teplota 25 °C pro 205 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



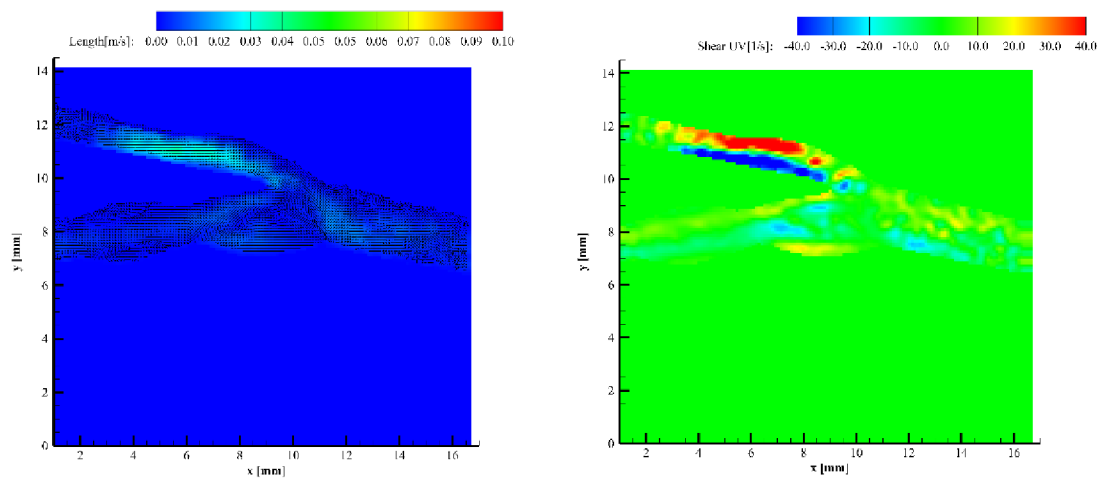
Obr. 23 Teplota 37 °C pro 205 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



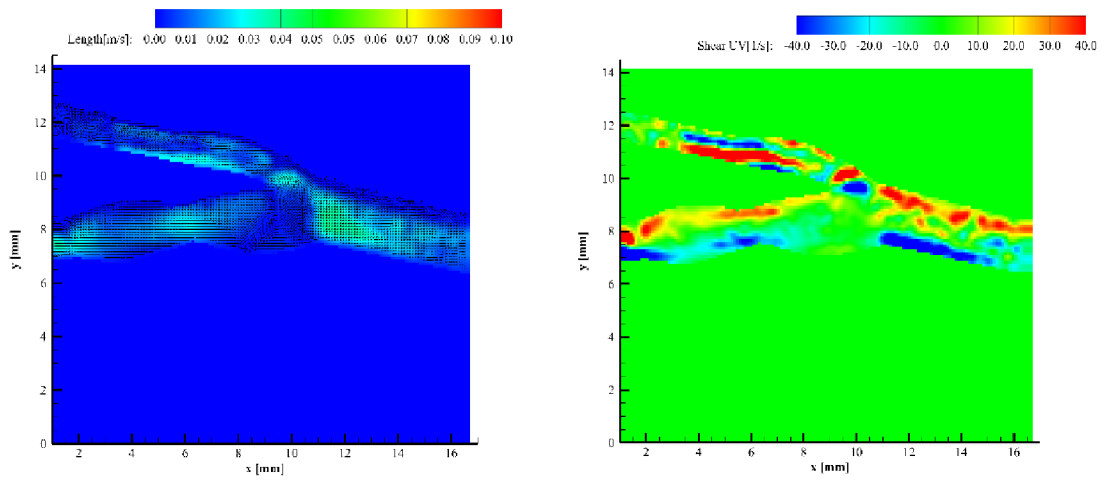
Obr. 24 Teplota 42 °C pro 205 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



Obr. 25 Teplota 25 °C pro 800 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



Obr. 26 Teplota 37 °C pro 800 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí



Obr. 27 Teplota 42 °C pro 800 ms a) rychlostní profil, b) smykové napětí