



Vliv teploty na viskozitu fantomové krve a charakter proudění ve fyziologickém modelu karotické bifurkace

Diplomová práce

Studijní program:

Autor práce:

Vedoucí práce:

N0914P360003 Biomedicínské inženýrství

Bc. Nikola Pluchová

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

Ústav nových technologií a aplikované informatiky





Zadání diplomové práce

Vliv teploty na viskozitu fantomové krve a charakter proudění ve fyziologickém modelu karotické bifurkace

Jméno a příjmení: **Bc. Nikola Pluchová**
Osobní číslo: D20000038
Studijní program: N0914P360003 Biomedicínské inženýrství
Zadávající katedra: Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2021/2022

Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

1. Rešerše metod měření teploty.
2. Měření viskozity pracovní kapaliny při různých teplotách
3. Sestavení experimentální trati s měřicími a synchronizačními prvky s využitím pulzatilního zdroje proudění.
4. Vyhodnocení výsledků statistickou analýzou a jednou z dekompozičních metod, interpretace výsledků.

Teoretická východiska:

Vnitřní tření kapalin je charakterizováno viskozitou, která závisí na přitažlivých silách mezi částicemi. Rychlost pohybu molekul je závislá na teplotě. Krev jako neneutonská kapalina mění svou viskozitu se změnou teploty. Zvýšení viskozity krve může zhoršit její oběh a zvýšit tak riziko trombózy. Krev vykazuje zvýšení viskozity v místech s nízkým smykovým napětím, které je též spojováno se vznikem kognitivních poruch u starší populace.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

1. Předpokládáme změnu proudění krve v karotické bifurkaci při změně teploty.
2. Na základě naměřených rychlostních profilů výpočet lokálního smykového napětí a vyvození interakce pružné stěny cévy na pulzatilní proudění.
3. Jakým způsobem se změní charakter proudění ?
4. Jaký je vliv změny proudění na smykové napětí v blízkosti stěny?

Metoda:

Experiment.

Technika práce, vyhodnocení dat:

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

Místo a čas realizace výzkumu:

říjen 2021 –leden 2022, Laboratoř mechaniky tekutin CXI TUL Liberec.

Vzorek:

Experimentální modely karotid.

Rozsah práce:

70-90 stran

Rozsah grafických prací:
Rozsah pracovní zprávy:
Forma zpracování práce:
Jazyk práce:

tištěná/elektronická
Čeština



Seznam odborné literatury:

- ABUGATTAS, Carolina et al. 2020. Numerical study of bifurcation blood flows using three different non-Newtonian constitutive models. *Applied Mathematical Modelling*. **88**, 529-549. DOI 10.1016/j.apm.2020.06.066
- KITTNAR, Otomar, et al. 2020. Lékařská fyziologie. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-1963-4.
- 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
- LIU, Zhendong et al. 2016. Low carotid artery wall shear stress is independently associated with brain white-matter hyperintensities and cognitive impairment in older patients. *Atherosclerosis*. **247**, 78-86. DOI 10.1016/j.atherosclerosis.2016.02.003
- 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.
- RAFFEL, Markus et al. 2018. Particle Image Velocimetry. Cham: Springer International Publishing. DOI 10.1007/978-3-319-68852-7.
- SAKELLARIOU, Sophia et al. 2016. Rôle of contrast media viscosity in altering vessel wall shear stress and relation to the risk of contrast extravasations. *Medical Engineering & Physics*. **38**(12), 1426-1433. DOI 10.1016/j.medengphy.2016.09.016
- WESTERHOF, Nicolaas et al. 2019. Snapshots of hemodynamics. Cham: Springer International Publishing. DOI 10.1007/978-3-319-91932-4.
- YAMAMOTO, Hideki et al. 2020. Measurement of human blood viscosity a using Falling Needle Rheometer and the correlation to the Modified Herschel-Bulkley model equation. *Heliyon*. **6**(9). DOI 10.1016/j.heliyon.2020.e04792
- 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 informatiky

Datum zadání práce:

30. listopadu 2021

Předpokládaný termín odevzdání:

29. července 2022

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.

2. května 2022

Bc. Nikola Pluchová

Poděkování

Chtěla bych poděkovat Ing. Darině Jašíkové, Ph.D., Ing.Paed.IGIP za odborné vedení mé diplomové práce, cenné rady, připomínky a v neposlední řadě za její trpělivost. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Janu Hujerovi, Ph.D. za pomoc při měření viskozity.

Anotace

Autor: Bc. Nikola Pluchová
Instituce: Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií
Název práce: Vliv teploty na viskozitu fantomové krve a charakter proudění ve fyziologickém modelu karotické bifurkace
Vedoucí práce: Ing. Darina Jašíková, Ph.D., Ing.Paed.IGIP
Počet stran: 86
Počet příloh: 3
Rok obhajoby: 2022

Anotace: Vnitřní tření kapalin je charakterizováno viskozitou, která závisí na přitažlivých silách mezi částicemi. Rychlost pohybu molekul je závislá na teplotě. Krev jako neneutonská kapalina mění svou viskozitu se změnou teploty. Zvýšení viskozity krve může zhoršit její oběh a zvýšit tak riziko trombózy. Krev vykazuje zvýšení viskozity v místech s nízkým smykovým napětím, které je též spojováno se vznikem kognitivních poruch u starší populace. Cílem práce je zjistit, jak velký vliv má změna teploty na viskozitu, charakter proudění, smykové napětí, tlak a vizualizovat rychlostní pole v blízkosti stěn. K měření je využita metoda Particle Image Velocimetry. Vyhodnocením naměřených dat a jejich následnou analýzou je potvrzen dopad teploty na hemodynamiku fantomové krve.

Klíčová slova: viskozita, teplota, hemodynamika, Global Imaging metoda, Particle Image Velocimetry, karotická bifurkace, smykové napětí, fantom krve, pulzatilní tok

Annotation

Author: Bc. Nikola Pluchová
Institution: Technical University of Liberec, Faculty of Health Studies
Title: Influence of temperature on phantom blood viscosity and character of flow in physiological model of carotid bifurcation
Supervisor: Ing. Darina Jašíková, Ph.D., Ing.Paed.IGIP
Pages: 86
Apendix: 3
Year: 2022

Annotation: Viscosity is the internal friction of a fluid, which depends on the attractive forces between the particles. The speed of movement of molecules depends on temperature. Blood as a non-Newtonian fluid changes its viscosity as the temperature changes. Increasing the viscosity of the blood may impair its circulation and thus increase the risk of thrombosis. Blood shows an increase in viscosity in places with low shear stress, which is also associated with the development of cognitive impairment in the elderly population. The aim of this work is to find out how much temperature changes the viscosity, flow character, shear stress, pressure and visualize the velocity field near the walls. The Particle Image Velocimetry method is used for measurement. The evaluation of the measured dataset and their subsequent analysis confirms the impact of temperature on the hemodynamics of phantom blood.

Keywords: viscosity, temperature, hemodynamics, Global Imaging method, Particle Image Velocimetry, carotid bifurcation, shear stress, phantom blood, pulsatile flow

Obsah

Seznam použitých zkratek	11
2 Úvod	13
3 Teoretická část.....	15
3.1 Anatomie karotických tepen	15
3.2 Skladba cév	15
3.3 Tepny	16
3.3.1 Arteriální tlak.....	17
3.4 Hemodynamika	17
3.5 Viskozita.....	19
3.5.1 Dynamická viskozita.....	19
3.5.2 Kinematická viskozita	20
3.5.3 Viskozita krve	20
3.5.4 Smykové napětí.....	21
3.6 Termoregulace	24
3.6.1 Řízení tělesné teploty	25
3.6.2 Horečka.....	26
3.6.3 Hypertermie a hypotermie	26
3.6.4 Využití změn teploty v medicíně	27
3.7 Měření teploty v medicíně.....	28
4 Particle Image Velocimetry.....	29
4.1.1 Základní principy	29
4.1.2 Záznam PIV obrazů.....	30
4.1.3 Analýza PIV obrazů	31
4.1.4 Chyby a limity metody PIV	31
5 Výzkumná část	35
5.1 Cíle a výzkumné předpoklady, hypotézy, výzkumné otázky	35

5.2	Metodika výzkumu.....	36
5.2.1	Model karotické bifurkace.....	36
5.2.2	Pracovní kapalina.....	39
5.2.3	Měření viskozity.....	40
5.2.4	Metodika měření.....	41
5.2.5	Sestavení experimentální trati.....	42
5.2.6	PIV systém.....	44
5.2.7	Metodika měření.....	45
5.3	Analýza výzkumných dat.....	46
5.3.1	Zpracování naměřených dat.....	46
5.3.2	Zpracování obrazových dat.....	51
5.4	Výsledky.....	59
6	Diskuze.....	78
7	Návrh a doporučení pro praxi.....	80
8	Závěr.....	81
	Seznam použité literatury.....	82
	Seznam příloh.....	86

Seznam použitých zkratek

A	ampér
ARO	anesteziologicko-resuscitační oddělení
CCA	common carotid artery
CCD	Charge Coupled Device
Cm	centimetr
cm/s	centimetr za sekundu
°C	stupeň Celsia
d	délka
F_t	třecí síla
Hz	hertz
ICA	internal carotid artery
JIP	jednotka intenzivní péče
kg/m ³	kilogram na metr krychlový
m ²	metr čtverečný
MAD	střední absolutní odchylka
MED	medián
ml	mililitr
mm	milimetr
mmHg	milimetr rtuti
Mp	zobecněný průměr
p	tlak
Pa	pascal
Pa·s	pascal sekunda
PDMS	Polydimethylsiloxan
PIV	Particle Image Velocimetry
R	odpor
Re	Reynoldsovo číslo
s	sekunda
T	teplota
U	napětí
v	rychlost
V	volt

t	čas
3D	trojdimenzionální
η	dynamická viskozita
ρ	hustota
τ_w	okamžitá rychlost smykového napětí
ν	kinematická viskozita
Ω	ohm

1 Úvod

Pohybem krve v kardiovaskulárním systému se zabývá hemodynamika. Popisuje proudění krve z fyzikálního hlediska. Jedná se o velmi složitou úlohu. Krevní oběh je velmi složitý a neustále se v něm mění krevní tlak. Srdce je generátor mechanické energie a slouží k zajištění pohybu krve. Cívami je krev vedena do periferních částí těla a zpět. Transportuje kyslík a další chemické látky a zprostředkovává oksyličení těla a látkovou výměnu. Udržuje stálost vnitřního prostředí v lidském těle.

Karotické tepny představují geometrii, která rozvětjuje průtok krve na dvě části, dělí se na vnitřní a vnější karotidu. Dodávají krev do mozku a dalších částí hlavy. V této bifurkaci jsou arterie náchylné k ukládání aterosklerotického plaku z důvodu jejich geometrie, zároveň se plak obvykle ukládá v oblastech vystavených nízkému smykovému napětí. Ateroskleróza, je celosvětově jednou z nejčastějších příčin úmrtí. Proto je důležité pochopit hemodynamiku v těchto rozvětveních.

Vnitřní tření kapalin je charakterizováno viskozitou. Viskozita závisí především na přitažlivých silách mezi částicemi kapaliny. V důsledku vnitřního tření mají různé vrstvy kapaliny různou rychlost. Molekuly se pohybují rychlostí, která závisí na teplotě, proto i viskozita je závislá na teplotě kapaliny. Krev je neneutonská kapalina a ta se změnou teploty mění svou viskozitu. Viskozita krve při 37 °C je asi 4,5krát větší než je viskozita vody při stejné teplotě. Zvýšení viskozity krve může zhoršit její oběh a zvýšit tak riziko trombózy.

Lidský organizmus si udržuje vitální funkci při teplotě v rozmezí 34 °C - 40 °C. Tělesná teplota je dána rozdílem mezi tvorbou tepla organizmem, příjmem tepla z vnějšího prostředí a výdejem tepla z organismu. Centrální část těla má stálejší a vyšší teplotu než periferie. Pro termoregulaci má největší význam kůže. Teplo reguluje tělo krevním oběhem. Přísun tepla krevním oběhem je závislý jak na rychlosti oběhu, tak na množství krve. Krev proudící na periférii se silně ochlazuje. Dochází k přestupu tepla, dynamickému ochlazování povrchu periferie.

Diplomová práce se zabývá vizualizací charakteru proudění ve fyziologickém modelu karotické bifurkace při změnách teploty. Cílem práce je zjistit, jak velký vliv má změna teploty na viskozitu, charakter proudění, smykové napětí, tlak a vizualizovat rychlostní

pole. Práce je dělena na teoretickou a praktickou část. Teoretická část se zabývá možnostmi měření teploty *in vivo* a základními informacemi potřebnými k pochopení celé problematiky. V praktické části je sestaven experimentální okruh s modelem fyziologické karotické bifurkace. V okruhu je využito pulzatilní proudění k napodobení proudění krve a vytvoření tlakového gradientu. Jsou sledovány fyziologické podmínky v laboratorním prostředí. Nebyla snaha o přesné kopírování fyziologického stavu, ale o navození modelové situace. Pracovní kapalina je vybrána, tak aby měnila viskozitu při změně teploty. Změna viskozity je změřena na vibračním viskozimetru. K měření průtoku a výpočtu smykového napětí je využita metoda PIV.

2 Teoretická část

Karotická bifurkace je místo, kde často vznikají aterosklerotické pláty a následně stenózy. Pro pochopení celé problematiky je potřeba znát anatomickou strukturu této oblasti. Tato práce se zabývá rozvětvením společné karotidy na její vnější a vnitřní větve.

2.1 Anatomie karotických tepen

Z oblouku aorty vystupují tři hlavní větve *truncus brachiocephalicus*, *arteria carotis communis sinistra* a *arteria subclavia sinistra*. *Truncus brachiocephalicus* vede kraniálně a doprava a dělí se na dvě větve *arteria carotis communis dextra* a *arteria subclavia dextra*. U *arterie carotis communis dextra* je možná variace, že odstoupí z oblouku aorty samostatně. Tato variace je funkčně nezávadná (Čihák, 2016).

Arteria carotis communis začíná tedy nesymetricky a na pravé straně je kratší o délku *truncus brachiocephalicus*. Dále už jsou tepny na obou stranách symetrické a vzestupují podél boků trachey a jícnu, za štítnou žlázou až k hornímu okraji chrupavky štítné, kde se dělí na dvě větve, vnitřní krkavici, *arteria carotis interna*, a vnější krkavici, *arteria carotis externa* (Čihák, 2016).

Arteria carotis interna probíhá na krku bez větví a vede vzhůru k lebeční spodině. Do lebky vstupuje skrz *canalis caroticus*. Na spodině mozku vytváří tepenný mozkový okruh, *circulus arteriosus cerebri Willisii*. Vnitřní krkavice jsou hlavním zdrojem krve pro mozek. *Arteria carotis externa* má osm větví a zásobuje obličej a krční orgány (Kachlík, 2018).

2.2 Skladba cév

Skladba cév se značně liší podle typu cévy a je přizpůsobena jejich funkci. Cévní stěna je složena ze tří vrstev. *Tunica externa* se skládá z adventicie a zevní elastické membrány. Adventicie má význam pro mechanické vlastnosti cévní stěny a pro pružné zakotvení cévy. Je tvořena sítí elastických a kolagenních vláken. Skrz adventicii u větších tepen

prochází cévy, které ji vyživují spolu se zevní polovinou *tunica media* (Kittnar et al., 2011).

Tunica media je tvořena hladkou svalovinou. Kontrakce této hladké svaloviny je tonického charakteru a je aktivována kalciumem. Kalcium se váže na kalmodulin. Aktivuje myosin ke spojení s aktinem a vzniká vazokonstrikce. Naopak při přesunu kalcia z cytosolu do sarkoplazmatického retikula dochází k relaxaci tedy k vazodilataci (Kittnar et al., 2011).

Tunica interna je tvořena z jednovrstevného plochého epitelu vystýlajícím cévu, endotelem. Jeho uspořádání se liší podle tkáně. Endotel vytváří nesmáčivý povrch oddělující krev od cévy. Aktivně se podílí na antitrombotickém působení. Moduluje průtok krve vlivem na hladkou svalovinu cévy a to sekrecí jak látek vazodilatačních tak vazokonstrikčních. Tyto látky jsou uvolňovány pod vlivem hemodynamických a chemických stimulů. Mezi hemodynamické stimuly patří hlavně zvýšené smykové napětí povrchu endotelové buňky. Chemické stimuly jsou především vazoaktivní látky, koagulační faktory a látky produkované trombocyty (Kittnar et al., 2011). Endotel je životně důležitý orgán. Je zásadní pro normální fyziologii cév a jeho dysfunkce vede k patofyziologickým změnám (Topper a Gimbrone 1999).

2.3 Tepny

Tepny, artérie, jsou součástí arteriálního systému velkého oběhu a vyznačují se pevnými stěnami cév. V aortě a velkých tepnách obsahují velké množství pružné tkáně. Cévy se v systole roztáhnou a přijmou tak srdcem vypuzený tepový objem, na konci systoly se zase smrští. Tepnami postupuje tlaková vlna hmatná u povrchně probíhajících tepen jako pulz. Arteriální tlaková mechanika označována jako pružníkový efekt pomáhá krevní cirkulaci a usnadňuje práci srdci. Menší tepny, arterioly, obsahují více svaloviny inervované adrenergními a cholinergními vlákny, které cévy kontrahují a rozšiřují. Systém arteriol je rozhodující pro aktuální změny tepenného tlaku a tím je řízena distribuce krve podle potřeb organismu (Navrátil a Rosina, 2005).

2.3.1 Arteriální tlak

Ve velkých arteriích měříme systolický a diastolický tlak. Systolický tlak je maximální tlak v tepně a je na vrcholu vypuzovací fáze. Jeho velikost je ovlivněna mírou kontraktility myokardu levé komory a objemem vypuzené krve. Diastolický tlak je minimální tlak v tepně a je na konci izovolumické fáze, dříve, než dojde k uzavření aortální chlopně. Jeho velikost je ovlivněna elasticitou stěn velkých tepen. Střední tlak je průměrný tlak v průběhu jednoho srdečního cyklu. Systola je kratší než diastola, proto je střední tlak nižší než poloviční hodnota mezi systolickým a diastolickým tlakem. Normální tlak v tepnách je v systole kolem 120 mmHg a v diastole 70 mmHg. Tlak v periferních tepnách je ovlivněn gravitací a polohou těla (Navrátil a Rosina, 2005).

2.4 Hemodynamika

Oběhový systém má jedinečnou strukturu. Větvení cév vytváří složité síť v těle a navozuje komplexní hemodynamiku. Chování průtoku je ovlivněno velikostí a tvarem lumen, úhlem oddělení mezi větvemi a různými zúženími krevních cév (Abugattas et al., 2020). Použití základních fyzikálních zákonů dynamiky kapalin má v biologii své hranice. Cévy nejsou hladké, pevné trubice, ale jejich průměr závisí na tlaku a na napětí hladkých svalů v cévní stěně. Tok v cévách má pulzní charakter. Krev je nehomogenní kapalina, která není ideální a řadí se mezi neneutonské kapaliny. V cévách není rychlost toku všude stejná, jak předpokládá například Bernoulliova rovnice. Při proudění kapalin dochází k posuvu molekul a překonávání třecích sil. U tekoucí reálné kapaliny s laminárním prouděním dochází k vnitřnímu tření mezi vrstvami kapaliny a tím rychlost proudění u stěny klesá a maximální rychlost je uprostřed trubice. V důsledku vnitřního tření kapalin je vektorové pole rychlosti proudění nehomogenní. Průtok tak odpovídá parabolickému tvaru rozdělení rychlosti jednotlivých vrstev (Beneš et al., 2015).

Průtok skrz cévy je umožněn rozdílem tlaků mezi jednotlivými úseky krevního řečiště. Krev proudí z míst s vyšším tlakem do míst s nižším tlakem. Tlakový gradient je tvořen srdcem a umožňuje krvi překonat odpory v krevním oběhu, který je závislý na průsvitu cév, jejich délce a viskozitě krve (Kittnar et al., 2011).

Krev má svoji specifickou viskozitu, na které se mimo jiné podílí množství hematokritu. Viskozita krve je stejně jako u dalších kapalin závislá na teplotě (Beneš et al., 2015). Vliv viskozity na periferní odpor se může projevit při patologicky zvýšené viskozitě krve nebo při snížení viskozity léky (Kittnar et al., 2011).

Ukazatelem jestli je proudění v cévě laminární nebo turbulentní je Reynoldsovo číslo, které se vypočítá z poloměru trubice R , hustoty ρ , rychlosti proudění kapaliny v a dynamické viskozity η . Hodnoty pod 1000 ukazují na laminární proudění, hodnoty nad 3000 na turbulentní proudění (viz Rovnice 1) (Beneš et al., 2015). Reynoldsovo číslo je obecný, bezrozměrný ukazatel, který lze použít pouze omezeně. Poloměr trubice R se v případě tepen mění v průběhu pulsové vlny, stejně tak rychlost proudění kapaliny se liší u stěny cévy a uprostřed. Turbulence v proudění nelze přímo vypočítat. Experimentálním měřením pro konkrétní geometrii lze stanovit Reynoldsovo číslo a využít predikci turbulencí do budoucna.

Má-li Reynoldsovo číslo vyšší hodnotu než je kritická, neznamená to, že neexistuje laminární proudění, ale je nestabilní. Výpočet Reynoldsova čísla se provádí ze středních hodnot velčin (Janalík a Štáva, 2002).

$$Re = \frac{R \cdot v \cdot \rho}{\eta} \quad \text{Rovnice 1 (Beneš et al., 2015)}$$

Při turbulentním proudění krve vznikají v krevním proudu víry, které zhoršují tokové vlastnosti krve. Průtok krve je při turbulentním proudění rovný přibližně druhé mocnině tlakového gradientu, zatímco při laminárním proudění je průtok přímo úměrný tlakovému gradientu. Vznik turbulentního proudění je tedy velkou zátěží pro srdce (Kittnar et al., 2011).

Hustota krve se pohybuje v rozmezí 1052 – 1063 kg/m³ a viskozita krve mezi 3,5 – 5,5 mPas. Při dosazení středních hodnot do Rovnice 1 vychází pro karotidu Reynoldsovo číslo 2700. Karotida má poloměr mezi 2,15 – 3,85 mm a rychlost proudění krve karotidou je 30 – 40 cm/s. Pro vznik turbulentního proudění musí být součin mezi poloměrem trubice a rychlostí proudění krve alespoň 12,8.

2.5 Viskozita

Vnitřní tření kapalin je charakterizováno viskozitou. Závisí na přitažlivých silách mezi částicemi. Vznikají brzdící síly, které brání relativnímu pohybu vrstev proudící kapaliny. Na styku dvou vrstev kapaliny se projevuje viskozita tečným napětím. Rychlejší vrstva urychluje vrstvu pomalejší a pomalejší vrstva naopak zpomaluje vrstvu rychlejší. Tečné napětí (smykové napětí) je úměrné přírůstku rychlosti dv vrstev tekutiny a nepřímo úměrné vzdálenosti dx vrstev (viz Rovnice 2).

$$\tau = \eta \frac{\Delta v}{\Delta x} \quad \text{Rovnice 2 (Rosina et al., 2021)}$$

η vyjadřuje dynamickou viskozitu.

2.5.1 Dynamická viskozita

Dynamická viskozita je definována jako síla tření, která vzniká mezi dvěma vrstvami proudící kapaliny, které se stýkají plochou 1 m^2 při jednotkovém gradientu rychlosti (viz Rovnice 3) (Beneš et al., 2015). Vrstva molekul sousedící se stěnou na ní ulpívá a prakticky se nepohybuje, nejrychleji se pohybuje vrstva v dlouhé ose trubice. Jednotlivé vrstvy se posunují po sobě a pomalejší vrstva tak brzdí třecími silami sousední rychlejší vrstvu (Kittnar et al., 2011). Dynamická viskozita je závislá na přitažlivých silách mezi částicemi. Její jednotkou je Pa·s (viz Rovnice 4).

$$\eta = \tau \frac{\Delta x}{\Delta v} \quad \text{Rovnice 3 (Rosina et al., 2021)}$$

$$[\text{kg} \cdot \text{s}^{-2} \cdot \text{m}^{-1}] \cdot \frac{[\text{m}]}{[\text{m} \cdot \text{s}^{-1}]} = [\text{kg} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}] = [\text{Pa} \cdot \text{s}] \quad \text{Rovnice 4 (autor)}$$

Rychlost pohybu molekul proudící kapaliny závisí na viskozitě. Teplota v této rovnici se explicitně nevyskytuje, ale je implicitně zahrnuta v gradientu rychlosti. Pro newtonské kapaliny platí úměra mezi tečným napětím a gradientem rychlosti. (Beneš et al., 2015).

Závislost viskozity na teplotě je možné vyjádřit Rovnicí 5, kde k má rozměr viskozity, b a θ jsou konstanty charakterizující kapalinu (Holubová, 2014)

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

2.5.2 Kinematická viskozita

Kinematická viskozita je dynamická viskozita v poměru s hustotou (viz Rovnice 6). Rychlost pohybu molekul kapalin je závislá na teplotě. Čím vyšší je viskozita kapaliny, tím víc je brzděn pohyb kapaliny. Její jednotkou je $\text{m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$.

$$v = \frac{\eta}{\rho} \quad \text{Rovnice 6 (Beneš et al., 2015)}$$

2.5.3 Viskozita krve

V medicíně má význam viskozita krve. Její hodnota je při 37 °C asi 4,5krát větší než viskozita vody při stejné teplotě a mají na ni hlavně vliv červené krvinky. V tomto případě hovoříme o dynamické viskozitě. Viskozita krve je při konstantní teplotě závislá na hematokritu (Beneš et al., 2015). Za fyziologických okolností se viskozita krve projevuje v cévách, jejichž průměr je větší než průměr erytrocytu (Kittnar et al., 2011). Viskozita tělesných tekutin se udává v relativních jednotkách, kdy 1 = viskozita vody. Viskozita krve se zvyšuje při vyšším hematokritu nebo při poklesu rychlosti proudící krve. Je důležité ji sledovat při podávání většího množství erytrocytů nebo po patologickém zmnožení červených krvinek (Rosina et al., 2021).

Krev, jako suspenze erytrocytů v relativně homogenním roztoku, je typicky neneutonská kapalina. Neneutonské kapaliny jsou heterogenní kapaliny. Viskozita těchto kapalin není stálá při dané teplotě, ale kolísá se smykovou rychlostí. Závislost smykového napětí na smykové rychlosti není lineární. Viskozita krve klesá s rostoucí smykovou rychlostí (Westerhof et al., 2019).

Viskozita krve u mužů je větší než u žen. Porozumění stavu viskozity krve a toku v cévách je důležité z hlediska kardiovaskulárních onemocnění a jejich diagnostiky, jako jsou mrtvice a infarkt myokardu, ale také pro preventivní medicínu a péči o zdraví. Měření viskozity komplikuje koagulace krve mimo tělo. Krev vykazuje zvýšení viskozity v místech s nízkým smykovým napětím (Yamamoto et al., 2020). Jako problematické se jeví při vyšetřování krevního řečiště používání kontrastních látek s vyšší viskozitou, než má krev. Používání těchto látek zvyšuje extravazaci (Sakelariou et al., 2016).

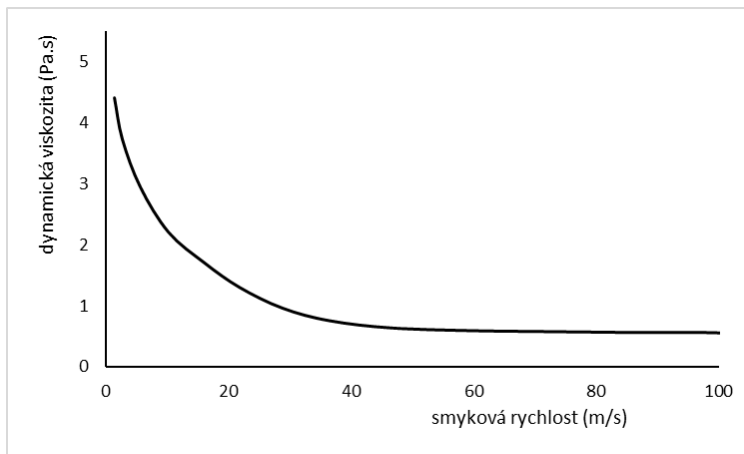
2.5.4 Smykové napětí

Třecí síla F_t mezi dvěma paralelně se pohybujícími sousedními vrstvami kapaliny, která je vztažena na jednotku plochy S kontaktu těchto vrstev, se nazývá smykové napětí (viz Rovnice 7) (Kittnar et al., 2011).

$$\tau = \frac{dF_t}{dS} \quad \text{Rovnice 7 (Holubová, 2014)}$$

Smykové napětí je dáno součinem rychlostního gradientu a dynamické viskozity (viz Rovnice 2). Vektor smykového napětí je tangenciální a je přímo úměrný rychlosti toku a nepřímo úměrný poloměru cévy. Velikost středního smykového napětí je 1,5 Pa a s věkem se snižuje. Jeho hodnota je nejnižší uprostřed cévy a nejvyšší u stěny. Dále je ovlivněno poloměrem cév a jejich geometrií (Navrátil a Rosina, 2005).

Rozdíl rychlosti dvou sousedních vrstev při jejich jednotkové vzdálenosti se nazývá smyková rychlost. Pro newtonské kapaliny platí, že závislost smykového napětí na smykové rychlosti je lineární. Viskozita newtonské kapaliny se dá vypočítat jako poměr smykového napětí a smykové rychlosti (viz Obr. 1) (Kittnar et al., 2011). Při nízkých smykových rychlostech mají erytrocyty tendenci se shlukovat a velikost shluků je úměrná rychlosti smykové deformace (Navrátil a Rosina, 2005).



Obr. 1 Vztah dynamické viskozity a smykové rychlosti (Navrátil a Rosina, 2005)

2.5.4.1 Smykové napětí v cévách

Pulzačním prouděním vznikají gradienty smykového napětí. V zakřiveních a bifurkacích je narušené laminární proudění a vzniká turbulentní proudění, které má přímý vliv na smykové napětí a tím vliv na endotel (Resnick et al., 2003). Smykové napětí stěny hraje důležitou roli krátkodobě i dlouhodobě. Krátkodobě ovlivňuje vasomotorický tonus a dlouhodobě může způsobit poškození endotelu nebo podpořit vznik aterosklerózy (Westerhof et al., 2019). Arterie se změnou svého průsvitu snaží udržet hodnotu smykového napětí v rozmezí 1,5 - 2 Pa. Tento rozsah je důležitý pro stimulaci endotelu a syntézu vazoaktivních látek (Čapek et al., 2018). V karotické tepně je střední smykové napětí vyšší než v branchiální a femorální tepně (Reneman a Hoeks, 2008). Abnormální hodnoty vedou k endoteliální dysfunkci a mají negativní dopad na chování a vnitřní strukturu cévy. Při hodnotě pod 0,5 Pa přechází endotel do protrombického stavu a cévní stěna začíná být náchylnější na zánětlivé procesy. Okamžitá velikost smykového napětí na stěně lze vypočítat z dynamické viskozity η , normálového vektoru na stěně cévy n a vektoru rychlosti $v = [v_1, v_2, v_3]$ viz Rovnice 8 (Čapek et al., 2018).

$$|\tau_w| = \eta \left| \frac{\partial v}{\partial n} \right| \quad \text{Rovnice 8 (Čapek et al., 2018)}$$

Časově zprůměrovaná velikost smykového napětí na stěně lze dopočítat podle Rovnice 9, kde T je perioda srdečního cyklu a $|\tau_w|$ je okamžitá rychlost smykového napětí na stěně.

$$|\tau_{wt}| = \frac{1}{T} \int_0^T |\tau_w| dt \quad \text{Rovnice 9 (Čapek et al., 2018)}$$

Smykové napětí poskytuje důležité informace související s progresí kardiovaskulárních onemocnění. Výpočet smykového napětí stěny krční tepny je nezbytný pro určení, které zóny jsou nejvíce ohroženy rozvojem aterosklerózy nebo zhoršením stenózy. Pochopení smykového napětí je složité kvůli nerovnostem nacházejících se v lumen tepny. K jeho aproximacím se využívají rychlostní pole získaná z magnetické rezonance, která jsou vysoce závislá na rozlišení zařízení a mohou poskytovat spolehlivé výsledky v průběhu času. Další z přístupů využívá magnetickou rezonanci k vizualizaci tepen a poté se využívá metod Computational Fluid Dynamics k výpočtu rychlostních polí a smykového napětí, což je užitečné pro analýzu hemodynamiky konkrétního pacienta. Z těchto a dalších studií bylo zjištěno, že nejcitlivější oblasti vykazují nízké smykové napětí, zatímco oblasti vystavené vysokému smykovému napětí jsou bez usazenin (Abugattas et al, 2020). K přesnému posouzení rychlostních profilů v arteriích se dají použít fluorescenčně značené částice jako indikátory toku sledované pomocí ultrazvuku nebo magnetické rezonance. Smykové napětí se odhaduje jako součin rychlosti smyku a viskozity plazmy a plné krve (Reneman et al, 2006).

Dále hraje roli v embryonálním vývoji kardiovaskulárního systému. Nelze jej měřit *in vivo*. Je odvozován z rychlostního profilu a viskozity krve na stěně. Rychlostní profily lze měřit pomocí magnetické rezonance nebo pomocí ultrazvukového Dopplera. Výpočty jsou pouze extrapolací, protože měření rychlosti blízko stěn cév není možné, stejně tak není známá viskozita krve poblíž stěny, protože v oblasti blízkosti stěny je relativní nepřítomnost erytrocytů a bylo by potřeba též zohlednit změnu průměru tepny v průběhu srdečního tepu (Westerhof et al., 2019). Zvýšení smykového napětí vede k tvorbě nových cév (Resnick et al., 2003).

Snížení smykového tření je spojováno i se vznikem kognitivních onemocnění u starší populace. Množství lidí trpících demencí rostou, to souvisí s prodlužováním délky života. Průřezová studie (Mutsaerts et al, 2011) prokázala, že karotické smykové napětí významně koreluje s přítomností periventrikulární hyperintenzity bílé hmoty a s cévními mozkovými příhodami, dále upozorňuje na větší význam smykového napětí v diastole než v systole. Studie Liu et al., (2016) však toto tvrzení nepotvrzuje. U pacientů trpících

Alzheimerovou chorobou a mírnou kognitivní poruchou bylo smykové napětí v karotidě výrazně nižší v porovnání se zdravým pacientem (Van Es et al., 2009).

2.6 Termoregulace

Teplota je důležitým faktorem pro život. Ovlivňuje aktivitu bílkovin a tekutost membrán. Normální tělesná teplota zdravého dospělého člověka je v rozmezí 36 až 37 °C. Subfebrilní se nazývá teplota mezi 37 a 37,9 °C, nad 38 °C se označuje jako febrilní. Teplota na povrchu těla je závislá na termoregulačních pochodech a je ovlivněna okolní teplotou. Hluboké části těla si udržují stálou teplotu. Všechny orgány jsou zásobovány arteriální krví o stálé teplotě, tudíž jejich teplota je závislá na velikosti průtoku krve a na okamžité změně úrovně metabolismu. Tělesná teplota se individuálně liší a mění se v průběhu dne. Nejnižší teplota je během spánku a nejvyšší je v průběhu denní aktivity. U žen se teplota mění v průběhu menstruačního cyklu (Kittnar et al., 2011).

Ztrátám tepla vedením účinně zabraňuje kůže a podkožní vrstvy s velkým obsahem tukové tkáně. Průtok krve v kůži má primárně termoregulační význam. Nutriční význam je mnohem nižší. Na základě teploty prostředí se výrazně mění průtok krve kůží, který je řízen aktivitou sympatiku. V chladném prostředí při nízké produkci tepla je průtok kůží minimální. Na povrchu kůže má krev téměř stejnou teplotu jako prostředí a ohřívá se od okolní tkáně a tepennou krví z paralelně umístěných tepének. Tento systém zajišťuje udržení teploty v těle. V částech těla, kde je povrch vzhledem k objemu tkáně velký, obchází z části krev kapiláry pomocí arteriovenózních anastomóz. Teplota je udržována dostatečně, aby nedošlo k poškození tkáně. Naopak při velmi vysokých teplotách okolí nebo při velké produkci tepla dojde k vazodilataci a průtok krve kůží se může zvýšit až několikanásobně (Kittnar et al., 2011).

Stálost tělesné teploty je závislá na udržení rovnováhy mezi tvorbou a ztrátami tepla v organismu. Termogeneze je jev, při kterém se uvolní teplo během přeměny energie chemických vazeb živin oxidačními procesy. Obligatorní termogeneze označuje teplo uvolněné při metabolické aktivitě všech tkání za klidových podmínek. Fakultativní termogeneze je tepelná energie, která je uvolňována pro potřeby termoregulace. Hlavní pro ni je svalová činnost, změna svalového tonu a svalový třes, třesová termogeneze.

Třesová termogeneze se neuplatňuje u novorozenců a dětí do jednoho roku. Jediným způsobem fakultativní termogeneze je u nich netřesová termogeneze, kdy se teplo uvolňuje z hnědého tuku a je z tukové tkáně rozvedeno krví. Metabolická termogeneze je podmíněná změna metabolismu endokrinně při dlouhodobému vystavení chladnému prostředí (Kittnar et al., 2011).

Ke změně teploty dochází přenesením tepla z těla do jeho okolí. Přenos tepla do okolí je podmíněn velikostí a směrem teplotního spádu. Teplo se přenáší beze změny skupenství zářením, vedením, prouděním, u změny skupenství při odpařování vody. Vedení probíhá mezi objekty, které se dotýkají. Uplatňuje se teplotní vodivost materiálu, se kterým je tělo v kontaktu (Houdas a Ring, 1982). Při záření se teplo přenáší ve formě elektromagnetických vln infračervené části spektra. Množství energie je závislé na rozdílu povrchové tělesné teploty a teploty předmětů v okolí. Jedná se zhruba o polovinu tepelného výdeje. Prouděním se předává teplo mezi tělem a pohybujícím se médiem. Množství předané energie závisí na teplotní vodivosti. Suchý vzduch ji má malou, voda nebo vlhký vzduch může způsobit vyšší tepelné ztráty. Při odpařování vody z povrchu těla se energie využije na změnu skupenství. Rychlost vypařování je závislá na pohybu vzduchu a jeho vlhkosti. Tento mechanismus je využíván v podmínkách, kdy teplota okolí je vyšší než tělesná nebo při velké svalové činnosti u které vzniká velké množství tepla. Voda se odpařuje z povrchu dýchacích cest a voda difundující z hlubších vrstev kůže. Odpařování tvoří asi čtvrtinu energie bazálního metabolismu a není řízen termoregulačními mechanismy (Kittnar et al., 2011).

2.6.1 Řízení tělesné teploty

K řízení termoregulace jsou v těle obvyklé 3 prvky regulačního obvodu a to termoreceptory, hypotalamická řídicí centra a termoregulační efektorové mechanismy. Termoreceptory se dělí na kožní a vnitřní. Kožní termoreceptory jsou buď chladové, reagují na ochlazování kůže, nebo tepelné, zvyšují frekvenci akčních potenciálů s růstem teploty. Jsou to specializovaná nervová zakončení. V různých oblastech těla jsou zastoupeny s různou četností. Vnitřní termoreceptory jsou přítomné v hypotalamu a míše jako termocitlivé neurony. Jako termostat jsou označovány hypotalamická řídicí centra. Informace z termoreceptorů, signály z mozkové kůry a údaje o endokrinním stavu

interaguje hypotalamus. Hodnota teploty, se kterou jsou porovnávány naměřené hodnoty, je závislá na biologických rytmech a na působení některých imunomodulačních stavů. Hypotalamus reaguje už na velmi malé odchylky od náležitého stavu. Termoregulační efektorové mechanismy lze rozdělit na mechanismy, které snižují tělesnou teplotu jako vazodilatace, pocení a snížení termogeneze a na mechanismy, které zvyšují tělesnou teplotu jako vazokonstrikce v kůži, piloerekce, třes a další formy svalové činnosti a aktivace dalších forem termogeneze. Oblast tělesné teploty, při které není potřeba žádného termoregulačního úsilí, se nazývá oblast teplotně komfortní. Oblast vazomotorické regulace je oblast, ve které se při nutnosti změny výdeje tepla do okolí mění intenzita kožního průtoku a tím se změní intenzita a směr přenosu tepla. Když už není tato změna dostačující a teplota klesá, začnou se uplatňovat různé formy svalové aktivity. Při zvyšující se teplotě se aktivuje činnost potních žláz a teplo se využije na odpařování vody (Kittnar et al., 2011).

2.6.2 Horečka

Horečka vzniká při změně nastavení hypotalamického termostatu při obranných mechanismech organismu. Při obranných reakcích jsou uvolňovány endogenní pyrogeny, které změní nastavení termostatu. Někdy mohou změnu vyvolat i látky produkované přímo původci onemocnění, např. bakteriální pyrogeny. V začátku onemocnění lze pozorovat projevy snahy organismu o zvýšení tělesné teploty, jako jsou třes nebo bledá kůže v důsledku změny nastavení hypotalamického termostatu. Po odeznění akutní fáze nebo podání antipyretik je pokles teploty zajištěn pocením a kožní vazodilatací (Kittnar et al., 2011).

2.6.3 Hypertermie a hypotermie

Hypertermie je stav přehřátí organismu. Může k němu dojít v důsledku těžké práce v horkém počasí, kdy mechanismy termoregulace nezvládají nebo nefungují. Horečka je patogenním příznakem, kdy vlivem patogenů dochází ke změně nastavení centra pro regulaci teploty v hypotalamu. Horečka nad 42 °C způsobuje denaturaci bílkovin.

Hypotermie nastane, když teplota jádra klesne pod 35 °C. Při teplotě pod 32,2 °C se zpomalí dýchání a mohou se začít objevovat poruchy srdečního rytmu. Při teplotě kolem 30 °C pacient upadne do bezvědomí. Při snižování teploty klesá i bazální metabolismus, ten se dostane na polovinu normální hodnoty při 28 °C (Rokyta, 2015).

2.6.4 Využití změn teploty v medicíně

Hypertermie lze využít při likvidaci nádorové tkáně. Dělí se na lokální, kdy se ohřívají povrchově uložená ložiska do hloubky 3 – 4 cm a regionální, kdy se ohřívají hluboce uložené tkáně a orgány a celotělovou. U intersticiální hypertermie lze zavést aplikátory přímo do postižených tkání a u intrakavitální se zavádí do dutin (Zoul, 2012). Nejčastěji se využívá interval mezi 42,5 – 45 °C. Doba léčby je mezi 45 minutami a 1 hodinou. Nejvyšší účinek dosahuje hypertermická léčba u tkání s minimálním průtokem krve, tudíž dochází k rozdílnému ochlazení nádorové tkáně a normální tkáně. Výsledkem působení tepelnou energií na buňku je změna pH vnitřního prostředí, což vyvolá zastavení reparačních dějů nebo dojde přímo k lýze buněk. Léčbu je nutné provádět opakovaně (Navrátil a Rosina, 2005).

Hypotermie se využívá při operacích na srdci, aby se předešlo poškození mozku. Při zchlazení těla má mozek podstatně sníženou spotřebu kyslíku (Navrátil a Rosina, 2005). Hypotermie snižuje poptávku mozkových buněk po kyslíku a zabraňuje tak vzniku laktátu a následné buněčné acidózy. Metoda hluboké hypotermické oběhové zástavy se využívá při operacích na aortálním oblouku. Při částečné náhradě aortálního oblouku se pacient chladí až na 19 °C a při náhradě celého oblouku se chladí na 18 °C (Ziganshin a Elefteriades, 2013).

Terapeutická hypotermie se dle studií dá využít i jako první pomoc při srdečním selhání, aby se zabránilo mozkové ischemii. Je doporučeno snížit teplotu na 32 – 34 °C po dobu 12 – 24 hodin. Jako účinná se řízená hypotermie jeví i při mrtvici nebo úrazu hlavy. Při změně teploty se změní i viskozita krve a tím se změní charakter proudění. Jako efektivní pro ochlazení tkáně mozku se ukázalo ochladit oblast krku (Li et al., 2018).

K neúmyslné perioperační hypotermii může dojít u pacientů v anestezii při otevřených operacích. Perioperační hypotermie vyvolává řadu závažných komplikací, jako je zrychlení srdeční frekvence v důsledku přírůstku spotřeby kyslíku v těle, inhibice srážení krve a s tím související zvýšení krevních ztrát, ovlivnění imunitního systému a v důsledku toho může dojít k infekci v ráně. Numerická simulace ukazuje, že klesající teplota vede k nárůstu oblasti s nízkým smykovým napětím, a to může vést k hypotermii a vzniku aterosklerózy (Zhang et al., 2020).

2.7 Měření teploty v medicíně

Teplota je fyzikální veličina popisující stav biologického systému. Pomocí teploty je možno identifikovat velké množství jeho poruch (Navrátil a Rosina, 2005). Pro měření teploty se využívá několika fyzikálních jevů, jako jsou roztažnost látek, změna elektrického odporu, termoelektrického jevu nebo světelného záření. Teploměry rozdělujeme podle principu, který využívá na dilatační, odporové, termoelektrické a teploměry využívající jiné principy (Beneš et al., 2015). Dále se dají rozdělit podle interakce s organismem na invazivní metody, kdy je snímač zaveden do organismu a na neinvazivní metody. Neinvazivní metody se dají rozdělit na dotykové a bezdotykové (Navrátil a Rosina, 2005).

Tělesná teplota se nejčastěji měří v axile (podpažní jamce), lze nahradit měřením v tříse. U novorozenců a kojenců se obvykle měří v rektu. Naměřená teplota je o 0,5 °C vyšší než v axile. Velmi přesnou metodou měření je v zevním zvukovodu, kdy se teplota měří v blízkosti ušního bubínku. V zahraničí se často měří teplota v ústech. Pro kontinuální měření je vhodné měřit z povrchu kůže. Pro zjištění bazální teploty závislé na menstruačním cyklu se měří ve vagině. Invazivně lze měřit v jícnu, pulmonální arterii nebo v močovém měchýři (Vytejková, et al., 2015).

V medicíně se hojně využívají elektronické digitální teploměry s digitálním displejem a měří se s nimi v podpaží, ústech nebo rektu. Zaznamenávají maximální naměřenou teplotu (Vytejková, et al., 2015). Dále se využívají skleněné teploměry s kapalnou nebo kovovou náplní. Existují i jednorázové teploměry. Mají na povrchu plastové destičky tvořící body. Plastové destičky obsahují chemické směsi, které se zbarví při specifické teplotě. Vkládají se do úst, podpaží nebo se přikládají na pokožku. Ušní

teploměry snímají teplotu z ušního kanálku. Bezdotykové teploměry snímají teplo vyzařované povrchem lidského těla ze vzdálenosti obvykle 5 cm (Beneš et al., 2015). Na odděleních ARO/JIP se využívají k měření teploty teplotní čidla napojená na monitory fyziologických funkcí. Tato čidla mohou být invazivní i neinvazivní (Vytečková, et al., 2015).

3 Particle Image Velocimetry

Metoda Particle Image Velocimetry (PIV) se řadí mezi laserové anemometrie. Laserové anemometrie jsou metody využívající laser v experimentální mechanice tekutin pracující na optometrickém principu. Jsou to bezkontaktní metody. Měření je lineární a nezávislé na vlivu okolí. Umožňuje sledovat komplikovaná proudová pole a jejich vývoj v čase. Vyžaduje optický přístup do měřeného prostoru včetně průsvitné měřené tekutiny (Kopecký, 2006). Využívá se u měření i vysokorychlostních toků a toků v blízkém okolí stěn (Raffel, 2018).

3.1.1 Základní principy

V čiré tekutině je nutná přítomnost dostatečného množství stopovacích částic. Tyto částice kopírují pohyb tekutiny a nijak ho nenarušují. Objemová hustota tekutiny a částic by měla být stejná. Dají se využít i fluorescenční částice (Raffel, 2018). Princip měření rychlosti proudění je založen na zaznamenávání posunutí částic unášených proudem a následném vyhodnocování tohoto posunu se znalostí časového odstavu pořízení jednotlivých záznamů. Částice ve sledované oblasti jsou osvětleny dvěma nebo několika laserovými pulsy s definovaným časovým odstupem. Laserové záření je za pomoci speciální optiky vytvarováno do osvětlující roviny. Polohy částic jsou z této roviny zaznamenány na médium citlivé na světlo např. na CCD detektor kamery. Vyhodnocování těchto záznamů je založeno na prostém vztahu. Rychlost částice je dána vzdáleností posuvu částic unášených tekutinou za definovaný časový interval (Kopecký, 2006). Celá soustava musí být zabezpečena proti okolním vibracím (Raffel, 2018).

3.1.2 Záznam PIV obrazů

Laserový řez je laserový paprsek formovaný válcovou optikou a definuje osvětlenou měřicí rovinu v proudovém poli. Částice v této rovině rozptylují světlo do objektivu kamery. Optická osa objektivu je totožná s objektovou rovinou objektivu a je kolmá na laserový řez. Na pořízeném záznamu kamery jsou částice zobrazeny jako světlé skvrny na tmavém pozadí. Aby bylo možné zobrazit okamžitou polohu částic v definovaném čase, tak je laserový řez osvětlen spojitě po velmi krátký čas, proto se hodí využití pulzních laserů. Pulzní lasery osvětlí měřicí rovinu po dostatečně krátký čas a zároveň poskytují dostatečně velký světelný výkon pro expozici obrazu. Pro měření jsou vytvořeny dva záznamy se známým časovým rozestupem a z nich se pak odečítají vektory posunutí částic v měřicí rovině (Kopecký, 2006).

Obecně se používají dva způsoby záznamu PIV obrazu, a to dvojnásobná expozice a jednotlivé expozice. U dvojnásobných expozic je první i druhý záznam polohy částic exponován do jednoho obrazu a na výsledném zobrazení jsou jak počáteční, tak koncové polohy částic, pro jejich analýzu se využívá autokorelace. Autokorelace neposkytuje informaci o směru posunutí. U jednotlivých expozic je každý záznam zvlášť, pro jejich analýzu je vhodné použití vzájemné korelace. Korelaci lze vypočítat za pomoci Fourierovy transformace (Kopecký, 2006).

Pro vytvoření záznamů jsou využívány CCD kamery, protože rovnou poskytují digitalizovaný obraz, který lze dále zpracovávat. Měřicí rovina leží v objektové rovině kamery a ta je promítána do obrazové roviny CCD maticového detektoru, mezi těmito rovinami je možná transformace, která je určena zvětšením M (viz Rovnice 10) (Kopecký, 2006).

$$M = \text{obraz/objekt} \quad \text{Rovnice 10 (Kopecký, 2006)}$$

PIV obrazy jsou rozděleny na vyhodnocované čtvercové oblasti, ve kterých se analýzou stanovuje průměrný posun částic. Při známém zvětšení a časovém odstupu mezi oběma záznamy lze vypočítat složky rychlosti. Výsledky se pak zpracují do vektorové mapy (Kopecký, 2006).

3.1.3 Analýza PIV obrazů

Aby byla možná analýza obrazu, je potřeba, aby v každé vyhodnocované oblasti byly přítomny nějaké obrazy částic. Důležitou úlohu tedy hraje koncentrace částic, která ovlivňuje přesnost výsledku měření a je kritériem pro výběr vyhodnocovacího algoritmu. V závislosti na koncentraci částic rozlišujeme slabé sycení proudu, střední sycení proudu a silné sycení proudu (Kopecký, 2006).

U slabého sycení proudu je koncentrace částic tak nízká, že je pravděpodobné, že v jedné vyhodnocovací oblasti bude jen jedna částice. V tomto případě se zjišťuje vzdálenost mezi polohami středů částice na prvním a druhém obrazu. Prakticky se slabé sycení proudu částicemi při zpracování PIV nepoužívá. Není možné zajistit, aby v každé vyhodnocované oblasti byla pouze jedna částice v době expozice obrazu. U středního sycení proudu je koncentrace částic tak vysoká, že s velkou pravděpodobností nalezneme částice ve všech vyhodnocovacích oblastech. K vyhodnocení posunu jednotlivých částic je potřeba využití algoritmů, které určí průměrné posunutí v této oblasti. U silného sycení proudu hrozí, že přijímací optika nebude schopna rozlišit jednotlivé částice, snímá pak shluky částic a vyhodnocuje se posun celého shluku (Kopecký, 2006).

3.1.4 Chyby a limity metody PIV

Jako u každé měřicí metody, i u metody PIV se vyskytují systematické chyby, které je potřeba zvážit při stanovení základních charakteristik (Kopecký, 2006).

3.1.4.1 Ztracené páry

Chyba nazývaná ztracené páry nastává v případě, že sledovaná částice v průběhu snímání prvního a druhého záznamu obrazu buď vstoupí do vyhodnocované oblasti, nebo z ní vystoupí. Při vyhodnocení pak taková částice nebude mít obraz do páru. Tato chyba zvyšuje korelační šum a narůstají náhodné korelace. Rychlejší částice pravděpodobněji opustí vyhodnocovanou oblast a může tak dojít k posunu naměřené rychlosti k nižším

rychlostem. Tuto chybu lze eliminovat zvyšováním hustoty sycení proudů částicemi (Kopecký, 2006).

3.1.4.2 Maximální posunutí částic

Ve spojitosti s Fourierovou transformací je metoda PIV metoda limitována Nyquistovým vzorkovacím teorémem. Maximální prostorové posunutí v libovolném směru musí být maximálně polovina rozměru vyhodnocované oblasti, i toto posunutí, ale zvyšuje pravděpodobnost většího množství ztracených párů a tím pádem větší korelační šum. Doporučené je dodržet maximální posunutí pod jednu čtvrtinu strany vyhodnocované oblasti (Kopecký, 2006).

3.1.4.3 Hustota sycení částicemi

Parametr, který ovlivňuje odstup signálu od šumu, je počet sytících částic uvnitř každé vyhodnocované oblasti. Chyba průměrného posunutí roste se snižující se hustotou částic. Příliš malé sycení může být zdrojem výrazných chyb a může dojít k podhodnocení vypočtené rychlosti. Pro vzájemnou korelaci je doporučeno množství 5 částic ve vyhodnocované oblasti, pro autokorelaci 10 částic (Kopecký, 2006).

3.1.4.4 Dynamický rozsah

Dynamický rozsah je určován maximální a minimální měřitelnou rychlostí. Minimální měřitelné posunutí souvisí s velikostí obrazu částice. Obraz částice je určen geometrickým zvětšením a difrakcí v optické aparatuře. Do analýzy velikosti obrazu částice je nutné zahrnout i minimální rozlišení nahrávacího média. Dále je nutné uvažovat, že obraz částice se může zvětšovat i rozmazáním způsobeným pohybem částice během osvětlovacího pulzu laserového řezu. Dynamický rozsah měřených rychlostí roste spolu s velikostí vyhodnocované oblasti. Pro nejvyšší přesnost měření by maximální posuv částic měl být menší než jedna čtvrtina strany vyhodnocované oblasti (Kopecký, 2006).

3.1.4.5 Posunutí druhého obrazu

Standardně jsou korelované vyhodnocované oblasti umístěné ve stejné pozici uvnitř prvního i druhého obrazu. Dynamický rozsah lze zvýšit definovaným posunutím (offset) druhé vyhodnocované oblasti. Ideální offset by měl souhlasit s průměrným posuvem částic. Výhodou této metody je přesnější určení malých odchylek proudu. Při nízkých intenzitách turbulence bude výsledná struktura malých diferencí více zřetelná. Dále je možné pomocí posunutí obrazu určit směr proudění při použití autokorelace (Kopecký, 2006).

3.1.4.6 Adaptivní korelace

Adaptivní korelace využívá adaptivního offsetu pro každou jednotlivou vyhodnocovací oblast. Jedná se o iterační algoritmus, který provádí mnohonásobné výpočty vzájemné korelace, přičemž každá další iterace využívá výsledek z té předchozí. V prvním výpočtu se využívá klasická vzájemná korelace a její výsledek je použit jako offset pro ten následující. Výsledkem aplikace adaptivního offsetu je minimalizování počtu ztracených párů a lepší odstup signálu od šumu. Vícenásobný průchod vede ke zmenšení vyhodnocovaných oblastí, což vede ke snižování odstupů od šumu (Kopecký, 2006).

3.1.4.7 Účinky rychlostních gradientů uvnitř vyhodnocované oblasti

Ideální proud ve vyhodnocované oblasti je homogenní. Tento stav je narušován rychlostními gradienty. Rychlejší částice s větší pravděpodobností opustí vyhodnocovanou oblast a vznikne tak ztracený pár, to vede k tendenci posouvání měření směrem k nule. Poloha částic ve vyhodnocované oblasti je náhodná, rychlostní gradienty způsobí, že posunutí částic se bude měnit v závislosti na jejich poloze. Se zvětšujícími se gradienty je pravděpodobné, že vektory nebudou reprezentovat správné rychlosti proudění (Kopecký, 2006).

Aby byla 95 % pravděpodobnost, že vypočtené vektory jsou platné musí platit podmínka uvedená v Rovnici 11, kde M je zvětšení, Δu je maximální odchylka od průměrné rychlosti ve vyhodnocované oblasti, Δt je časový interval mezi dvěma expozicemi a d_l udává délku vyhodnocované oblasti (Kopecký, 2006).

$$\frac{M|\Delta u|\Delta t}{d_l} < 0,03$$

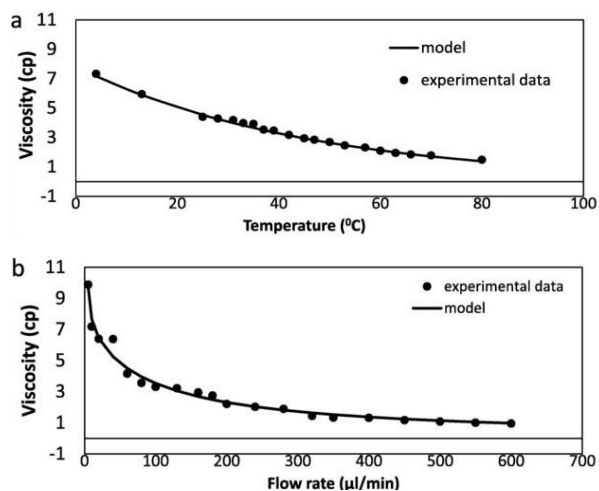
Rovnice 11 (Kopecký, 2006)

4 Výzkumná část

4.1 Cíle a výzkumné předpoklady, hypotézy, výzkumné otázky

Cílem práce je vyhodnotit vliv teploty na viskozitu fantomové krve a charakter proudění ve fyziologickém modelu karotické bifurkace. Připravit viskózní kapalinu, která signifikantně změní svou viskozitu se změnou teploty. Sestavit experimentální trať s měřicími a synchronizačními prvky. Zapojit pulzatilní zdroj proudění. Vyhodnotit rychlostní profily a z nich vypočítat smykové napětí. Měření povedou k pochopení vlivu viskozity na rychlostní profily a smykové napětí a lze je použít jako podpora tvorby matematických modelů a simulací.

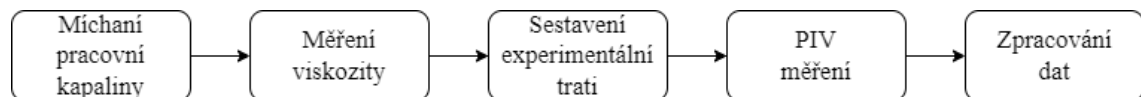
Předpokládá se se zvyšováním teploty pokles viskozity (viz Obr. 2). S poklesem viskozity je předpokládáno zvýšení rychlosti průtoku a tomu odpovídající snížení tlaku. Zároveň se předpokládá při nižší hodnotě viskozity vyšší smykové napětí. Smykové napětí nelze měřit *in vivo* na pacientech, jeho hodnoty se pouze aproximují, proto byl zvolen model a metoda, která umožňuje jeho výpočet.



Obr. 2 a) Vztah mezi teplotou a viskozitou, b) Vztah mezi rychlostí proudění a viskozitou (Khnouf et al., 2018)

4.2 Metodika výzkumu

Výzkum byl zrealizován v laboratoři mechaniky tekutin CXI TUL Liberec a v laboratoři technických měření a termofyzikálních látek na KEZ TUL Liberec v době mezi listopadem 2021 a únorem 2022. Jedná se o kvantitativní výzkum. Práce je dělena na teoretickou a výzkumnou část. V teoretické části je zanalyzována problematika hemodynamiky a smykového napětí. Je zde uveden přehled metod měření teploty a vliv změny teploty na lidské tělo. V experimentální části byla namíchána pracovní kapalina, jejíž viskozita byla proměřena se změnou teploty. Byla navržena a sestavena experimentální trať, na které byly ověřeny hypotézy a vyvozena kauzalita problému. Nakonec byla provedena interpretace výsledků a byly vyvozeny závěry experimentů (viz Obr. 3).



Obr. 3 Vývojový diagram postupu výzkumu (autor)

4.2.1 Model karotické bifurkace

Práce využívá fyziologický model karotické bifurkace. V této práci je k měření využita PIV metoda. PIV vyžaduje opticky přístupné vzorky, proto byl vzorek vytvořen z polydimethylsiloxanu.

Nejprve byl v Inventor Autodesk Professional vytvořen 3D náčrtek fyziologické karotické bifurkace (viz Obr. 4). Data k vytvoření modelu byla stažena z volně dostupné knihovny GrabCAD. Model fyziologické bifurkace karotické tepny byl vytvořený z luminálního odlitku krční tepny a jeho větve byly prodlouženy.



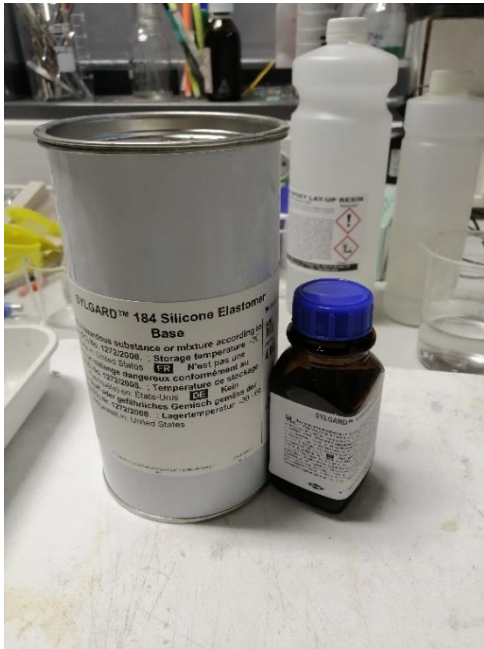
Obr. 4 Nákres fyziologické karotické bifurkace (Pluchová, 2020)

Model byl vytištěn na 3D tiskárně z materiálu Stratasys pro 3D tisk water soluble. Takto vytištěný model má hrubou strukturu, která byla upravena broušením a následně leštěním. Jedním z negativ použití 3D tiskárny je porozita povrchu (viz Obr. 5). Porozita povrchu byla vyřešena jeho ošetřením 16% roztokem polyvinyl alkoholu v ethanolu, který zaplnil póry, je rychleschnoucí a je rozpustný ve vodě.



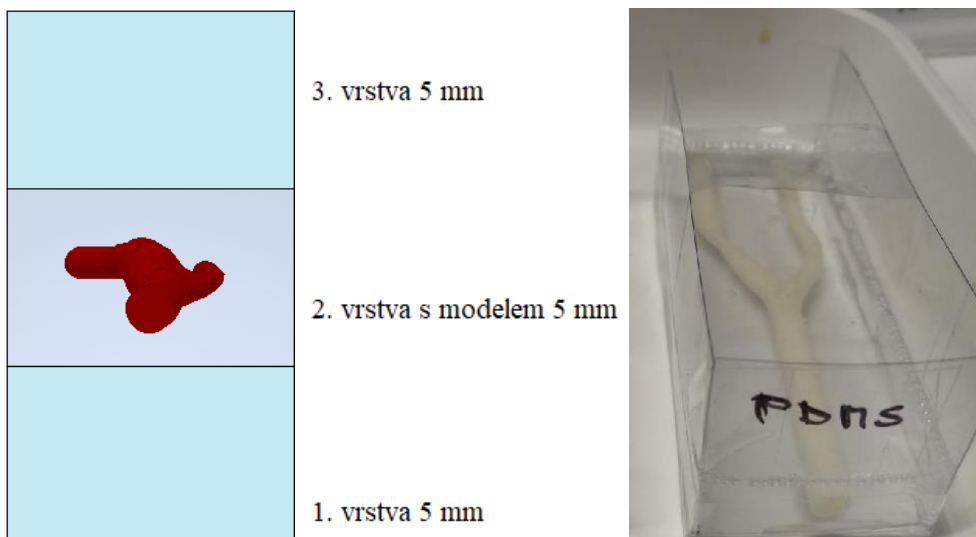
Obr. 5 Struktura tištěného modelu (Pluchová, 2020)

Silikonový odlitek se připravoval do nádoby o velikosti 10 x 4 x 4 cm. Silikon Sylgard 184 byl míchán s tvrdidlem v poměru 10 : 1 (viz Obr. 6).



Obr. 6 Materiál použitý pro výrobu vzorků (autor)

Odlitek byl vytvořen ze tří vrstev o výšce 5 mm (viz Obr. 7). První vrstva se nechala vytvrdit a odvdzdušnit v exikátoru. Na první vrstvu byl umístěn model karotidy a zafixován druhou vrstvou. Po vytvrzení druhé vrstvy byl vzorek dokončen třetí vrstvou. Po vytvrzení byly modely vyndány z nádob a tištěný negativ byl rozpuštěn pomocí ultrazvuku v 20% roztoku NaOH při teplotě 70 °C. Modely bylo dále nutné osadit hadičkami odpovídajícími průměru jednotlivých větví.



Obr. 7 a) Náskres jednotlivých vrstev (Pluchová, 2020), 5 b) forma s karotidou (autor)

4.2.2 Pracovní kapalina

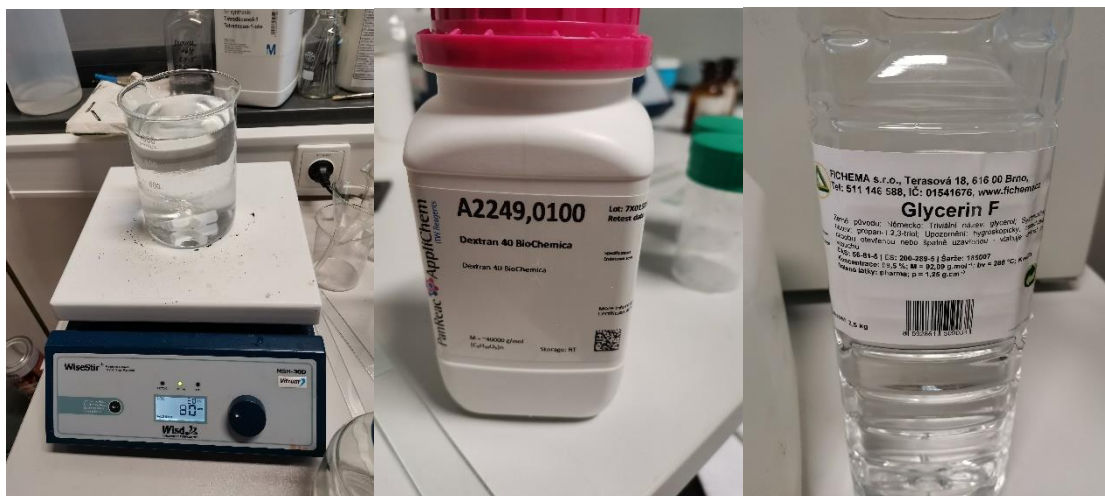
Většina studií používá newtonské kapaliny pro studium toku v cévách, protože se dobře simulují a známe velmi dobře její vlastnosti. Vlastnosti vody jsou stabilní a snadno opakovatelné. Deplano et al., (2014) ve své studii zjistili, že při použití newtonské kapaliny dochází k tendenci nadhodnocovat rychlost proudění. Ve studii Moravia et al. (2022) používají fantom krve namíchaný z vody, glycerolu a polymeru xanthanové gumy.

Oglat et al. (2018) studoval vlastnosti fantomové krve namíchané z vody, glycerinu a dextransu 150000D. Viskozita směsi se zvyšovala s použitím vyššího množství dextransu. Ve studii použil několik poměrů vody, glycerolu a dextransu a vždy u nich proměřil hustotu, rychlost šíření zvuku a viskozitu.

Ve studii Samavat a Evans (2006) též používali směs vody, glycerolu a dextransu tentokrát o molekulové hmotnosti 185000D. Dextran zvyšuje viskozitu, ale nemá vliv na jiné fyzikální nebo akustické vlastnosti.

V této práci byla pracovní kapalina namíchána tak, aby významně měnila viskozitu se změnou teploty. Na směs byla použita voda, glycerol a dextran 40 Biochemica s molární hmotností 40000 g/mol v poměru 55 % vody, 40 % bezvodého glycerolu a 5 % dextransu (viz Obr. 8). Molární hmotnost je hmotnost jednotkového látkového množství, tj. 1 molu. Dextran se řadí mezi polymery. Jedná se o přírodní polysacharid. Polysacharid je polymer složený z mnoha navzájem spojených molekul monosacharidů. Polymery vznikají pospojováním nízkomolekulárních látek, někdy se mluví o tzv. makromolekulárních řetězcích. Makromolekulární řetězce mohou být lineární, rozvětvené nebo uspořádané do prostorové sítě, nejedná se o tuhé útvary, ale nabývají různých geometrických uspořádání. Vlastnosti polymerů závisí na jejich fázovém stavu, molekulové hmotnosti a chemickém složení. Mechanická pevnost přímo závisí na počtu stavebních jednotek v makromolekule. Jedna a ta samá makromolekulární látka, nemá stejné řetězce, proto se molekulová hmotnost vyjadřuje statisticky distribucí molekulových hmotností. Molekulová hmotnost vyjadřuje hmotnost jedné makromolekuly. Molekulová hmotnost a její distribuce ovlivňují teplotu měknutí polymerů, rozpustnost, viskozitu roztoků

a tavenin, pružnost, pevnost, tepelnou stálost a další odolnostní charakteristiky (Ducháček, 2006).



Obr. 8 a) Pracovní kapalina (autor), b) Dextran (autor), c) Glycerin (autor)

4.2.3 Měření viskozity

K měření viskozity pracovní kapaliny byl využit vibrační viskozimetr SV-10. Principem měření pomocí vibračních viskozimetrů je tlumení kmitání tělesa ve vazké tekutině. U tohoto konkrétního viskozimetru je měření založeno na měření útlumu dvou kmitajících kruhových terčů. Terčičky jsou chráněny krytem. Veškeré části dotýkající se vzorku jsou pozlaceny pro zvýšení odolnosti proti naleptání nebo narušení povrchu kapalinami. Přístroj umožňuje přesné měření a široký rozsah měření. Viskozita je zjišťována měřením hodnoty budícího elektrického proudu potřebného pro rezonanci dvou terčů při konstantní frekvenci 30 Hz a amplitudě nižší než 1 mm. Viskozimetr umožňuje měření v reálném čase a současně je mezi terčičky senzor měřící teplotu. Umožňuje měření newtonských kapalin, pěnových a pěnových vzorků, měření tekoucích vzorků včetně tekutin v turbulentním proudění. Pro měření je potřeba cca 35 ml vzorku. Rozsah přístroje je 0,3 mPas – 10 Pas (A@D, 2008). Nádobka viskozimetru je připojena k vodní lázni s termostatem. Při zapnutí termostatu se voda ohřívá a je poháněna do stěny nádobky viskozity, čímž ohřívá měřený vzorek (viz Obr. 9).



Obr. 9 Viskozimetr SV-10 se zapojeným termostatem (autor)

4.2.4 Metodika měření

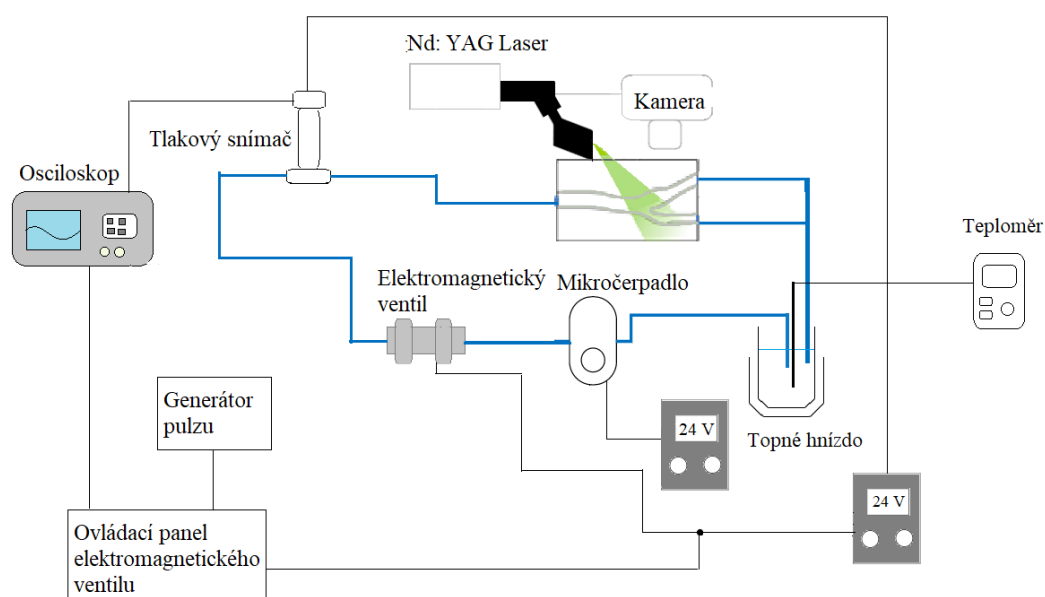
Před použitím viskozimetru byla provedena zjednodušená kalibrace destilovanou vodou dle návodu k použití A@D (2008). Do nádoby viskozimetru byla umístěna destilovaná voda. Do vody byly ponořeny měřící terčičky po uvedené rysku. Byl zapnut viskozimetr a počkalo se do ustálení hodnot teploty a viskozity. Přidržením tlačítka START se na displeji zobrazila teoretická hodnota destilované vody při dané teplotě. Opětovným zmáčknutím tlačítka START došlo ke kalibraci. Úspěšnou kalibraci potvrdil nápis END na displeji.

Pro vlastní měření byla destilovaná voda vyměněna za namíchaný vzorek. Měřící terče byly opět ponořeny po vyznačenou rysku a celý systém zaaretován. Po ustálení hodnoty teploty a viskozity byly hodnoty zaznamenány. Prvním stisknutím tlačítka STOP došlo k zastavení měření a zobrazení poslední hodnoty na displeji, druhým stisknutím došlo k zapnutí měření pouze teploty. V tuto chvíli byl zapnut termostat a při teplotě $0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ před požadovanou teplotou byl termostat vypnut a tlačítkem START sepnuto měření viskozity. Po dosažení požadované teploty byly hodnoty zaznamenány.

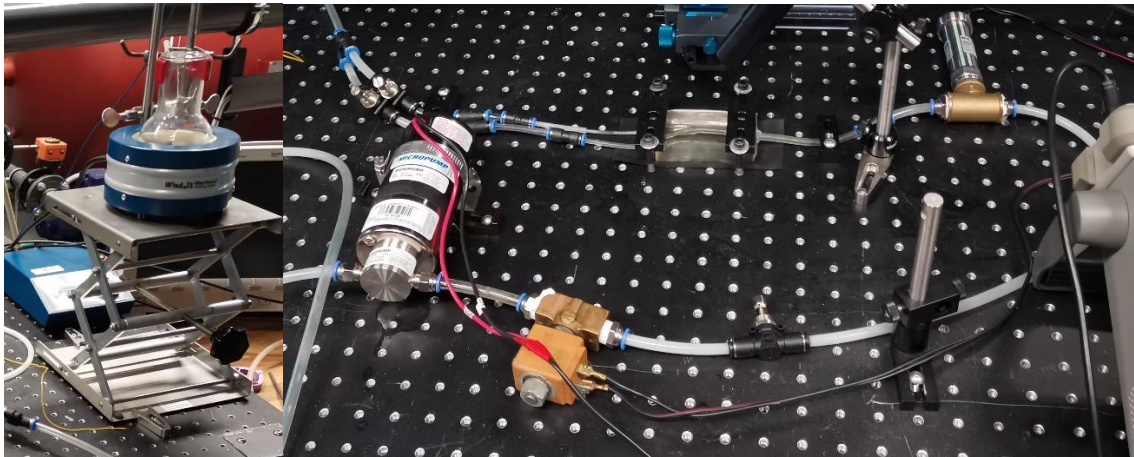
Viskozita byla měřena v rozpětí teplot 20 – 42 °C navíc byla změřena hodnota 45 °C. Při teplotě 20 °C byla viskozita roztoku 11,8 mPas a při 45 °C 5,88 mPas. Přesnost měření byla ověřena za použití roztoku vody a glycerolu. V roce 2018 byla na základě článků Cheng (2008) a Volk a Kähler (2018) vytvořena kalkulačka hustoty a viskozity směsi glycerolu a vody dostupná online (University Of Reading, 2018).

4.2.5 Sestavení experimentální trati

Pracovní kapalina byla umístěna v kádince v topném hnízdě WiseTherm Heating Mantle ovládaným ovládacím panelem pro topná hnízda typ WHM-C10D. Teplota pracovní kapaliny byla měřena přidaným teplotním čidlem ALMEMO 2590-4AS. Kapalina je čerpána mikročerpádlem GB P23 PVS skrz elektromagnetický ventil a tlakový snímač DMP 331Pi do modelu a zpět do kádinky (viz Obr. 10 a 11).



Obr. 10 Schéma experimentální trati (autor)

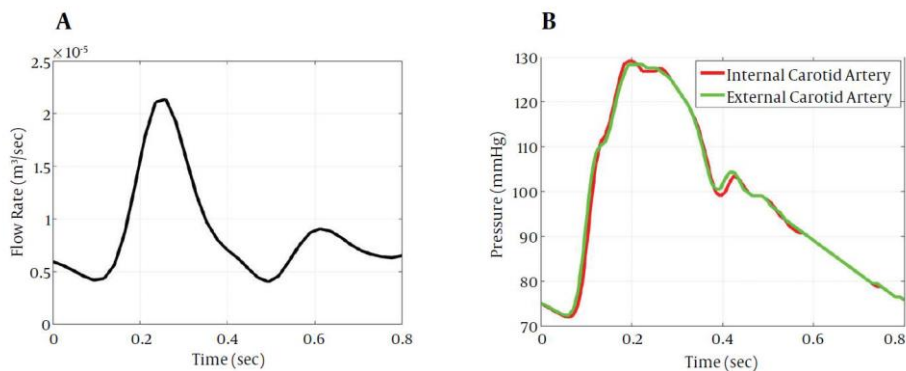


Obr. 11 a) Baňka v topném hnízdě (autor), b) experimentální trať (autor)

Pro tepenný oběh je typická tepová vlna postupující od srdce. K simulaci pulzací byl využit generátor pulzu RIGOL Dg1022. Průběh pulzu byl nastaven na 20 %. Frekvence pulzací byla 1 Hz. Mikročerpadlo bylo napájeno 24 V k dosažení optimálního průtoku systémem. Průběh tlaku v okruhu byl po celou dobu experimentu sledován na osciloskopu. V tomto experimentu nebylo záměrem nastavit tlak na fyziologické hodnoty (viz Graf 1 a Obr. 12). Bylo potřeba vytvořit tlakový spád a sledovat změnu tlaku v závislosti na teplotě a tomu odpovídající změnu průtoku. Tlakový spád byl vytvořen pulzacemi, změnou hydrostatického tlaku regulací výšky hladiny za pomoci zdvihnutí kádinky do výšky a zredukováním průtoku skrz širší větve karotidy.



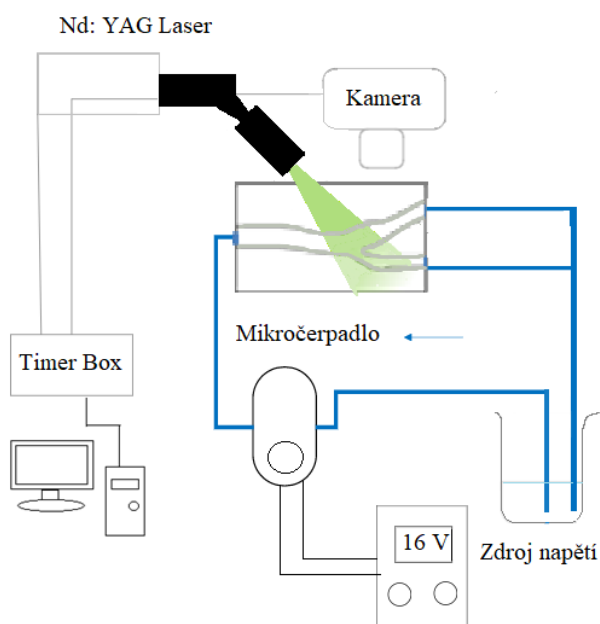
Graf 1 Průběh tlaku nastavený v hydraulickém okruhu (autor)



Obr. 12 Fyziologické průběhy a) Průtok b) Krevní tlak (Foroushani et al., 2015)

4.2.6 PIV systém

K samotným měřením byla využita metoda PIV. PIV systém byl složen z laserového systému NewWaveGemini PIV, CCD kamery HiSenseNeo, timer boxu a počítače (viz Obr. 13). Timer box zajišťuje synchronizaci kamery a laseru. Vzorek byl za pomoci laserového pulzu osvětlen dvěma pulzy v definovaném časovém intervalu. Časový interval byl nastavován pro každou teplotu tak, aby nedocházelo ke ztrátě párů. Posun částic je zaznamenáván CCD kamerou. K uložení a následnému zpracování obrazů byl využit software Dantec Dynamic Studio.



Obr. 13 Schéma PIV systému (Pluchová, 2020)

Pro PIV měření je nutný optický přístupný vzorek, který musí obsahovat stopovací částice. PDMS model splňuje optickou přístupnost a pracovní kapalina byla nasycena polymethylakrylátovými fluorescenčními částicemi Rhodaminu-B pomocí injekční stříkačky (viz Obr. 14).

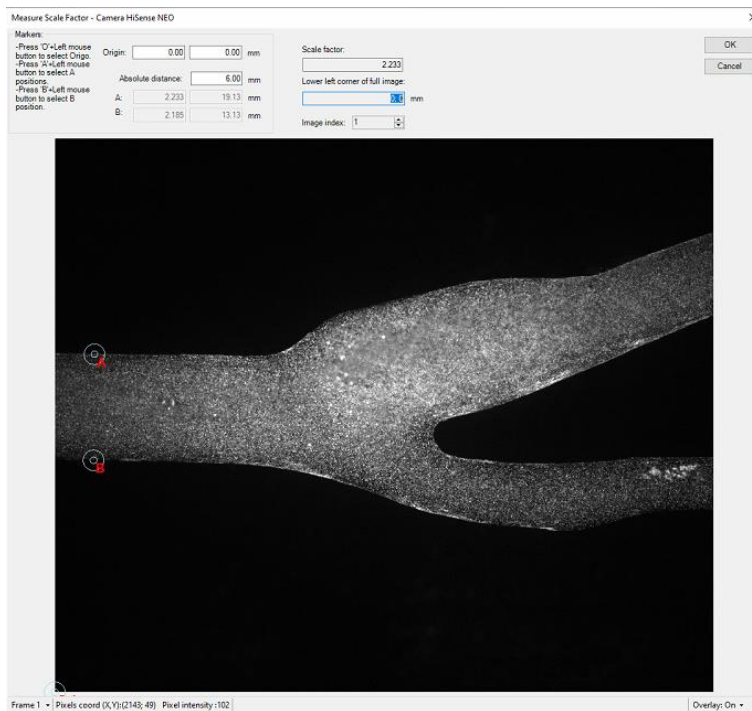


Obr. 14 a) Rhodaminové částice (autor), b) Injekční stříkačka s rhodaminovými částicemi (autor)

4.2.7 Metodika měření

Experimentální trať byla naplněna pracovní kapalinou. Celý systém bylo nutné odvzdušnit. Po ověření funkčnosti trati a odvzdušnění byly přidány stopovací částice. Pod model karotidy byl umístěn čistě černý podklad a model byl pevně připevněn ke stolu. Místnost byla zatemněna. Kamera byla upevněna a zaostřena na model. První měření bylo kalibrační. Bylo vytvořeno několik snímků a v softwaru nastavena velikost lumen společné karotidy na 6 mm (viz Obr. 15). Laser měl frekvenci 10 Hz. První měření bylo provedeno při teplotě 25 °C. Poté bylo sepnuto topné hnízdo a čekalo se do ustálení systému na další požadované teplotě. Po ustálení bylo provedeno měření. U každé teploty bylo vytvořeno 146 snímků. Každá teplota byla sejmuta při různém dynamickém rozsahu. Kapalina u stěn modelu se pohybovala velmi pomalu oproti středu modelu. Rozdíl v časech mezi pulzy byl při zaměření se na pohyb v blízkosti stěny 10x vyšší než při zaměření se na střed modelu. Při zvyšování teploty bylo zjištěno, že se průtok urychluje natolik, že je nutné měnit čas mezi jednotlivými pulzy. V průběhu experimentu se stávalo, že se v modelu objevily vzduchové bublinky, které zhoršovaly optickou přístupnost, proto musely být v rámci možností odstraněny a měření dané teploty zopakovat.

S menšími vzduchovými bublinkami si poradí vyhodnocovací algoritmus při zpracování dat v Dantec Dynamic Studiu.



Obr. 15 Rozměrová kalibrace – využití známých rozměrů bifurkace (autor)

4.3 Analýza výzkumných dat

V této kapitole jsou uvedeny výsledky naměřených dat v tabulkách a grafech. Dále je zde ukázán a vysvětlen postup zpracování obrazových dat v Dantec Dynamic Studiu.

4.3.1 Zpracování naměřených dat

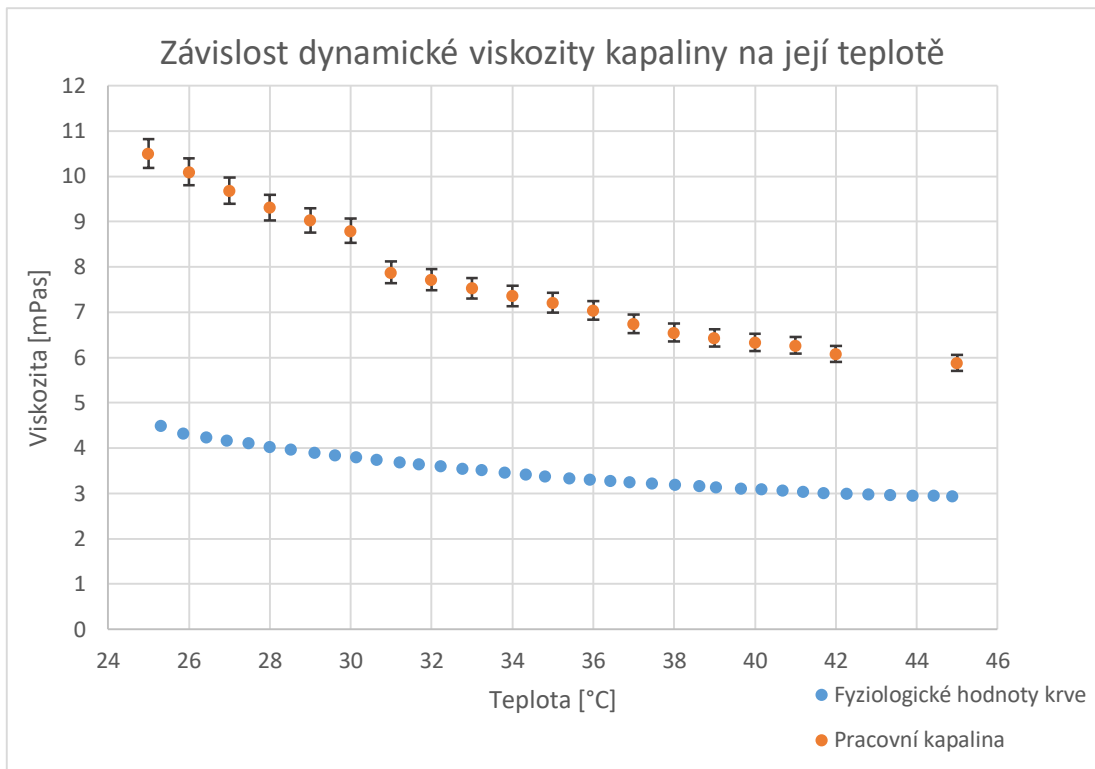
Viskozita byla změřena pomocí vibračního viskozimetru SV-10. Postup měření byl již uveden dříve. Tlak byl po celou dobu měření sledován na osciloskopu a jeho hodnoty následně zpracovány v Excelu.

4.3.1.1 Hodnoty viskozity

V Tab. 1 jsou uvedeny naměřené hodnoty viskozity pracovní kapaliny v rozmezí teplot 20 – 42 °C po jednom stupni, poté je doměřena hodnota 45 °C. Hodnoty jsou následně viditelné v Grafu 2. S rostoucí teplotou hodnota viskozity klesá.

Tab. 1 Hodnoty viskozity pracovní kapaliny (autor)

Teplota kapaliny (°C)	Viskozita (mPas)	Teplota kapaliny (°C)	Viskozita (mPas)
20	11,80	32	7,72
21	11,60	33	7,53
22	11,20	34	7,36
23	11,00	35	7,21
24	10,70	36	7,04
25	10,50	37	6,74
26	10,10	38	6,55
27	9,68	39	6,43
28	9,31	40	6,34
29	9,03	41	6,27
30	8,80	42	6,08
31	7,88	45	5,88



Graf 2 Porovnání závislosti dynamické viskozity na teplotě pracovní kapaliny a krve (autor)

Graf 2 znázorňuje klesající trend viskozity s teplotou krve (Franca et al. 2014) i pracovní kapaliny použité v této práci. Pracovní kapalina má vyšší viskozitu v porovnání s krví. Viskozita pracovní kapaliny klesla při zvýšení teploty z 25 °C na 45 °C o 44 %, viskozita krve klesla o 35 %. Jedná se o modelovou situaci, nikoli o přesné kopírování fyziologických dat, cílem bylo získat kapalinu, která výrazně mění svou viskozitu. Použití reálné krve v experimentu není možné z důvodu nutnosti opticky prostupného vzorku a z důvodu srážlivosti krve. Pracovní kapalina se vlastnostem krve pouze přibližuje.

Přesnost viskozimetru byla ověřena na roztoku namíchaného z 38 ml glycerolu a 60 ml vody. Naměřené a vypočtené hodnoty jsou uvedeny v tabulce 2.

Tab. 2 Měření přesnosti viskozimetru (autor)

Teplota kapaliny (°C)	Naměřená viskozita (mPas)	Vypočtená viskozita (mPas)	Absolutní chyba měření
23	4,10	4,08	0,02
24	3,94	3,94	0,00
25	3,80	3,81	0,01
26	3,67	3,69	0,02
27	3,54	3,57	0,03
28	3,40	3,46	0,06
29	3,30	3,36	0,06
30	3,20	3,25	0,05
31	3,10	3,16	0,06
32	3,02	3,06	0,04
33	2,94	2,97	0,03
34	2,87	2,89	0,02
35	2,80	2,81	0,01
36	2,74	2,72	0,02
37	2,68	2,65	0,03
38	2,60	2,58	0,02
39	2,54	2,51	0,03
40	2,49	2,44	0,05
41	2,44	2,38	0,06
42	2,38	2,32	0,06

Chyba měření je znázorněna v Grafu 2 chybovými úsečkami, chyby jsou způsobeny chybou přístroje. Specifikace přístroje garantuje přesnost měření $\pm 3\%$ v celém rozsahu měření.

4.3.1.2 Tlak

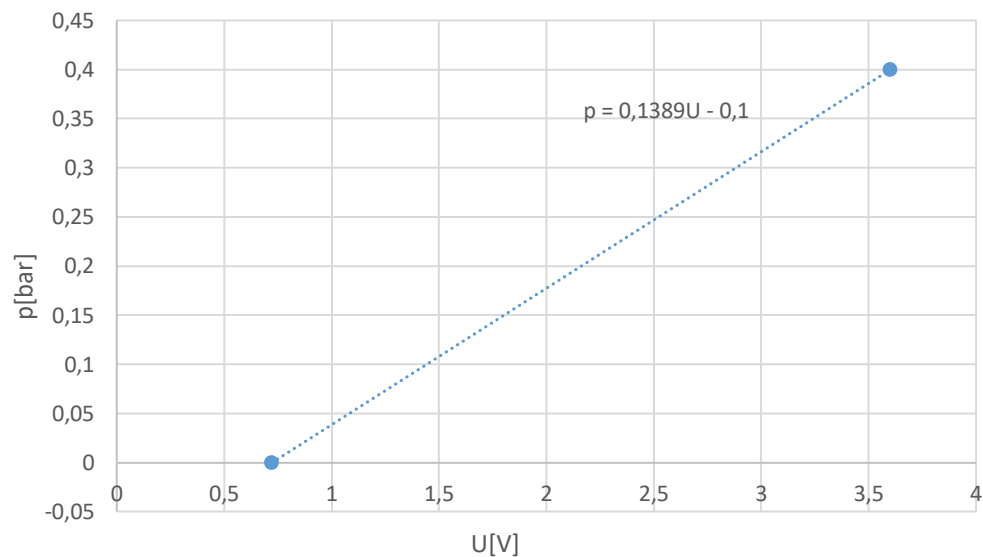
V průběhu celého experimentu byl sledován průběh tlaků (viz Graf 4). Údaje na tlakovém snímači udávají, že 0 bar odpovídá 4 mA a 400 mbar odpovídá 20 mA. V obvodu byl použit odpor o velikosti 180 Ω . Pomocí Ohmova zákona byly hodnoty přepočítány na

napětí (viz Tab. 3). Poté pomocí lineární regrese (viz Rovnice 11 a Graf 3) byly přepočítány hodnoty tlaku p na hodnoty ve voltech U , které byly vidět na osciloskopu.

$$y = a * x - b \rightarrow U = \frac{p+b}{a} \quad \text{Rovnice 11}$$

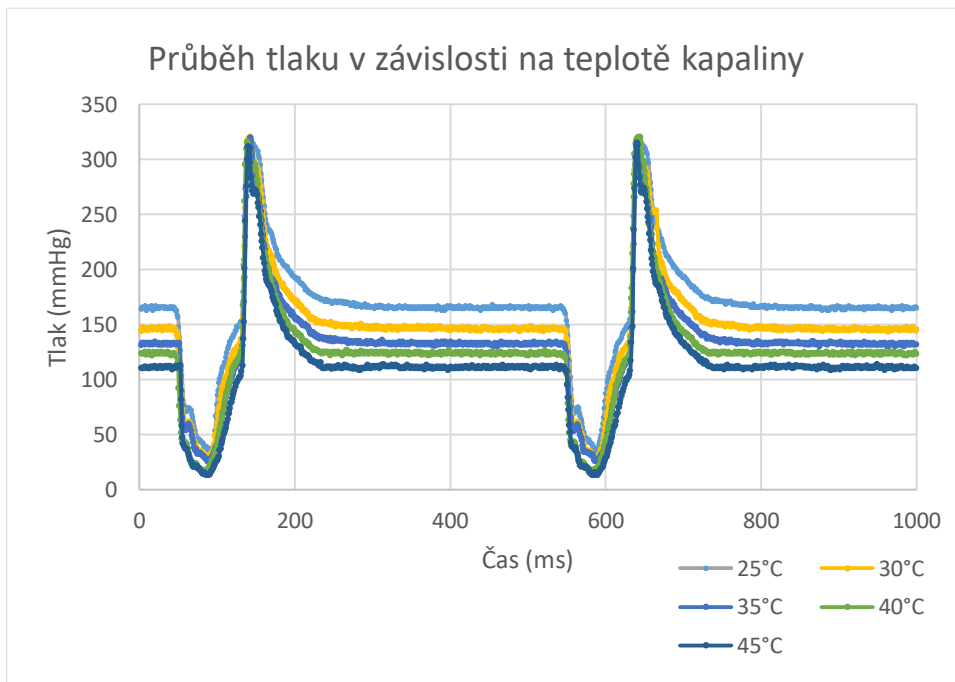
Tab. 3 Hodnoty pro výpočet lineární regrese (Pluchová, 2020)

p[bar]	I[mA]	U[V]
0	4	0,72
0,4	20	3,6



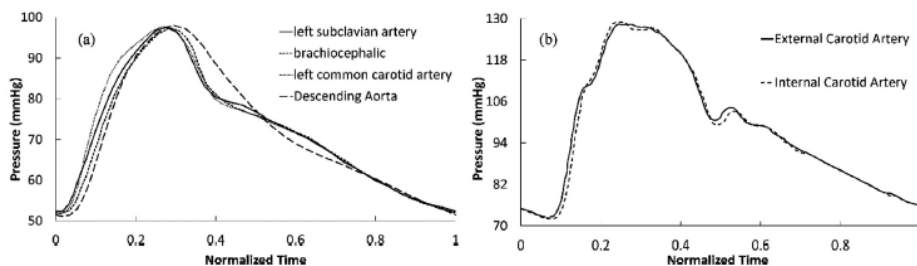
Graf 3 Lineární regrese (Pluchová, 2020)

Cílem nebylo dosáhnout fyziologických hodnot tlaků, ale vytvořit tlakový spád a pulzace. Hodnoty tlaku při zvyšování teploty klesaly.



Graf 4 Tlak v průběhu experimentu (autor)

Fyziologický průběh tlaku v různých cévách je zobrazen na Obr. 16.



Obr. 16 Fyziologický průběh tlaků (Savabi et al., 2020)

4.3.2 Zpracování obrazových dat

Data zaměřená na průtok kapaliny středem modelu byla zpracována odlišně než ta u stěn modelu. Nejprve je uveden postup zaměřený na střed modelu.

Na Obr. 17 jsou vidět nasnímaná data. Surová data obsahují obrazové chyby, které znemožňují výpočet pomocí systému. Mezi tyto chyby patří bublinky v modelu, šum na pozadí, nerovnoměrnost osvětlení scény, rozptyl světla a v průběhu měření tvorba shluků částic. Řada chyb byla eliminována již při přípravě experimentu.



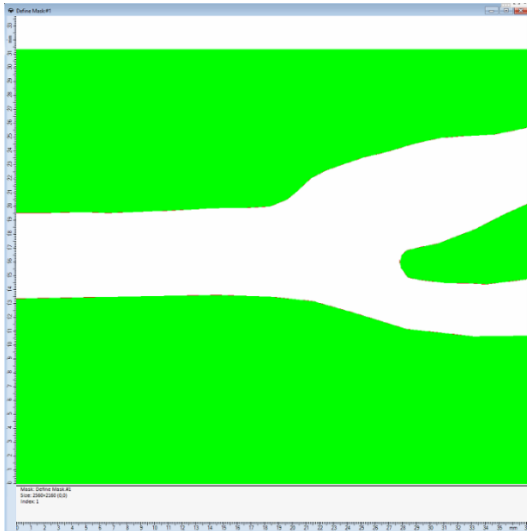
Obr. 17 Nasnímaná data (autor)

Chyby, které se v datech vyskytly i nadále byly ošetřeny pomocí softwarových funkcí (viz Obr. 18).



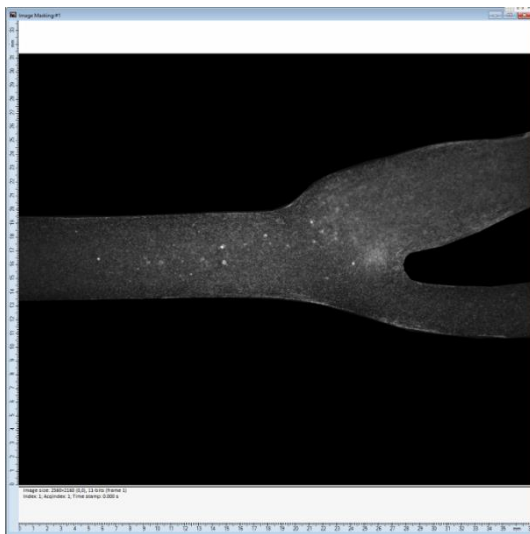
Obr. 18 Postup zpracování dat (autor)

Funkce Define mask se používá k definování masky (viz Obr. 19). Pomocí ní byla vybrána oblast zájmu. Zeleně vyznačené plochy budou nahrazeny černou barvou a data z nich vymazána.



Obr. 19 Nadefinovaná maska (autor)

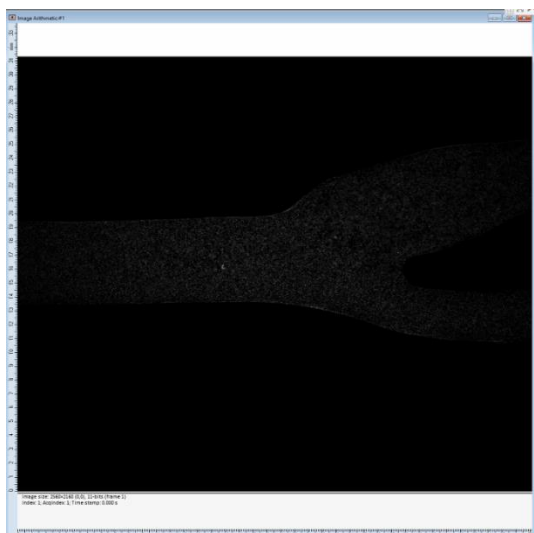
Maska se aplikuje pomocí funkce Image Masking. Aplikace masky odstraní šum okolí a eliminuje výpočtové chyby. Na Obr. 20 je vidět zobrazení pouze vybrané oblasti.



Obr. 20 Aplikovaná maska (autor)

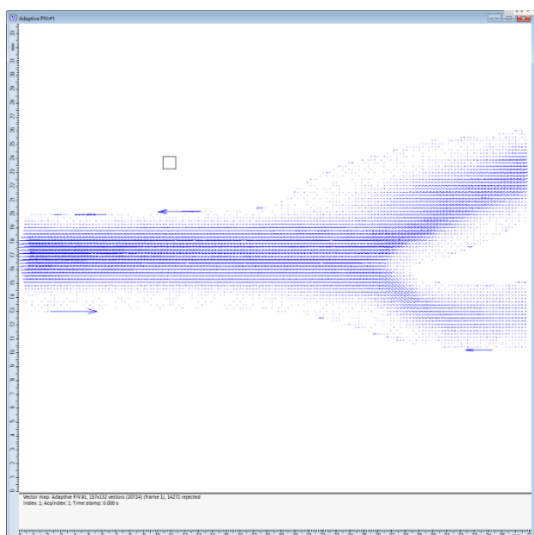
Sekvence funkcí Image Min/Max a Image Arithmetic odečte z obrazů nehybné defekty vyskytující se napříč měřeními (viz Obr. 21). Jde o shluky částic, odlesky od vzorku nebo statické bubliny. Zobecněný průměr M_p je definován Rovnicí 12, kde pro p blížíící se $k - \infty$ vrátí minimum a pro p blížíící se $k + \infty$ maximum.

$$M_p(x_1, \dots, x_n) = \left(\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^p \right)^{\frac{1}{p}} \quad \text{Rovnice 12 (Dantec Dynamics, 2020)}$$



Obr. 21 Image Min/Max a Image Arithmetic (autor)

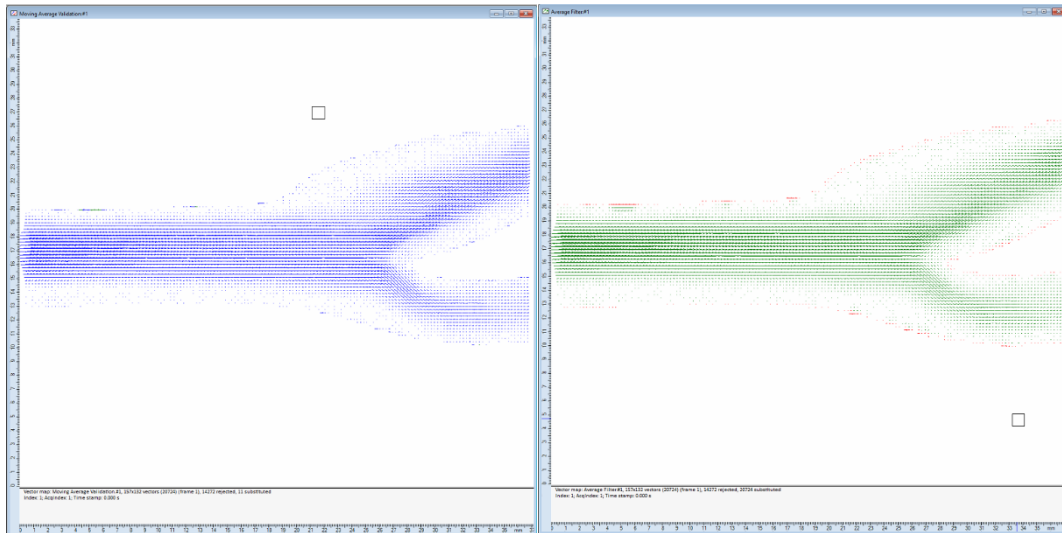
V tuto chvíli jsou z dat odstraněny všechny chyby a je možné použít výpočetní funkce. Výpočet byl proveden pomocí Adaptive PIV v kros korelačním režimu (viz Obr. 22). Automaticky vypočítá vektory rychlosti na základě obrazových párů částic. Interrogation areas byla nastavena na 64 x 64 a Grid Step Size na 16 x 16. Interrogation area určuje vyhodnocovanou oblast a Grid Step Size udává vzdálenost mezi jejich středovými polohami.



Obr. 22 Adaptive PIV (autor)

Moving Average Validation se používá k ověření vektorových map porovnáním každého vektoru s průměrem vektorů v definovaném okolí. Chybné vektory lze nahradit průměrem sousedních vektorů vypočtených interpolací (viz Obr. 23). Průměrovaná oblast

byla nastavena na 3 x 3. Akceptační faktor byl nastaven na 0,11. Akceptační faktor je parametr používaný k určení, zda jde o chybný vektor. Average filter se používá k filtrování vektorových map průměrováním sousedních vektorů. Velikost průměrované oblasti byla nastavena na 3 x 3.



Obr. 23 a) Moving Average Validation b) Average filter (autor)

Výpočtovými funkcemi mohly vzniknout vektory, které vyběhají mimo masku. Pro eliminaci těchto vektorů byla nadefinovaná maska aplikovaná na vektorové pole funkcí Vektor Masking.

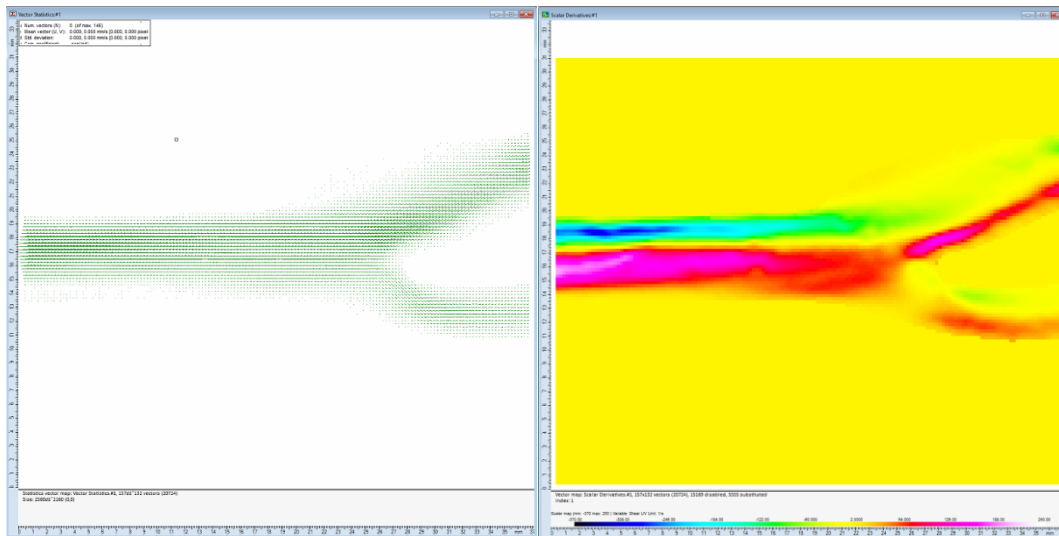
Vektorová mapa vektorů střední rychlosti byla vypočítána pomocí funkce Vector Statistics a pomocí funkce Scalar Derivatives (viz Obr. 24) bylo vypočteno Shear UV - smykové napětí z gradientů rychlosti (viz Rovnice 13).

$$\bar{\tau} = \left(\frac{\partial W}{\partial y} + \frac{\partial V}{\partial z} \right) \bar{i} + \left(\frac{\partial U}{\partial z} + \frac{\partial W}{\partial x} \right) \bar{j} + \left(\frac{\partial V}{\partial x} + \frac{\partial U}{\partial y} \right) \bar{k} \quad \text{Rovnice 13 (Dantec Dynamics, 2020)}$$

Pro rovinná data se používají gradienty rychlosti pouze z roviny xy (viz Rovnice 14). V teoretické části je v Rovnici 2 pro výpočet smykového napětí použit gradient rychlosti v ose x vynásobený dynamickou viskozitou. Softwarově máme vytvořené skalární mapy z gradientů rychlosti.

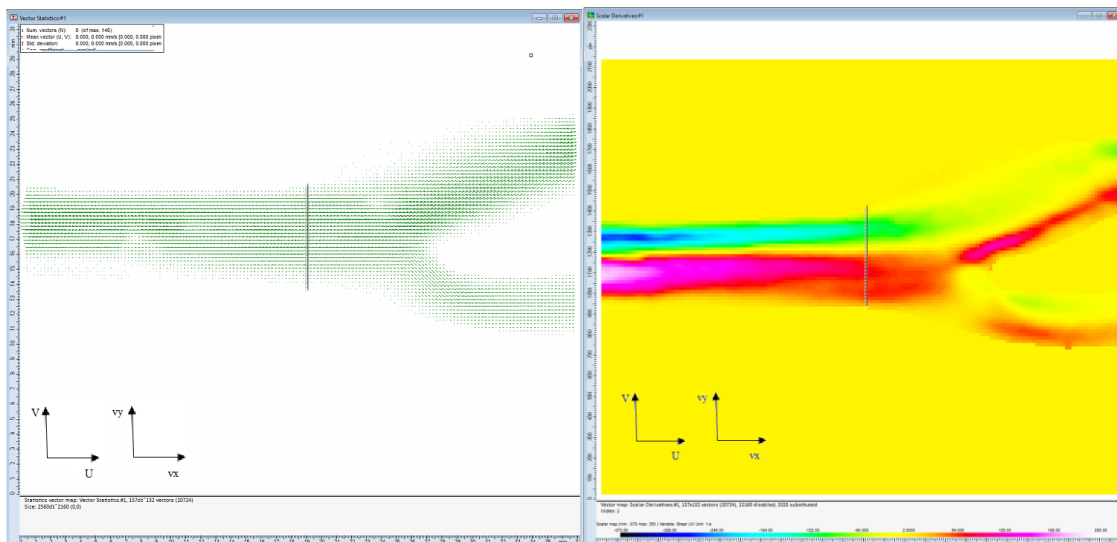
$$Shear_z = \frac{\partial V}{\partial x} + \frac{\partial U}{\partial y}$$

Rovnice 14 (Dantec Dynamics, 2020)



Obr. 24 a) Vector Statistics b) Scalar Derivatives (autor)

Funkce Profile plot umožňuje vykreslit libovolnou čáru do obrazové mapy, skalární mapy nebo vektorové mapy a vyextrahovat hodnoty podél této čáry do profilu. Za použití této funkce byly vytvořeny rychlostní profily a profil smykového napětí. Profil byl zvolen na společné karotidě v místě, kde je předpoklad ustáleného proudění. Data byla exportována do Excelu a byly vypracovány grafy.



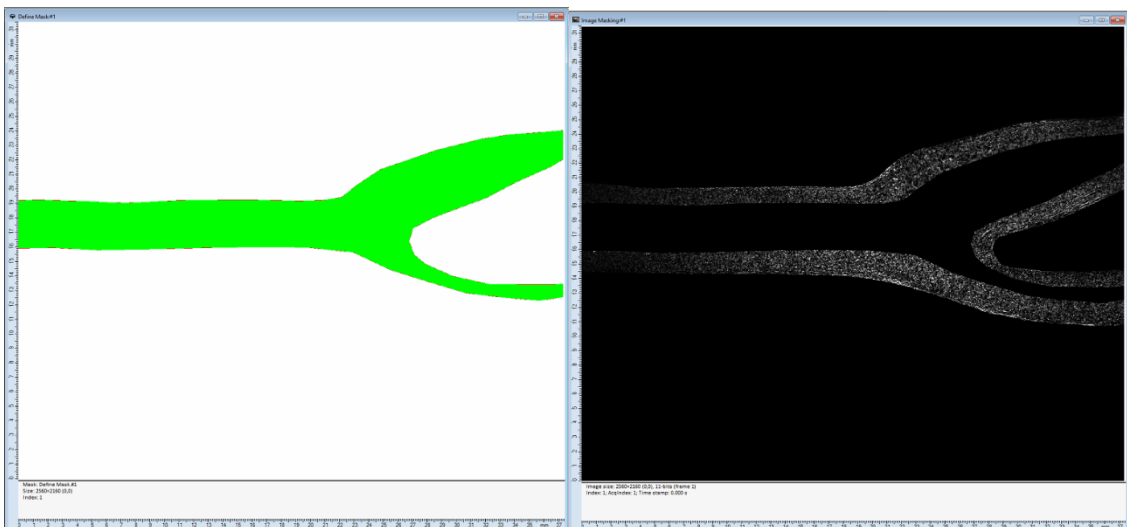
Obr. 25 a) Profil Vector statistics, b) Profil Scalar Derivatives (autor)

Data zaměřená na sledování toku v blízkosti stěn byla zpracována následovně (viz Obr. 26).



Obr. 26 Postup zpracování dat u stěny modelu (autor)

První část analýzy byla provedena stejně. Po aplikaci sekvence Image Min/Max a Image Arithmetic byla nadefinovaná a aplikovaná maska zakrývající část toku, kde nebyl vyhovující dynamický rozsah, tj. střed modelu s vysokou rychlostí průtoku (viz Obr. 27).



Obr. 27 a) Maska střední část modelu b) Image Masking (autor)

Pro předzpracování dat v blízkosti stěn byla použita funkce z balíčku Image Processing Library – Pixel Normalization (viz Obr. 28). Tato funkce normalizuje hodnoty ve stupních šedi. Klasicky se normalizace provádí odečtením střední hodnoty a dělením odvozenými efektivními hodnotami z oblasti kolem každého pixelu. Klasické výpočty střední a efektivní hodnoty jsou citlivé na šum, proto se v praxi využívá medián (MED) a střední absolutní odchylka (MAD) v okolí Ω kolem každého pixelu (viz Rovnice 15).

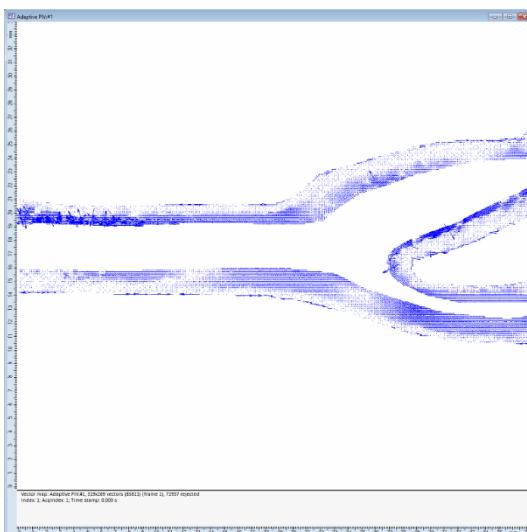
$$g_{Out} = \frac{g_{In} - MED_{\Omega}}{Max(\epsilon, MAD_{\Omega})} \quad x \in \quad \text{Rovnice 15 (Dantec Dynamics, 2020)}$$

Vstupní a výstupní veličiny ve stupních šedi jsou značeny g_{in} a g_{out} . ϵ je zahrnuto, aby se zabránilo dělení nulou v oblasti s konstantními hodnotami ve stupních šedi.



Obr. 28 Pixel normalization (autor)

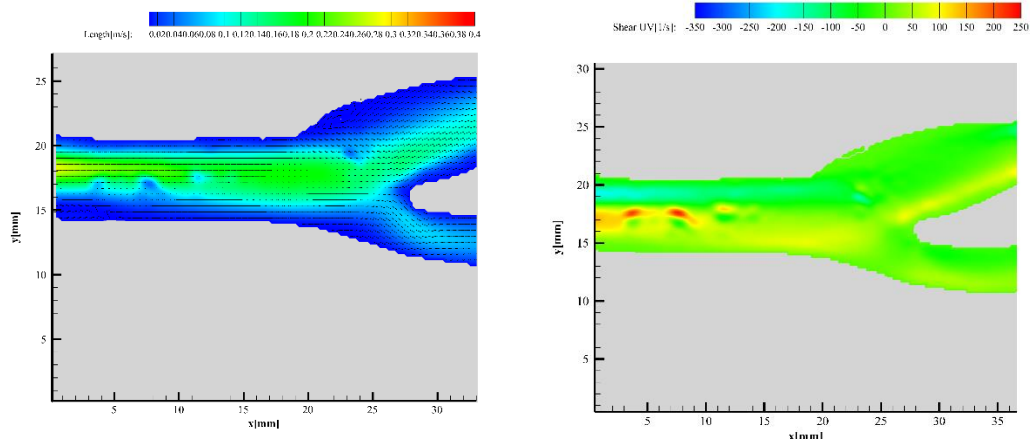
Adaptive PIV bylo v tomto případě použito jako adaptivní PIV (viz Obr. 29). Adaptivní PIV je automatická adaptivní metoda pro výpočet rychlosti na základě obrazových párů částic. Metoda může iterativně upravovat velikost, tvar a umístění jednotlivých vyhodnocovaných oblastí, aby se přizpůsobila rychlostem proudění. Grid Step Size byla nastavena na 8 x 8, maximální Interrogation areas na 32 x 32 a minimální na 16 x 16.



Obr. 29 Adaptive PIV (autor)

Zbylé funkce byly provedeny stejně jako u středu modelu. Masky byly na Average Filter aplikována jak k odfiltrování pozadí, tak k odfiltrování vysokých rychlosti uprostřed.

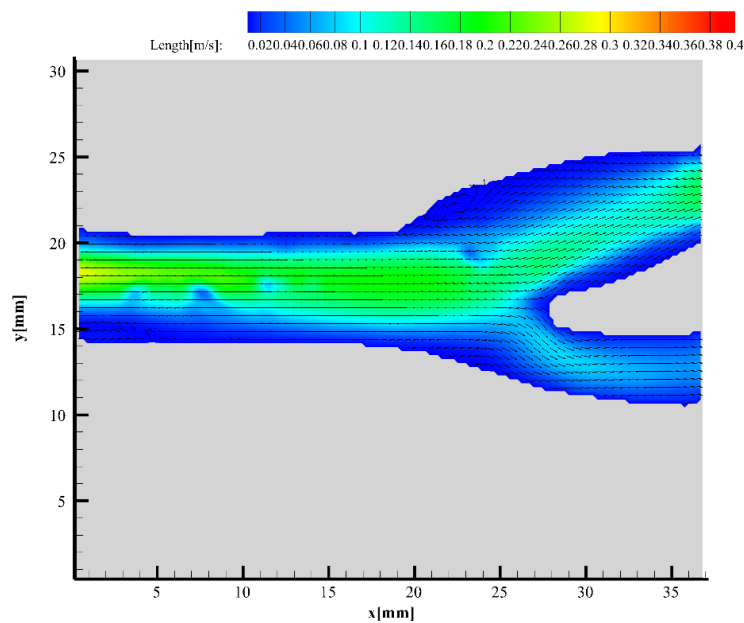
Data byla dále upravena graficky pomocí Tecplot 360 a GIMP 2.10.30 (viz Obr. 30).



Obr. 30 Data z Tecplot 360 a) Rychlostní pole, b) Smykové napětí (autor)

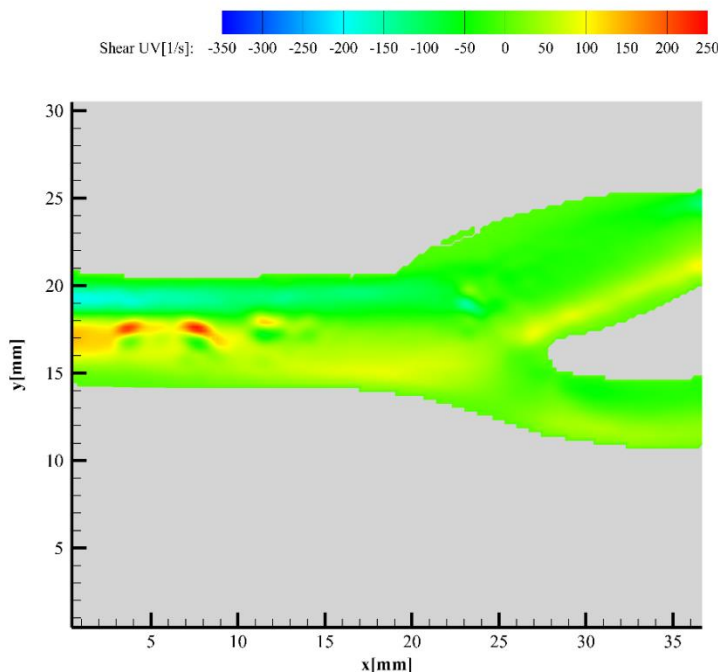
4.4 Výsledky

V této kapitole jsou uvedena výsledná obrazová data zobrazující průtok a smykové napětí ve fyziologickém modelu karotidy při teplotách 25 °C, 35 °C a 45 °.



Obr. 31 Rychlostní profil 25 °C (autor)

Obr. 31 zobrazuje vektorovou mapu celkového pohledu na vyšetřovanou oblast karotidové bifurkace při teplotě kapaliny 25 °C. Ve společné karotidě je dobře vyvinutý rychlostní profil s maximální hodnotou rychlosti 0,28 m/s. U tohoto nastavení můžeme pozorovat lehké zavíření v blízkosti stěn, které může být způsobeno lokální změnou viskozity. Dynamický rozsah nám však při tomto nastavení nedovoluje větší přiblížení, další vyhodnocení je na následujících mapách (viz Obr. 33, 37 a 41). V oblasti rozvětvení je dobře viditelný bod stagnace a větvení proudu směrem do užší větve karotidy. U stěny cévy je rychlost průtoku blížící se nule a maximální rychlost je uprostřed trubice. Průtok vytváří tzv. rychlostní parabolu. Průtok užší větví modelu je pomalejší než průtok širší větví modelu. Pomalejší průtok užší větví karotidy byl při tomto nastavení upraven pomocí škrtícího ventilu z důvodu nastavení fyziologického poměru rychlosti průtoku mezi společnou a vnitřní karotidou. Za fyziologický poměr je považován poměr ICA/CCA < 2 (Weerakkody, 2021). V místě karotického bulbu je rychlost proudění nízká v důsledku vzniku turbulence.

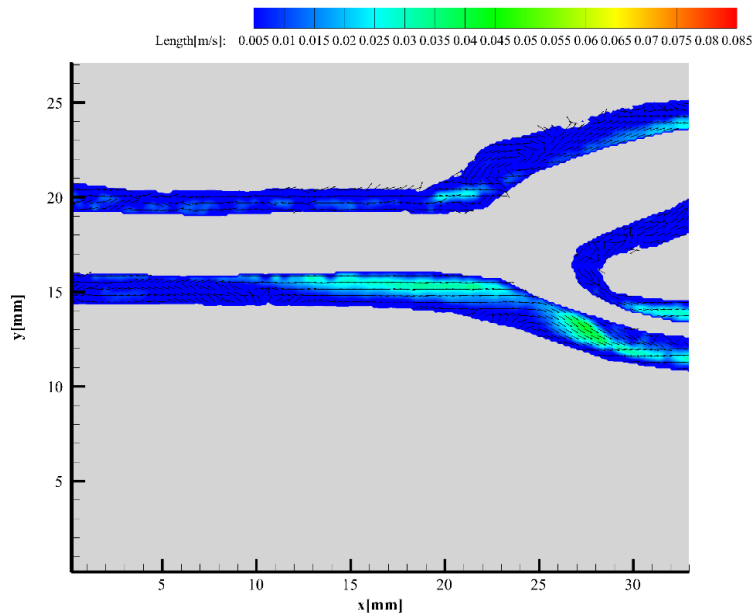


Obr. 32 Graf skalárních hodnot smykového napětí pro teplotu kapaliny 25°C (autor)

Na Obr. 32 je zobrazena skalární mapa rozložení smykového napětí pro celkový obraz karotidové bifurkace při teplotě kapaliny 25 °C. V blízkosti stěn je smykové napětí blízké nule, což je způsobeno pomalým prouděním kapaliny v blízkosti stěny. V oblasti karotického bulbu je smykové napětí též blízké nule z důvodu vzniku vírové struktury.

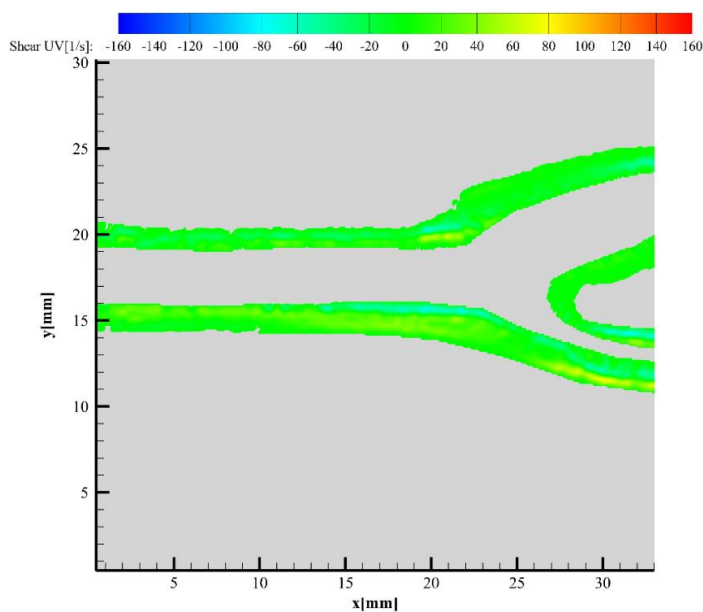
Kapalina vírovou strukturu obtéká a smykové napětí se zvyšuje se vzdáleností od karotického bulbu. V užší větvi karotidy je v rozvětvení nízké smykové napětí a u vnější stěny se mírně zvyšuje. Nízké smykové napětí podněcuje vznik aterosklerotických plátů. Vprostřed společné karotidy, kde je maximální průtok je smykové napětí vyšší a dosahuje maximální hodnoty 237 s^{-1} , což v přepočtu pomocí viskozity je pro teplotu $25 \text{ }^\circ\text{C}$ $2,49 \text{ Pa}$. Minimální hodnoty $-196,57 \text{ s}^{-1}$, $-2,07 \text{ Pa}$, dosahuje v blízkosti stěny, v místě, kde se proudění začíná vlivem třecích sil viditelně urychlovat.

Pro lepší zobrazení u stěn modelu bylo měření zopakováno se změnou dynamického rozsahu. Dynamický rozsah je určen maximální a minimální měřitelnou rychlostí. Následné přiblížení ke stěnám modelu bylo provedeno výpočtem, aby nebyl ztracen kontext celkového děje. Data sejmутá v blízkosti stěn byla snímána při použití vyšších časů mezi pulzy. Pro rychlý proud uprostřed je tento čas příliš vysoký a docházelo by k velkému množství ztracených párů. U stěn se kapalina pohybuje pomaleji. Pomalejší průtok u stěny je způsoben třením mezi kapalinou a stěnou. Po vrstvě kapaliny v těsné blízkosti stěny se posouvá další vrstva, která se pohybuje o něco rychleji, nejvyšší rychlosti dosahuje vrstva kapaliny uprostřed cévy. Ke zrychlení směrem ke středu cévy dochází v důsledku nižšího tření mezi 2 vrstvami kapaliny oproti velikosti tření mezi kapalinou a stěnou. Dalším důvodem ke snížení rychlosti proudění je vznik malých zavíření v blízkosti stěny. Data jsou zpracována statisticky. Chyby statistické analýzy též mohou způsobit podhodnocení velikostí rychlosti.



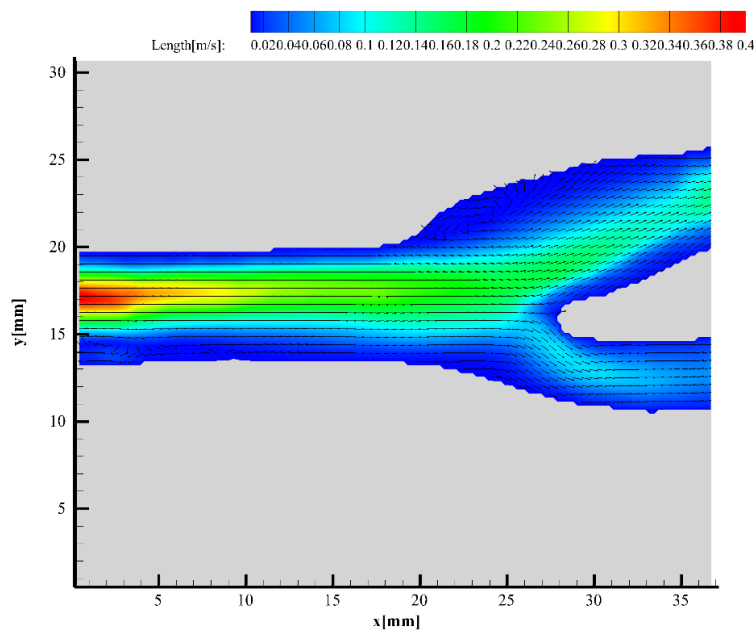
Obr. 33 Zaměření na stěny rychlostní profil 25 °C (autor)

Na Obr. 33 je zobrazena vektorová mapa oblasti karotidové bifurkace zaměřená výpočtem na dění v blízkosti stěn modelu při teplotě kapaliny 25 °C. V těsné blízkosti stěn jsou místy viditelná mírná zavíření. V oblasti karotického bulbu je dobře viditelná vírová struktura, za níž se kapalina vrací zpět ke stěně modelu. Před karotickým bulbem je viditelné mírné urychlení toku. V místě rozvětvení lze též pozorovat bod stagnace a rozdělení proudu mezi obě větve karotidy. Ve směru užší větve dochází k urychlení proudění kapaliny a dosahuje zde maximální rychlosti 0,042 m/s.



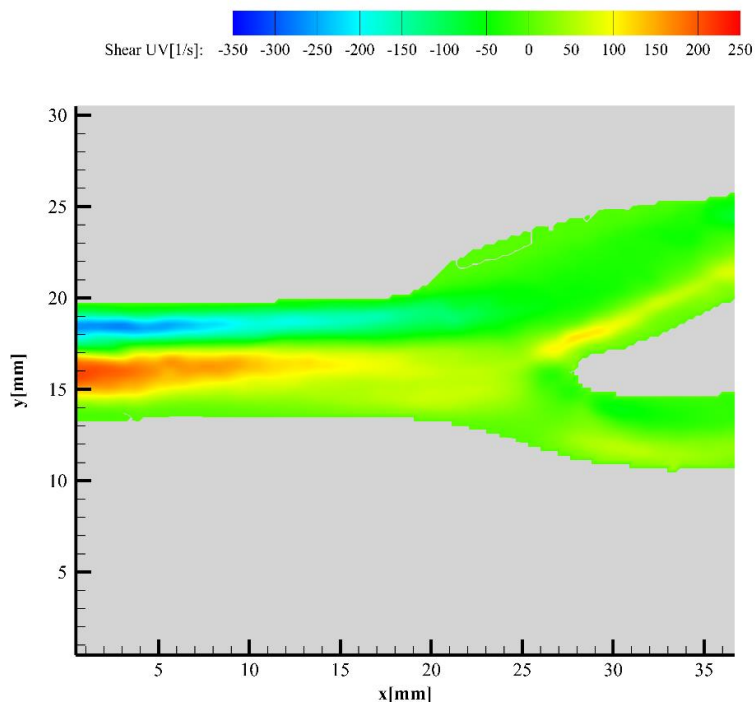
Obr. 34 Zaměření na stěny smykové napětí 25 °C (autor)

Na Obr. 34 je zobrazena skalární mapa smykového napětí v blízkosti stěn modelu. V místě před karotickým bulbem, vznikem vírového proudění, lze pozorovat změnu smykového napětí, kdy ze záporných hodnot kolem -55 s^{-1} , $-0,58 \text{ Pa}$, se směrem ke středu zvyšuje k 0 a poté až k hodnotě kolem 75 s^{-1} , $0,79 \text{ Pa}$. Podobný přechod je viditelný i u stěny naproti a u stěn užší větve karotidy.



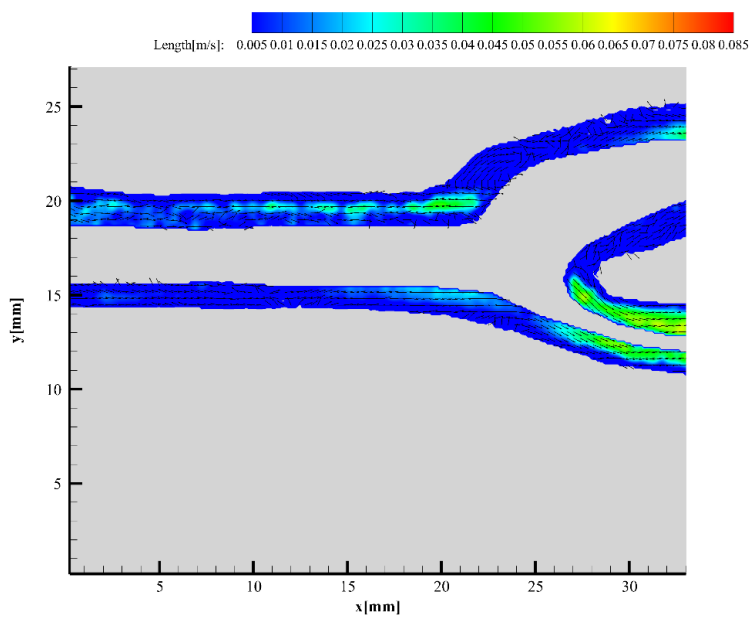
Obr. 35 Rychlostní profil 35 °C (autor)

Na Obr. 35 je zobrazena vektorová mapa celkového pohledu na vyšetřovanou oblast karotidové bifurkace při 35 °C. Rychlost průtoku se ve společné karotidě viditelně urychlila a její maximální rychlost je 0,39 m/s. Urychlení průtoku je viditelné i u širší větve karotidy. Plocha vírové struktury v karotickém bulbu se zvětšila. Stagnační bod a větvení proudu lze též pozorovat. Podél stěn se zvětšila oblast pomalého toku.



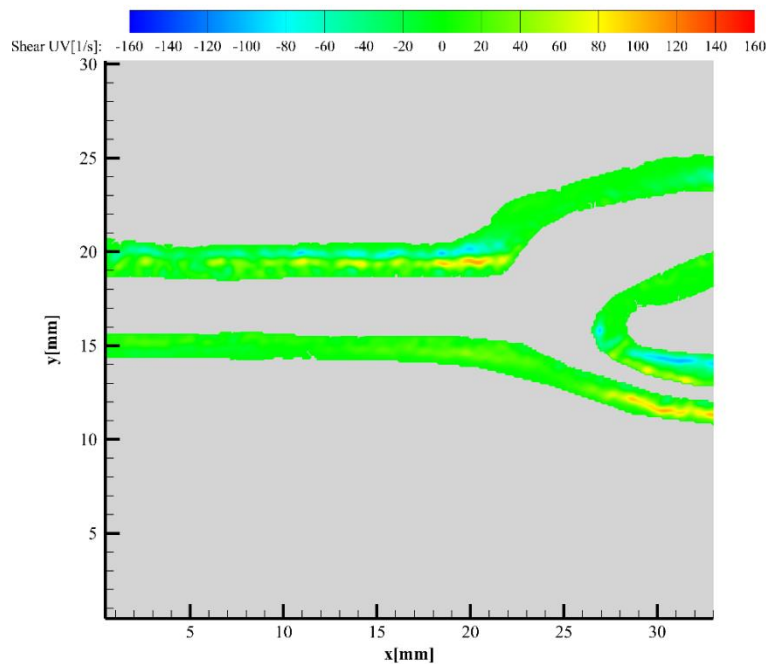
Obr. 36 Graf skalárních hodnot smykového napětí pro teplotu kapaliny 35°C (autor)

Rozložení smykového napětí zůstalo podobné, zvýšily se maximální a minimální hodnoty na 211 s^{-1} a -271 s^{-1} , což v přepočtu přes viskozitu, která se snížila s vyšší teplotou, vychází $1,52 \text{ Pa}$ a $-1,95 \text{ Pa}$. Ve skutečnosti tedy smykové napětí kleslo (viz Obr. 36). V oblasti karotického bulbu je stále blízké nule.



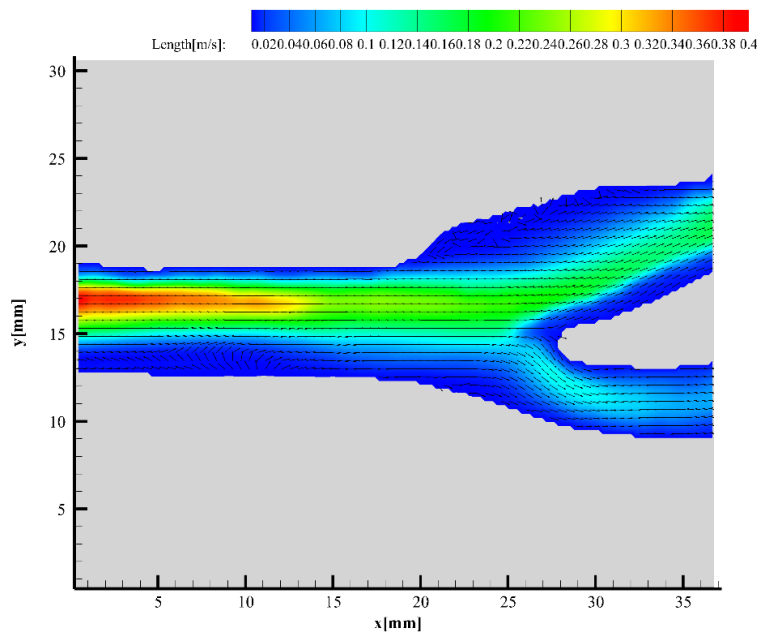
Obr. 37 Zaměření na stěny rychlostní profil 35 °C (autor)

Na Obr. 37 je zobrazena vektorová mapa karotidové bifurkace zaměřená na stěny modelu při teplotě 35 °C. I zde je patrné, že se proud se zvyšující teplotou urychlil. Maximální hodnoty dosahuje v užší větvi karotidy 0,07 m/s. Charakter proudění je podobný. U stěn je místy viditelné mírné zavíření a v karotickém bulbu vznik vírové struktury a v rozdělení je stagnační bod. Před vznikem vírové struktury je opět viditelné urychlení.



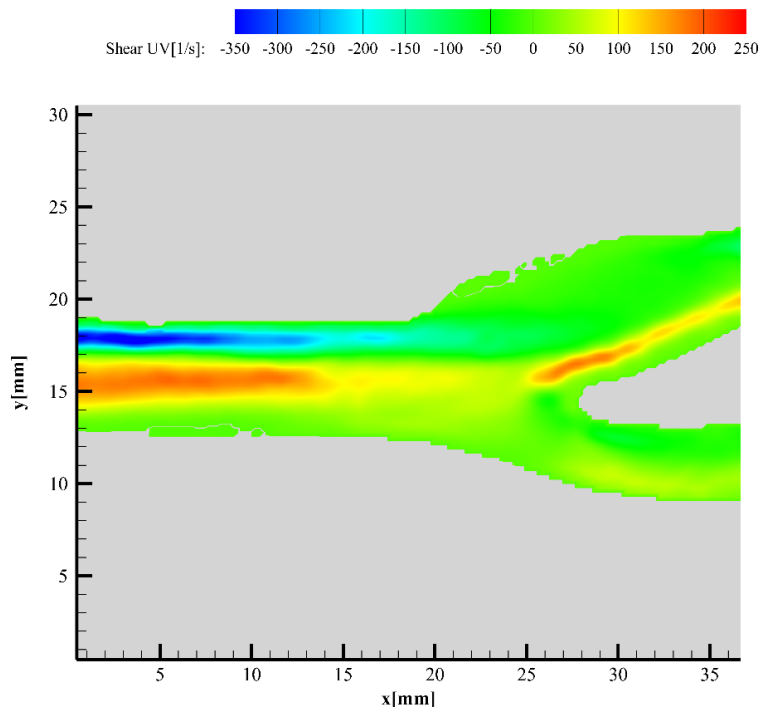
Obr. 38 Zaměření na stěny smykové napětí 35 °C (autor)

Na Obr. 38 je vidět rozložení smykového napětí při teplotě kapaliny 35 °C v blízkosti stěn. U stěn jsou viditelné výraznější změny smykového napětí oproti teplotě 25 °C. Maximální hodnoty jsou kolem 112 s^{-1} , 0,8 Pa, a minimální hodnoty -107 s^{-1} , -0,77 Pa.



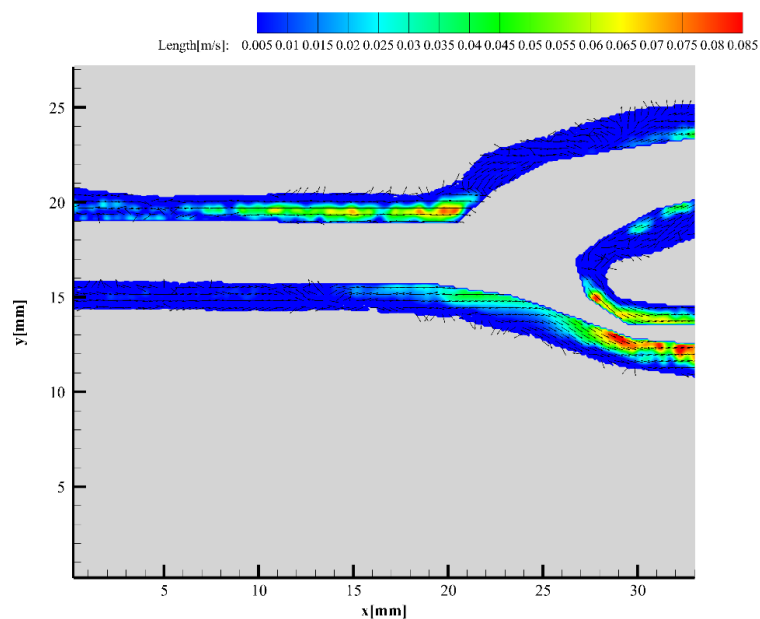
Obr. 39 Rychlostní profil 45 °C (autor)

Na Obr. 39 je zobrazena vektorová mapa rychlostí při teplotě tekutiny 45 °C. Průtok je opět urychlen, maximální hodnota je 0,4 m/s. Oproti průtoku při teplotě kapaliny 35 °C je zmenšena vírová struktura v karotickém bulbu. Zavíření u stěn je vyšší. Dynamický rozsah dostatečný pro sledování toku uprostřed trubice způsobuje větší chybovost u stěn modelu. Přiblížení dění u stěn je zobrazené s upraveným dynamickým rozsahem na Obr. 41. Stagnační bod a rozvětvení toku je stejné. Plocha pomalého toku v blízkosti stěn je mírně menší. Při zvyšující se teplotě se snižuje viskozita, klesá tlak a tím pádem se zvyšuje rychlost průtoku.



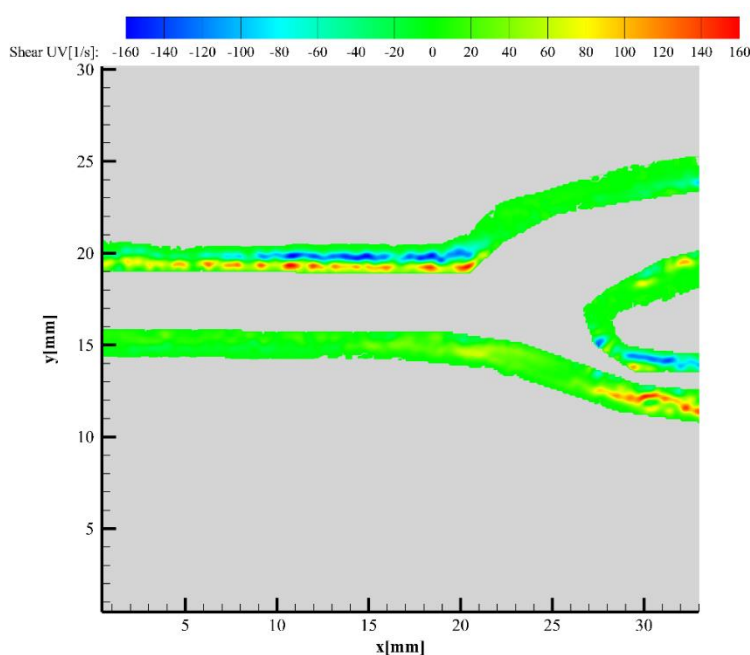
Obr. 40 Graf skalárních hodnot smykového napětí pro teplotu kapaliny 45°C (autor)

Na Obr. 40 je zobrazen graf skalárních hodnot smykového napětí pro teplotu kapaliny 45 °C. Maximální hodnoty dosahuje 190 s^{-1} , 1,1 Pa, a minimální hodnoty -394 s^{-1} , -2,3 Pa. Rozložení smykového napětí je stejné, zvětšuje se změna smykového napětí v s^{-1} , v přepočtu na Pa je rozptyl stejný jako u 35 °C.



Obr. 41 Zaměření na stěny rychlostní profil 45 °C (autor)

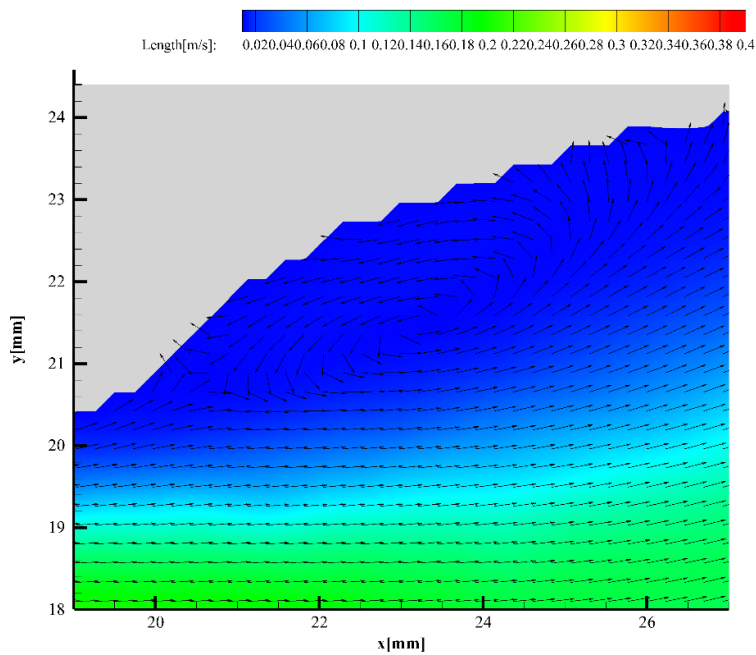
Na Obr. 41 je zobrazeno vektorové pole rychlostí průtoku při teplotě kapaliny 45 °C. Průtok je viditelně urychlen. Místy je viditelné zavíření u stěn a je vidět vírová struktura v karotickém bulbu. Stagnační bod a rozvětvení průtoku je stále patrné. Maximální rychlost průtoku je u stěny užší stěny karotidy 0,085 m/s. Před vznikem vírové struktury je vidět větší urychlení toku.



Obr. 42 Zaměření na stěny smykové napětí 45 °C (autor)

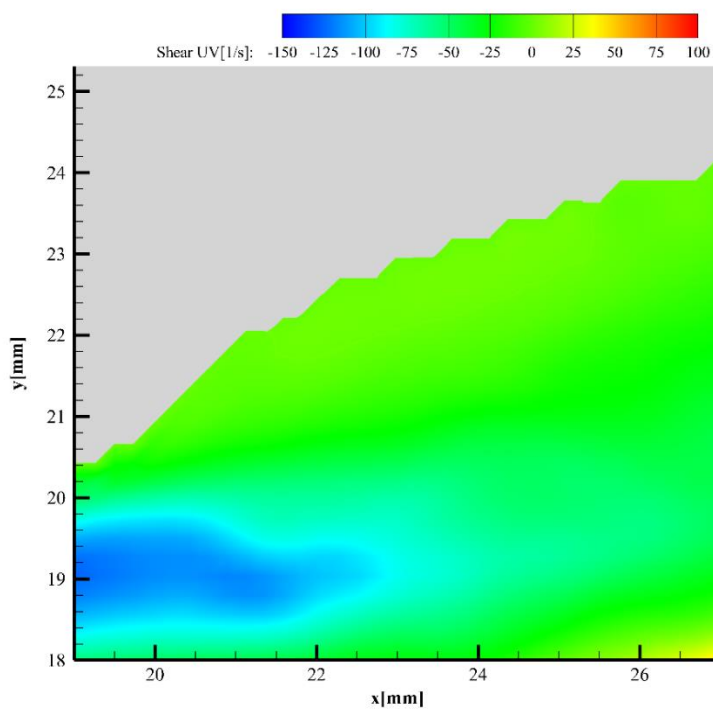
Smykové napětí u stěn při teplotě kapaliny 45 °C je zobrazeno na Obr. 42. Maximální hodnota je 177 s^{-1} , 1,04 Pa a minimální hodnota je -168 s^{-1} , -0,98 Pa. Rozložení smykového napětí je stále podobné, zvětšuje se změna smykového napětí.

V oblasti karotického bulbu se vyskytuje turbulentní proudění. Obr. 43 zobrazuje přibližnou oblast karotického bulbu při teplotě 35 °C.



Obr. 43 Karotický bulbus rychlostní profil 35 °C (autor)

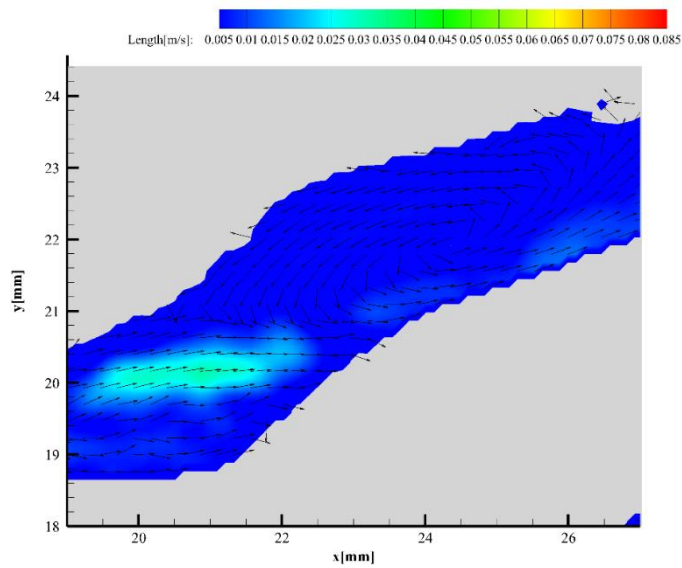
V oblasti pod vírovou strukturou proud směřuje směrem ke stěně cévy a se zvyšující se vzdáleností od bulbu se proud začíná vyrovnávat. Je viditelný zpětný tok, který pod vírovou strukturou naráží do proudu tekutiny ze společné části modelu. Pod vírovou strukturou se proud urychluje.



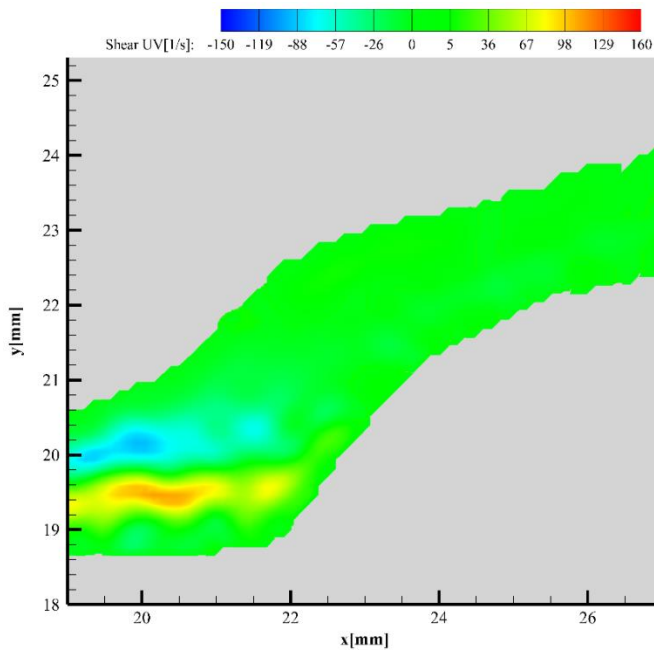
Obr. 44 Smykové napětí 35 °C (autor)

Smykové napětí je v místě turbulence mírně vyšší než v místě laminárního proudění, které turbulenci obtéká. V místě nejrychlejšího toku je smykové napětí záporné a dosahuje vyšších hodnot. (viz Obr. 44).

U dat s dynamickým rozsahem uzpůsobeným pomalému pohybu částic u stěn je dobře viditelný charakter obtékání vírové struktury a mírné urychlení proudu v tomto místě (viz Obr. 45).



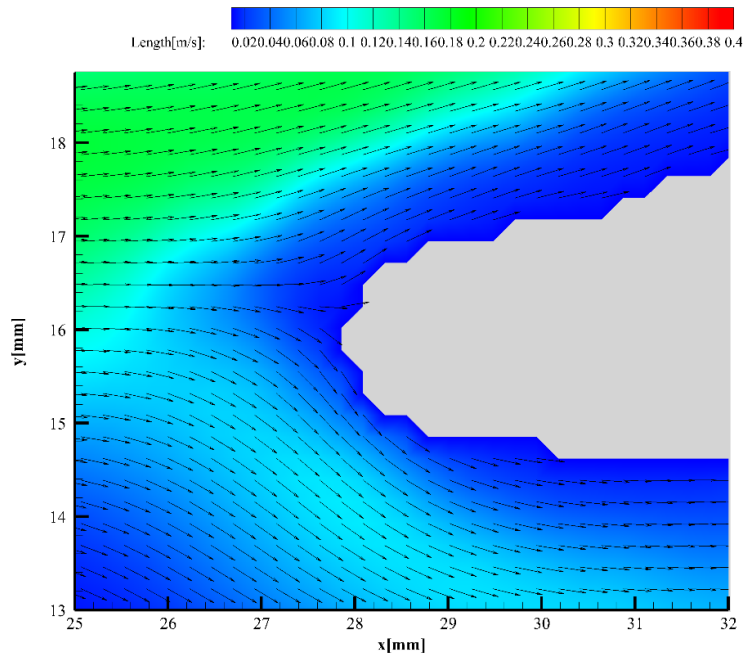
Obr. 45 Karotický bulbus u stěny rychlostní profil 35 °C (autor)



Obr. 46 Karotický bulbus u stěny smykové napětí 35 °C (autor)

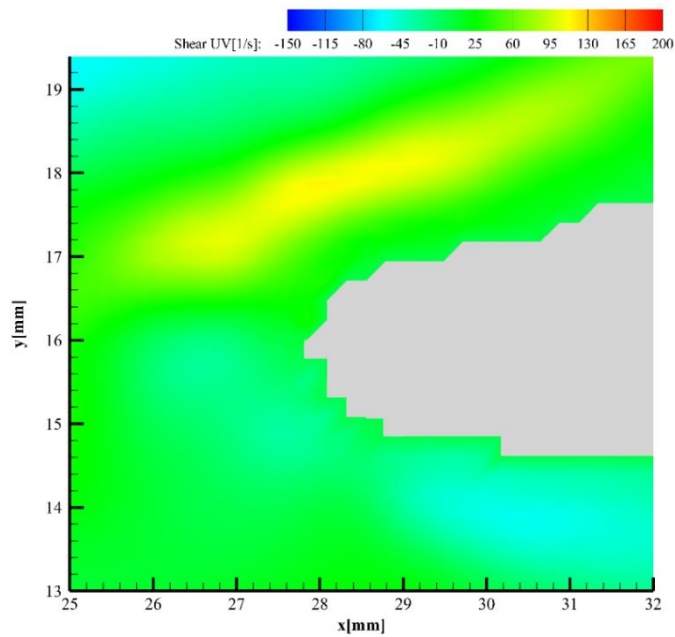
V místě obtékání vírové struktury, kde se urychluje tok lze vidět změny smykového napětí (viz Obr. 46). V místě s rychlejším tokem je záporné smykové napětí a při přechodu k nižším rychlostem jde smykové napětí přes 0 ke kladným hodnotám.

Druhou hydrodynamicky zajímavou oblastí je oblast rozdělení bifurkace. Obr. 47 zobrazuje tuto oblast přibližnou při teplotě 35 °C.



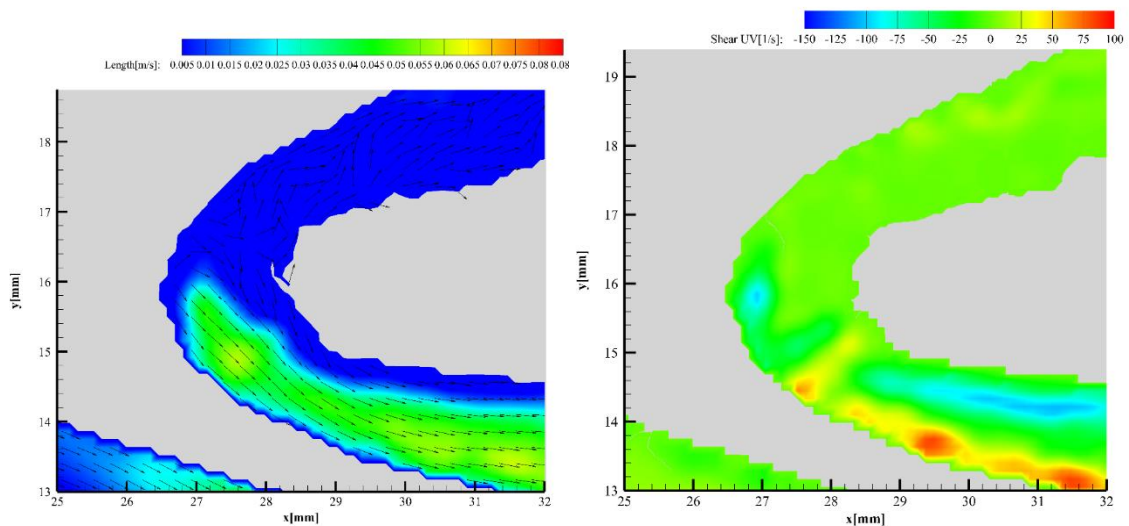
Obr. 47 Karotická bifurkace rychlostní profil 35 °C (autor)

V rozdělení modelu je patrné rozdělení proudu do obou větví karotidy. Mezi tímto rozdělením proudu je bod s nulovou rychlostí. V bezprostřední blízkosti povrchu, kde se proud dělí na různé proudy, vzniká tzv. stagnační bod, ve kterém je nulová rychlost a maximální tlak.



Obr. 48 Karotická bifurkace smykové napětí 35 °C (autor)

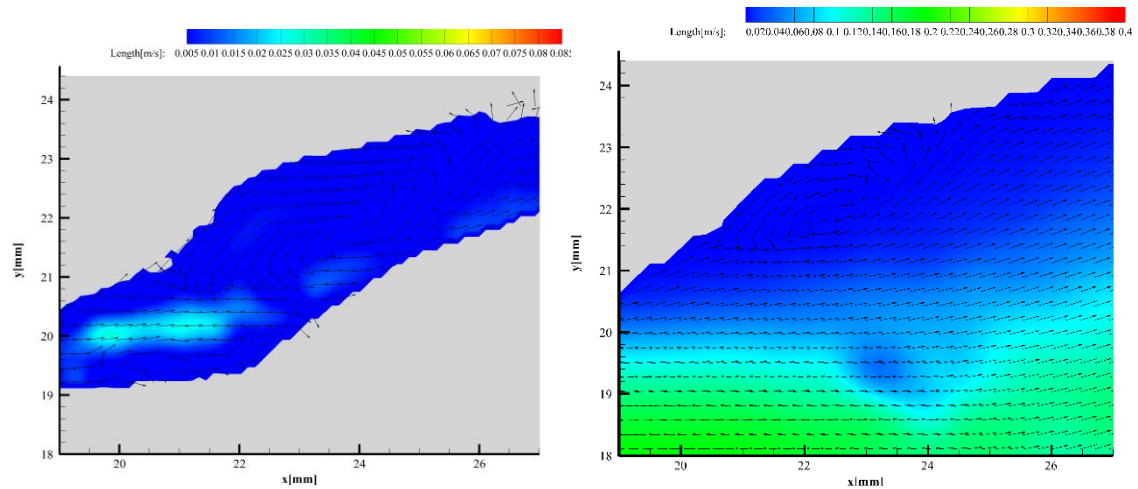
Změna smykového napětí je patrná při změně směru proudu při rozdělení do větví karotidy (viz Obr. 48). V užší větvi karotidy je smykové napětí záporné a v širší větvi karotidy kladné.



Obr. 49 Karotická bifurkace u stěny rychlostní profil 35 °C (autor)

Na Obr. 49 je vidět přibližná oblast karotické bifurkace při zaměření na dění u stěn modelu. Zatímco v kontextu celých dat je vyšší průtok skrz širší větev karotidy, v blízkosti stěny je viditelně rychlejší průtok skrz užší větev karotidy (viz Obr. 49). Smykové napětí v blízkosti širší větve karotidy se pohybuje kolem 0, směrem ke středu

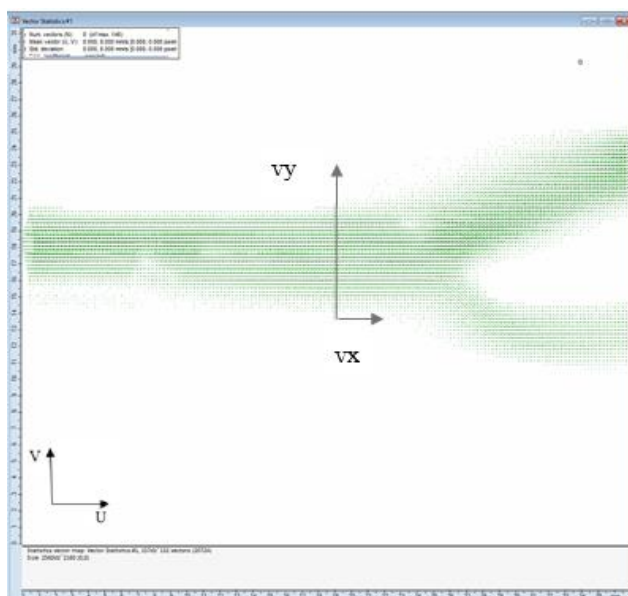
se mírně zvyšuje, v užší větvi karotidy je u stěny záporné smykové napětí a přes 0 jde do kladných hodnot spolu s urychlením proudu.



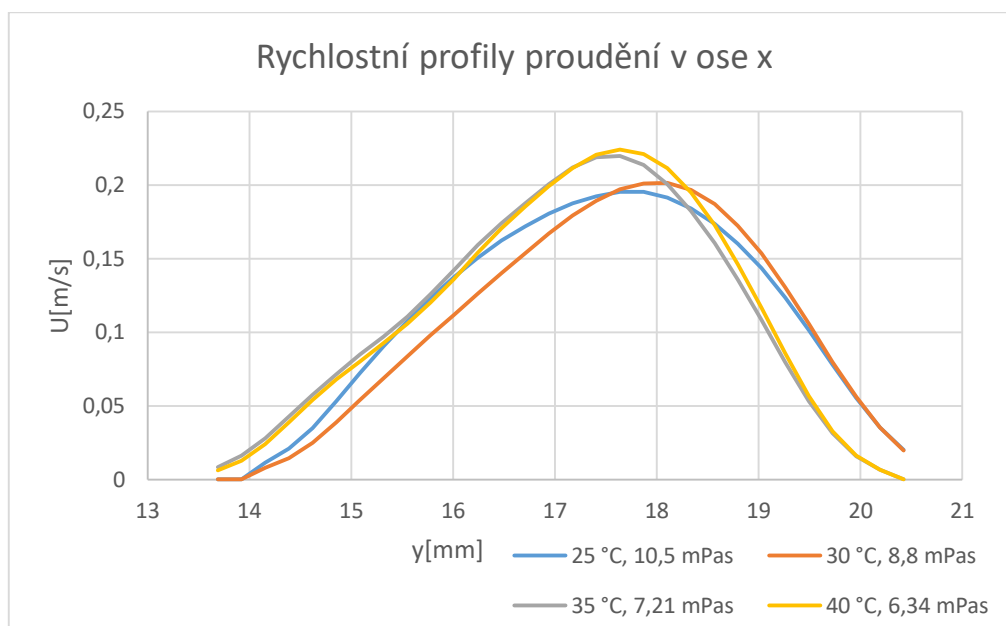
Obr. 51 Porovnání stejného místa s různým dynamickým rozsahem (autor)

Na Obr. 51 s různým dynamickým rozsahem při stejné teplotě je viditelné, že při nastavení dynamického rozsahu pro sledování rychlých průtoků byla podhodnocena velikost vírové struktury v místě karotického bulbu. U dat u stěny karotidy je vírová struktura větší.

Ze společné karotidy byl vytvořen graf rychlostních profilů pro každou složku rychlosti zvlášť a profil pro smykové napětí (viz Obr. 52 a Graf 4 a 5).



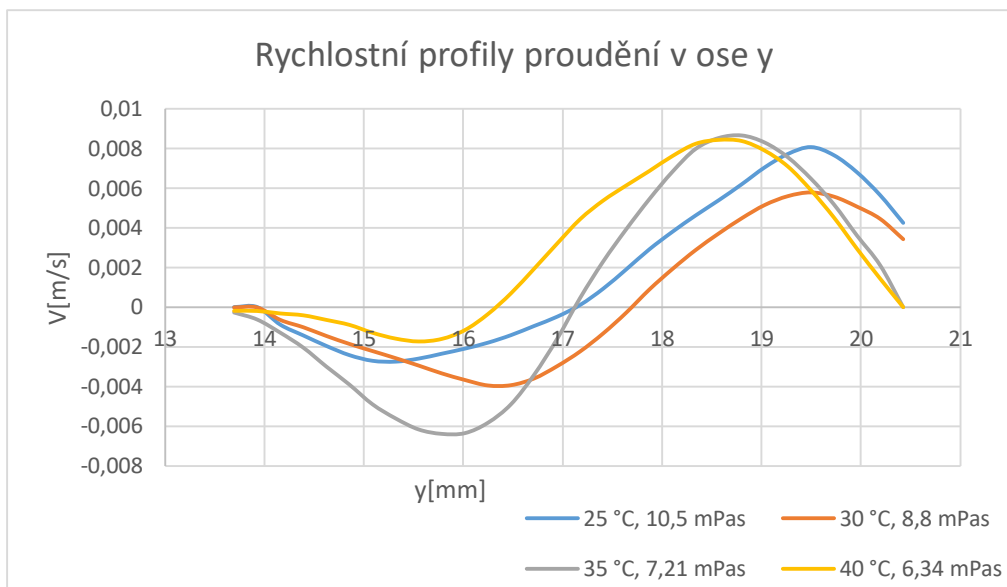
Obr. 52 Umístění rychlostního profilu (autor)



Graf 4 Rychlostní profily proudění v ose x (autor)

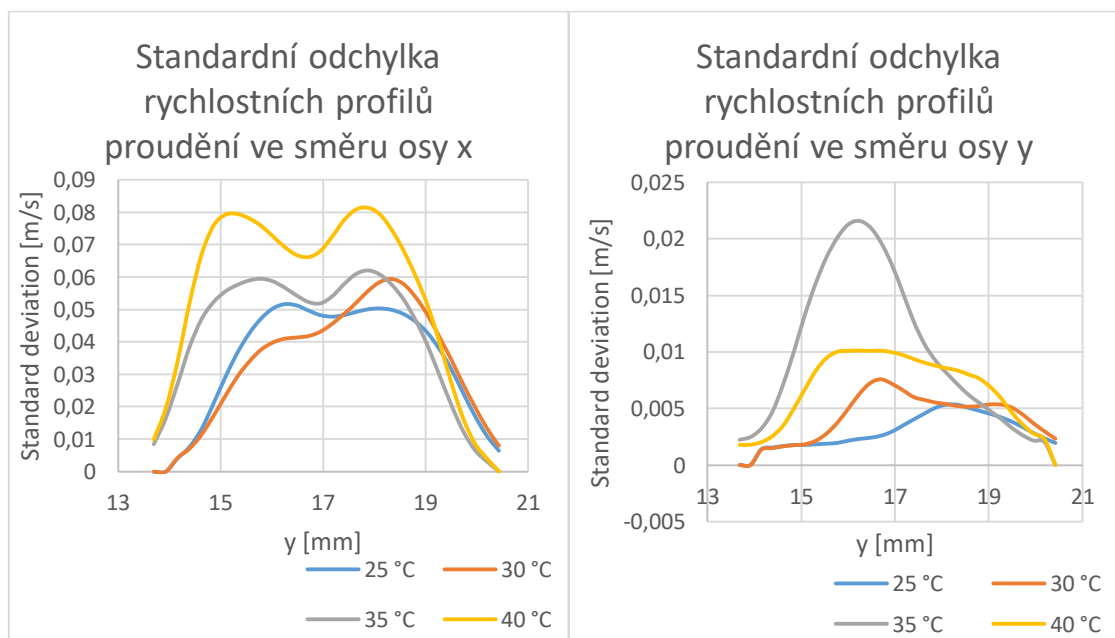
Rychlostní profil proudění v ose x ukazuje rychlostní parabolu průtoku, kdy kapalina ve středu trubice se pohybuje nejrychleji a u stěn je její pohyb téměř nulový (viz Graf 4). Z vektorových map je vidět, že u stěn vzniká zavíření. Zavíření a nízké hodnoty průtoku u stěn způsobují snížení vypočtené průměrné rychlosti. Rychlostní profily obou složek jsou závislé na teplotě. Složka rychlosti v ose x s rostoucí teplotou stoupá. Rozptyl hodnot se se zvyšující teplotou zvyšuje. Snížení viskozity způsobí zrychlení průtoku a snížení tlaku. Z Bernoulliho rovnice (viz Rovnice 16) vyplývá, že tlak proudící kapaliny klesá s její rostoucí rychlostí.

$$\frac{1}{2}\rho v^2 + h\rho g + p = konst. \quad \text{Rovnice 16 (Beneš et al., 2015)}$$



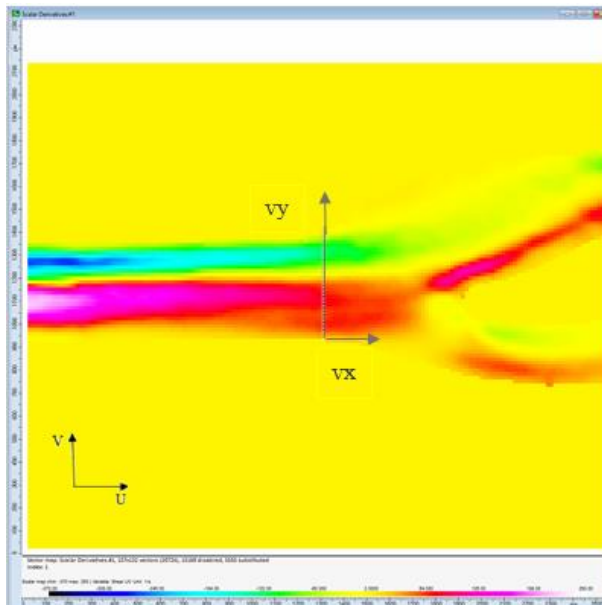
Graf 5 Rychlostní profily proudění v ose y (autor)

Složka rychlosti v ose y má nejprve klesající charakter a poté začne stoupat. Záporné hodnoty rychlostí nemají fyzikální význam, jedná se o určení směru proudění, kdy záporné hodnoty jdou proti směru osy y. V důsledku záporných hodnot rychlosti se celé statistické vyhodnocení posouvá směrem k nižším hodnotám.

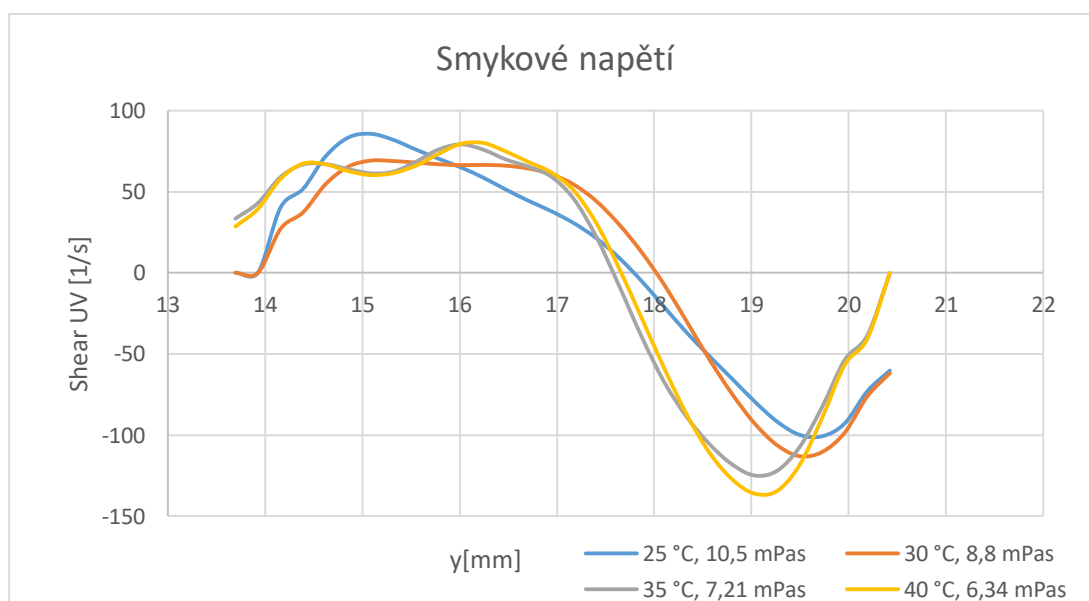


Graf 6 Standardní odchylky rychlostních profilů proudění a) ve směru osy x, b) ve směru osy y (autor)

Standardní (směrodatná) odchylka určuje, jak moc jsou hodnoty odchýleny od průměru hodnot (viz Graf 6). Počítá se jako odmocnina z rozptylu. Standardní odchylka ukazuje, že nejvíce se od průměrné hodnoty liší rychlost průtoku ve směru osy x ve vzdálenosti 1/3 od stěn, kde se průtok začíná viditelně urychlovat. U rychlostních profilů proudění ve směru osy y je nejvyšší směrodatná odchylka v místě blízkém středu trubice, kde je proudění nejrychlejší.



Obr. 53 Umístění profilu smykového napětí (autor)



Graf 7 Smykové napětí (autor)

Profil smykového napětí je též závislý na teplotě (viz Graf 7). Má nejprve rostoucí a následně klesající charakter. Smykové napětí se u stěn a vprostřed cévy blíží k 0 a zhruba v $\frac{1}{4}$ a $\frac{3}{4}$ cévy se nachází vrchol smykového napětí jak v kladném tak záporném směru. Kapalina se pohybuje nejpomaleji u stěny a urychluje se směrem k prostředku trubice. Vrstvy kapalin se vzájemně ovlivňují. Pomalejší vrstvy zpomalují vrstvy rychlejší a naopak rychlejší vrstvy urychlují pomalejší vrstvy v důsledku třecích sil. Při rostoucí teplotě se urychluje průtok. Rozložení smykových napětí je i při zvyšující se teplotě stejné. Smykové napětí se blíží k 0 v místě nejvyšší rychlosti v ose x a rychlosti v ose y blízké nule. Zároveň je smykové napětí blízké 0 v místech s nejnižší rychlostí v obou osách. Nejvyšších hodnot dosahuje smykové napětí v místě se střední rychlostí průtoku ve směru osy x a maximálních hodnot rychlosti ve směru osy y. Čím více se mění rychlost mezi vrstvami, tím větší je smykové napětí. U stěn je interakce mezi vrstvami, urychlení proudu, minimální, proto je tam též smykové napětí blízké nule. Uprostřed trubice je smykové napětí blízké nule, protože vrstvy nacházející se uprostřed trubice se pohybují nejrychleji, tudíž se vzájemně zpomalují velice málo. Při rostoucí teplotě se zvyšuje rozdíl mezi maximální a minimální hodnotou smykového napětí. Průměrně se hodnota smykového napětí se zvyšující teplotou zvyšuje. Se zvyšující se teplotou se urychluje proudění kapaliny a její vrstvy se více ovlivňují, více mění svou rychlost.

5 Diskuze

Diplomová práce se zabývá určením rychlostních profilů a smykového napětí ve fyziologickém modelu karotické bifurkaci, což lze *in vivo* pouze aproximovat. Práce porovnává rychlostní profily a smykové napětí při různých teplotách. Cílem práce bylo namíchat kapalinu, která signifikantně mění svou viskozitu s teplotou, vytvořit model karotické bifurkace, navrhnout a sestavit experimentální trať s měřicími a synchronizačními prvky a využít pulzatilní proudění. Dále zpracovat a porovnat naměřená data při různých teplotách.

Smykové napětí je důležitým determinantem funkce endoteliálních buněk a genové exprese. Většina informací o vlivu smykového napětí na funkci a strukturu endotelu byla získána *in vitro*. *In vivo* se v posledních letech smykové napětí aproximuje z dat získaných MRI nebo ultrazvuku (Reneman et al., 2006). V důsledku patologického endotelu dochází ke vzniku aterosklerózy. V současné době jsou kardiovaskulární onemocnění jednou z hlavních příčin úmrtí. Výzkum aterosklerózy vyžaduje prostorové měření distribuce rychlosti krve a určení smykového napětí endotelu. Měření smykových napětí je důležité i pro výzkum kardiogeneze a angiogeneze (Vennemann et al. 2007).

Reneman a Hoeks (2008) prokázali ve své studii *in vivo*, že střední smykové napětí není konstantní podél cévy. Tudíž v numerických a *in vitro* studiích nelze používat průměrné smykové napětí ke studii účinků na endoteliální buňky. Toto zjištění bylo potvrzeno i v našem experimentu, kde je vidět, že smykové napětí se v průběhu geometrie modelu mění. V karotické bifurkaci naměřil *in vivo* smykové napětí 1,1 – 1,3 Pa. V experimentu uváděném v této diplomové práci bylo smykové napětí měřeno v rozpětí -350 – 250 s⁻¹. Po přenásobení viskozitou pro jednotlivé teploty je rozpětí pro 25 °C -3,7 – 2,6 Pa, pro 30 °C -3,1 – 2,2 Pa, pro 35 °C -2,5 – 1,8 Pa, pro 40 °C -2,2 – 1,6 Pa a pro teplotu 45 °C je -2,1 – 1,5 Pa. Kapalina použitá v této práci měla vyšší viskozitu než krev, stěna modelu se liší od cévní stěny a tlak byl vyšší, proto i výsledná smyková napětí mají vyšší hodnoty. Změna smykového napětí a oblasti s nízkým napětím jsou však viditelné.

Resnick et al. (2003) ve své studii uvádí, že hodnoty smykového napětí v oblastech zakřivení nebo rozdělení kolísají od záporných do nulových hodnot. Ještě nižší hodnoty vznikají při hypertenzi a při dalších nefyziologických podmínkách. V případě našeho

experimentu je vidět nízké smykové napětí v oblasti karotického bulbu i v místě bifurkace. Rozdíl mezi maximální a minimální hodnotou smykového napětí se zvyšuje se zvyšováním teploty.

Naměřená data byla zpracována a byly vytvořeny vektorové mapy průtoků, rychlostní profily a mapy smykového napětí. Při zvyšování teploty se snižovala viskozita pracovní kapaliny a s ní se snižoval tlak v okruhu a zvyšovala se rychlost průtoku. Rozsah smykového napětí se se zvyšováním teploty zvětšoval. V místě karotického bulbu vznikalo turbulentní proudění a jak průtok, tak smykové napětí při všech teplotách bylo nízké. V bifurkaci dochází k rozdělení průtoku do obou větví a mezi nimi je bod s nulovou rychlostí. Skrz širší větev byl rychlejší průtok a u stěny naproti karotickému bulbu bylo vyšší smykové napětí.

6 Návrh a doporučení pro praxi

V experimentu se osvědčilo použití PMDS modelu pro PIV metodu. Směs vody, glycerolu a dextransu se jeví jako vhodná kapalina pro simulaci krve. Mění svou viskozitu s teplotou podobně jako reálná krev. Při budoucích použitích by bylo vhodné upravit koncentrace dextransu tak, aby se viskozita ještě více přiblížila viskozitě krve a bylo možné přesněji dopočítat smykové napětí.

V této práci byla vytipována hemodynamicky zajímavá místa v rámci karotické bifurkace a jejich přiblížení bylo provedeno pouze výpočtem. Následující experimenty by mohly tyto konkrétní oblasti zobrazit změnou setupu již při přípravě experimentu a zaměřit objektiv na tyto oblasti.

Dále je možné do budoucna stanovit interakci pulzujícího proudění kapaliny se stěnami o různé tuhosti, pružnosti a povrchových vlastnostech. Experimenty by bylo vhodné přiblížit reálné in vivo situaci s přímou návazností na řešení konkrétního pacienta.

7 Závěr

Diplomová práce se zabývá vyhodnocením vlivu teploty na viskozitu a s tím související změny hemodynamických faktorů za použití Global imaging metod. Teoretická část se věnuje anatomii karotických tepen, jejich skladbě a hemodynamice. Dále je zde rozebrána problematika viskozity, smykového napětí a jejich vliv v lidském těle. V návaznosti na problematiku změny viskozity s teplotou je zde podrobně rozvedeno, jak funguje termoregulace lidského těla, vliv teploty okolí a jejího využití v medicíně. V praktické části je postup míchání pracovní kapaliny a měření její viskozity. Je zde navržena experimentální trať a popsáno měření pomocí PIV metody. Pro zpracování číselných dat byl využit Excel, pro zpracování obrazových dat byl použit software Dantec Dynamic studio, Tecplot 360 a GIMP. Byla potvrzena změna proudění při změně teploty. Byly sestaveny vektorové mapy, rychlostní profily a vypočteno smykové napětí v celém modelu a i v blízkosti stěn.

Seznam použité literatury

- A@D. 2008. *SV-10, SV-100 vibro viscometer: instructional manual, 1WMPD4000646E*. [Tokio]: A@D company. Zveřejnila A&D Company. Dostupné také z: <https://www.aandd.jp/products/manual/balances/sv.pdf>
- ABUGATTAS, Carolina et al. 2020. Numerical study of bifurcation blood flows using three different non-Newtonian constitutive models. *Applied Mathematical Modelling*. **88**, 529-549 DOI 10.1016/j.apm.2020.06.066
- 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.
- ČAPEK, L., P. HÁJEK a P. HENYŠ. 2018. *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0367-6.
- ČIHÁK, Radomír. 2016. *Anatomie 3*. 3. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-9552-2
- DANTEC DYNAMICS. 2020. *DynamicStudio: user's guide*. Skovlunde: Dantec Dynamics.
- DEPLANO, Valérie et al. 2014. Flow of a blood analogue fluid in a compliant abdominal aortic aneurysm model: Experimental modelling. *Journal of Biomechanics*. **47**(6), 1262-1269. DOI 10.1016/j.jbiomech.2014.02.026
- DUCHÁČEK, Vratislav. 2006. *Polymery: výroba, vlastnosti, zpracování, použití*. Vyd. 2., přeprac. Praha: Vydavatelství VŠCHT. ISBN 80-7080-617-6.
- FRANÇA, Eduardo Luzia et al. 2014. Effects of Momordica charantia L. on the Blood Rheological Properties in Diabetic Patients. *BioMed Research International*. **2014**, 1-8. DOI 10.1155/2014/840379
- HOLUBOVÁ, Renata. 2014. *Základy reologie a reometrie kapalin*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4178-8.
- HOUDAS, Y. a E. F. J. RING. 1982. *Human Body Temperature*. Boston, MA: Springer US. DOI 10.1007/978-1-4899-0345-7
- CHENG, Nian-Sheng. 2008. Formula for the Viscosity of a Glycerol–Water Mixture. *Industrial & Engineering Chemistry Research*. **47**(9), 3285-3288. DOI 10.1021/ie071349z
- JANALÍK, Jaroslav a Pavel ŠTÁVA. 2002. *Mechanika tekutin*. Ostrava: VŠB-Technická univerzita. ISBN 80-248-0038-1.
- KACHLÍK, David. 2018. *Anatomie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-4058-7

- KHNOUF, Ruba et al. 2019. Microfluidics-based device for the measurement of blood viscosity and its modeling based on shear rate, temperature, and heparin concentration. *Biomedical Microdevices*. **21**(4). DOI 10.1007/s10544-019-0426-5
- KITTNAR, Otomar et al. 2011. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3068-4.
- KOPECKÝ, Václav. 2006. Laserové anemometrie. Liberec: Technická univerzita v Liberci. ISBN 80-7083-945-7.
- 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
- LIU, Zhendong et al. 2016. Low carotid artery wall shear stress is independently associated with brain white-matter hyperintensities and cognitive impairment in older patients. *Atherosclerosis*. **247**, 78-86. DOI 10.1016/j.atherosclerosis.2016.02.003
- 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*. 2022, **130**. DOI 10.1016/j.jbiomech.2021.110899
- MUTSAERTS, Henri et al. 2011. Diastolic Carotid Artery Wall Shear Stress Is Associated With Cerebral Infarcts and Periventricular White Matter Lesions. *Stroke*. **42**(12), 3497-3501. DOI 10.1161/STROKEAHA.111.614453
- NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. 2005. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada. ISBN 80-247-1152-4.
- 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.
- PLUCHOVÁ, Nikola. 2020. *Vyhodnocení vlivu anomálií na proudění nenewtonských kapalin v karotidové bifurkaci metodami Global Imaging*. Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií.
- RAFFEL, Markus et al. 2018. *Particle Image Velocimetry*. Cham: Springer International Publishing. DOI 10.1007/978-3-319-68852-7.
- RENEMAN, R. S., T. ARTS a A. P. G. HOEKS. 2006. Wall Shear Stress – an Important Determinant of Endothelial Cell Function and Structure – in the Arterial System in vivo. *Journal of Vascular Research*. **43**(3), 251-269. DOI 10.1159/000091648

- RENEMAN, Robert S. a Arnold P. G. HOEKS. 2008. Wall shear stress as measured in vivo: consequences for the design of the arterial system. *Medical & Biological Engineering & Computing*. **46**(5), 499-507. DOI 10.1007/s11517-008-0330-2
- RESNICK, Nitzan et al. 2003. Fluid shear stress and the vascular endothelium: for better and for worse. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*. **81**(3), 177-199. DOI 10.1016/S0079-6107(02)00052-4
- ROKYTA, Richard. 2015. *Fyziologie a patologická fyziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-9902-5.
- ROSINA, J., J. VRÁNOVÁ a H. KOLÁŘOVÁ. 2021. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory. 2., doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-2526-5.
- SAKELLARIOU, Sophia et al. 2016. Rôle of contrast media viscosity in altering vessel wall shear stress and relation to the risk of contrast extravasations. *Medical Engineering & Physics*. **38**(12), 1426-1433 DOI 10.1016/j.medengphy.2016.09.016
- SAMAVAT, H. a J. A. EVANS. 2006. An ideal blood mimicking fluid for doppler ultrasound phantoms. *Journal of Medical Physics*. **31**(4). DOI 10.4103/0971-6203.29198
- SAVABI, Reza et al. 2020. Fluid structure interaction modeling of aortic arch and carotid bifurcation as the location of baroreceptors. *International Journal of Mechanical Sciences*. **165**. DOI 10.1016/j.ijmecsci.2019.105222.
- TOPPER, James N. a Michael A. GIMBRONE JR. 1999. Blood flow and vascular gene expression: fluid shear stress as a modulator of endothelial phenotype. *Molecular Medicine Today*. **5**(1), 40-46. DOI 10.1016/S1357-4310(98)01372-0
- UNIVERSITY OF READING. DEPARTMENT OF METEOROLOGY. 2016. Calculate density and viscosity of glycerol/water mixtures [online kalkulačka]. *University of Reading* [online]. Reading: University of Reading, aktualiz. 2017-12-20 [cit. 2022-04-24]. Dostupné z: http://www.met.reading.ac.uk/~sws04cdw/viscosity_calc.html
- VAN ES, A. C. et al. 2009. Carotid and Basilar Artery Wall Shear Stress in Alzheimer's Disease and Mild Cognitive Impairment. *Dementia and Geriatric Cognitive Disorders*. **28**(3), 220-224. DOI 10.1159/000237740
- VENNEMANN, P., R. LINDKEN a J. WESTERWEEL. 2007. In vivo whole-field blood velocity measurement techniques. *Experiments in Fluids*. **42**(4), 495-511. DOI 10.1007/s00348-007-0276-4
- VOLK, Andreas a Christian J. KÄHLER. 2018. Density model for aqueous glycerol solutions. *Experiments in Fluids*. **59**(5). DOI 10.1007/s00348-018-2527-y

- VYTEJČKOVÁ, Renata et al. 2015. *Ošetrovatelské postupy v péči o nemocné III: speciální část*. Praha: Grada Publishing. Sestra (Grada). ISBN 978-80-24-3421-7.
- WESTERHOF, Nicolaas et al. 2019. *Snapshots of hemodynamics*. Cham: Springer International Publishing. DOI 10.1007/978-3-319-91932-4.
- YAMAMOTO, Hideki et al. 2020 Measurement of human blood viscosity a using Falling Needle Rheometer and the correlation to the Modified Herschel-Bulkley model equation. *Heliyon*. **6**(9). DOI 10.1016/j.heliyon.2020.e04792
- 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
- ZIGANSHIN, Bulat A., a John A. ELEFTERIADES. 2013. Deep hypothermic circulatory arrest. *Ann Cardiothorac Surg*. **2**(3), 303-315. DOI 10.3978/j.issn.2225-319X.2013.01.05
- ZOUL, Zdeněk. 2012. Hypertermie v léčbě nádorových onemocnění. *Medical Tribune*. **8**(22). ISSN 1214-8911.

Seznam příloh

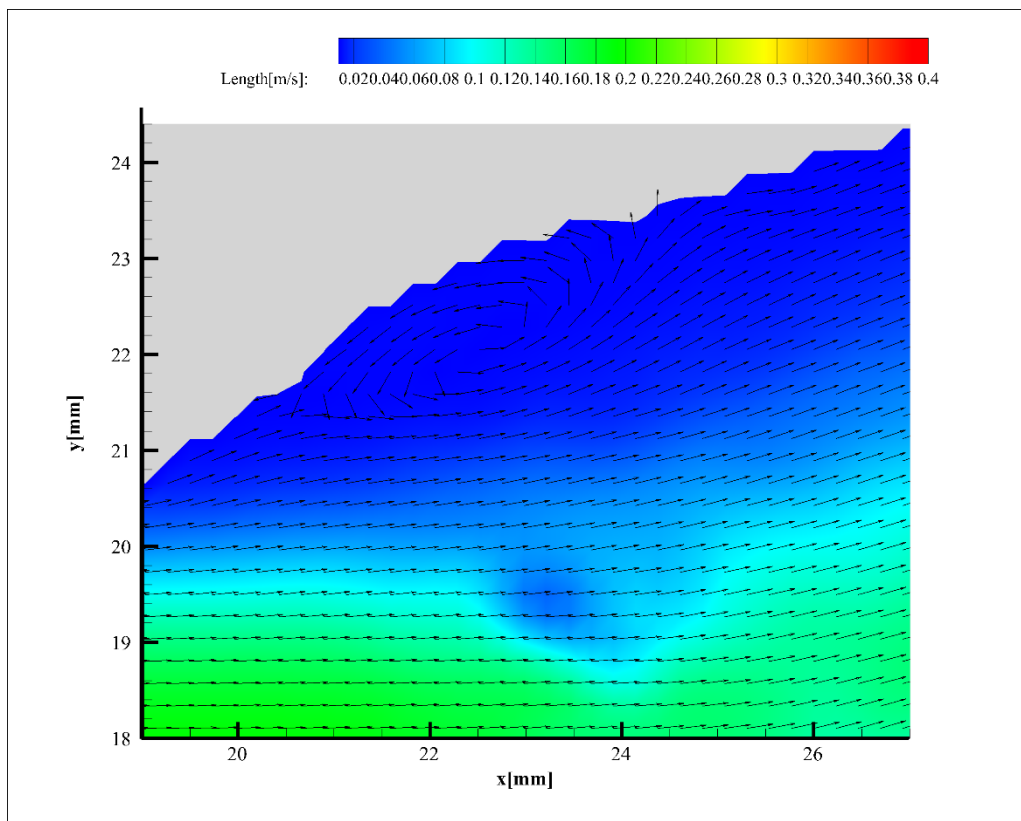
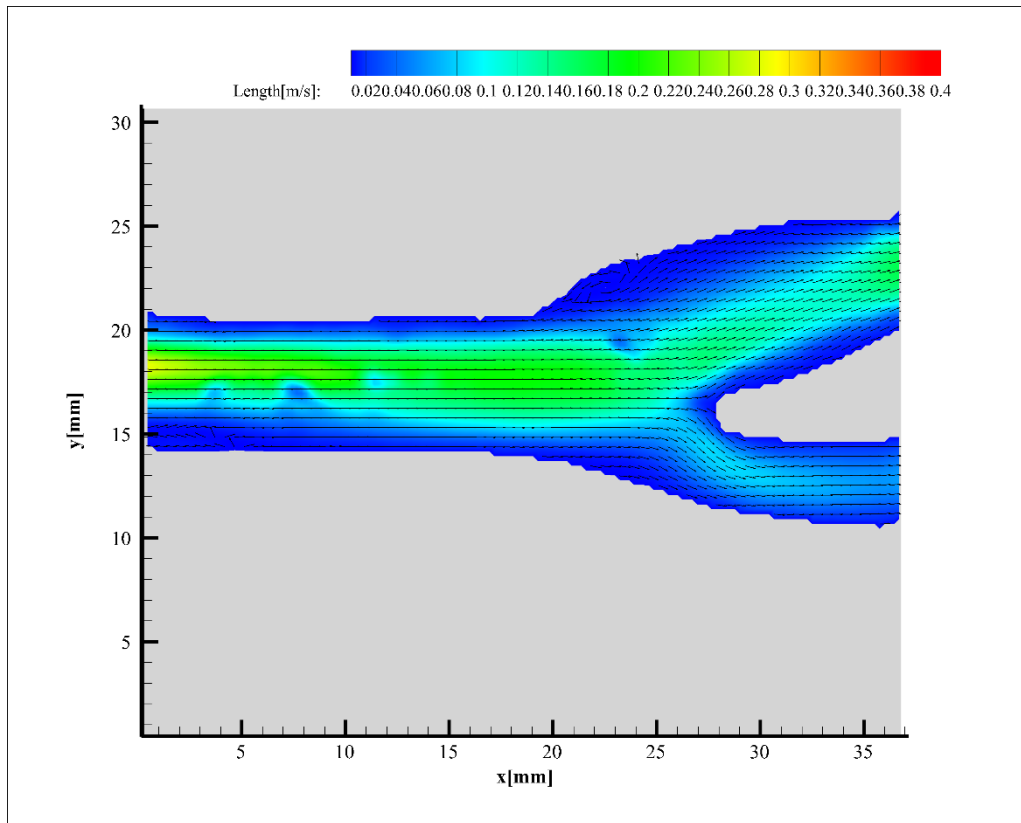
Příloha A CD

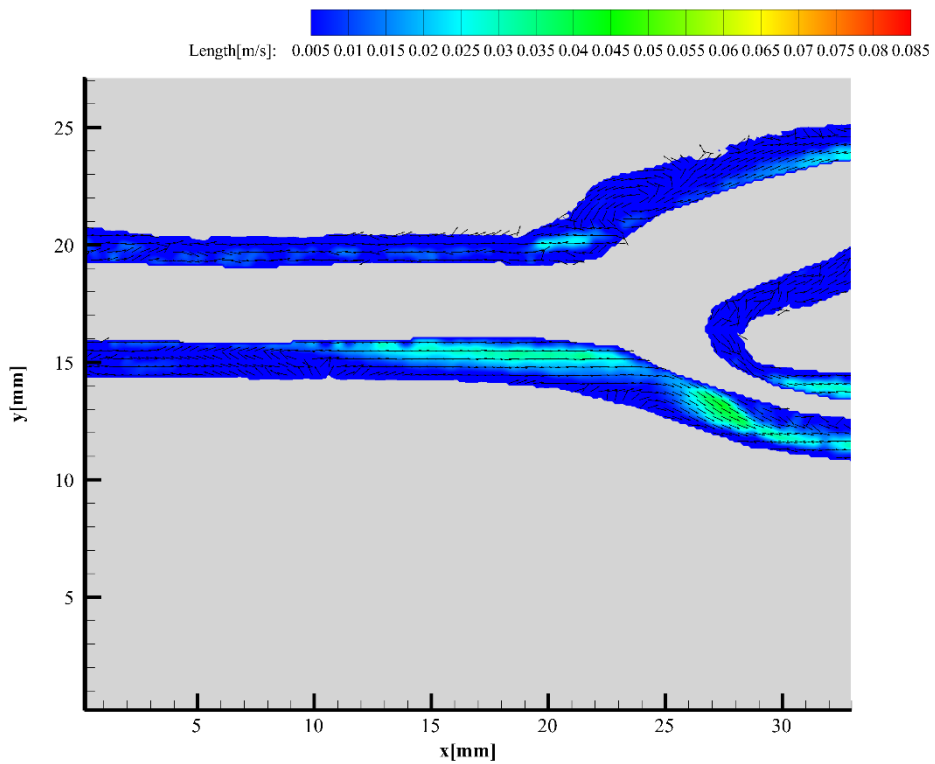
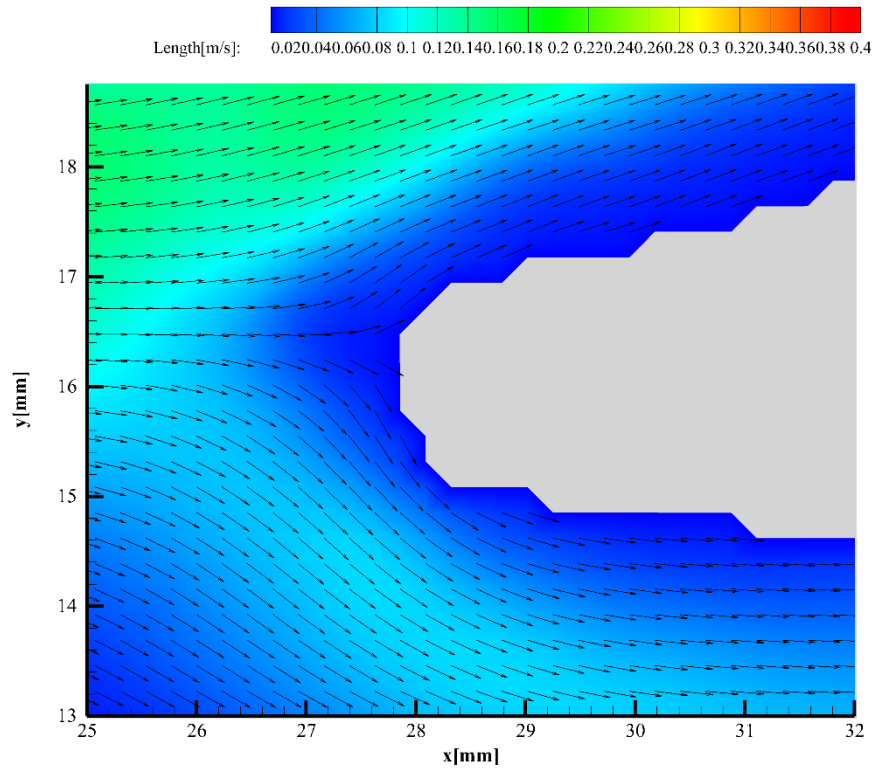
Příloha B Přehled průtoků

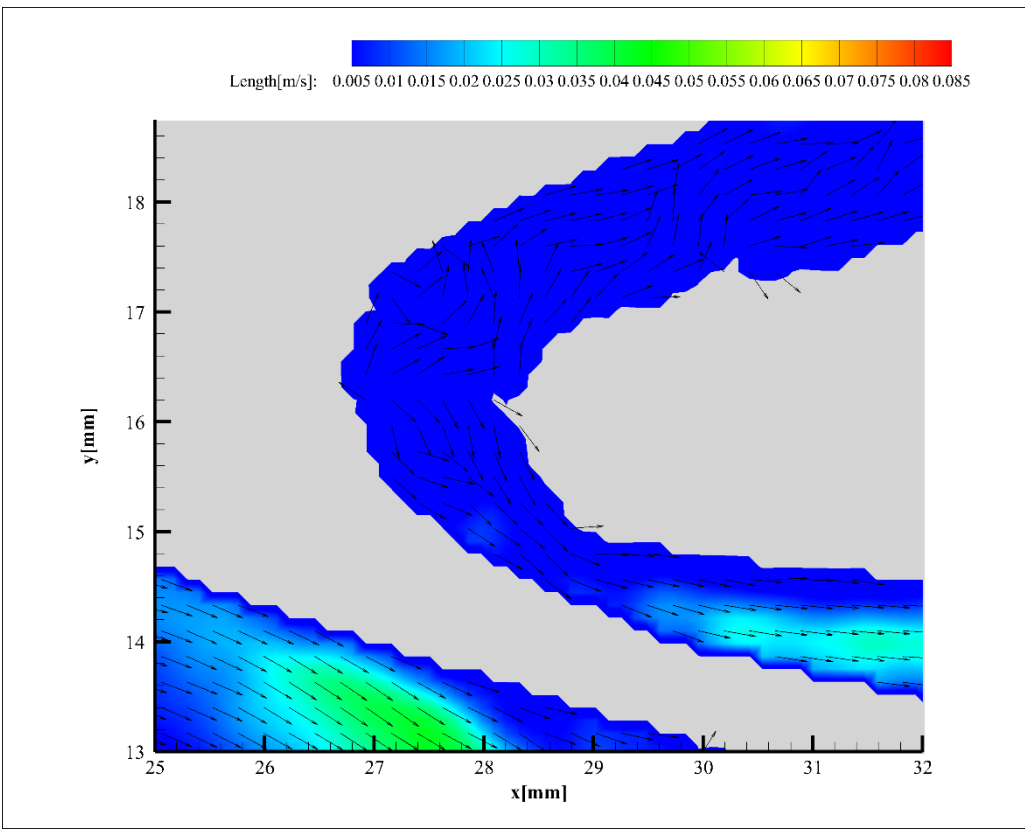
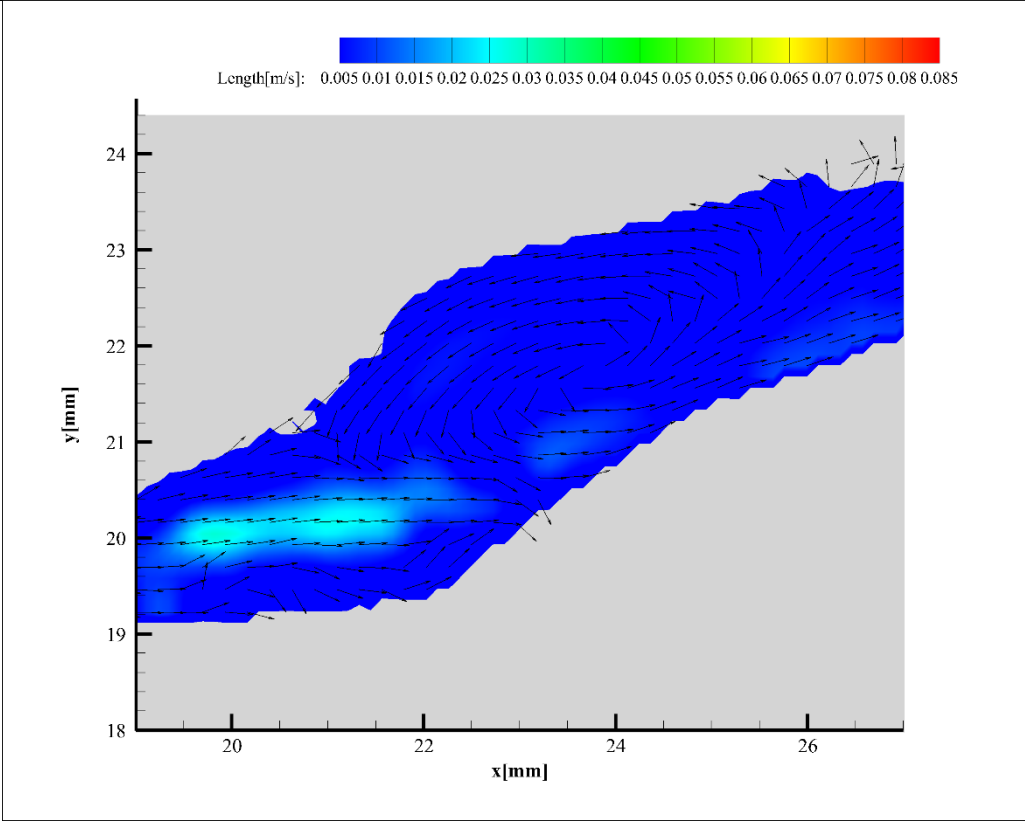
Příloha C Přehled smykového napětí

Příloha B Rychlostní pole

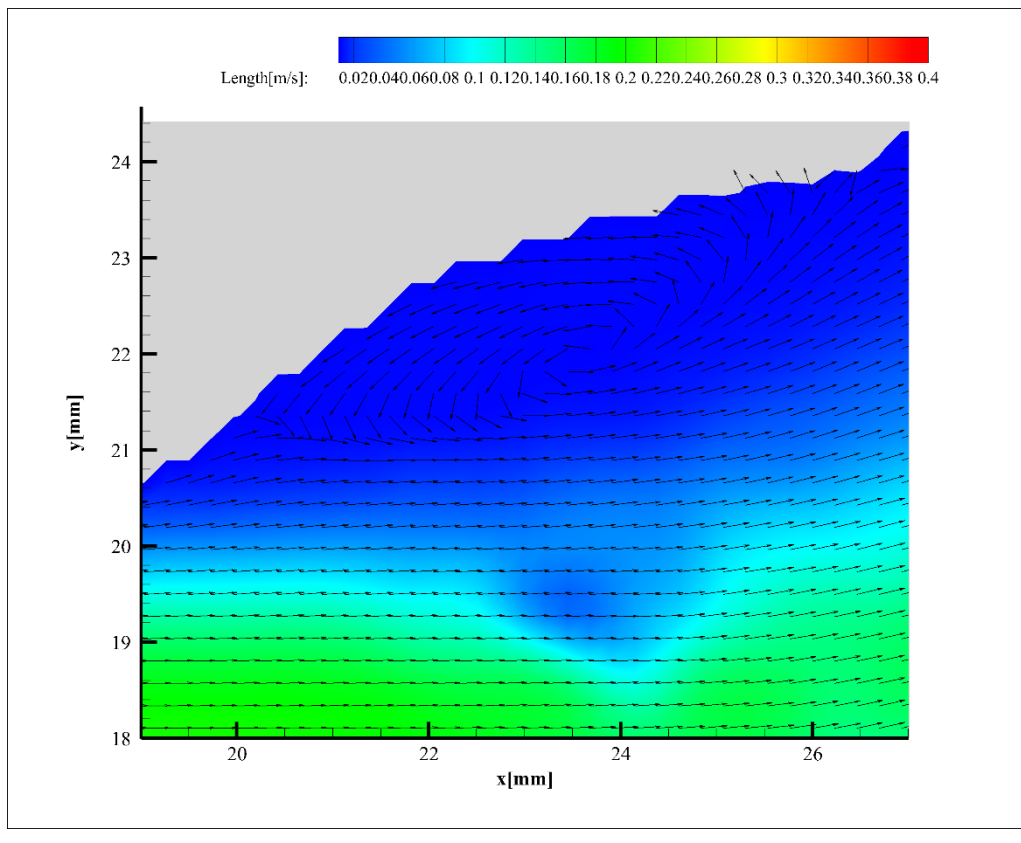
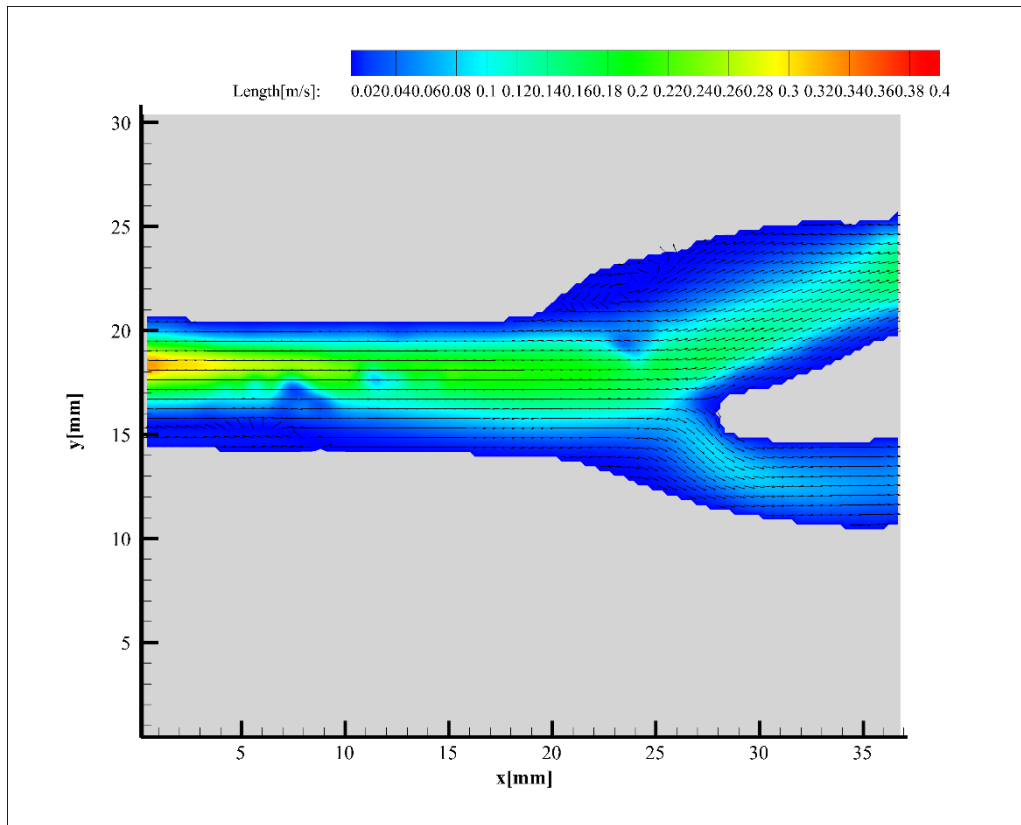
25 °C

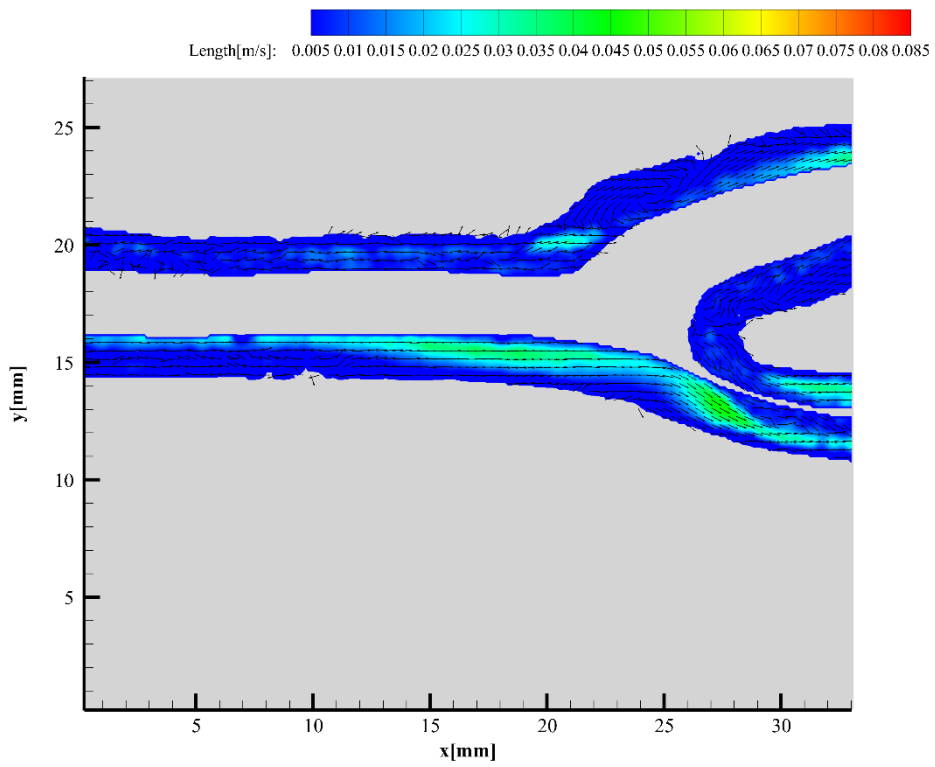
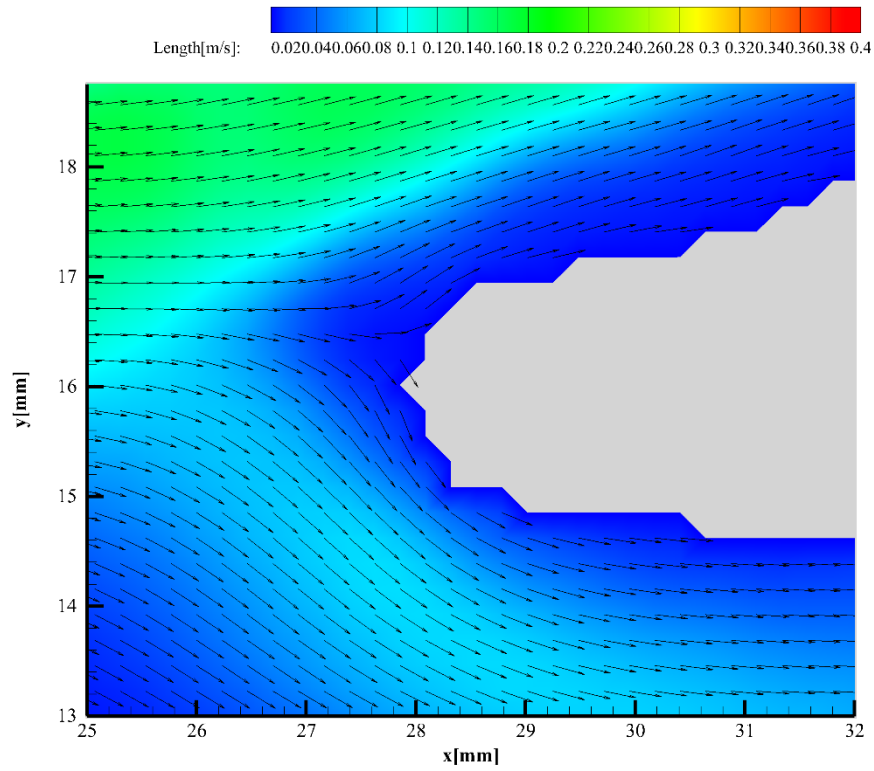


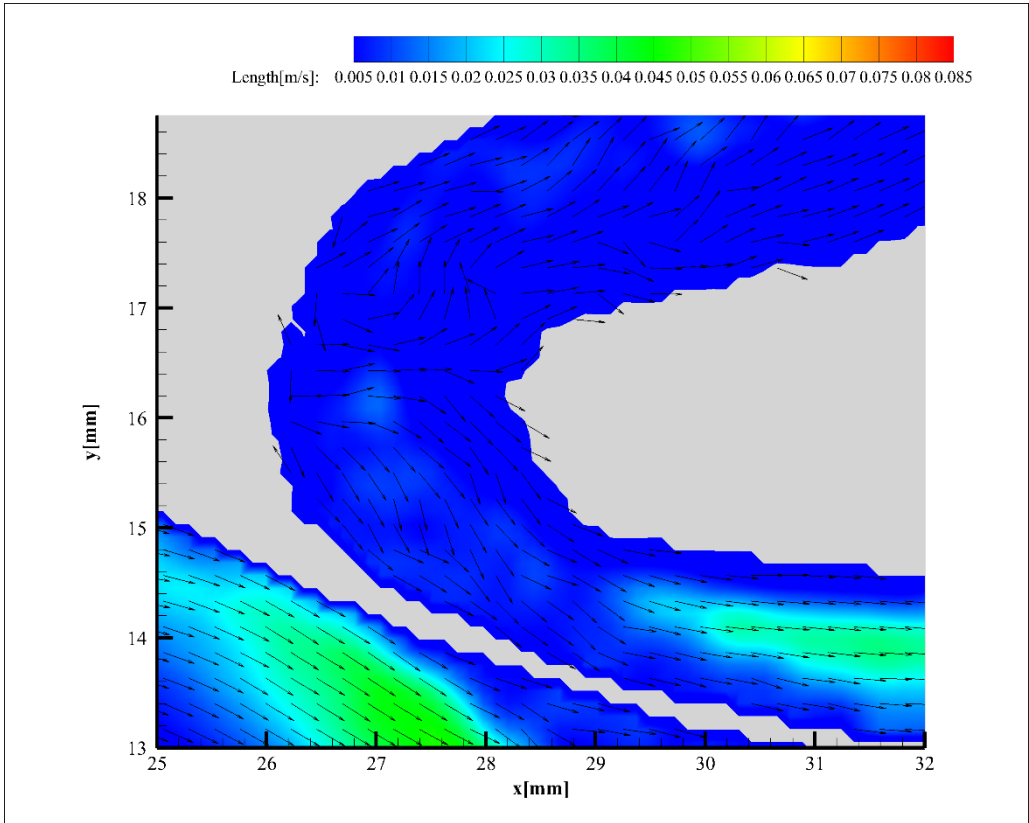
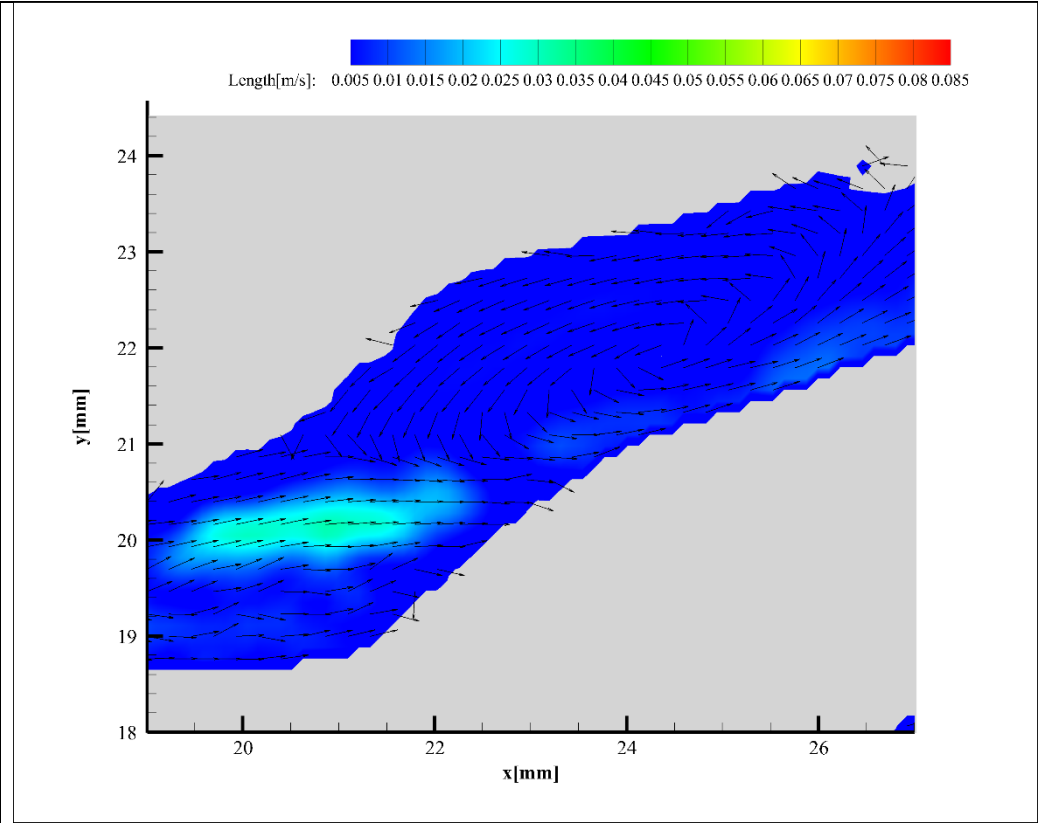




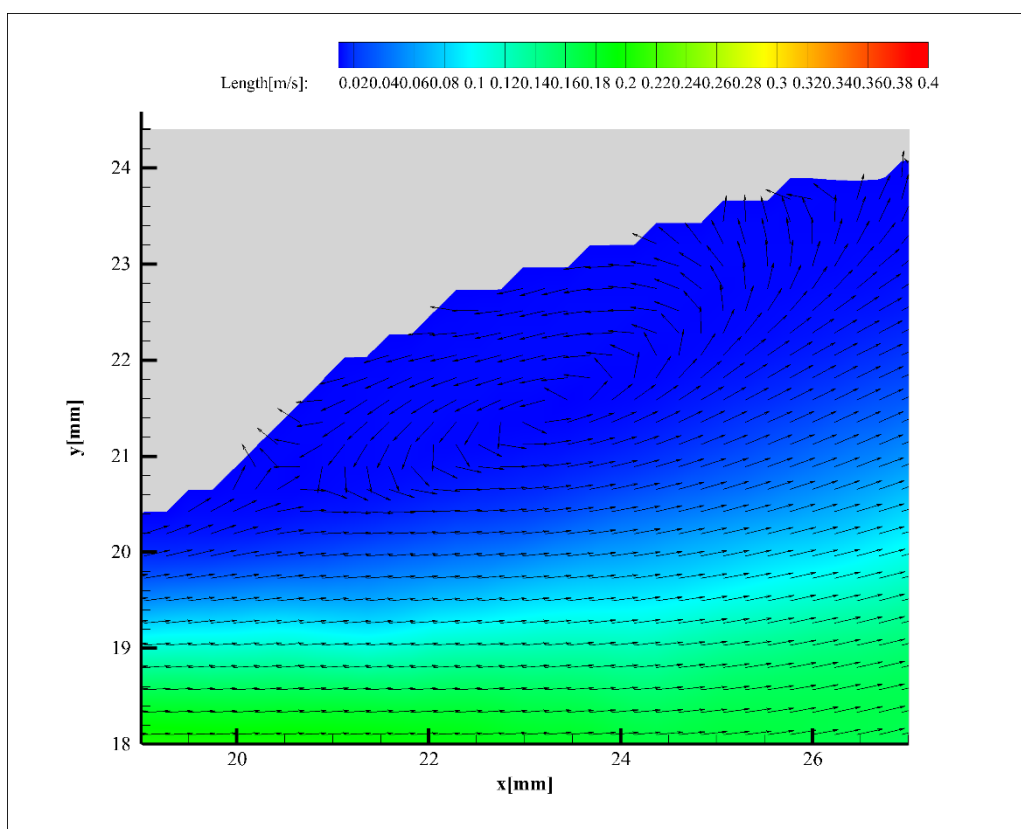
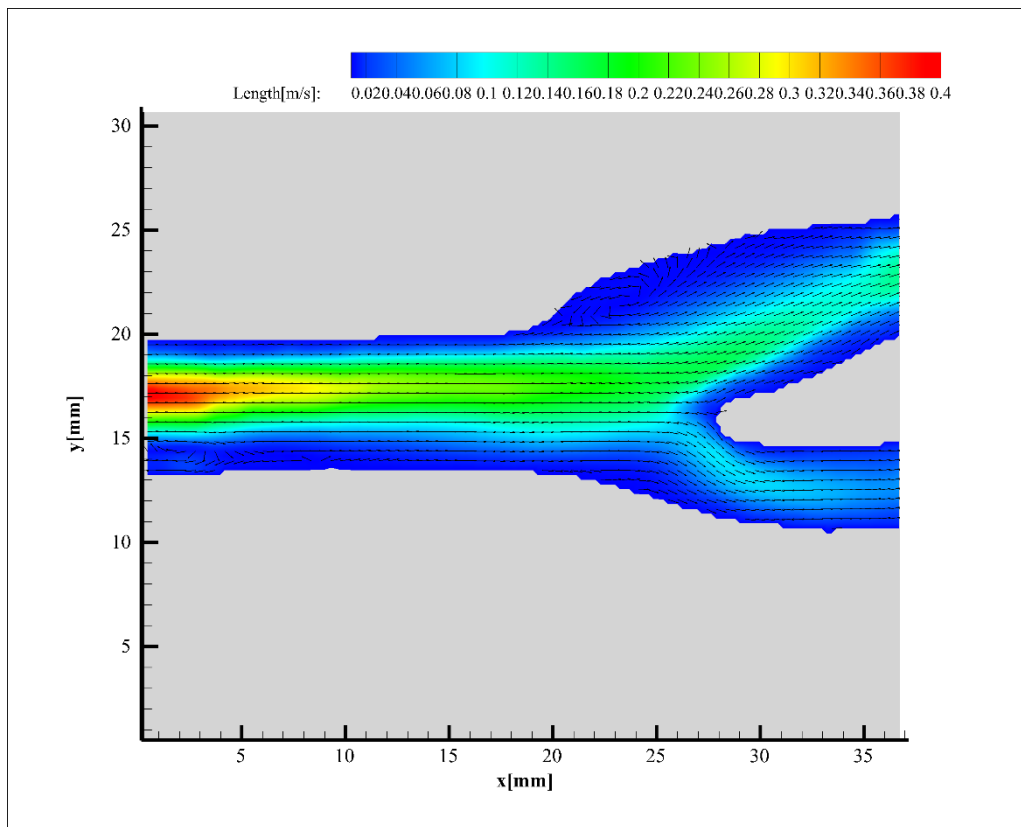
30 °C

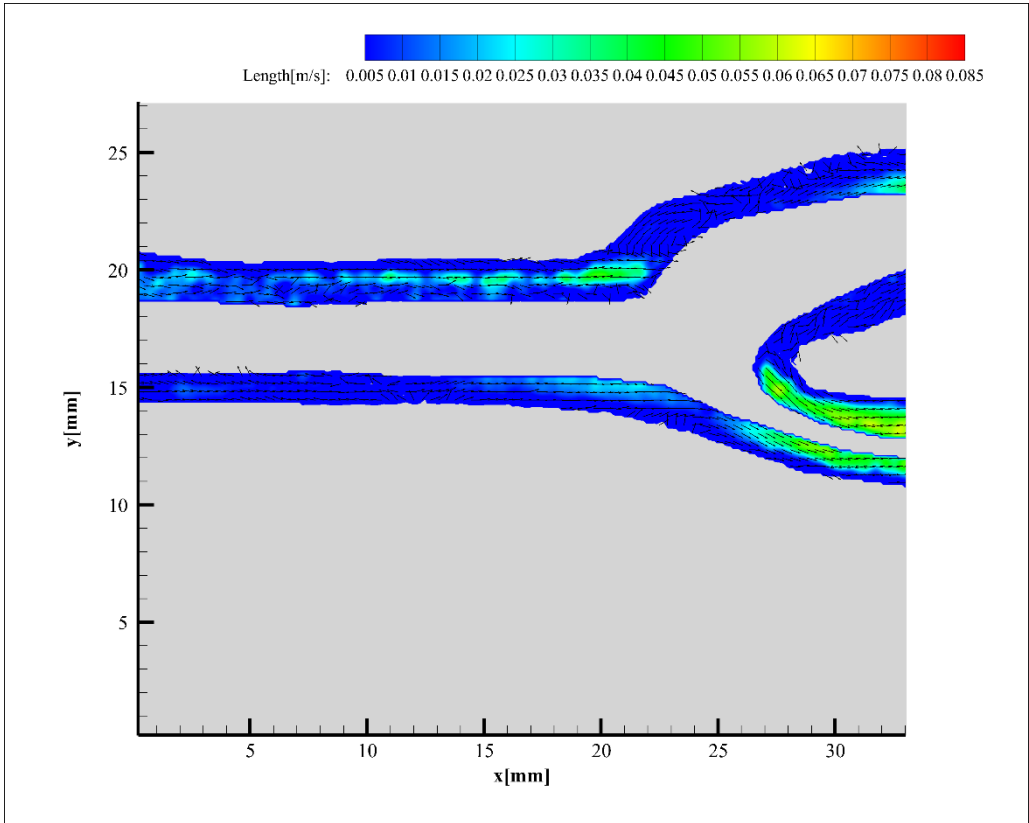
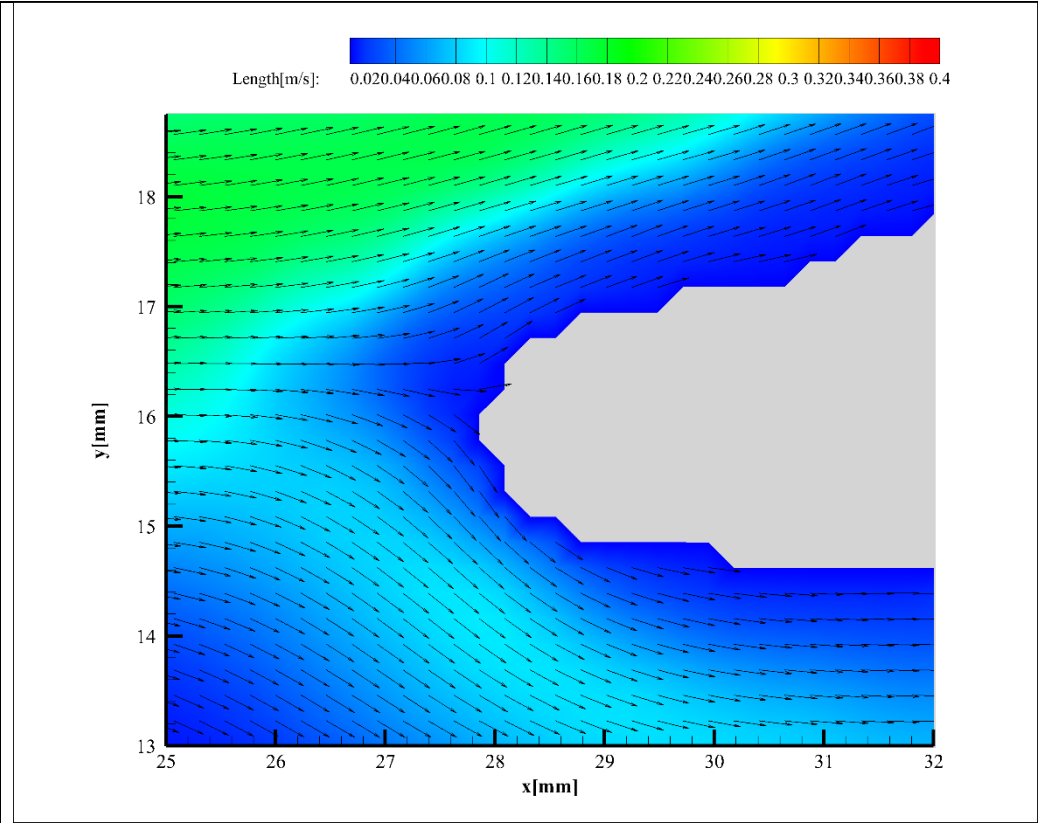


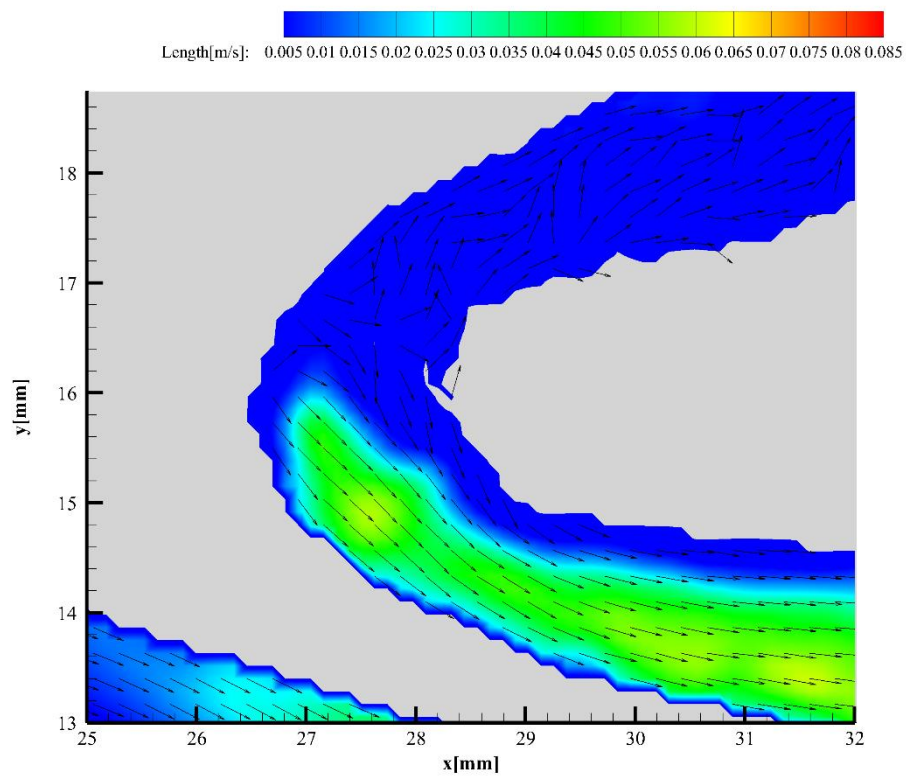
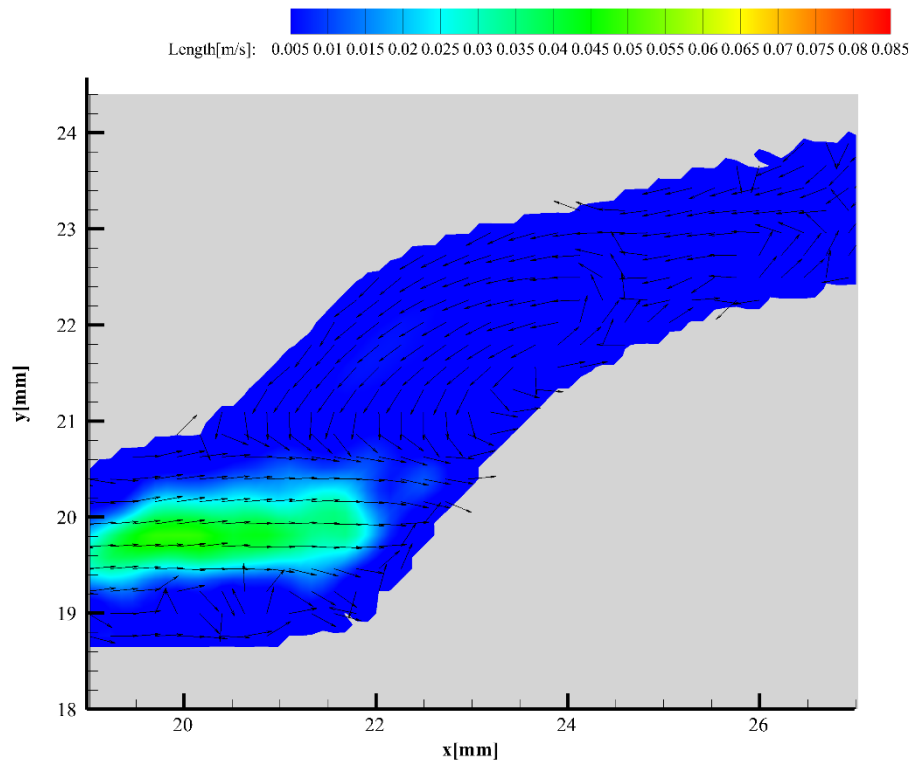




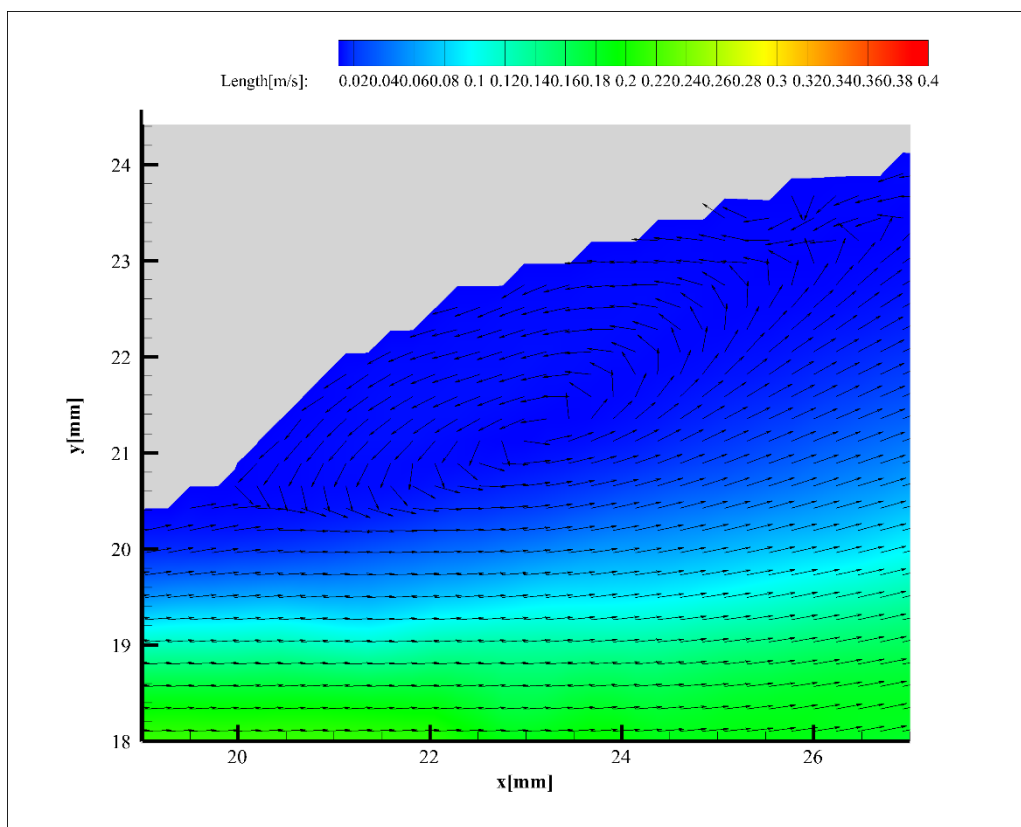
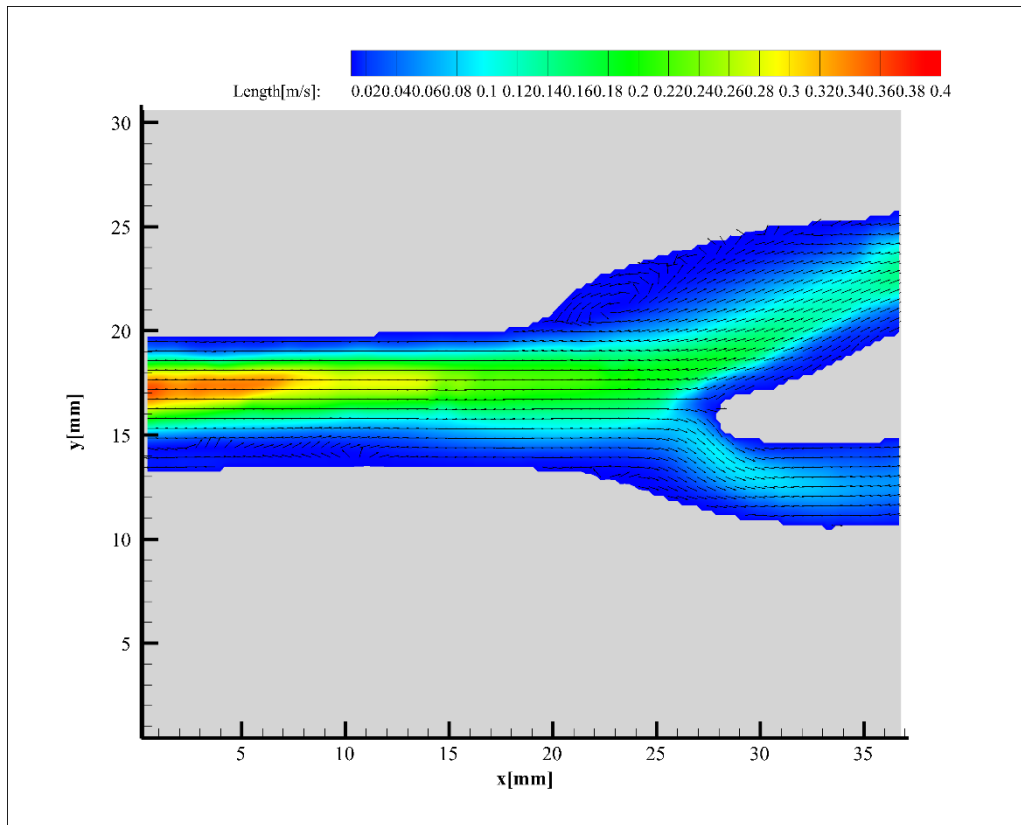
35 °C

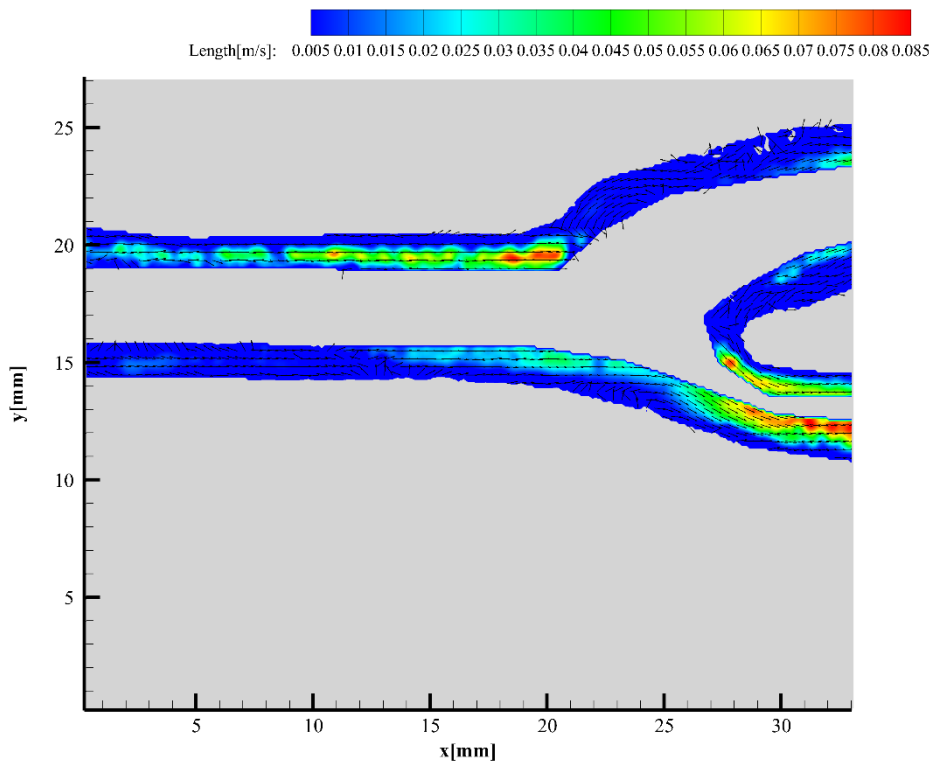
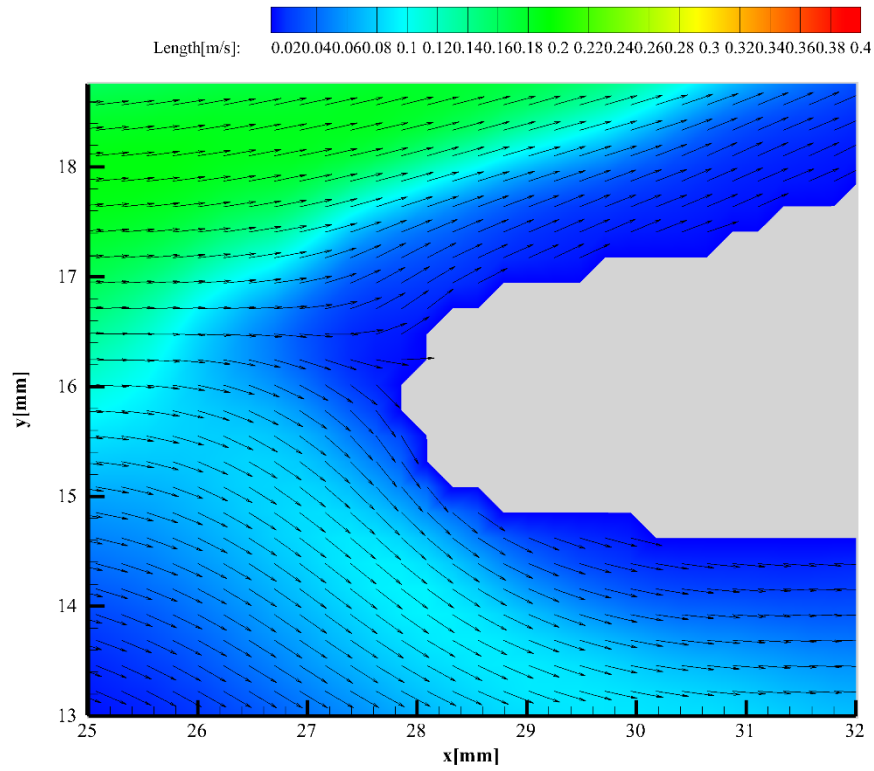


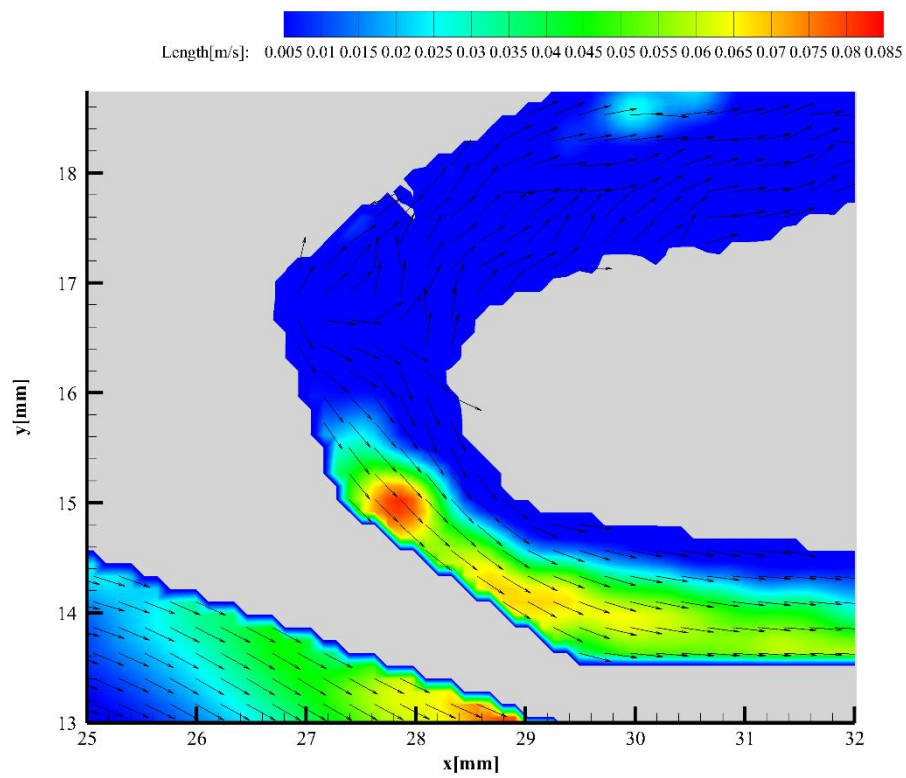
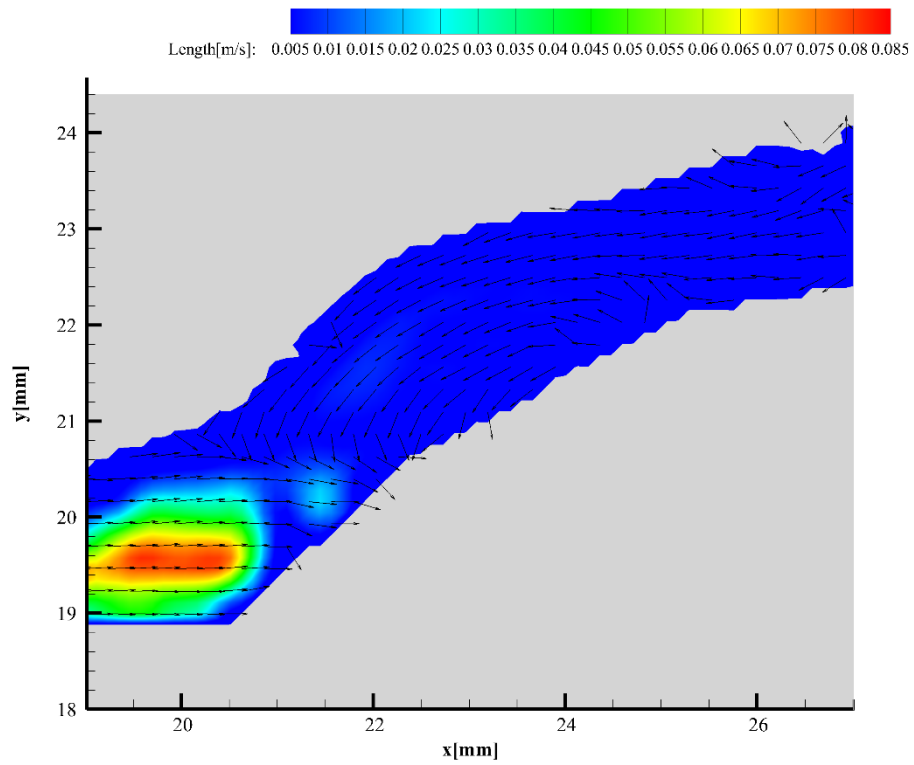




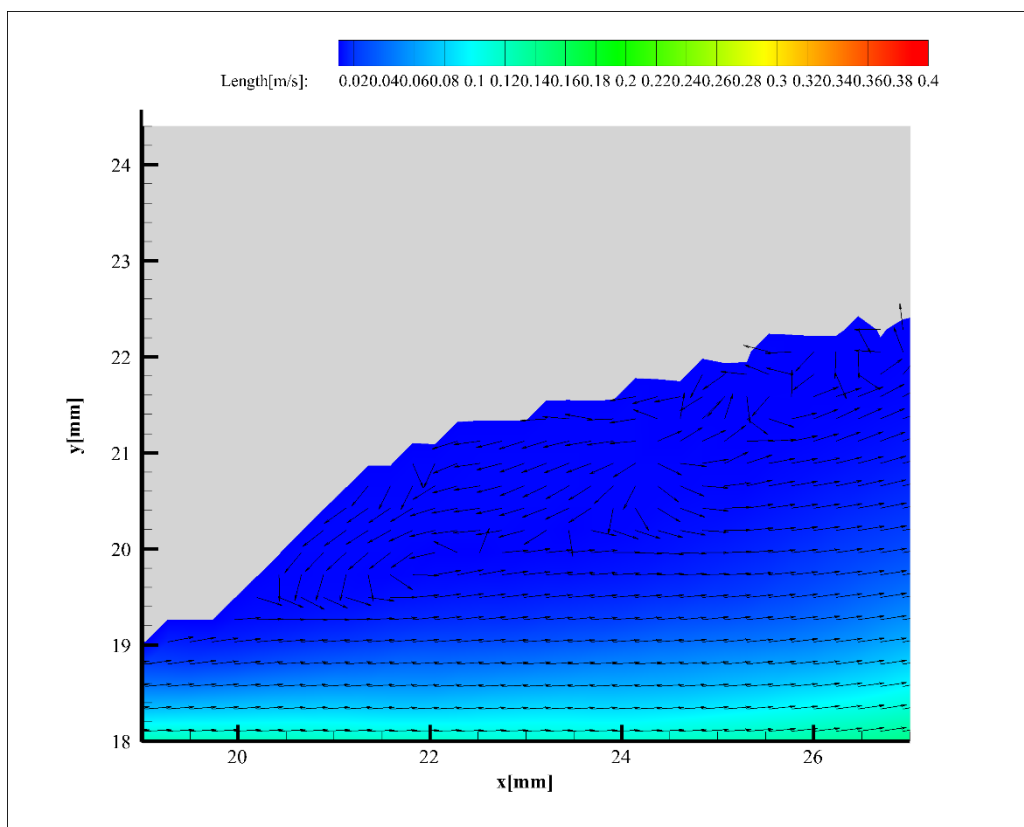
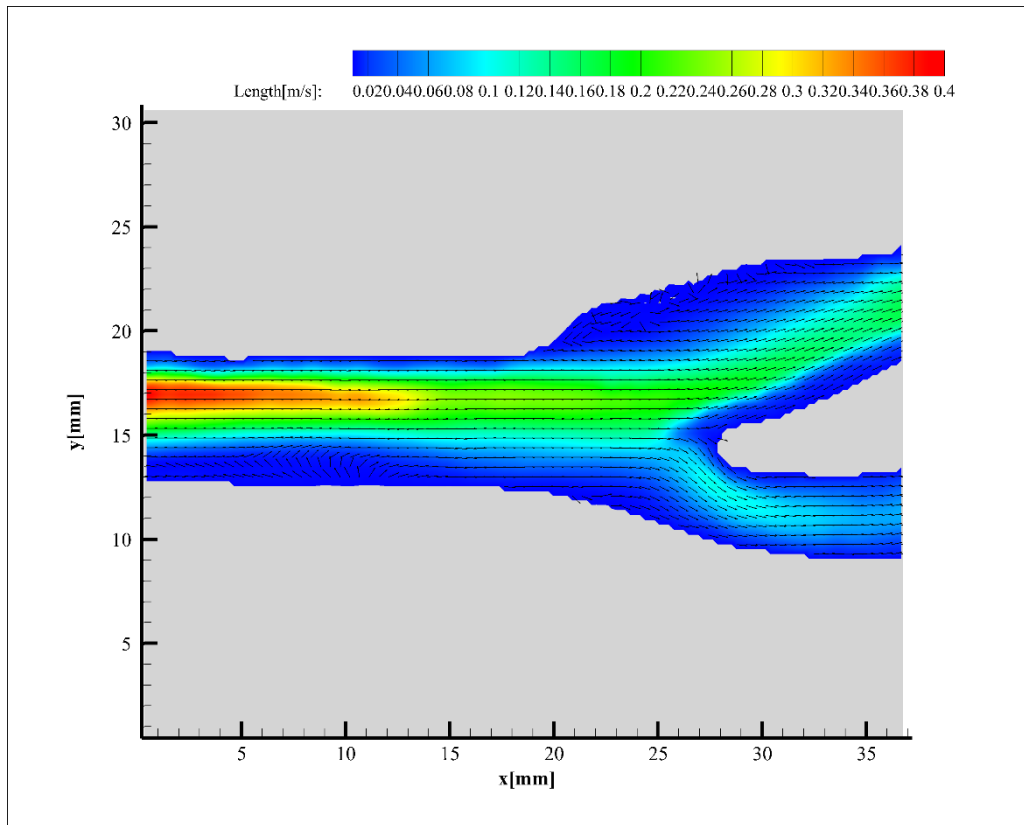
40 °C

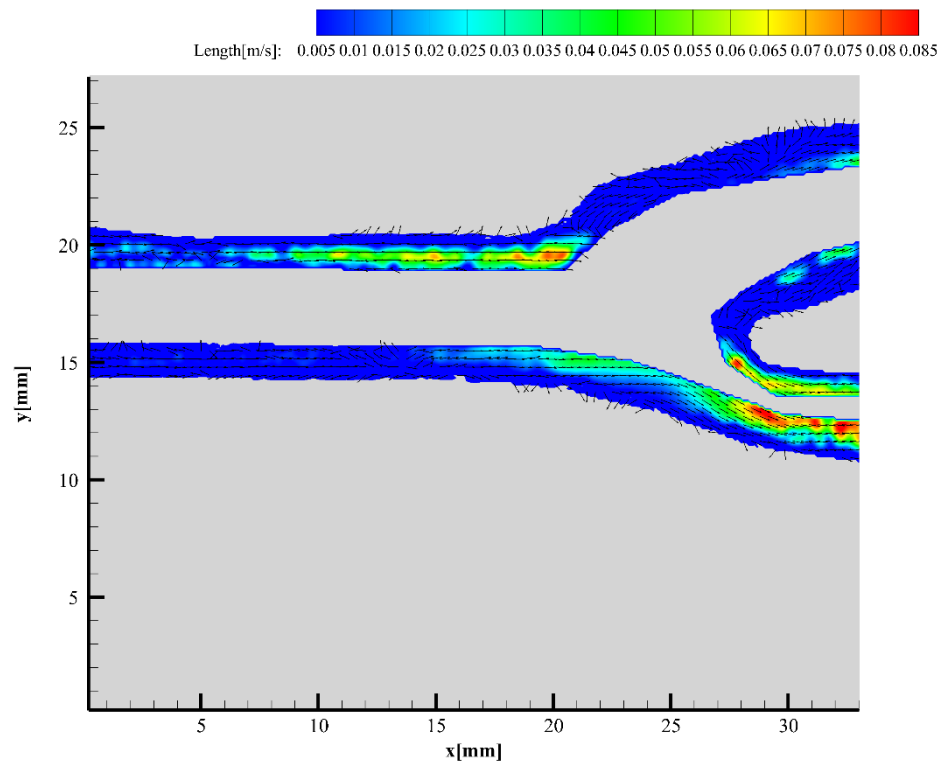
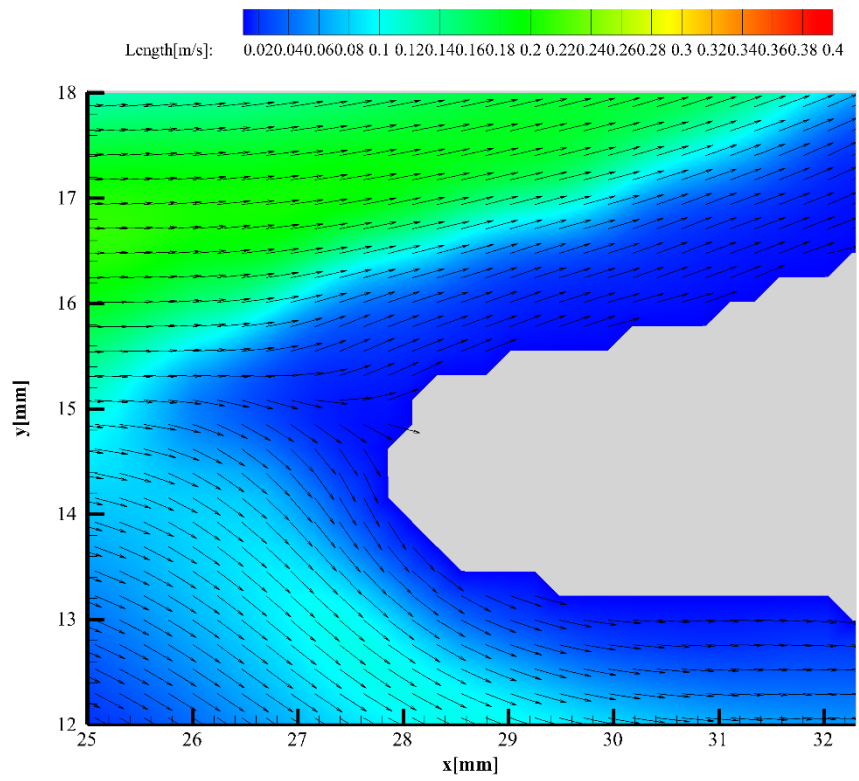


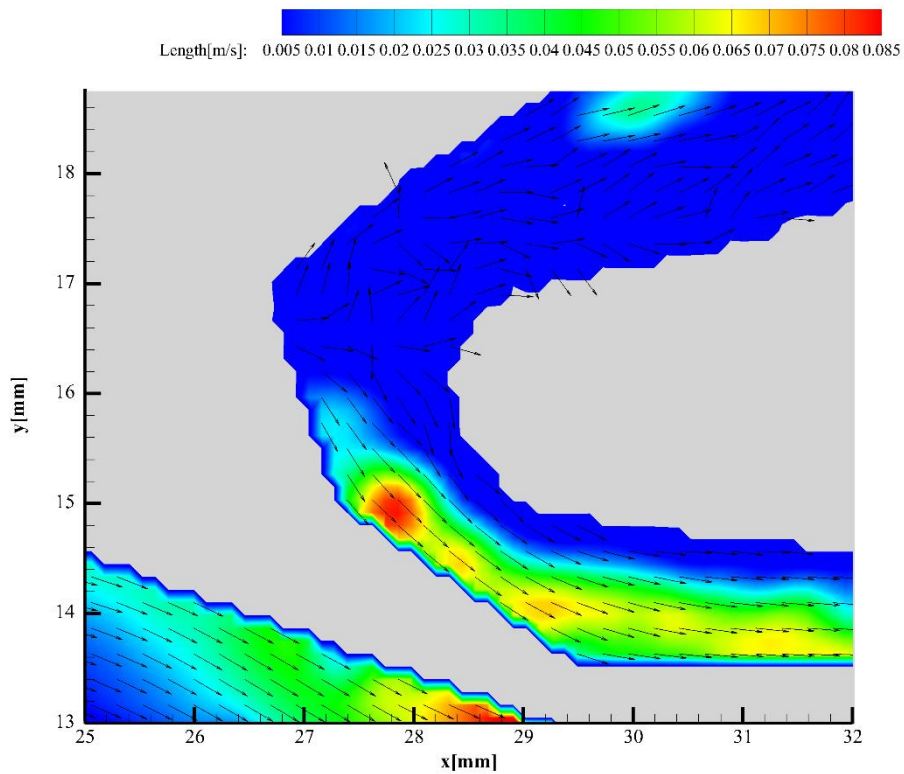
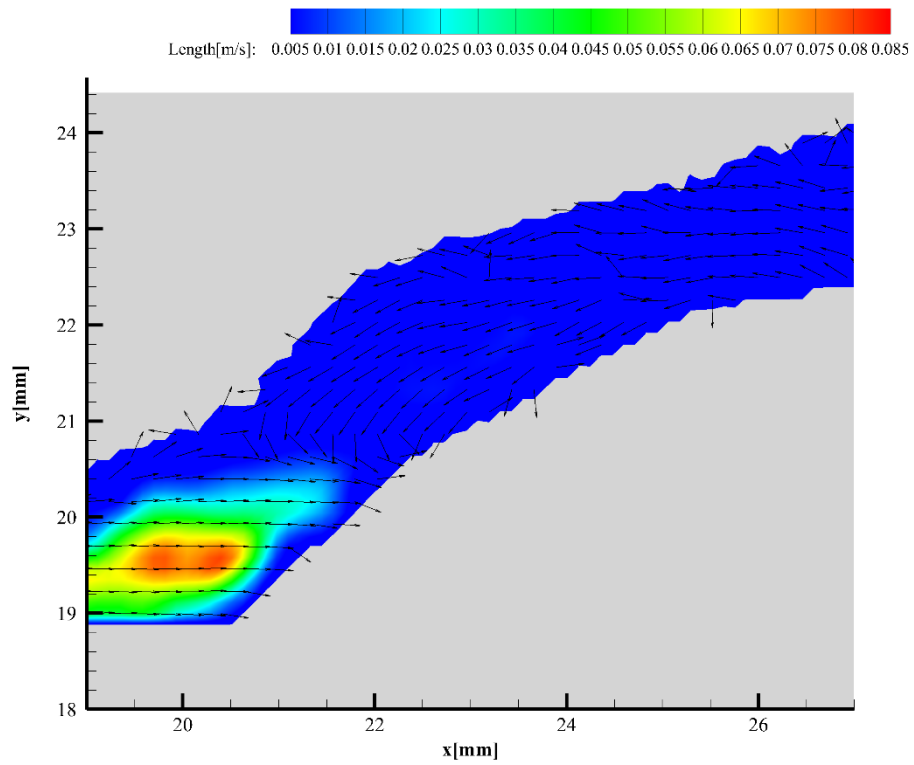




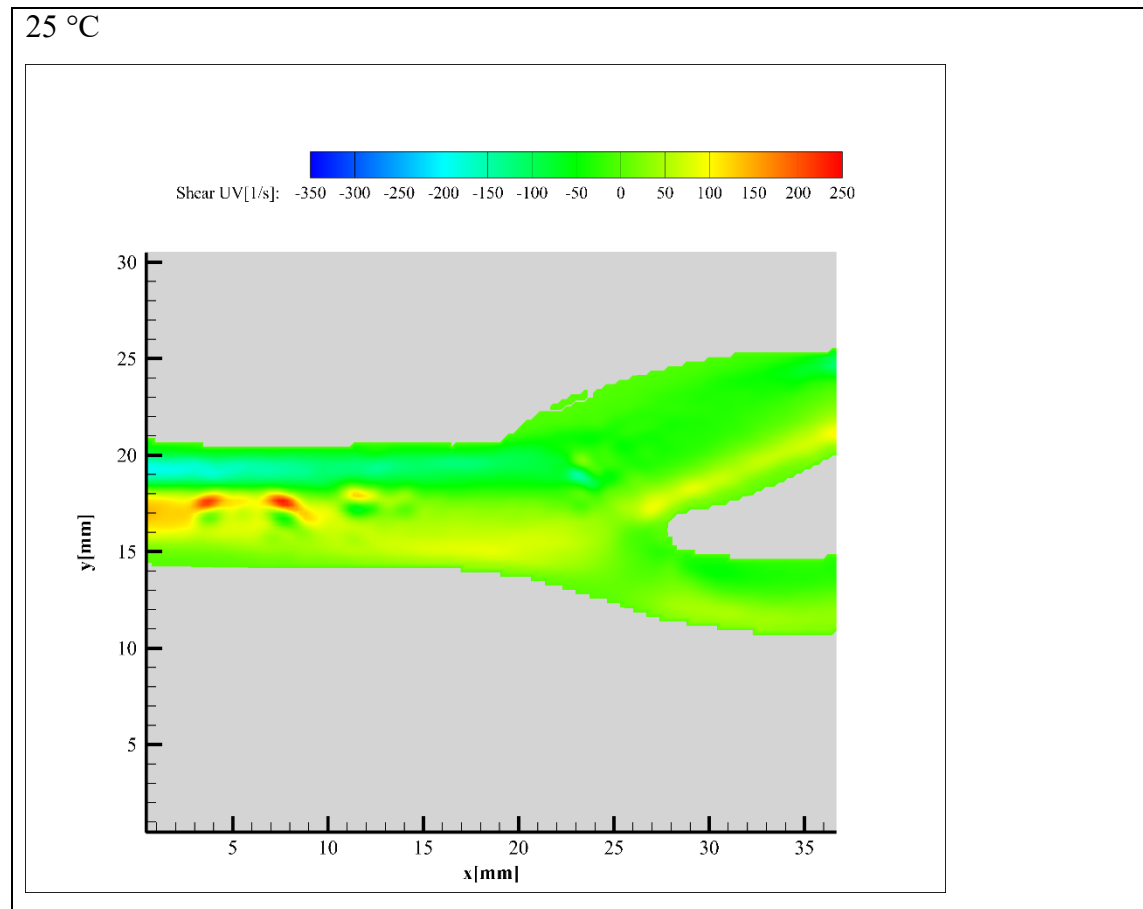
45 °C

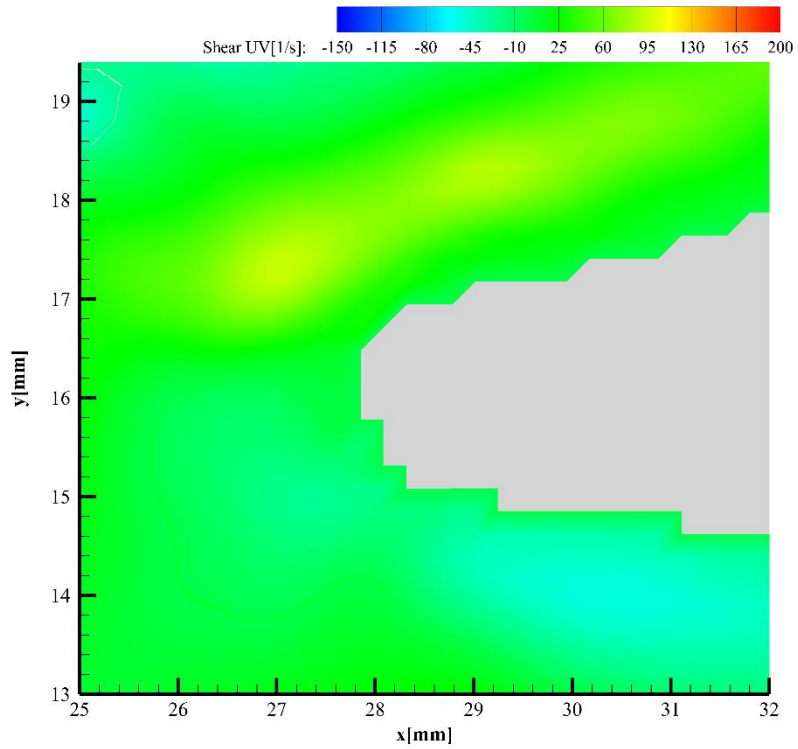
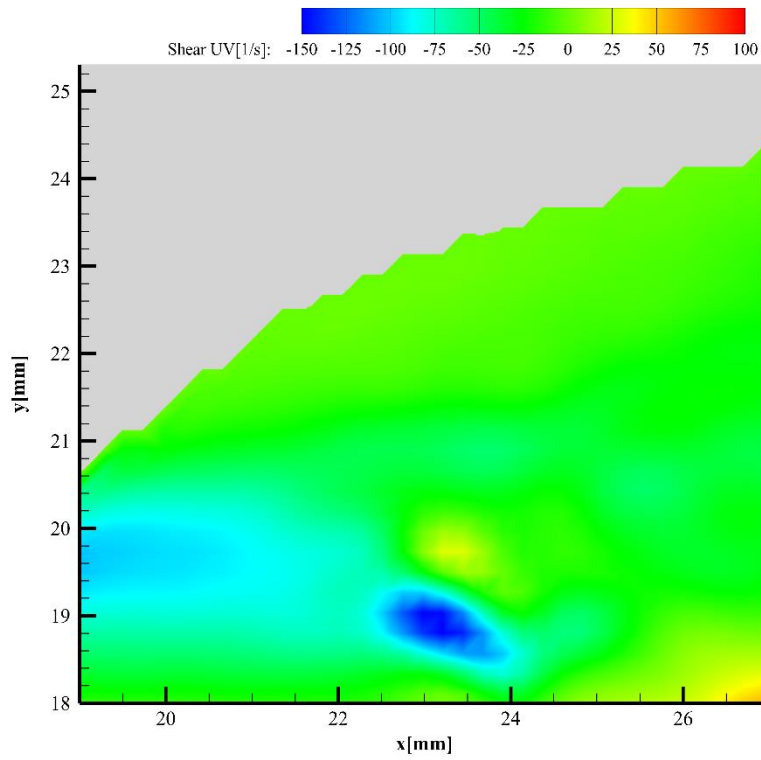


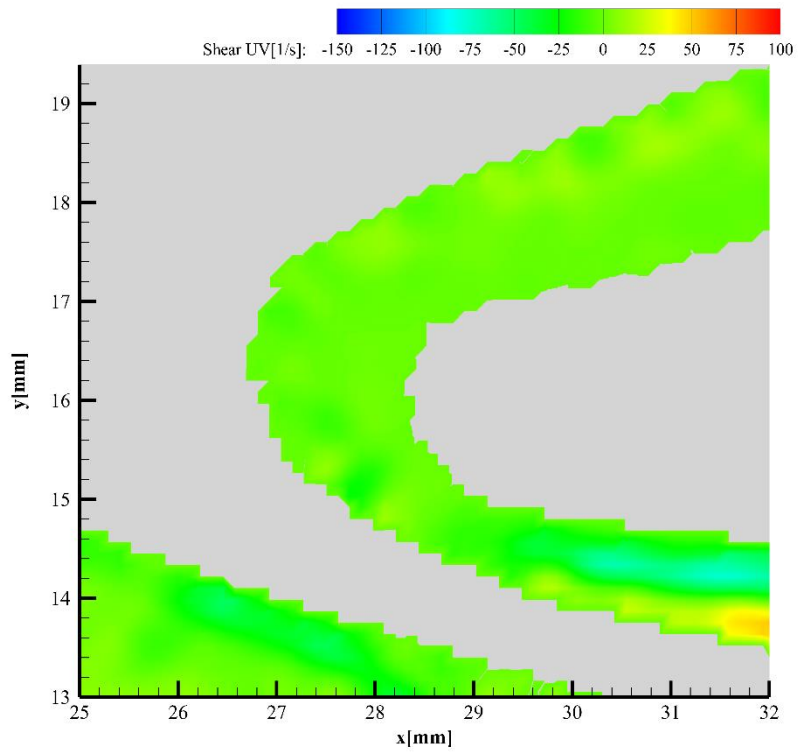
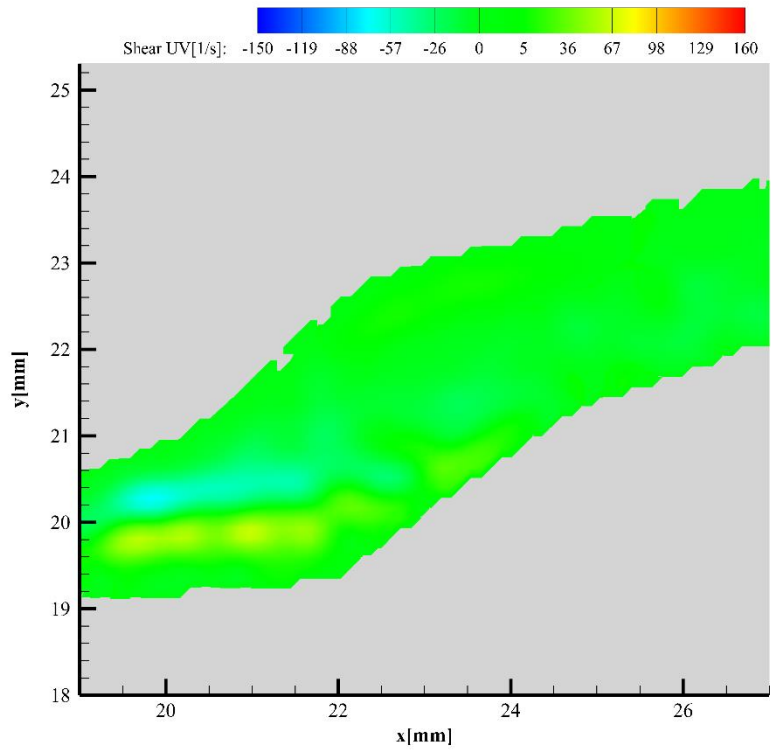




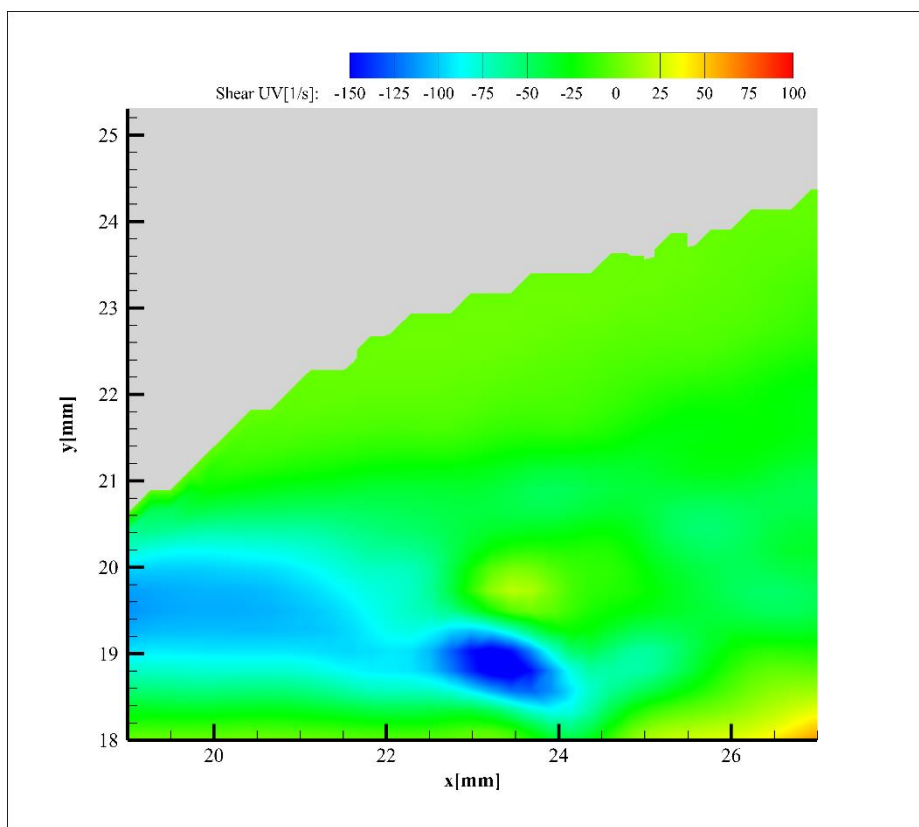
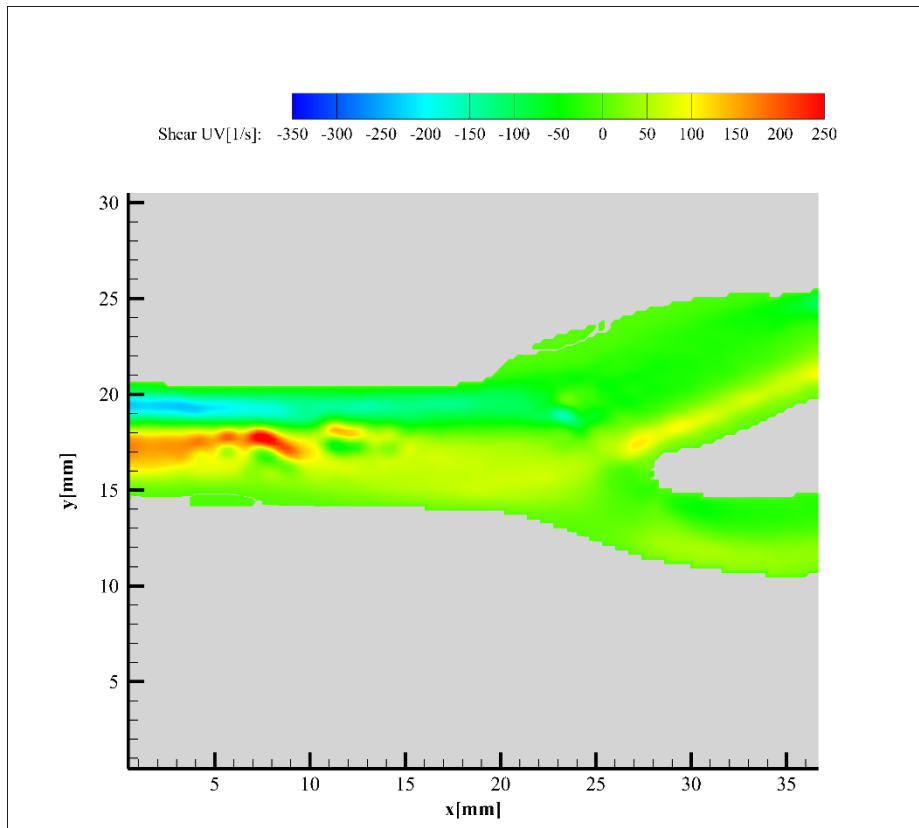
Příloha C Smykové napětí

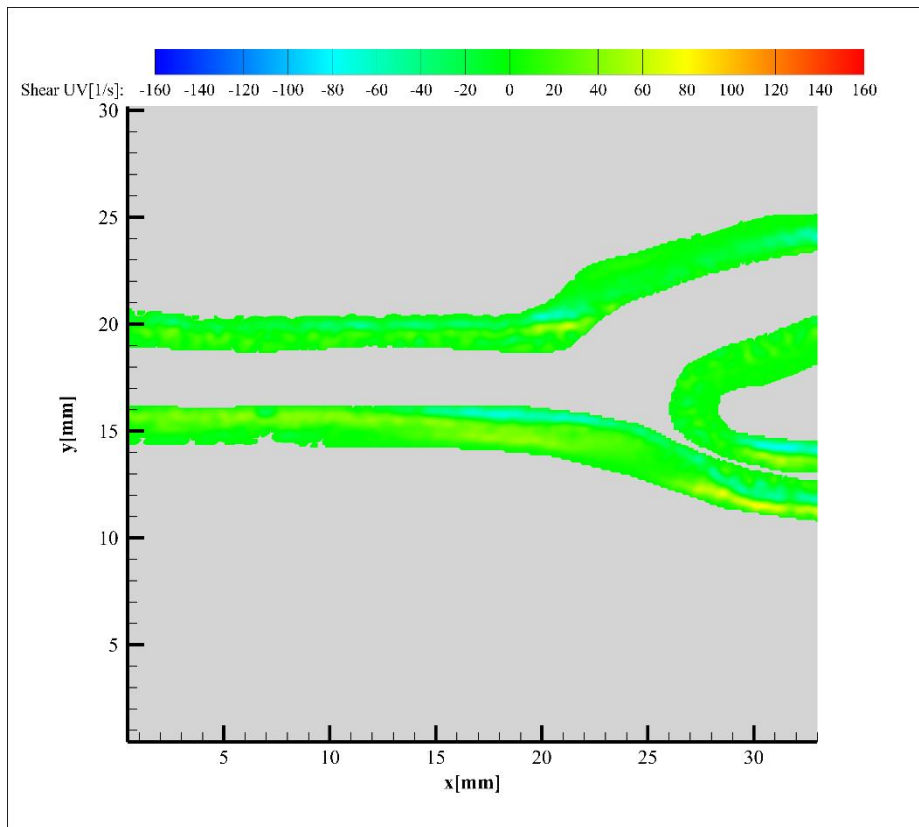
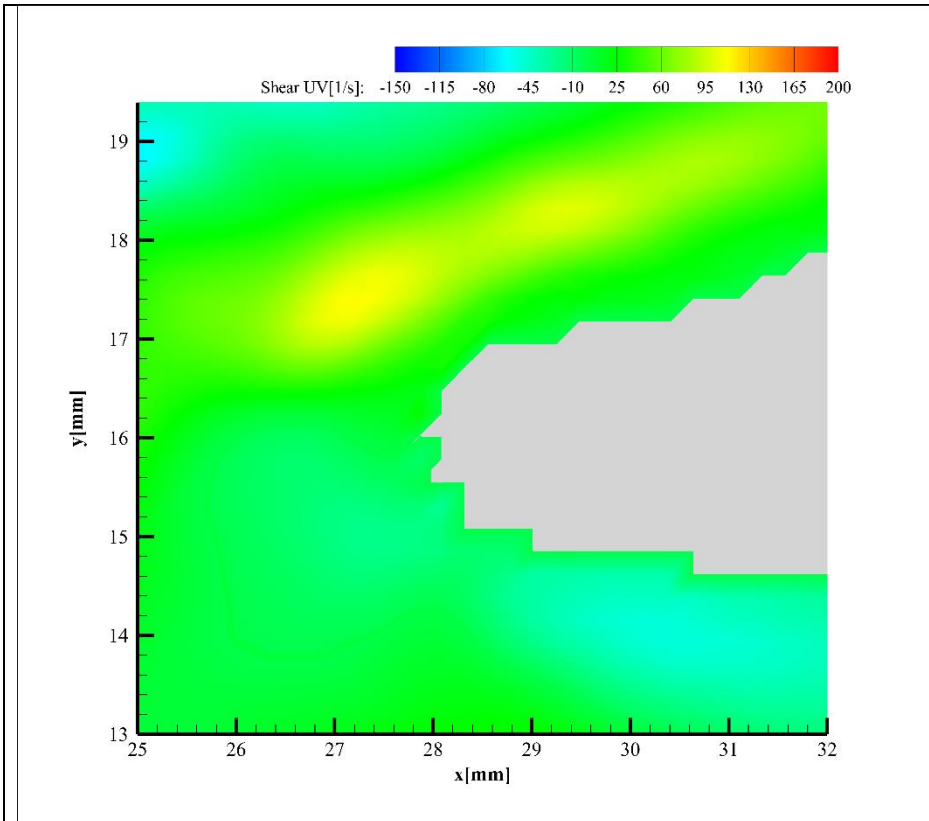


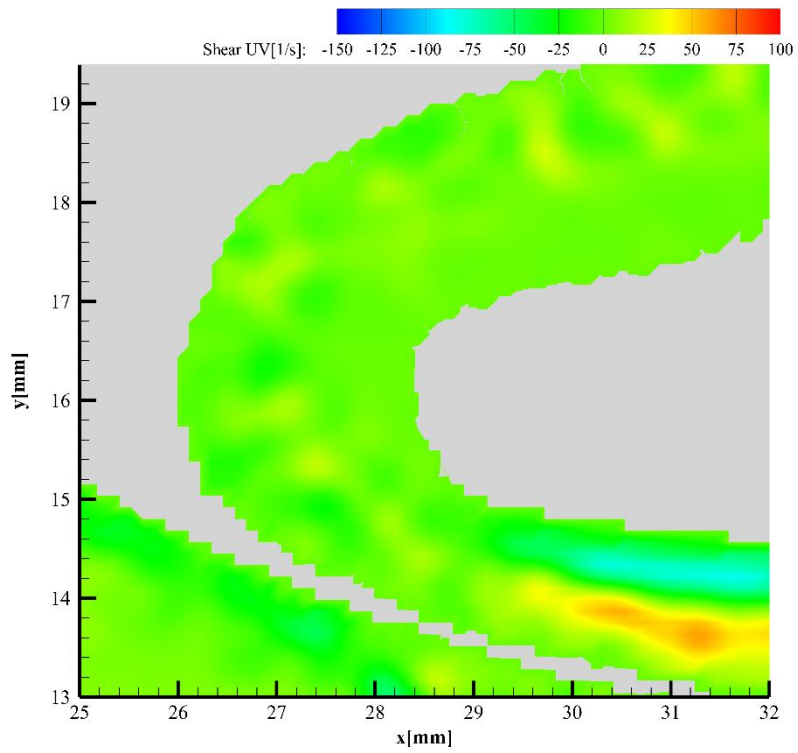
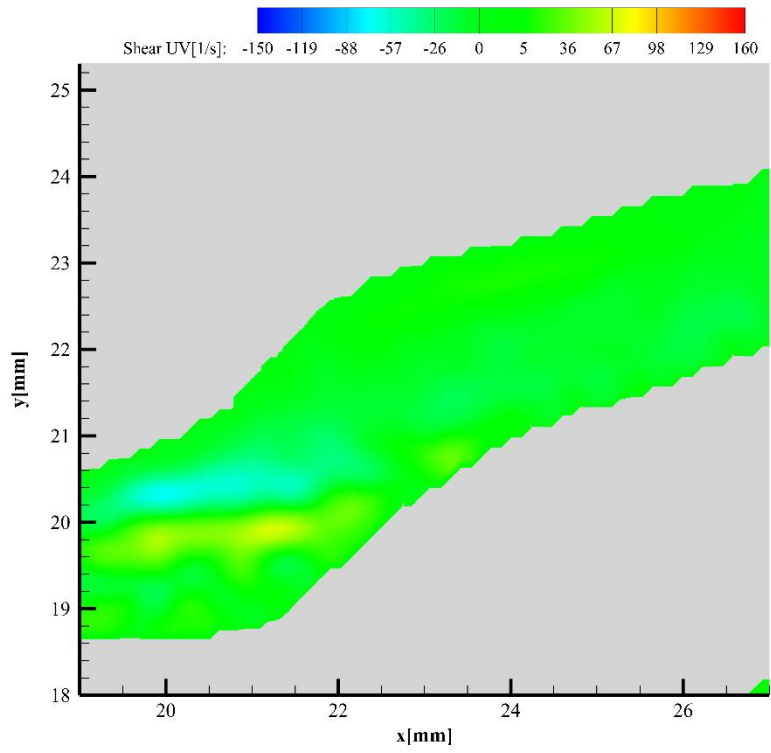




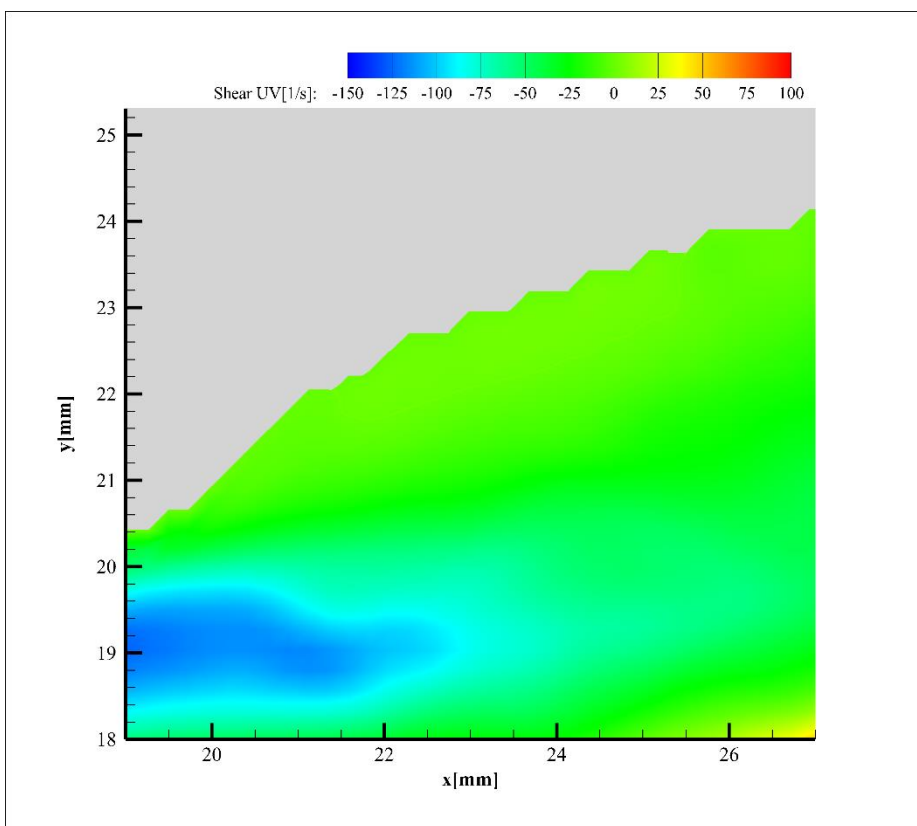
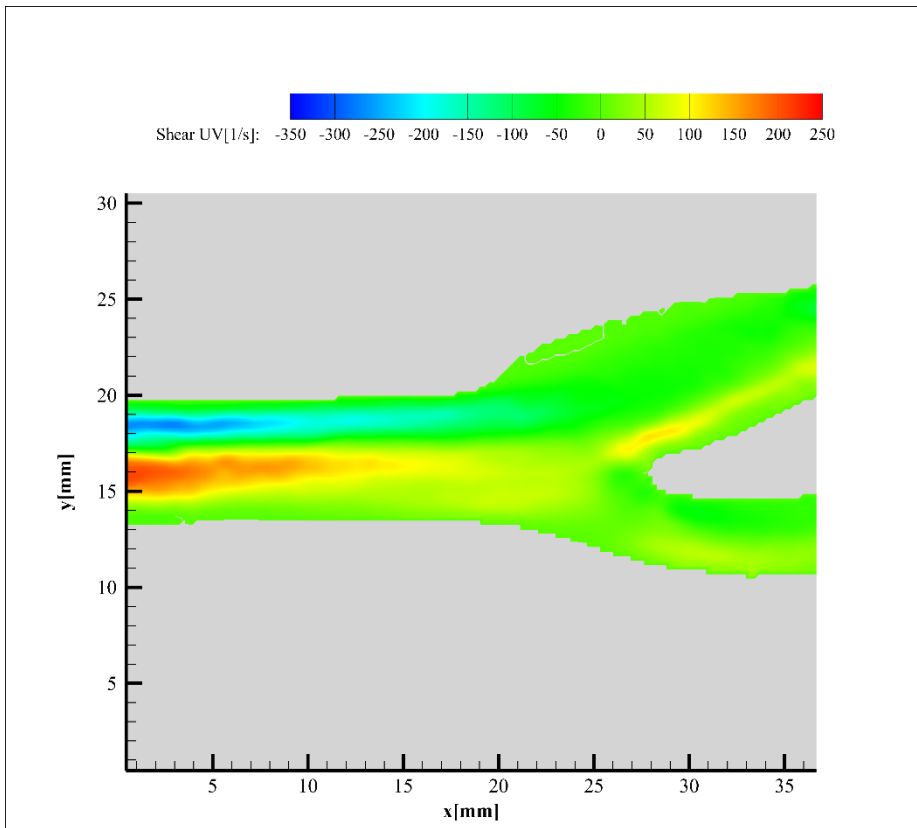
30 °C

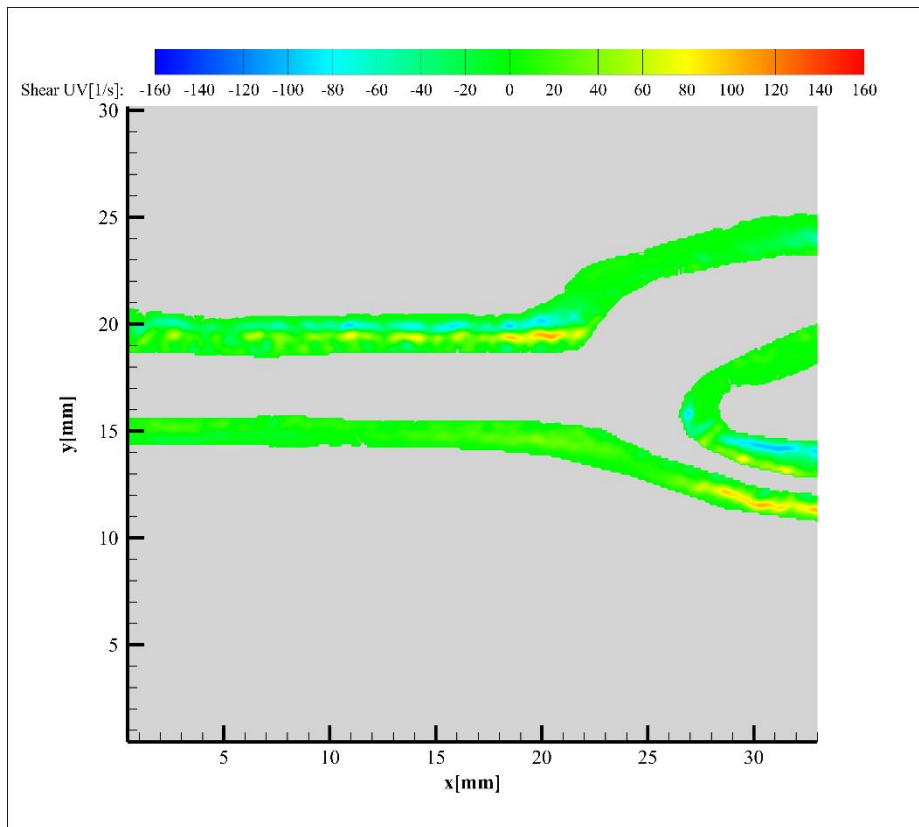
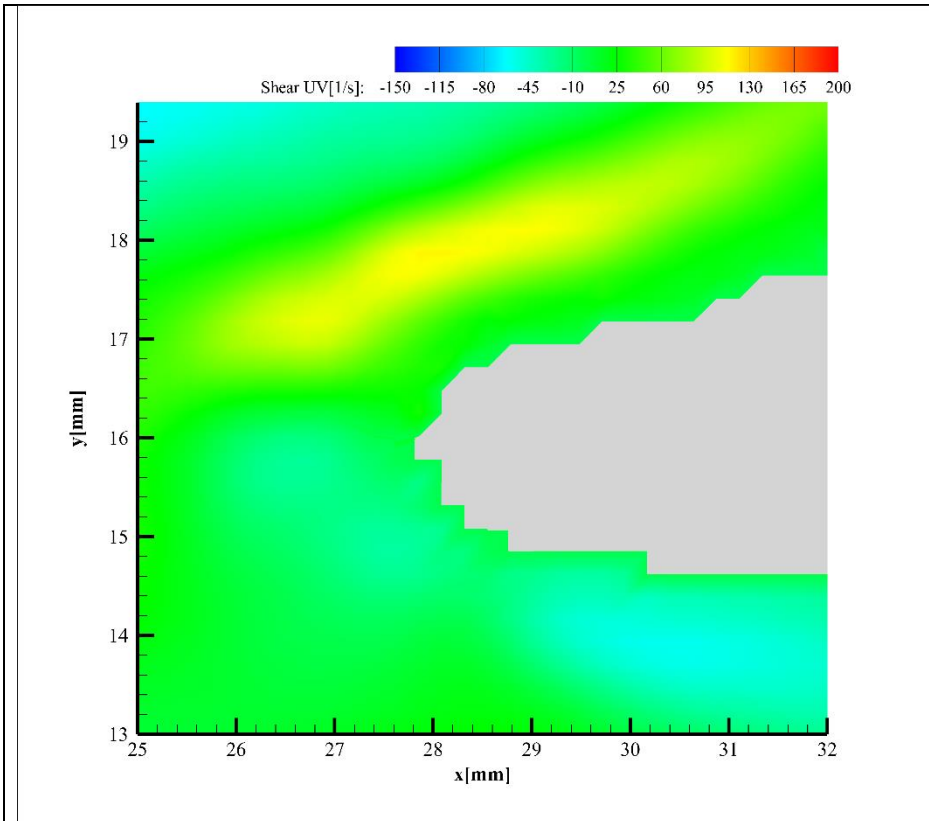


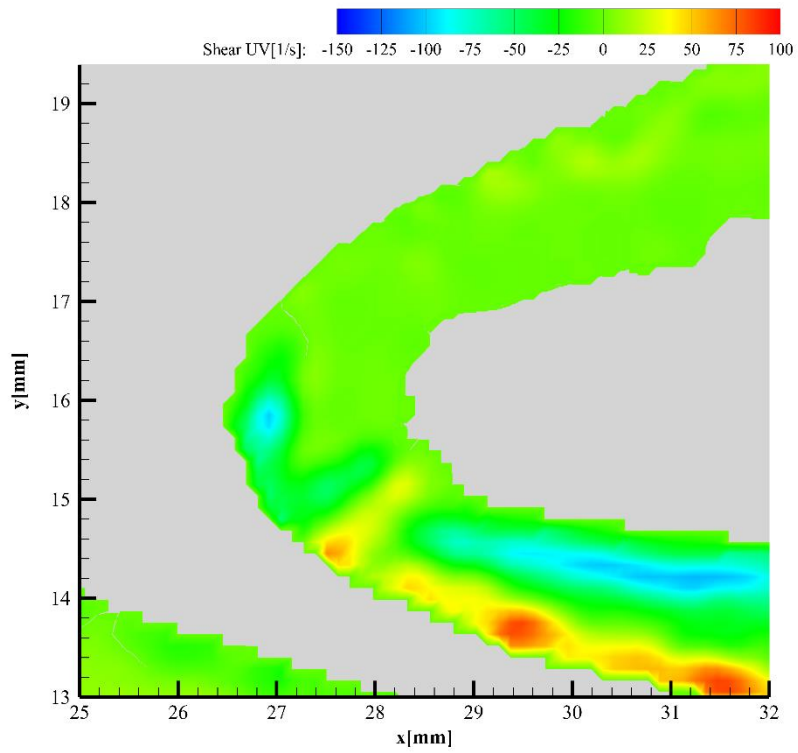
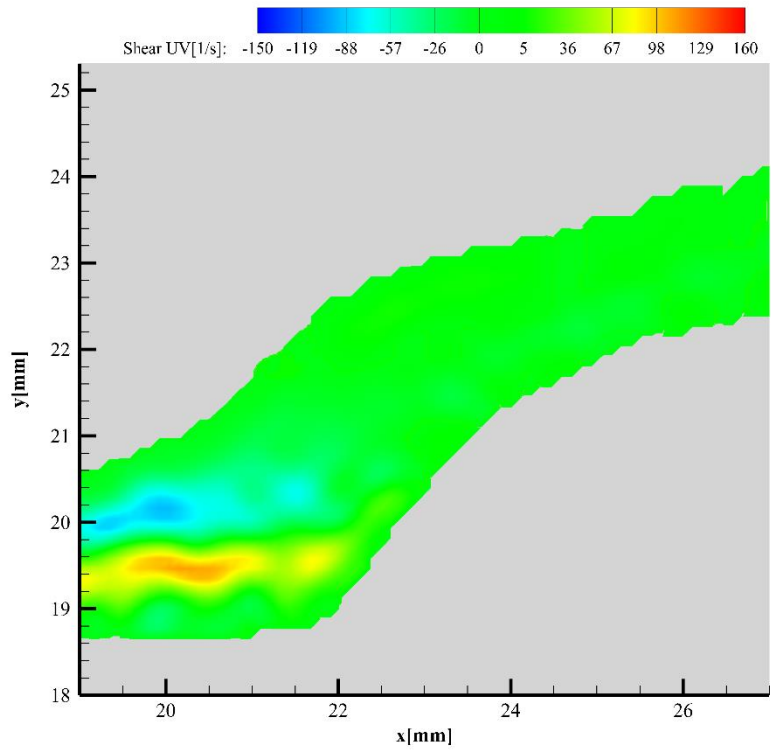




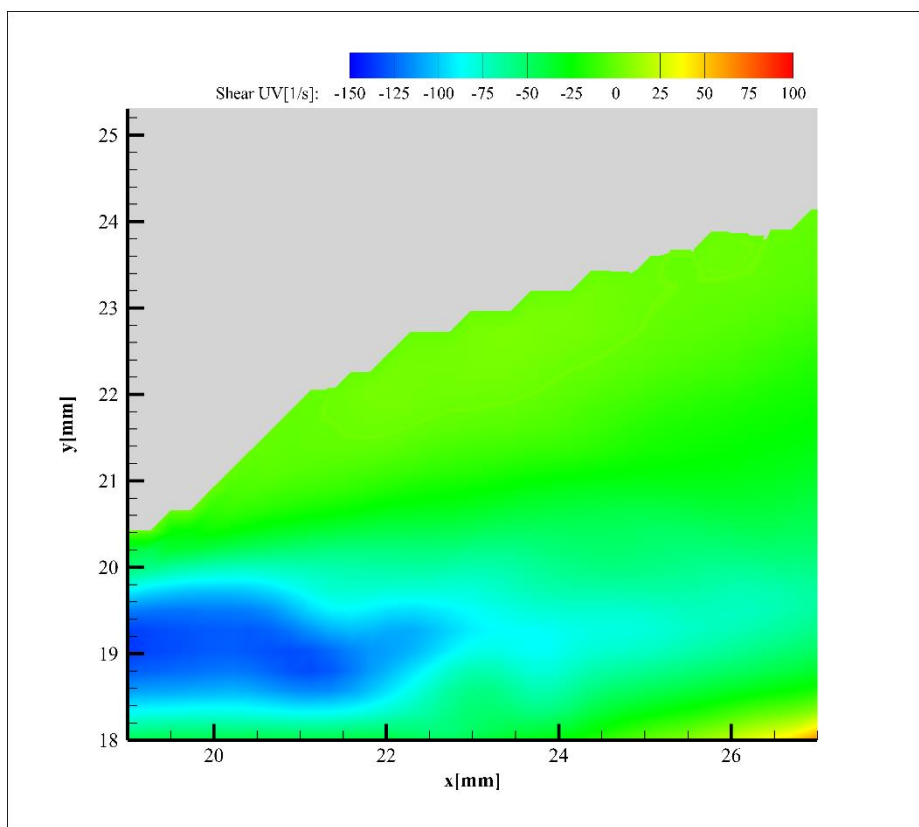
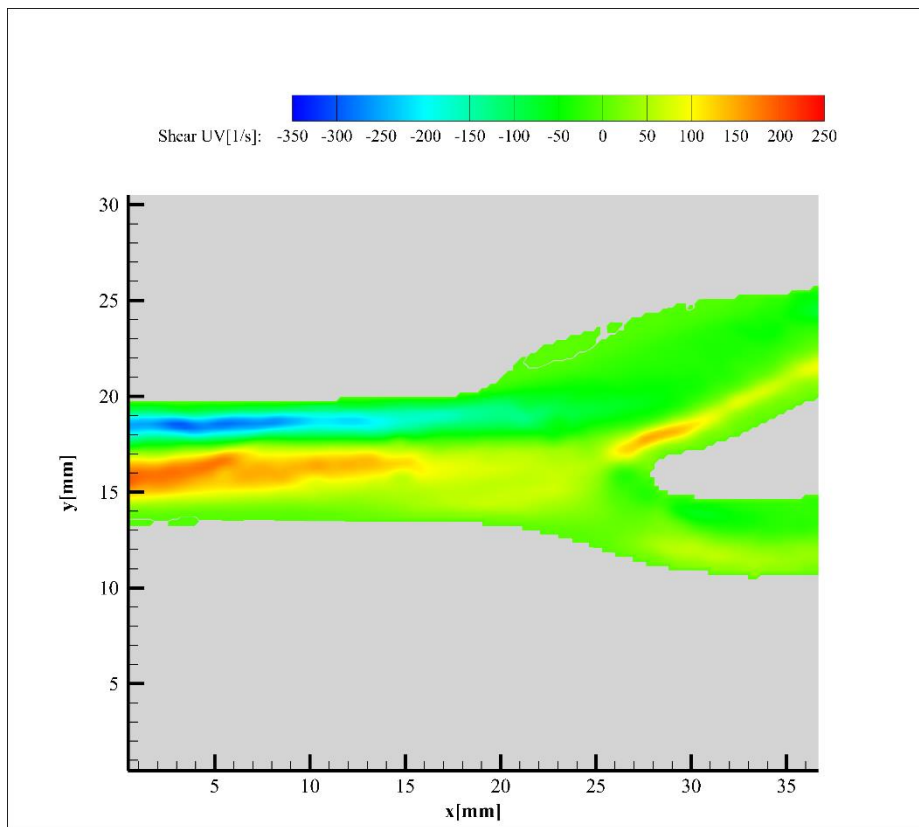
35 °C

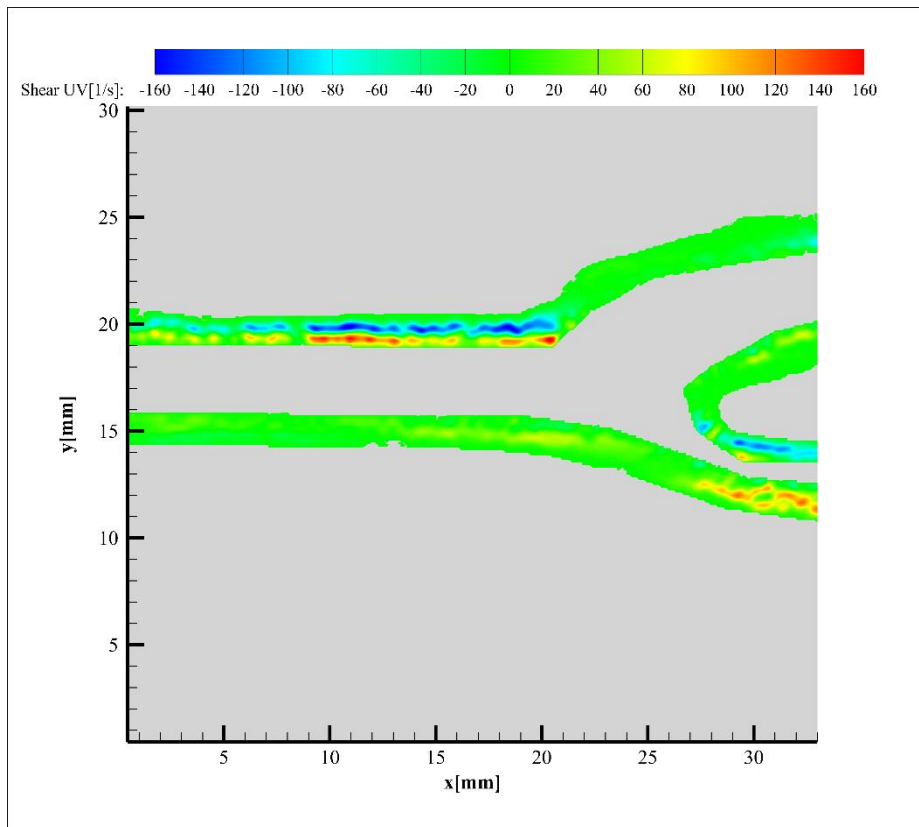
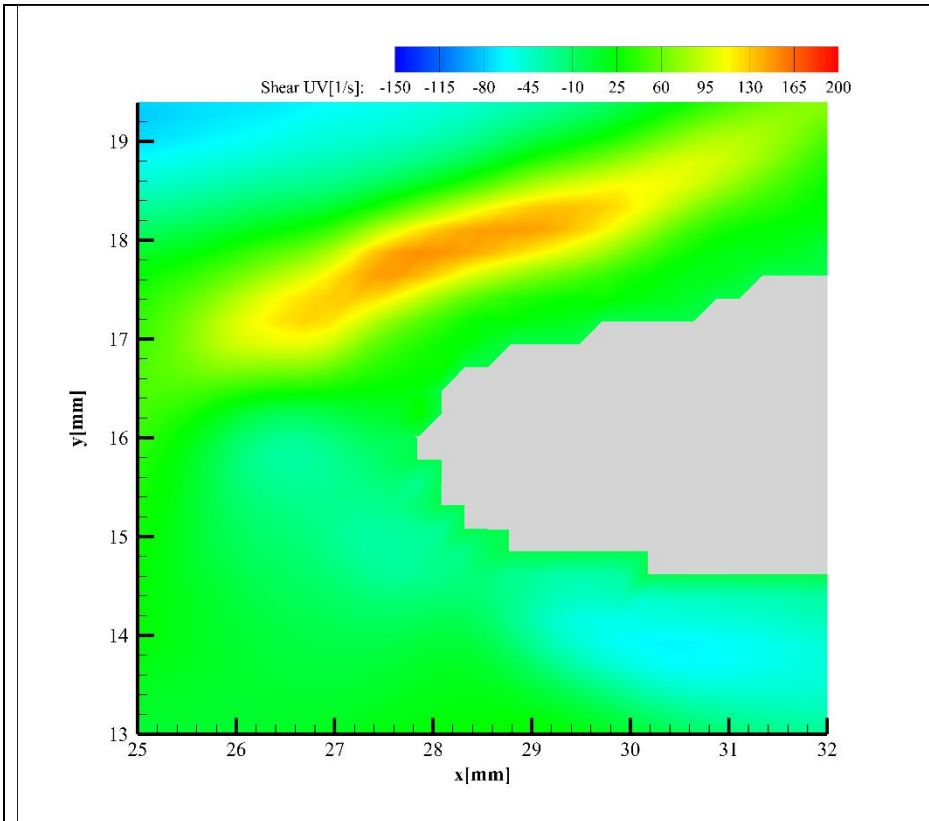


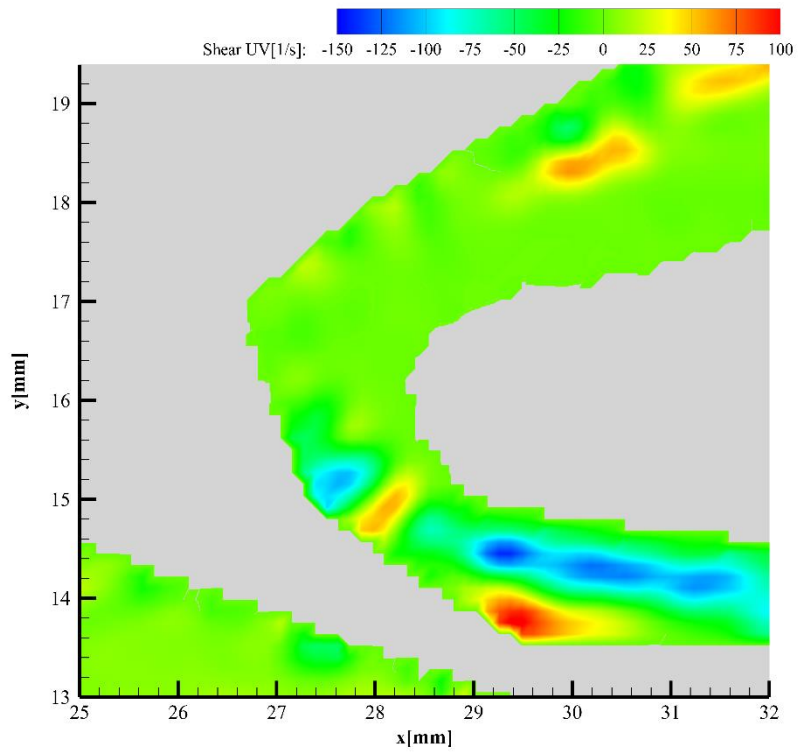
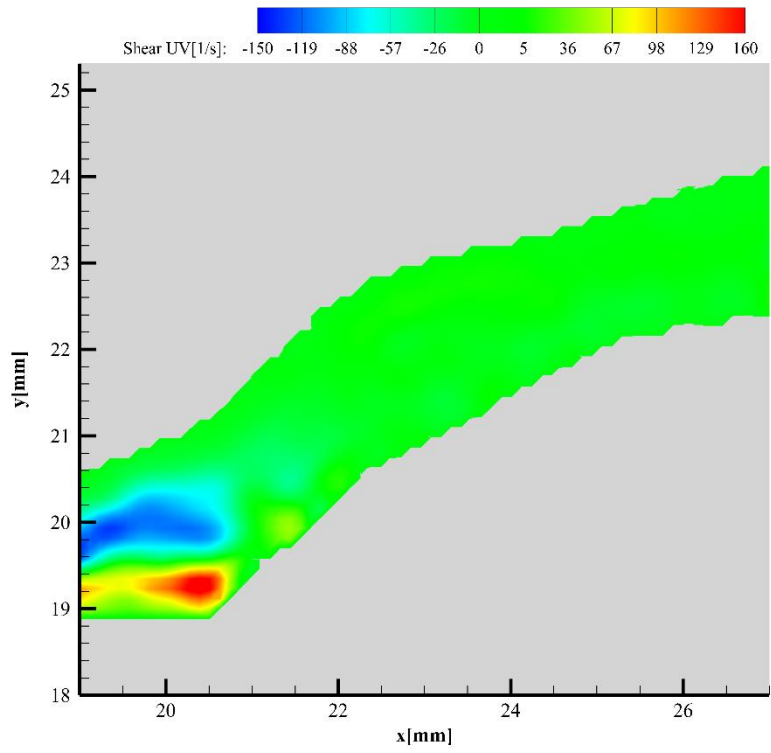




40 °C







45 °C

