

# Posouzení vlivu bypassu na charakter proudění karotidou metodami Global Imaging

## Bakalářská práce

*Studijní program:*

B3944 Biomedicínská technika

*Studijní obor:*

Biomedicínská technika

*Autor práce:*

**Petra Jará**

*Vedoucí práce:*

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





## Zadání bakalářské práce

# Posouzení vlivu bypassu na charakter proudění karotidou metodami Global Imaging

*Jméno a příjmení:* **Petra Jará**  
*Osobní číslo:* D18000101  
*Studijní program:* B3944 Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* Biomedicínská technika  
*Zadávající katedra:* Fakulta zdravotnických studií  
*Akademický rok:* **2020/2021**

## Zásady pro vypracování:

Cíle práce:

- 1) Rešerše hemodynamiky v karotidové bifurkaci a vlivu bypassu na chování v oblasti.
- 2) Rešerše měřicích metod využívaných v klinické a experimentální praxi. Porovnání a posouzení výhod.
- 3) Návrh bypassu na bifurkaci podle fyziologického uložení, vytvoření modelu a silikonového odlitku.
- 4) Sestavení experimentální trati s měřicími a synchronizačními prvky s využitím pulzatilního zdroje proudění.
- 5) Vyhodnocení výsledků statistickou analýzou a jednou z dekompozičních metod, interpretace výsledků.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

Aterosklerotické okluzivní onemocnění velkých cév mohou vést k hemodynamickým nebo embolickým komplikacím. Onemocnění tepen v oblasti společné karotidy může vést k cerebrovaskulární nedostatečnosti. Možným řešením je využitím bypassu. Rozhodujícími parametry pro uchycení bypassu je tvar a úhel napojení. Tyto parametry ve výsledku ovlivní charakter proudění a WSS (Wall Shear Stress) v blízkosti stěny. Charakter proudění lze vyhodnotit profily rychlostního pole a jeho průběh a stupeň zavíření může mít silný vliv na tromboembolismus, urychlení vzniku stenotických plátů, nebo uzavření bypassu. Predikce následných komplikací je velmi obtížná, nicméně realizace modelu a vyhodnocení a evaluace chování proudění fantomové krve přinese cenná vstupní data pro posouzení jednotlivých případů v návaznosti na případné numerické simulace problému.

Výstupem kvalifikační práce bude článek připravený k publikaci.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

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

Metoda:

Experiment – kvantitativní posouzení.

Technika práce, vyhodnocení dat:

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

Místo a čas realizace výzkumu:

říjen 2020 – leden 2021, Laboratoř mechaniky tekutin CXI TUL Liberec.

Vzorek:

Experimentální modely karotid.

Rozsah práce:

Rozsah bakalářské práce činí 50-70 stran (tzn. 1/3 teoretická část, 2/3 výzkumná část).

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

tištěná/elektronická  
Čeština



### Seznam odborné literatury:

- ABURAHMA, Ali F., ed. 2017. *Noninvasive Vascular Diagnosis*. Cham: Springer. DOI 10.1007/978-3-319-54760-2.
- 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.
- ČIHÁK, Radomír. 2016. *Anatomie 3*. 3. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-9552-2.
- FERDA, Jiří, et al. 2015. *Základy zobrazovacích metod*. Galén. ISBN 978-80-7492-173-5.
- NAVRÁTIL, Leoš. 2015. *Nové pohledy na neinvazivní laser*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1651-0.
- RAFFEL, Markus et al. 2018. *Particle Image Velocimetry*. Cham: Springer. DOI 10.1007/978-3-319-68852-7.
- ROKYTA, Richard. 2015. *Fyziologie a patologická fyziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-9902-5.
- TABAKOVA, Sonia et al. 2017. Newtonian and Non-Newtonian Pulsatile Blood Flow in Arteries with Model Aneurysms. In: GEORGIEV, K., M. TODOROV a I. GEORGIEV, eds. *Advanced Computing in Industrial Mathematics*. Cham: Springer, 187-197. DOI 10.1007/978-3-319-49544-6-16.
- WESTERHOF, Nicolaas et al. 2019. *Snapshots of hemodynamics*. Cham: Springer. DOI 10.1007/978-3-319-91932-4.
- 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.
- ZHU, Guangyu et al. 2015. Experimental study of hemodynamics in the circle of willis. *BioMedical Engineering OnLine*. **14**(S10). DOI 10.1186/1475-925X-14-S1-S10.
- ZHANG, B., Y. MA a F. DING. 2018. Evaluation of spatial distribution and characterization of wall shear stress in carotid sinus based on two-dimensional color Doppler imaging. *BioMedical Engineering OnLine*. **17**(1). DOI 10.1186/s12938-018-0589-y.

Vedoucí práce:

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

Datum zadání práce:

1. září 2020

Předpokládaný termín odevzdání: 30. června 2021

L.S.

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

## Prohlášení

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

Jsem si vědoma toho, že na mou bakalářskou 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 bakalářské práce pro vnitřní potřebu Technické univerzity v Liberci.

Užiji-li bakalářskou 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 bakalářská 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.

3. května 2021

Petra Jará

## **Poděkování**

Ráda bych chtěla poděkovat vedoucí práce Ing. Darině Jašíkové, Ph.D., Ing. Paed. IGIP za odborné vedení, cenné rady a také ochotné jednání. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Michalu Kotkovi, Ph.D. za pomoc při experimentálním měření a Ing. Jiřímu Šafkovi, Ph.D. za 3D tisk modelů. V neposlední řadě také děkuji své rodině a příteli za podporu a trpělivost, kterou mi po celou dobu psaní této práce poskytovali.

## **Anotace**

<b>Autor:</b>	Petra Jará
<b>Instituce:</b>	Technická univerzita v Liberci, Fakulta zdravotnických studií
<b>Název práce:</b>	Posouzení vlivu bypassu na charakter proudění karotidou metodami Global Imaging
<b>Vedoucí práce:</b>	Ing. Darina Jašíková, Ph.D., Ing.Paed.IGIP
<b>Počet stran:</b>	69
<b>Počet příloh:</b>	7
<b>Rok obhajoby:</b>	2021

**Anotace:** Hlavním cílem práce bylo vytvořit bypass při uzávěru tepny v povodí karotické bifurkace a posoudit jeho vliv na charakter proudění karotidou metodou Global Imaging. Byla provedena série měření pomocí měřicí metody Particle Image Velocimetry. Experimentální měření jasně prokázalo, že tvar a úhel napojení bypassu, jsou rozhodujícími parametry. Tyto parametry ve výsledku ovlivní lokální hemodynamiku – změna charakteru proudící kapaliny, a především smykového napětí v blízkosti stěny cévy. Takto nově vzniklé hemodynamické děje hrají klíčovou roli ve vzniku, progresi a lokalizaci tromboembolismu, stenotických plátů, nebo uzavření bypassu.

**Klíčová slova:** karotická bifurkace, karoticko-subklaviální bypass, fantom krve, smykové napětí, pulzatilní tok, hemodynamika, Global Imaging metoda, Particle Image Velocimetry

## **Annotation**

**Author:** Petra Jará

**Institution:** Technical University of Liberec, Faculty of Health Studies

**Title:** Evaluation of the effect of bypass on the character of carotid flow using Global Imaging methods

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

**Pages:** 69

**Apendix:** 7

**Year:** 2021

**Annotation:** The main goal of this work was to create a bypass at the closure of an artery in the basin of carotid bifurcation and to assess its effect on the nature of carotid flow using the Global Imaging method. A series of measurements was performed using the Particle Image Velocimetry measurement method. Experimental measurements have clearly shown that the shape and angle of the bypass connection are crucial parameters. As a result, these parameters affect local hemodynamics – a change in the character of the flowing fluid, and especially the shear stress near the vessel wall. Such newly formed hemodynamic events play a key role in the origin, progression and localization of thromboembolism, stenotic plaques, or bypass closure.

**Keywords:** carotid bifurcation, carotid-subclavian bypass, phantom blood, shear stress, pulsatile flow, hemodynamics, Global Imaging method, Particle Image Velocimetry



# Obsah

Seznam použitých zkratek .....	11
Seznam použitých symbolů .....	13
1 Úvod .....	14
2 Teoretická část.....	16
2.1 Základní principy hemodynamiky .....	16
2.1.1 Průtok krve, tlak krve a odpor cévního řečiště .....	16
2.1.2 Laminární a vírové proudění.....	17
2.1.3 Viskozita .....	18
2.2 Hemodynamické prostředí karotické bifurkace .....	19
2.3 Přemostění tepen .....	19
2.3.1 Zúžení a uzávěr tepny .....	20
2.3.2 Zalomení tepny .....	21
2.3.3 Disekce tepny.....	21
2.3.4 Rozšíření tepny .....	21
2.3.5 Typy krčních přemostění .....	22
2.4 Neinvasivní a semiinvasivní vyšetřovací metody.....	23
2.4.1 Ultrazvukové vyšetření cév .....	23
2.4.1.1 Dopplerovská ultrasonografie .....	24
2.4.2 Výpočetní tomografie .....	25
2.4.2.1 CT angiografie .....	26
2.4.3 Magnetická rezonance .....	26
2.4.3.1 MR angiografie .....	27
2.5 Invasivní vyšetřovací metoda .....	27
2.5.1 Digitální subtrakční angiografie .....	27
2.6 Vyšetřovací metody použité v experimentu.....	28
2.6.1 Metoda PIV (Particle Image Velocimetry).....	28
2.6.1.1 Laser a jeho fyzikální princip .....	28
2.6.1.2 Základní principy PIV .....	29
2.6.1.3 Záznam PIV obrazů .....	29
2.6.1.4 Analýza PIV obrazů.....	30
3 Výzkumná část .....	31
3.1 Cíle a výzkumné předpoklady.....	31
3.2 Metodika výzkumu.....	31

3.3	Postup vlastního měření .....	32
3.3.1	Vytvoření modelů .....	32
3.3.1.1	Modelace v Inventor Autodesk Professional .....	32
3.3.1.2	3D tisk .....	33
3.3.1.3	Silikonové odlitky z epoxidové pryskyřice.....	34
3.3.2	Experimentální trať .....	35
3.3.2.1	Regulace tlaku .....	36
3.3.2.2	Popis práce PIV systému.....	38
3.3.3	Pracovní kapalina.....	39
3.3.3.1	Stopovací částice v kapalině .....	39
3.3.4	Vlastní měření .....	39
3.3.4.1	Optické vlastnosti modelů.....	39
3.4	Analýza výzkumných dat .....	42
3.4.1	Zpracování obrazových dat.....	42
3.4.1.1	Vytvoření dvojice snímků .....	43
3.4.1.2	Předpracování obrazového záznamu .....	43
3.4.1.3	Výpočetní analýza .....	45
3.4.1.4	Statistické zpracování výsledků .....	46
3.4.1.5	Prezentace výsledků .....	53
3.4.2	Zpracování naměřených hodnot.....	54
3.5	Analýza výzkumných cílů a výzkumných předpokladů .....	55
3.5.1	Analýza výzkumných cílů .....	55
3.5.2	Analýza výzkumných předpokladů .....	55
4	Diskuze .....	61
5	Návrh doporučení pro praxi.....	62
6	Závěr .....	64
	Seznam použité literatury .....	65
	Seznam příloh .....	69

## Seznam použitých zkratek

½	polovina
2D	dvoudimenzionální
3D	trojdimenzionální
a.	arteria
atd.	a tak dále
cca	cirka
CCD	Charge Coupled Device
CE MRA	Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Angiography
CI	Cardiac Index
cm	centimetr
cm <sup>2</sup>	centimetr čtverečný
cm/s	centimetr za sekundu
CO	Cardiac Output
CT	Computed Tomography
DSA	Digitální subtrakční angiografie
DUSG	Dopplerovská ultrasonografie
g	gram
g/ml	gram na mililitr
Hz	hertz
m/s	metr za sekundu
m <sup>2</sup> /s	metr čtverečný za sekundu
mA	miliampér
MAP	Mean Arterial Pressure
MHz	megahertz
MIP	Maximum Intensity Projection
ml	mililitr
ml/s	mililitr za sekundu
mm	milimetr
mmHg	milimetr rtuti
mPa s	milipascal sekunda
MR	magnetická rezonance

NaOH	Hydroxid sodný
např.	například
Obr.	obrázek
Pa	pascal
PIV	Particle Image Velocimetry
s	sekunda
s.	strana
SI	Stroke Index
SV	Stroke Volume
Tab.	Tabulka
tj.	to jest
TOF	Time Of Flight
tzv.	takzvaně
μm	mikrometr
V	volt

## Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotka	Význam symbolu a jednotky
A	[m <sup>2</sup> ]	plocha průřezu [metr čtverečný]
E	[N.C <sup>-1</sup> ]	intenzita elektrického pole [newton na coulomb]
I	[A]	elektrický proud [ampér]
l	[m]	délka [metr]
p	[Pa]	tlak [pascal]
Q	[m <sup>3</sup> .s <sup>-1</sup> ]	průtok [metr krychlový za sekundu]
R	[Ω]	elektrický odpor [ohm]
r	[mm]	poloměr [milimetr]
U	[V]	elektrické napětí [volt]
v	[m.s <sup>-1</sup> ]	rychlost [metr za sekundu]
v	[m <sup>2</sup> .s <sup>-1</sup> ]	kinematická viskozita [metr čtverečný za sekundu]
γ	[s <sup>-1</sup> ]	gradient smykové rychlosti [sekunda]
η	[Pa.s]	dynamická viskozita [pascal sekunda]
η <sub>a</sub>	[Pa.s]	zdánlivá viskozita [pascal sekunda]
ρ	[kg.m <sup>-3</sup> ]	hustota látky [kilogram na metr krychlový]
τ	[Pa]	tečné napětí [pascal]
ΔP	[Pa.m <sup>-1</sup> ]	tlakový gradient [pascal na metr]
°		stupeň
°C		stupeň Celsia
%		procento

# 1 Úvod

Cévní mozkové příhody představují skupinu onemocnění, které mají za následek vysokou úmrtnost a morbiditu v dnešních vyspělých zemích. Stále častěji postihují i mladší věkové kategorie. Snahou lékařů za poslední léta je co nejlépe jim předcházet a co nejlépe je léčit s využitím nových poznatků.

Popisem proudění krve na základě fyzikálních principů se zabývá vědní obor hemodynamika. Ta zkoumá různé jevy a abnormality vyskytující se v cévní soustavě. S ohledem na závažnost a aktuálnost této problematiky byla vybrána karotická bifurkace. Její složitou geometrií a anatomickou strukturou se řadí mezi nejčastěji postižené oblasti aterosklerotickými pláty. Tato dvě kritéria výrazně ovlivňují veličiny, jako je rychlost krve, tlak a smykové napětí na stěnu cévy. Pokud dojde k výrazným změnám těchto veličin, hrozí špatná průchodnost krve karotidou nebo její úplný uzávěr. V takovém případě se provádí rekonstrukce karotidy. Existuje řada různých rekonstrukcí. Primárním typem chirurgického ošetření je tzv. endarterektomie. Méně častou a poměrně vzácnou variantou, například při disekci, je aplikování bypassu. Důležitými parametry je tvar a úhel jeho napojení, které opět ovlivní již zmíněné veličiny. Pokud je bypass proveden špatně, může dojít až k jeho uzavření.

Důležitá je tedy včasná a správná diagnostika. Nejvyužívanější in vivo metodou v klinické praxi je Dopplerovská ultrasonografie. Při experimentálním měření si můžeme vybrat z širokého spektra metod používaných k měření rychlostí. Mezi nejúčinnější měřicí metody patří metoda Particle Image Velocimetry. Pomocí ní dokážeme zmapovat proudění blízko stěny nebo v interakci se stěnou. Právě z tohoto důvodu je experimentální měření skvělou metodou k ověření různých teorií a může tím tak přispět k předcházení vzniku dalších nežádoucích účinků při přemostění tepen.

Cílem práce je porovnat proudění ve fyziologické karotidě s prouděním v karotidě s aplikovaným bypassem a vyhodnotit jeho vliv na změnu proudění. Geometrie, tvar a úhel napojení bypassu výrazně ovlivní veličiny, jako je rychlost proudění krve, tlak a smykové napětí na stěnu cévy. V laminárním proudění vzniknou lokální zaviření. Vznikáním vírů dojde ke zvýšení odporu v cévě. Důsledkem je mechanické poškození cév, v horším případě hrozí uzávěr bypassu. Důležitá je tedy včasná diagnostika

onemocnění. Z analýzy naměřených dat bychom mohli přispět k jejímu zlepšení a minimalizovat tím tak procento selhání bypassu.

Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. V teoretické části jsou vysvětleny základní fyzikální principy hemodynamiky, nejčastější typy onemocnění karotidy a její následné metody vyšetření. V praktické části byly vyrobeny 3D modely fyziologické karotidy a karotidy s karoticko-subklaviálním bypassesem. Pomocí měřicí metody Particle Image Velocimetry byly sledovány vlivy bypassu na proudící neneutonskou kapalinu v karotické bifurkaci.

## 2 Teoretická část

Teoretická část práce popisuje základy hemodynamiky a její chování v karotidové bifurkaci. Vliv na změnu hemodynamických parametrů má nejen anatomická struktura tepny, ale také její onemocnění, které může vést k cerebrovaskulární nedostatečnosti. Možným, avšak méně častým řešením je využití přemostění – bypassu.

### 2.1 Základní principy hemodynamiky

Pro správné pochopení tématu je důležité vysvětlit základní principy hemodynamiky. „*Hemodynamika se zabývá mechanickými a fyziologickými vlastnostmi regulující krevní tlak a průtok tělem*“ (Stouffer, 2017, s. 3).

#### 2.1.1 Průtok krve, tlak krve a odpor cévního řečiště

Významným parametrem průtoku krve je srdeční výdej (minutový objem – CO). Vyjadřuje množství krve, přečerpané komorou za jednotku času (Šrámek, Valenta, Klimeš, 1995). Srdeční výdej je u každého jedince jiný. Proto se určuje srdeční index (CI), vyjadřující velikost CO, k tělesnému povrchu. Ze srdečního výdeje lze vyjádřit tepový objem (SV) a z něho pak tepový index (SI) (Štejfa et al., 2007).

Stav v cévách zjistíme z hodnot dvou hlavních měřených parametrů. Ze středního arteriálního tlaku – Mean Arterial Pressure (MAP) a srdečního výdeje. Jejich měření by mělo probíhat současně (Šrámek, Valenta, Klimeš, 1995). Střední arteriální tlak můžeme vypočítat ze vztahu (viz Rovnice 1):

$$MAP = \left(\frac{1}{3} \times \text{aortální systolický tlak}\right) + \left(\frac{2}{3} \times \text{aortální diastolický tlak}\right)$$

Rovnice 1 (Stouffer, 2017, s. 5)

Průtok krve  $Q$  (ml/s) lze určit součinem lineární rychlosti toku konkrétním průřezem  $v$  (cm/s) a plochy průřezu (průsvitu) cévy  $A$  (cm<sup>2</sup>) (viz Rovnice 2):

$$Q = v \times A \quad \text{Rovnice 2 (Kittnar et al., 2011, s. 167)}$$

Pokud krev proudí cévou o rozdílném průměru, platí, že lineární rychlost proudu krve je nepřímo úměrná průsvitu cévy (Kittnar et al., 2011).



Fakt, že se tekutina bude pohybovat z oblasti vyššího tlaku do oblasti nižšího tlaku, znamená, že tok krve zapříčiňují rozdílné tlaky. Vzniklý tlakový gradient tak pomáhá překonávat vzniklé odpory proudění, které závisejí na viskozitě krve, poloměru a délce cévy. Pomocí Ohmova zákona lze vyjádřit vztah mezi průtokem krve  $Q$ , odporem  $R$  a tlakovým gradientem  $\Delta P$  (viz Rovnice 3):

$$Q = \Delta P / R \quad \text{Rovnice 3 (Stouffer, 2017, s. 5)}$$

Pomocí Hagen-Poiseuillova zákona definujeme velikost odporu (viz Rovnice 4):

$$R = (8 \times \eta \times l) / \pi \times r^4 \quad \text{Rovnice 4 (Stouffer, 2017, s. 6)}$$

$\eta$  ... viskozita krve

$l$  ... délka cévy

$r$  ... poloměr cévy

### 2.1.2 Laminární a vírové proudění

Pokud se tok krve v cévách pohybuje plynule a rovnoběžně po trajektorii, jedná se o laminární proudění. Rychlost proudění je ovlivněna třecími silami, které vznikají mezi molekulami krve a vnitřním povrchem cévy. Z toho vyplývá, že nejrychlejší proudění krve je ve středu osy cévy, a naopak nejpomalejší proudění je v místě styku se stěnou cévy (Stouffer, 2017).

V cévní soustavě může dojít vlivem změněné geometrie k tzv. lokálním vírovým strukturám. Vznikáním vírů dochází ke zvýšení odporu v cévě, tedy ke zhoršenému průtoku krve. Důsledkem je mechanické poškození stěny cév (Stouffer, 2017).

Při příliš vysokých rychlostech může dojít dokonce k přechodu laminárního proudění na turbulentní proudění. Jedná se chaotické proudění, kdy se každá molekula krve pohybuje po jiné trajektorii. Přechod z laminárního na turbulentní proudění lze vypočítat pomocí Reynoldsova čísla (bezrozměrná hodnota) (viz Rovnice 5):

$$R = (r \times v \times \rho) / \eta \quad \text{Rovnice 5 (Stouffer, 2017, s. 8)}$$

$r$  ... poloměr cévy

$v$  ... rychlost proudu krve

$\rho$  ... hustota krve

$\eta$  ... viskozita krve

Pokud vyjde hodnota vyšší než 1000, jedná se o turbulentní proudění (Kittnar et al., 2011).

### 2.1.3 Viskozita

Viskozita je veličina, která udává poměr mezi smykovým napětím a smykovou rychlostí mezi vrstvami kapaliny. Je závislá na teplotě (Kittnar et al., 2011). Rozlišujeme dva druhy viskozity. Dynamická viskozita  $\eta$  je charakterizována jako součinitel úměrnosti mezi tečným napětím  $\tau$  a gradientem rychlosti ve směru kolmém na směr pohybu  $\frac{dv}{dy}$  (viz Rovnice 6):

$$\tau = \eta \frac{dv}{dy} = \eta \frac{v}{h} \quad [\text{Pa} \cdot \text{s}] \quad \text{Rovnice 6 (Drábková, 2007, s. 14)}$$

Kinematická viskozita je dána poměrem mezi dynamickou viskozitou a hustotou (viz Rovnice 7):

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} \quad [m^2 s^{-1}] \quad \text{Rovnice 7 (Drábková, 2007, s. 15)}$$

Krev je však neneutonského charakteru (Kittnar et al., 2011). Neplatí tedy Newtonův zákon viskozity, to znamená, že neplatí lineární závislost mezi tečným napětím a gradientem rychlosti. Neneutonské látky lze popsat vztahem (viz Rovnice 8):

$$\tau = \eta_a \gamma \quad \text{Rovnice 8 (Wein, 1996, s. 84)}$$

kde  $\eta_a$  už není dynamická viskozita, ale zdánlivá viskozita a  $\gamma$  je rychlostní gradient. Zdánlivá viskozita je poměr okamžité hodnoty tečného napětí a smykové rychlosti (Wein, 1996).

Viskozita krve není při dané teplotě stejná, ale kolísá se smykovou rychlostí (Kittnar et al., 2011). Krev při teplotě 37 °C má přibližně 4,5krát větší viskozitu než voda. Příčinou je především tvorba červených krvinek. Prudším nárůstem viskozity se zvětšuje riziko vzniku trombu a poruch cévního řečiště (Beneš, Kyplová, Vítek, 2015).

## **2.2 Hemodynamické prostředí karotické bifurkace**

Karotická bifurkace je přirozeným koncem společné největší krční tepny, zásobující mozek, hlavu a krk. Levá společná karotida vychází z oblouku aorty. Pravá společná karotida vychází z brachiocefalického kmene. Zároveň je karotická bifurkace začátkem větvení na vnitřní karotidu a zevní karotidu (Klosek a Rungruang, 2008).

V prostředí karotidy dochází k výrazným změnám hemodynamických parametrů. Příčinou je její složitá geometrie a anatomická struktura. Tato dvě kritéria výrazně ovlivňují veličiny, jako je rychlost krve, tlak a smykové napětí na stěnu cévy (Zhou et al., 2010).

Bifurkace karotidy se stává nejběžněji postiženou částí aterosklerotickými pláty (Klosek a Rungruang, 2008). V článku (AbuRahma, 2017) se odhaduje, že 50 % poruch tvoří společná bifurkace karotid a střední oblast vnitřní karotické tepny. Tok krve se zde mění z laminárního proudění na zavířené proudění (Zhang, Ma, Ding, 2018). Aterosklerotické pláty způsobují, údajně v rané fázi vývoje, zesílení stěny karotidy. Studie uvádí, že zesílení společné karotidy je spouštěcím podnětem k vývoji cerebrovaskulárních a koronárních příhod (Saba et al., 2010). Oblast s malým smykovým napětím má větší predispozici k zesílení stěny (Špinar et al., 2003).

Vzhledem k tomu, že smykové napětí stěny je měřitelným indikátorem pro cévní onemocnění, poskytují tyto změněné hemodynamické veličiny nejsmysluplnější údaje pro klinickou diagnózu (Lee et al., 2012). Vliv na změnu hemodynamických parametrů má i rekonstrukce tepen, provedená při omezeném průtoku krve či uzávěru tepny. Posouzením vlivu rekonstrukce tepen na charakter proudění karotidou se zabývá praktická část této práce.

## **2.3 Přemostění tepen**

Onemocnění tepen je nejčastější příčinou cerebrovaskulární nedostatečnosti. Krev je do mozku přiváděna dvěma páry velkých tepen – vnitřními krčními tepnami (karotidy) a vertebrálními tepnami (Ambler, 2011). Nezbytnou podmínkou krevního zásobení důležitých orgánů je dostatečná průchodnost těchto tepen.

V případě jejich neprůchodnosti je primárním řešením chirurgické ošetření tzv. endarterektomie. Méně častým řešením je aplikace bypassu neboli přemostění. Principem je vytvoření cévní spojky v přístupném tepenném úseku před i za uzávěrem tepny (Firt, Hejnal, Vaněk, 2006). Při tomto způsobu obnovy průchodnosti cév, se používají tepenné nebo žilní štěpy. Žilní štěpy se získávají především z dolních končetin, konkrétně z *vena saphena magna*. V případě velkého průsvitu nebo jiného znehodnocení velké safény, odejmeme *vena saphena parva*. Odběr zpočátku probíhal z jednoho dlouhého řezu. Postupem času docházelo u pacientů ke komplikacím, které se projevovaly brněním, pálením nebo svěděním kůže a otoky kotníků. Z tohoto důvodu se v současné době volí šetrnější endoskopická metoda, případně se udělá několik malých řezů. Tepenný štěp se standardně získává z *arteria mammaria*. Postupně se začaly používat i z *arteria gastroepiploica dextra* nebo *arteria radialis*. Bylo zjištěno, že tepenné štěpy mají větší dlouhodobou průchodnost (po 15 až 20 letech 95 %), než žilní štěpy. Důvodem je histologická stavba žil, která je stanovena pro nízkotlaký cévní systém. Dochází tak ke změnám v žilních stěnách bypassů a později až k jejich úplnému uzávěru (Pirk et al., 2019).

Existuje řada pravidel, která by měla být při aplikaci bypassu dodržena. Úhel napojení bypassu a jeho tvar hrají velkou roli při vzniku onemocnění tepny. Spojení by mělo být alespoň o polovinu delší, než je průsvit tepny. V oblasti centrálně od přemostění by nemělo být zúžení, aby vtok byl co nejvydatnější. Náhrada by měla být přiměřená k lumenu cévy, aby nedocházelo ke stlačování. Vznik krvácení v okolí cévního štěpu zhoršuje hojení a dává větší predispozice k vytvoření infekce (Firt, Hejnal, Vaněk, 2006).

### **2.3.1 Zúžení a uzávěr tepny**

Mezi nejčastější příčiny uzávěru karotidy v místě bifurkace nebo v počátečním úseku vnitřní karotidy, patří ateroskleróza (Čertík, Machart, Novák, 2005). Hlavní příčinou vzniku onemocnění je dysfunkce cévního endotelu (Rokyta, 2015). Dochází k němu v důsledku např. kouření, stresu, nedostatku pohybu, kyslíkových radikálů nebo vysokého krevního tlaku. Vliv na dysfunkci endotelu má také diabetes mellitus. Zdravý endotel naopak chrání stěnu cév před pronikáním škodlivých látek a vytvářením krevních sraženin (Vokurka et al., 2018).

Dysfunkce endotelu produkuje cytokiny. Poškozením endoteliálního glykokalyxu se zvyšuje permeabilita cévní stěny (Mitra et al., 2017). Důsledkem je vytvoření ateromového plátu (Rokyta, 2015). Prasknutí plátu vede k akutní trombóze a embolii ateromových hmot distálně. Dále vede k ischemii až nekróze tkáně za uzávěrem tepny. Kromě akutní okluze tepny dochází k chronickému zužování, které může vést k ischemii tkání za stenózou (Vokurka et al., 2018).

První obtíže při námaze lze pozorovat až při cca 70% zúžení. Do té doby jsou příznaky klinicky němé a pozorovatelné jen při zobrazovacích vyšetřeních (ultrazvukových vyšetřeních, angiografiích atd.). Při zúžení nad 90 % jsou obtíže přítomné v klidu (Vokurka et al., 2018).

### **2.3.2 Zalomení tepny**

Elongace (prodlužování), kinking (zálom) a coiling (smyčka). Termíny, označující zalomení tepny při určité poloze hlavy. Dochází k přerušení přítoku krve do mozku. V důsledku toho dochází u nemocného ke vzniku náhlé krátkodobé ztrátě vědomí. Diagnostikovat příčiny tohoto stavu se jeví velice obtížným. Pokud nedojde k výraznému omezení průtoku krve do mozku, nedochází u pacienta k žádným příznakům. Naopak přetrvávající zalomování tepny a její embolizace v distálním řečišti vede až k ischemické příhodě (Čertík, Machart, Novák, 2005).

### **2.3.3 Disekce tepny**

K disekci neboli rozštěpení intimity tepny obvykle dochází přibližně 2 cm nad bifurkací karotidy. Zapříčiňuje 1-2 % všech ischemických mozkových příhod u nemocných lidí mladších 45 let (Čertík, Machart, Novák, 2005). Mezi hlavní příznaky patří bolest krku nebo hlavy na straně, na které k disekci došlo. Vzniká buď na hemodynamickém podkladě, nebo při vzniku trombu s následným uzávěrem tepny (Ambler, 2011).

### **2.3.4 Rozšíření tepny**

Aneuryzma je lokální rozšíření tepny. Rozšířená tepna představuje patologickou výduť ve stěně tepny, která může později prasknout (Vokurka et al., 2018). U převažující části pacientů s aneuryzmatem velkých cév bývají diagnostikována aneuryzmata i v jiných místech. U vnitřní karotidy je výduť definovaná jako rozšíření segmentu tepny na

150 %. U společné karotidy rozšíření segmentu tepny na 200 %. Aneuryzmata karotid představují pouze 1 % všech aneuryzmat (Čertík, Machart, Novák, 2005).

Na vznik má vliv především genetická méněcennost cévní stěny. Druhým nejdůležitějším přispívajícím faktorem jsou hemodynamické faktory. Tyto hemodynamické faktory jsou ovlivněny zejména anatomickou strukturou a umístěním bifurkace karotidy. V místě větvení dochází ke změně proudění krve, a to má za následek namáhání cévní stěny. Stěnu cévy ovlivňuje i vysoké smykové napětí, které se výrazně projeví na formaci vaku výdutě. Mezi další příčiny vzniku patří cévní faktory, jako je hypertenze, ateroskleróza nebo kouření (Beneš et al., 2017).

Tlak výdutě na okolní struktury patří mezi hlavní příznaky. Tím může vznikat například chrapot při útlaku vratného nervu, obtížné polykání při útisku jícnu nebo neurologické projevy při útisku brachiálního plexu a krčního sympatiku (Čertík, Machart, Novák, 2005). Okluze aneuryzmatického vaku nebo embolizace hmot z aneuryzmatu mohou vést k ischemické mozkové příhodě nebo kontralaterální hemiparéze (Vokurka et al., 2018).

### **2.3.5 Typy krčních přemostění**

Rozeznáváme několik typů uzávěrů tepny v povodí karotidy. Pro každý uzávěr tepny existuje jiný typ přemostění. Při neprůchodnosti *a. innominata* se využívá především subklavio-subklaviální bypass, axilo-axilární bypass nebo karotiko-karotický bypass. Subklavio-subklaviální bypass a axilo-axilární bypass umožňují zásobit pravou karotidu krví. Fungují na principu zpětného toku krve přes pravou podklíčkovou tepnu. Dlouhá rekonstrukce v oblasti podkoží krku, se jeví jako jedinou nevýhodou těchto typů přemostění. I karotiko-karotický bypass má svoji nevýhodu. V průběhu operace, při svorkování zbylé průchodné karotidy, se může rozvinout ischemie mozku v důsledku embolie. V případě zaklínění vmetku musí být centrální úsek tepny slepě uzavřen, jelikož je omezený přístup kmene *a. innominata* z prostoru nad podklíčkovou tepnou. Při přemostění tímto typem, se využívá prošíání centrálního pahýlu společné karotidy a podklíčkové tepny. Mezi periferními pahýly obou tepen dojde k propojení koncem ke konci. Zárok je hotový přemostěním dárcovské tepny druhé strany krku na distální úsek pravé podklíčkové tepny (Čertík, Machart, Novák, 2015).

Neprůchodnost *a. carotis communis*, se řeší subklavio-karotickým bypassem. Aplikuje se na společnou karotidu nejlépe koncem ke konci. Pokud je s průchodností společné

karotidy omezená i průchodnost vnitřní karotidy, můžeme rekonstrukci provést několika způsoby. Přerušení společné karotidy pod bulbem a následná anastomóza bypassu koncem na amputovaný bulbus, je nejšetrnější metodou. Přemístování společné karotidy přímo na podklíčkovou tepnu se provádí v případě neprůchodnosti společné karotidy v odstupu z aortálního oblouku (Čertík, Machart, Novák, 2015).

U uzávěru *a. subclavia* se provádí karotiko-subklaviální bypass dvěma způsoby. Prvním z nich, je zakládání bypassu koncem ke straně na *a. subclavia*. Vhodnější je však druhý způsob, kvůli vyloučení embolizace. Provádí se přemístění *a. subclavia* do společné karotidy. Uzávěr podklíčkové tepny na levé straně je až čtyřikrát častější než uzávěr pravé podklíčkové tepny (Čertík, Machart, Novák, 2015).

Uzávěr jedné *a. vertebralis* se často objevuje při vyšetřování bifurkace karotid. Netřeba je však chirurgicky řešit. Zadní cirkulace je dostatečně zásobená díky Willisově okruhu. Zúžení či neprůchodnost v odstupech *a. vertebralis* se dnes řeší šetrnějšími endovaskulárními metodami (Čertík, Machart, Novák, 2015).

## **2.4 Neinvazivní a semiinvazivní vyšetřovací metody**

Vyšetření karotidy je nezbytnou součástí ke stanovení konečné diagnózy pacienta. Existuje řada různých vyšetřovacích metod. Ultrazvukové vyšetření, CT angiografie nebo MR angiografie. Tato vyšetření velmi dobře zobrazí různé typy onemocnění cévního řečiště. Patří proto k nejpoužívanějším neinvazivním a semiinvazivním metodám.

### **2.4.1 Ultrazvukové vyšetření cév**

Ultrazvuk lze formulovat jako mechanické vlnění, které se šíří prostředím. Jeho fyzikální vlastnosti jsou stejné jako fyzikální vlastnosti zvuku. V diagnostice jsou obvykle užívány frekvence v rozmezí 2-15 MHz. Zdrojem ultrazvukového vlnění je ultrazvuková sonda přístroje, která obsahuje řadu piezoelektrických krystalů. Vlnění proniká do určité hloubky tkáně. Na rozhraní dvou prostředí s jinými akustickými vlastnostmi se část ultrazvukové energie odrazí. Některé struktury jako jsou kosti nebo plyny, nelze zobrazit. Akustické rozhraní je tak výrazné, že dochází k úplnému odrazu (Ferda et al., 2015).

Nejpoužívanější modem ultrazvukového zobrazení je B-mod. Jedná se o 2D řez vyšetřované oblasti, který vznikl z jednotlivých bodů. Šedá barva těchto bodů odpovídá intenzitě odrazu z dané oblasti (Ferda et al., 2015).

#### **2.4.1.1 Dopplerovská ultrasonografie**

Dopplerovská ultrasonografie (DUSG) funguje na principu Dopplerova jevu – změna velikosti frekvence je závislá na odrazu ultrazvuku od pohybujícího se objektu (Novotná, Uhrová, Jirásková, 2006). V tomto případě jsou pohybujícím se objektem erythrocyty (Ferda et al., 2015). Rozdíl frekvencí je označován jako dopplerovský frekvenční posuv. U dopplerovského vyšetření se frekvence pohybuje od 2 do 10 MHz (Cholt, 2013).

Vyšetření může probíhat duplexním nebo triplexním zobrazením, pomocí barevně kódovaného dopplerovského zobrazení nebo spektrálního dopplerovského zobrazení. Oba dva typy využívají B-modu. Charakter toku a jeho směr nám ukáže barevně kódované dopplerovské zobrazení. Červenou barvou je zobrazen tok pohybující se k sondě. Modrá barva značí tok pohybující se od sondy. Čím rychleji se krev bude pohybovat, tím bude odstín barvy světlejší (Ferda et al., 2015). Dopplerovská spektrální analýza je schopna zobrazit rychlost proudění v lumenu cévy. Krev se nepohybuje stejnými rychlostmi, proto se zobrazí proudění ve více bodech (AbuRahma, 2017). Výsledek je promítán do křivky, která je závislá na čase a na rychlosti. Z polohy křivky lze zjistit, jakým směrem tok proudí. Pokud jde poloha křivky k ose x, směr proudění krve míří směrem k sondě a je vyjádřen kladnými hodnotami. Pokud je křivka pod osou x, směr proudění míří od sondy. Je pak zaznamenána zápornými hodnotami. Zvuk, který se současně ozývá, má výšku odpovídající rychlosti toku (Ferda et al., 2015). Z této metody zobrazení lze vypočítat další hodnoty, jako je průtok, rezistenční index, index pulzatility nebo frekvenci (AbuRahma, 2017).

Z dopplerova spektrálního zobrazení lze určit i intenzitu spektra. Zobrazí-li se úzké a přesně definované spektrum, znamená to, že se nachází v laminárním proudění omezený počet frekvencí. Rozšířené spektrum je definováno pro různý počet frekvencí nacházejících se v proudění turbulentním (AbuRahma, 2017).



Rychlost proudění cévou lze také spočítat z dopplerovského frekvenčního posunu. Mezi pohybující se krví a ultrazvukovým vlněním by neměla být velikost úhlu  $90^\circ$ . Pro měření je adekvátní velikost úhlu do  $60^\circ$  (Ferda et al., 2015).

Mezi významné parametry měření patří pulzní repetiční frekvence. Vyjadřuje množství impulzů vyslaných a přijatých přístrojem za 1 sekundu. Počet impulzů odpovídá množství odrazů. Pulzní repetiční frekvence je závislá na několika aspektech. Prvním z nich je závislost na jejích hodnotách, které určují stupnici rozpětí rychlostí ve výsledné křivce. Další je závislost na rychlosti šíření ultrazvukového vlnění v daném prostředí a na vzdálenosti mezi sondou a uložením vzorkovacího objemu (Cholt, 2013).

Dopplerovská ultrasonografie je nejvíce využívaná metoda v diagnostice karotických chorob. B-mod společně s barevně kódovaným dopplerovským ultrazvukem zobrazí vaskulární léze, jako je plak, okluze nebo stenóza, v šedém obraze. Abnormality související s lézemi (zvýšení intrastenotické rychlosti, nedostatek signálu toku) se zobrazí v barevně kódovaném obraze (Landwehr, Schulte, Voshage, 2001). Spektrální dopplerovské zobrazení se používá převážně pro vyšetření stenózy krční tepny (Avdal et al., 2017).

#### **2.4.2 Výpočetní tomografie**

Výpočetní tomografie (CT) je diagnostická metoda, která využívá rentgenové paprsky. Z naměřených hodnot absorbovaného záření, prošlého tělem pacienta pod různými úhly, se matematickou rekonstrukcí řezů, získá výsledný obraz (Beneš, Kyplová, Vitek, 2015).

Přístroj se skládá z rentgenky a velkého oblouku, uvnitř kterého se nachází několik stovek detektorů (Novotná, Uhrová, Jirásková, 2006). Šířka detektorů určuje šířku příčného řezu. Doba skenování závisí na typu přístroje a druhu vyšetření. Obvyklá délka je 0,27-1 s (Ferda et al., 2015). Zobrazení hustoty tkání v organismu proběhne v trojrozměrném obraze. V příčných řezech nejsou anatomické poruchy překryty zářením z okolních vrstev. Dochází k vyššímu kontrastu jejich zobrazení. CT se tak řadí mezi nejpoužívanější zobrazovací metodu (Beneš, Kyplová, Vitek, 2015).

### **2.4.2.1 CT angiografie**

Při tomto vyšetření cév se pacientovi aplikuje intravenózně kontrastní látka. Výsledný stav se vyhodnocuje ze základních obrazů, 3D rekonstrukcí nebo zobrazení pomocí algoritmu maximum intensity projection (MIP) (Ferda et al., 2015).

Přístroj vyšetří i velmi drobné větve cév až do průměru 1 mm díky prostornému rozlišení. Pokud dochází k úniku kontrastní látky, můžeme předpokládat probíhající poruchu krvácení. Z tohoto typu vyšetření lze také stanovit například ischemii orgánů zásobených postiženou tepnou (Moláček et al., 2016).

Výhodou této angiografie jsou obrazy okolních struktur, kostí, tkání a krevních cév, získaných pouze z jednoho skenování. Podává nám důležité informace o stavu sklerotického postižení stěny cévy a nástěnném plaku. Má velikou přesnost. Nevýhodou je riziko ionizujícího záření a vznik artefaktů, které mohou způsobit falešné nálezy. Na jejich vzniku se nejčastěji podílí pohyb pacienta nebo amalgámové výplně v zubech. Nelze z této metody zobrazení vyhodnotit dynamiku proudění (AbuRahma, 2017). Velkým rizikem může být také vznik kontrastní nefropatie nebo alergických reakcí (Beneš et al., 2017).

### **2.4.3 Magnetická rezonance**

Magnetická rezonance (MR) funguje na principu zobrazení tkání v magnetickém poli. Má vyšší tkáňový kontrast oproti jiným metodám zobrazení. Je založená na fyzikálním jevu nukleární rezonance. Základem jsou protony (kladně nabitě částice) v jádrech rotující kolem své osy (mají vlastní moment hybnosti-spin) a vytvářející kolem sebe magnetické pole. Atomy s lichým protonovým číslem si svůj moment hybnosti zachovávají. Pro zobrazování je proto nejvhodnější vodík, který má nejvýraznější magnetické vlastnosti a tvoří podstatnou část v lidském těle (Ferda et al., 2015).

Vektor magnetického momentu koná ve vnějším magnetickém poli spinální pohyb a precestní pohyby. Frekvence precestních pohybů odpovídá tzv. Larmorově frekvenci. Vektor vnějšího magnetického pole má větší velikost, než má vektor podélného magnetického pole. Proto je do spinového systému vyslán elektromagnetický pulz o frekvenci stejně velké jako je frekvence precestních pohybů. V důsledku rezonance dojde ke vzniku příčné magnetizace. Ta už je měřitelná cívkou elektromagnetické indukce (Ferda et al., 2015).

Relaxační čas udává dobu potřebnou k obnovení původního stavu. Existují dva typy času. T1 relaxační čas je potřebný k návratu do úrovně podélné magnetizace alespoň z 63 %. T2 relaxační čas je pokles příčné magnetizace o 63 %. Tyto časy se zobrazují pouze jako vážené T1 a T2 obrazy (Ferda et al., 2015). Obrazy popisují složení materiálu, které snímáme. T1 obraz osvětluje tuk, methemoglobin a účinek toku. Využívá se především u MR angiografie. Obraz T2 zdůrazňuje především jednoduché tekutiny, například moč, žluč nebo mozkomíšní mok (AbuRahma, 2017).

### **2.4.3.1 MR angiografie**

Tento způsob vyšetření může být proveden s přítomností kontrastní látky, nebo bez ní. Technika CE MRA pořídí obraz nejprve bez aplikace kontrastní látky a následně s její aplikací. Rozdílem nekontrastních a kontrastních sekvencí vznikne výsledný obraz (Beneš et al., 2017).

Běžnější a používanější technikou je TOF (time of flight). Tato technika využívá jako kontrastní látku protony krevních prvků. Výhodou tohoto zobrazení je zjišťování toků o různých rychlostech (Beneš et al., 2017). Využívá rychlou sekvenci pulzů váženou T1 a provádí buď 2D řezy nebo 3D řezy. 2D TOF má nižší přesnost, ale je citlivější na pomalejší tok. Naopak 3D TOF má větší přesnost pro zobrazení vnitřní a vnější karotické tepny (AbuRahma, 2017).

Metodou phase contrast můžeme hodnotit dynamický tok krve nebo měřit její průtok. Je založená na fázovém posunu frekvence signálu v závislosti na rychlosti proudění (Ferda et al., 2015).

MR angiografie má vysokou diagnostickou přesnost. Pro arteriální onemocnění se udává přesnost detekce s citlivostí 95 %. Pro detekci stenózy je to více jak 50 %. Diagnostika úplného uzávěru tepny má 94% úspěšnost (AbuRahma, 2017).

## **2.5 Invazivní vyšetřovací metoda**

### **2.5.1 Digitální subtrakční angiografie**

Digitální subtrakční angiografie (DSA) je invazivní metoda používaná k zobrazení cév s digitálním vyhodnocením obrazu. Principem je jejich porovnání v těžce oblasti. Jeden

z obrazů vznikne po podání kontrastní látky a druhý vznikne bez podání kontrastní látky. Vstup kontrastní látky může být například přes stehenní tepnu nebo radiální arterii. Výsledkem je obraz s odlišnými strukturami – tedy cévami s kontrastní látkou (Novotná, Uhrová, Jirásková, 2006).

DSA slouží především k odhalení aterosklerotického onemocnění karotidy. Výhodou je kvalitní a vysoké rozlišení pro zobrazení krční tepny. Má i několik nevýhod. Neposkytuje informace o složení plaku, stěně cév nebo o jejich okolních strukturách. (AbuRahma, 2017).

## **2.6 Vyšetřovací metody použité v experimentu**

### **2.6.1 Metoda PIV (Particle Image Velocimetry)**

Metoda PIV (*Particle Image Velocimetry*) dnes patří k nejúčinnějším měřicím metodám používaných v experimentální mechanice tekutin. Jedná se o druh laserové anemometrie, která studuje proudové pole v definované rovině prostoru i jejich vývoj v čase. Tuto metodu lze použít i pro měření nestacionárních polí (Kopecký, 2006).

#### **2.6.1.1 Laser a jeho fyzikální princip**

Výše zmíněná metoda je založena na technologii laseru jako zdroje světla (Kopecký, 2006). Laser je zdroj elektromagnetického vlnění, jehož vlny mají stejnou frekvenci, stejný směr kmitání a stejný fázový rozdíl. Proto ho nazýváme vlněním koherentním. Vycházející vlnění má díky interferenci vysokou hustotu přenášeného výkonu. Dalšími vlastnostmi laserového záření je polarizace (vektor intenzity elektrického pole  $E$  je kolmý na směr, kterým se vlnění šíří a kmitá ve stejné rovině) a monochromaticnost (kmitání vln na jedné vlnové délce) s malou divergencí (rozbíhavostí) (Navrátil et al., 2015).

Fyzikálním principem laseru je stimulovaná emise záření, která slouží k zesilování světla (Beneš, Kyplová, Vítek, 2015). Laser se skládá ze tří základních komponentů. První z nich je aktivní prostředí. To je tvořeno látkou, která obsahuje oddělené kvantové energetické hladiny elektronů. Látka může být plynného, kapalného nebo pevného skupenství. Elektrony z nižších energetických hladin do vyšších energetických hladin dostaneme dodáním energie z vnějšího prostředí, např. nekoherentním, nebo koherentním elektromagnetickým vlněním, elektrickým výbojem, elektronovým svazkem. Elektrony aktivního prostředí jsou schopny vlivem excitační energie pohltnout velké množství této

energii. Následně přecházejí do excitovaného stavu. Tento stav pro ně však není optimální. Vracejí se proto zpátky na svoji původní energetickou hladinu. Jelikož není povolen přímý seskok z vyšší energetické hladiny do původní, musejí proto elektrony nejprve sestoupit na metastabilní hladinu nezářivým přechodem a poté zářivým přechodem na svoji původní hladinu. Zářivým přechodem se vyzařuje elektromagnetické vlnění ve formě koherentního vlnění. Zařízení, umožňující uchovat a hromadit optické záření ve vyhraněném prostoru, se nazývá rezonátor. Je tvořen dvěma zrcadly. Jedno je zcela nepropustné pro určitou vlnovou délku. Druhé je částečně propustné, což zapříčiňuje únik elektromagnetického vlnění ven z přístroje. Mezi hlavní úkony rezonátoru patří především akumulovat energii a zajistit kladnou zpětnou vazbu mezi aktivním prostředím a zářením (Navrátil et al., 2015).

### **2.6.1.2 Základní principy PIV**

Principem metody PIV je měření posunu malých sledovaných částic, které jsou tekutinou přenášeny během krátkého časového intervalu. Částice nikterak neovlivňují vlastnosti kapaliny ani její tokové charakteristiky (Tropea et al., 2007). Hustota částic by měla odpovídat hustotě kapaliny (Raffel et al., 2007).

Stopovací částice jsou v rovině toku osvětleny pomocí krátkých laserových pulzů alespoň dvakrát v definovaném časovém rozestupu. Posun částic je následně zaznamenán buď na fotografický film, nebo CCD detektor kamery. Z pořízených snímků lze získat rychlost částic. Vypočteme ji z podílu vzdálenosti, kterou částice urazily, a času jejich posunu (Kopecký, 2006).

### **2.6.1.3 Záznam PIV obrazů**

Prvním krokem PIV metody je záznam obrazů. Měřicí rovina tekoucí kapaliny je definovaná laserovým řezem. Laserový řez se přemění z laserového paprsku pomocí válcové optiky. Vzniklý řez pak osvětluje proudící částice v kapalině. Od částic se odrazy laserového světla zachytávají do objektivu kamery nebo fotoaparátu. Poloha kamery je umístěna kolmo k laserovému řezu. Výsledkem je snímek se světlými částicemi na tmavém pozadí (Kopecký, 2006).

K zaznamenání okamžité polohy částic v definovaném čase, se používá zejména pulzní laser. V poměrně krátkém časovém úseku dokáže jasně zaznamenat polohu částic

v osvětlené měřicí rovině. Zároveň poskytuje dostatek světelného výkonu pro expozici obrazu. Abychom zjistili počáteční i koncovou polohu částic a vektor jejich posunutí v měřicí rovině, je potřeba získat z měření minimálně dva snímky jdoucí za sebou. Na prvním záznamu bude zobrazena počáteční poloha částic a na druhém záznamu pak jejich poloha koncová (Kopecký, 2006).

Metoda PIV umožňuje dva způsoby záznamu obrazu. Dvojnásobná expozice zaznamenává počáteční i koncové polohy částic do jednoho výsledného obrazu. Zatímco u jednotlivé expozice je každá poloha částic zaznamenána do obrazu zvlášť. Znamená to tedy, že první záznam zachycuje počáteční polohy částic a druhý záznam koncové polohy částic (Kopecký, 2006).

#### **2.6.1.4 Analýza PIV obrazů**

Získané PIV expozice jsou rozdělené do čtvercových (pravoúhlých) vyhodnocovacích oblastí (interrogation area). V každé této vyhodnocované oblasti se stanoví průměrné posunutí částic. Důležitá je správná koncentrace částic v měřeném proudu, a to i pro stanovení chyby měření touto metodou. Závisí na ní aplikace vhodného algoritmu pro vyhodnocení a tím i přesnost celého měření. Rozlišujeme tři typy koncentrací sytících částic – slabé sycení proudu, střední sycení proudu a silné sycení proudu.

Ve vyšetřovací oblasti, při slabém sycení proudu, je velmi malá šance výskytu více než jedné částice ve stejný čas. PIV obraz je zpracován ze vzdálenosti středů počáteční a koncové polohy této jedné částice. Nelze však zajistit, aby při každém záznamu obrazu byla ve vyhodnocované oblasti právě jedna částice. Částice může dokonce chybět, anebo naopak přebývat. V tomto důsledku není vhodné, aby měl proud nízkou koncentraci částic. Aby byla zajištěna plynulost rychlostní informace v celé měřené rovině, je zapotřebí proud více nasytit. U středního sycení proudu je koncentrace tak vysoká, že lze nalézt obrazy částic v každé vyhodnocované oblasti. Pokud se v PIV obrazu objeví skvrny vytvořené ze shluků částic, došlo naopak k příliš silnému sycení proudu. Snímací optika není schopna rozpoznat jednotlivé částice (Kopecký, 2006).

## **3 Výzkumná část**

### **3.1 Cíle a výzkumné předpoklady**

Cílem práce je navrhnout bypass v oblasti karotické bifurkace při uzávěru některých z tepen v tomto povodí a vytvořit jeho model a silikonový odlitek. Dále je zapotřebí sestavit experimentální trať s měřicími a synchronizačními prvky, která bude schopna simulovat proudění krve v modelech karotid, včetně pulzatilního charakteru proudění. Získaná obrazová a naměřená data při opakovaných měření pomocí metody Particle Image Velocimetry (PIV), je nutno zpracovat a vyvodit závěr. Poznatky použitých měřících metod budou utříděny a shrnuty. Výsledky měření povedou k optimalizaci modelových simulací.

Předpokladem je však změna proudění fantomové krve a charakteru proudění v blízkosti napojení bypassu. Rozhodujícími parametry bude geometrie a úhel jeho napojení. Oproti fyziologické karotidě bez přemostění očekáváme větší výskyt chaotického proudění krve. Vznikáním vírů dojde ke zvýšení odporu v cévě, tedy ke zhoršenému průtoku. Takto nově vzniklé hemodynamické mechanismy se ve značné míře podílejí na vzniku tromboembolismu, urychlení vzniku stenotických plátů, nebo uzavření bypassu.

### **3.2 Metodika výzkumu**

Výzkum byl realizován v laboratoři Technické univerzity v Liberci. Měření probíhalo v období od října 2020 do ledna 2021. Jedná se o kvantitativní výzkum. Teoretická část práce popisuje základní principy hemodynamiky, její změny v oblasti karotické bifurkace a druhy bypassů vzhledem k různým typům uzávěrů tepen. Dále se zabývá využitím měřících metod v klinické a experimentální praxi. Ve výzkumné části byla s vytvořenými modely sestavena trať, na které se mohla ověřit nebo vyvrátit daná hypotéza. Nakonec byly interpretovány výsledky a vyvozeny závěry experimentu.

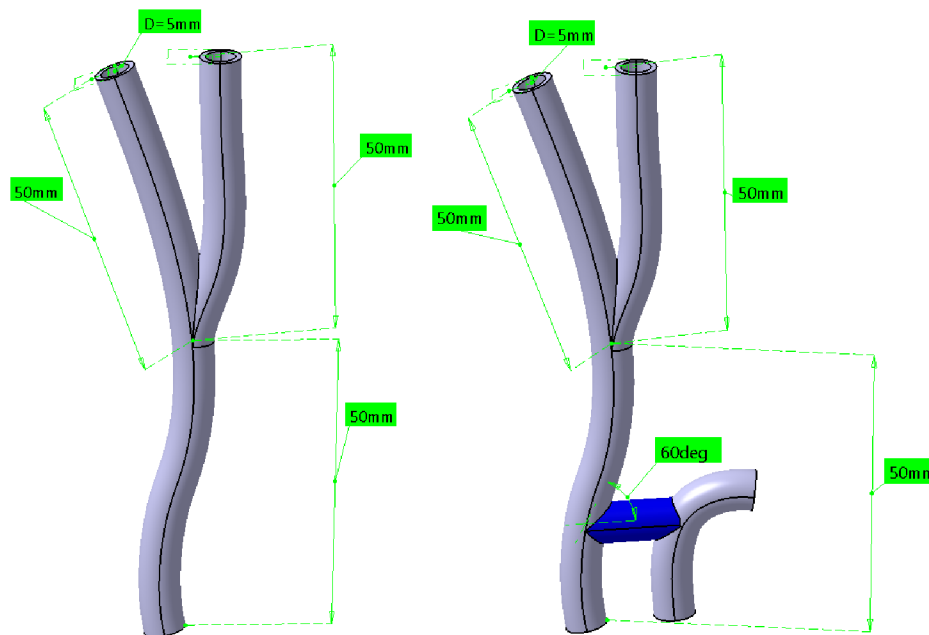
### 3.3 Postup vlastního měření

#### 3.3.1 Vytvoření modelů

Jak již bylo zmíněno v teoretické části, výběr typu bypassu závisí na uzávěru tepny v povodí karotidy. Mezi nejčastější uzávěry tepen v oblasti společné karotidy patří podklíčková tepna. Podklíčková tepna na levé straně bývá až čtyřikrát více postižena než na pravé straně. Pro naše experimentální měření byl tedy zvolen karoticko-subklaviální bypass. Jedná se o přemostění levé podklíčkové tepny, vystupující z oblouku aorty hned vedle společné karotidy, na počátek společné karotidy.

##### 3.3.1.1 Modelace v Inventor Autodesk Professional

Program Inventor Autodesk Professional byl použit k technickému 3D vymodelování karotid společně s bypasssem. Reálná anatomická struktura karotidy byla zjednodušena na kruhové tepny s konstantním průměrem. Jednotlivé větve tepny byly vytvořeny pomocí funkce tažení. V celém modelu je vnitřní průměr 5 mm. Síla stěny je 1 mm. Délka jednotlivých větví je 50 mm. Dále bylo potřeba zvolit úhel napojení. Jak již bylo zmíněno v teoretické části, tvar a úhel uchycení bypassu jsou rozhodujícími parametry. Záměrně byl zvolen úhel 60°. Model sice není tolik autentický, ale postačuje pro měření a pochopení zkoumaných hemodynamických jevů (viz Obr. 1).



Obr. 1 a) Fyziologická karotida b) Karotida s bypasssem



### 3.3.1.2 3D tisk

Vymodelované karotidy byly pomocí 3D tisku vytisknuty ze dvou typů materiálů (viz Obr. 2). Jednodušším možným řešením, z hlediska modelových vlastností, bylo využití tuhých materiálů. Pro první experimentální měření a pochopení základních hemodynamických jevů jsou naprosto postačující. První vyrobený model byl z materiálu VeroClear, tištěný na technologii PolyJet, na stroji Connex 350/500. Tento materiál nabízí pevnost, tuhost, odolnost proti nárazům a schopnost mísit se s jinými materiály. Protože jsou však cévy v lidském těle pružné a my jsme se chtěli o krok blíže přiblížit k jejich reálnému chování, byl použit druhý typ materiálu – Flexible (50A). Jedná se o flexibilní a elastický materiál tištěný na stroji Form 2. Je vhodný pro tisk součástek, které se ohýbají, roztahují, stlačují a potřebují udržet opakované cykly bez trhání a rychlého návratu do původního tvaru. Optické vlastnosti a vliv tuhosti použitých materiálů na pulzatilní proudění kapaliny jsou popsány v kapitole 3.3.4 Vlastní měření.



Obr. 2 Modely z tuhého a pružného materiálu (autor)

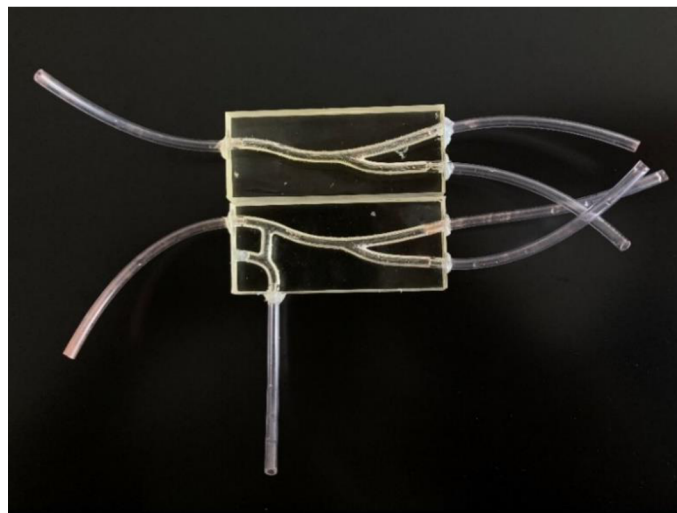
Během tisku moderními technologiemi 3D jsme zaznamenali řadu výhod i nevýhod. Jinými technologiemi, které by se neobešly bez skupin lidí a strojů, by proces výroby trval několik týdnů. V případě technologie 3D tisku, se nám během několika hodin až dní, dostaly do rukou finální modely karotid. Výhodou sledujeme i v široké nabídce tiskových materiálů a jejich malou spotřebu. Nevýhodou, v případě tisku z průhledných materiálů, byla jeho struktura. Z důvodu vysoké drsnosti povrchu, která vznikla při odstraňování opor, bylo zapotřebí povrch dále opracovat. Z hlediska optických vlastností jsme dbali na

to, aby byl povrch co nejprůhlednější. Nevýhodou může být i krátká doba 3D tiskáren na trhu.

### 3.3.1.3 Silikonové odlitky z epoxidové pryskyřice

Posledním zkoušeným typem pro naše měření byly silikonové odlitky z epoxidové pryskyřice (viz Obr. 3). Jejich povrchové napětí má hodnotu  $110^\circ$  a tvrdost 40 Shore. Blíží se tím tak k fyziologickým hodnotám tepen.

Modely byly vytisknuty na 3D tiskárně z materiálu Stratasys water soluble. Struktura povrchu byla hrubá a porézní, proto ji bylo zapotřebí dále opracovat leštěním a broušením. Jelikož se jedná o tiskový materiál rozpustný ve vodě, mohly být póry eliminovány výplní 16% PVA ethanolového roztoku. Epoxidová pryskyřice byla namíchaná z Epoxy Lay-Up a tvrdidla v poměru 2:1. Připravená pryskyřice byla litá po jednotlivých vrstvách do nádoby. Každá z vrstev byla vysoká 5 mm. Připravený negativ karotidy byl vložen do odvzdušněné a vytvrzené první vrstvy. Druhá vrstva sloužila jako fixace negativu. V důsledku rozdílných hustot negativu a pryskyřice by mohlo dojít k jeho vyplavení na povrch. Nalítím poslední vrstvy byl celý proces odlévání dokončen. Po vyndání vytvrzených modelů z nádoby bylo ještě zapotřebí odstranit tištěný vnitřek karotid. Toho bylo docíleno pomocí ultrazvuku v 20% roztoku NaOH při teplotě  $70^\circ\text{C}$ . Odstraňování probíhalo 2 x 12 hodin. Během toho bylo zapotřebí jednou vyměnit lázeň.



Obr. 3 Hotové modely (autor)

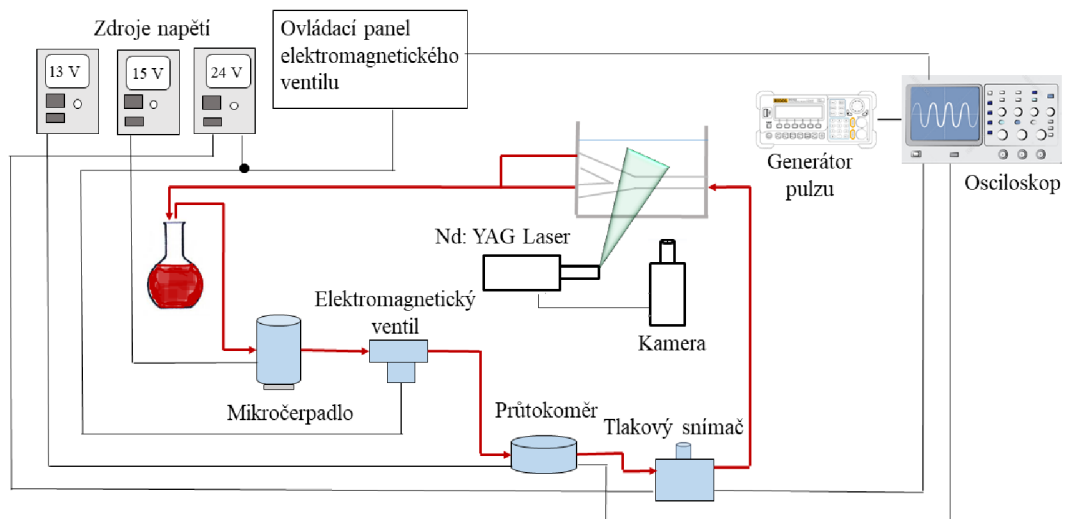
### 3.3.2 Experimentální trať

Pro realizaci experimentu bylo zapotřebí sestavit experimentální trať (viz Obr. 4). Z nádoby topného pláště regulovaného ovládacím panelem WHM-C10D, byla kapalina čerpána mikročerpádlem DC306A do hadice. Dále přes elektromagnetický ventil, průtokoměr B.I.O-TECH a tlakový snímač DMP 331 do fyziologického modelu karotidy. Odtud kapalina vytéká zpět do nádoby.

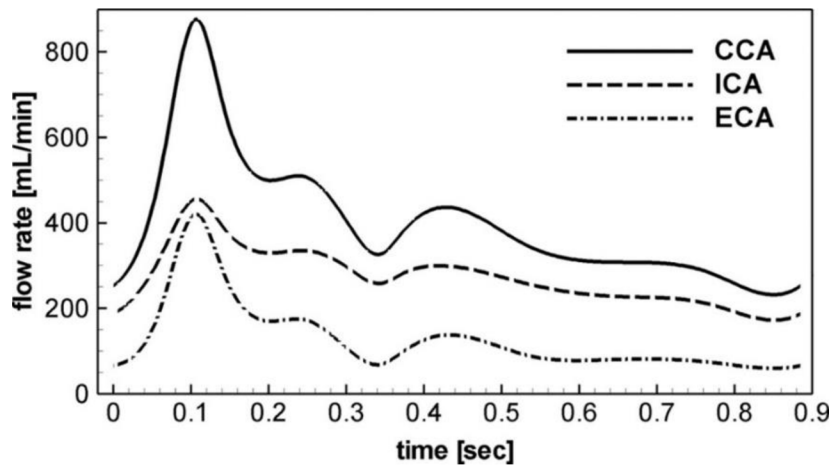
Typické pro tepenné řečiště je pulzační proudění. Pomocí generátoru pulzu Rigol DG 1022 bylo proudění nastaveno s frekvencí 1 Hz. Průběh pulzu byl nastaven na 20 % pulzační celkové doby jednoho cyklu. Dalším stanoveným parametrem byl průtok. Uvnitř společné karotidy je maximální průtok 13 ml/s, proto bylo mikročerpadlo napájeno 13 V.



Obr. 4 Sestavení experimentální trati (autor)



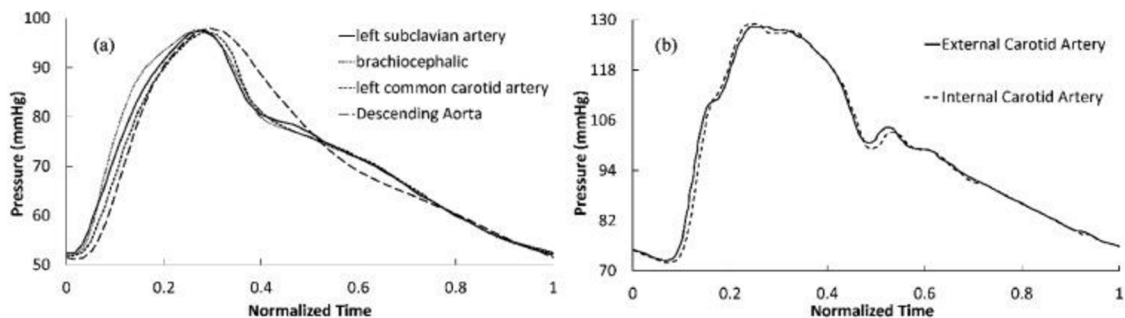
Obr. 5 Schéma sestavení experimentální trati



Obr. 6 Průtok společnou, vnitřní a vnější karotidou (Lee et al., 2008)

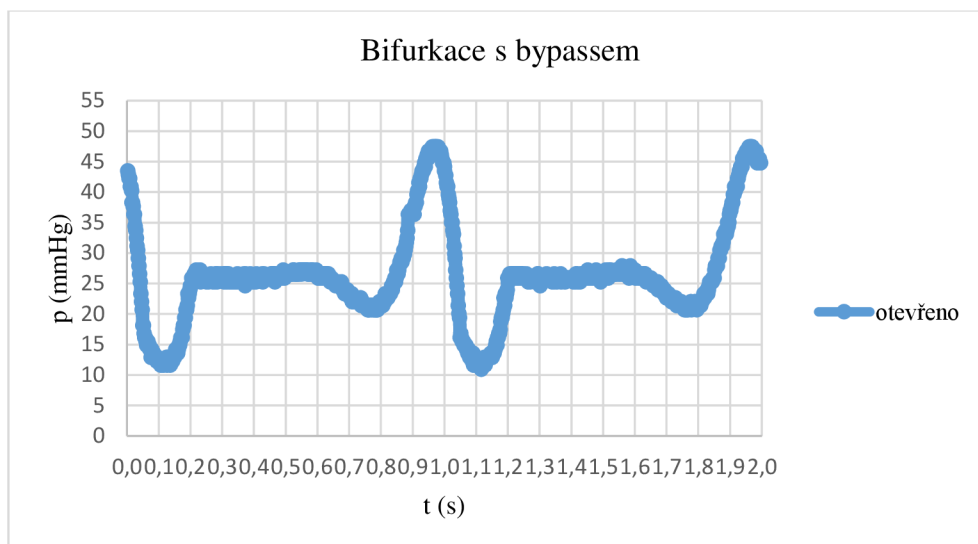
### 3.3.2.1 Regulace tlaku

Krevní tlak patří k jednomu z nejdůležitějších ukazatelů zdravotního stavu pacienta. Jeho hodnota se v různých místech kardiovaskulárního systému mění. U dospělého pacienta se hodnota systolického tlaku pohybuje okolo 110-139 mmHg a diastolického tlaku 60-89 mmHg (Beneš et al., 2015).



Obr. 7 Průběhy tlaků (Savabi et al., 2020)

V našem experimentálním měření se však nesnažíme o získání hodnot fyziologického průběhu tlaku, ale o vytvoření pulzativního proudění s charakteristickým průběhem, které bude pouze podobné tomu fyziologickému (viz Graf 1). Zajímá nás interakce pulzací s pružnou stěnou. Jakákoliv pulzace bude interpretací kapaliny v oblasti karotické bifurkace.



Graf 1 Pulzatilní proudění s charakteristickým průběhem pro model z epoxidové pryskyřice

Rozdílné tlaky v soustavě jsme nastavili pomocí hydrodynamického tlaku. To bylo realizováno změnou výšky hladiny zásobníku a přivřením elektromagnetických ventilů. Hodnoty byly naměřeny pro otevřený, na ½ otevřený a plně zavřený ventil. K vytvoření průběhů pulzací pro naše měření, bylo nejprve zapotřebí přepočítat hodnoty tlaku  $p$  z tlakového snímače na hodnoty napětí  $U$ , které byly vidět na osciloskopu.

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

Velikost využitého odporu v soustavě: 180  $\Omega$ .

Hodnoty tlaku  $p$  a proudu  $I$  byly pomocí Ohmova zákona  $U=R \cdot I$  přepočítány na napětí (viz Tab. 1).

Tab. 1 Hodnoty pro výpočet lineární regrese

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

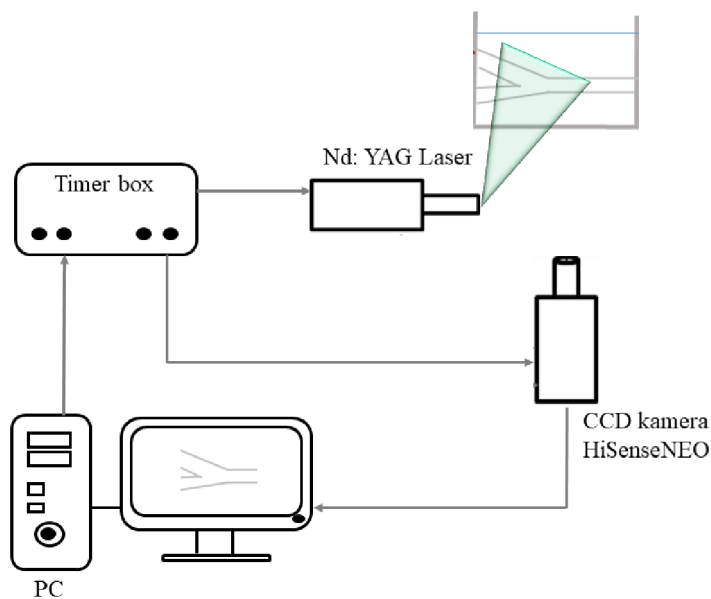
Nakonec byly hodnoty tlaku  $p$  přepočítány na hodnoty napětí  $U$  přes rovnici lineární regrese (viz Rovnice 9).

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

Rovnice 9 (Pluchová, 2020, str. 37)

### 3.3.2.2 Popis práce PIV systému

V experimentu byla použita měřicí metoda PIV. Mezi hlavní komponenty této metody patří řídicí jednotka, pulzní laser a kamera. Úkolem řídicí jednotky (timer boxu) bylo časově sladit kameru s laserem. Pulzní laser Nd:YAG, vedený z generátoru pulzu, vysílal dva krátké světelné paprsky jdoucí za sebou v krátkém časovém intervalu. Frekvence pulzního laseru byla nastavena na 10 Hz. Jednotlivé pulzy trvaly 1 s. Světelný paprsek osvětloval měřící médium nasycené částicemi. Odrazy od částic byly zaznamenány vysokofrekvenční CCD kamerou HiSenseNEO. Pro zlepšení kvality signálu a odstranění nežádoucích odlesků byl na kameru přidělán filtr. Propouštěl pouze světlo o určité vlnové délce. Během měření bylo zapotřebí zhasnout, aby byl obraz co nejkvalitnější. Bylo vytvořeno 100 snímků u jedné měřící pozice. Každá měřící pozice měla rozměr 2560x2160 pixelů. Jednotlivé záznamy obrazů byly zaznamenány v softwaru Dantec Dynamic Studio, kde byly následně i zpracovány. Tento proces se mnohokrát opakoval, dokud nebyl vytvořený dostatečný počet záznamů.



Obr. 8 Schéma PIV systému

### **3.3.3 Pracovní kapalina**

Jako proudící médium byla zvolena kapalina, kterou využívá ve svých studiích Oglat et al. (2018). Její akustické a fyzikální vlastnosti by měly co nejvíce odpovídat lidské krvi, aby bylo vyšetření co nejsmysluplnější.

Tekutou směs fantomu krve lze připravit z vody, glycerolu a dextransu. Přidáním glycerolu a dextransu do vody, vznikne neneutonská kapalina. Jak bylo zmíněno v teoretické části, neplatí tedy Newtonův zákon viskozity. Teplota sloučeniny byla 37 °C, jako je teplota lidského těla. Na jeden litr kapaliny bylo nutné odměřit 900 ml vody, 95 ml glycerolu a 5 g dextransu. Hustota směsi byla 1,02 g/ml, rychlost zvuku 1581 m/s a viskozita 4,4 mPa s. Viskozitu lze regulovat přidáním dextransu.

#### **3.3.3.1 Stopovací částice v kapalině**

Stopovací částice byly vybrány s ohledem na použitou tekutinu, druhu proměřovaného rychlostního pole a na měření změn rychlosti. Aby částice přesně sledovaly proud a pohybovaly se stejnou rychlostí jako kapalina, bylo potřeba zvolit částice, jejichž hustota by se co nejvíce blížila hustotě kapaliny. Pro experiment byly vybrány polymethylakrylátové fluorescenční částice Rhodamin-B o průměru 10 μm. Do kapaliny byly přidávány v malém množství tak, aby byla dosažena požadovaná koncentrace. Částice se i po delší době nacházely v celém objemu kapaliny a nedocházelo k sedimentaci na dno.

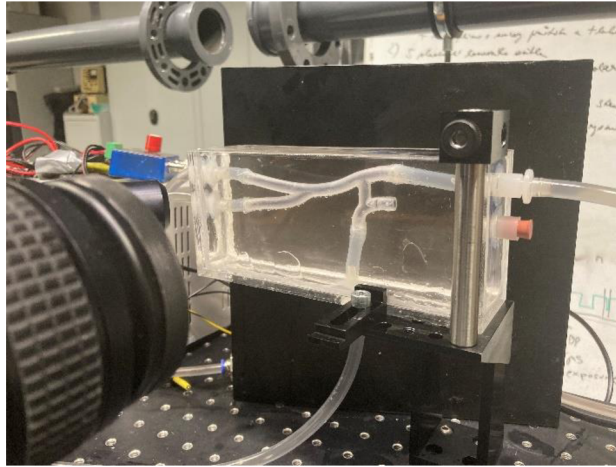
### **3.3.4 Vlastní měření**

Konkrétní oblastí našeho zájmu byla karotická bifurkace. Abychom však viděli všechny důležité hemodynamické děje a změny, které ovlivní či neovlivní proudění v této oblasti, bylo zapotřebí naměřit hodnoty i v okolí napojení bypassu. Právě z těchto naměřených dat jsme již mohli předpokládat změnu proudění v bifurkaci karotidy. Tyto hypotézy jsme si následně ověřili numerickou simulací.

#### **3.3.4.1 Optické vlastnosti modelů**

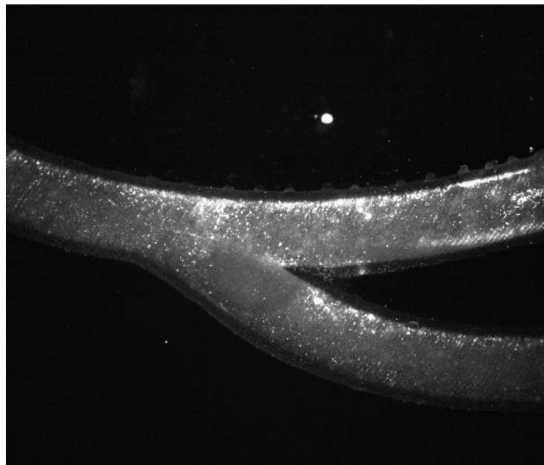
Pro experimentální měření metodou PIV jsou z fyzikálního hlediska důležité dobré optické vlastnosti měřeného objektu. Pro tuhé a pružné modely karotid byla navržena a vyrobena speciální nádoba z plexiskla. Uvnitř nádoby byla umístěna karotida,

obklopená destilovanou vodou (viz Obr. 9). Aby byly optické vlastnosti co nejlepší, byl za nádobu umístěn černý matný papír pro zvýšení kontrastu obrazu.



Obr. 9 Karotida umístěna v nádobě z plexiskla (autor)

Výzkumným předpokladem práce bylo vyvození interakce pružné stěny cévy na pulzatilní proudění. Vycházeli jsme z tohoto předpokladu, a proto byla vybrána technologie Rapid Prototyping – přímý tisk z pružného materiálu. První měření bylo tedy provedeno na modelech z pružného materiálu Flexible (50A). Pro zlepšení optických vlastností byl povrch modelu ošetřen matnou barvou. Model byl sice průsvitný, nikoliv čirý, s vyhovující optickou přístupností (viz Obr. 10).

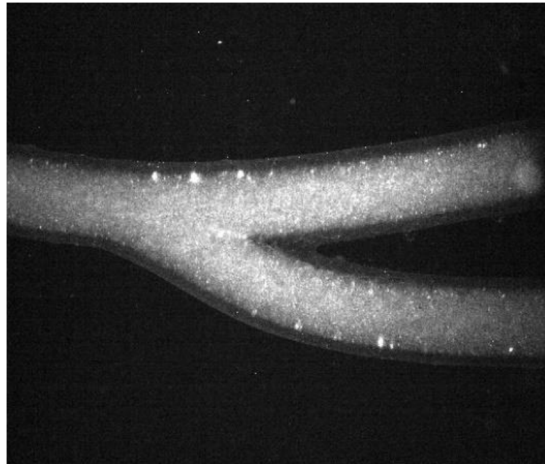


Obr. 10 Model z pružného materiálu

Jelikož jsme nezpozorovali žádné pulzace na pružnou stěnu karotidy, bylo druhým krokem otestovat další materiál. Byly použity modely z tuhých materiálů VeroClear. Tento model byl také ošetřen matnou barvou. I tady nebyly optické vlastnosti takové, jaké

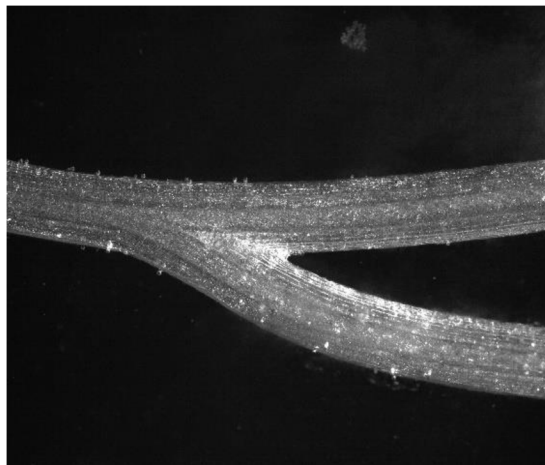


jsme předpokládali (viz Obr. 11). Za účelem jejich zlepšení byla z nádoby destilovaná voda nahrazena silikonovým olejem Lukosiol M100. Došlo však k chemické reakci matné barvy s olejem a model se stal víceméně neprůhledným.



Obr. 11 Model z tuhého materiálu

Přešli jsme tedy na měření modelů z posledního použitého typu materiálu, a to na modely z epoxidové pryskyřice. U těchto modelů byla shledána vynikající optická kvalita pro měřící metodu PIV (viz Obr. 12).



Obr. 12 Model z epoxidové pryskyřice

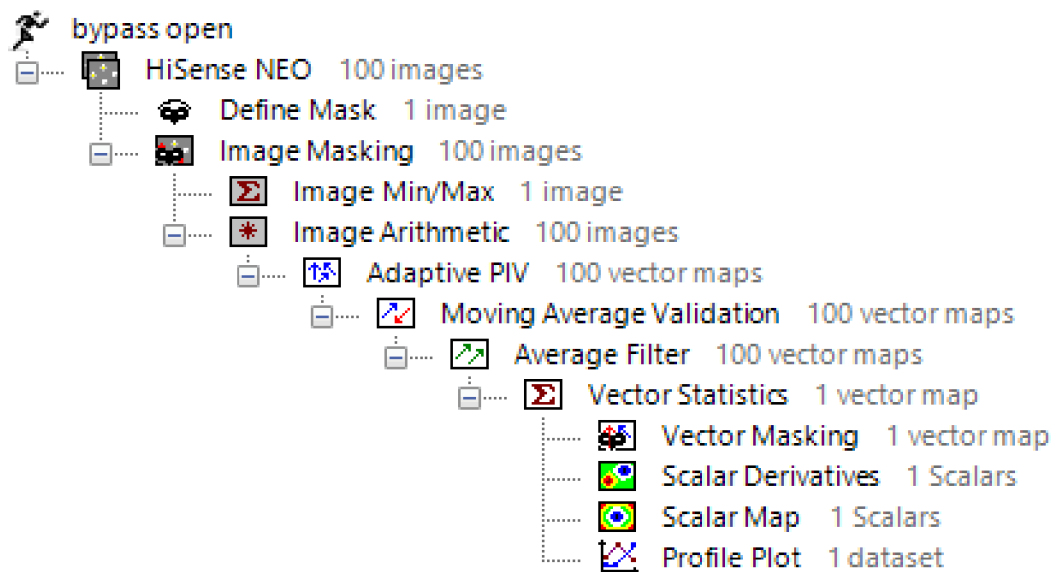
## 3.4 Analýza výzkumných dat

### 3.4.1 Zpracování obrazových dat

Získaná data byla zpracována pomocí softwaru Dantec Dynamic Studio do numerické podoby. Z důvodu velkého množství naměřených dat, zde popisujeme postup zpracování pro model z epoxidové pryskyřice, jako nejvíc vyhovujícího z hlediska optických vlastností. Ke zpracování a vyhodnocení výsledků byl použit následující základní postup:

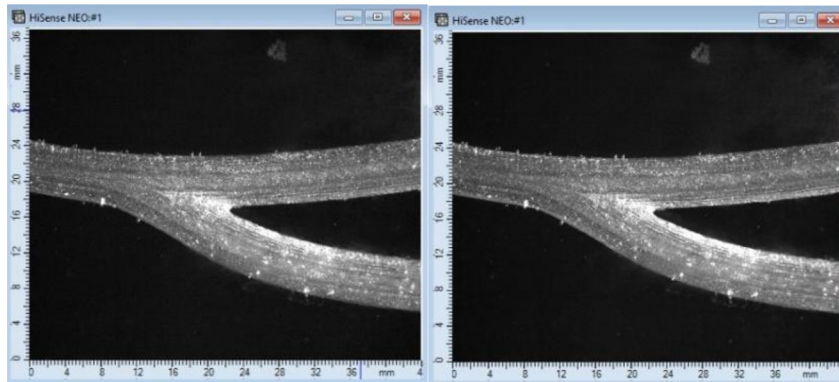
- vytvoření dvojice snímků
- předpracování obrazového záznamu
- výpočetní analýza
- statické zpracování výsledků
- prezentace výsledků

Pro analýzu naměřených dat nabízí tento program velké množství integrovaných funkcí. Na obr. 13 jsou znázorněné námi vybrané a aplikované funkce.



Obr. 13 Výběr integrovaných funkcí v softwaru

### 3.4.1.1 Vytvoření dvojice snímků



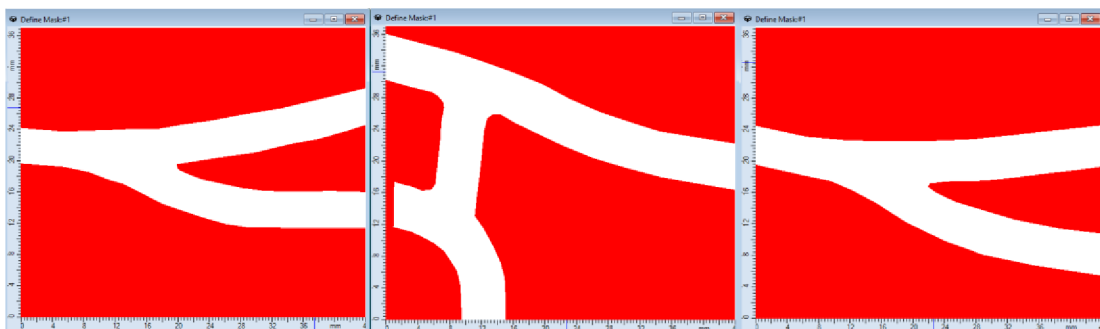
Obr. 14 a) frame 1, b) frame 2

### 3.4.1.2 Předpracování obrazového záznamu

Na získané dvojici snímků byly nejprve použity funkce Define Mask, Image Masking, Image min/max a Image Arithmetic.

#### Define Mask

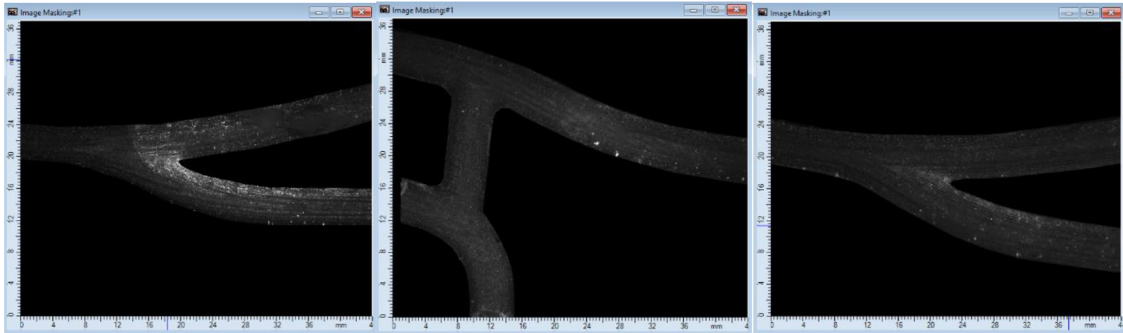
Maska se aplikuje na každé měření jednotlivě. Slouží k odstranění nežádoucích oblastí, tj. oblastí, vytvářející chybné (validní) vektory, které by vedly k výpočtovým chybám. Jedná se o okolí karotidy a její stěny, vytvářející odlesky světla. Maska může být vytvořena z obdélníku, mnohoúhelníku nebo elipsy.



Obr. 15 Define Mask a) oblast bifurkace bez bypassu, b) oblast napojení bypassu, c) oblast bifurkace s bypasssem

## Image Masking

Po nadefinování masky mohla být použita funkce Image Masking. Tím bylo zajištěno maskování obrázků přiřazením konkrétních hodnot šedé v oblastech definovaných jako oblasti bez zájmu.

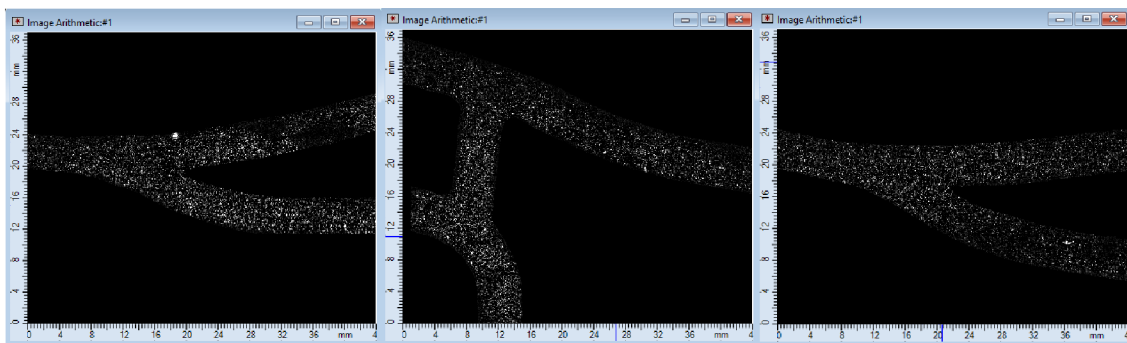


Obr. 16 Image Masking a) oblast bifurkace bez bypassu, b) oblast napojení bypassu, c) oblast bifurkace s bypassem

## Image min/max a Image Arithmetic

Uvnitř karotických modelů se vyskytovalo mnoho nežádoucích odlesků, shluků částic a bublin, které bylo zapotřebí odfiltrovat. Za tímto účelem byly použity funkce Image Min/Max a Image Arithmetic. Vypočítáním průměrných hodnot pixelů při zaznamenávání každé pozice došlo k odstranění těchto defektů.

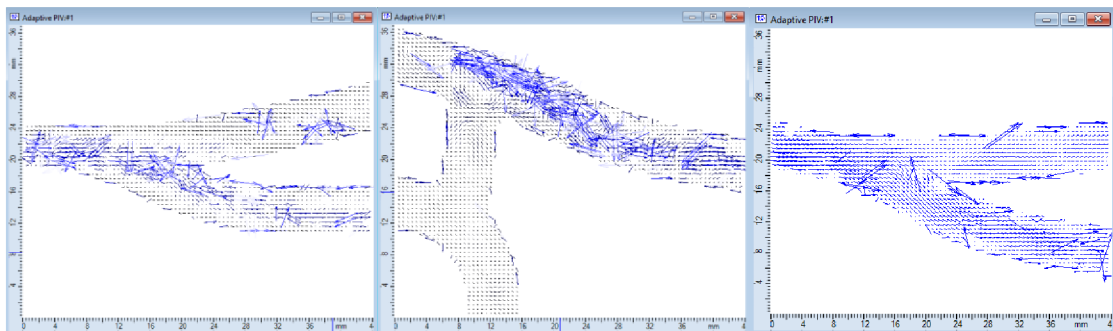
$$M_p(x_1, \dots, x_n) = \left( \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^p \right)^{\frac{1}{p}} \quad \text{Rovnice 10 (ANON, 2020)}$$



Obr. 17 Image Min/Max a Image Arithmetic a) oblast bifurkace bez bypassu, b) oblast napojení bypassu, c) oblast bifurkace s bypassem

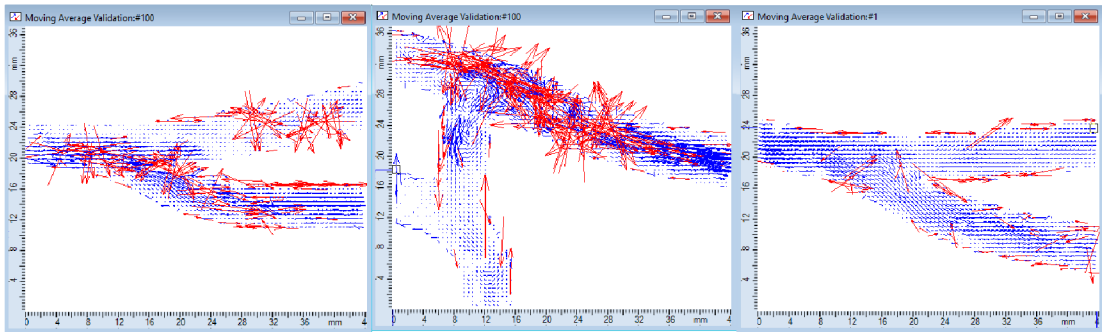
### 3.4.1.3 Výpočetní analýza

Na zpracovaná data byla následně použita výpočtová funkce – **Adaptive PIV**. Jedná se o tzv. automatickou adaptivní metodu pro výpočet rychlosti vektorů na základě pár obrazů částic. Zároveň může upravit velikost, tvar a umístění jednotlivých vyšetřovaných oblastí, aby se přizpůsobila místním hustotám výsevu, rychlostem a gradientům toku. Interrogation areas jsme nastavili na (32 x 32) pixelů. Metoda také zahrnuje možnosti použití filtrování kmitočtů i validaci ve formě detekce odlehlých míst.



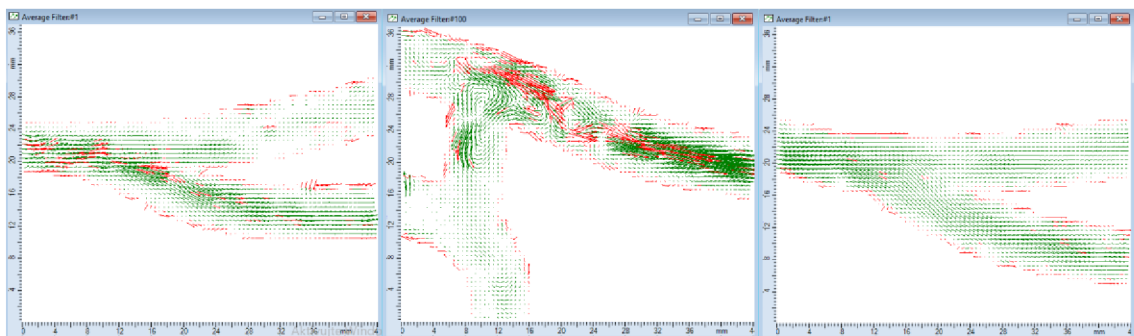
Obr. 18 Adaptive PIV a) oblast bifurkace bez bypassu, b) oblast napojení bypassu, c) oblast bifurkace s bypasssem

Ve vzniklém rychlostním poli mohou stále zůstat validní vektory. Abychom docílili plynulého rychlostního pole, použijeme pro jejich odstranění funkci **Moving Average Validation** a **Average Filtr**. Funkce Moving Average Validation postupně porovnává každý vektor s průměrem sousedních vektorů v definované oblasti. Při velké odchylce vektoru se jeho velikost upraví podle sousedních. Velikost průměrované oblasti byla nastavena na (3 x 3) pixely. Čím větší je tato oblast, tím hladší je vektorové pole. To vede ke ztrátě rozlišení. Akceptační faktor byl nastaven na 0,11. Tento parametr se používá k určení, zda je nalezen rušivý vektor uvnitř průměrované oblasti a zda má být nahrazen vektorem. Tento nový vektor se poté počítá lokální interpolací pomocí 'n' iterací. Iterace byla nastavena na 3.



Obr. 19 Moving Average Validation a) oblast bifurkace bez bypassu, b) oblast napojení bypassu, c) oblast bifurkace s bypasssem

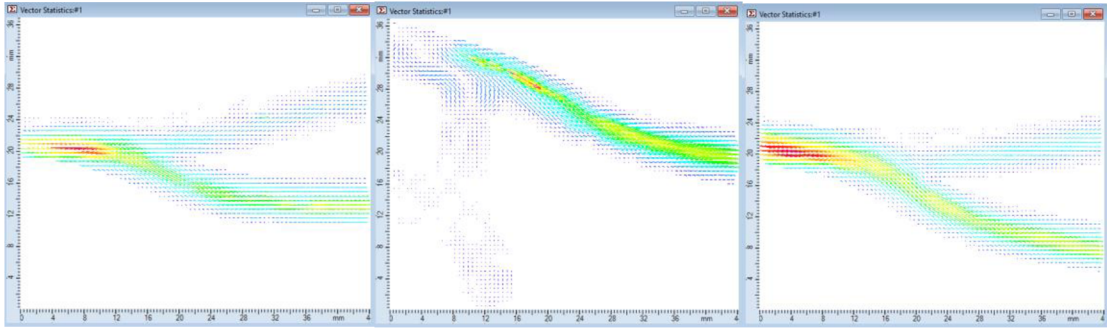
Funkce Average Filtr filtruje vektorové mapy průměrováním sousedních vektorů. Průměrovaná oblast měla velikost 3 x 3.



Obr. 20 Average Filter a) oblast bifurkace bez bypassu, b) oblast napojení bypassu, c) oblast bifurkace s bypasssem

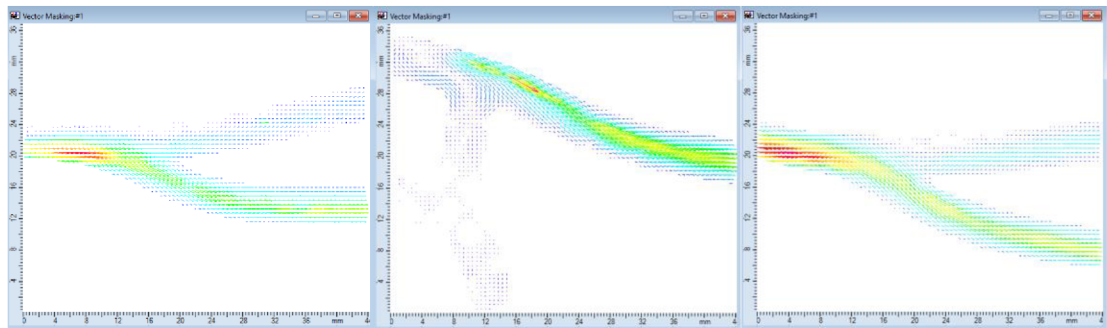
### 3.4.1.4 Statistické zpracování výsledků

Statistické výsledky měření jsou interpretovány pomocí metody **Vector Statistics**. Vektorovou statistikou byla vytvořena statistika ze všech validních vektorů. Mapa obsahuje kromě průměrných hodnot vektorů rychlosti také řadu dalších statistických veličin, jako je například střední rychlost proudění, směrodatné odchylky nebo počet vektorů.



Obr. 21 Vector Statistics a) oblast bifurkace bez bypassu, b) oblast napojení bypassu, c) oblast bifurkace s bypasssem

Metoda **Vector Masking** nezmění ani neodstraní chybné vektory, pouze je zamaskuje.

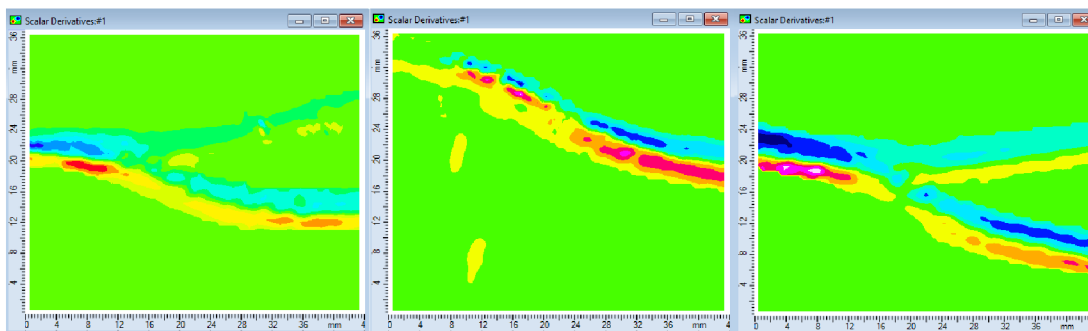


Obr. 22 Vector Masking a) oblast bifurkace bez bypassu, b) oblast napojení bypassu, c) oblast bifurkace s bypasssem

Výpočty smykového napětí byly provedeny metodou **Scalar Derivatives**. Smykové napětí  $\bar{\tau}$  je odvozeno z gradientů rychlosti (viz Rovnice 11 a 12).

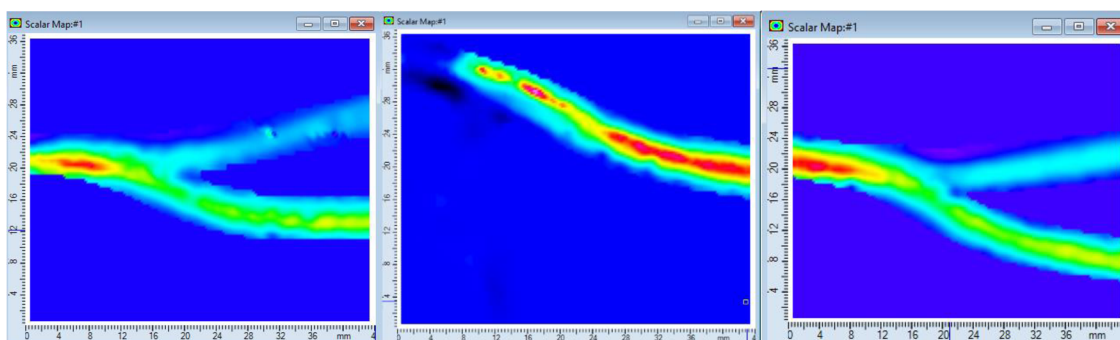
$$\bar{\tau} = \left( \frac{\partial W}{\partial y} + \frac{\partial V}{\partial x} \right) \bar{i} + \left( \frac{\partial U}{\partial z} + \frac{\partial W}{\partial x} \right) \bar{j} + \left( \frac{\partial V}{\partial x} + \frac{\partial U}{\partial y} \right) \bar{k} \quad \text{Rovnice 11 (ANON,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

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



Obr. 23 Scalar Derivatives a) oblast bifurkace bez bypassu, b) oblast napojení bypassu, c) oblast bifurkace s bypasssem

K vytvoření skalární mapy z vektorové mapy bylo zapotřebí aplikovat funkci **Scalar Map**. Rozdílné rychlosti proudění uvnitř karotidy jsou zobrazeny jednotlivými barevnými odstíny.



Obr. 24 Scalar Map a) oblast bifurkace bez bypassu, b) oblast napojení bypassu, c) oblast bifurkace s bypasssem

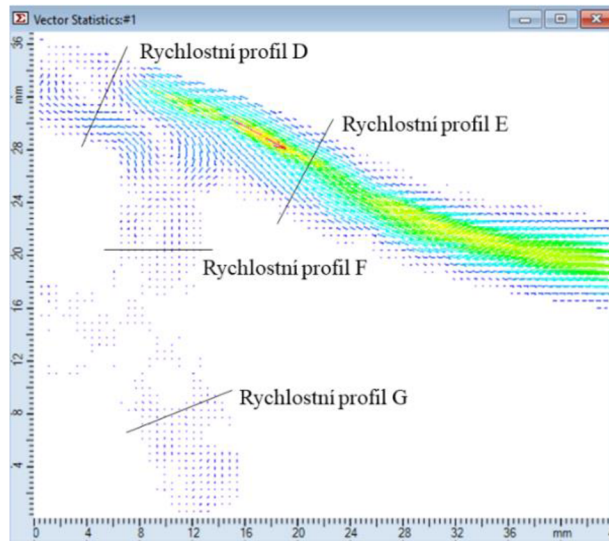
### Profile Plot

Pomocí funkce Profil Plot byly z funkce Vector Statistics vygenerované rychlostní profily pro jednotlivé měřící pozice. Umístění profilů bylo voleno kolmo na stěnu karotidy v místech, kde očekáváme již plné vyvinutí proudění a výskyt zavření způsobených pulzacemi. V karotické bifurkaci očekáváme změnu proudění, které je typické a charakterizující předcházející změnou – napojení bypassu. Pro oblast napojení bypassu byly vytvořeny čtyři rychlostní profily (viz Obr. 25). U oblasti bifurkace karotidy s bypasssem byly vytvořeny tři rychlostní profily (viz Obr. 26).

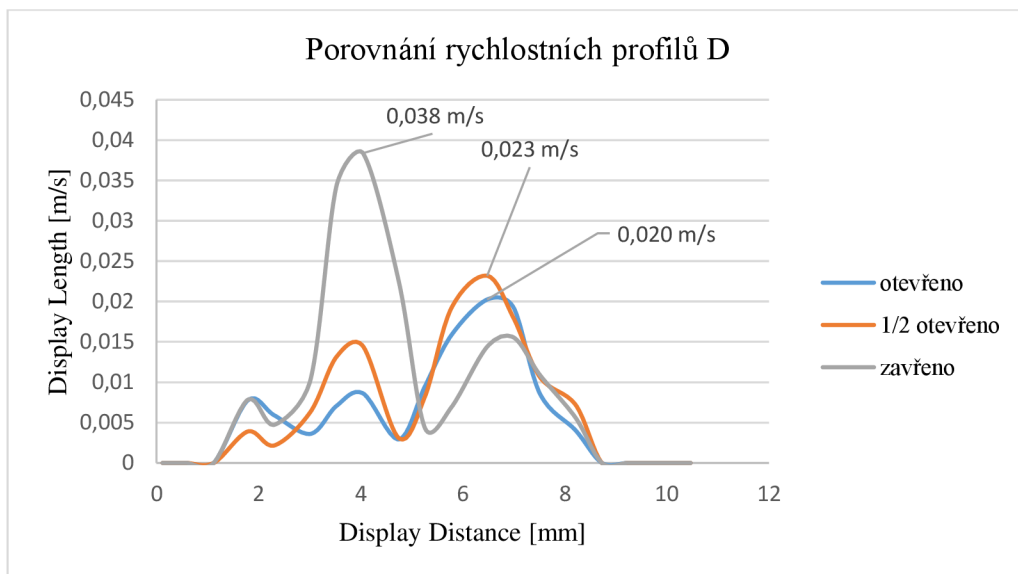
Data ze softwaru Dantec Dynamic Studio byla exportována do programu Microsoft Excel, kde s nimi bylo dále pracováno. Grafy znázorňují porovnání jednotlivých rychlostních profilů každé měřené pozice pro otevřený, na ½ otevřený a zavřený ventil.



Vodorovná osa x znázorňuje vzdálenost šířky karotidy v mm. Na svislé ose y byly vyneseny hodnoty pro rychlost proudění v m/s.

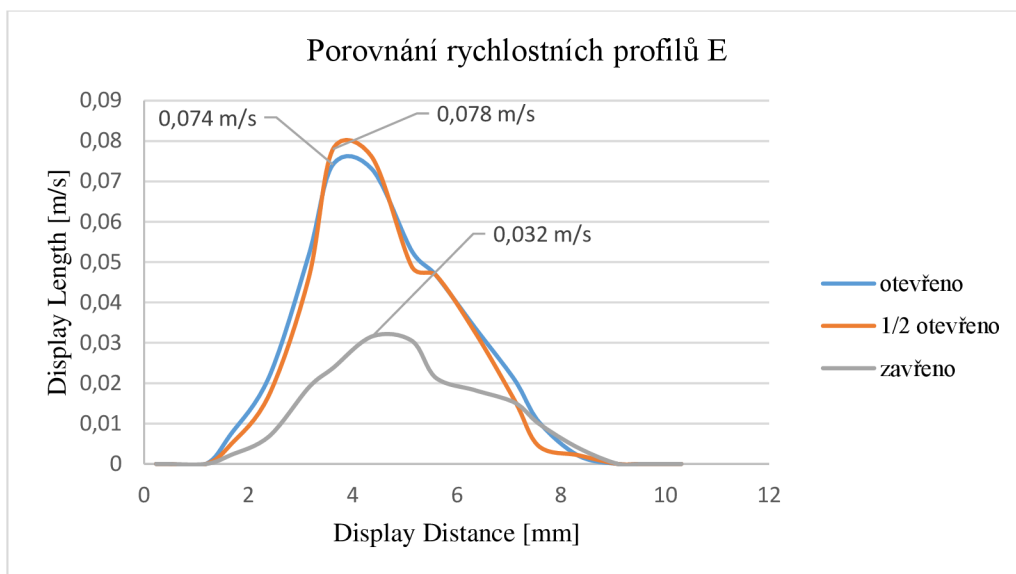


Obr. 25 Oblast napojení bypassu



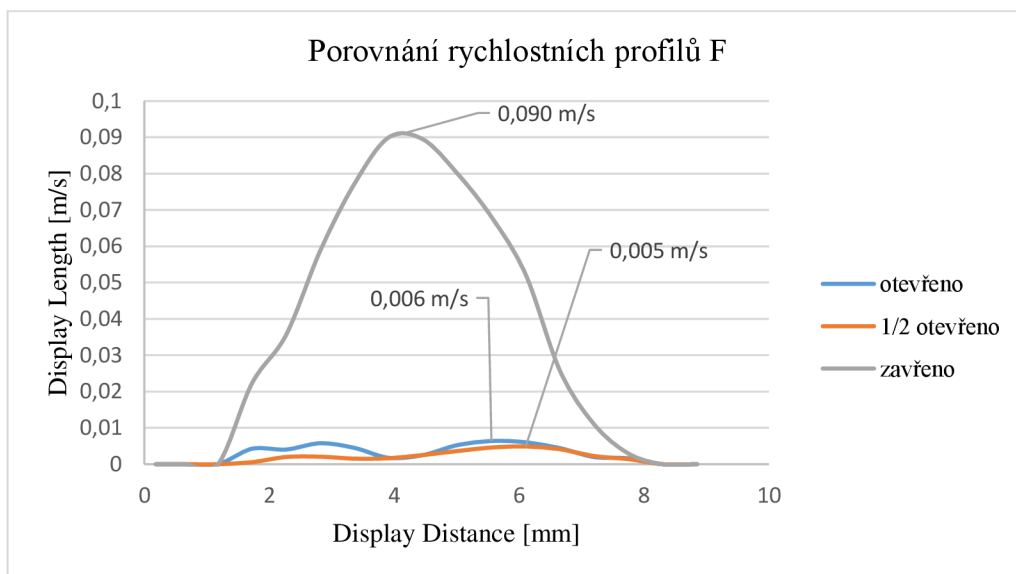
Graf 2 Oblast napojení bypassu

U porovnání rychlostních profilů D při otevřeném,  $\frac{1}{2}$  otevřeném a zavřeném ventilu dochází k nejvyšší maximální hodnotě rychlosti při zavřeném ventilu. Hodnoty rychlosti proudění pro otevřený ventil se od hodnot pro  $\frac{1}{2}$  otevřený ventil výrazně neliší (viz Graf 2).



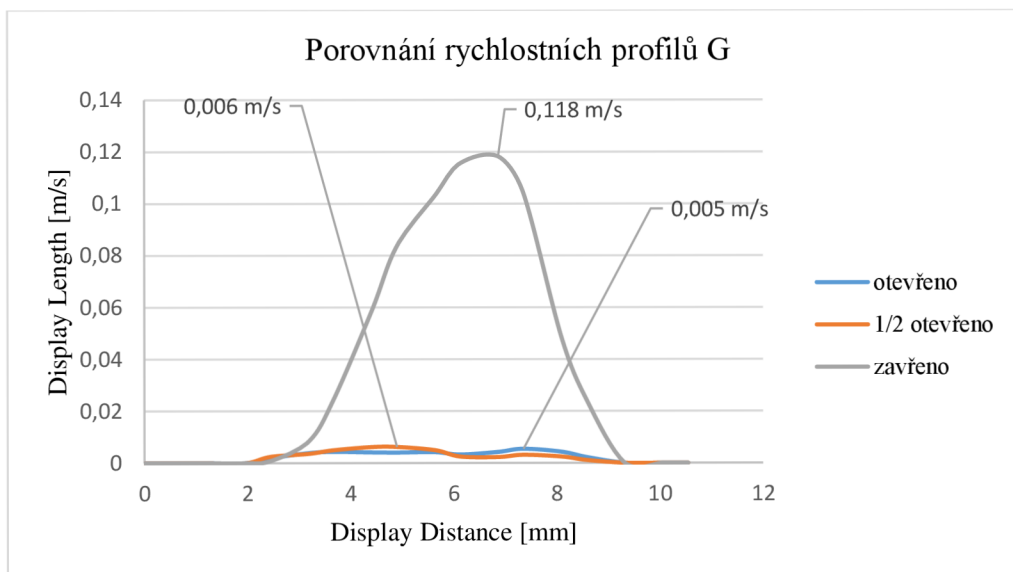
Graf 3 Oblast napojení bypassu

Nejnižší maximální hodnota v porovnání s jednotlivými rychlostními profily E se pohybuje při zavřeném ventilu, a to kolem 0,032 m/s. Nejvyšší rychlost je při 1/2 otevřeném ventilu kolem 0,078 m/s (viz Graf 3).



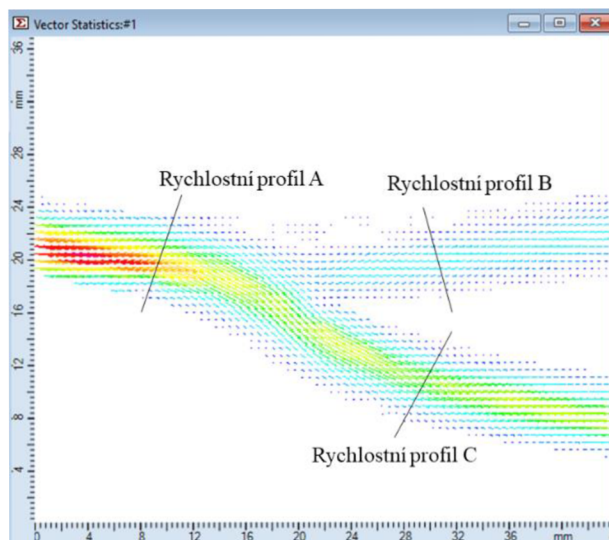
Graf 4 Oblast napojení bypassu

V oblasti přemostění dochází k nejvyšším hodnotám rychlosti kolem 0,090 m/s při zavřeném ventilu (viz Graf 4). Při otevřeném a 1/2 otevřeném ventilu nechtěla proudící kapaliny téct do této oblasti z důvodu velkého ohybu geometrie přemostění.

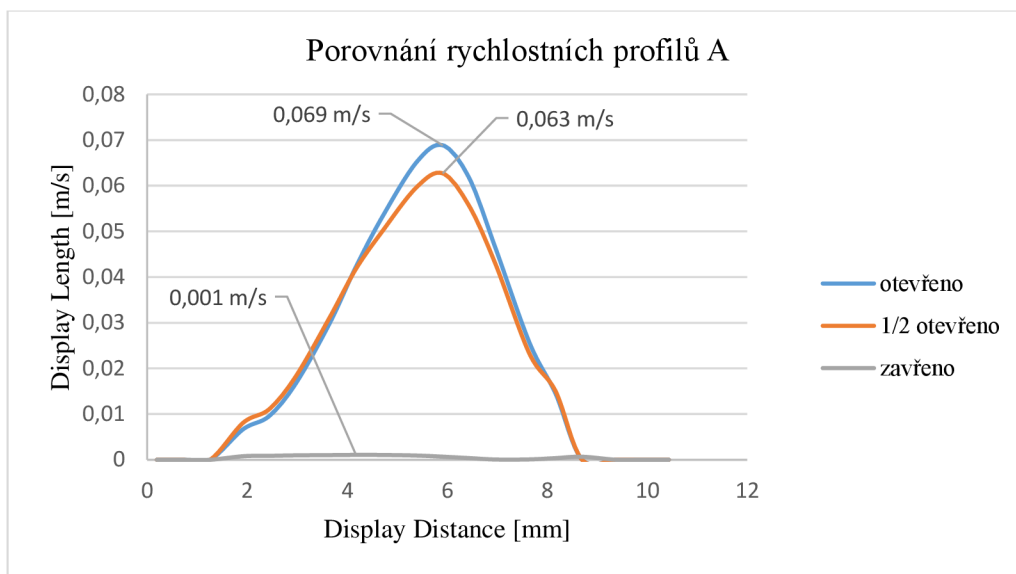


Graf 5 Oblast napojení bypassu

U rychlostních profilů G se proudící kapalina chová obdobně jako u rychlostních profilů F. Nejnižší maximální hodnoty se pohybují při otevřeném a 1/2 otevřeném ventilu (viz Graf 5).

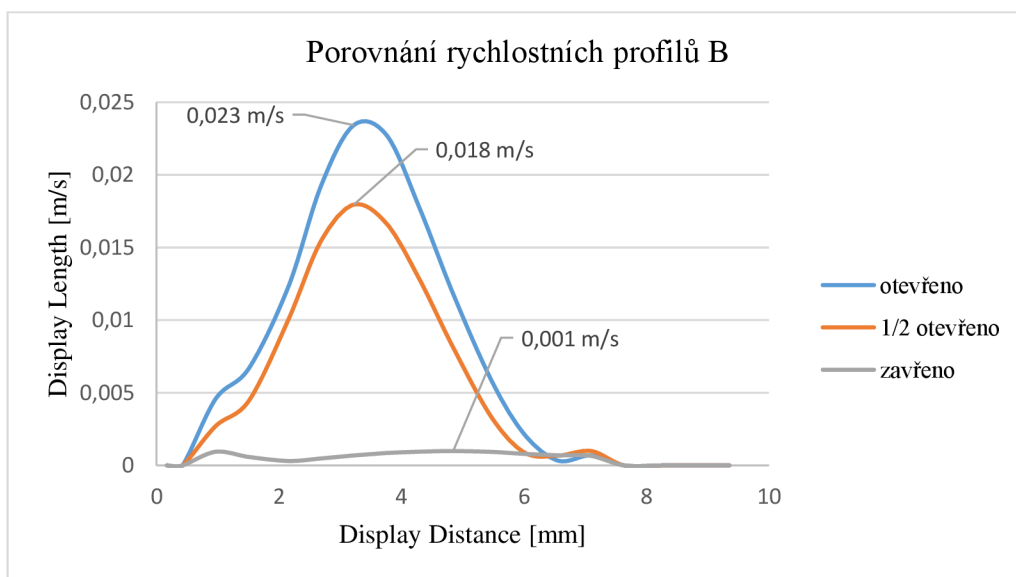


Obr. 26 Oblast bifurkace s bypassem



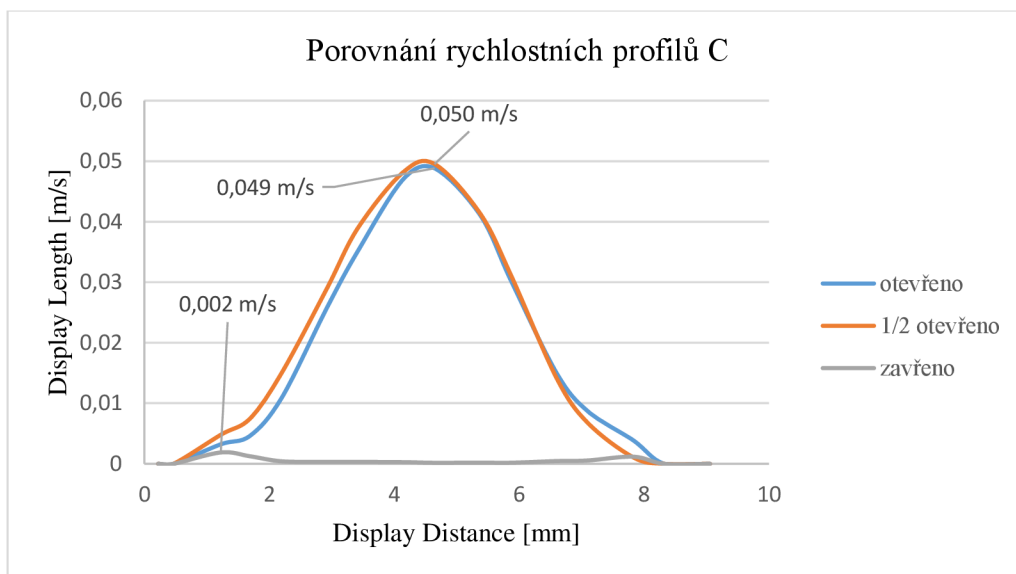
Graf 6 Oblast bifurkace s bypassem

Rychlosti u profilu A v oblasti bifurkace s bypassem jsou při otevřeném a 1/2 otevřeném ventilu víceméně podobné. Při zavřeném ventilu se maximální rychlost toku pohybuje pouze kolem 0,001 m/s (viz Graf 6).



Graf 7 Oblast bifurkace s bypassem

Nejvyšší rychlost toku u rychlostních profilů B se pohybuje při otevřeném ventilu okolo 0,023 m/s (viz Graf 7). Maximální rychlost toku při zavřeném ventilu je stejná jako u rychlostního profilu A.

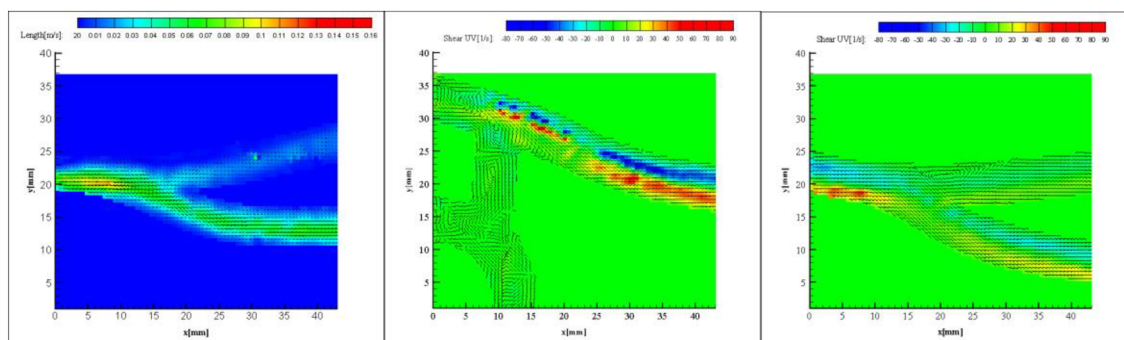


Graf 8 Oblast bifurkace s bypassem

Rychlostní profil C dosahuje nejvyšších hodnot rychlosti při 1/2 otevřeném ventilu okolo 0,050 m/s obdobně jako při ventilu otevřeném (viz Graf 8).

### 3.4.1.5 Prezentace výsledků

Výsledná vizualizace naměřených dat byla zpracována v programu Tecplot 360. Data byla vložena do 2D kartézského souřadnicového systému. Vektory bylo potřeba sjednotit a upravit jejich velikost. Velikost vektorů neboli skalární hodnota je zvýrazněna barevně dle legendy. Normovanost vektorů zvýrazňuje jejich směr.



Obr. 27 Data z programu Tecplot 360 a) Rychlost, b) Smykové napětí, c) Smykové napětí

### **3.4.2 Zpracování naměřených hodnot**

Naměřené hodnoty tlaku z osciloskopu byly zpracovány v programu Microsoft Excel. Pomocí generátoru pulzu mohlo být měřeno pulzující proudění. Kontinuální průtok byl vytvořen pomocí zubového čerpadla, řízeného napětím 12 V, a pulzace. Tlak byl nastaven pomocí hydrostatického tlaku, výškou hladiny rezervoáru a přivřením ventilů.

V průběhu měření byly zaznamenány dvě sekundové periody po 0,002 s. Hodnoty napětí byly přepočítány přes rovnici lineární regrese na tlak v mmHg. Hodnoty tlaku byly zaznamenány pro všechny tři typy modelů – pružného, tuhého a modelu z epoxidové pryskyřice (viz Příloha G).

## **3.5 Analýza výzkumných cílů a výzkumných předpokladů**

### **3.5.1 Analýza výzkumných cílů**

V teoretické části jsou podrobně zpracovány první dva cíle bakalářské práce. Z hlediska složité anatomické struktury a geometrie karotické bifurkace, je právě toto místo nejvíce náchylné na vznik onemocnění, jako je například vznik aterosklerotického plátu. V důsledku těchto faktů dochází k hemodynamickým změnám, které výrazně ovlivní proudění karotidou. Může dojít k neprůchodnosti tepny nebo k jejímu úplnému uzavření. V takovém případě je primárním řešením tzv. endarterektomie. Aplikace bypassu patří mezi méně časté a poměrně vzácné rekonstrukce tepny. Tvar a úhel jeho napojení ve výsledku ovlivní charakter proudění. Důležitá je tedy správná a včasná diagnostika. Nejpoužívanější neinvazivní vyšetřovací metodou, z hlediska nejlepšího zobrazení nálezu, je Dopplerovská ultrasonografie. Pro experimentální měření se nejčastěji používá metoda Particle Image Velocimetry (PIV).

Třetí, čtvrtý a pátý cíl je zpracován v praktické části bakalářské práce. Cílem bylo navrhnout bypass při uzavření jedné z tepen v okolí karotické bifurkace a následně ho zhotovit. Byl vybrán karoticko-subklaviální bypass, aplikovaný při uzavěru podklíčkové tepny, která patří mezi nejčastější uzávěry tepen. Model byl vyroben pomocí 3D tisku ze třech typů materiálů. První byl tuhý materiál VeroClear, druhý byl pružný materiál Flexible (50A) a třetí byl model z epoxidové pryskyřice. Sestavením experimentální tratě s měřicími a synchronizačními prvky s využitím pulzatilního zdroje proudění, jsme mohli začít měřit rychlost proudění fantomu krve. Z hlediska optických vlastností byl model z epoxidové pryskyřice nejvíce vyhovujícím. Naměřené výsledky byly zpracovány pomocí několika funkcí v programu Dantec Dynamic Studio. Jejich výsledná vizualizace byla exportována z programu Tecplot 360.

### **3.5.2 Analýza výzkumných předpokladů**

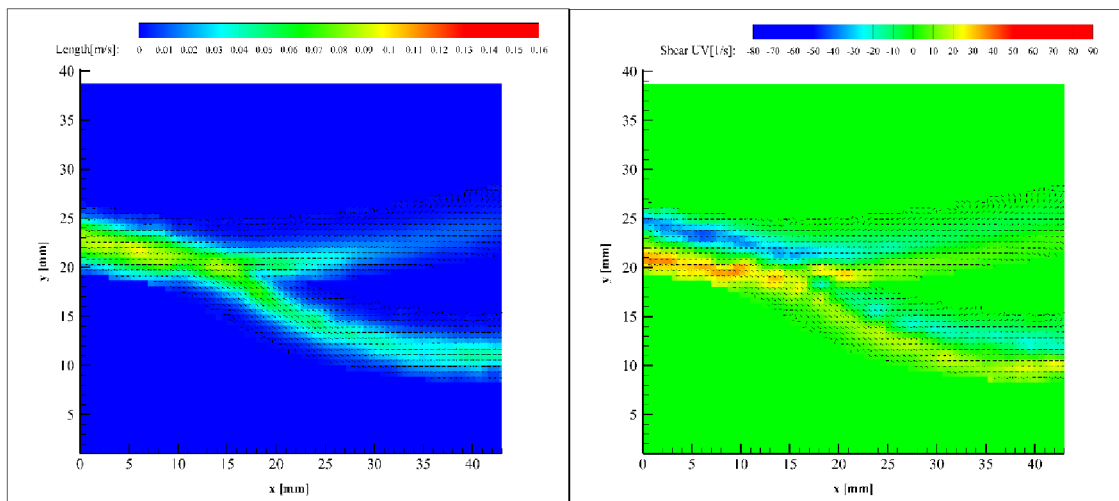
V bakalářské práci jsme předpokládali změnu proudění fantomové krve a charakteru proudění v blízkosti napojení bypassu. Zpracovaná obrazová data ze softwaru Tecplot 360 zobrazují průtok a smykové napětí ve fyziologické karotidě a karotidě s bypassem. Z hlediska velkého množství dat, byly porovnány výsledky všech tří typů modelů pouze s otevřeným ventilem. Naměřená data pro  $\frac{1}{2}$  otevřený a zavřený ventil se nacházejí v přílohách práce (viz Příloha B, C).

Z našich naměřených hodnot rychlostí toku bylo zapotřebí spočítat, zda vyskytující se proudění v karotidě má po napojení bypassu turbulentní charakter. Ze vzorce (viz Kapitola 2.1.2) bylo vypočítáno Reynoldsovo číslo pomocí nejvyšší naměřené hodnoty rychlosti 0,083 m/s. Výsledkem bylo číslo 96,204. Číslo je nižší než 1000, to znamená, že v našich modelech se turbulentní proudění nevyskytuje. Vyskytují se tam pouze lokální vírové struktury.

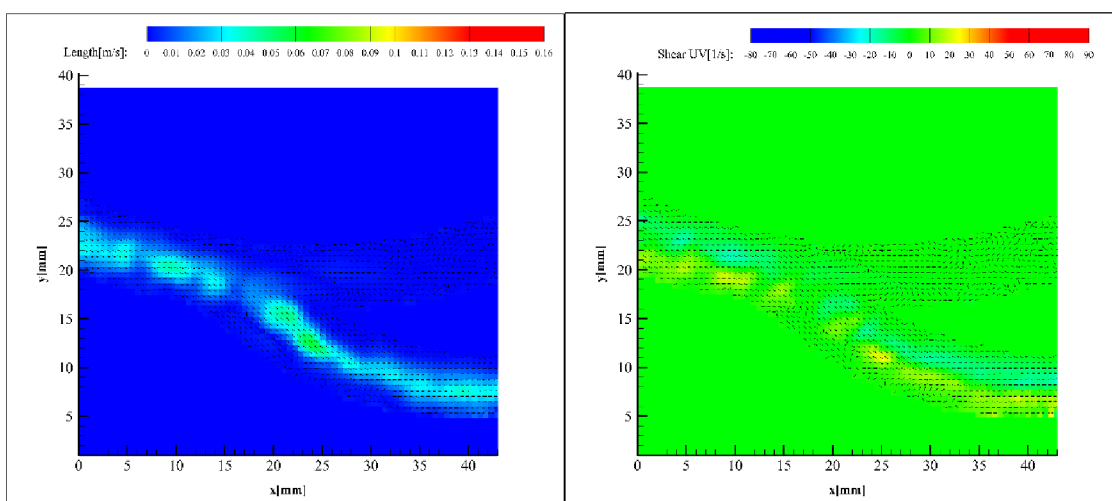
U modelu fyziologické karotidy vyrobeného z pružného materiálu můžeme vidět ustálené proudění. Fantom krve se pohybuje rovnoměrně po trajektorii. Ve středu osy společné karotidy (*common carotis*) můžeme vidět nejrychlejší proudění. Naopak nejpomalejší proudění je v místě styku se stěnou karotidy. Z toho vyplývá teoretický poznatek, uvedený v teoretické části bakalářské práce, že rychlost proudění je ovlivněna třecími silami, které vznikají mezi molekulami krve a vnitřním povrchem cévy (Stouffer, 2017). Tento fakt si můžeme ověřit i na zhotovených rychlostních profilech měřených pro jednotlivé pozice karotidy (viz Příloha D). V místě bifurkace se průtok zpomaluje a dělí se do vnitřní karotidy (*carotis interna*) a zevní karotidy (*carotis externa*) (viz Obr. 28 a). Z rychlostního profilu A pro společnou karotidu jsme naměřili maximální rychlost průtoku kolem 0,076 m/s. Pro vnitřní karotidu (rychlostní profil B) byla naměřena maximální rychlost toku kolem 0,021 m/s. Pro zevní karotidu (rychlostní profil C) byla kolem 0,038 m/s. Smykové napětí je nejvyšší v blízkosti dolní stěny společné karotidy a zevní karotidy. Naopak nejnižší je při horní stěně společné karotidy a zevní karotidy (viz Obr. 28 b).

U modelu karotidy s bypassem z pružného materiálu se vyskytují změny v charakteru proudění fantomové krve. V oblasti napojení bypassu dochází ke vzniku vírů, které zapříčiňují přechod z ustáleného proudění na proudění vírového charakteru (viz Příloha E). V důsledku toho dochází ke zvyšování odporu v karotidě a celkovému snížení rychlosti toku. Nejvyšší rychlost naměřená ve společné karotidě, a to kolem 0,039 m/s, byla o dost menší než ve fyziologickém modelu. Ve vnitřní karotidě nedochází skoro k žádnému průtoku. Byla zde naměřena maximální rychlost pouze kolem 0,002 m/s. V zevní karotidě se maximální rychlost pohybovala obdobně jako v zevní karotidě fyziologického modelu, a to okolo 0,032 m/s. Smykové napětí v celé karotidě je celkově nižší než u fyziologického modelu karotidy (viz Obr. 29 b).





Obr. 28 Oblast bifurkace bez bypassu a) průtok, b) smykové napětí

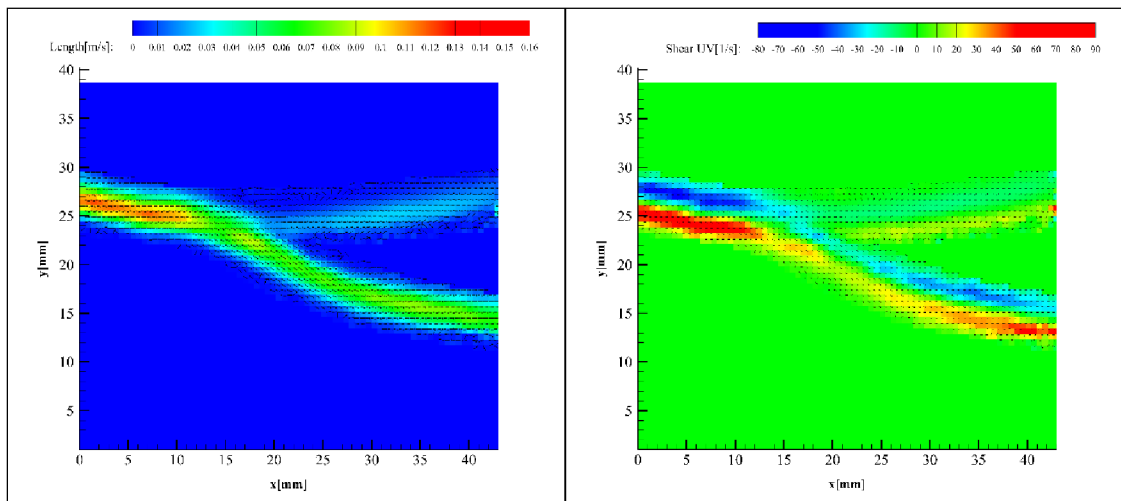


Obr. 29 Oblast bifurkace s bypassem a) průtok, b) smykové napětí

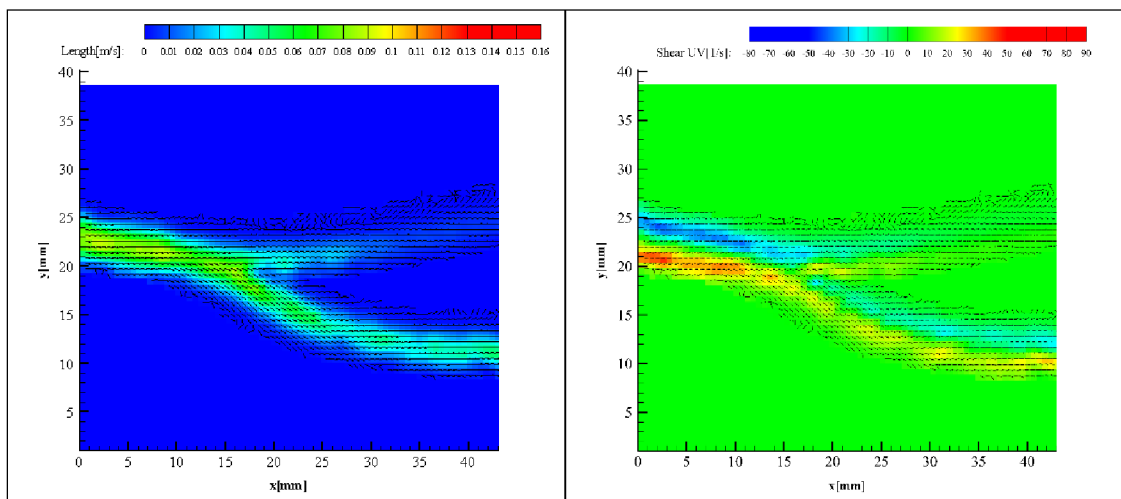
Další měření proběhlo na modelu fyziologické karotidy z tuhého materiálu. I zde můžeme vidět ustálené proudění (viz Obr. 30 a). Nejvyšší maximální rychlost průtoku byla naměřena ve společné karotidě a to kolem 0,080 m/s. Ve vnitřní karotidě lze vidět o dost menší rychlost toku než v karotidě zevní. Maximální rychlost toku se zde pohybuje pouze kolem 0,026 m/s. Nejvyšší smykové napětí se stejně jako u modelu fyziologické karotidy z tuhého materiálu nachází při dolní stěně společné karotidy a zevní karotidy.

U modelu karotidy s bypassem z tuhého materiálu dochází k celkovému snížení rychlosti toku, v rámci vznikání vírů v oblasti napojení bypassu (viz Příloha E). Nejvyšší rychlost se nachází ve společné karotidě a to kolem 0,071 m/s. Nejmenší maximální rychlost průtoku, v porovnání s jednotlivými rychlostními profily, se nachází ve vnitřní karotidě

a to kolem 0,019 m/s. Smykové napětí se v porovnání se smykovým napětím fyziologického modelu snížilo (viz Obr. 31 b).



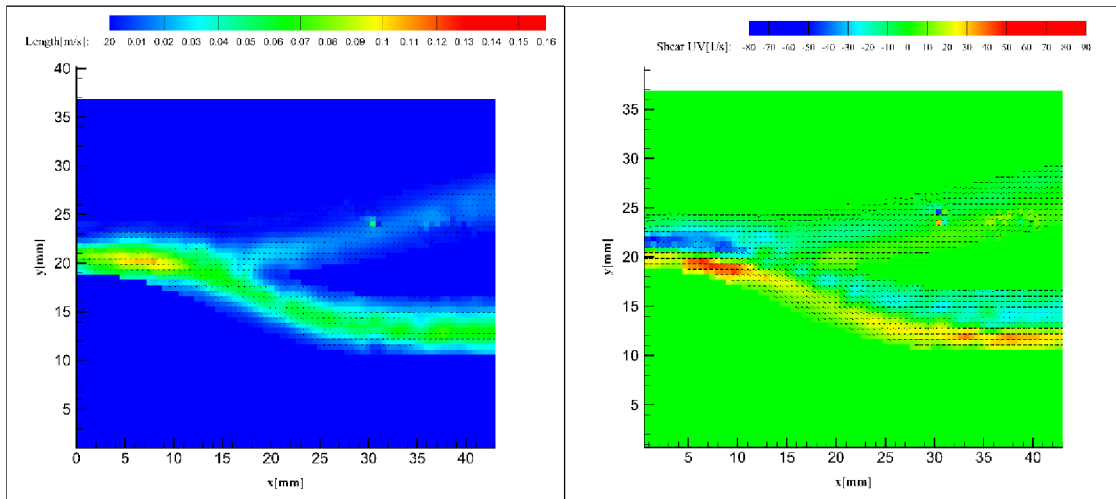
Obr. 30 Oblast bifurkace bez bypassu a) průtok, b) smykové napětí



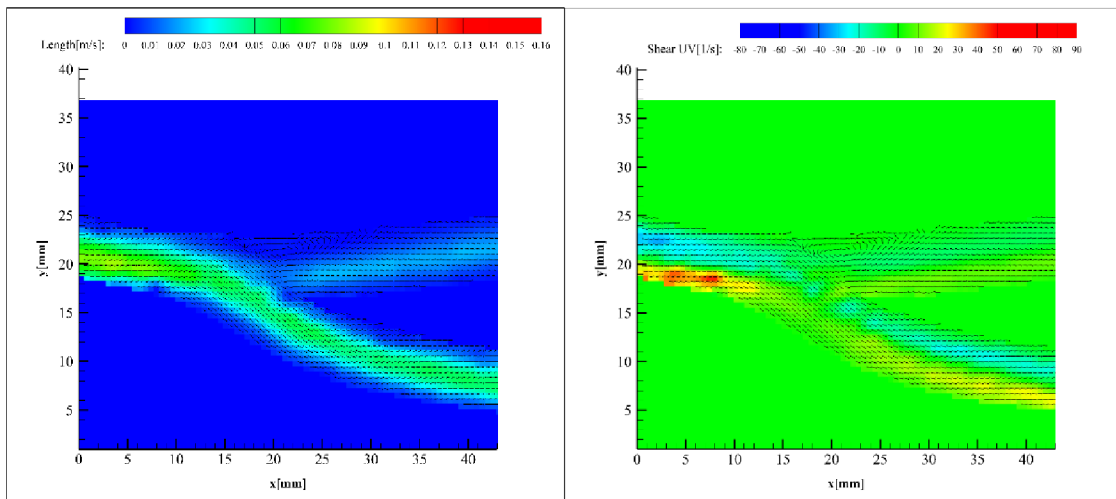
Obr. 31 Oblast bifurkace s bypassem a) průtok, b) smykové napětí

Poslední měření proběhlo s modelem fyziologické karotidy z epoxidové pryskyřice. Ustálené proudění dosahuje nejrychlejších hodnot okolo 0,083 m/s (viz Příloha D). V místě rozvětvení karotidy se tok chová obdobně jako u fyziologického modelu karotidy z tuhého materiálu. Maximální rychlosti kolem 0,018 m/s dosahuje ve vnitřní karotidě. V zevní karotidě se maximální rychlost pohybuje okolo 0,056 m/s.

I u modelu karotidy s bypassem můžeme vidět vznik vírů v okolí bypassu, a tedy snižování rychlosti toku ve společné karotidě (viz Příloha E). Ve vnitřní karotidě dochází k vyšší maximální rychlosti toku než ve vnitřní karotidě fyziologického modelu (viz Obr. 33 a). V zevní karotidě byly naměřeny již předpokládané nižší hodnoty rychlosti toku okolo 0,049 m/s. Smykové napětí je nejnižší u horní stěny společné karotidy, zevní karotidy a vnitřní karotidy.



Obr. 32 Oblast bifurkace bez bypassu a) průtok, b) smykové napětí



Obr. 33 Oblast bifurkace s bypassem a) průtok, b) smykové napětí

Dalším výzkumným předpokladem bylo vyvození interakce pružné stěny cévy na pulzatilní proudění. V návrhu uspořádání silikonového průsvitného modelu obklopeného kapalinou jsme přínosem pulzací kapaliny nezpozorovali pohyb pružné stěny karotidy.

## 4 Diskuze

Bakalářská práce se zabývá vlivem napojení bypassu na charakter proudění karotidou. Výsledky experimentálního měření jasně prokázaly, že napojení karoticko-subklaviálního bypassu při uzávěru levé podklíčkové tepny, změní charakter proudění v karotické bifurkaci. V okolí jeho napojení začaly vznikat víry a ustálené proudění se tedy změnilo na vířivé. To zapříčinilo zpomalení průtoku karotidou. Hlavní příčinou této změny byl i tvar a úhel jeho napojení. Více než 25 % bypassu selhává během prvního roku a více než 50 % se jich uzavře během 10 let.

Pro naše experimentální měření byl zvolen úhel napojení  $60^\circ$ . V práci (Manoch, 2009) se uvažuje napojení femoropoplitálního bypassu pod úhly  $45^\circ$  a  $60^\circ$ . I přesto, že se jedná o jiný bypass, tvarem geometrie rozvržených tepen s přemostěním se podobá tomu našemu a je dostačující pro porovnání vlivu úhlu bypassu na proudění kapaliny. Výsledkem práce bylo, že úhel  $45^\circ$  bude mít menší negativní dopad na proud v napojení. Proud se v napojení přirozeněji ohýbá a hodnoty smykového napětí jsou menší. Bylo však zjištěno, že se nejedná až o takový markantní rozdíl. Autoreferát dizertační práce (Grus, 2009) také pojednává o vlivu úhlu napojení bypassu u femoropoplitálního bypassu. Porovnává se úhel  $25^\circ$ ,  $45^\circ$  a  $60^\circ$ . I tady bylo prokázáno, že čím menší je úhel, pod kterým je anastomóza našita, tím více se hodnoty smykového napětí přibližují fyziologickým hodnotám. A tím pádem dochází k minimalizaci poškozených buněk. Nejpříznivější výsledky z hlediska hemodynamiky a fyziologických hodnot smykového napětí byly při napojení bypassu pod úhlem  $25^\circ$ . Z těchto dvou zmíněných prací tedy vyplývá, že pro další experimentální měření bychom měli zvolit úhel menší jak  $60^\circ$ , nejlépe však  $25^\circ$ . Čím menší bude úhel napojení bypassu, tím více se přibližujeme ustálenému proudění a snižujeme tím riziko ucpaní bypassu.

Pro měření rychlosti toku v karotidové bifurkaci a smykového napětí v blízkosti stěny cévy byla využita měřicí metoda Particle Image Velocimetry. Tato metoda má řadu výhod. Mezi největší výhody patří podrobné měření celého pole během jednoho okamžiku, měření neustáleného proudění a možnost opakovatelných měření. V bakalářské práci (Pluchová, 2020) se autorka zmiňuje o možném stanovení interakce pulzatilního proudění kapaliny se stěnami o různé tuhosti, pružnosti či povrchových vlastnostech. V našem měření byly vyzkoušeny modely ze tří typů materiálů. U pružného materiálu jsme předpokládali zaznamenání pohybu stěny karotidy na pulzatilní proudění.

Žádné viditelné pulzace však stěna cévy nevykazovala. Otázkou tedy je, zda nebylo vhodné použít materiál o jiné tuhosti, popřípadě zvolit tenčí stěny. Vlivem může být i uspořádání a nastavení jednotlivých měřících jednotek. Autor diplomové práce (Bláha, 2017) popisuje detekci pohybu stěny, která byla provedena v softwaru MATLAB pomocí Sobelovy metody. Za použití Sobelova operátoru, který detekoval hrany modelu, mohl zaznamenat pohyb pulzací. Tato metoda se jeví jako spolehlivým ukazatelem detekcí pulzací při dalším experimentálním měření.

## 5 Návrh doporučení pro praxi

V experimentálním měření byla ověřena vhodnost použití pružných a tuhých modelů karotid pro měřicí metodu Particle Image Velocimetry. Pružné modely z materiálu Flexible (50A) a tuhé modely z materiálu VeroClear byly shledány jako nevyhovujícími materiály pro metodu PIV. Tato měřicí metoda vyžaduje vynikající optický přístup, které tyto materiály nesplňují. Z hlediska interakce pružné stěny cévy na pulzatilní proudění je materiál Flexible (50A) také nevyhovujícím. Nabízí se otázka, zda materiál byl příliš tuhý nebo silný pro viditelnost pulzací. Při dalším experimentálním měření, kde bude zapotřebí sledovat chování pružné stěny cévy na pulzatilní proudění, doporučujeme tedy zkusit materiál s jinou tuhostí, popřípadě s tenčími stěnami. Pokud by se jednalo o jiný typ měření, například měření NiTi tlakovými snímači, tak jsou materiály dostačující. Při přípravě dalších experimentů je tedy nutné brát tyto faktory v potaz a snažit se je co nejvíce minimalizovat.

Ze studií zmíněných v diskuzi, se doporučuje provést přemostění tepny pod co nejmenším úhlem, nejlépe pod  $25^\circ$ . Ze získaných experimentálních výsledků, námi vybraný úhel  $60^\circ$ , výrazně ovlivnil proudění karotidou. V některých částech docházelo v důsledku vznikání vírů k minimálnímu průtoku, což může mít v budoucnu negativní dopad. Může dojít až k selhání bypassu. Docházíme tak ke stejnému závěru jako ve studiích a doporučujeme provádět přemostění tepen pod co nejmenším úhlem napojení.

## 6 Závěr

Bakalářská práce se zabývá posouzením vlivu bypassu na charakter proudění karotidou metodami Global Imaging. Teoretická část popisuje hemodynamické jevy, především změnu charakteru toku a smykového napětí v blízkosti stěny cév, jako hlavní ukazatele v případě vzniku onemocnění karotidy. V případě uzavření tepny jsou dále popsány způsoby její rekonstrukce. Méně častou a poměrně vzácnou rekonstrukcí je aplikace bypassu neboli přemostění. V neposlední řadě je zmíněna řada měřících metod využívaných v klinické praxi a použitá metoda v experimentálním měření.

Ve výzkumné části je popsána tvorba modelů karotid ze tří typů materiálů – pružného, tuhého a epoxidové pryskyřice. Dále je popsáno sestavení experimentální trati, včetně nastavení základních parametrů měřících jednotek. Pulzatilní proudění s frekvencí 1 Hz bylo nastaveno pomocí generátoru pulzu. Měření proudění fantomu krve uvnitř karotidy proběhlo pomocí měřící metody Particle Image Velocimetry. Tato metoda se stala nejpoužívanější metodou v experimentální mechanice tekutin. Obrazová data byla zpracována pomocí několika integrovaných funkcí v programu Dantec Dynamic Studio. Pro jejich lepší vizualizaci byly dále zpracovány v programu Tecplot 360. Výsledkem bylo zobrazení průtoků a smykového napětí v blízkosti stěny.

Výsledky experimentálního měření jasně potvrzují, že tvar a úhel napojení bypassu, výrazně ovlivní proudění karotidou. Při námi zvoleném úhlu napojení bypassu  $60^\circ$  dochází ke vzniku vírových struktur v jeho okolí a tím dochází ke snížení rychlosti toku v celé karotidě. Je tedy důležité vědět, jak velký vliv má úhel napojení přemostění na dopad proudění v bifurkaci karotidy. Tímto výzkumem můžeme přispět ke zlepšení diagnostiky cév a minimalizovat tím tak procento selhání bypassu.



## Seznam použité literatury

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

ABURAHMA, Ali F., ed. 2017. *Noninvasive Vascular Diagnosis*. Cham: Springer. DOI 10.1007/978-3-319-54760-2.

AMBLER, Zdeněk. 2011. *Základy neurologie*. 7. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-707-3.

AVDAL, Jorgen et al. 2017. Combined 2-D Vector Velocity Imaging and Tracking Doppler for Improved Vascular Blood Velocity Quantification. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. **64**(12), 1795-1804. DOI 10.1109/TUFFC.2017.2757600.

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

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

BLÁHA, Adam. 2017. *Pružné modely cév pro PIV měření*. Diplomová práce. Praha: České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/bitstream/handle/10467/73308/F2-DP-2017-Blaha-AdamPruzne%20modely%20cev%20pro%20PIV%20mereni.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

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

DRÁBKOVÁ, Sylva. 2008. *Mechanika tekutin* [online]. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita. [cit. 2021-4-11]. Dostupné z: <http://www.elearn.vsb.cz/archivcd/FS/MT/Mechanika%20tekutin.pdf>

FERDA, Jiří et al. 2015. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-173-5.

FIRT, P., J. HEJNAL a I. VANĚK. 2006. *Cévní chirurgie*. 2. vyd. Praha: Karolinum. ISBN 80-246-1251-8.

- GRUS, Tomáš. 2009. *Příspěvek k hemodynamice cévních spojení*. Autoreferát dizertační práce. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta. Dostupné z: <https://dspace.cuni.cz/bitstream/handle/20.500.11956/23909/140006754.pdf>.
- CHOLT, Milan. 2013. *Cévní sonografie: repetitorium ultrazvukové cévní diagnostiky a atlas nálezů na DVD*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3974-8.
- KITTNAR, Otomar et al. 2011. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3068-4.
- KLOSEK, Sebastian K. a Thanaporn RUNGRUANG. 2008. Topography of carotid bifurcation: considerations for neck examination. *Surgical and Radiologic Anatomy*. **30**(5), 383-387. DOI 10.1007/s00276-008-0337-2.
- KOPECKÝ, Václav. 2006. *Laserové anemometrie*. Liberec: Technická univerzita v Liberci. ISBN 80-7083-945-7.
- LANDWEHR, P., O. SCHULTE a G. VOSHAGE. 2001. Ultrasound examination of carotid and vertebral arteries. *European Radiology*. **11**(9), 1521-1534. DOI 10.1007/s00330 0100963.
- LEE, Sang Hyuk et al. 2012. A fluid-structure interaction analysis on hemodynamics in carotid artery based on patient-specific clinical data. *Journal of Mechanical Science and Technology*. **26**(12), 3821-3831. DOI 10.1007/s12206-012-1008-0.
- LEE, Sang-Wook et al. 2008. Geometry of the Carotid Bifurcation Predicts Its Exposure to Disturbed Flow. *Stroke*. **39**(8), 2341-2347. DOI 10.1161/STROKEAHA.107.510644.
- MANOCH, Lukáš. 2009. *Vliv úhlu distální anastomózy femoropoplitálního bypassu na proudové charakteristiky v napojení*. Praha: České vysoké učení technické v Praze. Dostupné z: <https://stc.fs.cvut.cz/history/2009/sbornik/Papers/pdf/ManochLukas-314624.pdf>
- MITRA, Ronodeep et al. 2017. Glycocalyx in Atherosclerosis-Relevant Endothelium Function and as a Therapeutic Target. *Current Atherosclerosis Reports*. **19**(12). DOI 10.1007/s11883-017-0691-9.

- MOLÁČEK, Jiří et al. 2016. *Poranění cévního systému*. Plzeň: Nava. ISBN 978-80-7211-491-7.
- MUBARIK, Ateeq a Arshad Muhammad IQBAL. 2020. Subclavian Artery Thrombosis [online]. Treasure Island: StatPearls Publishing, aktualiz. 2020-08-15 [cit. 2021-04-13]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30725960/>.
- NAVRÁTIL, Leoš et al. 2015. *Nové pohledy na neinvazivní laser*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1651-0.
- NOVOTNÁ, J., J. UHROVÁ a J. JIRÁSKOVÁ. 2006. *Klinická propedeutika pro střední zdravotnické školy: obor zdravotnický asistent*. Praha: Fortuna. ISBN 80-7168-940-8.
- PIRK, Jan et al. 2019. *Kardiochirurgie*. Praha: Maxdorf. ISBN 978-80-7345-568-2.
- PLUCHOVÁ, Nikola. 2020. *Vyhodnocení vlivu anomálií na proudění neneutonských kapalin v karotidové bifurkaci metodami Global Imaging*. Bakalářská práce. Liberec: Technická univerzita v Liberci, Ústav zdravotnických studií. Dostupné z: [https://dspace.tul.cz/bitstream/handle/15240/157271/Bakalarska\\_prace\\_Pluchova.pdf](https://dspace.tul.cz/bitstream/handle/15240/157271/Bakalarska_prace_Pluchova.pdf)
- RAFFEL, Markus et al. 2007. *Particle image velocimetry: a practical guide*. 2nd ed. Berlin: Springer. ISBN 978-3-540-72307-3.
- ROKYTA, Richard. 2015. *Fyziologie a patologická fyziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-9902-5.
- SABA, Luca et al. 2010. Carotid artery wall thickness: comparison between sonography and multi-detector row CT angiography. *Neuroradiology*. **52**(2), 75-82. DOI 10.1007/s00234-009-0589-5.
- 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.
- STOUFFER, George A., ed. 2017. *Cardiovascular hemodynamics for the clinician*. 2nd ed. Hoboken: John Wiley & Sons. ISBN 978-1-119-06647-7.

- ŠPINAR, Jindřich et al. 2003. *Ischemická choroba srdeční*. Praha: Grada. ISBN 80-247-0500-1.
- ŠRÁMEK, B. B., J. VALENTA a F. KLIMEŠ, eds. 1995. *Biomechanics of the cardiovascular system*. Prague: Czech Technical University. ISBN 80-900054-3-8.
- ŠTEJFA, Miloš et al. 2007. *Kardiologie*. 3. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1385-4.
- TROPEA, C., A. L. YARIN a J. F. FOSS, eds. 2007. *Springer handbook of experimental fluid mechanics*. Berlin: Springer. ISBN 978-3-540-25141-5.
- VOKURKA, Martin et al. 2018. *Patofyziologie pro nelékařské směry*. 4. vyd. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-3563-7.
- WEIN, Ondřej. 1996. *Úvod do reologie*. Brno: Malé centrum. ISBN 80-238-0928-8.
- ZHANG, B., Y. MA a F. DING. 2018. Evaluation of spatial distribution and characterization of wall shear stress in carotid sinus based on two-dimensional color Doppler imaging. *BioMedical Engineering OnLine*. **17**(1). DOI 10.1186/s12938-018-0589-y.
- ZHOU, Min et al. 2010. Cardiovascular flow simulation at extreme scale. *Computational Mechanics*. **46**(1), 71-82. DOI 10.1007/s00466-009-0450-z.

## **Seznam příloh**

Příloha A CD

Příloha B Přehled průtoků v bifurkaci s bypassem

Příloha C Přehled smykového napětí v bifurkaci s bypassem

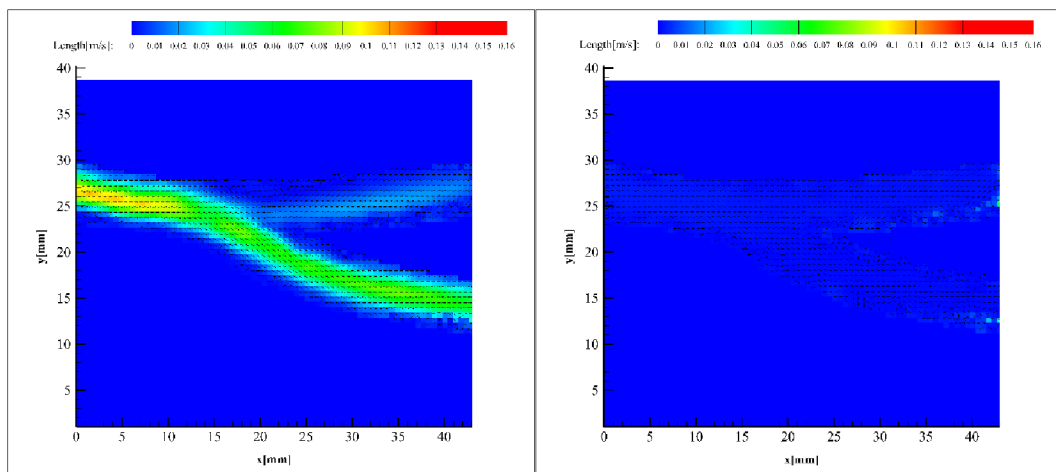
Příloha D Přehled rychlostních profilů pro otevřený ventil

Příloha E Přehled průtoků v okolí napojení bypassu

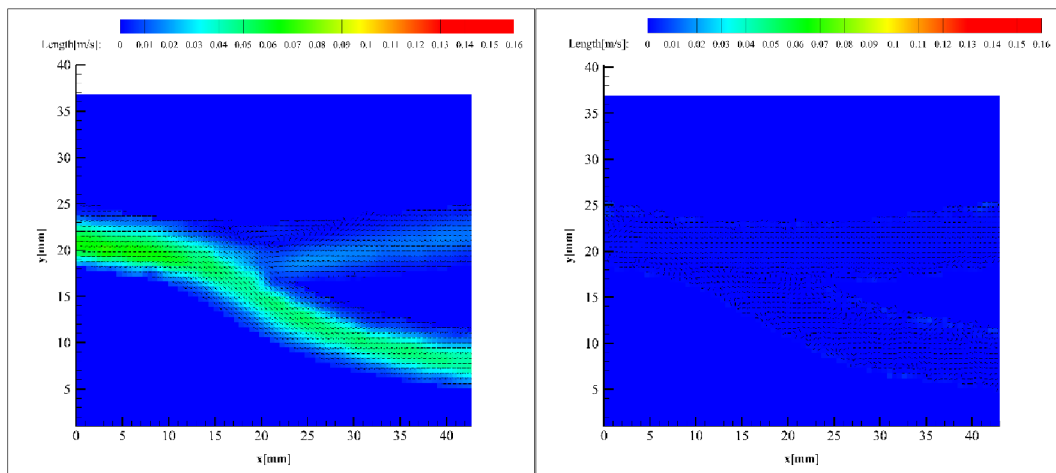
Příloha F Přehled smykového napětí v okolí napojení bypassu

Příloha G Přehled naměřených hodnot tlaků

## Příloha B Přehled průtoků v bifurkaci s bypassem

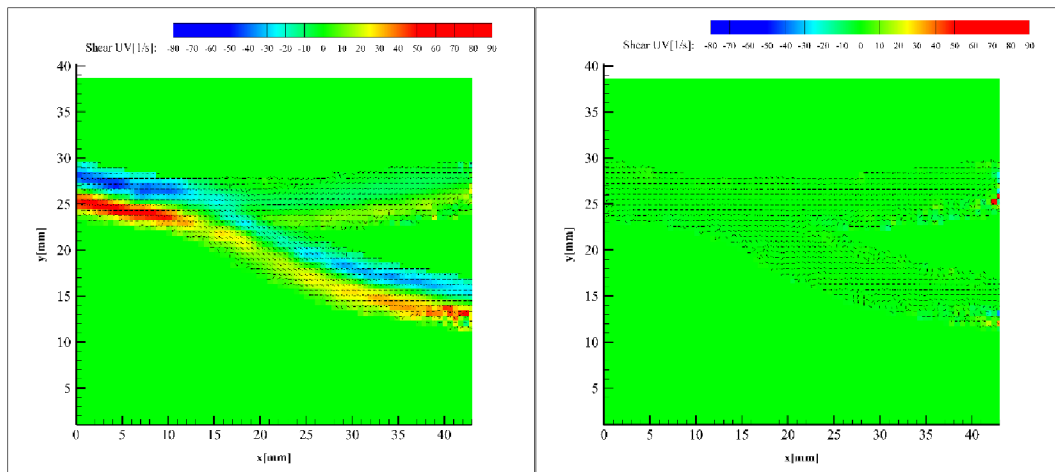


Obr. 1 Modely z tuhého materiálu a)  $\frac{1}{2}$  otevřeno, b) zavřeno

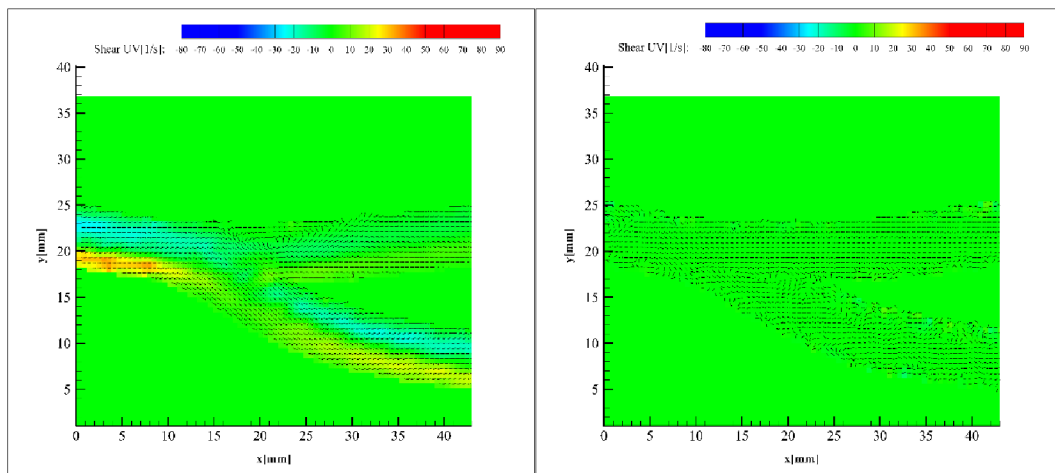


Obr. 2 Modely z epoxidové pryskyřice a)  $\frac{1}{2}$  otevřeno, b) zavřeno

## Příloha C Přehled smykového napětí v bifurkaci s bypassem

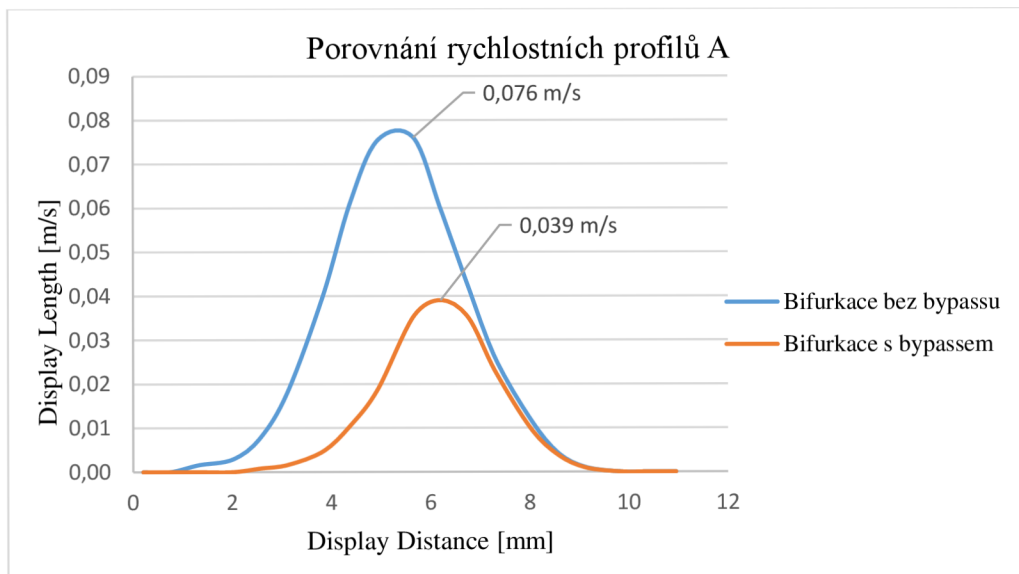


Obr. 3 Modely z tuhého materiálu a)  $\frac{1}{2}$  otevřeno, b) zavřeno

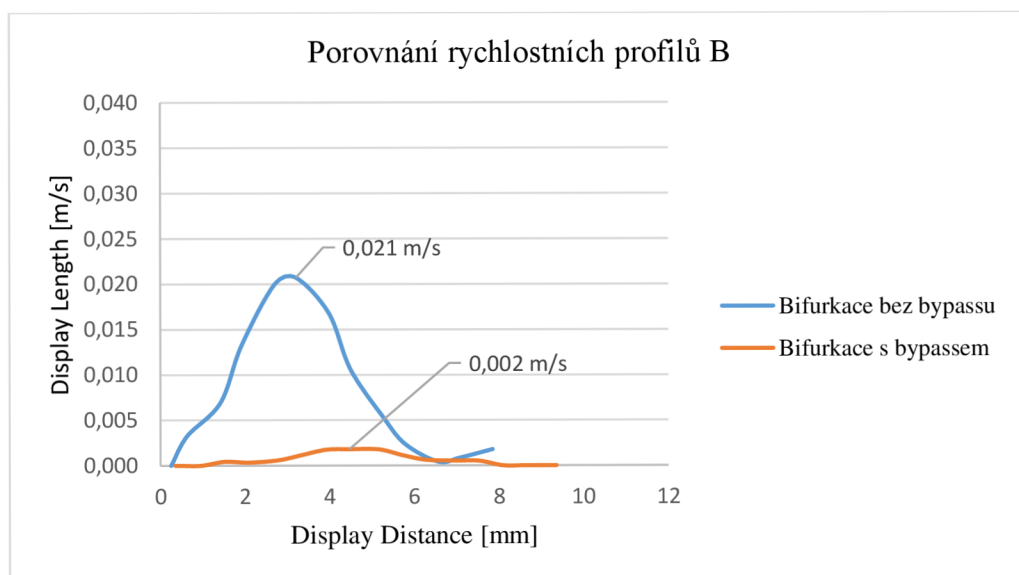


Obr. 4 Modely z epoxidové pryskyřice a)  $\frac{1}{2}$  otevřeno, b) zavřeno

## Příloha D Přehled rychlostních profilů pro otevřený ventil

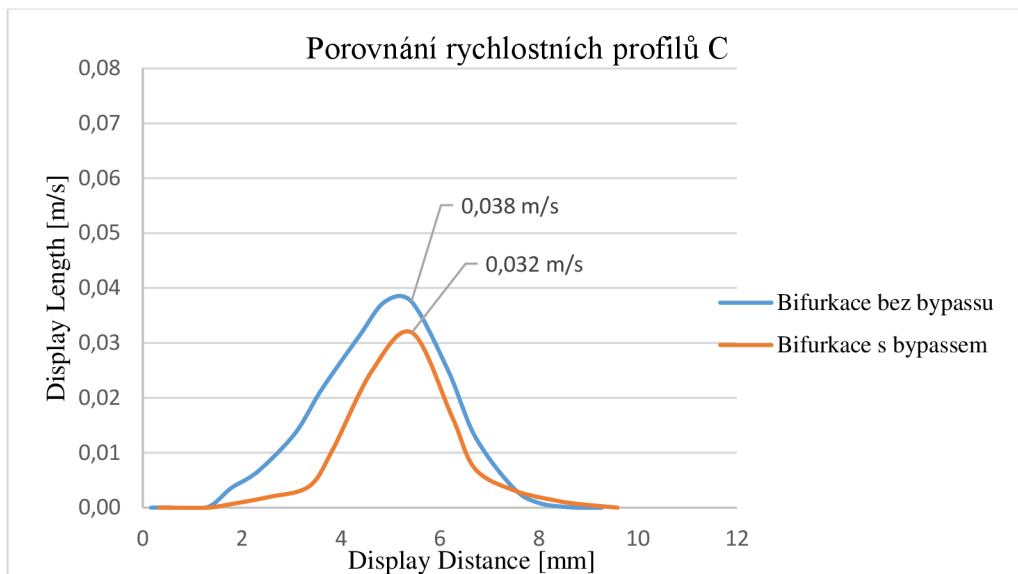


Graf 1 Rychlostní profily A pro modely z pružného materiálu

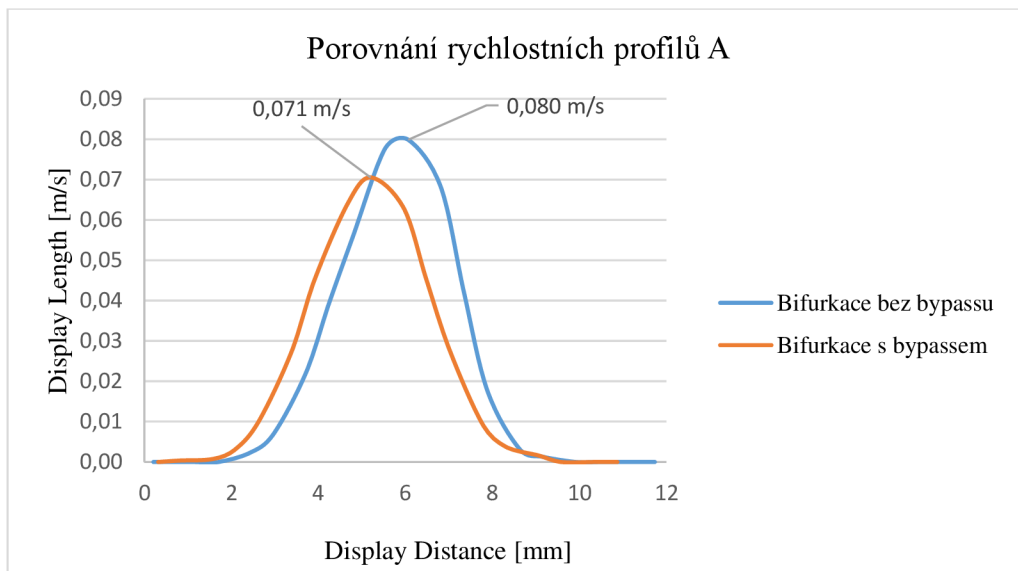


Graf 2 Rychlostní profily B pro modely z pružného materiálu

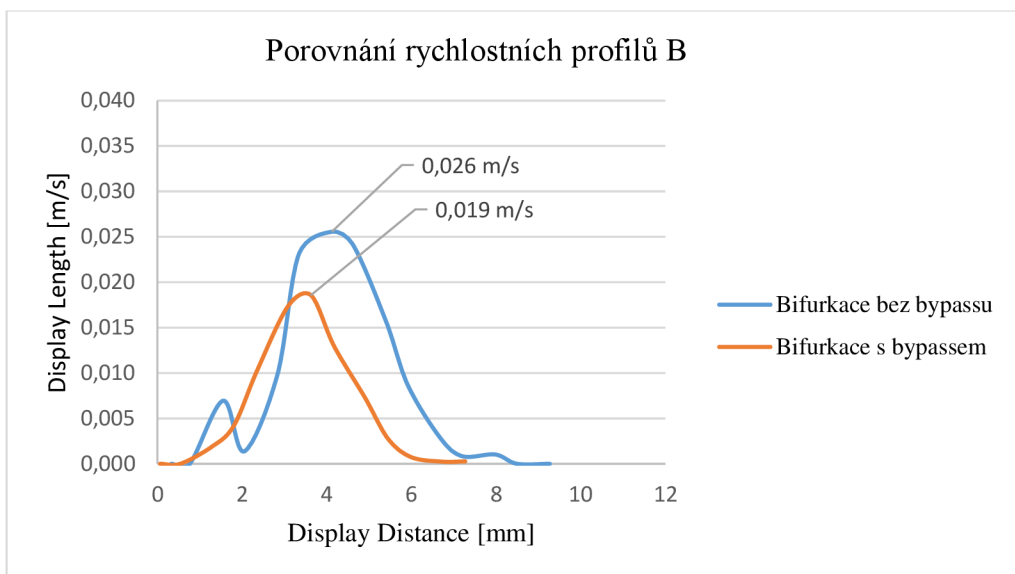




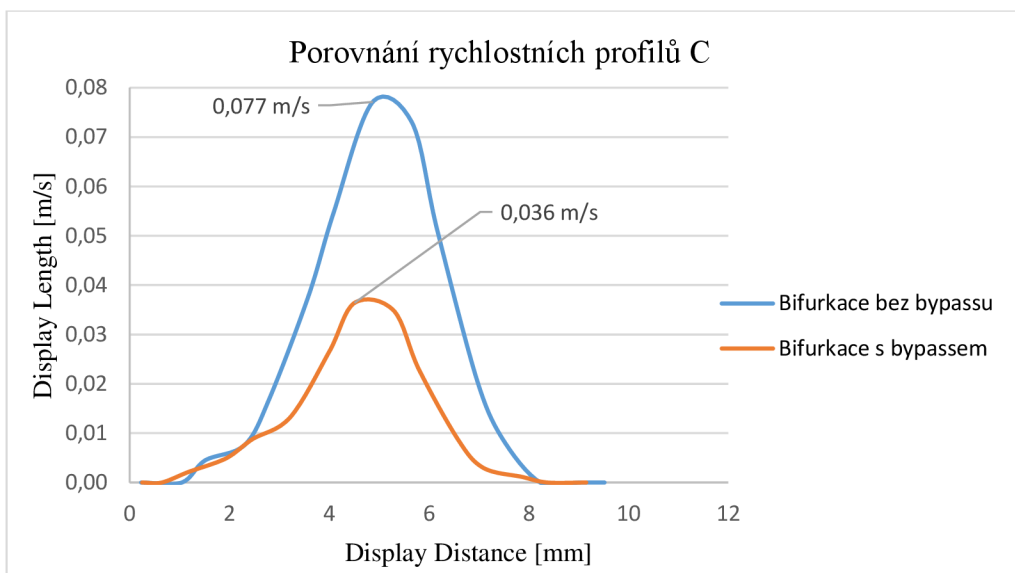
Graf 3 Rychlostní profily C pro modely z pružného materiálu



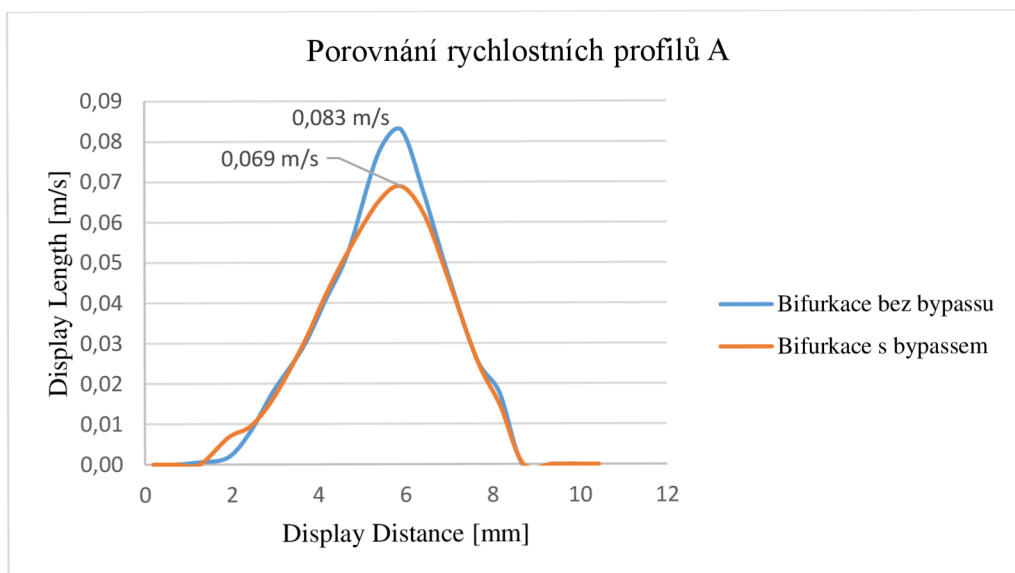
Graf 4 Rychlostní profily A pro modely z tuhého materiálu



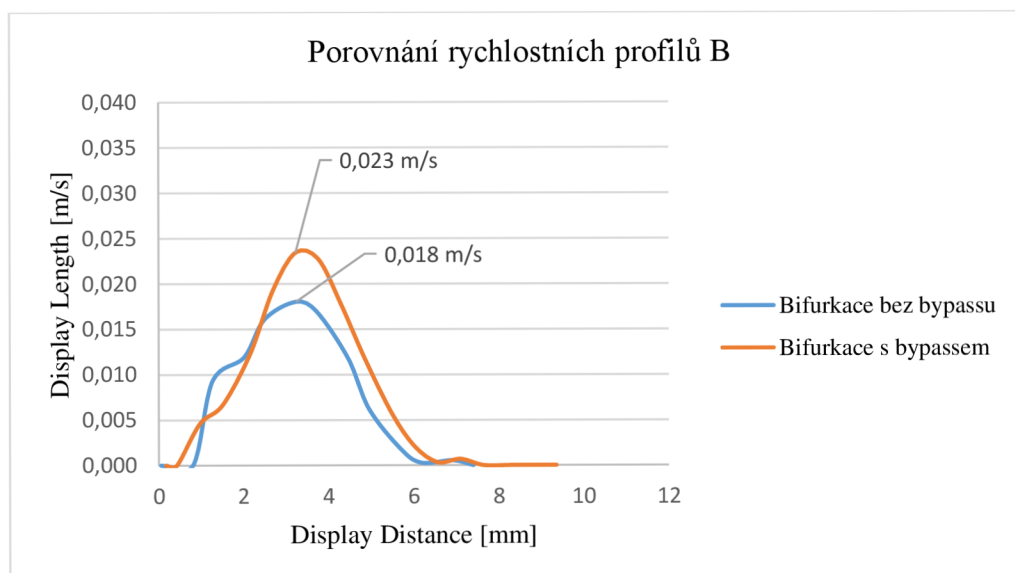
Graf 5 Rychlostní profily B pro modely z tuhého materiálu



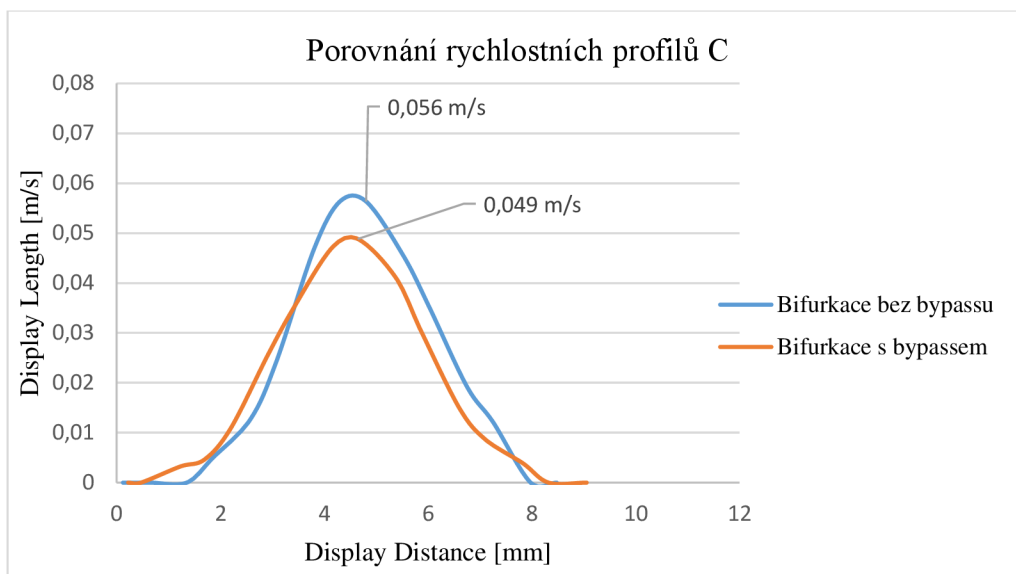
Graf 6 Rychlostní profily C pro modely z tuhého materiálu



Graf 7 Rychlostní profily A pro modely z epoxidové pryskyřice

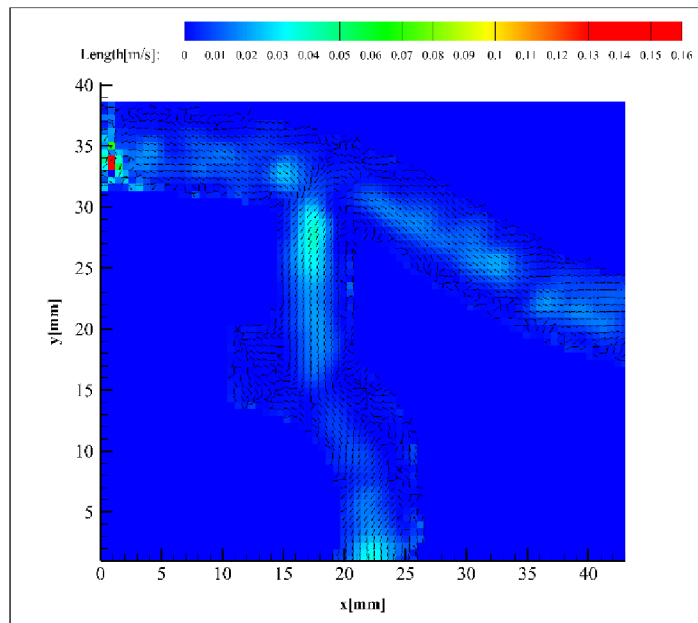


Graf 8 Rychlostní profily B pro modely z epoxidové pryskyřice

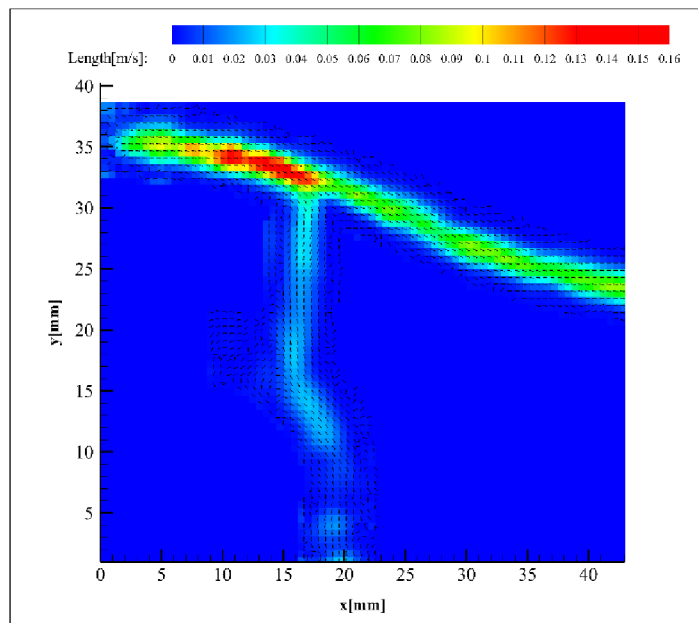


Graf 9 Rychlostní profily C pro modely z epoxidové pryskyřice

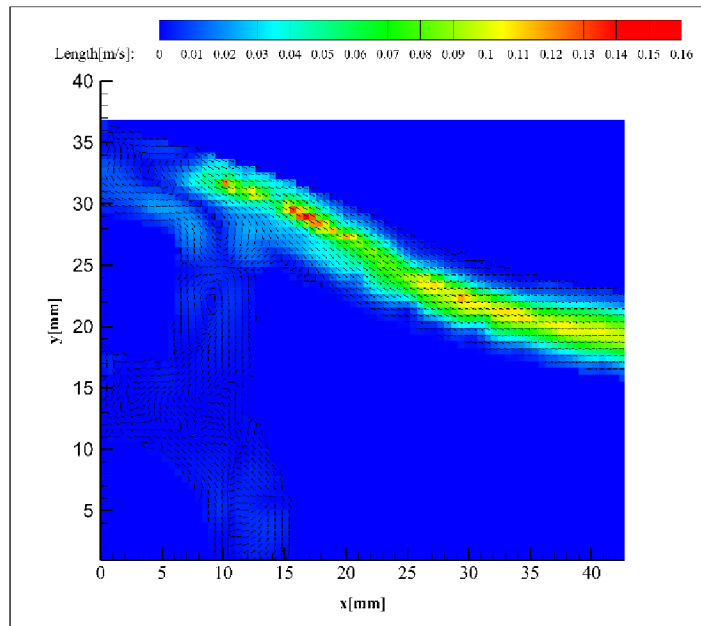
## Příloha E Přehled průtoků v okolí napojení bypassu



Obr. 5 Oblast napojení bypassu – pružný materiál

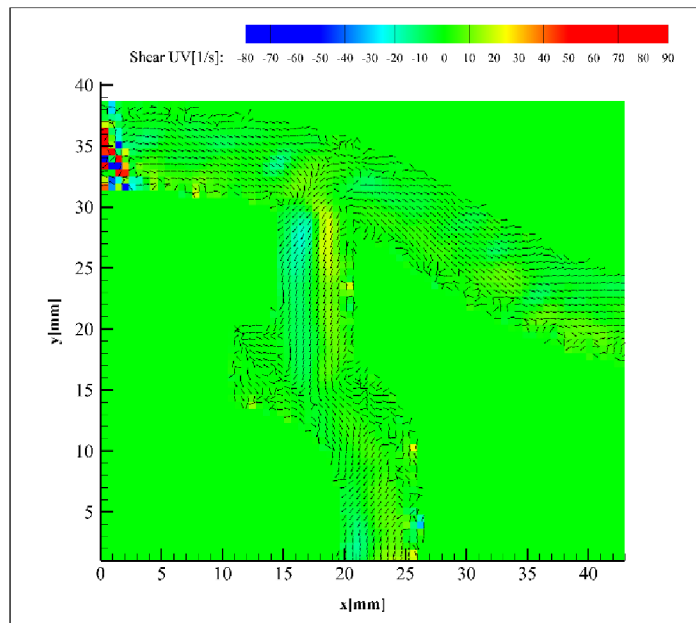


Obr. 6 Oblast napojení bypassu – tuhý materiál

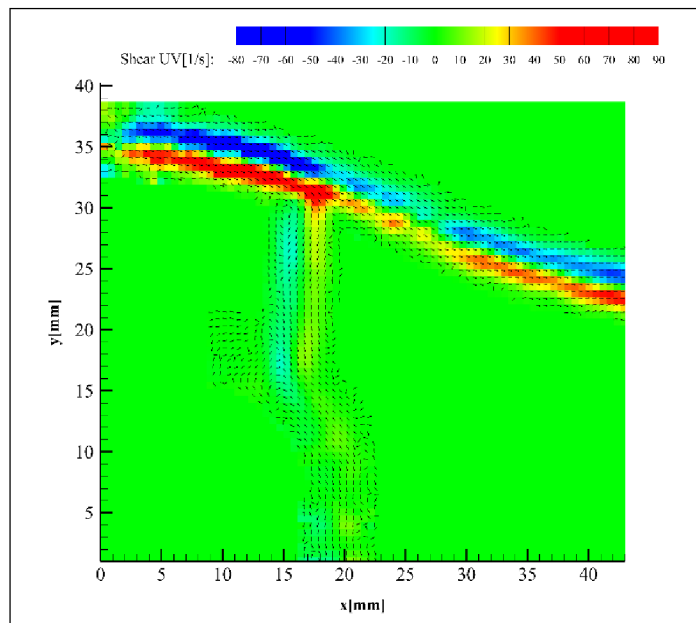


Obr. 7 Oblast napojení bypassu – epoxidová pryskyřice

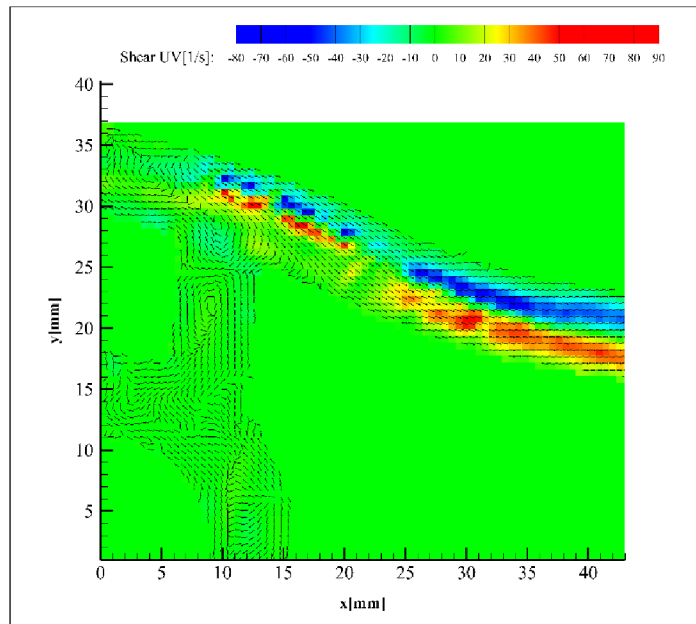
## Příloha F Přehled smykového napětí v okolí napojení bypassu



Obr. 8 Oblast napojení bypassu – pružný materiál



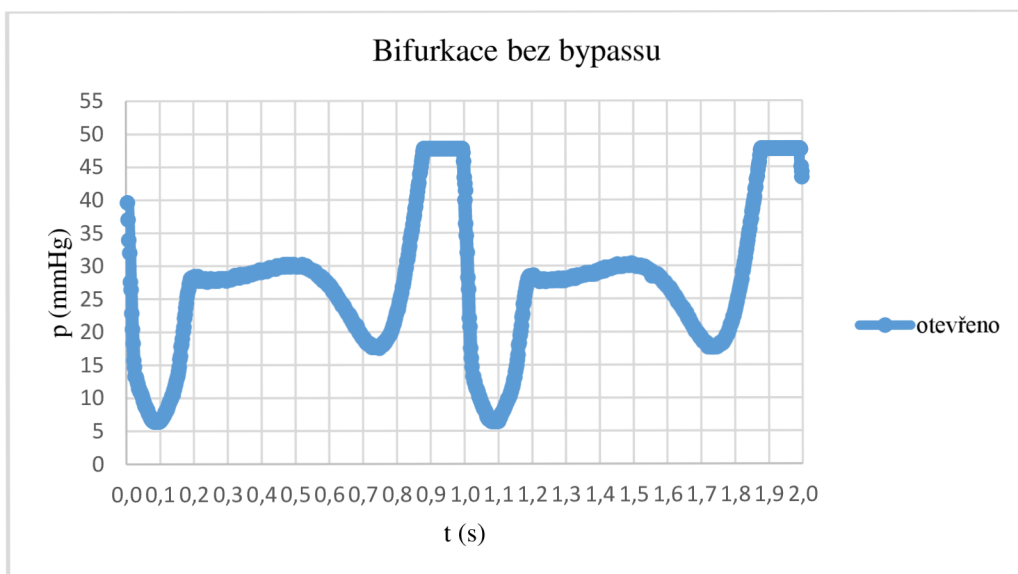
Obr. 9 Oblast napojení bypassu – tuhý materiál



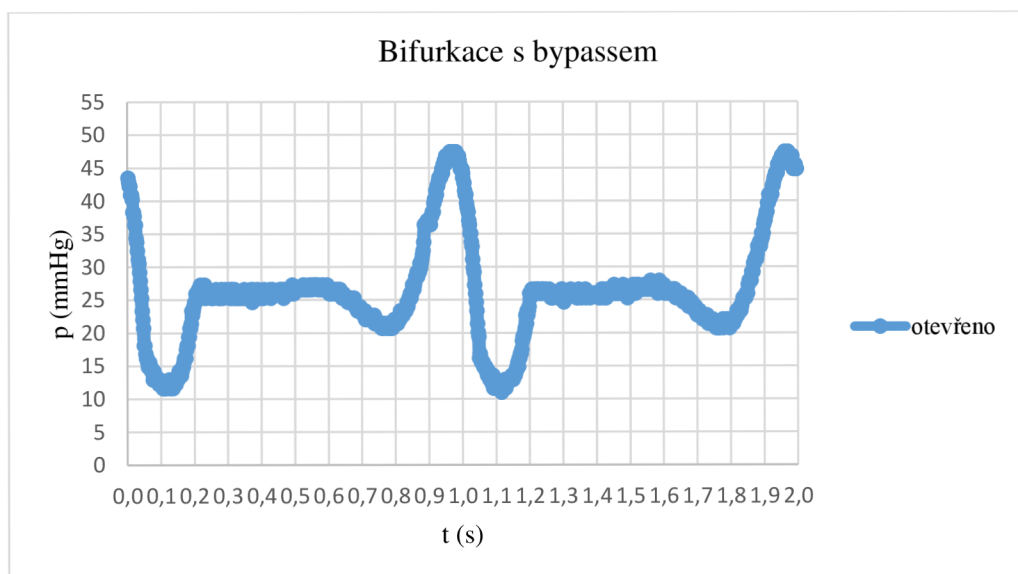
Obr. 10 Oblast napojení bypassu – epoxidová pryskyřice



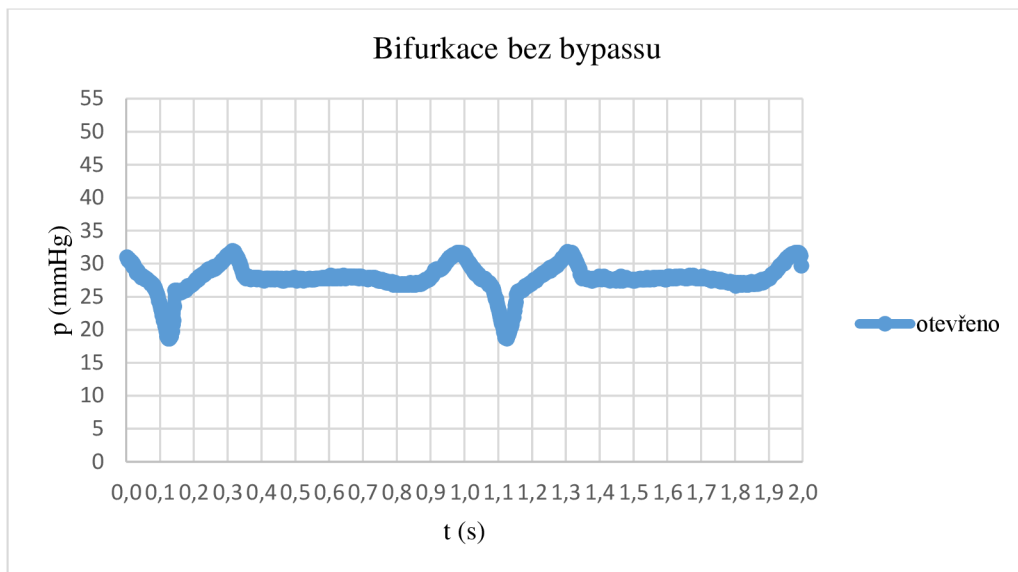
## Příloha G Přehled naměřených hodnot tlaků



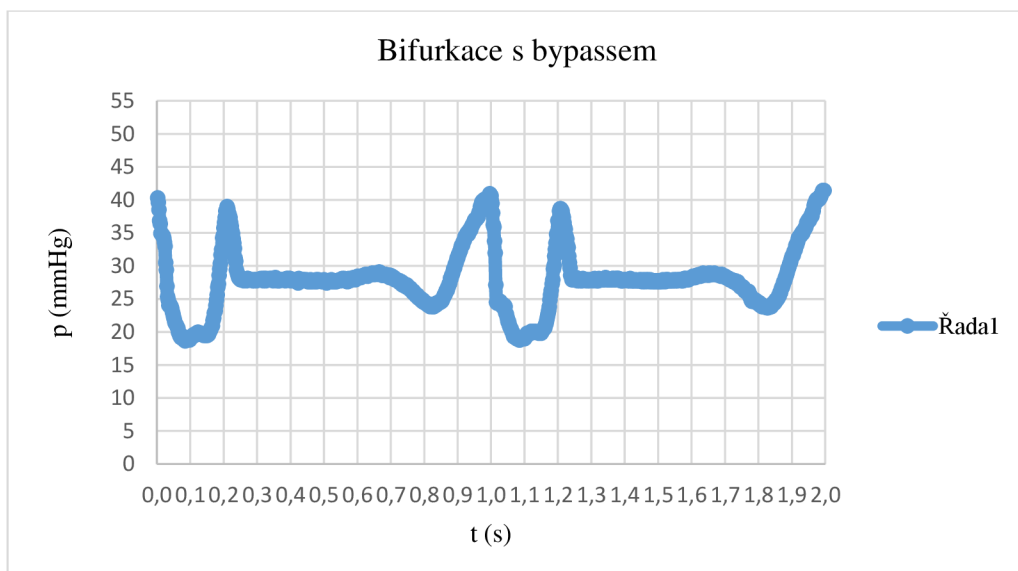
Graf 10 Model z epoxidové pryskyřice



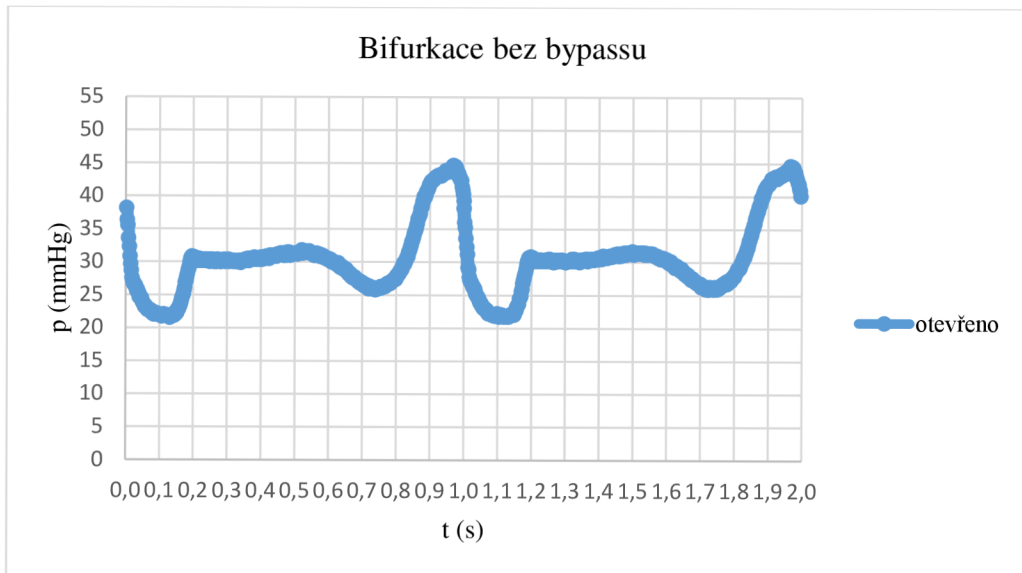
Graf 11 Model z epoxidové pryskyřice



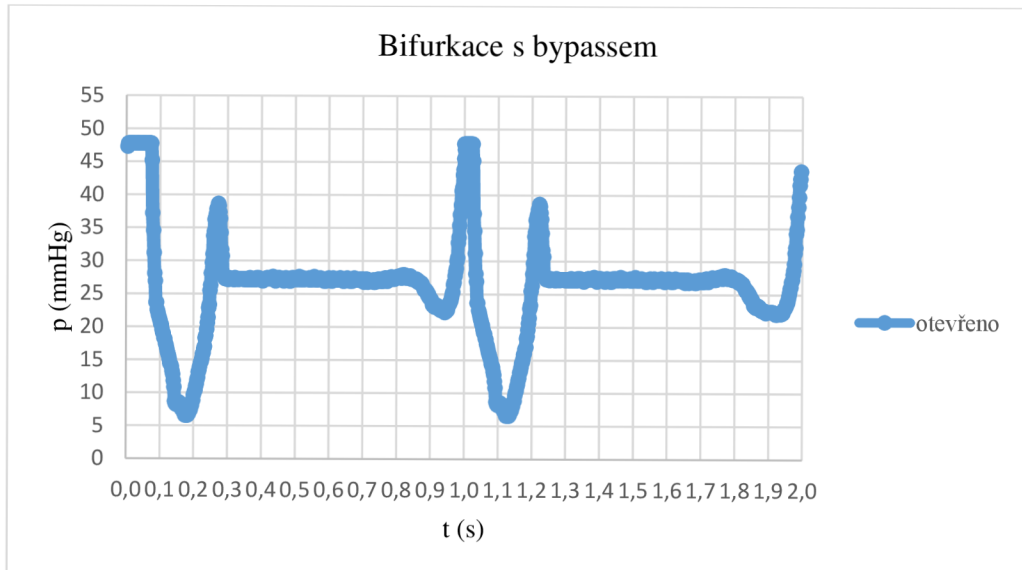
Graf 12 Model z pružného materiálu



Graf 13 Model z pružného materiálu



Graf 14 Model z tuhého materiálu



Graf 15 Model z tuhého materiálu