



## Diplomová práce

# Měření rychlostních polí proudění v reálném modelu karotidové bifurkace metodou PIV

*Studijní program:*

N0914P360003 Biomedicínské inženýrství

*Autor práce:*

**Bc. Josef Erben**

*Vedoucí práce:*

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

Liberec 2023

## Zadání diplomové práce

# Měření rychlostních polí proudění v reálném modelu karotidové bifurkace metodou PIV

*Jméno a příjmení:* **Bc. Josef Erben**  
*Osobní číslo:* D20000147  
*Studijní program:* N0914P360003 Biomedicínské inženýrství  
*Studijní obor:* Biomedicínské inženýrství  
*Zadávající katedra:* Fakulta zdravotnických studií  
*Akademický rok:* **2020/2021**

### Zásady pro vypracování:

#### Cíle práce:

Rešerše metod a možností měření proudění/tlaku uvnitř cév in vivo.

Návrh a sestavení experimentální trati s měřicími a synchronizačními prvky.

Zpracování a následné vyhodnocení dat naměřených na experimentální trati.

Teoretická východiska (včetně výstupu z kvalifikační práce):

PIV je nedestruktivní metoda pro měření rychlostního pole v proudící tekutině. Danou metodou je možné zkoumat celou oblast zájmu najednou. Oproti bodovým měřicím metodám ji lze výhodně využít pro sledování nestacionárních proudových polí.

Výzkumné předpoklady / výzkumné otázky:

S využitím PIV stanovíme vektorovou mapu rychlostí proudových polí v umělé karotidální bifurkaci.

S využitím fantomu krve tak získáme náhled do reálné situace v těle v daném místě. Zamyslíme se nad propojením biomedicínské aplikace s pohledem experimentální mechaniky tekutin.

Metoda:

kvalitativní

Technika práce, vyhodnocení dat:

Kalibrace peristaltického čerpadla na průběh tlaku, času, rychlosti a výtlačku kapaliny. Měření na experimentální trati metodou integrální laserové anemometrie. Vyhodnocení naměřených dat pomocí vhodného softwaru.

Místo a čas realizace výzkumu:

Diplomová práce bude zpracovávána od srpna 2018 do dubna 2019. Měření budou probíhat na půdě Technické univerzity v Liberci v laboratoři budovy L.

Vzorek:

Experimentální trať, fantom krve, umělá karotidální bifurkace.

Rozsah grafických prací: 50 – 70  
Rozsah pracovní zprávy: tištěná/elektronická  
Forma zpracování práce: Čeština  
Jazyk práce:



### Seznam odborné literatury:

- ADRIAN, Ronald J. a Jerry WESTERWEEL. Particle Image Velocimetry. NY: Cambridge University Press, 2011. ISBN 978-0-521-44008-0.
- BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. Základy lékařské fyziky. 4. vyd. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2645-1.
- BENEŠ, J., J. KYMPLOVÁ a F. VÍTEK. Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.
- DYLEVSKÝ, Ivan. Funkční anatomie. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.
- FEYNMAN, R. P., M. SANDS a R. B. LEIGHTON. Feynmanovy přednášky z fyziky s řešenými příklady. Havlíčkův Brod: Fragment, 2001. ISBN 80-7200-420-4.
- PENKA, Miroslav a Eva SLAVÍČKOVÁ. Hematologie a transfuzní lékařství. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3459-0.
- ROSINA, J., H. KOLÁŘOVÁ a J. STANEK. Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-1383-7.
- ROSINA, Jozef et al. Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
- STANISLAV, M., J. WESTERWEEL a J. KOMPENHANS. Particle image velocimetry: recent improvements : proceedings of the EUROPIV 2 Workshop held in Zaragoza. Berlin: Springer, 2004. ISBN 3-540-21423-2.
- TROJAN, Stanislav. Lékařská fyziologie. 4. vyd. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- RAFFEL, Markus et al. Particle image velocimetry. NY: Springer Berlin Heidelberg, 2017. ISBN 978-3-319-68851-0.

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

Datum zadání práce: 16. září 2020  
Předpokládaný termín odevzdání: 30. června 2021



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

V Liberci dne 30. listopadu 2020

Vážený pan  
Josef Erben, Bc.  
D20000147  
Librantice 156  
50346 Librantice

Vyřizuje/linka: Čermáková/485 353 194

V Liberci dne 16. února 2021  
č. j.: TUL - 21/8511/006637-001

### Vyjádření k žádosti o ponechání zadání diplomové práce

Vážený pane Erbene,

na základě Vaší žádosti ze dne 12. 02. 2021, zaevidované pod č. j.: TUL - 21/8511/006637  
Vám sděluji, že **souhlasím** s ponecháním zadání diplomové práce pod novým osobním číslem.

S pozdravem

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



## Prohlášení

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

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

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

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

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

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

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

**Poděkování:**

Děkuji Ing. Darině Jašíkové, Ph.D., Ing.Paed.IGIP za její cenné rady, nápady a připomínky při vedení mé diplomové práce. Také bych chtěl poděkovat za výrobu modelů pro mou práci.

## Abstrakt

<b>Autor</b>	Josef Erben
<b>Instituce</b>	FZS – Biomedicínské inženýrství
<b>Název práce</b>	Měření rychlostních polí proudění v reálném modelu karotidové bifurkace metodou PIV
<b>Vedoucí práce</b>	Ing. Darina Jašíková, Ph.D., Ing.Paed.IGIP
<b>Počet stran</b>	63
<b>Počet příloh</b>	2
<b>Rok obhajoby</b>	2023
<b>Souhrn</b>	Tato diplomová práce se zabývá měřením profilu rychlostních polí uvnitř modelu bifurkace karotidy. Pro experimentální měření byla použita metoda laserové anemometrie. V první části práce jsou formou rešerše shrnuty metody používané k měření rychlosti průtoku uvnitř cév. Ve druhé části je popsán postup experimentálního měření a zpracování dat. V závěru práce jsou shrnuty její výsledky.
<b>Klíčová slova</b>	bifurkace karotidy, DynamicStudio, laserová anemometrie, průtok krve, smykové napětí

## **Abstract**

<b>Author</b>	Josef Erben
<b>Institute</b>	FZS – Biomedicínské inženýrství
<b>Thesis title</b>	Measurement of flow velocities in the real model of the carotid bifurcation using the PIV method
<b>Supervisor</b>	Ing. Darina Jašíková, Ph.D., Ing.Paed.IGIP
<b>Number of pages</b>	63
<b>Number of appendices</b>	2
<b>Year</b>	2023
<b>Summary</b>	<p>This diploma thesis deals with measurements of flow velocities in the real model of the carotid bifurcation. Particle image velocimetry was used for experimental measurements during this work. In the first part of this paper the methods for measurement of blood flow of blood vessels inside human body are summarized. The second part of this paper consists of description of the procedures that we used for measurements and to post process all data. In the final part of this paper the results are summarized.</p>
<b>KeyWords</b>	carotid bifurcation, Dynamic Studio, particle image velocimetry, blood flow, shear stress



# Obsah

Seznam uvedených zkratk.....	10
1 Úvod.....	11
2 TEORETICKÁ ČÁST .....	13
2.1 Lékařský pohled.....	13
2.1.1 Cévy a cévní soustava.....	13
2.1.2 Arteria carotis .....	14
2.1.3 Vlastnosti cévní stěny .....	14
2.2 Pohled experimentální fyziky .....	15
2.2.1 Newtonovské kapaliny.....	15
2.2.2 Neneutronovské kapaliny .....	16
2.2.3 Smykové napětí a smyková rychlost .....	17
2.2.4 Uplatnění poměrových čísel v experimentálních přístupech.....	17
2.2.5 Fyzikální pohled na krev a cévy .....	18
2.3 Metody pro hodnocení průtoku krve .....	19
2.3.1 MR angiografie.....	20
2.3.2 Ultrazvuková metoda.....	20
2.3.3 Diluční metoda.....	21
2.4 Metoda použitá v experimentu – PIV (Particle Image Velocimetry).....	22
2.4.1 Záznam obrazu.....	22
2.4.2 Analýza obrazu .....	24
2.4.3 Limity metody.....	25
2.5 Modely karotid pro stanovení charakteru proudění .....	26
2.5.1 Odlitky do rotující formy.....	27
2.5.2 Máčení formy.....	27
2.5.3 Odlitky do dělené formy s jádrem .....	27
3 VÝZKUMNÁ ČÁST .....	29

3.1 Cíle a výzkumné předpoklady .....	29
3.2 Metodika výzkumu .....	29
3.3 Postup vlastního měření .....	31
3.3.1 Experimentální uspořádání .....	31
3.3.2 Kalibrace průtoku .....	37
3.3.3 Modely bifurkace .....	38
3.3.4 Pracovní kapalina .....	40
3.4 Analýza výzkumných dat .....	41
3.4.1 DynamicStudio .....	41
3.4.2 Grafické zpracování dat .....	47
3.5 Vyhodnocení cílů a výzkumných otázek/předpokladů .....	48
4 Diskuze .....	55
5 Návrh a doporučení pro praxi .....	57
6 Závěr .....	58
Seznam použité literatury .....	60
Seznam příloh .....	63

## Seznam uvedených zkratek

A	ampér
cm	centimetr
DC	stejnsměrný proud (direct current)
Hz	hertz
m	metr
mm	milimetr
mmHg	milimetr rtuti
MR	magnetická rezonance
ms	milisekunda
Např.	například
Obr.	obrázek
PDMS	polydimethylsiloxan
PIV	particle image velocimetry
PVC	polyvinylchlorid
s	sekunda
Tab.	tabulka
TBP	time between pulses
V	volt
2D	dvoudimenzionální
3D	trojdimenzionální

# 1 Úvod

Hemodynamika je vědní odvětví zabývající se prouděním krve, jakožto viskózní kapaliny, uvnitř cév lidského těla. Popisuje vlastnosti cév a krve a vliv tlaku na její proudění. Vzhledem k celkové složitosti krevního oběhu jako takového to není vůbec lehký úkol. Pulzatilní tok krve a s tím související neustálé změny tlaku celou věc značně komplikují. Její užitečnost a celkový přínos spočívá v pochopení fungování cévní soustavy, a to především z hlediska fyzikálního. Pochopení fungování a jednotlivých zákonitostí spojených s touto problematikou dále vede k rozvoji celé řady souvisejících vědních oblastí. Jednou z takových oblastí je například rozvoj cévních náhrad. Jde o oblast medicíny, která skrývá ještě mnohé své zákonitosti, neboť je z hlediska historie oblastí velmi mladou. Výzkum a vývoj v této oblasti začal v podstatě až v druhé polovině minulého století. Při transplantaci cévních náhrad vyvstávají mnohé komplikace, jako například časté ucpávání náhrad, vznik aneurysmat, možná vzdálená embolizace či infekce cévní náhrady. Další výzkum v tomto odvětví by tedy mohl přispět ke snížení nebo snad i úplnému odstranění některých takových rizik.

Arteria carotis neboli česky krkavice je největší krční tepnou. Odstupuje z aorty a má za úkol zásobovat krví velkou část hlavy a mozku. Jakožto hlavní zásobárna hlavy a mozku je karotida životně důležitou a jakákoliv komplikace její funkce přímo ohrožuje život. Na své cestě krkem se karotida rozvětjuje na vnitřní a zevní karotidu. Oblast jejího rozvětvení je z hlediska hemodynamiky velice zajímavou, a ne zcela probádanou. Tato práce si dává za cíl formou rešerše shrnout metody pro vyšetřování proudění uvnitř cév. Dalším cílem je provést experimentální měření na modelu výše zmíněného rozvětvení karotidy. Posledním cílem je zpracování naměřených dat a jejich vyhodnocení.

Tato práce není první, která by se specializovala na oblast bifurkace karotidy. Ve skutečnosti existuje hned několik prací, které vyhodnocovali průtok touto oblastí cévní soustavy. Příkladem budiž práce kolektivu českých autorů, která se mimo jiné zabývá popisem matematického zjednodušeného modelu bifurkace karotidy. Naše práce se však od ostatních liší tím, že pro experimentální měření používáme modely s reálnou anatomíí. Toho bylo možné dosáhnout díky technologii 3D tisku, díky které jsme mohli vyrobit jádra modelů právě s reálnými anatomickými proporcemi lidské karotidy. Práce navazuje

na výzkum týmu pod vedením prof. Marie Oshima. Tento tým působící na univerzitě v Tokiu se zabývá hemodynamikou a to zejména numerickými simulacemi. [1]

Téma práce je pro mě velmi zajímavé, neboť snoubí problematiku medicínskou a bioinženýrskou. Možnost přispění, i když třeba jen malým dílem, do rozvoje poznatků v oblasti hemodynamiky cév je podle mě přispěním společnosti. Obecně bych řekl, že jakýkoliv rozvoj v oblasti medicíny a znalosti lidského těla a jeho fungování je krok správným směrem. Pomáhá nám totiž rozvíjet kvalitu života a předcházet nežádoucím útrapám života. Součástí této práce je nejprve teoretická průprava, zabývající se obecnými základy pro danou problematiku. Teoretická průprava obsahuje lékařský pohled na hemodynamiku a fyzikální pohled na mechaniku kapalin. Následuje rešerše současných možností pro měření tlaku a průtoku uvnitř cév. Dále je v práci popsána praktická část zahrnující experimentální měření metodou PIV na modelu rozvětvení karotidy. Praktická část popisuje také postup při zpracování naměřených dat a při jejich vyhodnocení. V závěru jsou výsledky shrnuty a diskutovány.

## 2 TEORETICKÁ ČÁST

### 2.1 Lékařský pohled

Hemodynamika se zabývá prouděním krve v cévním systému lidského těla. Pro možnost vhledu do této vědní oblasti je třeba nahlédnout na anatomické reálie, a to zejména právě v oblastech zájmu. Pro nás je v této práci hlavní oblastí zájmu arteria carotis communis a její větve arteria carotis interna et externa, neboť právě větvení arteria carotis communis a proudění uvnitř této cévní struktury je dále v práci zkoumáno. Znalost anatomie cév a jejich fyziologie je jedním ze základních kamenů při interpretaci výsledků hemodynamických měření.

#### 2.1.1 Cévy a cévní soustava

Cévy mají za úkol distribuovat krev do všech částí těla. Jsou to duté trubkovité útvary mající elastickou stěnu. Rozděluje je z hlediska umístění a funkce na tepny, žíly a krevní vlasečnice. Všechny tři druhy cév jsou spolu vzájemně propojeny a tvoří unikátní síť zvanou cévní soustava. Cirkulace krve je pro tělo velmi důležitá kvůli transportu živin, krevních plynů a odpadních látek. Dále slouží k termoregulaci a udržení homeostázy vody, iontů a pH. Krev samotná hraje také důležitou roli v imunitním systému. [2]

Tok krve uvnitř cév je zapříčiněn rozdílným tlakem jednotlivých úseků krevního oběhu. Krev proudí pouze ve směru tlakového gradientu, tedy z úseků s vyšším tlakem do úseků s nižším tlakem. Tento tlakový gradient je zajištěn činností srdce. Tepny vedou krev od srdce do zbytku těla a obvykle se vyznačují větším průsvitem. Vnitřní povrch tepen je potažen jednovrstvým epitelem, vnější vrstva je potažena vazivovou tkání protkanou vlákny hladké svaloviny. Tepny blíže k srdci mají velmi pružné stěny, které jim umožňují pojmout velké množství krve vypuzené ze srdce během systoly. Rychlost proudění krve v aortě dosahuje okolo 500 mm/s. Spojení tepen a žil zajišťují tenkostěnné cévy vlasečnice. Ve vlasečnicích se odehrávají všechny hlavní funkce krve. Samy o sobě zabírají krevní vlasečnice neuvěřitelnou funkční plochu okolo 1000 m<sup>2</sup>. Rychlost proudění krve v kapilárách je zhruba 0,5 mm/s. Žíly vedou krev směrem od kapilár zpět

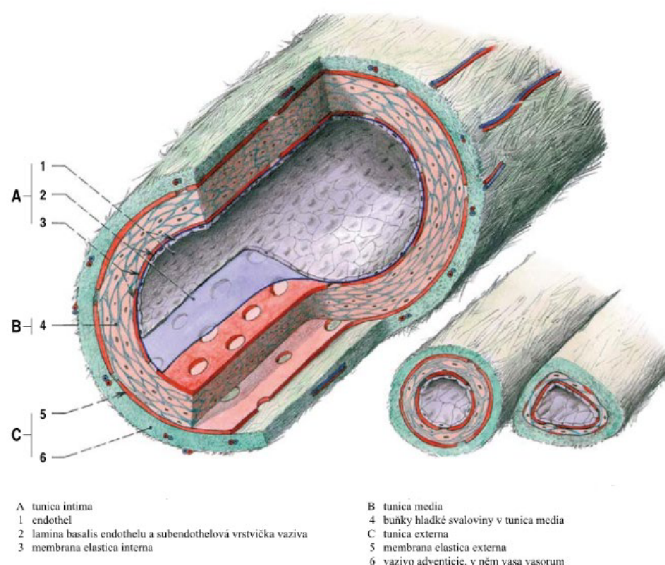
k srdci. Žíly nejsou vystaveny tak velkému tlaku jako je tomu u tepen a vlásečnic, proto jsou stěny tepen tenčí, méně elastické a nejsou tolik protkány svalovinou. [2][3][4]

### **2.1.2 Arteria carotis**

Arteriacarotis česky známá jako krkavice, nebo také karotida je největší krční tepnou v lidském těle. Její hlavní funkcí je zásobování velké části mozku, hlavy a krku. I přes svou párovost se levá a pravá karotida nepatrně liší. Levá karotida vychází přímo z aortálního oblouku, a proto je delší než pravá karotida, která ústí z hlavo-pažního kmene. Obě strany vedou podél průdušnice a jícnu a dále pak za štítnou žlázou. U horního okraje štítné chrupavky dochází k rozdělení karotidy na zevní (arteria carotis externa) a vnitřní část (arteria carotis interna). Zevní část krkavice zásobuje především oblasti krku a hlavy. Vnitřní vstupuje do lebeční dutiny, kde zásobuje velkou část mozku a oko. V místě, kde se krkavice rozestupuje na vnitřní a vnější větve, se ve stěnách nacházejí baroreceptory, které monitorují a reagují na tlak krve a s tím spojené napětí cévní stěny. Pokud dojde k překročení určité limitní hranice, dojde k podráždění vazomotorického centra v prodloužené míše a tělo začne reagovat snížením krevního tlaku a srdeční frekvence. Také se sníží napětí hladké svaloviny tepének. [5][6][7]

### **2.1.3 Vlastnosti cévní stěny**

Měkká biologická tkáň cévní stěny představuje kompozitní materiál, který se nechová zcela lineárně elasticky. Cévní stěna se skládá ze tří vrstev. Tunica adventitia je vnější vrstvou cévy a je tvořena z pojivových vláken obklopených zevní elastickou vrstvou. U žil, které jsou často lokalizovány blíže povrchu těla, bývá silnější, aby zabránila kolapsu cévy a jejímu poškození. Tunica media je tvořena buňkami hladké svaloviny a elastickou pojivovou tkání. Jejím hlavním úkolem je kontrolovat průsvit cév a s tím spojený tlak uvnitř cév. Tunica intima je vnitřní výstelka cévy tvořená buňkami endotelu nasedajícími na sub endotelovou pojivovou vrstvu. Tunica intima odděluje krev od cévy pomocí nesmáčivého endotelového povrchu. Brání usazování krvinek na svém povrchu a s tím spojené tvorbě trombu. Každý z typů cévy má jednu nebo více výše zmíněných vrstev více či méně vyvinutou. Cévy s velkým průsvitem mají jednotlivé vrstvy dobře diferencovány. Kapiláry naproti tomu mají střední a vnější vrstvu zcela redukovánou a jsou tvořeny jen vnitřní endotelovou vrstvou. [6][7]



**Obr. 1 Stavba cévní stěny [6]**

## 2.2 Pohled experimentální fyziky

Na cévní soustavu obecně lze pohlížet pomocí zjednodušeného fyzikálního modelu, a to jak ve směru realizace experimentu, tak z pohledu krve jako pracovní kapaliny. Krev je z hlediska fyziky obtížně uchopitelná, a proto se často v experimentálních měřeních nahrazuje zjednodušenými modely. Při vyhodnocování proudění kapaliny obvykle uvažujeme kapalinu jako by se jednalo o spojitou rovnoměrně rozloženou hmotu. Při svém pohybu opisují částice kapaliny pomyslné proudové čáry zvané proudnice. Tečna vedená v jakémkoliv místě proudnice udává směr vektoru rychlosti kapaliny v daném bodě. V praxi se setkáváme se dvěma typy kapalin, které označujeme jako newtonovské a neneutronovské. Pro naši práci jsme použili zástupce z obou skupin. Nejprve jsme provedli měření s vodou, která při svém proudění vykazuje charakter newtonovské kapaliny. Pro druhou část experimentů jsme si připravili fantom krve, který vykazuje znaky neneutronovské kapaliny. Oba typy kapalin se z hlediska fyziky chovají rozdílně.

### 2.2.1 Newtonovské kapaliny

Jako newtonovskou kapalinu můžeme označit takovou viskózní kapalinu, která je nestlačitelná, proudí stacionárně, má konstantní hustotu a splňuje Newtonův zákon viskozity.



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

V tomto vzorci pak  $\mu$  je dynamická viskozita a  $dc/dy$  je gradientem rychlosti proudění v směru kolmém na směr pohybu tekutiny. Dynamická viskozita udává míru vnitřního tření dané kapaliny. Čím vyšší je, tím vyšší je také vnitřní tření. Dynamická viskozita je charakteristikou materiálu, přičemž závisí na teplotě a tlaku a nezávisí na gradientu rychlosti. S dynamickou viskozitou úzce souvisí viskozita kinematická  $\nu$ , kterou můžeme vypočítat ze vztahu:

$$\nu = \frac{\mu}{\rho}$$

V tomto vztahu  $\rho$  je hustota kapaliny a  $\mu$  opět značí viskozitu dynamickou. Z tohoto nám vyplývá, že při znalosti jedné z veličin můžeme dopočítat tu druhou. Hlavním zástupcem řazeným mezi newtonovské kapaliny je již zmiňovaná voda. [8][9][10]

### 2.2.2 Neneutronovské kapaliny

Neneutronovské kapaliny jsou oproti tomu takové kapaliny, pro které výše zmíněný Newtonův zákon viskozity neplatí. Můžeme pouze použít alternativní rovnici k vypočtení smykového napětí. V tomto případě však  $\mu$  je pouze zdánlivou viskozitou a není materiálovou charakteristikou. Její hodnota totiž záleží na gradientu rychlosti nebo na smykovém napětí. Mezi smykovým napětím a rychlostí smykové deformace není lineární závislost. Tato nelinearita je způsobena změnou vnitřní struktury, která nastává během proudění takových kapalin. Jak již bylo zmíněno výše, mezi neneutronovské kapaliny můžeme v některých případech řadit například krev a pochopitelně též krevní fantomy. Neneutronovské kapaliny lze rozdělit na několik podskupin v závislosti na parametru zdánlivé viskozity. [8][9][10]

Prvním typem neneutronovských kapalin jsou kapaliny pseudoplastické. Vyznačují se tím, že jejich parametr zdánlivé viskozity se se zvyšujícím se gradientem rychlosti snižuje. Mezi pseudoplastické kapaliny se řadí například roztoky a taveniny polymerů. Dalším typem jsou kapaliny dilatantní. U kapalin tohoto typu parametr zdánlivé viskozity naopak s rostoucím gradientem rychlosti také vzrůstá. Kapalin dilatantního typu není velké množství a většinou se sem řadí vysoce koncentrované suspenze. Posledním typem

nenewtonovských kapalin jsou kapaliny binghamské. U takových kapalin dochází k toku až po překročení určité meze smykového napětí. Tato mez bývá označována jako mez toku. Mezi binghamské kapaliny se řadí například průmyslové a odpadní kaly. [8][9][10]

### 2.2.3 Smykové napětí a smyková rychlost

Smykové napětí je síla uvádějící do pohybu vrstvu kapaliny za pomoci sousedící rychleji proudící vrstvy kapaliny. Můžeme jej vyjádřit jako součin rychlostního gradientu a dynamické viskozity a jeho vektor je tangenciální. Vektor smykového napětí přímou úměrou roste s rychlostí průtoku a nepřímou úměrou s poloměrem průřezu cévy. Velikost smykového tření je nejnižší uprostřed cévy a roste s tím, jak se blížíme k cévní stěně. Ovlivňuje ho také geometrie cév jako například právě bifurkace cévy, která je předmětem výzkumu této práce. Střední hodnota smykového napětí je cca 1,5 Pa, jeho velikost se však s rostoucím věkem snižuje. [4]

Smyková rychlost udává vztah mezi rychlostí a vzdáleností dvou vrstev kapaliny. Obdobně, jako u smykového napětí, i u smykové rychlosti je jeho hodnota nejnižší uprostřed cév, a naopak nejvyšší u stěn cév. Vztah mezi oběma veličinami (napětím i rychlostí) je popsán Hagen-Poiseuillovým zákonem. Při nízkých smykových rychlostech se uvnitř cév tvoří shluky červených krvinek, čímž se zvyšuje viskozita krve. Naopak při vyšších rychlostech je narušena struktura těchto shluků a viskozita krve v místě klesá. [4]

### 2.2.4 Uplatnění poměrových čísel v experimentálních přístupech

Konzervativní přístup posuzuje charakter proudění pomocí poměrového čísla. To nám vytváří hrubou představu o rychlosti proudění a míře zavíření kapaliny uvnitř trubice (v našem případě cévy). Reynoldsovo číslo je bezrozměrná veličina, která přímo charakterizuje proudění viskózních kapalin. Hodnotu Reynoldsova čísla můžeme dopočítat ze vztahu:

$$Re = \frac{v_s d}{\nu}$$

V tomto vzorci  $v_s$  je střední hodnota rychlosti proudění kapaliny v daném průřezu trubice  $d$  a  $\nu$  je dynamická viskozita kapaliny. Z uvedeného vzorce je tedy vidět že

s rostoucí viskozitou se snižuje hodnota Reynoldsova čísla. Reynoldsovo číslo se používá pro určení přítomnosti laminárního nebo turbulentního proudění uvnitř trubice protékané kapalinou. Pokud je Reynoldsovo číslo  $Re$  nižší než kritická hodnota  $Re_K$ , nastává v trubici laminární proudění. Naopak pokud je vyšší nastává proudění turbulentní. Experimentálně bylo stanoveno, že pokud  $Re$  dosahuje hodnoty nad 3000 je tok turbulentní a pokud je menší než 1000 je daný tok laminární. [11][12]

céva	průměr $D$ [m]	Reynoldsovo číslo $Re$ [1]	Střední rychlost $c_s$ [m/s]
aorta	$1,9 \cdot 10^{-2}$	1425	0,3
karotida	$9,5 \cdot 10^{-3}$	1425 - 2137,5	0,6 - 0,9
arterioly	$0,2 \cdot 10^{-4} - 2 \cdot 10^{-4}$	0,01 - 0,15	$2 \cdot 10^{-3} - 3 \cdot 10^{-3}$
vlásečnice	$5 \cdot 10^{-6} - 20 \cdot 10^{-6}$	$6,25 \cdot 10^{-4}$	$0,5 \cdot 10^{-3}$

**Tab. 1 Orientační hodnoty Reynoldsova čísla [13]**

Význam Reynoldsova čísla lze napadnout z fyzikálního hlediska už z podstaty parametru viskozity, která je závislá na teplotě a dynamické změně. Reynoldsovo číslo v kontextu pulzatilního proudění je nerelevantní veličina. Proto se pro pulzatilní toky používá bezrozměrná veličina známá jako Womersleyho číslo. Znalost Womersleyho čísla je důležitá zejména pro experimentální měření modelující dynamické děje v mechanice tělních tekutin. Slouží k dodržení dynamické podobnosti, pokud dojde k náhlé změně podmínek daného experimentálního měření. Womersleyho číslo jako takové vyjadřuje vztah účinků viskozity a pulzující frekvence proudění. Je dáno následujícím vztahem:

$$W_0 = \frac{d}{2} \sqrt{\frac{\rho\omega}{\eta}}$$

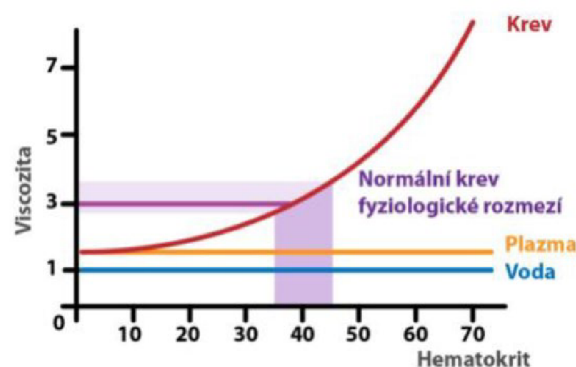
V tomto vzorci pak  $d$  udává průměr protékané cévy,  $\rho$  je dáno hustotou kapaliny,  $\omega$  odpovídá úhlové frekvenci,  $\eta$  označuje viskozitu kapaliny a  $W_0$  označuje samotné výsledné Womersleyho číslo. [11][12]

### 2.2.5 Fyzikální pohled na krev a cévy

Z hlediska fyziky je krev jako kapalina poměrně těžce popsatelná, neboť má celou řadu nepříliš ideálních vlastností. Vše je komplikováno jejím složením z různých složek,

kteře samy o sobě mají jiné vlastnosti. Fyzikální vztahy, které popisují proudění ideální kapaliny platí pro krevní oběh pouze aproximativně. Krev je suspenze s tekutou složkou v podobě krevní plazmy a krvinkami jakožto korpuskulární složkou. Krev je kapalina s převážně neneutonovským charakterem. Je to typický zástupce kapalin jejichž viskozita neustále vzrůstá či klesá společně s růstem či poklesem smykového napětí. Viskozitu krve tedy nelze brát jako konstantu. Při vyšších rychlostech průtoku tento neneutonovský charakter krve částečně vymizí a ve velkých cévách se pak krev dá do jisté míry považovat naopak jako newtonovská kapalina. [4][14]

Vlastnosti krve jsou značně ovlivněny zejména hematokritem. Hematokrit poměrně velkou měrou ovlivňuje viskozitu krve (viz Obr. 2). Viskozita krve je v průměru až čtyřikrát větší, než je viskozita vody. Vlastnosti krve se také mohou lišit například v průběhu různých onemocnění. Změny viskozity krve lze pozorovat například u anémie. Některá onemocnění mohou též ovlivňovat povrchové napětí krve, jako například ikterus. [15]



Obr. 2 Závislost viskozity na hematokritu [15]

### 2.3 Metody pro hodnocení průtoku krve

Metod pro měření rychlosti proudění uvnitř cév lidského těla již v dnešní době existuje poměrně značné množství. Všechny mají pochopitelně své výhody a nevýhody. Pro účely této práce si shrneme nejpoužívanější z nich. Obecně můžeme tyto měřicí metody rozdělit na invazivní a neinvazivní. Jinými slovy na metody, při jejichž aplikaci zasahujeme do lidského organismu a na metody, které se bez tohoto zásahu dokáží obejít. Měření průtoku krve cévami nám dává možnost vyhodnotit stav cév a odhalit tak případné

nežádoucí stavy jako například zúžení průsvitu cév. Celkově nám pak může dát náhled na stav cévní soustavy jako takové.

### 2.3.1 MR angiografie

MR angiografie je neinvazivní vyšetření cév bez ionizujícího zatížení. V magnetické rezonanci jako takové využíváme magnetických vlastností jader atomů prvků. V praxi nejčastěji jader atomů vodíku, kterých je v lidském těle obrovské množství, a proto generují velmi silný signál. U jader zkoumáme rozložení jejich magnetických momentů ve vnějším statickém magnetickém poli po interakci s radiofrekvenčním magnetickým polem. MR angiografie je pouze aplikace těchto metod pro vyšetření cév. [16]

Pro angiografická vyšetření magnetickou rezonancí se v zásadě používají dva postupy. Nekontrastní Time Of Flight, kdy využíváme silného signálu generovaného čerstvě přitékanou krví neovlivněnou radiofrekvenčním pulzem při vhodném načasování. Tato metoda zajišťuje velmi dobré prostorové rozlišení, avšak nepřesně zobrazuje nelaminární toky. Další výhodou je možnost potlačení signálu u nesledovaných cév a lépe definuje morfologii krčních tepen. Druhým postupem je metoda založená na aplikaci kontrastní látky do krevního řečiště a následného MR snímání. Tato metoda umožňuje selektivní měření rychlosti a objemovou kalkulaci průtoku. Často se využívá pro určení směru průtoku krve cévním řečištěm. U turbulentních toků stejně jako u předchozí metody dochází k nepřesnostem. [16][17]

### 2.3.2 Ultrazvuková metoda

Při měření ultrazvukovou metodou využíváme Dopplerova principu: pokud se zdroj vlnění (v našem případě zvuku) pohybuje vzhledem k pozorovateli, vnímá pozorovatel změnu ve frekvenci přijímaného vlnění. Pokud se zdroj pohybuje směrem k pozorovateli, může pozorovatel zaznamenat zvýšení frekvence přijímaného vlnění a naopak. Vše je vidět z následujícího vzorce:

$$f_p = \frac{c}{c - v} f_v$$

V tomto vzorci  $f_p$  odpovídá pozorovatelné přijímané frekvenci.  $C$  udává rychlost šíření vlnění v daném prostředí.  $V$  udává rychlost zdroje vzhledem k příjemci a  $f_v$  je původní nezměněná frekvence pozorovaného vlnění, kterou zdroj vysílá. [18][19]

V praxi se toto aplikuje následujícím způsobem. Část ultrazvuku prostupujícího cévou se odrazí od červených krvinek proudící krve. Červené krvinky poté vlastně fungují jako zdroj ultrazvukových vln a v závislosti rychlosti jejich proudění a směru jejich proudění pak dojde ke změně v přijímané frekvenci. Rozdíl vyslané a přijaté frekvence se označuje jako dopplerovský posun. Na základě znalosti dopplerovského posunu pak již lze dopočítat rychlost a potažmo i směr proudící krve. Pro zpřesnění měření lze též použít kontrastních látek. V ultrasonografii jsou to látky s velkou odrazivostí právě pro ultrazvukové vlny. [18][19]

Zdrojem ultrazvukového vlnění u této metody je množství piezoelektrických krystalů vhodně rozmístěných v hlavici ultrazvukové sondy. Pro vyšetření karotidy se používá lineární rozmístění krystalů v hlavici. Piezoelektrický jev popisuje schopnost krystalů, generovat elektrické napětí při jejich deformaci. Ultrazvuková sonda pak využívá opačného jevu (nepřímého piezoelektrického jevu), při kterém se krystaly deformují působením elektrického napětí. Generace ultrazvukového vlnění se provádí přivedením střídavého napětí na piezoelektrické krystaly, kdy střídavý charakter napětí spolu s principem nepřímého piezoelektrického jevu vytváří rychlé změny v deformaci krystalů. Frekvence vzniklého ultrazvukového vlnění odpovídá frekvenci změny deformace. [18][19]

### **2.3.3 Diluční metoda**

Diluční metoda je jednou z invazivních metod, dochází při ní tedy k porušení kožního krytu. Princip diluční metody spočívá v aplikaci kontrastní látky do krevního řečiště zkoumaného subjektu. Následně dále po proudu snímáme koncentraci přitékající kontrastní látky, z čehož můžeme stanovit průtok krve v místě měření. Na kontrastní látky jako takové jsou kladeny určité nároky. Nesmějí být pro tělo toxické, musí být mísitelné s krví a nesmí se z měřeného úseku samovolně vytrácet. Pro měření je třeba do těla pacienta zavést katetr. Nevýhodou diluční metody je, že nezjistíme nic o charakteru proudění v jednotlivých úsecích cévy mezi místem vstupu a měřeným místem. V zásadě získáme pouze hodnotu objemového průtoku za čas. [20]

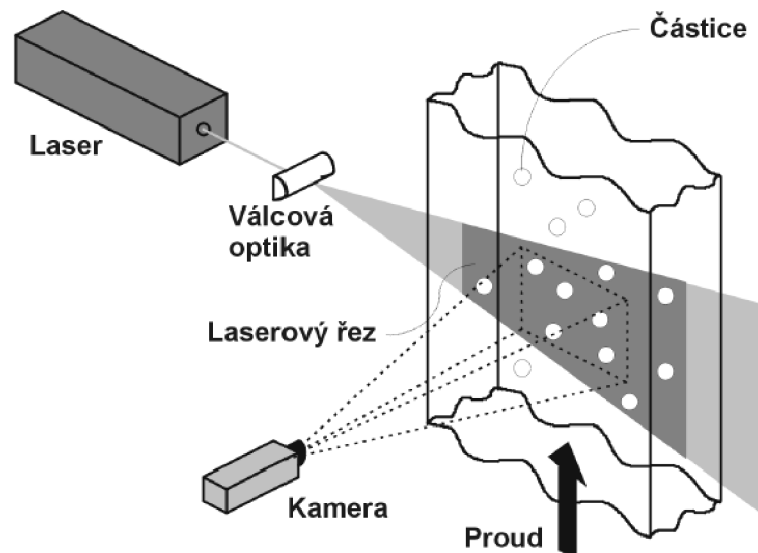
## 2.4 Metoda použitá v experimentu – PIV (Particle Image Velocimetry)

PIV je další z možností sledování průtoku kapaliny. Této metodě je věnována celá kapitola, neboť je dále v práci použita pro experimentální měření. Jde o jednu z optických metod, která je na rozdíl od ostatních anemometrií více než vhodná pro experimentální hodnocení nestacionárních rychlostních polí. Její nevýhodou je nutnost vizuálního přístupu do sledované oblasti, a tedy v praxi ji nepoužíváme pro měření rychlosti průtoku krve in vivo. Pro nás hlavní výhodou, kvůli které jsme se jí rozhodli použít pro experimenty, je možnost zkoumat lokální hodnoty rychlosti proudění v jednotlivých částech celé oblasti bifurkace. Princip metody je založen na zaznamenání posuvu stopovacích částic a na následném vyhodnocení míry posuvu těchto částic. Do sledované kapaliny je třeba přidat vhodné stopovací částice. Tyto částice by nijak výrazně neměly zasahovat do vlastního proudění zkoumané kapaliny. Částice by ideálně měly mít jednotnou velikost a stejnou hustotu jako zkoumaná kapalina. Měly by být v kapalině rovnoměrně rozptýleny a je tedy třeba zamezit jejich shlukování a usazování na stěnách modelu. Stopovací částice malou měrou zasahují do proudění zkoumané kapaliny a je tedy třeba co nejvíce omezit jejich vliv na proudění, aby bylo možné jejich přítomnost zanedbat. [21]

### 2.4.1 Záznam obrazu

Experimentální zapojení pro měření PIV obrazů se typicky skládá z několika subsystémů. Pro záznam scény je v první řadě třeba vysokorychlostní CCD nebo CMOS kamera zachycující prostor se zkoumaným modelem. Pro osvětlení měřicí roviny je potřeba pulzní laser nebo laserová dioda a speciální optika. Speciální válcová optika formuje přicházející laserový svazek do laserového řezu. Tímto řezem právě vybíráme osvětlenou měřicí rovinu v poli proudící tekutiny uvnitř námi sledovaného modelu. Výše zmíněné značkovací částice jsou unášeny proudem a při průchodu osvětlující rovinou rozptylují laserové světlo do objektivu kamery. Objektová rovina objektivu kamery je totožná s laserovým řezem a optická osa objektivu musí být na tento laserový řez kolmá. Na zachyceném snímku jsou stopovací částice viditelné jako světlé body na tmavém pozadí. Osvětlení laserovým řezem není spojitě (proto je právě třeba pulzního laseru), ale je třeba vždy jen osvětlení po velmi krátký čas (řádově ns). Krátký čas osvětlení umožňuje zaznamenat okamžitou polohu rychle se pohybujících částic v určitém okamžiku.

Dostatečně krátké osvětlení vede k ostrému obrazu, neboť poloha částic se v průběhu osvětlení nestihne změnit. V neposlední řadě je třeba vyhodnocovací software schopný zvládnout velký objem dat. [21][22][23]



**Obr. 3 Schéma experimentálního zapojení pro PIV [21]**

Pro účely měření je důležité získat nejméně dva snímky s pevně daným časem mezi jednotlivými snímky. První z takto pořízených snímků nese informaci o počáteční poloze částic. Druhý ze snímků samozřejmě nese informaci o konečné poloze těchto částic. Oba snímky v kombinaci tak nesou informaci o vektoru posunutí částic v osvětlené rovině. V praxi se mohou vyskytnout dva druhy záznamu PIV. Prvním druhem je dvojnásobná expozice, při které se koncová i počáteční poloha částic exponuje do jednoho snímku. Výsledný obraz pak také zachycuje polohu koncovou i polohu počáteční. Druhým používaným způsobem je zaznamenávání jednotlivých expozic každý obraz nese informaci pouze o jedné poloze každé částice. Jednotlivé obrazy jsou vždy rozděleny na čtvercové vyšetřovací oblasti. Vypočtení posunu, a tedy i velikosti příslušejících vektorů je již úkolem analýzy obrazu. Analýza má tedy za úkol vyhodnocení průměrného posunutí částic v každé z vyšetřovaných oblastí. Výsledný obraz pak má standardně podobu vektorové 2D mapy vyjadřující rychlost a směr pohybu částic v celém obrazu. [21][22][23]



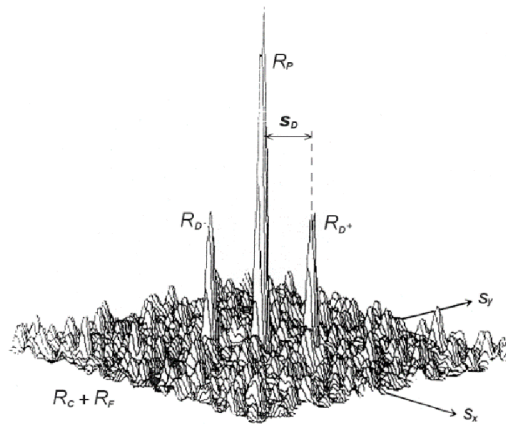
### 2.4.2 Analýza obrazu

Software pro analýzu rozdělí vzniklý obraz na množinu vyhodnocovacích oblastí, v nichž určí průměrné posunutí daných částic. Vyhodnocení záznamů PIV je založeno na základní rovnici:

$$rychlost = \frac{vzdálenost}{čas}$$

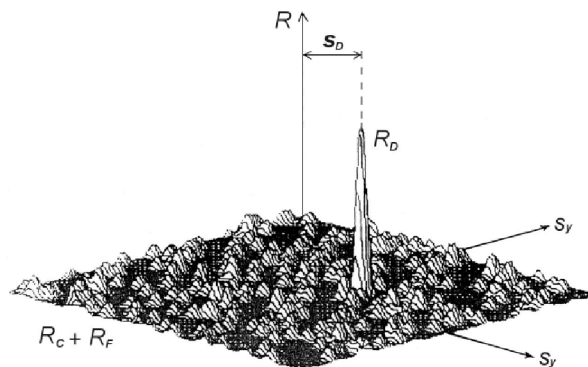
Zde vzdálenost vlastně zastupuje posuv částic v tekutině, která je unáší. Čas známe ze samotného intervalu snímání nastaveného pro kameru. Aby bylo možné stanovit v každé vyhodnocované oblasti výsledný vektor, je důležité, aby se v každé takové oblasti nacházely obrazy stopovacích částic. Musíme tedy v proudící tekutině mít dostatečnou koncentraci částic. [21][22][23]

Pro každou z metod záznamu zmiňovaných v předchozí podkapitole je vhodná trochu odlišná metoda pro určení průměrného posunu částic. Pro metodu dvojnásobné expozice, při které jsou obě polohy částice exponovány do jednoho obrazu je vhodná autokorelace. Na obrázku 9 je vidět typický autokorelační výsledek vyhodnocované oblasti. Autokorelace díky přítomnosti obou poloh částice ve vyhodnocované oblasti poskytuje dva vrcholy  $R_{D-}$  a  $R_{D+}$ . Ty jsou v symetrickém umístění na spojnici s centrálním vrcholem  $R_P$ . Hledané průměrné posunutí částic  $S_D$  máme dáno spojnicí jednoho z vrcholů  $R_{D+}$  nebo  $R_{D-}$  s centrálním vrcholem  $R_P$ . Nevíme však, který z vrcholů zvolit, a proto autokorelace neposkytuje informaci o směru posunutí. Korelační šum u této metody je vyšší než u metody následující, a to přibližně dvakrát. Hodnotu korelačního šumu získáme součtem členů  $R_C$  a  $R_F$ . Metoda autokorelace je považována jako méně vhodná pro vyhodnocování PIV záznamů, a to hlavně z důvodu již zmiňované nemožnosti určení směru posunu. Přispívá k tomu také větší míra vzniklého korelačního šumu. [21][22][23]



**Obr. 4 Vyhodnocení PIV obrazu autokorelace [21]**

Pro metodu jednotlivých expozic je lepší použít pro stanovení míry průměrného posunutí částic korelaci. Na obrázku 10 můžeme opět vidět typický obrázek, ale tentokrát pro metodu vzájemné korelace PIV snímku. Vektor průměrného posunutí částice ve vyšetřované oblasti  $S_D$  získáme jako spojnici vrcholu  $R_D$  tentokrát však se středem korelační roviny. Součet  $R_C$  a  $R_F$  opět zastupuje korelační šum. Jak již bylo zmíněno, výhodou této metody je možnost stanovení směru vektoru průměrného posunutí. [21][22][23]



**Obr. 5 Vyhodnocení PIV obrazu korelace [21]**

### 2.4.3 Limity metody

Jako každá jiná metoda má i metoda PIV svá vlastní omezení a limity. Je třeba tato omezení znát, abychom jim mohli co nejvíce předcházet nebo s nimi alespoň počítat při vyhodnocení a interpretaci výsledků

### **Ztracené páry**

Tato chyba se projevuje, pokud v čase mezi prvním a druhým záznamem obrazu jedna z částic vystoupí z vyšetřované oblasti nebo pokud do vyšetřované oblasti na opak vstoupí jiná částice. Obraz takové částice pak totiž v dané vyhodnocované oblasti nemá svůj protějšek. Tím se zvýší korelační šum v důsledku nahodilých korelací. [21]

### **Maximální posunutí částic**

Tento druh chyby souvisí s Nyquistovým vzorkovacím kritériem. To nám totiž limituje znovunalezení maximálního posuvu v prostoru v jakémkoliv směru na méně než polovinu rozměrů vyhodnocované oblasti. S rostoucím posunem pak také roste množství ztracených párů odrazů značkovacích částic a zvyšuje se šum. [21]

### **Hustota částic**

Důležitým parametrem, který ovlivňuje kvalitu získaného signálu, je počet stopovacích částic uvnitř vyhodnocovacích oblastí. Zvýšeným nasycením stopovacích částic v toku lze do jisté míry také předcházet chybě typu ztracené páry. Příliš malá hustota sycení proudu částicemi může vést také k vyhodnocení falešně nízkých rychlostí proudění. [21]

### **Dynamický rozsah**

Při metodě PIV roste dynamický rozsah měřených rychlostí spolu s rozměry vyhodnocované oblasti. Pokud chceme zachovat vysokou přesnost měření, měl by být maximální posuv částic menší než čtvrtina strany vyhodnocované oblasti. Dynamický rozsah také klesá spolu s efektivním průměrem obrazu částice. Minimální měřitelná velikost posunutí částic je tedy také určována efektivním průměrem obrazu částic. [21]

## **2.5 Modely karotid pro stanovení charakteru proudění**

Modely pro experimentální měření v hemodynamice optickými metodami jsou v zásadě dvojího druhu. Jednak jsou to modely tuhé, které bývají realizovány nejčastěji ze skla či plexiskla. Tyto modely však nejsou zcela vhodné pro simulaci dějů uvnitř cév lidského těla, neboť oproti skutečným cévám postrádají jejich pružnost. Jsou ale velmi často používány pro zjednodušený náhled do dané problematiky a postačují pro znázornění některých jednodušších principů v hemodynamice. Sklo se používá pro

geometricky méně náročné modely. Výhodou skleněných modelů je jejich tvarová neproměnlivost, odolnost proti poškrábání a velká chemická odolnost. Modely z plexiskla jsou oproti skleněným protějškům odolnější proti případnému nárazu. Navíc jsou také snadněji opracovatelné a jsou tedy jednodušší na výrobu. [24]

Druhým druhem jsou pružné modely. Ty se již více přibližují simulaci reálných podmínek, a proto jsou pro tuto práci zajímavější. Jsou na ně, obdobně jako na tuhé modely, kladeny nároky spojené zejména s jejich chemickou stálostí. Dále je kladen důraz na jejich průhlednost a samozřejmě oproti předchozímu druhu také na jejich elasticitu. Při výrobě pružných modelů se uplatňují tři základní techniky. Jsou jimi odlévání materiálu do rotující formy, máčení formy v tekutém materiálu a odlévání materiálu do dělené formy s jádrem. [24]

### **2.5.1 Odlitky do rotující formy**

Tato metoda spočívá v odlévání zředěného materiálu do rotující formy a následném postupném ulpívání rotujícího tekutého materiálu na vnitřních stěnách formy. Pro optimální funkčnost této metody je důležité používat symetrickou formu a vlévaný materiál je nutné dostatečně zředit, aby se rovnoměrně vrstvil na stěny formy. Zasychání materiálu probíhá za nízkých otáček s přístupem vzduchu zajištěným drobnými otvory umístěnými po stranách formy. Nevýhodou této metody je vysoká časová náročnost. [24]

### **2.5.2 Máčení formy**

Výsledný produkt při této metodě opět vzniká ulpíváním tekutého materiálu, tentokrát však na vnějších stěnách formy. Rozdílem oproti předchozí metodě je, že forma nerotuje, nýbrž je opakovaně ponořována do nádoby s tekutým materiálem. Po každém ponoření je forma pomalu vytahována a mezi jednotlivými namáčeními je potřeba dodržovat dostatečnou časovou prodlevu, aby materiál stihl ztuhnout. Výhodou této metody je rychlejší dosažení finálního výsledku. [24]

### **2.5.3 Odlitky do dělené formy s jádrem**

Poslední metoda nevyužívá principu ulpívání materiálu na stěnách formy. Místo toho je třeba vyrobit jádro formy, které je následně zalito tekutým materiálem. Výrobu

jádra v praxi často provádíme metodou 3D tisku. Výhodou 3D tisku je možnost aplikace i na složitější geometrie. Jádro formy by mělo být z rozpustného materiálu, aby bylo možné ho po zaschnutí finálního modelu z výsledku odstranit. [24]

## **3 VÝZKUMNÁ ČÁST**

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

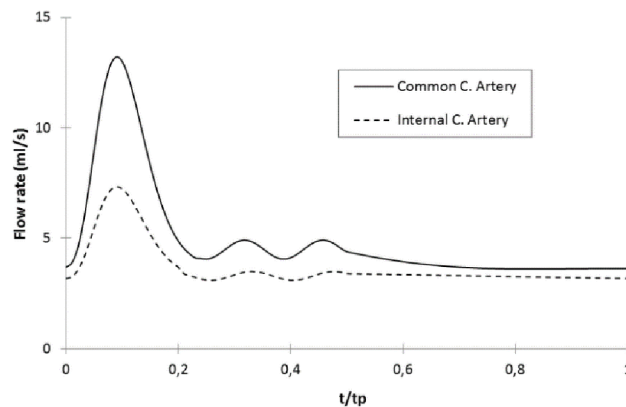
Cílem práce je srovnat modely bifurkace ze dvou různých materiálů a vyhodnotit jejich vliv na proudění dvou různých kapalin. Je třeba sestavit experimentální měřicí trať se synchronizačními prvky, která bude zajišťovat a zároveň zaznamenávat průtok oblastmi modelů. V rámci přípravy měřicí trati bude třeba provést kalibraci čerpadla, které bude zodpovídat za pohánění kapalin trati. Dále je třeba připravit měřicí kapalinu, která svými vlastnostmi bude podobná krvi. Ta bude následně využita v další části experimentu. V neposlední řadě bude třeba vhodnými metodami vyhodnotit naměřená data a zpracovat je do prezentovatelné podoby.

Předpokládáme, že materiál modelu bude mít vliv na proudění obou kapalin a očekáváme, že rozdíl mezi materiály bude více či méně patrný u obou použitých kapalin. Dá se také předpokládat podobnost v charakteru proudění (i když s rozdílnou rychlostí průtoku) u každého materiálu zvlášť nezávisle na použité kapalině. Obdobnou podobnost očekáváme také u smykového napětí, které bude zvýšené ve shodných oblastech s rozdílnou mírou v závislosti na viskozitě kapaliny. Na získané hodnoty bude mít samozřejmě vliv také objemový průtok kapaliny v oběhu.

### **3.2 Metodika výzkumu**

Veškerá měření pro tuto diplomovou práci byla provedena na půdě Technické univerzity v Liberci v laboratoři experimentální mechaniky tekutin nacházející se v přízemí budovy L. Měření probíhala dílem na konci 3. semestru a začátkem 4. semestru. Nejprve bylo třeba stanovit podmínky a parametry experimentů. Rozhodli jsme se pro experimentální měření modelů karotidové bifurkace vyrobených ze dvou různých materiálů (viz kapitola 8). Pro každý z materiálů jsme se rozhodli provést dvě série experimentů. Nejprve jsme pro každý z modelů provedli měření s vodou a následně jsme do měřicí trati namísto vody dodaly krev napodobující tekutinu. Měření jsme pro každý model opakovali.

Pro obě kapaliny a pro každý z modelů jsme měřili tři různé vstupní hodnoty objemového průtoku. Tyto hodnoty jsme odvodili ze známých hodnot přítomných v karotidové bifurkaci v lidském těle. Rozhodli jsme se pro maximální fyziologickou hodnotu 13ml/s, která je přítomna v bifurkaci v průběhu srdeční systoly. Dále bylo naším cílem proměřit naopak nejnižší hodnotu průtoku přítomnou v karotidě 4ml/s. Nakonec jsme jako třetí hodnotu zvolili střední hodnotu 6,267ml/s. Nejnižší a nejvyšší hodnotu 4ml/s a 13ml/s jsme zvolili, abychom zjistili, co se bude odehrávat v modelu v extrémních případech. Dá se totiž očekávat, že případné zvláštnosti v rozložení rychlostí či smykového napětí se projeví právě v takových případech. Střední hodnota by nám pak měla dávat celkový náhled na děje uvnitř karotidové bifurkace v běžných podmínkách. [33]



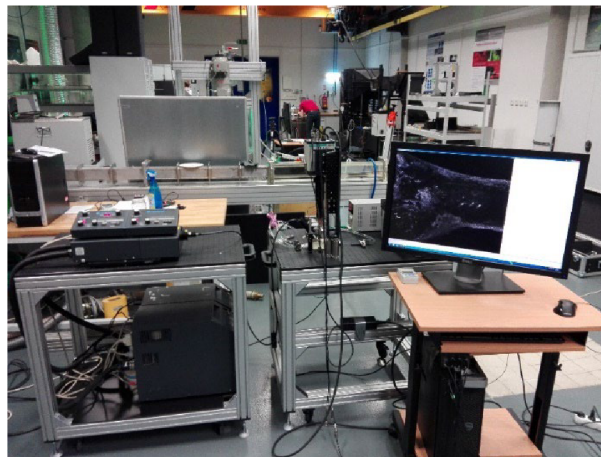
**Obr. 6 Rychlost průtoku krve karotidou [33]**

Pro každé z experimentálních měření jsme pořídili sérii 257 snímků, což je maximum, se kterým bylo možné z hlediska operační paměti kamery pracovat. Čas mezi pulzy jsme nastavili pro každé měření zvlášť, tak aby na obraze došlo k adekvátnímu posunu značkovacích částic vzhledem k nastavenému průtoku. Pro průtoky 4ml/s a 6,267ml/s jsme nastavili čas mezi pulzy (TBP) na 0,00025 $\mu$ s. Pro rychlejší námi nastavovaný průtok bylo třeba čas mezi pulzy zkrátit na 0,0001 $\mu$ s. Při vyšším nastaveném TBP totiž již docházelo k přílišnému posunu částic, což by přineslo vyšší chybovost při vyhodnocení dat. V praxi by se projevil jeden z limitů metody PIV, při kterém by se z vyšetřovaných oblastí během časového úseku mezi snímky ztrácely obrazy značkovacích částic do jiných oblastí.

### 3.3 Postup vlastního měření

#### 3.3.1 Experimentální uspořádání

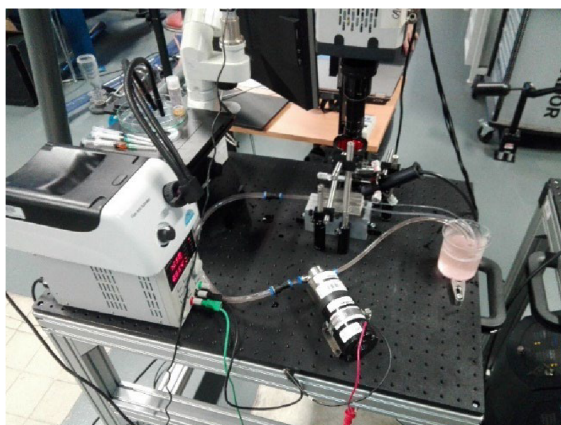
Pro námi naplánovaná zkoumání proudění vody a krevního fantomu modelem bifurkace karotidy bylo třeba připravit si experimentální zapojení měřící trati pro PIV. Základem pro uchycení trati se stala kovová konstrukce s vhodně umístěnou děrovanou optickou deskou. Konstrukce má podobu malého stolku a pro usnadnění manipulace je pojízdná s možností aretace pro stabilitu při měření. Materiál konstrukce pro uchycení měřící trati byl objednan na zakázku. Po doručení materiálu již bylo vlastní sestavení stolku, na který jsme následně měřící trať připevnili, v naší režii. Sestavení nebylo nikterak časově či jinak náročné. Smontovaný stolek je možné vidět na obrázku 6 (viz Obr. 6), kde je již i se sestaveným měřícím obvodem.



**Obr. 7 Sestava experimentu [foto autor]**

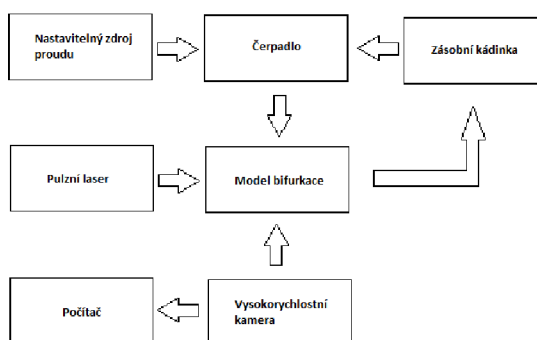
Ve větším detailu je pak stolek k vidění na obrázku 7 (viz Obr. 7). Jak již bylo zmíněno v obou případech je stolek se sestavenou a připevněnou měřící trati. Samotnou měřící trať jsme připevnili na horní desku stolu tak, abychom zabránili pohybu jednotlivých částí obvodu během měření. Otvory v horní desce stolku nám zjednodušily přizpůsobení uchycení jednotlivých prvků trati dle našich potřeb. Celá sestava se skládala z čerpadla pro přečerpávání kapaliny obvodem, nastavitelného DC zdroje, zásobní kádinky, zdroje laserového světla, Specializované vysokorychlostní kamery, počítače pro ukládání a zpracování dat a v neposlední řadě ze zkoumaného modelu. Pro generátor laserového svazku jsme museli vyhradit v závislosti na jeho velikosti další stolek.





**Obr. 8 Detail na experimentální trať [foto autor]**

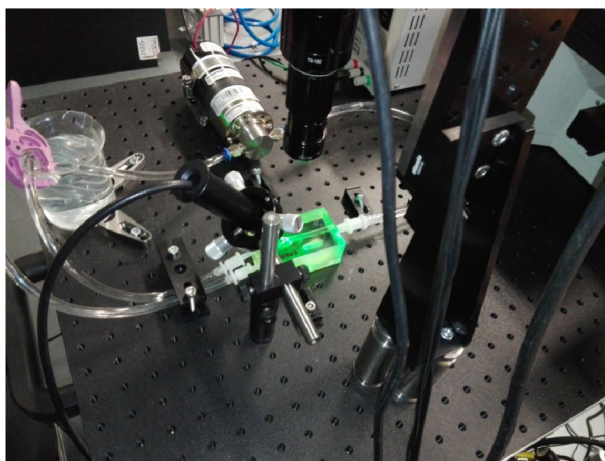
Pro větší názornost se můžeme podívat na obrázek 8 (viz Obr. 8) kde je sestava experimentu schematicky znázorněna. Mikro čerpadlo napájené nastavitelným zdrojem zajišťuje průtok tekutiny měřícím obvodem. Spojení čerpadla modelu a zásobní kádinky je zajištěno PVC hadicemi o průměru 0,8 cm. Kamera je upevněna nad modelem (lépe viditelné na Obr. 7) tak aby mohla snímat oblast zájmu. Kamera je kabelově spojena s počítačem, kam přenáší naměřená data. Laserový paprsek je přiveden optickým kabelem zakončeným speciální hlavicí, která uvnitř modelu vytváří laserovou rovinu tak, jak je pro metodu PIV třeba. Vytvoření laserové roviny v modelu je velmi dobře patrné z obrázku 9 (viz Obr. 9). Frekvence laseru je ovládána softwarem v počítači tak, aby jednotlivé pulsy laseru přicházely v požadovaných intervalech. Nyní se blíže podíváme na jednotlivé části experimentální sestavy.



**Obr. 9 Schéma měřícího okruhu [obrázek autor]**

### **Uchycení modelu**

Model je na horní desce stolu pevně uchycen, aby nedošlo k jeho posuvu v průběhu měření. Všechny úchytné body jsme vybírali s ohledem na oblast zájmu, kterou je hlavně oblast větvení modelu. Model je spojen s výše zmiňovanými PVC hadicemi za pomoci redukčních spojek, průsvit vnitřních dutých částí modelu je totiž menší, než je tomu u spojovacích hadic. Přítokovou hadici jsme v úseku před vstupem do modelu upevnili tak, aby se na ní netvořili žádné záhyby. Ty by totiž mohly mít vliv na charakter proudění vstupující tekutiny. To je pro nás samozřejmě z hlediska přesnosti měření nežádoucí. Model jsme také upevňovaly s ohledem na pozici kamery kvůli její možnosti posuvu pouze ve dvou osách.



**Obr. 10 Detail na uchycení modelu [foto autor]**

### **Kamera HiSenseNeo**

Pro snímání obrazu, které je při metodě laserové anemometrie velmi náročné, jsme použili speciální kameru HiSenseNeo od Dantec Dynamics. Náročnost snímání u PIV souvisí s potřebou velmi vysoké frekvence snímání spolu s dobrým rozlišením a co nejmenším množstvím nežádoucího šumu. Všechny tyto nároky tato speciální kamera splňuje a další výhodou kamery od Dantec Dynamics je samozřejmě také velmi jednoduché spárování se softwarem od Dantec Dynamics, který jsme pro akvizici a následné zpracování obrazu využili. Uchycení kamery jsme realizovali pomocí dvou vzájemně kolmých úchytných zařízení. Tím jsme dosáhli možnosti manipulace kamerou ve dvou různých osách při současné stabilitě obrazu. Po připevnění kamery jsme ji

zaostřili do oblasti zájmu. Správné zaostření jsme si kontrolovali pomocí režimu náhledu, který dlouhodobě neukládá naměřená data. [25]

Objektivem použitým během experimentů byl Nikon AF MicroNikkor 60 mm f/2.8D s ohniskovou vzdáleností 60mm, jak napovídá název. Tento objektiv je velmi kompaktní a dobře zvládá blízké aplikace. Zaostření jsme prováděli manuálně s využitím náhledu, které software DynamicStudio podporuje. Po nastavení jsme již dále s objektivem nemanipulovali, aby zůstal adekvátně zaostřen. Zaostření jsme prováděli pouze při výměně modelů, kdy se jednotlivé modely lišily svou tloušťkou materiálového bloku. [26]



**Obr. 11** Vysokorychlostní kamera HiSenseNeo [foto autor]

### **NewWaveGemini PIV laser**

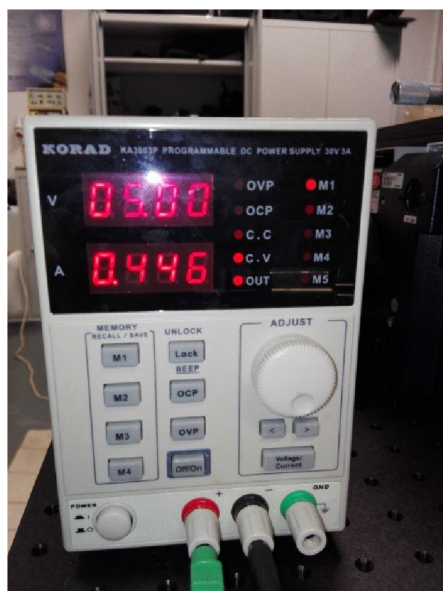
Pro naše měření jsme jako zdroj laserového svazku, použili specializovaný laserový systém Gemini PIV s aktivním prostředím Nd:YAG. Jde o systém, který je primárně navržen pro měření právě metodou PIV. Zajišťuje velmi stabilní zdroj pulsního laserového zeleného světla. Pro přivedení laserového světla do blízkosti vzorku jsme použili optický kabel. Ten je zakončený hlavici měnicí přivedený laserový svazek na osvětlovací rovinu. Laser je dle technických požadavků metody do modelu přiváděn přerušovaně. Čas mezi jednotlivými pulzy jsme nastavovali v měřícím softwaru v závislosti na rychlosti sledovaného průtoku. [27]



**Obr. 12 Laserový systém Gemini PIV [foto autor]**

### **Nastavitelný zdroj DC proudu**

Pro napěťové řízení čerpadla jsme v naší měřicí trati použili nastavitelný laboratorní zdroj stejnosměrného proudu Korad KA3003P. Jedná se o transformátorový digitálně ovládaný laboratorní zdroj s možností připojení k PC skrze USB/COM port. Napětí zdroje je kontinuálně nastavitelné od 0 V do 30 V s krokem 0,01V. Je také možné nastavení v režimu CC (konstantního proudu) s krokem 1 mA až do maxima 3 A. Zdroj má ochranu proti zkratu i přetížení a má galvanické oddělení od sítě. Napájení zdroje je možné z běžné sítě (230 V/50 Hz). Konkrétním nastavení zdroje pro jednotlivé experimenty bude popsáno dále v této práci. [28]



**Obr. 13 Nastavitelný zdroj Korad KA3003P [foto autor]**

## Mikročerpadlo GB P23 PVS

Naším původním záměrem, dle zadání práce, bylo pro jednotlivé experimenty použít peristaltické čerpadlo. Nakonec jsme se ale rozhodly k přečerpávání vody a fantomu krve experimentálním okruhem použít zubové mikročerpadlo typu GB P23 PVS. Důvodem pro upuštění od původního záměru byla nestabilita a nedostatečnost průtoku pracovní kapaliny právě při využití peristaltického čerpadla. Zároveň Oddělení fyzikálních měření v době začátku experimentů nakoupilo velmi kvalitní výše zmiňované zubové mikročerpadlo, které se pro navrhované experimenty jeví jako vhodnější.



**Obr. 14 Mikročerpadlo GB P23 PVS [foto autor]**

U mikročerpadla GB P23 PVS výrobce uvádí minimální průtok 131 ml/min a maximální průtok 6,4 l/min. Rozsah viskozit je uváděn od 0,5 do 1500 cP. Oba tyto rozsahy nám pro naše měření plně dostačují. Ovládání průtoku čerpadla jsme řídili napěťově za pomoci nastavitelného DC zdroje. Při čerpání vody obvodem vznikala u čerpadla drobný problém. V obvodu se totiž tvořilo značné množství bublin, které by kazili získaná data. Bylo tedy třeba se s tímto problémem vypořádat a vzduchové bubliny v co největší možné míře ze spojovacích hadic, a především ze zkoumaného modelu odstranit. Toho jsme dosáhly za pomoci manipulace s rychlostí průtoku. Před každým z experimentálních měření jsme nejprve nastavili vyšší hodnotu průtoku, která uvázle bubliny z okruhu lépe odváděla. Teprve poté jsme nastavili hodnotu požadovanou. Také jsme se snažili bubliny z obvodu odstranit manipulací se spojovacími hadicemi. Přese všechno úsilí se nedalo zabránit přítomnosti malého množství bublin v měřicím okruhu,

ty však bylo možné ze snímků eliminovat s použitím některých softwarových funkcí DynamicStudia. O tomto softwaru bude více dále v této práci. [29]

### 3.3.2 Kalibrace průtoku

Pro možnost nastavení jednotlivých námi požadovaných rychlostí objemového průtoku měřícím obvodem bylo třeba zjistit potřebné napětí evokující odpovídající průtok. Proto jsme provedli kalibraci čerpadla, abychom zjistili závislost objem přečerpané kapaliny za jednotku času na přivedeném napětí. Proměřili jsme oblast hodnot průtoku pro přivedené napětí od 5 V do 15 V s krokem 2 V. Pro každou ze sledovaných hodnot napětí jsme provedli 10 měření. Zkoumali jsme čas, za který bude přečerpáno 800ml tekutiny. Následně jsme vydělením celkového objemu celkovým uplynulým časem vypočetli pro jednotlivá měření objem přečerpaný za 1 s. Ukázka takto naměřených a vypočtených hodnot (viz. Tab. 2). Ostatní naměřené a vypočtené hodnoty jsou v příloze B této práce.

číslo měření	napětí [V]	čas [s]	průtok [ml/s]
1	5	202,83	3,94
2	5	202,06	3,96
3	5	203,12	3,94
4	5	203,59	3,93
5	5	202,76	3,95
6	5	202,66	3,95
7	5	203,13	3,94
8	5	202,19	3,96
9	5	202,42	3,95
10	5	203,07	3,94

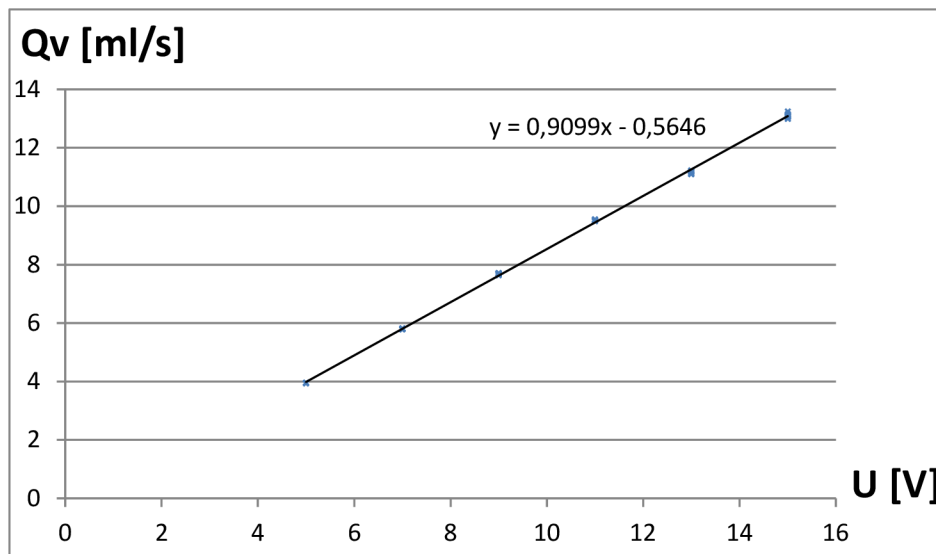
**Tab. 2 Hodnoty pro kalibraci čerpadla 5 V**

Po naměření hodnot bylo třeba stanovit závislost průtoku čerpadla na napětí přivedeném ze zdroje. Pro výpočty jsme použili tabulkový výpočetní software Microsoft Excel. Ukázalo se, že na námi zvoleném rozmezí hodnot napětí, má čerpadlo v zásadě lineární závislost mezi napětím a hodnotou přečerpaného objemu za sekundu. Naměřená data jsme proložili vhodnou spojnicí trendu. Získaly jsme tak regresní koeficienty  $\alpha = 0,9099$  a  $\beta = -0,5646$  pro výpočet požadovaných napětí pro každou z nastavovaných hodnot vstupního průtoku. Provedli jsme výpočet vstupního napětí pro tři hodnoty

průtoku, a to konkrétně 4ml/s, 6,267ml/s a 13ml/s, dle následujícího vzorce, kde  $y$  je požadovaná hodnota průtoku a  $U$  je hledané napětí:

$$U = \frac{y + 0,5646}{0,9099}$$

Motivace pro výběr právě těchto hodnot je popsána dále v této práci. Odpovídající hledané hodnoty napětí pro dané hodnoty průtoku nám vyšli 5,02 V pro průtok 4ml/s, 7,51 V pro 6,267 ml/s a nakonec 14,91 V pro 13 ml/s.



**Graf 1: Závislost průtoku na přivedeném napětí**

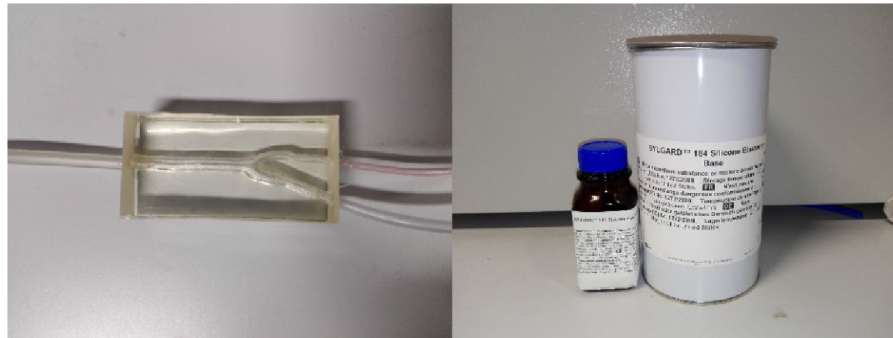
### 3.3.3 Modely bifurkace

Modely bifurkace karotidy, které jsme použily pro naše experimentální měření, byly z materiálů dvojího typu. Oba dva modely byly vyrobeny na půdě technické univerzity vedoucí mé práce. Modely byly vyrobeny metodou odlitku do dělené formy s jádrem. Vnitřek modelu byl vytištěn na 3D tiskárně vlastněné Technickou univerzitou v Liberci. Po vytištění byl vnitřek modelu zalit příslušným materiálem. Po ztuhnutí materiálu byl model opracován a vnitřek byl z modelu odstraněn.

#### **PDMS model**

Polydimethylsiloxan (PDMS) je materiál patřící do skupiny polymerních organokřemičitých sloučenin. Tyto materiály také běžně označujeme jako silikony. Jedná se o opticky čirý materiál, díky čemuž je také často používán pro výrobu kontaktních

čoček. Dalšími vlastnostmi tohoto materiálu jsou jeho ne-toxičnost a také jeho nehořlavost. Na následujícím obrázku je jeden z námi používaných modelů pro experimentální měření vyrobených právě z polydimethylsiloxanu (viz Obr. 14). Tvrdost použitého materiálu je výrobcem udávána jako 40 Shore A. [30]



**Obr. 15 a) hotový PDMS model b) dvousložkový materiál pro odlití modelu [foto autor]**

### **Epoxidový model**

Materiálem pro výrobu druhého modelu byla epoxidová pryskyřice. Epoxidová pryskyřice je polymerní materiál syntetického původu a patří mezi takzvané reaktoplasty. Reaktoplasty jsou polymery, které při svém vytvrzení vytvářejí trojrozměrnou prostorovou síť. Před vytvrzením je epoxidová pryskyřice viskózní kapalina. Po vytvrzení materiál ztuhne a již dále není možné působením tepla hmotu roztavit. Materiál epoxidové pryskyřice se vyznačuje svou tvarovou stálostí a chemickou odolností. V souvislosti s tímto materiálem můžeme také hovořit o relativně značné tepelné odolnosti (alespoň v porovnání s termoplasty). Na obrázku je vidět druhý námi používaný model bifurkace karotidy (viz Obr. 15). Co z obrázku není patrné je, že epoxidový model je v porovnání s PDMS modelem o něco tužší a méně poddajný. Pevnost v tahu je u námi použitého epoxidového materiálu dle výrobce 66 MPa. Tvrdost materiálu je výrobcem udávána jako 95 Shore D, což právě ukazuje na již zmiňovanou vyšší tvrdost. [31]





**Obr. 16 a) hotový epoxidový model b) materiál pro výrobu modelu [foto autor]**

### 3.3.4 Pracovní kapalina

Pro druhou část experimentálních měření bylo nutné připravit pracovní kapalinu, tedy kapalinu napodobující svými fyzikálními vlastnostmi a chováním krev. Pro experimentální měření průtoku krve cévami existuje celá řada krev napodobujících kapalin. Pro naše účely bylo třeba zvolit vhodný fantom, tak aby byla zajištěna průchodnost laserovým světlem. Prostupnost světla vychází z požadavku metody PIV, kde potřebujeme, abychom mohly kamerou zachytit odraz laseru od značkových částic uvnitř modelu. Do finálního fantomu jsme přidali rhodaminové fluorescenční stopovací částice. Ty bývají pro PIV měření velmi často používány.

#### Složení

Složení připravovaného fantomu jsme vybrali tak, aby bylo pro náš experiment co nejlépejší. Po delším zvážení jsme se dle literatury rozhodli pro kombinaci vody, glycerolu a dextransu. Požadovaný poměr dle článku byl 83,86 % vody, 10,06 % glycerolu a 3,36 % dextransu. Poslední neméně důležitou složkou byly rhodaminové stopovací částice. [32]

#### Příprava

Pro účely našeho měření jsme si připravily 1 kilogram krevního fantomu. Výsledný objem kapaliny byl pro všechny experimenty více než dostačující. Začali jsme přípravou nádoby, do které jsme odlili potřebné množství vody. Poté jsme navázili příslušné díly glycerolu a dextransu. Glycerol jsme do nádoby s vodou přidali bez obtíží, neboť jde o průhlednou, i když značně viskózní kapalinu. Přidání dextransu do ostatních složek již bylo trochu komplikovanější. Bylo třeba dbát na to, aby ve výsledné směsi nevznikly sraženiny, které by následně mohli ucpávat obvod. Proto jsme dextrans přidávali po

malých dávkách za stálého promíchávání. Samotná příprava náhrady krve zabrala cca hodinu, kvůli eliminaci sraženin jsme však nechali celou směs ještě delší dobu promíchávat.

### **3.4 Analýza výzkumných dat**

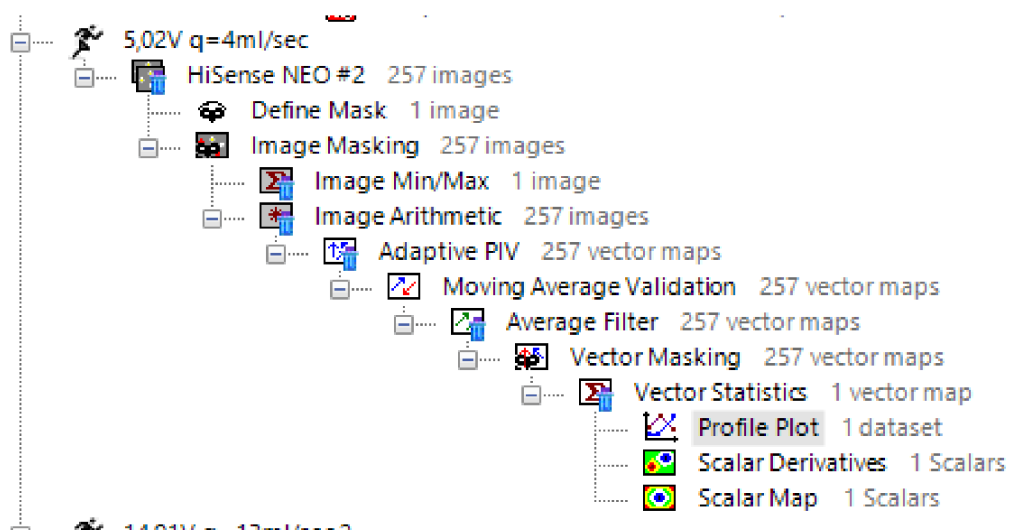
Pro stanovení výsledků práce bylo třeba zpracovat značné množství dat. Aby bylo možné výsledky vůbec nějak hodnotit, bylo třeba nejprve data vhodně předzpracovat. Pro předzpracování dat jsme zvolili software DynamicStudio od Dantec Dynamics. Hlavním kritériem pro volbu výše zmíněného softwaru je jeho specializace právě na dynamiku kapalin. Pro vhodnou vizualizaci výsledků jsme pak předzpracovaná data graficky zpracovali v programu Tecplot 360.

#### **3.4.1 DynamicStudio**

Dantec Dynamics se specializuje mimo jiné na tvorbu softwaru pro podporu měřících systémů k akvizici a analýze dat z oblasti dynamiky kapalin. DynamicStudio tedy obsahuje velkou škálu technik a metod zpracování dat v dané oblasti. Pro nás byla značnou výhodou možnost propojení se snímací kamerou a možností okamžitého zpracování dat v rámci jednoho softwaru. Možnost sledování náhledu získávaných dat nám umožnila reagovat na aktuální problémy s kvalitou obrazu.

Konkrétním příkladem, na který jsme narazili, bylo zanášení formy rhodaminovými značkovacími částicemi po jejich delší přítomnosti v měřícím okruhu. Zjistili jsme, že u několika měření docházelo ke značnému zkreslení získané informace kvůli shlukům výše zmíněných částic bránících získání obrazových dat v místě jejich výskytu. Na tento problém jsme museli reagovat čištěním modelů mezi jednotlivými akvizicemi. Samozřejmě jsme též po vyčištění opakovali odpovídající akvizice s již vyčištěným modelem. Samotné čištění bylo značně komplikováno malým vnitřním průřezem modelu bifurkace. Bylo tedy nutné se komplikacím přizpůsobit a zároveň dbát na to, aby nedošlo k poškození modelu. Pro čištění jsme zvolili tenký drátek z přijatelně flexibilního materiálu. Ten nám umožnil dostat se do těžce přístupných záhybů modelu a shluky částic odstranit a vyřešit tak náš problém. Drátek byl zároveň v PVC izolaci, díky čemuž nebyl model vnějším zásahem nikterak poškozen.

Pro vyhodnocení naměřených dat jsme zvolili sérii funkcí vedoucích až k finálnímu 2D poli zjištěných vektorových hodnot. Pro každý objemový průtok, každý model a každou z použitých měřených kapalin jsme jednotlivé kroky prováděly zvlášť. Jedinou výjimkou byla aplikace masky, kterou bylo možné nechat stejnou pro všechny tři vstupní hodnoty objemového průtoku, daný model a danou kapalinu. Mezi těmito měřeními jsme totiž nehýbali s modelem. Pro každou výměnu modelu jsme provedly samostatnou kalibraci, aby výsledné hodnoty odpovídaly skutečnosti. Na následujícím ilustrativním obrázku jsou vidět jednotlivé kroky pro vyhodnocení epoxidového modelu za použití vody v měřícím okruhu.

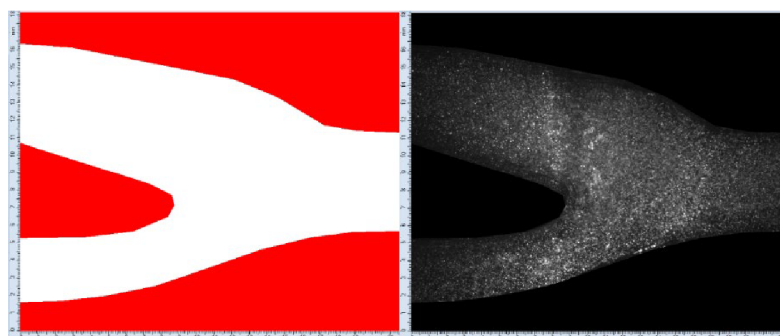


**Obr. 17** Jednotlivé kroky pro zpracování dat

### **Image Masking**

Nyní se podíváme na jednotlivé kroky, které jsme provedli za pomoci DynamicStudia pro zpracování námi naměřených dat. Nejprve bylo třeba zamaskovat oblasti mimo oblast zájmu, abychom se pokud možno co nejvíce vyhnuli rušivým elementům z okolí. V našem případě nás samozřejmě zajímal jen samotný hlavní kanál modelu bifurkace spolu s oběma jeho větvemi. Po definování masky pro každé jednotlivé měření jsme provedli její aplikaci na příslušnou sérii snímků. Pro ilustraci slouží obrázek 23 (viz Obr. 23). V levé části obrázku je vidět samotná předdefinovaná maska jasně vymežující pro nás důležitou oblast zájmu a na pravé straně je jeden ze snímků s již aplikovanou maskou. Z obrázku je patrné, že po aplikaci masky vymizely veškeré rušivé

elementy z okolí oblasti zájmu, neboť byly nahrazeny konstantní hodnotou jasu (černá barva).



**Obr. 18** Definovaná maska a aplikace masky

### **Image Min/max a Image Arithmetic**

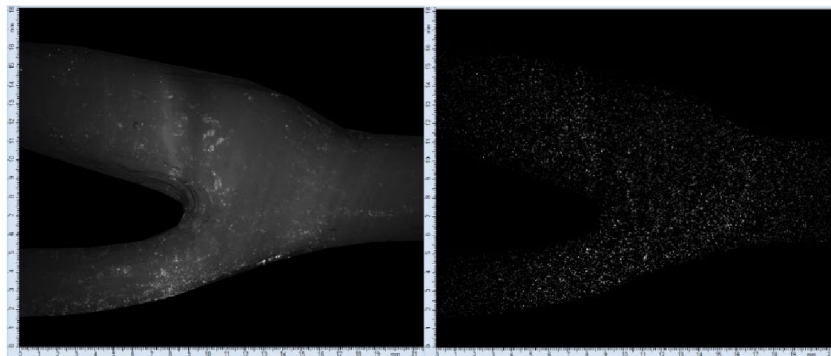
Po zamaskování oblasti zájmu jsme pomocí metody Image Min/Max a pomocí funkce Image Arithmetic odečetly z celé série snímků rušivou střední hodnotu. Image Min/Max vytvoří jeden snímek, do kterého může vypočítat celou řadu průměrů (geometrický, aritmetický, harmonický, ...). V našem případě se jednalo o aritmetický průměr z celé série snímků. V DynamicStudios se výpočet provádí dle následující rovnice:

$$M_p(x_1, \dots, x_n) = \left( \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^p \right)^{\frac{1}{p}}$$

Kde se pomocí exponentu  $p$  zvolí vypočítávaný průměr, případně je též možné dosazením  $\pm \infty$  získat maxim/minimum. Pro námi používaný aritmetický průměr odpovídá hodnota  $p = 1$ . [34]

Výsledný obraz lze následně odečíst od série původních, ale již zamaskovaných snímků za pomoci funkce Image Arithmetic tak, abychom získaly sérii šedo tónových snímků již bez nechtěného šumu. V našem případě to byly nežádoucí odlesky od povrchu modelu, uvážené shluky částic a zejména v případě experimentů s použitím vody to byly uvážené bublinky odrážející světlo. Image Arithmetic umožňuje aritmetické operace s obrazy tedy sčítání/odčítání a násobení/dělení. V našem případě jsme za pomoci funkce Image Arithmetic odečetly hodnoty získané pomocí funkce Image Min/Max obsažené ve zprůměrovaném obrazu všech snímků konkrétního měření. Celý proces je názorně patrný

z obrázku 24 (viz Obr. 24). Na levé straně obrázku je zprůměrovaný snímek. Na tomto snímku je vidět celkový odlesk od povrchu modelu a zároveň jsou zde vidět malé bublinky zachycené v modelu. Je zde také vidět malé množství rhodaminových částic uvázlých na stěnách, které se nepohybují, a tedy jsou pro nás nedůležité, a dokonce i rušivé. Na pravé části je obrázek s již odečteným průměrem. Zde jsou hezky vidět pouze pohyblivé značkovací částice. Je nutno znovu podotknout, že pravý snímek představuje pouze jeden z 257 snímků představujících jedno měření.



**Obr. 19 Image Min/Max a Image Arithmic**

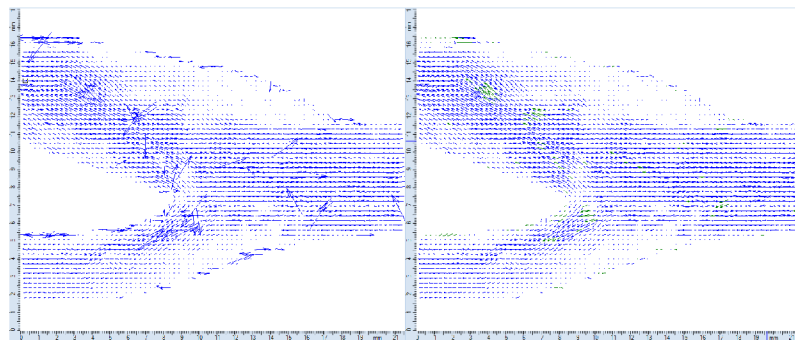
### **Adaptive PIV**

Jedná se o adaptivní metodu pro automatický výpočet rychlosti vektorů na základě párů obrazů částic. Díky Adaptive PIV je pro každou sledovanou stopovací částici automaticky vypočítán vektor posunutí ve vztahu k předchozímu obrazu. Tímto způsobem získáme podrobnou 2D mapu vektorů posunutí pro jednotlivé částice a dále díky znalosti časového odstupe jednotlivých snímků lze dále sestavit mapu rychlostních profilů uvnitř sledovaného modelu. Můžeme upravovat velikost, tvar a umístění jednotlivých vyšetřovaných oblastí, aby se přizpůsobila místním hustotám trasovacích částic, rychlostem a gradientům toku. Vyšetřovanou oblast jsme nastavili na (32 x 32) pixelů. Tato metoda mimo jiné také zahrnuje možnosti použití filtrování kmitočtů i validaci ve formě detekování odlehlých míst.

### **MovingAverageValidation a Average filter**

Některé z vypočtených vektorů z předchozího kroku jsou evidentně špatně vyhodnocené. To je způsobeno samotnými limity použité metody. Naším úkolem bylo pomocí vhodného nastavení co největší množství takových chybných vektorů eliminovat. Pro eliminaci zbytku chybných vektorů jsme aplikovali funkci

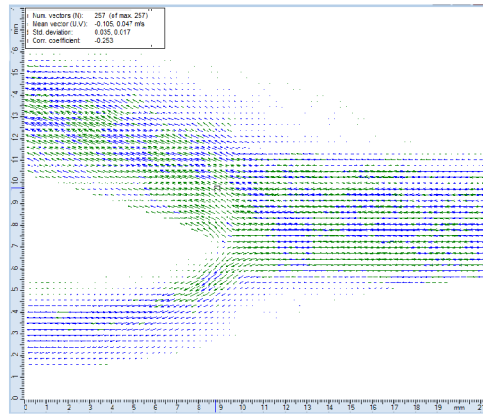
MovingAverageValidation, která kontroluje správnost jednotlivých vektorů za pomoci porovnání s jeho blízkým okolím. Chybné vektory pak nahrazuje průměrnými vektory vypočtenými z okolních vektorů. Na pravé straně obrázku 20 je vidět snímek po aplikaci funkce MovingAverageValidation. Z obrázku je vidět že došlo k validaci, chybné vektory byly ze snímku odstraněny a byly nahrazeny upravenými vektory. Samozřejmě se tím nelze vyhnout také určitému zkreslení, kdy zprůměrované vektory neodpovídají úplně přesně skutečnosti.



**Obr. 20 Adaptive PIV a MovingAverageValidation**

### **Vector Statistics**

Funkce Vector Statistics umožňuje, jak její název napovídá, výpočet různých statistických hodnot. V našem případě slouží jako vstup pro tuto funkci soubor vektorových map získaných za pomoci předchozích funkcí. Zároveň je také pro tuto funkci důležitý známý časový odstup jednotlivých snímků. Díky Vector Statistics je tak možné sestavit 2D mapu rychlostních profilů z celého jednoho měření znázorňující oblast bifurkace karotidy. Výsledný snímek je již pouze jeden, neboť do tohoto snímku se v podobě průměrné hodnoty promítne všech 257 snímků, ze kterých se skládá jedno měření. Výsledné vektorové mapy jsou dále pro lepší vizualizaci zpracovány v programu Tecplot 360 a jsou k vidění i s komentáři v závěru této práce v kapitole s názvem Výsledky měření.



**Obr. 21 Vector Statistics**

### Scalar Derivatives

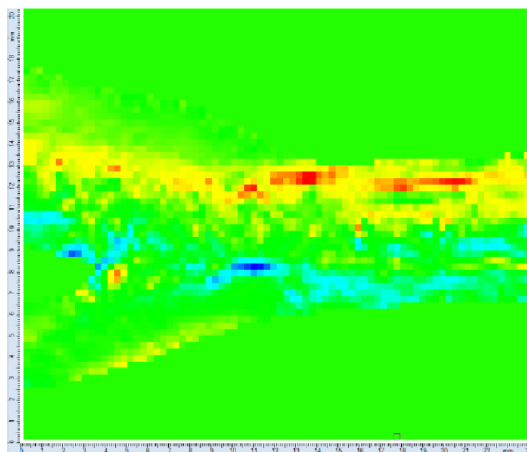
Tato funkce umožňuje výpočet dalších zajímavých odvozených veličin z oblasti proudění tekutin. V našem konkrétním případě jsme pomocí této funkce provedli výpočet mapy rozložení smykového napětí uvnitř modelu bifurkace. Jako vstup slouží funkci Scalar Derivatives vektorová mapa z předchozího kroku. Smykové napětí je v DynamicStudiu odvozeno z gradientů rychlosti:

$$\bar{\tau} = \left( \frac{\partial W}{\partial y} + \frac{\partial V}{\partial z} \right) \bar{i} + \left( \frac{\partial U}{\partial z} + \frac{\partial W}{\partial x} \right) \bar{j} + \left( \frac{\partial V}{\partial x} + \frac{\partial U}{\partial y} \right) \bar{k}$$

čímž se dostaneme k samotnému výpočtu pro smykové napětí:

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

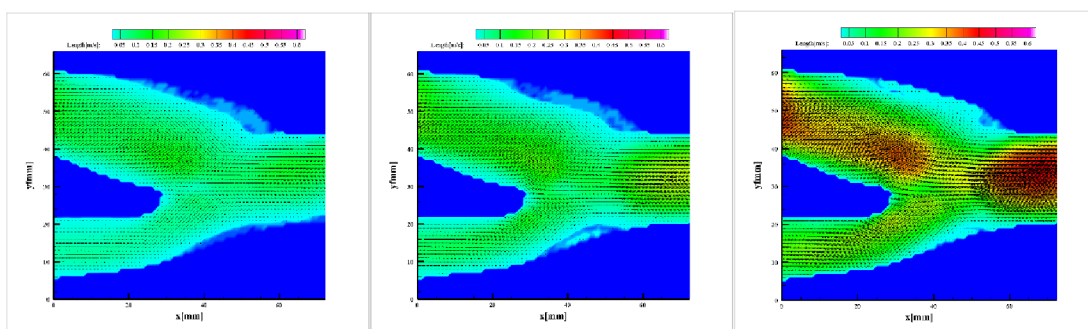
Výsledkem je 2D obraz s grafickým zobrazením velikosti smykového napětí a jeho rozložení uvnitř modelu. Pro lepší vyhodnocení a interpretaci výsledků jsme všechny snímky dále upravili pomocí softwaru Tecplot 360. Výsledné upravené snímky budou opět prezentovány v závěru této práce v kapitole s názvem Výsledky měření. [34]



**Obr. 22 Scalar Derivatives**

### 3.4.2 Grafické zpracování dat

Posledním krokem při zpracování dat byla jejich úprava ve vhodném softwaru. V tomto kroku jsme všechna data zpracovali do srozumitelnější a lépe pochopitelné formy. K tomuto účelu jsme využili software Tecplot 360. Exportovali jsme surová data a pro jednotlivá porovnání jsme si předpřipravili jednotný vzhled, aby bylo možné jednotlivá měření porovnat mezi sebou. Spektra barev zastupujících velikosti rychlosti a velikosti smykového napětí jsme nastavili tak, aby bylo možné je aplikovat pro všechna měření a zároveň aby byl zajištěn dostatečný kontrast s pozadím obrázku. Svislá i vodorovná osa v obrázcích představují souřadnice jednotlivých vektorů. Po dokončení zpracování dat jsme všechna data opět exportovali a vložili do části této práce zabývající se popisem výsledků měření, kde jsou obrázky s daty komentovány.



**Obr. 23 Ukázka zpracovaných výsledků PDMS model**



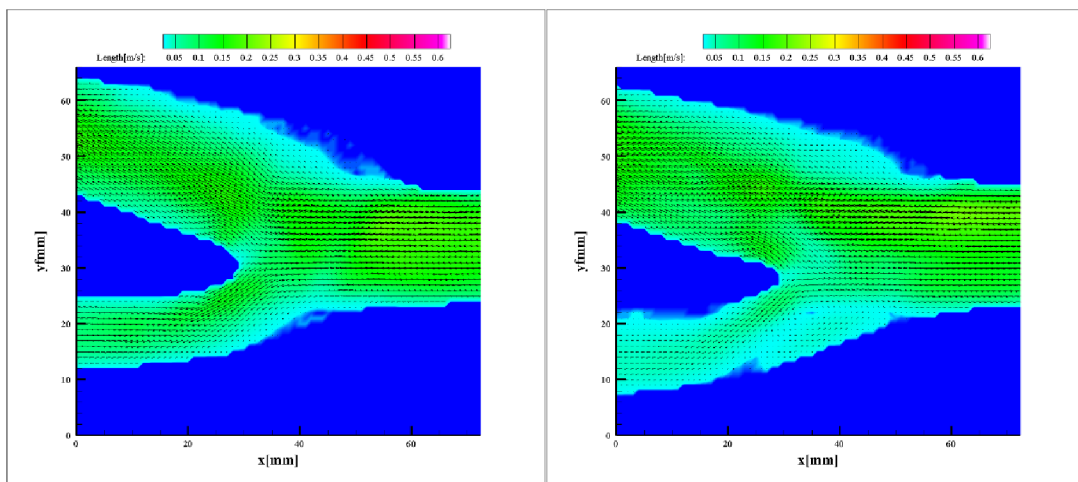
### 3.5 Vyhodnocení cílů a výzkumných otázek/předpokladů

V závěru práce jsme vyhodnotili a porovnali naměřená data. Zpracovaná data mají podobu obrázků, které představují plošné rozložení zkoumaných veličin uvnitř modelu bifurkace. Nejprve jsme vyhodnocovali rozložení rychlostí proudění a smykového napětí uvnitř obou druhů modelů bifurkace za použití vody. Vyhodnocení jsme provedli pro všechny námi nastavované hodnoty objemového průtoku. Dále jsme přistoupili k vyhodnocení experimentů provedených za použití krevního fantomu. Zde jsme opět provedli vyhodnocení pro všechny nastavované hodnoty objemového průtoku a pro oba modely.

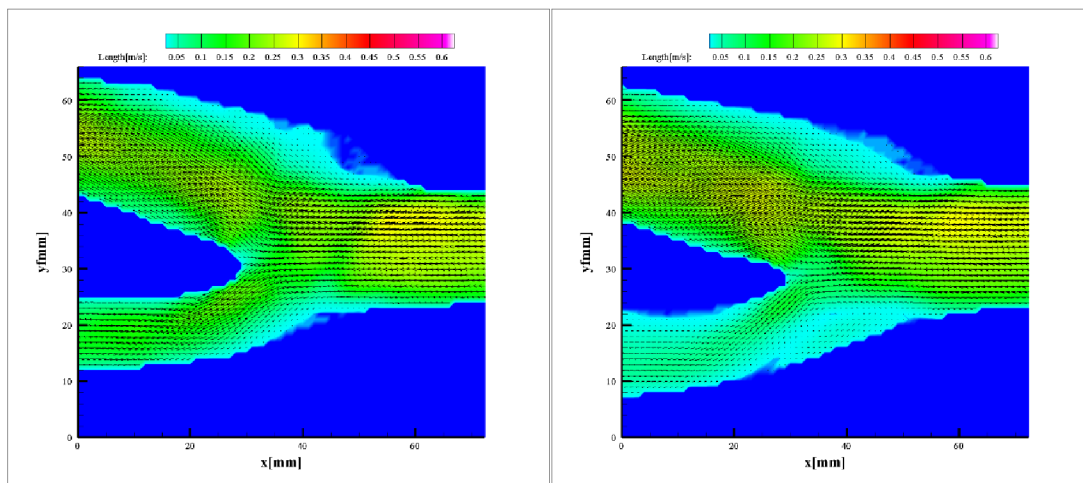
Z výsledných obrázků je vidět, že rychlost průtoku dosahuje nejvyšších hodnot ve středu průsvitu modelů a naopak nejpomalejší je blíže stěnám modelu. To odpovídá poznatku, že následkem vnitřního tření v kapalině vzniká nehomogenní vektorové pole rychlostí proudění a vytváří tzv. rychlostní parabolu. Naopak hodnota smykového napětí je nejvyšší u stěn průsvitu modelů. Zde se liší směrem působení kdy nejvyšších hodnot dosahuje v horní části průsvitů a nejnižších dosahuje u spodní strany a to jak u společné karotidy tak i u obou jejích větví. [11]

Nejprve jsme porovnávali rozdíly v charakteru proudění u obou druhů modelů za použití vody jako pracovní kapaliny. U obou modelů je vidět mírné zpomalení toku v místě rozvětvení *arteria carotis communis*. Tento jev byl rovněž očekávaný, neboť rozdělením toku, a tím pádem jeho rozložení do většího průsvitu, vedlo ke zpomalení proudění. U všech tří námi nastavovaných objemových průtoků je u PDMS modelu měřitelný menší průtok užší větví modelu představující *arteria carotis externa*. To by mohlo být způsobeno nižší tuhostí PDMS materiálu proti epoxidovému modelu. Po rozdělení pak průtok u obou modelů dosahuje nejvyšších rychlostí u vnitřní strany blíže k druhé větví. Maxima pro jednotlivá měření jsou pro oba modely obdobná se vzrůstající tendencí odpovídající vzrůstající hodnotě nastavovaného průtoku. Pro námi nastavovaný průtok 4 ml/s u epoxidového modelu dosahuje tok karotidou maxima 0,25 m/s a u PDMS modelu maxima 0,28 m/s. Pro průtok 6,267 ml/s dosahuje u epoxidového modelu maxima 0,34 m/s a u PDMS 0,37 m/s a nakonec pro průtok 13 ml/s odpovídají obě maxima hodnotě 0,65 m/s.

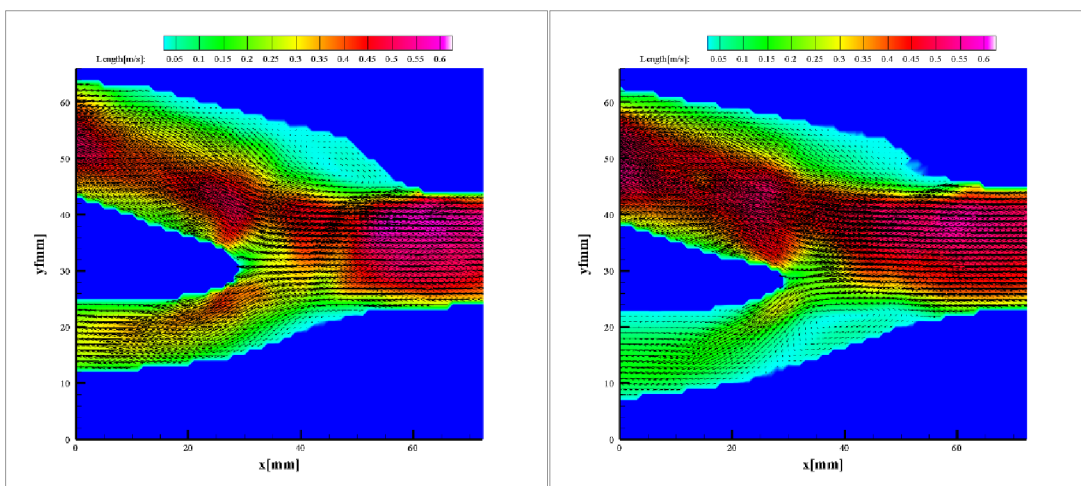
Následující série snímků dokládá výše zmiňované rozložení rychlostí uvnitř jednotlivých modelů bifurkace karotidy s použitím vody jako pracovní kapaliny. Levá strana obrázku vždy zachycuje rozložení rychlostí v epoxidovém modelu, zatímco pravá strana ukazuje PDMS model. Postupně jsou porovnány všechny tři měřené vstupní hodnoty průtoku.



**Obr. 24** Porovnání Epoxid/PDMS voda 4 ml/s



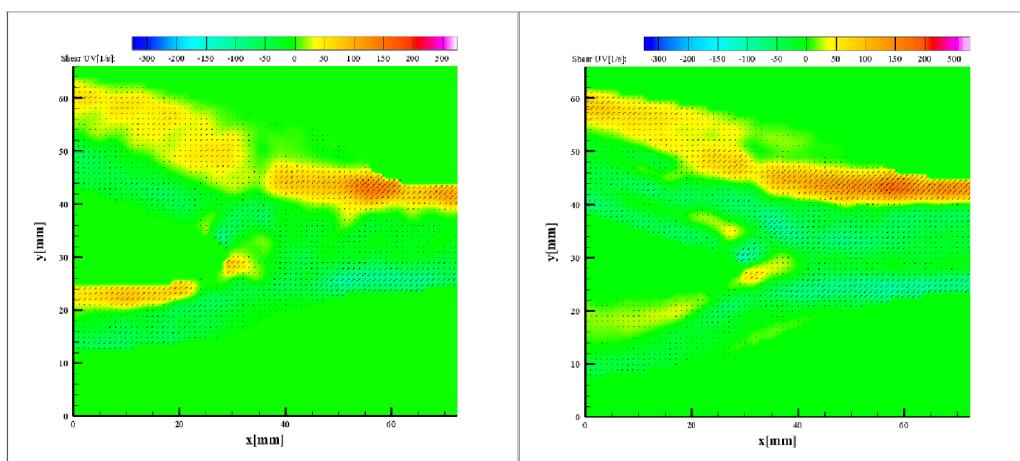
**Obr. 25** Porovnání Epoxid/PDMS voda 6,267 ml/s



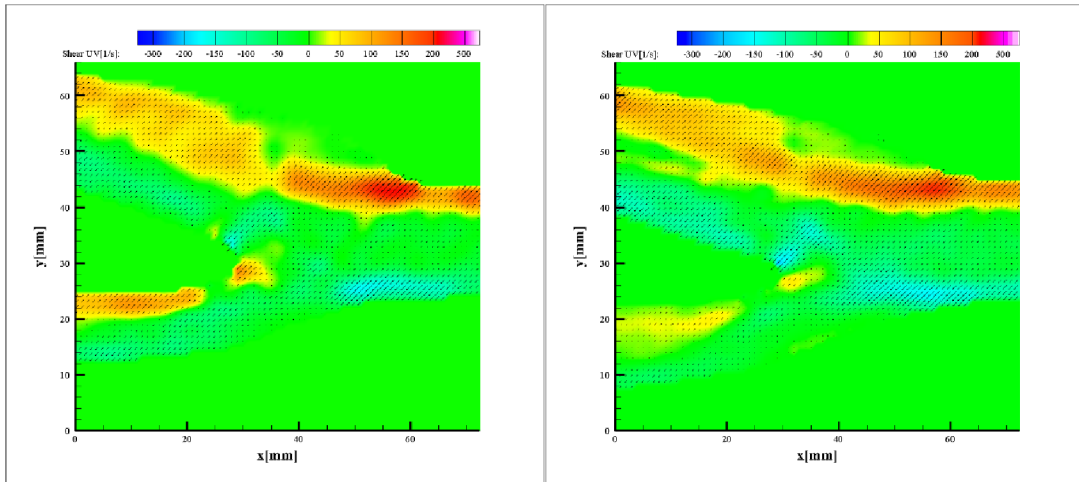
**Obr. 26 Porovnání Epoxid/PDMS voda 13 ml/s**

Pro všech 6 měření s vodou jako pracovní kapalinou jsme dopočítali také rozložení smykového napětí. Hodnota smykového napětí dosahuj nejvyšších hodnot u horní stěny společné karotidy a horní stěny obou jejích větví. Zcela dle očekávání také hodnoty smykového napětí vzrůstají s vzrůstající rychlostí průtoku. U spodní stěny dosahuje smykové napětí záporných hodnot, což vypovídá o zpětném proudění v daném místě. Tato tendence se silněji projevuje se vzrůstající rychlostí toku a u námi nastaveného průtoku 4 ml/sec se téměř neprojevuje. U nejvyššího průtoku je zpětné proudění způsobující zavíření dobře patrné. Nejvíce je toto vidět přímo u odstupu užší větve.

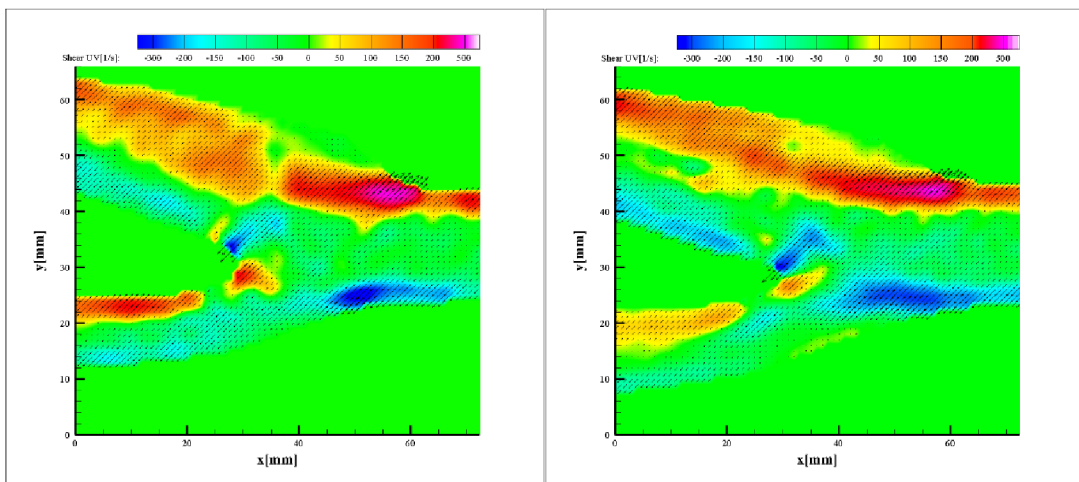
Následující série snímků popisuje rozložení smykového napětí při použití vody jako pracovní kapaliny. Levá strana obrázku opět zachycuje epoxidový model a pravá strana ukazuje PDMS model.



**Obr. 27 Porovnání Epoxid/PDMS voda 4 ml/s**



**Obr. 28 Porovnání Epoxid/PDMS voda 6,267 ml/s**

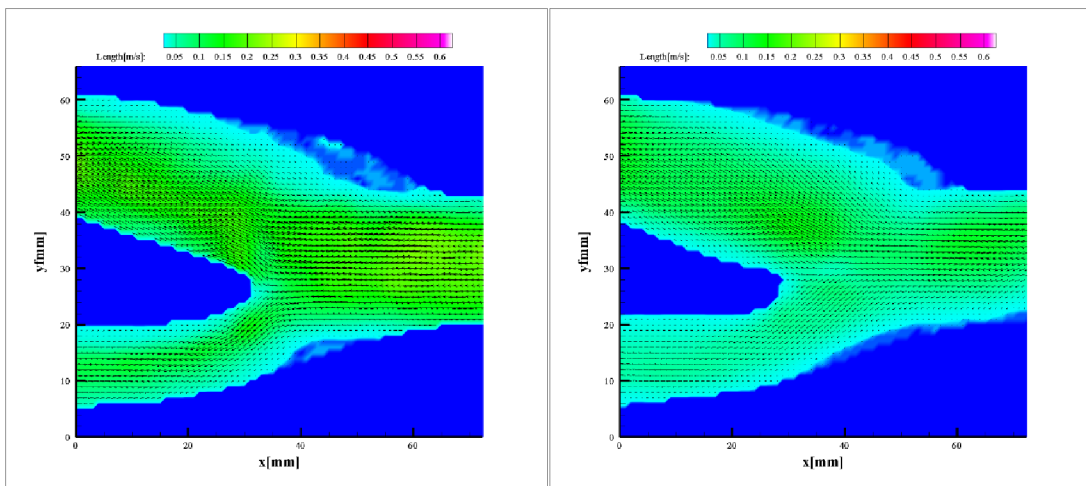


**Obr. 29 Porovnání Epoxid/PDMS voda 13 ml/s**

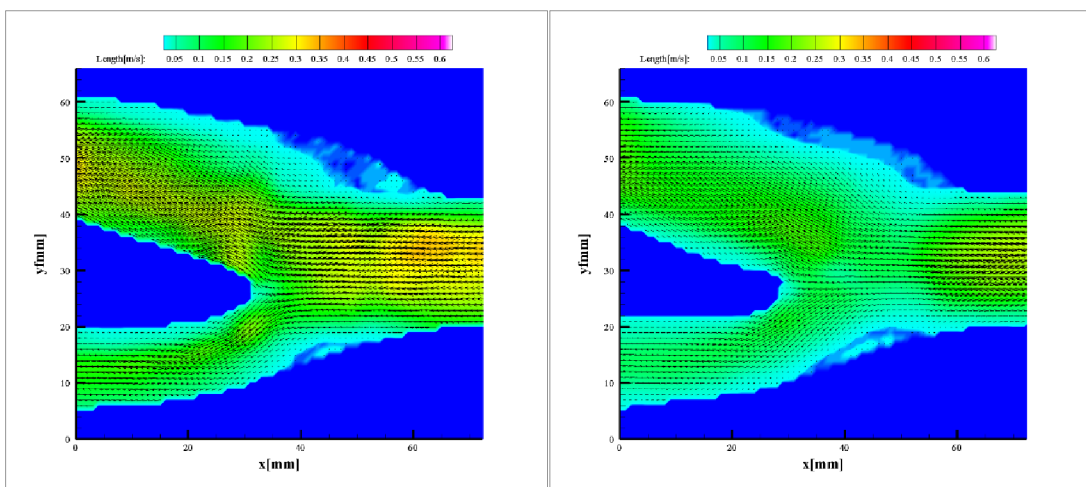
Při použití fantomu krve se opět setkáváme s charakteristickým rozložením rychlostí toku s vyššími hodnotami blíže středu cévy a nižšími blíže stěn. Není důvod domnívat se, že by tomu mělo být u viskóznější kapaliny jinak, naopak lze dle očekávání pozorovat větší nehomogenity v celé šíři průsvitu. U epoxidového modelu, který je tužší, nepozorujeme přílišné změny v rychlosti průtoku v místě větvení *arteria carotis communis*, kdežto u PDMS modelu je tento přechod daleko výraznější, v místě odstupu *arteria carotis interna* a *carotis externa* je vidět velký pokles rychlosti toku. Také maxima rychlosti toku se při použití fantomu krve u jednotlivých modelů liší. U epoxidového modelu jsou maxima rychlosti pro odpovídající objemový průtok 0,22 m/s, 0,32 m/s a 0,64 m/s. Opět se vzrůstající tendencí odpovídají jednotlivým nastavovaným hodnotám množství přečerpané kapaliny za čas. U PDMS modelu lze pozorovat mírné snížení

maxim, zejména patrné u posledních dvou obrázků, tyto odpovídají hodnotám 0,24 m/s, 0,31 m/s a 0,53 m/s. to bude nejspíše způsobené oboustranným zavířením toku, které vzniká těsně před odstupem obou větví. Průměrná rychlost uvnitř modelu je však výrazně nižší než u modelu epoxidového při použití stejné kapaliny

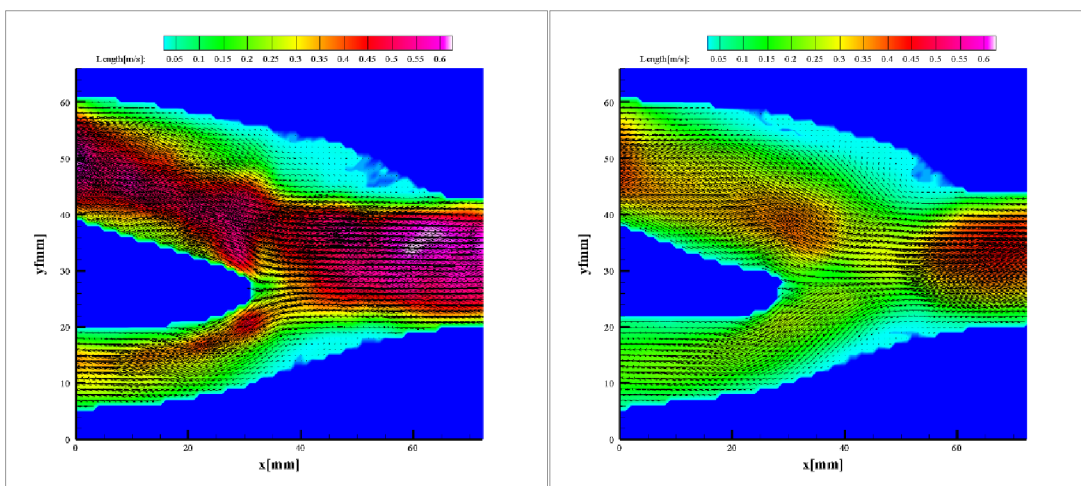
Následuje série snímků, která popisuje rozložení rychlostních polí při použití námi namíchané pracovní kapaliny pro oba modely. Na levé straně obrázku je znovu vždy epoxidový model a na pravé PDMS model. I pro tuto pracovní kapalinu jsou porovnány všechny tři vstupní hodnoty rychlosti průtoku. Je možné si opět u PDMS modelu všimnout výraznějšího toku silnější větví a nepoměrně pomalejšího toku užší větví.



**Obr. 30 Porovnání Epoxid/PDMS krevní fantom 4 ml/s**



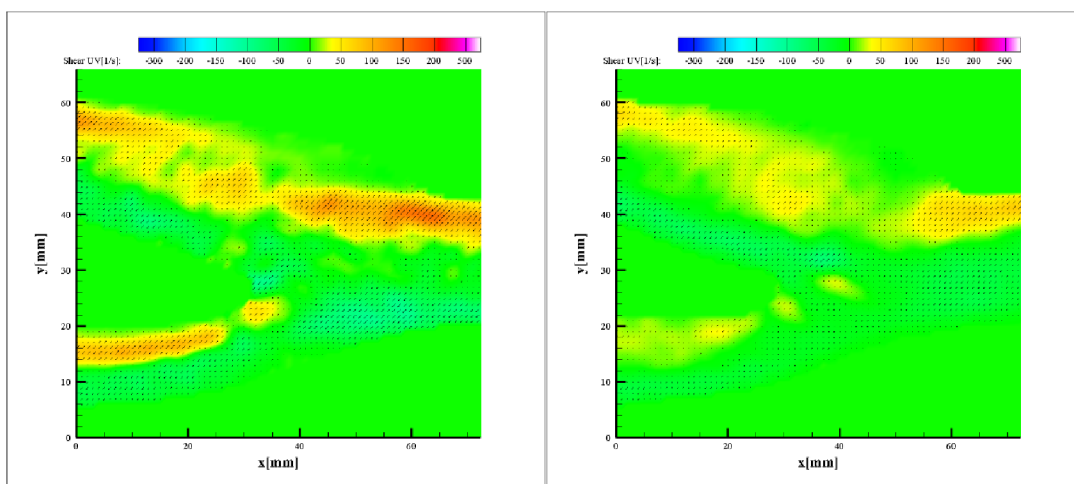
**Obr. 31 Porovnání Epoxid/PDMS krevní fantom 6,267 ml/s**



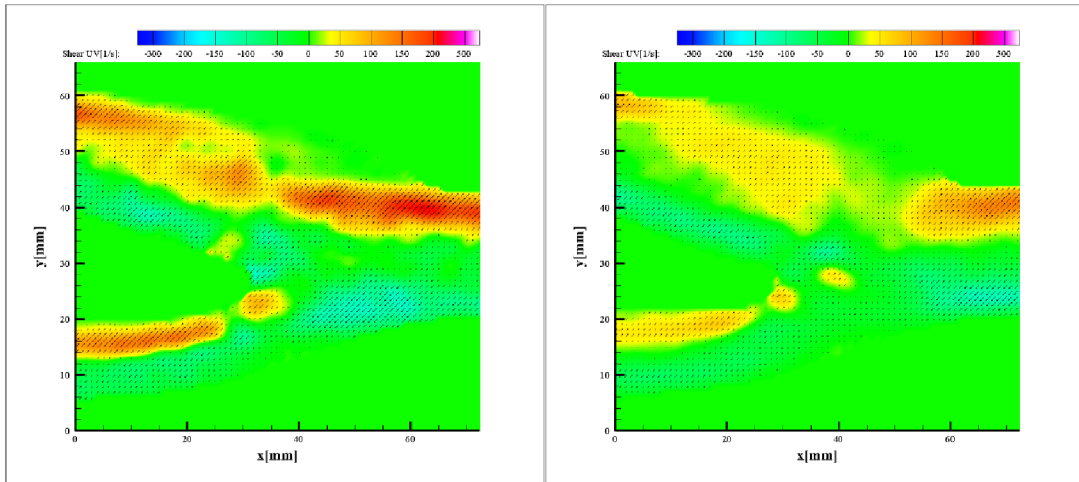
**Obr. 32 Porovnání Epoxid/PDMS krevní fantom 13 ml/s**

U rozložení smykového napětí v modelech při použití krevního fantomu pozorujeme velmi podobný vývoj jako u experimentů s vodou. Nejvyšších hodnot dosahuje smykové napětí u stěn cévy, zejména pak u horní stěny jednotlivých cév. U dolní stěny cév pozorujeme záporné hodnoty smykového napětí poukazující na zpětný tok. Stejně jako u předchozích experimentů míra zpětného toku a s tím souvisejícího zavíření vzrůstá společně s rychlostí průtoku.

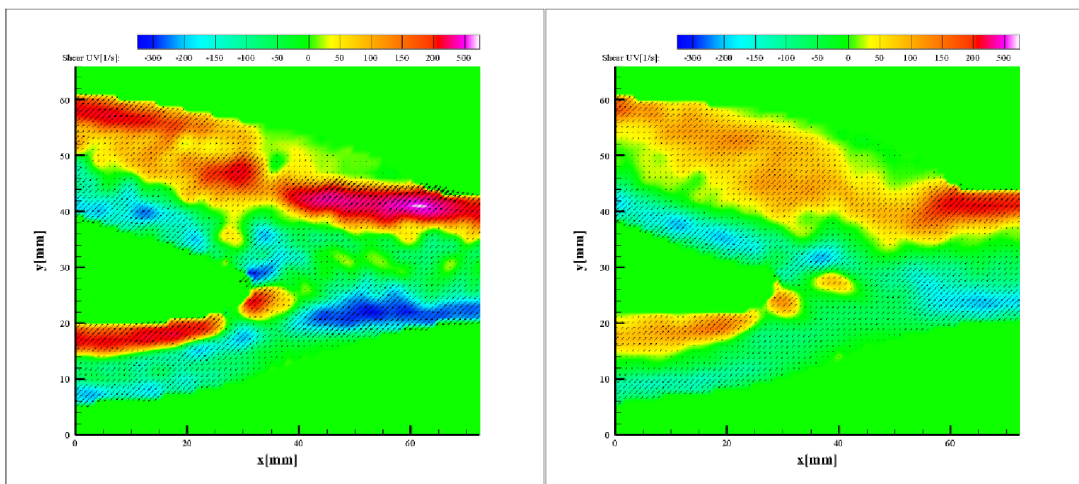
Série následujících obrázků ukazuje rozložení smykového napětí u obou modelů za použití fantomu krve. Na levé straně je jako vždy epoxidový model na pravé pak PDMS model. U poslední dvojice obrázků je u obou modelů výrazně patrné zpětné zavíření před odstupem užší větve, které má podíl na snížení rychlosti toku v místě větvení.



**Obr. 33 Porovnání Epoxid/PDMS krevní fantom 4 ml/s**



**Obr. 34** Porovnání Epoxid/PDMS krevní fantom 6,267 ml/s



**Obr. 35** Porovnání Epoxid/PDMS krevní fantom 13 ml/s

Naším předpokladem bylo, že materiál modelů bude mít vliv na charakter proudění. To se nám potvrdilo při srovnání jednotlivých párů obrázků. Zde je zřejmé, že i při obdobných vstupních podmínkách (použitá kapalina, nastavený vstupní průtok obvodem) se oba materiály projevují rozdílně. Viz např. výrazně nižší průtok užší větví u PDMS modelu.

## 4 Diskuze

Tato diplomová práce si stanovila tři základní cíle, kterými se ve svém obsahu zabývá. Prvním z cílů bylo provést rešerši metod používaných pro měření rychlosti proudění krve uvnitř cév in vivo. Rešerše shrnuje metody nejčastěji používané pro měření průtoku krve uvnitř cév lidského těla a vyzdvihuje a blíže se zabývá námi používanou metodou laserové anemometrie. Pro naměření všech dat potřebných v rámci této práce byla konkrétně využita metoda time-resolved PIV. V teoretické části práce je také stručný pohled na cévní soustavu jako takovou z hlediska lékařského a též z hlediska pohledu experimentální fyziky. V lékařském pohledu práce pohlíží na cévní soustavu jako takovou a následně se úzce zaměřuje na *arteria carotis communis* a její vnější (*carotis externa*) a vnitřní větev (*carotis interna*). Krkavice je pro tuto práci důležitá, neboť všechna následná experimentální měření této práce se zaměřují právě na tuto oblast cévní soustavy člověka. Pohled experimentální fyziky se soustředí na krev jako pracovní tekutinu v experimentální fyzice a dále se soustřeďuje na rozdíly mezi dvěma kapalinami použitými při následných měřeních. Těmito kapalinami byly voda a náhrada krve, kterou jsme také pro účely této práce vlastnoručně namíchali. V poslední části teoretické rozpravy je stručný náhled do problematiky výroby modelů cév pro použití v experimentech.

Druhým cílem bylo navrhnout a následně také realizovat experimentální trať pro měření průtoku metodou laserové anemometrie. Na měřícím okruhu jsme pak chtěli proměřit dva modely reálné bifurkace karotidy. Trať jsme navrhli, sestavili a upevnili na námi smontovaný měřicí stolek. Provedli jsme měření na modelech bifurkace ze dvou různých materiálů (PDMS a epoxidová pryskyřice) pro dvě pracovní kapaliny. Pro oba modely a obě kapaliny jsme pak postupně nastavovali tři různé vstupní hodnoty průtoku 4ml/s, 6,267ml/s a 13ml/s. První kapalinou použitou pro účely měření byla voda jakožto zástupce newtonovsky se chovajících kapalin. Druhou kapalinou byl námi namíchaný fantom krve. V praktické části je tedy popsáno schéma zapojení měřícího okruhu a jeho jednotlivé části. Je zde popsáno složení a příprava námi použitého krevního fantomu. V této části jsou rovněž popsány modely, na nichž jsme všechna data měřili. Také je zde popsán samotný průběh měření a volba souvisejících nastavení.



Posledním cílem bylo za pomoci vhodného softwaru zpracovat všechna data naměřená na námi sestavené experimentální trati a samozřejmě také tato již zpracovaná data vyhodnotit. Data jsme zpracovali v softwaru DynamicStudio za použití kroků popsaných v kapitole 11 této práce. Zpracovaná data jsme dále doopravily v softwaru Tecplot 360 a následně jsme jednotlivá měření vyhodnotili. V kapitole 12 této práce jsou obsaženy všechny výsledné snímky, které jsou zde komentovány.

## **5 Návrh a doporučení pro praxi**

Metoda 3D tisku jádra modelů s sebou nese riziko usazování shluků částic ve výsledném produktu. Tyto je pak třeba opatrně čistit tak, aby nedošlo k poškození vnitřních stěn modelu. Poškození vnitřních stěn modelu má za následek další nerovnosti, na kterých se mohou shluky zachytávat. V tomto směru tedy doporučuji opatrný přístup k odstraňování shluků částic.

Pro případné navazující experimenty bych doporučil využít dalších materiálů pro tvorbu modelů bifurkace. Další data v tomto směru by mohla pomoci odkrýt vhodnost takto zkoumaných materiálů pro PIV měření a případně v budoucnu i vhodnost těchto materiálů pro případné využití v oblasti cévní medicíny.

## 6 Závěr

Tato diplomová práce se zabývá měřením a vyhodnocením rychlostních polí uvnitř modelu reálné bifurkace ze dvou různých materiálů za pomoci metody laserové anemometrie. V první části práce je teoretická příprava na měření. Teoretická část se zabývá modely cév pro experimentální měření a jejich výrobou. Je v ní průprava pro metodu laserové anemometrie, která je následně využita při získání dat pro tuto práci. Dále nahlíží na cévní soustavu z pohledu biologického a fyzikálního. Obsahem teoretické části je i rešerše metod pro měření průtoku/tlaku uvnitř cév in vivo. Ve druhé části práce je popsána praktická část skládající se z návrhu a sestavení měřicí trati, přípravy měřicí kapaliny a popisu průběhu samotného měření. V poslední části práce jsou zpracovány a vyhodnoceny její výsledky.

Práce celkově postupně splnila všechny jí zadané cíle. Sestavili jsme rešerši metod pro měření rychlosti průtoku uvnitř cév in vivo. Následně jsme navrhli a sestavili experimentální trať, na které jsme metodou PIV naměřili data modelů bifurkace karotidy ze dvou různých materiálů. Modely byly vyrobeny metodou odlitku do dělené formy s jádrem z polydimethylsiloxanu a epoxidové pryskyřice. Oba modely měli anatomické rozměry reálné karotidy. Pro měření jsme použili dvě různé pracovní kapaliny vodu a tekutinu napodobující svými vlastnostmi krev. Krevní fantom potřebný pro měření jsme vybrali a namíchali dle literatury. Pro oba modely a obě kapaliny jsme provedli měření tří různých vstupních hodnot průtoku 4ml/s, 6,267ml/s a 13ml/s. Naměřená data jsme následně zpracovali a vypočetli jsme výsledné rychlostní mapy a mapy rozložení smykového napětí za pomoci softwarové platformy Dynamic studio, která se specializuje na oblast dynamiky kapalin. Pro zjednodušení vyhodnocení výsledků a pro jejich větší názornost jsme zpracovaná data dále dopravili v softwaru Tecplot 360. Na závěr jsme již zpracovaná a upravená data vyhodnotili.

Díky této práci jsem získal určitý vhled do problematiky experimentální dynamiky kapalin. Dozvěděl jsem se velké množství informací o metodě laserové anemometrie a jejích zákonitostech. Na tuto práci by bylo možné navázat například hodnocením reálných modelů karotidové bifurkace z jiných materiálů. Případně by mohlo být velice zajímavé použít pro podobná měření skutečnou lidskou krev, což s sebou však přináší celou řadu nových problémů. Tyto obtíže obsahují například stálou změnu viskozity krve

v závislosti na její teplotě, rychlosti proudění a dalších biologických faktorech. Také by mohlo být velmi zajímavé proměřit skutečnou vypreparovanou karotidu. S tímto už se ale opravdu pojí velké množství komplikací spojených zejména s její malou transparentností.

## Seznam použité literatury

- [1] GRUS, Tomas et al. The ratio of diameters between the target artery and the bypass modifies hemodynamic parameters related to intimal hyperplasia in the distal end-to-side anastomosis. *Physiological research: Academia Scientiarum Bohemoslovaca*. 2016, **2016**(65), 901-908. ISSN 0862-8408.
- [2] FIALA, P., J. VALENTA a L. EBERLOVÁ. *Stručná anatomie člověka*. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2693-2.
- [3] KITTNAR, Otomar et al. *Lékařská fyziologie*. 2.vyd. Praha: Grada, 2020. ISBN 978-80-247-1963-4.
- [4] NAVRÁTIL, Leoš et al. *Medicínská Biofyzika*. 2. vyd. Praha: Grada, 2019. ISBN 978-80-271-0209-9.
- [5] PROCHÁZKA, Václav a Vladimír ČÍŽEK. *Vaskulární diagnostika a intervenční výkony*. Praha: Maxdorf, Jessenius, ISBN 978-80-7345-284-1.
- [6] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. 3. vyd. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-9552-2.
- [7] DYLEVSKÝ, Ivan. *Somatologie*. 3. vyd. Praha: Grada, 2019. ISBN 978-80-271-2111-3.
- [8] HOLUBOVÁ, Renata. *Základy reologie a reometrie kapalin*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-4178-8.
- [9] YUNUS, A. C. a M. C. JOHN. *Fluid Mechanics: Fundamentals and Applications*. Singapore: McGraw-Hill Education, 2014. ISBN 0-07-247236-7.
- [10] BENEŠ, J., D. JIRÁK a F. VÍTEK. *Základ lékařské fyziky*. Praha: Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2645-1.
- [11] BENEŠ, J., J. KYMPLOVÁ a F. VÍTEK. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory*. Praha: Grada, 2015. ISBN 978-80-247-4712-5.
- [12] CITAVÝ, Jan a Jiří NOŽIČKA. *Proudění vazkých tekutin: tenké smykové vrstvy*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2004. ISBN 80-01-03037-7.

- [13] CAMBELOVÁ, Hana. Měření rychlosti proudící kapaliny v trubici. Praha, 2015. Bakalářská práce. ČVUT v Praze, Fakulta strojní.
- [14] TABAKOVA, Sonia et al. Newtonian and Non-Newtonian Pulsatile Blood Flow in Arteries with Model Aneurysms. 2017, **681**(2), 187-197. DOI 10.1007/978-3-319-49544-6\_16
- [15] HOLUBOVÁ, Renata. Krev jako ne-newtonovská kapalina ve fyzice a kriminalistice, *Veletrh nápadů učitelů fyziky*. 2017, **2017**(22), 117–126, ISBN 978-80-244-5226-5.
- [16] PLEVA, Martin a Petr OUŘEDNÍČEK. *MRI srdce: praktické využití z pohledu kardiologa*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-3931-1.
- [17] ABURAHMA, Ali F. *Noninvasive Vascular Diagnosis*. 4. vyd. Cham: Springer International Publishing, 2017. DOI 10.1007/978-3-319-54760-2.
- [18] CHOLT, Milan. *Cévní sonografie: repetitorium ultrazvukové cévní diagnostiky a atlas nálezů na DVD*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-3974-8.
- [19] ŠPINAR, Jindřich a Ondřej LUDKA. *Propedeutika a vyšetřovací metody vnitřních nemocí*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4356-1.
- [20] BARTŮNĚK, Petr et al. *Vybrané kapitoly z intenzivní péče*. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-4343-1.
- [21] KOPECKÝ, Václav. *Laserové anemometrie*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2006. ISBN 80-7083-945-7.
- [22] ADRIAN, Ronald J. a Jerry WESTERWEEL. *Particle Image Velocimetry*. New York: Cambridge University Press, 2011. ISBN 978-0-521-44008-0.
- [23] RAFFEL, Markus et al. *Particle image velocimetry*. NY: SpringerBerlin Heidelberg, 2017. ISBN 978-3-319-68851-0.
- [24] BLÁHA, Adam. *Pružné modely cév pro PIV měření*. Praha, 2017. Diplomová práce. ČVUT v Praze, Fakulta strojní, Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky.
- [25] ANON. *HiSense Neo camera: product information*. Dantec Dynamics, 2020.
- [26] ANON. *AF Micro-Nikkor 60mm f/2.8D: user guide*. Nikon corporation, 2019.
- [27] ANON. *Gemini PIV: Nd:YAG Laser Systems*. New Wave Research, 2003.

- [28] ANON. *Digital-Control and Programmable DC Power Supply: User manual*. Korad, 2019.
- [29] ANON. *Series GB: Technical data*. Micropump, Inc., 2005.
- [30] ANON. *Sylgard 184 a Sylgard 182: technická specifikace*. Elchemco, 2019.
- [31] ANON. *CER Křišťálová pryskyřice: technická specifikace*. Elchemco, 2019.
- [32] SAMAVAT, H. a J. A. EVANS. An ideal blood mimicking fluid for doppler ultrasound phantoms. *Journal of Medical Physics*. 2006. **31**(4), 275-278. ISSN 0971-6203.
- [33] SOUSA, Luisa Costa et al. Blood Flow Simulation and Applications. In: NATAL JORGE. *Technologies for Medical Sciences*. 2012, **2012**(2), 67-86. DOI 10.1007/978-94-007-4068-6\_4.
- [34] ANON. *DynamicStudio: User's Guide*. Dantec Dynamics, 2020.

## Seznam příloh

Příloha A	CD s elektronickou verzí práce
Příloha B	tabulky s naměřenými hodnotami pro kalibraci čerpadla



## Příloha B

**Tab. 3: Hodnoty pro kalibraci čerpadla 7 V**

číslo měření	napětí [V]	čas [s]	průtok [ml/s]
1	7	138,33	7,66
2	7	137,81	7,70
3	7	137,77	7,71
4	7	137,79	7,68
5	7	138,02	7,71
6	7	138,28	7,69
7	7	137,51	7,64
8	7	138,43	7,65
9	7	138,15	7,70
10	7	137,62	7,70

**Tab. 4: Hodnoty pro kalibraci čerpadla 9 V**

číslo měření	napětí [V]	čas [s]	průtok [ml/s]
1	9	104,41	7,66
2	9	103,92	7,70
3	9	103,81	7,71
4	9	104,2	7,68
5	9	103,76	7,71
6	9	103,99	7,69
7	9	104,73	7,64
8	9	104,53	7,65
9	9	103,88	7,70
10	9	103,92	7,70

**Tab. 5: Hodnoty pro kalibraci čerpadla 11 V**

číslo měření	napětí [V]	čas [s]	průtok [ml/s]
1	11	83,99	9,52
2	11	83,91	9,53
3	11	84,21	9,50
4	11	84,19	9,50
5	11	83,78	9,55
6	11	83,86	9,54
7	11	83,91	9,53
8	11	84,01	9,52
9	11	84,06	9,52
10	11	84,3	9,49

**Tab. 6: Hodnoty pro kalibraci čerpadla 13 V**

číslo měření	napětí [V]	čas [s]	průtok [ml/s]
1	13	71,38	11,21
2	13	72,01	11,11
3	13	72,02	11,11
4	13	71,58	11,18
5	13	71,52	11,19
6	13	71,61	11,17
7	13	71,59	11,17
8	13	71,89	11,13
9	13	71,23	11,23
10	13	72,1	11,10

**Tab. 7: Hodnoty pro kalibraci čerpadla 15 V**

číslo měření	napětí [V]	čas [s]	průtok [ml/s]
1	15	61,24	13,06
2	15	60,8	13,16
3	15	61,13	13,09
4	15	60,42	13,24
5	15	61,56	13,00
6	15	61,22	13,07
7	15	61,3	13,05
8	15	60,98	13,12
9	15	60,93	13,13
10	15	61,11	13,09