

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

FAKULTA STROJNÍ



**ANALÝZA PROUDOVÉHO POLE V CÉVNÍM
PŘÍSTUPU**

DISERTAČNÍ PRÁCE

2022

ING. MILOŠ KAŠPÁREK

ŠKOLITEL: DOC. ING. JIŘÍ POLANSKÝ, PH.D.

ŠKOLITEL SPECIALISTA: DOC. ING. LUDMILA NOVÁKOVÁ, PH.D.

Název: Analýza proudového pole v cévním přístupu

Anotace

Cévní přístup je pro hemodialyzované pacienty životně důležitý. Jeho životnost je ovlivněna mnoha hemodynamickými faktory, jako je tlak, průtokový režim, smykové napětí stěny. Během hemodialýzy dochází ke změnám hemodynamických parametrů v důsledku průtoku z jehel zavedených do cévního systému. Především dochází ke změně smykového napětí, které ovlivňuje cévní stěnu. Jsou známy patologické účinky vysokého nebo nízkého tečného napětí na stěně (WSS). Vliv proudu z žilní jehly na hemodynamické parametry byl studován, ale vliv arteriální jehly na hemodynamické parametry není dostatečně prozkoumán. Proto je tato studie zaměřena na experimentální zkoumání oblasti cévního přístupu v místě arteriální jehly. Na začátku studie je stanovena teorie o reverzním toku krve během sání arteriální jehlou. Studii lze pak rozdělit na experiment in vivo a experimenty in vitro. Experiment in vivo byl proveden na skupině náhodných pacientů pomocí dopplerovské ultrasonografie během hemodialýzy pro vizualizaci reverzního toku v okolí arteriální jehly. Vizualizace in vivo experimentu poskytla potvrzení existence zpětného toku krve v okolí arteriální jehly. Následně je ve studii stanoven teoretický tvar objemového pulzu vznikající díky principu práce peristaltického čerpadla. Pro ověření správnosti stanoveného pulzu peristaltického čerpadla byl sestaven experiment. Pomocí dat z ověřovacího experimentu byla potvrzena správnost teoretického objemového pulzu. Znalost objemového pulzu peristaltického čerpadla umožnil sestavit experimentální simulaci cévního přístupu včetně hemodialyzačního extrakorporálního okruhu, kde bylo možné měřit rychlostní pole v dané oblasti cévního přístupu. Rychlostní pole bylo měřeno metodou stereo Particle Image Velocimetry (stereo PIV). Byly studovány dva režimy. V prvním režimu byla tekutina v mimotělním okruhu čerpána peristaltickým čerpadlem. Ve druhém režimu bylo v mimotělním okruhu použito kontinuální čerpadlo. Podmínky byly nastaveny tak, aby se podobaly podmínkám v cévním přístupu během hemodialýzy. Získaná rychlostní pole pro oba režimy byla zpracována a bylo dopočítáno tečné napětí na stěně cévy a tečné napětí v proudu krve. Rozborem tečných napětí na stěně bylo potvrzeno, že v dané oblasti dochází k negativním vlivům na cévní stěny vlivem práce peristaltického čerpadla, které může vést k poškození cévního přístupu. Rozbor dále ukázal, že při použití kontinuálního čerpadla k těmto negativním vlivům nedochází. Z experimentálních dat bylo dále určeno, že se v proudu krve nacházejí vysoká tečná napětí, která mohou negativně ovlivňovat červené krvinky a tím zvyšovat riziko hemolýzy. Na závěr studie jsou uvedeny příklady, kterými lze zmírnit výše uvedené negativní dopady.

Title: Velocity field analysis in vascular access

Summary

Vascular access is vital for haemodialysis patients. Its longevity is affected by many hemodynamic factors such as pressure, flow regime, wall shear stress. During haemodialysis, changes in haemodynamic parameters occur due to flow from needles inserted into the vascular system. In particular, there is a change in shear stress, which affects the vascular wall. The pathological effects of high or low wall shear stress (WSS) are known. The effect of the venous needle current on hemodynamic parameters has been studied, but the effect of the arterial needle on hemodynamic parameters is not sufficiently investigated. Therefore, this study focuses on the experimental investigation of the vascular access area at the arterial needle site. At the beginning of the study, the theory of reverse blood flow during arterial needle suction is established. The study can then be divided into in vivo and in vitro experiments. The in vivo experiment was performed on a group of random patients using Doppler ultrasonography during hemodialysis to visualize the reverse flow around the arterial needle. Visualization of the in vivo experiment provided confirmation of the existence of reverse blood flow around the arterial needle. Subsequently, the study established the theoretical shape of the volume pulse generated due to the principle of the peristaltic pump. To verify the correctness of the determined pulse of the peristaltic pump, an experiment was set up. Using the data from the verification experiment, the correctness of the theoretical volumetric pulse was confirmed. The knowledge of the volumetric peristaltic pump pulse allowed the construction of an experimental simulation of vascular access including a hemodialysis extracorporeal circuit, where the velocity field in a given vascular access area could be measured. The velocity field was measured by stereo Particle Image Velocimetry (stereo PIV). Two modes were studied. In the first mode, the fluid in the extracorporeal circuit was pumped by a peristaltic pump. In the second mode, a continuous pump was used in the extracorporeal circuit. The conditions were set to resemble those in the vascular access during hemodialysis. The velocity fields obtained for both modes were processed and the creep stress on the vessel wall and the creep stress in the blood stream were calculated. By analyzing the tensile stresses on the wall, it was confirmed that there are negative effects on the vessel wall in the area due to the work of the peristaltic pump, which can lead to damage to the vascular access. The analysis further showed that these negative effects do not occur when using a continuous pump. It was further determined from the experimental data that there are high tangential voltages in the blood stream that can negatively affect red blood cells, thereby increasing the risk of hemolysis. At the end of the study, examples are given to mitigate the above negative effects.

Poděkování:

Na tomto místě bych rád poděkoval mému školiteli panu doc. Ing. Jiřímu Polanskému, Ph.D. za vedení a rady při tvorbě mé disertační práce. Dále bych rád poděkoval mému školiteli specialistovy paní doc. Ing. Ludmile Novákové, Ph.D. za její cenné rady při návrhu experimentů a zpracování naměřených dat a za to, že se mnou neztratila trpělivost i přes má klopýtnutí při studiu a práci na této studii. Také bych rád poděkoval panu prof. MUDr. Janu Malíkovi, CSc. z 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy, který umožnil realizaci experimentu in vivo a za cenné rady, které mi poskytl během řešení této studie. Na závěr bych rád poděkoval doc. Ing. Josefu Adamcovi, CSc. za jeho rady a pomoc.

Prohlášení

Předkládám k posouzení disertační práci na téma „Analýza proudového pole v cévním přístupu“. Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracoval samostatně s použitím literatury uvedené v seznamu literatury v kapitole 9.

V Praze dne 25.1.2022

.....

Obsah

1. ÚVOD.....	14
2. PŘEHLED PROBLEMATIKY	16
2.1. Smykové napětí na stěně	16
2.2. Ateroskleróza	19
2.3. Cévní přístup	20
2.4. AVF.....	20
2.5. Technické aspekty hemodialýzy	22
2.5.1. Extrakorporální krevní oběh	22
2.5.2. Arteriální větev	22
2.5.3. Venózní větev	23
2.5.4. Vzduchové čidlo a detektor vzduchových bublin	23
2.5.5. Peristaltické čerpadlo	24
2.5.6. Dialyzér (umělá ledvina)	25
2.5.7. Tlaky v excoporálním krevním oběhu.....	26
2.6. Okruh dialyzátu	27
2.7. Léčebné režimy	29
2.7.1. Standardní hemodialýza	29
2.7.2. Profilovaná dialýza.....	30
2.7.3. Hemodialýza s jednou jehlou	31
2.7.4. Recirkulace a odpojení přístroje.....	31
2.8. Hemodynamika cévního přístupu.....	32
2.9. Analýza metrik	34
3. CÍLE.....	36
4. METODIKA ŘEŠENÍ PROBLEMATIKY.....	37
4.1. Pulz peristaltického čerpadla.....	37
4.1.1. Matematický model pulzu	38
4.1.2. Schéma experimentu.....	39
4.1.3. Pulz peristaltického čerpadla.....	40
4.2. Proudová pole v cévním přístupu	43

4.3.	Simulace proudění krve v cévním přístupu	43
4.3.1.	Krev.....	43
4.3.2.	Vliv průměru cévy na hodnotu viskozity	45
4.3.3.	Závislost viskozity na smykovém napětí	46
4.3.4.	Žilní stěna	49
4.3.5.	Objemový pulz krve v cévním přístupu	51
4.4.	Index lomu světla	56
4.5.	Pracovní kapalina	58
4.6.	Model cévního přístupu	59
4.7.	Schéma experimentálního zařízení	61
4.7.1.	Synchronizace.....	63
5.	METODIKA MĚŘENÍ RYCHLOSTNÍCH POLÍ	65
5.1.	Kalibrace a ověřovací měření	68
6.	VÝSLEDKY.....	85
6.1.	Kontrola existence pulzu peristaltického čerpadla in vivo experimentem	85
6.2.	Kontrola zpětného proudění během pulzu	87
6.3.	Nestacionární proudění.....	89
6.4.	Stacionární proudění	105
7.	DISKUSE K OVLIVNĚNÍ ŽILNÍ STĚNY V OBLASTI CÉVNÍHO PŘÍSTUPU	111
8.	ZÁVĚR.....	113
9.	SEZNAM LITERATURY.....	117
	AUTOROVA ČINNOST UVEDENÁ V DISERTAČNÍ PRÁCI	123
	AUTOROVA ČINNOST NEUVEDENÁ V DISERTAČNÍ PRÁCI	124

Seznam obrázků:

Obr.1.: Stavba žilní stěny	17
Obr. 2.: Hodnoty tečného napětí pro jednotlivé úseky vaskulárního systému.	18
Obr. 3.: Nejčastější místa vytvoření nativního zkratu.	22
Obr. 4.: Typy spojení tepny a žíly.	22
Obr. 5.: Schéma hemodialyzačního okruhu.	24
Obr. 6.: Princip peristaltického čerpadla.	25
Obr. 7.: Dialyzér.	27
Obr. 8.: Průběh tlaků v Extracorpórním krevním oběhu.	28
Obr. 9.: Schéma okruhu dialyzátu.	29
Obr. 10.: Hemodialyzační jehla.	31
Obr. 11.: Typy zavedení jehel do žíly.	31
Obr. 12.: Kanylace pouze jednou jehlou.	32
Obr. 13.: Geometrie zavedení jehel a označení sledovaných oblastí.	34
Obr. 14.: Průnik hadice a válečku čerpadla.	38
Obr. 15.: Vypočtený pulz.	39
Obr. 16.: Schéma experimentální tratě.	40
Obr. 17.: Průběh tlakového pulzu.	41
Obr. 18.: Porovnání teoretického a skutečného tlakového pulzu.	42
Obr. 19.: Závislost zdánlivé viskozity na množství hematokritu v krvi.	45
Obr. 20.: Změna zdánlivé viskozity v závislosti na průměru cévy.	46
Obr. 21: Mechanismus elastického chování shluků červených krvinek.	47
Obr. 22.: Závislost zdánlivé viskozity na smykové rychlosti.	48
Obr. 23.: Model arteriální sítě.	52
Obr. 24.: Průběh průtoku v tepnách horní končetiny.	53
Obr. 25.: Geometrie AVF.	54
Obr. 26.: Průběh rychlosti ve vyšetřovaných bodech geometrie.	54

Obr. 27.: Vliv indexu lomu světla pracovní tekutiny na optické deformace.	57
Obr. 28.: Model žilního přístupu.	68
Obr. 29.: Schéma experimentu.	62
Obr. 30.: Signály z optočlenu a generátoru pulsů.	63
Obr. 31.: Řezy rychlostních profilů.	64
Obr. 32.: Měřené řezy cévním přístupem.	66
Obr. 33.: Měřené body pulzu peristaltického čerpadla.	67
Obr. 34.: Kalibrační terčik použitý v experimentu.	69
Obr. 35.: Nasnímané a transformované obrazy z obou kamer.	70
Obr. 36.: Detekce středů bodů na kalibračním terčiku.	71
Obr. 37.: Odchylna kalibrace ve směru osy „x“ a ve směru osy „y“.	72
Obr. 38.: Porovnání naměřených rychlostních profilů a teoretického rychlostního profilu.	73
Obr. 39.: Transformované snímky zamaskované a nezamaskované měřené oblasti.	74
Obr. 40.: Porovnání naměřených rychlostních profilů a teoretického rychlostního profilu.	75
Obr. 41.: Porovnání normálových rychlostních profilů „U,, a „V,,.	76
Obr. 42.: Srovnání experimentálního a interpolovaného rychlostního pole v kartézských souřadnicích.	77
Obr. 43.: Proložení rychlostního profilu lineární funkcí.	79
Obr. 44.: Vliv počtu bodů na přesnost.	80
Obr. 45.: Odchylna vypočtených hodnot tečného napětí na stěně od teoretické hodnoty tečného napětí na stěně.	81
Obr. 46.: Porovnání experimentálního a teoretického rychlostního pole v polárních souřadnicích.	82
Obr. 47.: Vybrané rychlostní profily z výseče.	82
Obr. 48.: Rychlostní pole získaná pomocí dopplerovského ultrazvuku v oblasti arteriální (odběrové) jehly během hemodialýzy.	85
Obr. 49.: Vektorová pole rychlosti, kde bylo zaznamenáno zpětné proudění.	86
Obr. 50.: Změna rychlosti „V,, během pulzu.	87

Obr. 51.: Vývoj rychlostního profilu v jehle.	88
Obr. 52.: Rychlostní profily v jednotlivých měřených polohách ve svislém řezu měřenou rovinou.	89
Obr. 53.: Rychlostní profily v jednotlivých měřených polohách ve vodorovném řezu měřenou rovinou.	90
Obr. 54.: Průběh objemového toku pro měřené pozice -7 mm a 5 mm.	91
Obr. 55.: Průběh objemového průtoku v jehle během pulzu peristaltického čerpadla.	93
Obr. 56.: Rychlostní pole pro rychlost „w“, a proudnice v rovině řezu pro body 2, 5 a 7 pulzu peristaltického čerpadla a stacionární proudění spojené s kontinuálním čerpadlem.	95
Obr. 57.: Rozložení WSS ve sledované oblasti B pro vybrané body pulzu.	96
Obr. 58.: Vyznačení sledovaných míst na obvodu žíly.	97
Obr. 59.: Rozložení WSS ve sledovaných bodech na cévní stěně pro všechny body pulzu a vybrané měřené roviny.	98
Obr. 60.: Rozložení WSS podél stěny během jednotlivých bodů pulzu pro sledovaný bod stěny 0°.	101
Obr. 61.: Rozložení rychlosti a tečného napětí v průřezu žíly v měřené poloze -1 mm.	103
Obr. 62.: Rychlostní profily v jednotlivých měřených polohách ve vodorovném řezu měřenou rovinou.	105
Obr. 63.: Rozložení WSS ve sledované oblasti B pro stacionární proudění.	105
Obr. 64.: Rozložení WSS podél stěny během jednotlivých bodů pulzu pro sledovaný bod stěny 0°.	106
Obr. 65.: Vyznačení sledovaných míst na obvodu žíly.	107
Obr. 66.: Rozložení rychlosti a tečného napětí v průřezu žíly v měřené poloze -1 mm.	108
Obr. 67.: Rozložení rychlosti a tečného napětí v průřezu žíly v měřené poloze -1 mm.	109

Seznam tabulek:

1. Vlastnosti krevních částic	44
2. Nastavené zpoždění pro jednotlivé zvolené body pulzu	65
3. Vybrané body pulzu se zpožděními	67

Seznam použitých symbolů:

Řecká abeceda

α	[°]	úhel sklonu jehly
τ	[Pa]	Tečné napětí
τ	[Pa]	Tečné napětí v polárních souřadnicích
τ_W	[Pa]	okamžitý vektor tečného napětí
τ_W	[Pa]	tečné napětí na stěně
τ_{WX}	[Pa]	tečného napětí ve směru osy X
τ_{WY}	[Pa]	tečného napětí ve směru osy Y
μ	[Pa.s]	dynamická viskozita
η_a	[Pa.s]	zdánlivá viskozita
$\dot{\gamma}$	[s ⁻¹]	rychlost smykové deformace
θ	[°]	úhel sledovaného bodu na žilní stěně

Latinské symboly

B	[mm]	poloměr žíly
L	[mm]	rozteč mezi jehlami
T	[s]	perioda srdečního cyklu
N	[1]	soubor hodnot
Δt	[s]	časový úsek stlačení hadice
Δt	[s]	zpoždění
Ri	[1]	index lomu světla
F	[Hz]	frekvence
t_{pulz}	[s]	časový úsek pulzu peristaltického čerpadla
A1 až A8	[1]	označení měřených rovin
x, y, z	[m]	kartézské souřadnice
Δx	[mm]	rozdíl vzdálenosti mezi body kalibračního terčíku ve směru osy x

Δx_{teor} směru osy x	[mm]	rozdíl vzdálenosti mezi body kalibračního terčíku ve směru osy x
Δy směru osy y	[mm]	rozdíl vzdálenosti mezi body kalibračního terčíku ve směru osy y
Δy_{teor} směru osy y	[mm]	rozdíl vzdálenosti mezi body kalibračního terčíku ve směru osy y
W	[m/s]	rychlost ve směru osy z
U	[m/s]	rychlost ve směru osy x
V	[m/s]	rychlost ve směru osy y
r	[mm]	poloměr
Q	[ml/min]	objemový průtok
v_{teor}	[m/s]	rychlost
$v_{max teor}$	[m/s]	maximální teoretická rychlost

Zkratky

AVF	arteriovenózní fistule
AVG	arteriovenózní graft
CŽK	centrální žilní katétr
WSS	tečné napětí na stěně
TAWSS	časový průměr tečného napětí na stěně
RRT	relativní doba pobytu
OSI	Oscilační smykový index
RMS	efektivní hodnoty kolísavých složek rychlosti
RBC	shluk červených krvinek
ECs	vaskulární endotelové buňky
SMCs	buňky hladkého svalstva
PIV	Particle Image Velocimetry

1. Úvod

Každým rokem roste počet pacientů, kteří potřebují chronickou renální léčbu. Jako léčebná metoda je nejčastěji používaná hemodialýza. Jedná se o „jednoduchou“ metodu čištění krve. Z vaskulárního systému pacienta je odebrána krev, která je vyčištěna od odpadních látek v dialyzéru a současně je z krve odstraněna přebytečná voda. Následně je vyčištěná krev vrácena zpět do vaskulárního systému. Aby bylo možné opakovaně odebírat a vracet krev z vaskulárního systému pacienta, je nutné pacientovi vytvořit cévní přístup. Existuje několik typů cévních přístupu, z nichž je doporučován pro hemodialýzu arteriovaskulární píštěl. Jedná se o chirurgické spojení artérie a žíly. Vlivem tohoto propojení dochází ke změnám průsvitu žíly, tloušťky její stěny a zvětšení objemového toku krve žílou. To umožňuje odebírat z žíly dostatečný objemový tok krve a opakované zavádění dialyzačních jehel. Přestože hemodialyzační léčba je běžně používána od šedesátých let minulého století, je vytvoření a udržení adekvátního cévního přístupu jedním ze základních problémů spojených s hemodialyzační léčbou.

Už poměrně dlouho je známo, že změny hemodynamických parametrů jsou spojeny s fyziologickými změnami vaskulárního systému a onemocněními s nimi spojené (ateroskleróza, trombóza). V současné době jsou zahlavní spouštěče těchto změn považovány určité typy tečného napětí na stěně (WSS) cévy, ale mechanismus změn vaskulárního systému a s nimi spojenými onemocněními není zcela pochopen. Změny tečného napětí na stěně cévy jsou závislé na hemodynamických parametrech v cévě, které mohou být změněny buď krátkodobě nebo dlouhodobě. Krátkodobé změny jsou způsobeny například vnějším stlačením tkáně, které změní průřez cévy. Dlouhodobé změny jsou způsobeny například úrazem nebo chirurgickým zákrokem, jakým je třeba vytvoření cévního přístupu pro hemodialýzu.

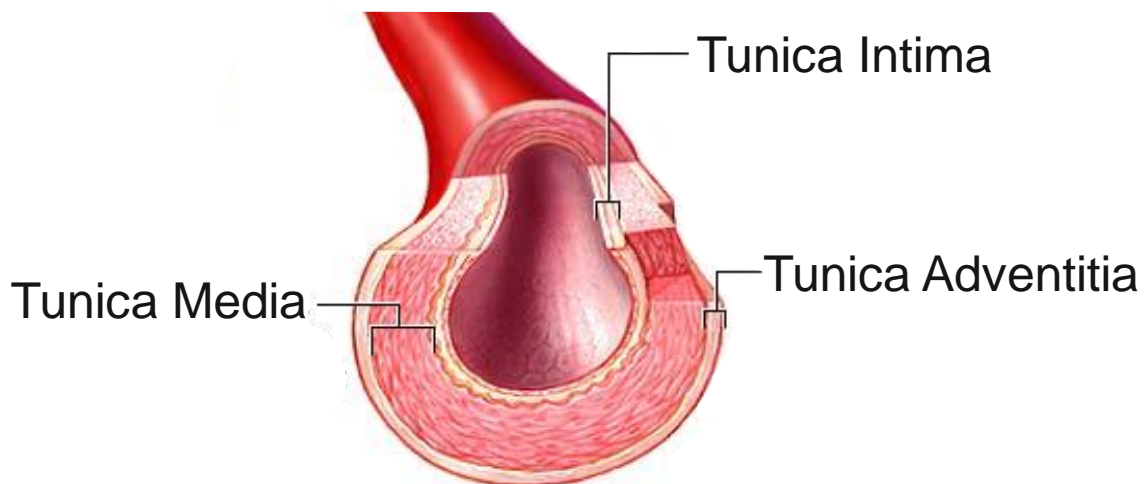
K selhání cévního přístupu dochází nejčastěji v oblasti spojení arterie a žíly, ale rizikovými oblastmi jsou také oblasti arteriální (odběrové) a venózní (návratové) jehly. Oblast spojení arterie a žíly je poměrně dobře zmapována a místa s rizikovým typem tečného napětí na žíle jsou identifikována. Oblast venózní jehly je rizikovým místem, a to díky urychlenému proudu navracené krve z jehly. Je zcela jasné, že právě dopad tohoto proudu na žilní stěnu má za následek poměrně velkou změnu tečného napětí na stěně. Oblast arteriální jehly je částečně opomíjená, avšak i v této oblasti dochází k ovlivnění žilní stěny vlivem proudu odsávané krve jehlou. Toto ovlivnění žilní stěny je úzce spjato s prací peristaltického čerpadla, které slouží k odsávání krve z vaskulárního systému. Princip peristaltického čerpadla vede k pulznímu proudění, kdy během jedné periody pulzu dochází ke změně směru proudění. Informace o hemodynamice a vlivu pulzu peristaltického čerpadla v této oblasti nejsou uspokojivé. Proto se tato práce zaměřuje na oblast arteriální jehly, kde se předpokládá ovlivnění žilní stěny

spojené s objemovým pulzem peristaltického čerpadla. Zmapování proudění v oblasti arteriální jehly pomůže identifikovat zóny s potenciálním rizikem vzniku cévních onemocnění. To usnadní lékařskému personálu predikci těchto komplikací v oblasti cévního přístupu a umožní včasný preventivní zákrok, který zvýší životnost cévního přístupu. Dále zmapování proudění v oblasti arteriální jehly umožní navrhnout možnosti pro zmírnění či odstranění negativních jevů s touto oblastí spojených. Zmapování proudění v oblasti arteriální jehly je v této práci provedeno experimentálně. Doposud nebyly provedeny žádné experimenty mapující proudění v oblasti arteriální jehly. Řešení bylo rozděleno do několika cílů, které jsou podrobně rozepsány dále v práci.

2. Přehled problematiky

2.1. Smykové napětí na stěně

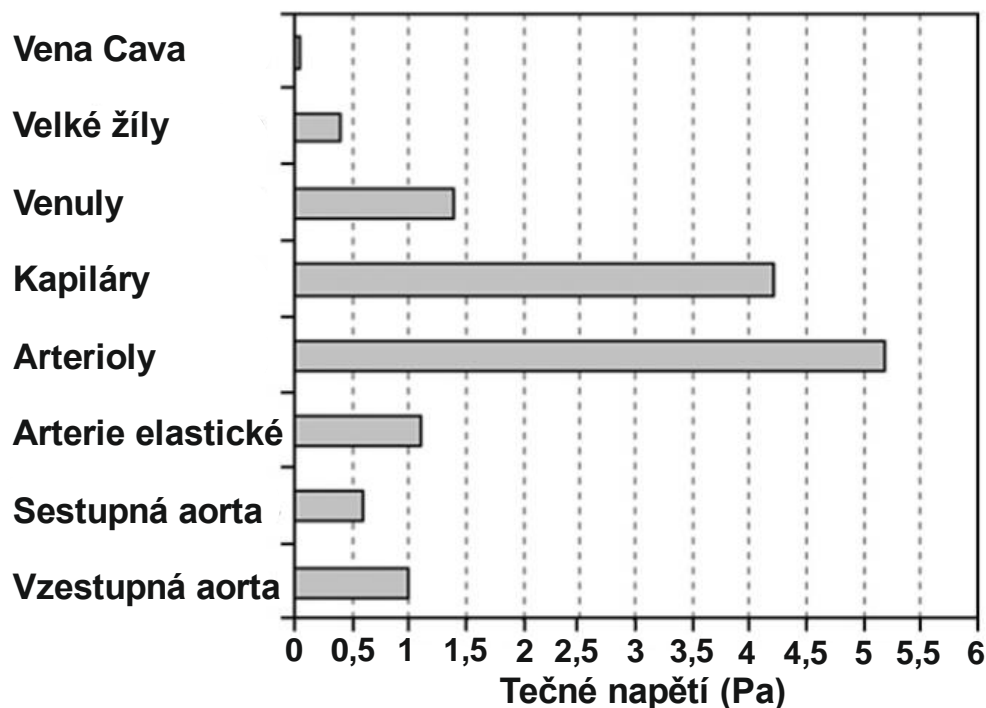
Pro pochopení problematiky spojené se smykovým napětím a smykovými rychlostmi je nutné si uvědomit, že žíla se neskládá z jednoduté tkáně. Je složena z několika vrstev, a to ze tří [28]. První vrstvou, která se nachází uvnitř žíly je tunica intima, pak následuje tunica media a tunica adventitia (Obr. 1.). Tunica intima je tvořena endotelem. Pod ním se nalézá subendotelová vrstva řídkého vaziva, jenž může obsahovat elementy hladkého svalstva.



Obr.1.: Stavba žilní stěny. Převzato a upraveno. [73]

Tunica media (střední vrstva) je tvořena hladkými svalovými buňkami, které jsou uspořádány do šroubovitě se vinoucích koncentrických vrstev. Zde se také nachází nervová zakončení zodpovědná za vazokonstrukci a vazodilataci [28]. Poslední vrstva tunica adventitia je zformována z pojivové tkáně, to znamená z podélně orientovanými kolageními a elastickými vlákny [28]. Tato vrstva přechází do vaziva orgánů, kterými žíla proniká.

Smykové napětí a smyková rychlost jsou hemodynamické parametry, které jsou spojovány s mechanismy ovlivňující žilní stěnu [74]. Vaskulární systém je vystaven poměrně velkému rozsahu hodnot smykového napětí. To je způsobeno rozdílnými rychlostmi proudění krve, které jsou spjaty s měnícím se průměrem cév. U zdravého jedince jsou běžné hodnoty smykového napětí na stěně pro arteriální stěny 1 až 7 Pa [53], [11]. U žilních stěn je to pak 0,1 až 0,6 Pa [53].



Obr. 2.: Hodnoty tečného napětí pro jednotlivé úseky vaskulárního systému. Převzato a upraveno. [53]

Vyšší hodnoty smykového napětí na stěně jsou pozorovány hlavně v oblastech anatomí (geometrií) podporující vznik turbulentního proudění nebo zvýšenou rychlostí proudění. Takovými místy jsou například oblouk aorty (tepna se silným zakřivením), bifurkace nebo anastomóza. Orientační hodnoty pro několik vybraných cév jsou na obrázku 2. Naopak nízké hodnoty smykového napětí jsou většinou spojeny (doprovázeny) nestabilními podmínkami proudění (stagnační oblast, recirkulace, atd.). Smykové napětí na stěně ovlivňuje endotelovou vrstvu. Endotelové buňky mění svůj směr a celistvost pomocí různých patofyziologických mechanismů, a to v závislosti na velikosti a druhu smykového napětí [53]. Podle endotelové odezvy na smykové napětí na stěně, je lze dělit na dvě kategorie:

- 1.) Endotelová odezva na stálé smykové napětí.
- 2.) Endotelová odezva na nestálé smykové napětí.

První kategorie je ve většině vaskulárního systému a různými biologickými cestami působí na vaskulární systém spíše prospěšnými fyziologickými účinky. Naopak druhá kategorie, která zahrnuje nestabilní smykové napětí, které je spojeno se změnami směru a velikostí hemodynamických sil, podporuje endoteliální dysfunkci a expanzi adhezních molekul před vývojem morfologických změn.

Za běžných podmínek smykové napětí na stěně zachovává směr a rozsah endotelových buněk v rozsahu hodnot, které brání aterogenezi, trombóze, adhezi, proliferaci hladkého svalstva, vaskulární remodelaci a endoteliální apoptóze. Při těchto podmínkách mají endotelové i hladké svalové buňky spíše nízkou míru proliferace. Změna smykového napětí stimuluje vazoregulační mechanismy, které se, spolu se změnami průměru arterií, pokoušejí udržovat střední hodnotu smykového napětí na stěně na hodnotě cca 1,5 Pa [53]. Akutní změny smykového napětí se týkají situací, kdy dochází k rychlým změnám velikosti smykového napětí, které mohou trvat v rozmezí několika sekund až hodin, a po nichž následuje pokles smykového napětí na původní nebo nižší hodnotu. Tyto akutní změny smykového napětí se mohou objevit například v důsledku akutních změn krevního tlaku, kdy dojde ke změně množství hematokritu. Změna hematokritu ovlivňuje viskozitu a tím i velikost smykového napětí. Tento jev vzniká při cvičení [53]. Dalším příkladem akutních změn smykového napětí je hemodialýza, kdy odběr a návrat krve do krevního řečiště způsobuje lokální změny velikosti smykového napětí. Přírůstek rychlého smykového napětí na stěně může aktivovat mechanismy, které vedou ke zvýšení vazodilatační odpovědi na nastalou situaci [53]. Existují také důkazy, že při akutní redukci smykového napětí jsou aktivovány mechanismy, které zapříčiňují vznik zánětlivých cest, jako je adheze leukocytů, tvorba pěnových buněk a vývoj plaku kaskádou aterosklerotické procedury.

Trvalé změny smykového napětí jsou změny, které se odehrávají v delším časovém horizontu (déle než 24 hodin). Jejich následkem dochází k aktivaci mechanismů buněčné proliferace, hypertrofie a vaskulárního remodelování cévy [53]. Vysoké hodnoty smykového napětí způsobují zesílení cévní stěny a rozšíření průměru cévy. Tyto změny způsobí, že hodnoty smykového napětí se vrátí zpět k normálním (fyziologickým) hodnotám smykového napětí. Nízké hodnoty smykového napětí vedou k opačným změnám. Průměr cévy se tedy zmenšuje a dochází k hyperplazii intima-media (ztenčení cévní stěny). To opět vede k tomu, že se hodnoty smykového napětí vrátí na normální velikost. Ukazuje se, že chronické změny smykového napětí aktivují mechanismy, které navracejí smykové napětí na původní (normální) hodnoty a tím nedochází ke vzniku negativních jevů. Ovšem pokud dojde k chronickým změnám za přítomnosti stavů, které modifikují biochemické sérum a charakter proudění nebo v přítomnosti rizikových faktorů jako je hypertenze, renální onemocnění, zánět, kouření atd., dochází ke zvýšení oxidačního stresu, který podporuje aterosklerotické mechanismy.

2.2. Ateroskleróza

Aterosklerotické pláty jsou oblasti v cévním systému, které jsou charakterizovány intimálním zesílením s nadměrnou tvorbou oxidovaného hypoproteinového cholesterolu, s nízkou hustotou, doprovázené infiltrací zánětlivých buněk, proliferací hladkého svalstva a akumulací extracelulární matice [74]. Spojitost mezi vznikem aterosklerózy a hemodynamickými parametry proudění dokázaly již studie provedeny v minulosti [8], [21], [31]. Existují dvě hypotézy, které spojují smyková napětí a rozvoj aterosklerózy.

První hypotéza se zabývá vysokými hodnotami smykového napětí na stěně, které může poškodit endotelovou vrstvu a současně může dojít vlivem vysokého smykového napětí k aktivaci krevních destiček [60]. S vysokým smykovým napětím jsou spojeny i vysoké smykové rychlosti. Vlivem vysoké smykové rychlosti dojde k migraci erytrocytů (červených krvinek) do středu proudu krve, což vede k odpovídajícímu nárůstu krevních destiček v blízkosti cévní stěny.

Druhá hypotéza objasňuje roli vlivu nízkého a oscilačního smykového napětí na stěně cévy při rozvoji aterosklerózy. V místech, kde se nachází tento druh namáhání, dochází k remodelaci cévní stěny, která má za následek snížení průsvitu cévy. Současné studie ukazují, že k aktivaci mechanismů vytvářející aterosklerotické pláty musí smykové napětí nabývat nízkých hodnot a současně mít oscilační charakter [46], [19], [64]. Dřívější studie spojovaly tyto mechanismy pouze s nízkým smykovým napětím [7], [13].

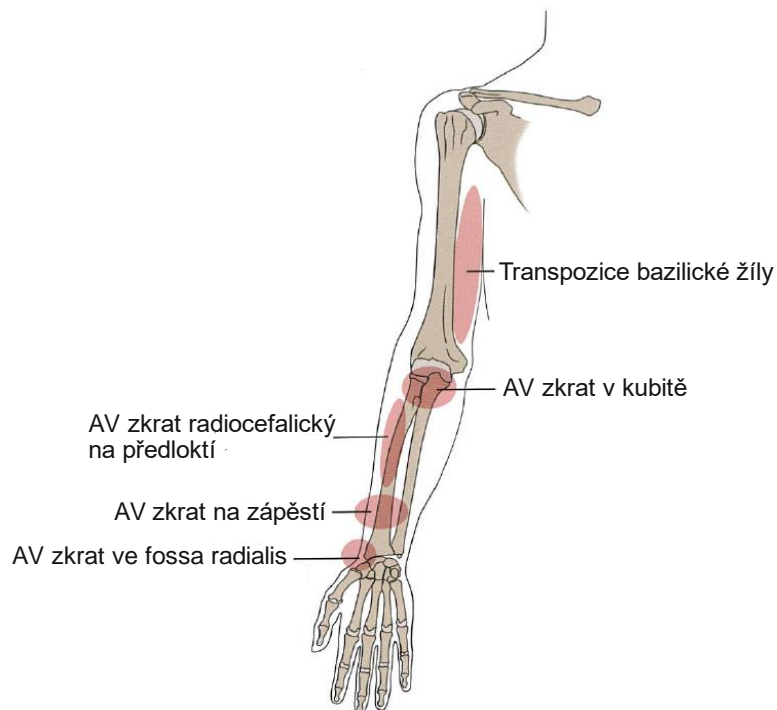
2.3. Cévní přístup

Při hemodialýze je nezbytné zajistit dostatečný průtok krve do dialyzéru. Při odběru krve běžnými jehlami z povrchových žil nelze docílit požadovaného průtoku krve, z toho důvodu se zakládá v řečišti pacienta tzv. cévní přístup. U pacientů s akutním selháním ledvin nebo zániku trvalého cévního přístupu se vytváří dočasný cévní přístup. Ten umožňuje okamžitě provést hemodialýzu, ale životnost takového cévního přístupu je maximálně 2 týdny. Dočasný cévní přístup je vytvořen zavedením netunelizovaného centrálního katetru do centrálních žil [28], [29]. V případech, kdy pacient potřebuje trvalou hemodialyzační léčbu, je nutné vytvořit trvalý (chronický) cévní přístup. Takový typ cévního přístupu je možné realizovat buď pomocí dlouhodobého centrálního katetru nebo chirurgickým zákrokem [28], [67]. Chirurgicky se vytvářejí dva typy trvalých cévních přístupů [67], [29]. Prvním typem je nativní cévní přístup (arteriovenózní fistule (AVF)), který je vytvořen spojením arterie a povrchové žíly. Druhým typem je trvalý cévní přístup s cévní protézou (arterovenous graft (AVG)). V tomto případě je žíla s tepnou spojena umělou cévní protézou.

Současná doporučení preferují (National Kidney Foundation's Kidney Disease Outcomes Quality Initiative) nativní cévní přístup (AVF) [67], [12]. Tento typ cévního přístupu má oproti ostatním typům delší dobu průchodnosti, nižší počet intervencí a menší výskyt komplikací (například infekce) [67], [29]. Pokud není možné založit AVF například, protože povrchové žíly nejsou v dobrém stavu, zániku AVF a vyčerpání všech možností vytvoření dalších AVF, tak by měl být využit AVG. Permanentní centrální žilní katetr (CŽK) se většinou používá jen k překlenutí období, kdy je chirurgicky vytvořený cévní přístup nepoužitelný [29].

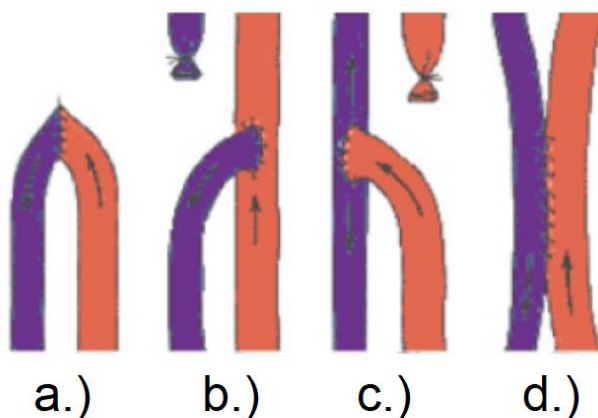
2.4. AVF

Nativní cévní přístup se z pravidla vytváří na nedominantní končetině a nejlépe co nejbliže k periférii končetiny. Nejčastější místa pro vytvoření nativního přístupu jsou na obrázku 3. Chirurgickým zákrokem je spojena žíla s tepnou, což vede ke změně hemodynamických parametrů v žíle. Vlivem toho jsou aktivovány mechanismy, které vedou k remodelaci žilní stěny. Ta zvětší svůj průměr a zesílí žilní stěnu tak, aby bylo docíleno původních hemodynamických parametrů. Tímto chirurgickým zákrokem je dosažen dostatečný průtok krve pro hemodialýzu a zesílení žilní stěny umožňuje opakované zavádění dialyzačních jehel. K vytvoření AVF jsou používány například žíly vena cephalica, vena cefalica, vena basilica, tepny arteria radialys a arteria brachialis [29].



Obr. 3.: Nejčastější místa vytvoření nativního zkratu. Převzato a upraveno [29].

Při vytváření AVF se používají čtyři typy geometrie spojení žíly a tepny. Jedná se o tzv. spoj end-to-end, side-to-end, end-to-side, a side-to-side [5]. První označení je vždy pro tepnu a druhé pro žílu. Jak je vidět z obrázku 4. při spojení end-to-end (a.) jsou jak tepna tak žíla přerušeny a na vzájemně spojeny na „čelo,,. U spojení side-to-end (b.) dojde k přerušeni žíly, která je následně našita na bok tepny. Spojeni end-to-side (c.) je stejné jako předchozí s tím rozdílem, že je přerušena tepna. Poslední spojení (d.) je vytvořením spojení přes stěny žíly a tepny.



Obr. 4.: Typy spojení tepny a žíly. Převzato a upraveno [69]. Pozice a.) je spojení tepny a žíly end-to-end. Pozice b.) je spojení tepny a žíly side-to-end. Pozice c.) je spojení tepny a žíly end-to-side. Pozice d.) je spojení tepny a žíly side-to-side.

2.5. Technické aspekty hemodialýzy

U AVF se rozvíjí stenózy nejčastěji v blízkosti anastomózy a v přiřité žíle, která slouží k odběru krve pacienta. Tyto případy tvoří 70-85% stenóz spojených AVF [43]. Ve zbylých případech se léze vyvine v arterii v blízkosti anastomózy. Většina studií, které zkoumají tuto problematiku z pohledu hemodynamiky, se zaměřuje na oblast anastomózy a jejího bezprostředního okolí [35], [4], [5]. V cévním přístupu jsou ovšem další oblasti, kde dochází ke změnám hemodynamických parametrů během každé hemodialýzy, jedná se například o oblasti spjaté se zavedením dialyzačních jehel.

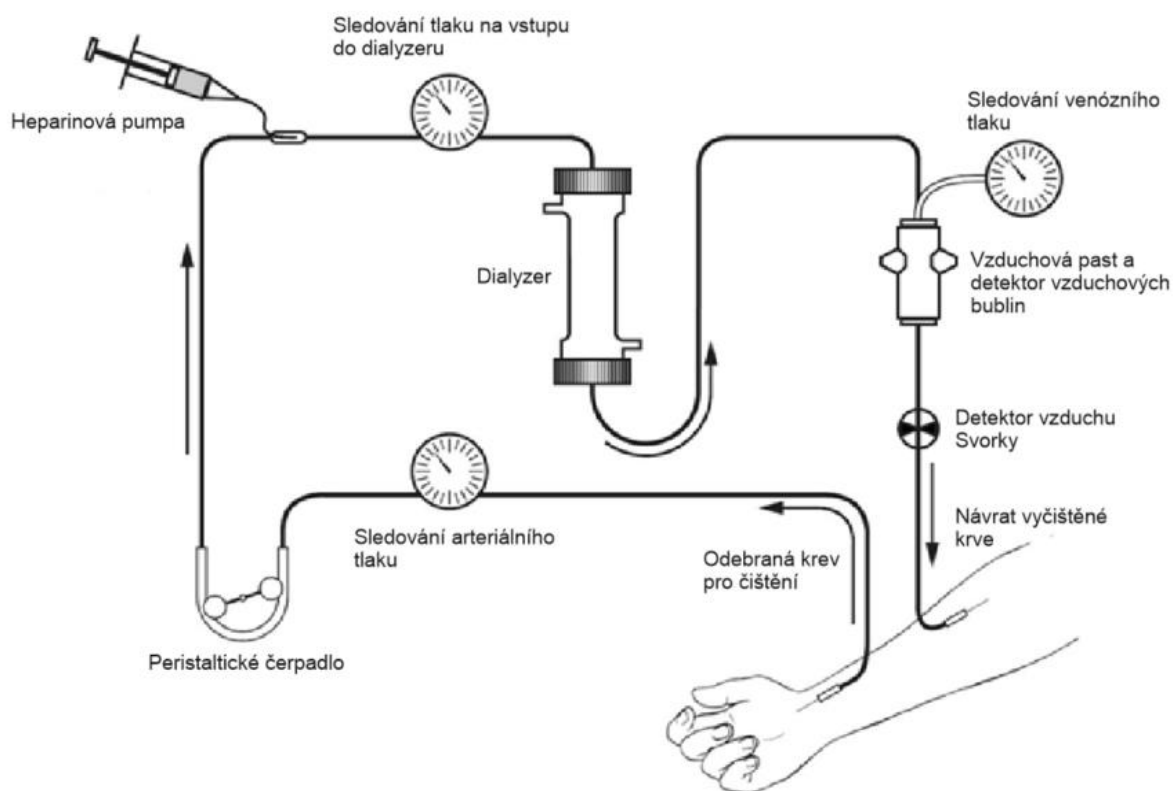
Z technického hlediska se při hemodialýze k čištění krve využívají dva fyzikální procesy. Jedná se o difúzi konvekci (ultrafiltraci), které jsou kombinovány tak, aby se dosáhlo co nejefektivnější výměny rozpuštěných látek a odstranění přebytečné vody skrze semipermeabilní membránu a tím došlo k vyčištění krve. Hemodialýza je rozdělena na dva okruhy. Prvním okruhem je extrakorporální krevní oběh a druhým okruhem je okruh dialyzátu [44].

2.5.1. Extrakorporální krevní oběh

Tento okruh zajišťuje potřebné vedení pro transport krve odebrané z vaskulárního systému pacienta k dialyzátoru (umělá ledvina) a to při definovaném průtoku a zajišťuje návrat dialyzované krve zpět do vaskulárního systému pacienta. Při transportu a čištění krve je nutné zajistit, aby nedošlo k poškození červených krvinek, koagulaci krve nebo ztráty integrity transportního systému, která může vést ke ztrátě krve nebo kontaminaci mikroorganismy z vnějšího prostředí. Všechny použité materiály, které jsou v kontaktu s krví, jsou vyrobeny z inertních materiálů nebo vysoce biologicky kompatibilních materiálů a jsou sterilizovány před balením. Extrakorporální krevní oběh se dělí na dvě větve – arteriální větev (Pre-dialyzátor) a venózní větev (Post-dialyzátor) [44].

2.5.2. Arteriální větev

Tato větev extrakorporálního krevního oběhu slouží k odběru krve z vaskulárního přístupu pacienta a její transport do dialyzátoru. Krev je odsávána z vaskulárního přístupu peristaltickou pumpou pomocí dialyzační jehly či katétru a dopravována do dialyzátoru (Obr. 5.). Průtok je obvykle nastavován v rozmezí 200 až 400 ml/min [44]. Tento průtok je zobrazován lékařskému personálu na dialyzačním stroji a je vypočten z otáček čerpadla a objemu segmentu trubky umístěném v čerpadle. Vypočtené hodnoty průtoku jsou vyšší než reálný průtok, což je způsobeno deformací hadice spojené podtlakem. Některé stroje výpočet korigují tak, aby průtok odpovídal reálné hodnotě. Při cirkulaci extrakorporálním krevním oběhem má krev přirozenou tendenci koagulovat. Koagulace krve v tomto okruhu vede ke ztrátě okruhu, také může dojít ke vzniku mikrotrombů, které jsou pro pacienta nebezpečné. Proto je nezbytně nutné, aby byly přiváděny do extrakorporálního krevního oběhu antikoagulační látky. Přívod a přesné dávkování antikoagulačních látek zajišťuje heparinový dávkovač umístěný mezi peristaltickou pumpou a dialyzérem. Často se do arteriální větve přidává přístup pro fyziologický roztok. Tento přístup je umístěn před peristaltickou pumpou. Chyby v připojení fyziologického roztoku mohou vést k potenciálně katastrofickým následkům.



Obr. 5.: Schéma hemodialyzačního okruhu. Převzato a upraveno. [50]

2.5.3. Venózní větev

Po vyčištění krve v dialyzéru vstupuje krev do venózní větve (Obr. 5.). Tato větev slouží k dopravě krve zpět do vaskulárního systému pacienta [44]. To umožňuje venózní jehla, která je zavedena do cévního přístupu pacienta. Mezi jehlou a dialyzérem je umístěno vzduchové čidlo. Mezi jehlu a vzduchové čidlo je umístěn detektor vzduchových bublin. Při detekci vzduchových bublin spustí detektor poplach a dojde k uzavření vstupu a výstupu z extrakorporálního krevního oběhu a vypnutí peristaltického čerpadla. Uzavření vstupu a výstupu zajišťují mechanické svorky, které jsou umístěny v blízkosti jehel.

2.5.4. Vzduchové čidlo a detektor vzduchových bublin

Je velice důležité zajistit, aby ve vyčištěné krvi nebyl při návratu do vaskulárního systému pacienta přítomen vzduch a mikrotromby [44], [71]. Proto je do systému umístěno vzduchové čidlo, které zachytává bubliny vzduchu. Pomocí jemného sítky umístěného do vzduchového čidla jsou také zachytávány krevní sraženiny (mikrotromby), které mohou být generovány v extrakorporálním krevním oběhu.

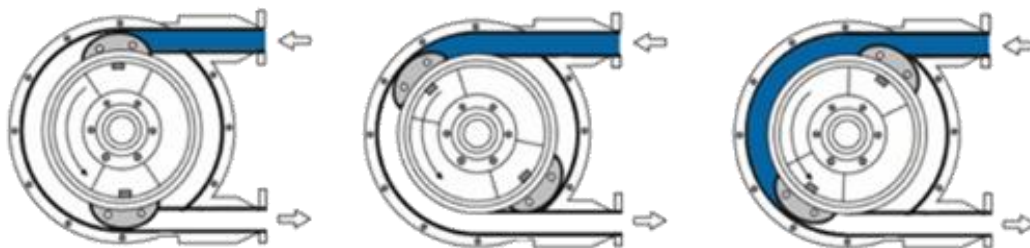
Detektor vzduchových bublin je ultrazvukové zařízení, které neustále kontroluje, zda se v krevní cestě nenachází vzduch či pěna. Jak bylo uvedeno výše, při detekci vzduchu je spuštěn poplach a je uzavřen vstup a výstup do extrakorporálního krevního oběhu a vypnuta

peristaltická pumpa. Vzduchové čidlo a detektor vzduchových bublin se svorkami zabraňují vstupu vzduchu do vaskulárního systému pacienta. Před každou hemodialyzační léčbou musí být detektor vzduchových bublin a svorky zkontrolovány. Limity citlivosti detektoru jsou nastaveny ve výrobě, mohou být však překalibrovány při požadavcích na větší bezpečnost. Nová kalibrace musí být provedena pouze vyškoleným technickým pracovníkem.

Vzduch se může do extrakorporálního krevního oběhu dostat několika způsoby. Může to být například prázdný sáček s fyziologickým roztokem, uvolnění či netěsnost spoje, odstranění či vyřazení arteriální jehly, zatímco je pumpa v chodu, atd. V okruhu mohou vznikat i mikrobubliny. V současné době vzduchové pasti nedokáží rozpoznat nebo zachytit tyto mikrobubliny. To může vést k poškození mozku a jiných orgánů, jedná se o tzv. paradoxní embólii. Proto se lze domnívat, že pacienti podstupující hemodialyzační léčbu jsou vystaveni většímu riziku neurologické morbiditivy důsledku recidivující embolizace žilního vzduchu během hemodialýzy.

2.5.5. Peristaltické čerpadlo

Jedná se o běžně používané čerpadlo, a to nejen v hemodialyzačním okruhu. Hlavní výhodou tohoto čerpadla je velikost podtlaku, který je čerpadlo schopné generovat. Dále pak snadná sterilizace, která vychází z principu fungování čerpadla. Princip peristaltického čerpadla je poměrně jednoduchý (obr.6.). V hlavě čerpadla je hřídel čerpadla, na kterou je připevněno rameno. Na konci ramene je umístěn váleček, který se díky otáčení hřídele pohybuje po kruhové trajektorii. Hadice s čerpanou tekutinou se umístí do hlavy čerpadla tak, že hadice opisuje cca 180° trajektorie válečku. Při pohybu válečku dojde, v místě vstupu hadice, ke stlačení hadice o stěnu hlavy peristaltického čerpadla. Dalším pohybem váleček tlačí tekutinu v hadici směrem k výstupu hadice z hlavy. Tím dochází k pohybu tekutiny. Aby tento princip efektivně fungoval, je třeba minimálně dvou válečků, které zajišťují pohyb tekutiny hadicí.



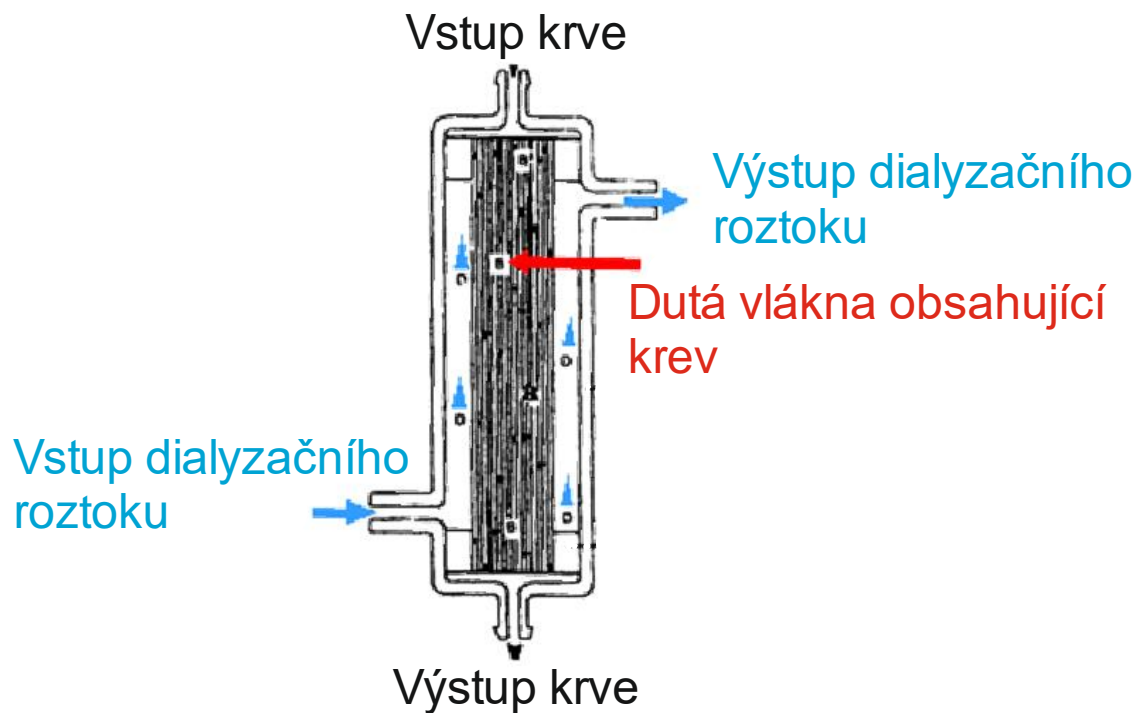
Obr. 6.: Princip peristaltického čerpadla. Převzato. [63]

S peristaltickým čerpadlem jsou spojeny ovšem i negativní jevy. Z principu je zřetelné, že musí docházet v toku krve k pulsům. To potvrzuje i experimentální studie D. Fulkera [16] a numerická studie J. W. Mulhollanda [47]. Prvně zmíněná studie také dokázala, že na arteriální straně čerpadla dochází, během stlačování hadice válečkem, ke zpětnému proudění. V této studii bylo při měření vzduchové čidlo umístěno jak na venózní straně hemodialyzačního okruhu, tak i na arteriální. Ukázalo se, že vzduchové čidlo je velmi účinný prvek v tlumení pulsu, a to tak, že v arteriální jehle pulzní charakter proudění zůstává, avšak nedochází v ní ke zpětnému proudu. Další problematikou jsou bublinky (kavitace), které může čerpadlo vytvářet a jsou příliš malé na to, aby je byla schopná odstranit vzduchová past či zaznamenat vzduchový alarm. Jedná se o bubliny o velikosti 5-42 μm . V neposlední řadě je negativním jevem poškození krve (červených krvinek), které vzniká vlivem vysokých smykových napětí způsobených čerpadlem. Tato vysoká napětí jsou pozorována na straně hadice s menším poloměrem. To je způsobeno tím, že rychlostní profil je vzhledem k odstředivé síle více směřován na stranu hadice s menším poloměrem a způsobuje větší gradient rychlosti.

2.5.6. Dialyzér (umělá ledvina)

Samotné čištění krve probíhá v dialyzéru. Jedná se o membránový člen, kde polopropustná membrána odděluje krev od dialyzačního roztoku [40]. Tato membrána umožňuje přestup odpadních látek z krve do dialyzačního roztoku. V dnešní době je používán kapilární dialyzátor. U tohoto dialyzátoru je polopropustná membrána tvořena svazkem dutých vláken, která mají vnitřní průměr okolo dvou desetin milimetru a tloušťka stěny se pohybuje v tisícinách milimetru. Tento svazek je umístěn do uzavřeného válce. Krev je přiváděna a odváděna z kapilár pomocí vstupu na čelech válce. Z boku válce je přiváděn a odváděn dialyzační roztok (viz obrázek 7). Dialyzační roztok proudí opačným směrem než krev v kapilárách. Jedním z hlavních parametrů dialyzéru je plocha membrány, přes kterou probíhá čištění krve. U dospělého pacienta se plocha membrány pohybuje od 1,2 m^2 do 2 m^2 . Obecně lze říci, že čím větší plocha membrány tím je čištění krve účinnější. Zvětšením počtu vláken (a tím i plochy membrány) dochází ke komplikacím spojených se srážlivostí krve a s prostupem dialyzačního roztoku mezi vlákny. Pokud se zvětší počet vláken, je nutné také zajistit větší průtok krve, aby nedocházelo ke srážení krve v jednotlivých kapilárách. Při zachování stejného průtoku může při rozdělení krve do více kapilár dojít k poklesu rychlosti krve, což může vést k jejímu srážení. Dialyzátory s velkou plochou membrány tedy vyžadují větší průtok. U plochy membrány 1,2 m^2 je dostačující průtok cca 250 ml/min. U plochy membrány 2 m^2 se průtok pohybuje mezi hodnotami 350-400 ml/min. Také při větším počtu vláken může dojít ke špatnému obtékání vláken dialyzačním roztokem. To má za následek snížení celkové účinnosti hemodialýzy. Dalším parametrem dialyzéru je porozita membrány, která je udávána tzv.

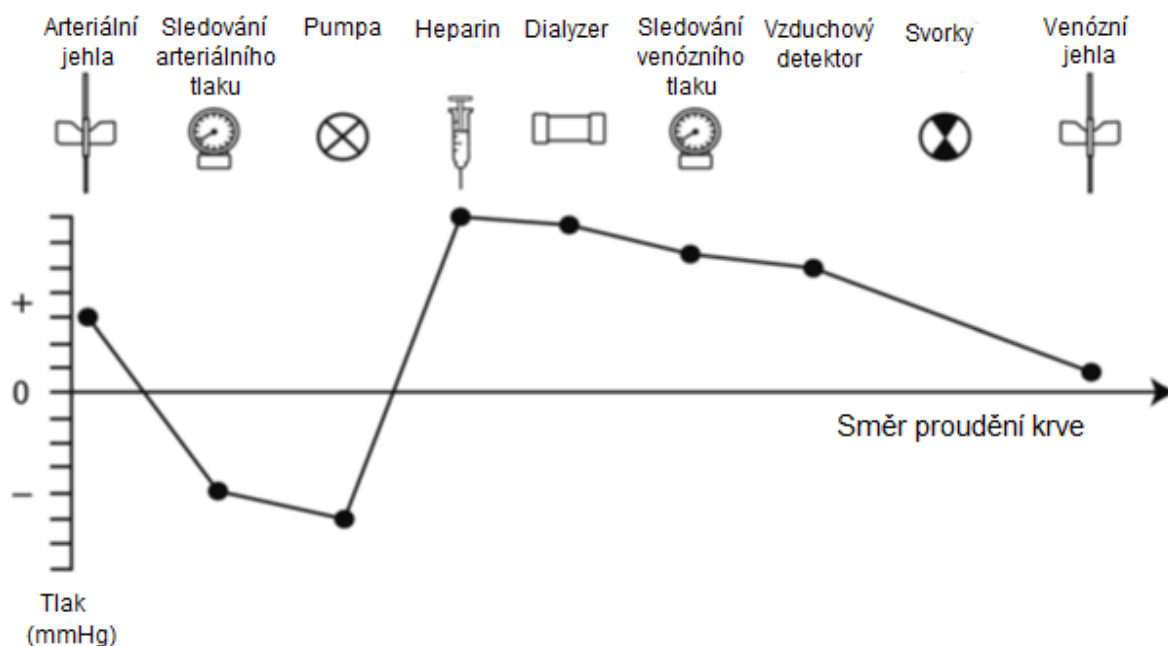
ultrafiltračním koeficientem (KUF). Jedná se o koeficient udávající rychlost prostupu vody membránou (v mililitrech za hodinu) při určitém tlakovém rozdílu mezi krví a dialyzačním roztokem.



Obr. 7.: Dialyzér. Převzato a upraveno. [39]

2.5.7. Tlaky v exkorporálním krevním oběhu

Extrakorporální krevní oběh lze považovat za rozšíření vaskulárního systému pacienta, a proto je nutné sledovat, co se v něm odehrává [44]. K tomu účelu slouží tlaková čidla umístěna jak v arteriální větvi, tak ve venózní větvi oběhu (Obr. 8.). Velikost tlaku v tomto oběhu je závislá na průtoku krve, třecích ztrátách a místních ztrátách. Průběh tlaků v oběhu je vidět na obrázku 8. Velice důležité je udržovat poměr tlaků v dialyzéru, kdy tlak na straně dialyzačního roztoku



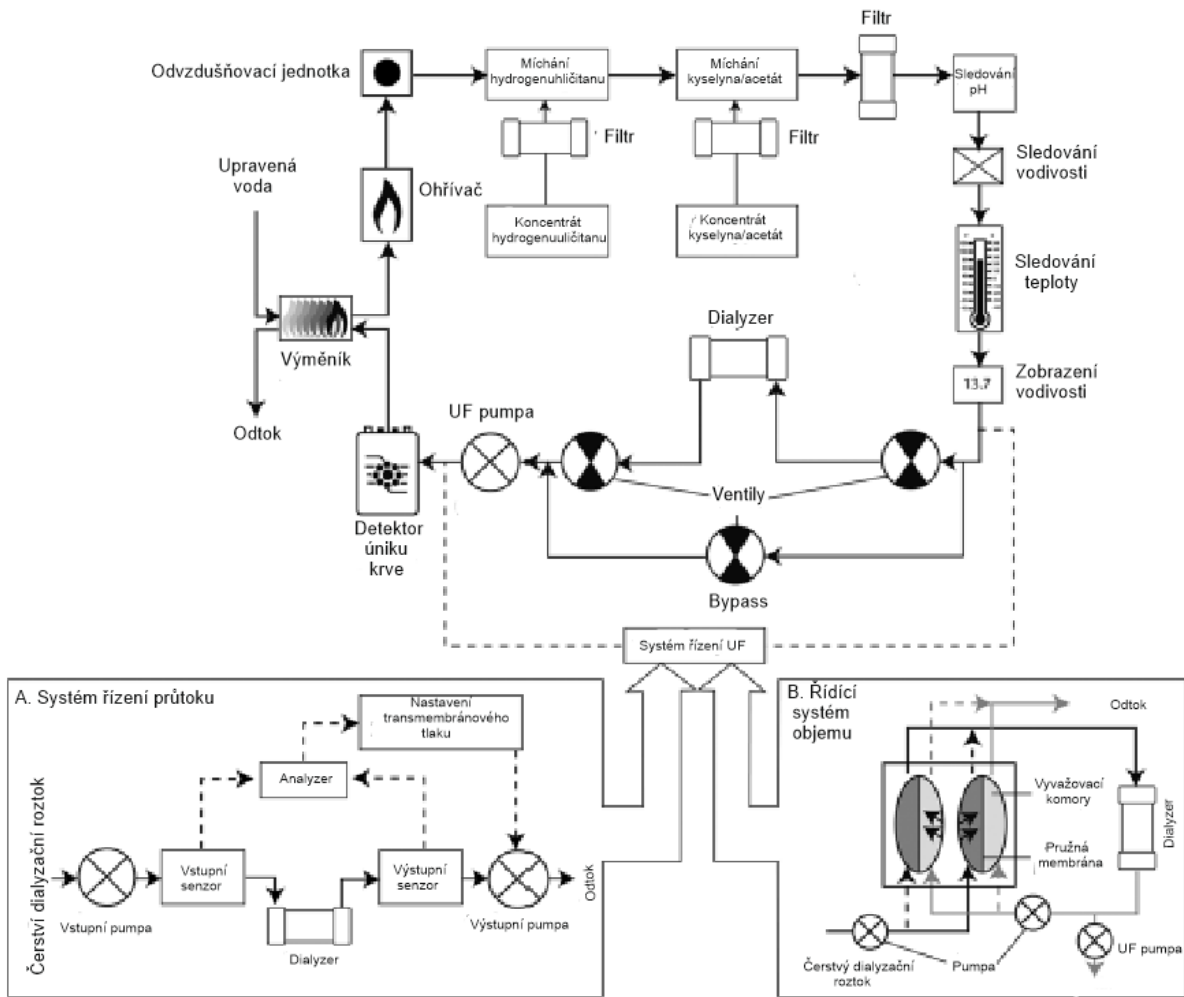
Obr. 8.: Průběh tlaků v Extracorpórním krevním oběhu. Převzato a upraveno. [44]

nesmí překročit tlak na straně krve. Kdyby k tomu došlo, tak by vznikla zpětná filtrace. Změny v geometrii potrubí (např. přiskřípnutí hadice) mohou vést k velmi vysokému prestenotickému tlaku vedoucímu k hemolýze.

Sledování tlaků také může pomoci při predikci problémů vzniklých během hemodialyzační léčby. Nadměrné tlaky v arteriální větvi mohou naznačovat špatný arteriální průtok kvůli problémům s cévním přístupem [44]. U venózní větve vysoké tlaky naznačují obstrukci v této větvi extracorpórního krevního oběhu a může být spuštěn poplach [44]. Při spuštění poplachu je nutné zkontrolovat vedení (ovládání) svorek a samotné svorky. Je také nutné vyloučit sraženinu ve vzduchovém čidlu či problémy spojené s venózní jehlou (změnit její nastavení např. pootočením). Pokud vysoký tlak ve venózní větvi přetrvává, může mít škodlivé účinky nebo naznačovat stenózu v cévním přístupu. Nízké tlaky ve venózní větvi jsou spojeny s nízkým průtokem v arterii.

2.6. Okruh dialyzátu

Jedná se okruh umístěný v dialyzačním stroji a primárním úkolem tohoto okruhu je příprava dialyzačního roztoku (roztok destilované vody, koncentrátu kyseliny a stabilizátoru) a přivedení tohoto roztoku do dialyzátoru s přesně předepsanými podmínkami (průtok, teplota) [44]. Dalším úkolem tohoto okruhu je, aby odebíral předepsané množství tekutiny (vody) z krve pacienta. Dialyzační roztok, který projde dialyzérem, je i s odvedenou tekutinou vypouštěn do odpadu. Okruh je třeba po každé dialýze dezinfikovat.



Obr. 9.: Schéma okruhu dialyzátu. Převzato a upraveno. [44]

Do dialyzačního okruhu je přiváděna speciálně upravená voda. Jedna hemodialyzační léčba vyžaduje až 500 litrů vody. Než voda může vstoupit do okruhu dialyzátu, musí projít řadou předběžných filtračních kroků k odstranění částicového materiálu, změkčení za účelem odstranění chloraminu, organických kontaminantů a chloridu. Následně prochází mikrofiltrací a reverzní osmózou. Takto upravená voda je zbavena většiny mikroorganismů a 90 % rozpuštěných iontů. Před vstupem do okruhu dialyzátu prochází voda ještě ultrafiltry pro studenou sterilizaci.

Na obrázku 9. je pak vidět samotný okruh dialyzátu. Upravená voda vstupuje do okruhu dialyzátu a putuje do ohřivače (topné těleso), kde se ohřeje na požadovanou teplotu. Následně se voda přesouvá do odvzdušňovacího zařízení. Zde je z vody odstraněn zachycený vzduch pomocí podtlaku. Po odvzdušnění je voda přepravena do směšovací komory (komor), kde je ve specifikovaném poměru namíchán dialyzační roztok z vody(základní fáze) a kyseliny (hydrogenuhličitanu). Při online řešení generování dialyzační tekutiny může být voda a kyselina smíchány před vstupem do okruhu dialyzátu. Základní fáze (hydrogenuhličitanu) musí být vždy dodávána v práškové formě v zásobnících, čerstvě připravena a smíchána až v místě

léčby, aby se zabránilo růstu bakterií. Dialyzační roztok se následně podrobí samočinné kontrole řadou monitorů, a poté vstupuje do dialyzátoru. Tlaky jsou regulovány automatickým systémem ultrafiltrace (UFCS). Odpadní voda a použitý dialyzační roztok z dialyzátoru prochází přes detektor průsaků krve a následně do odtoku. Detektor průsaků krve poskytuje zpětnou vazbu pro řízení UFCS. Obě části UFCS (obr. 9.) vytvářejí uzavřené smyčky a usilují o zachování rovnoměrného přítoku a odtoku dialyzátu se specifickým objemem ultrafiltrace.

2.7. Léčebné režimy

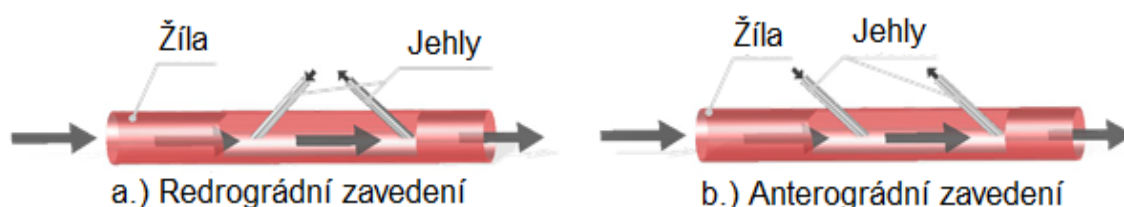
Hemodialýza je nakonfigurována nejen k tomu, aby poskytovala standardní režim ošetření, ale má také konstrukční vlastnosti, které umožňují modifikovat poskytování léčby za zvláštních okolností a klinických potřeb.

2.7.1. Standardní hemodialýza

Při standardním průběhu hemodialýzy je prováděno několik kroků [44]. Prvním krokem je dezinfekční cyklus, kdy dochází k dezinfekci dialyzačního stroje (okruh dialyzátu). Komponenty extrakorporálního krevního oběhu jsou sterilní a zabalené v neprodyšných obalech, proto je není nutné před hemodialýzou sterilizovat. Poté následuje testovací program, při kterém je namíchán dialyzát se správnou koncentrací. Následně je stroj osazen dialyzačním setem včetně dialyzátoru (extrakorporální krevní oběh). Odvzdušní se hadice dialyzačního setu a dialyzátor. Nastaví se hladina ve vzduchové pasti, tak aby vzduchová past pracovala správně. Po odvzdušnění přejde stroj do předběžné recirkulace a nastaví se vstupní podmínky hemodialýzy. Dalším krokem je příprava cévního přístupu na kanylaci – dezinfekce. Kanylace cévního přístupu je provedena dvěma hemodialyzačníma jehlami. Standardní hemodialyzační jehla je znázorněna na obrázku 10. Otvor na jejím hřbetě se nazývá „back eye“ a jeho úkolem je, aby krev byla nasávána arteriální jehlou i v případě, kdy je tato jehla kanylována příliš blízko k žilní stěně, což vede k přisání jehly k žilní stěně. Venózní jehla tento otvor nemá, protože pouze krev vrací. Dialyzační jehly jsou kanylovány dvěma způsoby. Buďto retrográdně nebo anterográdně (Obr. 11.). U anterográdního zavedení jehel jsou obě jehly zaváděny ve směru proudění krve v cévním přístupu. U retrográdního zavedení jehel je arteriální jehla zavedena proti směru proudění krve v cévním přístupu, zatímco venózní jehla je zavedena po směru proudění krve v cévním přístupu. Po kanylaci cévního přístupu jsou připojeny hadice krevního setu. Následně začne samotné čištění krve pacienta. Během celého procesu čištění krve by



Obr. 10.: Hemodialyzační jehla. Převzato a upraveno. [51]



Obr. 11.: Typy zavedení jehel do žíly.

měla být prováděna klinická pozorování (např. měření tlaku krve), a to před, během a po léčbě. Po dokončení čištění krve se provádí re-infúze. Následně jsou odstraněny jehly a může dojít k hemostázi. Nakonec je provedeno čištění stroje.

2.7.2. Profilovaná dialýza

Díky rozvoji schopností senzorů je možné sledovat stav pacienta v reálném čase během hemodialyzační léčby [44]. To poskytuje příležitost navrhnout systém (biofeedback), který dokáže analyzovat signály ze senzorů a pokud je to klinicky relevantní, upravit nebo změnit parametry hemodialýzy. Termín profilovaná dialýza se týká automatického přizpůsobení předepsané proměnné v reálném čase tak, aby odpovídala měnícím se biologickým parametrům pacientů. Záměrem je především snižovat stres krevního oběhu a hemodynamických symptomů. To je nejpřínosnější u pacientů, kteří trpí opakovanou intradialytickou hypotenzí a hemodynamickou nestabilitou. Nejčastější používané profilové režimy dialýzy jsou variace rychlosti ultrafiltrace, teploty dialyzátu nebo profilů vodivosti. Zařízení biofeedback, které mění míru ultrafiltrace a vodivost v reakci na relativní změnu BVM, mohou snížit vážnou hemodynamickou nestabilitu hemodialýzy. Nicméně přínos a klinický dopad této technologie ještě nejsou plně prozkoumány.

2.7.3. Hemodialýza s jednou jehlou

Při nedostatečném nebo obtížném cévním přístupu (oprava, neúplné dozrání cévního přístupu či v důsledku podlitin) může nastat situace, kdy není možné provést kanylaci cévního přístupu dvěma jehlami [44]. Přesto může hemodialyzační léčba pokračovat, a to díky použití pouze jedné hemodialyzační jehly, na kterou je napojena jak arteriální, tak venózní větev extrakorporálního krevního oběhu (Obr. 12.). Při použití jedné jehly je peristaltická pumpa nejen na arteriální větvi, ale i na venózní větvi [44], [58]. Pumpa na arteriální větvi slouží k odběru krve. Pumpa na venózní větvi slouží k návratu krve do krevního řečiště pacienta. Výhodou této kanylace je, že při náhodném vyjmutí jehly z cévního přístupu nemůže dojít k vykrvácení pacienta. Nevýhodou je prodloužená délka hemodialýzy. Toto nastavení je často používáno při domácí léčbě.



Obr. 12.: Kanylace pouze jednou jehlou. [32]

2.7.4. Recirkulace a odpojení přístroje

Hemodialyzační stroje umožňují bypass dialyzátoru [44]. To umožňuje dialyzačnímu roztoku se vyhnout dialyzátoru (nedochází k přívodu čerstvého dialyzačního roztoku do dialyzátoru). Během této doby může být extrakorporální krevní oběh izolován od pacienta a může recirkulovat po dobu 5-20 minut. Během této doby může lékařský personál řešit problémy spojené s cévním přístupem pacienta, aniž by museli přerušit hemodialyzační léčbu. Krev nesmí recirkulovat v okruhu příliš dlouho, protože by se její složení mohlo změnit natolik, že by nebylo možné ji vrátit zpět do těla pacienta.

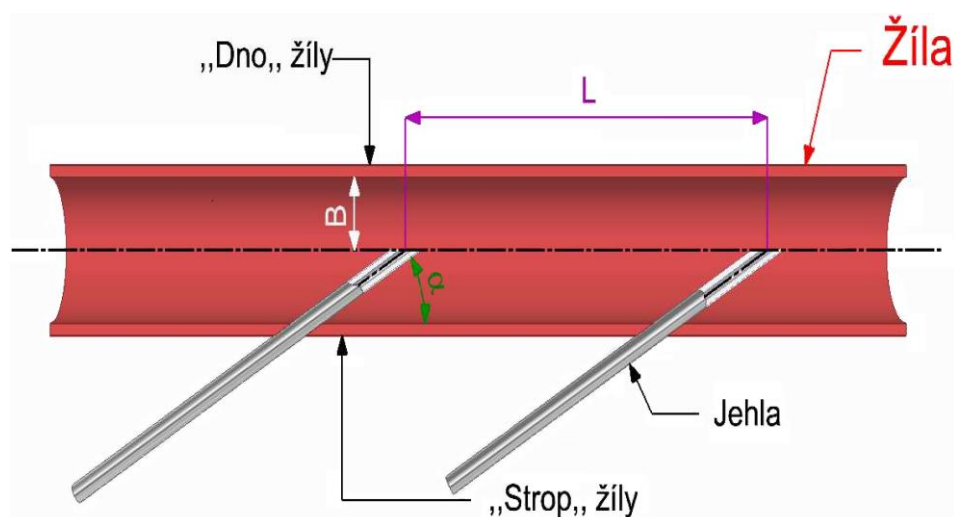
2.8. Hemodynamika cévního přístupu

Jak už bylo zmíněno v předcházejících kapitolách, tak hlavní zkoumanou oblastí cévního přístupu je okolí anastomózy. Ovšem oblasti cévního přístupu, kde se nachází arteriální jehla a venózní jehla nejsou tolik prozkoumány, přestože se k nim vážou negativní jevy. Ty mohou vést k negativnímu ovlivnění funkce cévního přístupu, snížení účinnosti dialýzy nebo dokonce mohou vést k dočasnému nebo trvalému zániku cévního přístupu.

Jedním z prvních technických problémů je zavádění jehel do žíly cévního přístupu. Při zavádění může dojít k infiltraci AVF [38]. Infiltrace AVF je definována jako subkutánní hematom, který je výsledkem kanylace. Kvůli infiltraci může dojít k dočasné nemožnosti využívat přístup k dialýze a v extrémních případech může dojít až k trombóze. Studie zabývající se touto problematikou hledala spojitost infiltrace AVF s několika parametry (věk, pohlaví, zkušenost personálu zavádějící jehly, atd.) a zjistila, že infiltrace je úzce spojena s věkem pacienta a zkušenostmi personálu [38]. Dalším problémem spojovaným s oblastmi vstupu jehel je recirkulace krve mezi arteriální jehlou a venózní jehlou. Recirkulací je myšleno, že část již vyčištěné krve vrácené venózní jehlou, se vlivem charakteru proudění vrací zpět skrze arteriální jehlu do dialyzačního okruhu. Původní studie in vivo zabývající se touto problematikou uvádí, že arteriální a venózní jehly by měly být od sebe vzdáleny alespoň 5 cm [10]. Ovšem následná studie in vivo, která zkoumala vliv vzdálenosti jehel na recirkulaci, uvádí přípustnou minimální vzdálenost mezi jehlami 2,5 cm [59]. Rozdíl ve vzdálenostech, a tudíž i v predikci přítomnosti recirkulace, byla způsobena tím, že v původní studii byla použita pro měření recirkulace metoda, která při malé či žádné recirkulaci nedává přesné výsledky. To, že je možné zavádět jehly i ve vzdálenosti 2,5 cm bez přítomnosti recirkulace, potvrdila numerická studie [14]. Riziko recirkulace krve je minimální a nastává ve chvílích, kdy cévní přístup nefunguje správně. To znamená, že průtok krve cévním přístupem je příliš nízký – srovnatelný s průtokem dialyzačním okruhem.

Při pohledu na jednotlivé jehly je jasné, že proudění spojené s jehlami podstatně ovlivňuje charakter proudění v jednotlivých oblastech cévního přístupu. Při bližším pohledu na oblast zavedení venózní jehly je patrné, že dochází k zásadnímu ovlivnění charakteru proudění v cévním přístupu, a to proudem krve vystupujícím z venózní jehly. Existence tohoto proudu je potvrzena pilotní studií in vivo [65], kdy byl pomocí dopplerovského ultrazvuku tento proud sledován u pacienta s AVF během hemodialýzy. Tento proud krve způsobí ovlivnění okolního proudu a má silný vliv na žilní stěnu, protože při nárazu na žilní stěnu dochází ke vzniku nadměrného smykového napětí na stěně. To může způsobit poškození endotelové vrstvy, což může vést k intimální hyperplazii. Ta vede ke zmenšení průsvitu žíly a tím i snižuje účinnost hemodialýzy. Ve vážných případech může dojít k zániku cévního přístupu či morbiditě pacienta. Je jasné, že tento proud z venózní jehly je prakticky nemožné odstranit, proto se dosavadní práce zaměřené na tuto problematiku snaží stanovit velikost negativního dopadu

proudu krve při rozličných geometriích zavedení venózní jehly do žíly a určit nevhodnější geometrii zavedení venózní jehly [15]. V těchto studiích je zkoumán vliv hloubky zavedení jehly, úhel zavedení jehly a vliv průtoku jehlou na charakter proudění cévního přístupu a tím spojené ovlivnění žilní stěny. Při změnách průtoku krve jehlou, byly nastavovány průtoky 200, 300 a 400 ml/min. U průtoků 200 a 300 ml/min je proud krve koherentní a laminární. Po nárazu na žilní stěnu se proud začne rozšiřovat a vzniknou sekundární proudění, po kterých dojde ke komplexnímu míchání. U průtoku 400 ml/min dochází k rozpadu proudu hned po jeho výstupu z jehly. Ukázalo se, že úhel zavedení jehly nemá vliv na strukturu urychleného proudu. Vysoké tečné napětí na stěně bylo pozorováno podél dna a částečně stran žíly, které jsou výrazně nad fyziologickým rozmezím uváděným v literatuře. To může způsobit endotelovou erozi a srážení krevních destiček. Velikost takto ovlivněné oblasti je závislá na velikosti průtoku jehlou a na úhlu zavedení jehly. S rostoucím průtokem se oblast zvětšuje. Stejný vliv má i úhel zavedení jehly. Se zvyšujícím se úhlem se zvyšuje i velikost ovlivněné oblasti. U malých úhlů (cca 10°) zavedení dochází ke zmenšení ovlivněné oblasti. Hloubka zavedení jehel má vliv na velikost tečného napětí na stěně. Největší hodnoty tečného napětí na stěně jsou pozorovány, když je jehla v blízkosti dna žíly. Nejmenší hodnoty jsou pak u jehly zavedené těsně pod „strop“, jehly. Turbulentní výkyvy RMS spojené s proudem krve z jehly jsou za jehlou 4-7x větší než v proudě krve v cévním přístupu a svého vrcholu dosahují přibližně 2 cm od špičky jehly [66]. Pak začnou turbulentní výkyvy klesat. Ovlivnění turbulencemi je patrné až do poměrně velké vzdálenosti cca 7-8 cm.



Obr. 13.: Geometrie zavedení jehel a označení sledovaných oblastí.

Ovšem i oblast arteriální jehly vykazuje negativní ovlivnění charakteru proudění. U arteriální jehly dochází k nasávání krve. Toto nasávání má pulzní charakter, který je dán principem peristaltického čerpadla a do značné míry narušuje tok cévním přístupem. Již výše zmíněná studie potvrzuje existenci turbulencí v blízkosti arteriální jehly [65]. V numerických studiích [14], [17], které se zabývaly touto problematikou, byl pulzní proud nastavován na

arteriální jehle na základě experimentálního měření pulzů peristaltického čerpadla [16]. Při jeho měření bylo na arteriální větvi hemodialyzačního okruhu vzduchové čidlo, která zásadně tlumí pulsní charakter peristaltického čerpadla. Bylo řešeno zavedení arteriální jehly antegrádně i retrográdně, a to opět pro několik úhlů zavedení jehel, hloubky zavedení jehel a průtoků jehlami [17]. Při antegrádním zavedení jehly je u všech měřených režimů patrná oblast narušení toku v místě nad vstupem do jehly. Tato oblast je tvořena odsávaným tokem. Velikost oblasti je konzistentní pro všechny zvolené režimy. Výjimkou je případ jehly zavedené do blízkosti dna žíly a malý úhel zavedení jehly. Při blízkosti jehly u dna žíly se oblast narušení zvětšuje. Při malých úhlech zavedení jehly dochází k narušení toku podél žíly. Simulace ukázaly, že narušení toků má 3D povahu a negativně ovlivňuje žilní stěnu. Oblasti ovlivnění žilní stěny se zvětšují s rostoucím průtokem a větším úhlem zavedení jehel. Také se ukázalo, že umístění jehly u „střechy“, ve vršku žíly značně zvětšilo ovlivněnou oblast. Retrográdní zavedení jehel vykazuje podobné chování jako antegrádně zavedené jehly. Největší vliv na velikost ovlivněné oblasti pro oba dva typy zavedení jehel má průtok krve arteriální jehlou. Poloha jehly posunuje postiženou oblast. Největší redukce postižené oblasti odpovídala při zavedení jehly do středu žíly a při malém zavedení jehly. Ze získaných výsledků je usuzováno, že pro snížení rizika intimální hyperplázie je neoptimálnější použití nižších průtoků krve. Také byl zkoumán vliv pozice arteriální venózní jehly k pozici specifického AVF (k anastomóze). Ukázalo se, že při umístění arteriální jehly alespoň tři centimetry od anastomózy může zlepšit extrakci krve, protože není vystavena turbulentním strukturám, které vznikají v anastomóze [14]. V cévním přístupu dále dochází vlivem peristaltického čerpadla k změnám tlakových poměrů. Tyto změny mohou negativně zatížit organismus pacienta a mají vliv při stanovování průtoku cévním přístupem [MK4].

2.9. Analýza metrik

Metriky, které lze použít při stanovování ovlivnění žilní stěny, jsou různé. Výběr správné metriky je v zásadě spojen se zjednodušeními, které jsou provedeny při experimentálním či numerickém řešení dané problematiky. Čím složitější oblast proudění v lidském těle, tím je nutné použít sofistikovanější metriku. Složitějšími oblastmi proudění je myšleno například oblast cévního přístupu, kde se setkávají dva nestacionární proudy tekutiny. A pulzy proudu mají rozdílnou periodu. Všechny metriky jsou však spojeny se smykovým napětím na stěně nebo s turbulencí proudu.

Nejjednodušší metriku, kterou lze použít je samotná změna tečná napětí na stěně. A to buď v průběhu času, nebo na zvoleném rozměru (např. podél žíly). Výhodou této metriky je její jednoduchost a průkaznost. Nevýhodou této metody je právě použitelnost jen v případech

proudění, kdy je ve vyšetřované oblasti pouze pulz spojený s prací srdce nebo je uvažováno stacionární proudění, či složení stacionárního proudění a nestacionárního proudu [15], [52].

Pro analýzu potenciální endotelové disfunkce u složitějších případů proudění se používají dvě metriky tečného napětí na stěně. První metrikou je časový průměr tečného napětí na stěně (TAWSS), druhou pak relativní doba pobytu (RRT) [65]. TAWSS je využíván pro hodnocení nadměrně vysokého tečného napětí na stěně, spojeného s dopadem proudu tekutiny (krve) na stěnu, vyskytujícího se během srdečního cyklu. V případě problematiky, kterou se tato práce zabývá, se jedná o proud tekutiny z venózní jehly. TAWSS je definován vzorcem v rovnici (1). kde „ T “ je perioda srdečního cyklu, „ τ_w “ je okamžitý vektor tečného napětí na stěně.

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

RRT je metrika navržená Himburgem a kol. [26]. Tato metrika je citlivá na směr i velikost vektoru tečného napětí na stěně. RRT prezentuje relativní čas, kdy částice cestuje v blízkosti stěny v jednom srdečním cyklu. RRT je definován dle rovnice (2). kde „ μ “ je dynamická viskozita a

$$RRT = \frac{\mu}{T} \cdot [(1 - 2 \cdot OSI) \cdot TAWSS]^{-1} \quad (2)$$

OSI je oscilační smykový index, který je zavedený v práci [24]. RRT je možné použít pro hodnocení nízkých a oscilačních tečných napětí zejména proto, že studie používající tuto metriku zaznamenaly robustnost metriky a přesnost při předpovědi zesílení intimy [37]. (4)

Pro posouzení vlivu turbulence v proudu je používána jako metrika turbulentní fluktuace a intenzita turbulence. Turbulentní fluktuace je reprezentována pomocí efektivní hodnoty (root mean square = RMS) kolísavých složek rychlosti. Jedná se o statistickou hodnotu, která stanovuje velikost měnící se veličiny – v tomto případě jednotlivých složek rychlosti proudění. Jednotlivé rychlosti jsou odečteny od průměrné rychlosti. Získané hodnoty jsou následně použity pro výpočet RMS dle vzorce v rovnici (3). Intenzita turbulence je kvantifikace turbulentní fluktuace a je získána z poměru efektivní hodnoty (RMS) a průměrné rychlosti. Tato metrika je používána například v oblastech, kde je přítomen urychlený proud tekutiny [66].

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (u_i')^2}{N}} \quad (3)$$

3. Cíle

Tato práce se bude zabývat zmapováním proudových polí a ovlivněním žilní stěny v oblasti arteriální jehly cévního přístupu. V této oblasti se očekává negativní ovlivnění žilní stěny v blízkosti arteriální jehly, které je způsobenou pulzním charakterem čerpání peristaltického čerpadla. Na základě toho je vytyčeno několik cílů, které lze rozdělit do několika bodů.

- A. Stanovení tvaru a velikosti objemového pulzu peristaltického čerpadla na základě technických informací o peristaltickém čerpadle (geometrické rozměry čerpadla, otáčky čerpadla, průměr použité hadice).
- B. Validace vypočítaného teoretického objemového pulzu peristaltického čerpadla experimentálními daty.
- C. Sestavení experimentu pro měření rychlostních polí v oblasti arteriální jehly v cévním přístupu metodou stereo Particle Image Velocimetry (stereo PIV). Bude provedeno měření rychlostních polí v několika řezech cévního přístupu v oblasti arteriální jehly.
 - Ověření zpětného proudění arteriální jehlou během pulzu peristaltického čerpadla.
 - Nestacionární režim – do okruhu simulující extrakorpórní je zařazeno peristaltické čerpadlo.
 - Stacionární režim – do okruhu simulující extrakorpórní je zařazeno kontinuální čerpadlo.
Vyhodnocení tečného napětí na stěně a v proudu na základě naměřených rychlostních polí.
- D. Kvantifikace ovlivnění žilní stěny – potvrzení či vyvrácení negativního ovlivnění žilní stěny v oblasti arteriální jehly spojeného s pulzem peristaltického čerpadla.

4. Metodika řešení problematiky

Metodika řešení experimentálního zkoumání ovlivnění cévní stěny zpětným prouděním peristaltického čerpadla je rozdělena do tří částí, které na sebe logicky navazují. První částí metodiky je vytvoření matematického modelu pulzu peristaltického čerpadla a experimentální ověření správnosti matematického modelu. Stanovení tvaru a velikosti pulzu je důležité ze dvou důvodů. Prvním důvodem je potvrzení existence zpětného proudění během pulzu. Druhým důvodem je nutnost znát průběh pulzu, který slouží k vytipování bodů pro měření rychlostních polí v oblasti cévního přístupu. Druhou částí metodiky je potvrzení vlivu zpětného proudění v oblasti cévního přístupu *in vivo*. To je provedeno pomocí dopplerovské ultrasonografie na pacientovi během hemodialyzační léčby. Měření ultrazvukem je provedeno pro standartní sestavu hemodialyzačního setu. *In vivo* experiment má za cíl prvotní potvrzení či vyvrácení možného ovlivnění cévní stěny v oblasti cévního přístupu. Poslední částí metodiky experimentálního zkoumání ovlivnění cévní stěny v oblasti cévního přístupu je *in vitro* experiment. Experiment simuluje oblast cévního přístupu a mimotělní okruh. V oblasti cévního přístupu jsou měřeny rychlostní pole pomocí metody stereo PIV, ze kterých je následně vyhodnoceno smykové napětí na stěně. Znalost smykového napětí na stěně umožňuje analyzovat ovlivnění cévní stěny a zhodnotit možné dopady na životnost cévního přístupu.

4.1. Pulz peristaltického čerpadla

Na pulz je možné se dívat jako na dvě oddělené části, a to podle toho, kde se nachází váleček čerpadla, který stlačuje hadici. První část pulzu je časový úsek, kdy váleček začne stlačovat hadici, a to až do úplného stlačení hadice. Druhá část pulzu je časový úsek, kdy se váleček pohybuje po části trajektorie, kde je hadice stlačena mezi válečkem a stěnou, a to až do doby, než následující váleček začne stlačovat hadici. Právě v druhé části pulzu dochází ke dvěma jevům. Za prvé tekutina, která je před válečkem, je díky pohybu válečku tlačena dopředu. Za druhé za válečkem dochází k tomu, že se hadice vrací do své původní podoby, čímž vzniká volný prostor. V tomto volném prostoru je podtlak, do kterého je nasávána kapalina. Pro stanovení velikosti a tvaru pulzu na straně odběru je důležitá pouze oblast za válečkem, kde dochází k nasávání tekutiny. Lze předpokládat, že k nasávání tekutiny dochází kontinuálně, protože váleček se pohybuje po své trajektorii konstantní rychlostí. V první části pulzu už není situace ohledně chování tekutiny v hadici tak jasná. Pohyb tekutiny je zde ovlivňován několika faktory. Prvním je předcházející váleček, který zajišťuje v této chvíli sání tekutiny. Druhým faktorem je potom právě váleček, který začíná stlačovat hadici, tím dochází ke snížení objemu, který v oblasti stlačování zaujímá tekutina. Dochází ke snížení průsvitu hadice, a to vede ke snižování průtoku nasávané kapaliny. Dále v určitém okamžiku stlačování

nemá tekutina vytlačena válečkem možnost pohybovat se vpřed do oblasti mezi válečkami a je nucena vrátit se před váleček. Tento efekt vede ke zpětnému proudění.

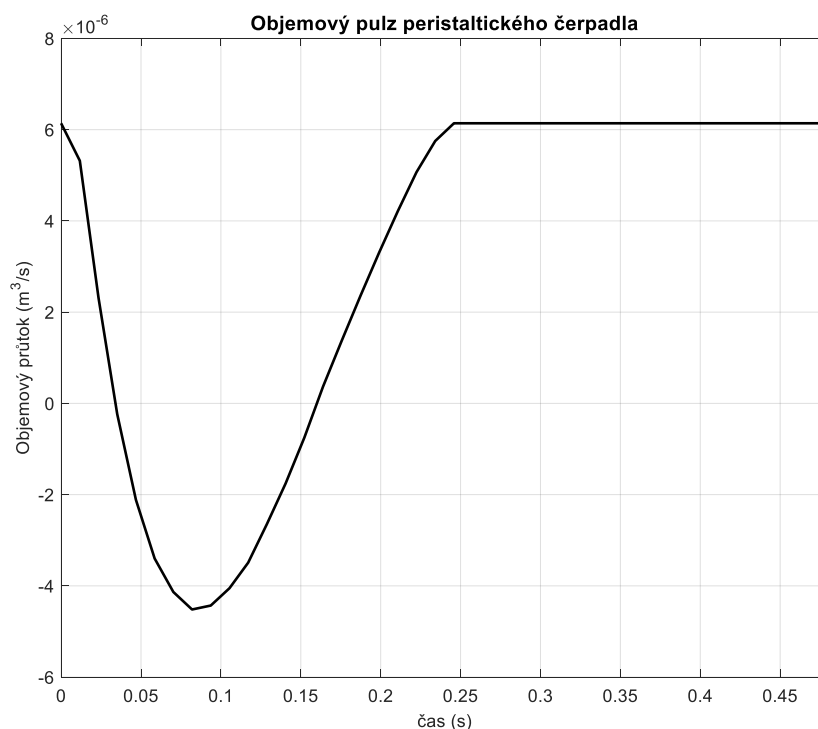
4.1.1. Matematický model pulzu

Při modelování pulzu peristaltického čerpadla bylo provedeno zjednodušení, kdy trubka umístěná v hlavě peristaltického čerpadla byla uvažována jako tuhá trubice. Z hlediska modelování pulzu se jedná o korektní zjednodušení, protože hadice je sice stlačitelná pomocí válečků peristaltického čerpadla, ale je dostatečně tuhá, aby její průměr nebyl zásadně ovlivňován tekutinou, která se snaží dostat při stlačování před váleček. Chyba, která by mohla nastat vlivem tohoto zjednodušení je minimální. Oblast sání lze snadno modelovat, protože sání je kontinuální, a proto lze použít rovnici kontinuity, kdy plocha průřezu hadice je známá a rychlost sání je rovna rychlosti válečku pohybujícího se po kružnici. Rychlost válečku se dopočítá z otáček čerpadla. Tento průtok bude v daném časovém úseku pulzu konstantní. Modelování oblasti stlačování hadice válečkem je obtížné, protože i když je pohyb válečku kontinuální, tak samotná změna objemu tekutiny v hadici v oblasti stlačení je proměnlivá. Změnu objemu lze popsat jako průnik dvou válců (obr. 14.), kdy jejich průnik za dané Δt vytlačí určitý objem tekutiny. Pro skutečný vytlačený objem pro dané Δt je rovno vypočtenému vytlačenému objemu, od kterého je odečten vytlačený objem vypočtený v předchozím Δt . Náročnost řešení integrálu popisující průnik dvou válců pomocí analytického řešení je vysoká. Proto pro řešení této úlohy byla použita metoda numerické integrace. Složení obou částí pulzu, pak vede k popsání průběhu celého pulzu (Obr. 15.). Pro kontrolu je dopočítán průměrný průtok z pulzu a je porovnán s průměrným průtokem nastaveným na čerpadle.



Obr. 14.: Průnik hadice a válečku čerpadla.

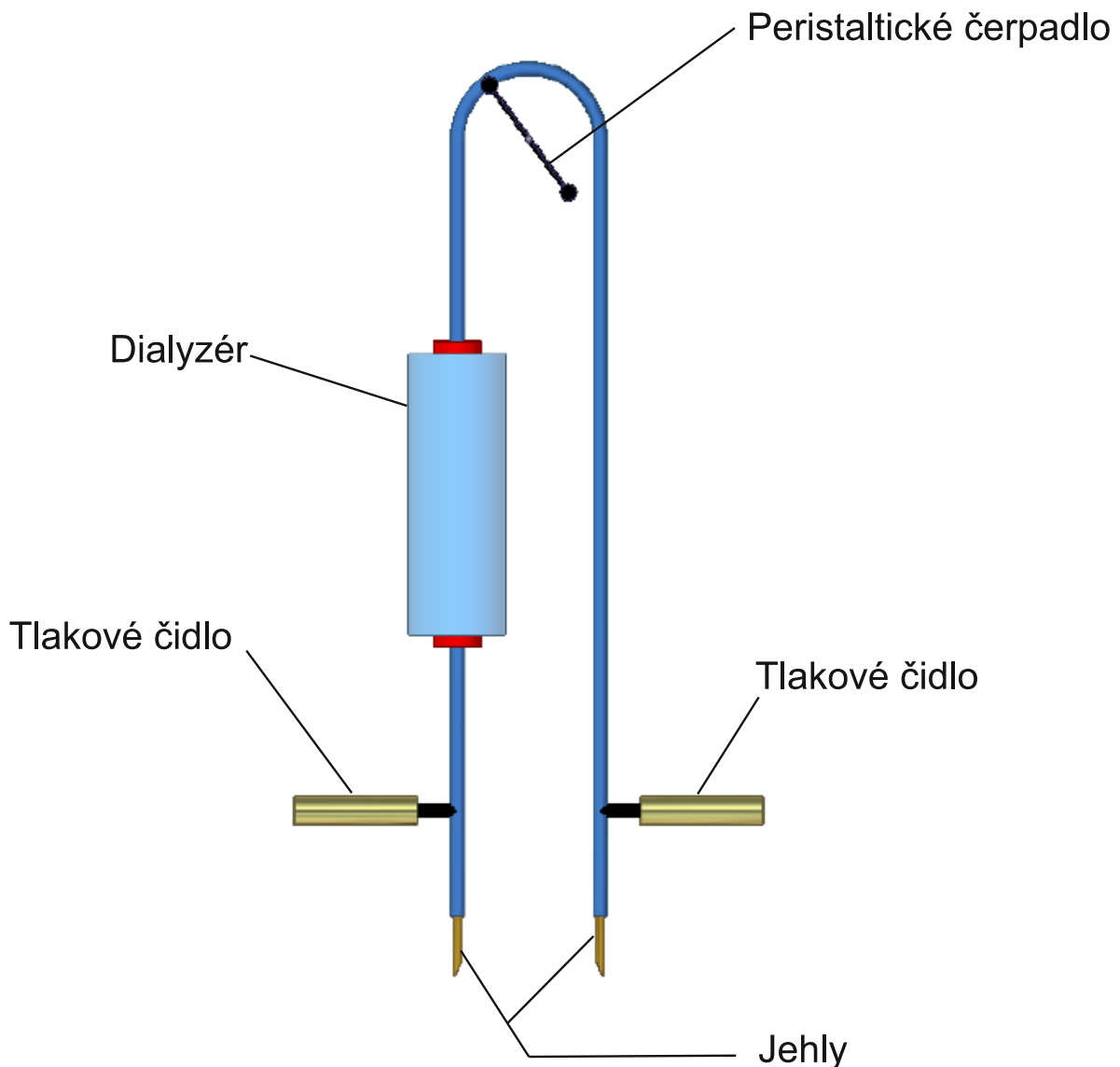
I přestože průměrný průtok vypočtený z pulzu odpovídá nastavenému průtoku, je nutné provést kontrolu, zda tvar pulzu odpovídá skutečnosti. Pro kontrolu tvaru pulzu je z vypočteného pulzu získán tlakový pulz, který je porovnán s experimentálně změřeným tlakovým pulzem.



Obr. 15.: Vypočtený pulz.

4.1.2. Schéma experimentu

Pro změření tlakového pulzu byl vytvořen experiment, který byl navrhnut s ohledem na uspořádání hemodialyzačního okruhu. Na schématu experimentu (Obr. 16.) je vidět, že odběr a návrat tekutiny peristaltickým čerpadlem je realizován pomocí hemodialyzačních jehel. Na straně návratu tekutiny je do systému zařazen hemodialyzér, který vytváří nezanedbatelný tlakový odpor. Tlakové čidlo je pak umístěno na odběrové straně v dostatečné vzdálenosti od jehly. K měření bylo zvolené tlakové čidlo, které je schopné měřit i velmi rychlé děje. Použité hadice pro pojení jednotlivých komponentů jsou stejné, jako se používají při samotné hemodialýze. Měření proběhlo pro průměrný průtok peristaltickým čerpadlem 200 ml/min. Tato hodnota byla zvolena na základě vypočteného průměrného objemového toku z teoretického pulzu a také proto, že byla zvolena jako nastavovaná hodnota pro průtok hemodialyzačním okruhem během experimentálního měření proudových polí v cévním přístupu.



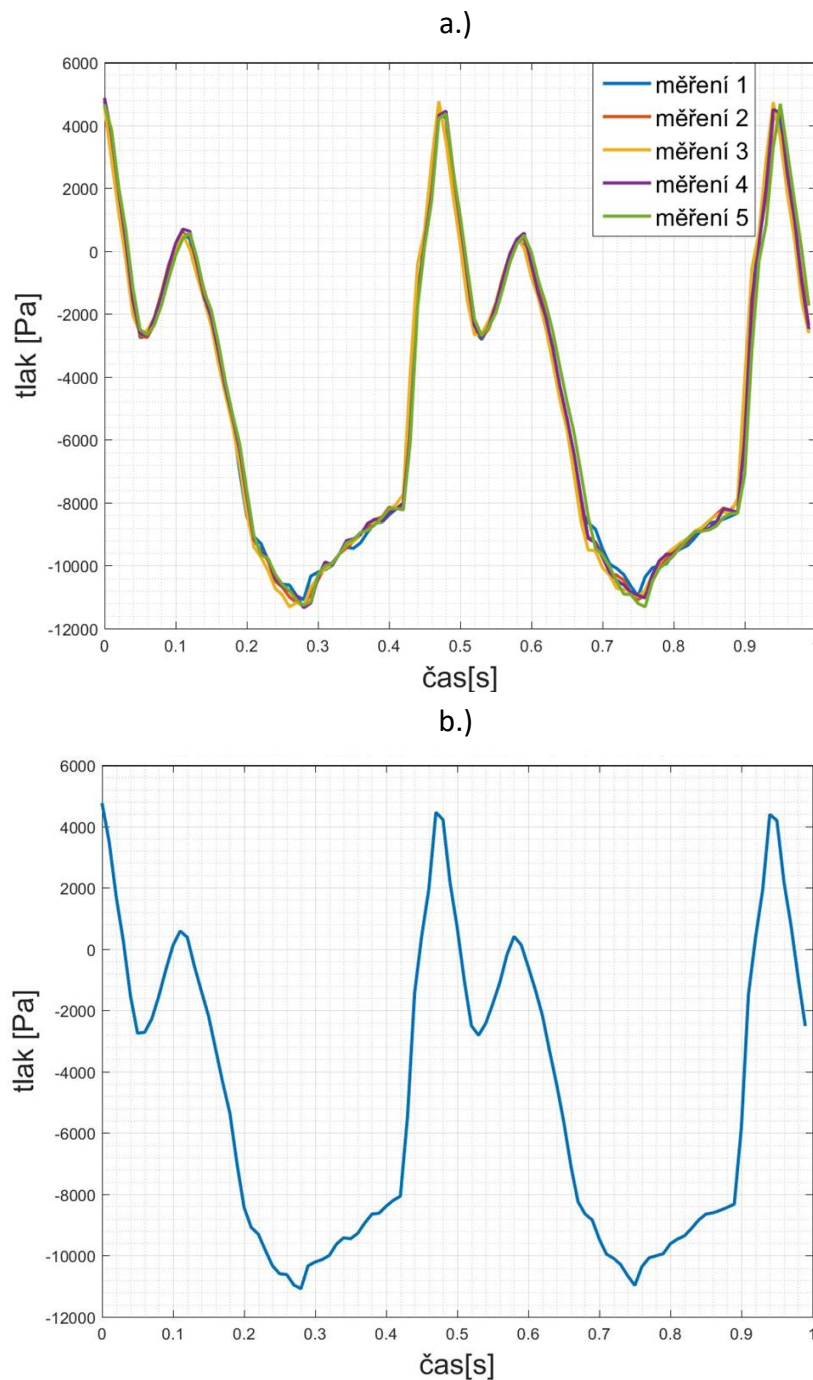
Obr. 16.: Schéma experimentální tratě.

4.1.3. Pulz peristaltického čerpadla

Pro kontrolu správnosti matematického modelu objemového pulzu peristaltického čerpadla byl změřen tlakový pulz peristaltického čerpadla a byl porovnán s tlakovým pulzem získaným z matematického modelu objemového pulzu peristaltického čerpadla.

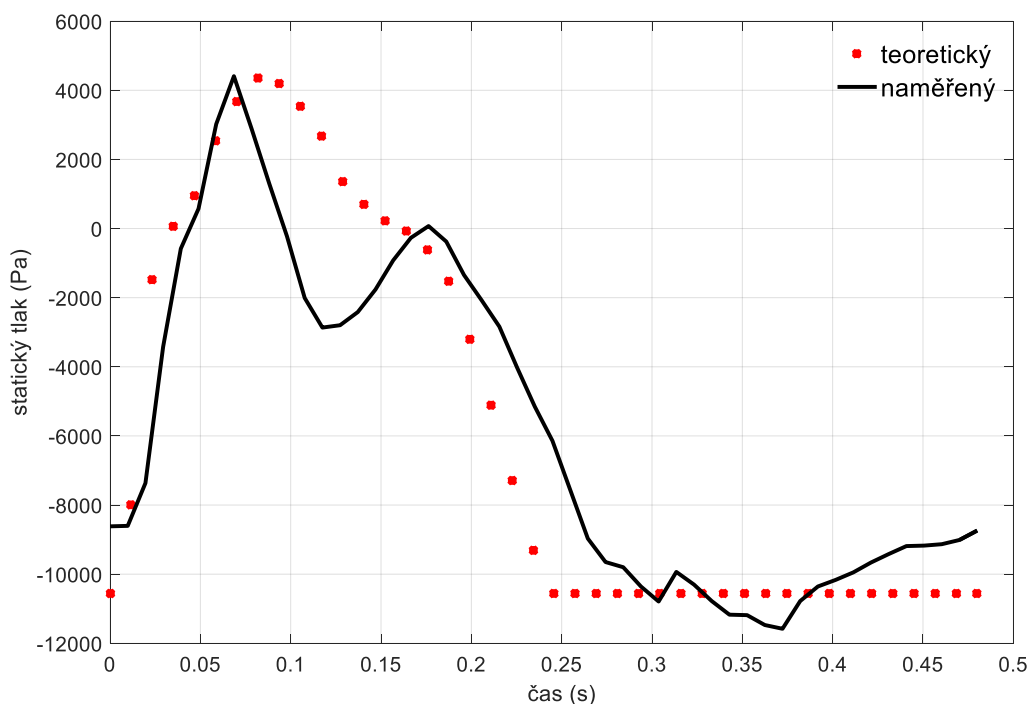
Na obrázku 17.a.) je vidět výběr pouze jedné periody naměřeného pulzu, ale pro všechna provedená měření. Na grafu je jasná shoda jak v průběhu, tak velikosti naměřených tlakových pulzů, z čehož lze usuzovat, že měření nebylo narušeno žádnými vnějšími vlivy. Na obrázku 17.b.) je průběh pulzu vybraného měření. Části pulzu, které nabývají kladných hodnot tlaku, odpovídají toku krve v negativním směru. To znamená, že krev se navrácí zpět do krevního řečiště přes odběrovou jehlu. Zbylé oblasti se zápornými hodnotami tlaku odpovídají kladnému toku krve. V průběhu pulzu je vidět oblast s téměř konstantním tlakem. Jedná se o

část pulzu, kdy dochází k sání, které se mění v porovnání s ostatním průběhem pulzu jen nepatrně. Pokles podtlaku, který je v této části pulzu vidět, je způsoben třecími a místními ztrátami. Dále je vidět, že podtlak dále klesá, a to až do nuly, kde dochází ke změně směru toku krve. Tlak pak začne růst až do chvíle, kdy dojde k maximálnímu negativnímu toku krve. Následně dochází k poklesu tlaku, kde je vidět náhlý propad tlaku a následně nárůst tlaku. Díky tomu v tlakovém pulzu vznikají dva peaky. Následně tlak klesá k nule, kde se opět mění směr toku krve a dochází ke zvětšení podtlaku.



Obr. 17.: Průběh tlakového pulzu.

Z matematického modelu objemového pulzu je pomocí Bernoulliho rovnice dopočítán odpovídající tlakový pulz. Tento teoretický tlakový pulz je porovnán s naměřeným tlakovým pulzem. Porovnání obou tlakových pulzů je na obrázku 18. Černá čára odpovídá experimentálně změřenému pulzu. Červené body pak představují teoretický tlakový pulz. Z grafů je vidět, že



Obr. 18.: Porovnání teoretického a skutečného tlakového pulzu.

teoretický tlakový pulz má uspokojivou shodu s experimentálně získaným tlakovým pulzem. Největší rozdíl mezi oběma pulzy je v rozmezí od 0,07 sekundy do 0,17 sekundy, kdy je, u experimentálně změřeného pulzu, náhlý propad tlaku. Jedná se o oblast, kde dochází ke změně zrychlení. U teoretického tlakového pulzu je vidět také tendence k podobnému propadu, ale v porovnání s experimentálně změřeným tlakovým pulzem je nepatrný. Tento propad je úzce spojen s tlakovými ztrátami. Ty jsou do značné míry spojeny se členem zrychlení v Bernoulliho rovnici. Začátek výše zmíněného propadu odpovídá okamžiku, kdy dochází ke změně zrychlení v Bernoulliho rovnici. Tento přechod má vliv na tlakové ztráty, které vytvářejí propad. Je jasné, že v reálném tlakovém pulzu vznikají, vlivem tohoto přechodu, tlakové ztráty, které zapříčiňují propad. Po ustálení zrychlení tlak opět vzroste a dojde opět k velmi dobré shodě obou pulzů.

4.2. Proudová pole v cévním přístupu

Jeden z vytyčených cílů je provedení experimentálního měření proudových polí v oblasti cévního přístupu. Proudění v dotčené oblasti má prostorový charakter, a proto není vhodné použít klasickou metodu PIV, která dává informace pouze o dvou složkách rychlosti proudění. Kvůli charakteru proudění byla použita modifikace standardní metody PIV, tzv. stereo PIV. Stereo PIV umožňuje měřit všechny tři složky rychlosti. Technické podrobnosti stereo PIV jsou v literatuře [42].

Při realizaci experimentu bylo nutné vyřešit několik dílčích úkolů. Mezi hlavní úkoly patřilo vytvoření modelu cévního přístupu s vhodnými optickými vlastnostmi, namíchání pracovní kapaliny s vhodnými optickými vlastnostmi a požadovanými mechanickými vlastnostmi, kalibrace stereo PIV a synchronizace laseru s pulzem peristaltického čerpadla.

4.3. Simulace proudění krve v cévním přístupu

Je zřejmé, že simulace proudění v cévním přístupu je poměrně náročný úkol, který je spojen se specifickým prostředím, ve kterém dochází k proudění tekutiny, nebo s charakteristickým chováním tekutiny, jakou je krev. Proto je nutné provést podrobný rozbor problematiky vlastností krve, charakteristiky proudění ve vaskulárním systému a mechanických vlastností cévní stěny v oblasti cévního přístupu, aby bylo možné navrhnout a realizovat experimentální měření ve vybrané oblasti.

4.3.1. Krev

Pracovní kapalinou v lidském těle je krev, která slouží jako dopravník nezbytných živin a kyslíků do jednotlivých orgánů a svalstva. Zároveň dopravuje odpadní látky a přebytečnou vodu do ledvin, kde jsou tyto odpadní látky zpracovány a odvedeny pryč z těla. Krev je poměrně složitá neneutonská kapalina. Její složitost spočívá v tom, že projevuje hned několik základních typů neneutonského chování. Těmi jsou pseudoplastické, binghamské a viskoelastické chování. Další specifikací krve je proměnlivost jejích materiálových vlastností. Jak neneutonské vlastnosti, tak proměnlivost materiálových vlastností jsou závislé na složení krve. To je u každého lidského organismu jiné, a to i v rámci jednoho lidského organismu, kdy dochází ke změnám ve složení krve v závislosti na tom, kde se krev v organismu nachází. Složení krve ovlivňují i takové faktory jako je věk, zdravotní stav, pohlaví nebo metabolické procesy, kterých se krev účastní.

Krev je suspenzí krevních částic. Kapalnou část této suspenze tvoří krevní plazma. Jedná se o roztok na vodní bázi, který obsahuje organické látky (plazmatické bílkoviny, hormony, enzymy, minerální látky atd.) a anorganické soli. Samotná krevní plazma je newtonská kapalina. Pevnou část suspenze pak tvoří krevní částice – červené a bílé krvinky a krevní destičky [57]. Vlastnosti těchto částic jsou uvedeny v Tabulce 1. Největší objem pevné části

Tabulka 1.: Vlastnosti krevních částic [57].

Částice	Počet v mm ³	Tvar	Velikost (μm)	Objemová koncentrace v krvi (%)
Červené krvinky	4-6 x 10 ⁶	Bikonkávní disk	8 x 1-3	45
Bílé krvinky	4-11 x 10 ³	Téměř kulovitý	7-22	1
Krevní destičky	250-500 x 10 ³	Oblý nebo oválný	2-4	1

suspenze tvoří červené krvinky. Množství červených krvinek v krvi je označován jako hematokrit. Tyto krvinky mají schopnost měnit svůj tvar, pokud dojde k jejich zatížení (mechanické, tepelné, chemické) a mají tendenci se shlukovat směrem ke středu proudění, což vede k nehomogenitě vlastností podél průřezu. Právě tyto vlastnosti červených krvinek a jejich koncentrace v krvi (hematokrit) podstatně ovlivňují mechanické vlastnosti krve a zapříčiňují neneutonské chování tekutiny.

Vzhledem k vlastnostem krve není zcela jednoduché simulovat její chování, a to jak experimentálními, tak numerickými metodami. Zvláště u experimentů je velmi těžké věrně simulovat všechny mechanické vlastnosti, které krev má. Proto je nutné provést vhodné zjednodušení modelu krve a zanedbat některé méně důležité vlastnosti. To je vždy spojeno se simulovanou oblastí a okrajovými podmínkami. Na základě takového zjednodušení je zvolena/vyrobena pracovní kapalina. Přestože numerické řešení poskytuje flexibilnější možnosti simulace vlastností krve, je třeba i zde volit numerický model s ohledem na simulovanou oblast a okrajové podmínky, tak aby použitý model co nejlépe popisoval mechanické vlastnosti krve v dané oblasti.

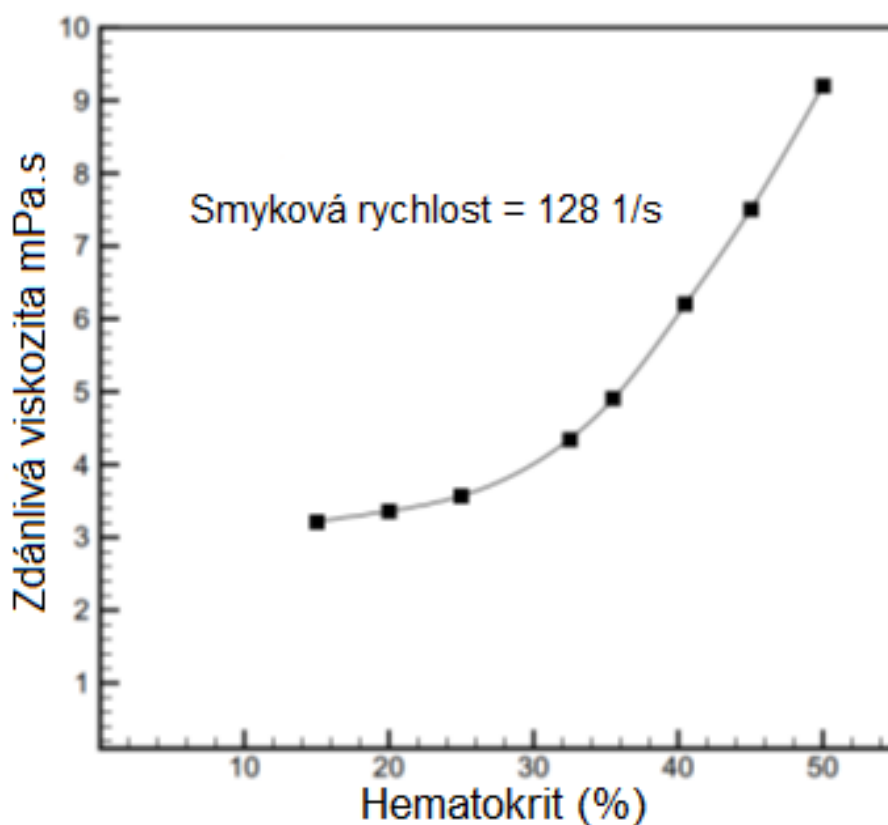
Z hlediska experimentu jsou nejdůležitějšími vlastnostmi krve viskozita a hustota. Protože se jedná o neneutonskou kapalinu, není viskozita podél průřezu konstantní, a proto je udávána tzv. zdánlivá viskozita η_a [57], [45]. Jedná se o viskozitu závislou na okamžité hodnotě smykového napětí (rovnice 4.).

$$\eta_a = \frac{\tau}{\dot{\gamma}} \quad (4)$$

kde τ je smykové napětí a $\dot{\gamma}$ je rychlost smykové deformace. Jelikož je viskozita závislá na okamžité hodnotě rychlosti smykové deformace, není podél průřezu konstantní, a proto se často používá její střední hodnota.

4.3.2. Vliv průměru cévy na hodnotu viskozity

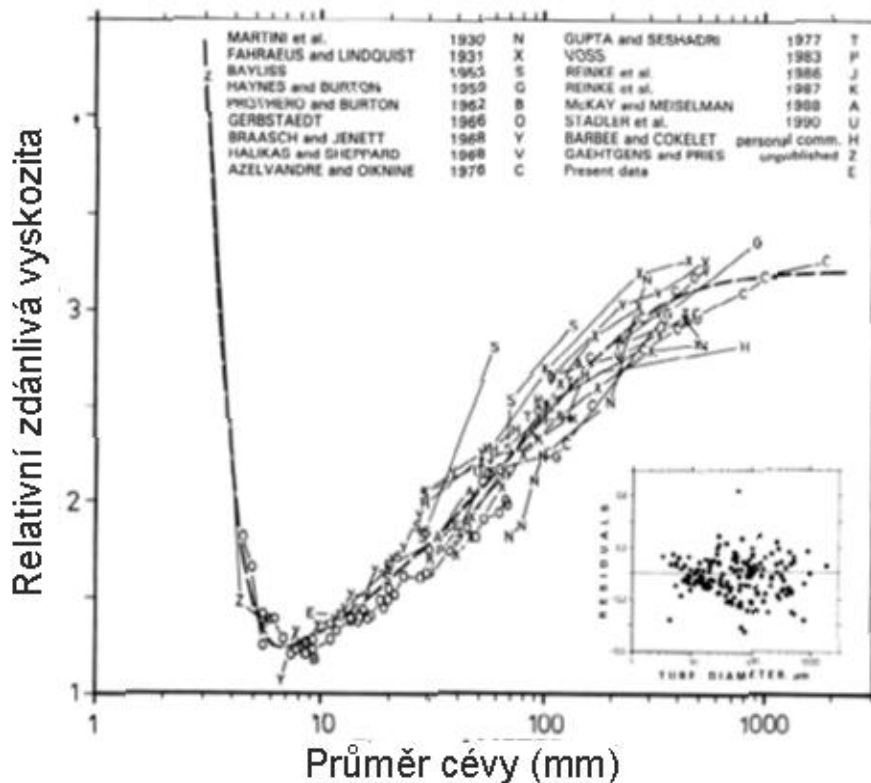
Chování krve je zásadně ovlivňováno tzv. Fahraeusovým jevem. Tento jev popisuje schopnost červených krvinek migrovat ve směru kolmém na směr proudění krve. Červené krvinky mají tendenci se pohybovat ke středu cévy, kde jsou vyšší rychlosti. Z hlediska modelování proudění je proud krve tvořen jádrem a okrajovou vrstvou. V jádru je proudění dvoufázové a má vyšší viskozitu než proudění v okrajové vrstvě. Okrajová vrstva obklopuje jádro a je tvořena výhradně plazmou, která projevuje newtonské chování a nižší viskozitu. Tento efekt se plně projevuje u menších cév. U větších cév je nepatrný ($>30 \mu\text{m}$). Experimenty, které byly provedeny, ukazují, že v případech větších cév je možné při experimentu využít model, který popisuje krev jako kontinuum a k popisu viskozity používá hodnotu zdánlivé viskozity. U cév s průměrem větším jak $300 \mu\text{m}$ je možné krev považovat za newtonskou tekutinu [77], [56].



Obr. 19.: Závislost zdánlivé viskozity na množství hematokritu v krvi.
Převzato a upraveno. [57]

V cévách malých průměrů je pozorován Fahraeus-Lindquistův efekt, který objasňuje, proč v malých cévách dochází ke snížení hodnoty zdánlivé viskozity, která je silně propojena s hodnotou hematokritu. Tento efekt ukazuje, že díky kumulaci krevních částic ve střední části

je rozdíl mezi střední rychlostí červených krvinek plasmy, kdy rychlost krvinek je větší. Tím klesá hustota krvinek v uvažovaném objemu. Výrazný pokles hematokritu je možné pozorovat



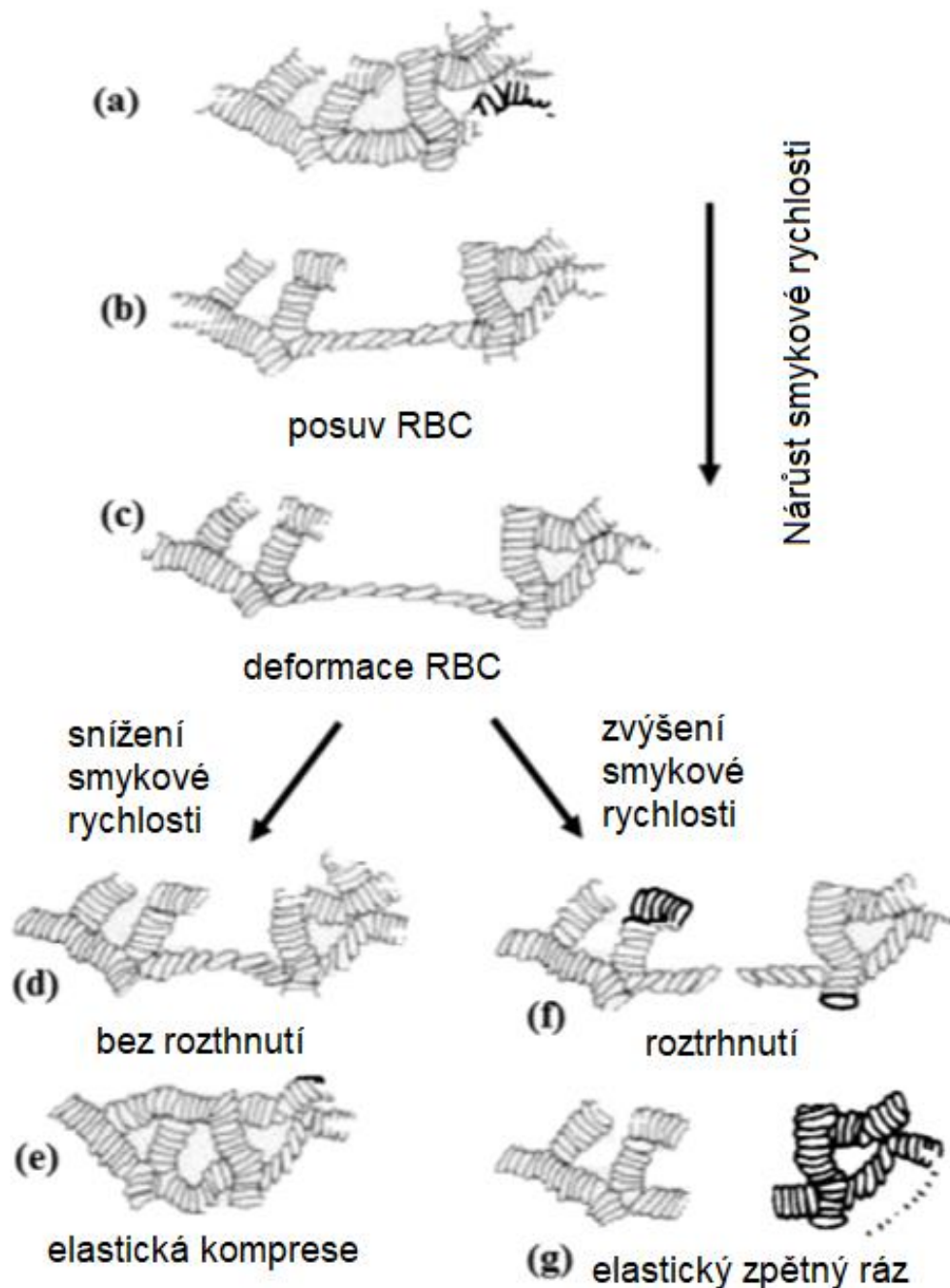
Obr. 20.: Změna zdánlivé viskozity v závislosti na průměru cévy. Převzato a upraveno. [56]

v malých cévách, které se odpojují od větší cévy [6]. Do těchto menších cév vstupuje hlavně tekutina z okrajové vrstvy (plazma), která obsahuje minimum krevních částic. Hodnota zdánlivé viskozity klesá až do průměru cévy 5 – 8 μm . Tento průměr cévy odpovídá kapilárám. Kapiláry s průměrem srovnatelným s velikostí červených krvinek způsobují nárůst zdánlivé viskozity. V těchto rozměrech cév už nelze považovat krev za kontinuum, protože dochází k rozdělení proudění krve na oblasti, kde je pouze plazma a oblasti vyplněné červenými krvinkami. V těchto rozměrech se uplatňuje schopnost červených krvinek měnit tvar v závislosti na vysokých hodnotách smykového napětí. Tato schopnost umožňuje červeným krvinkám pohyb i přes nejmenší průměry nacházející se v lidském těle.

4.3.3. Závislost viskozity na smykovém napětí

Krev vykazuje několik newtonských vlastností, jako binghamské, pseudoplastické a viskoelastické chování tekutiny [57]. Při malém či chybějícím pohybu krve, který je spojen s malými rychlostními gradienty, dochází k vytváření shluků červených krvinek, které jsou označovány jako „rouleaux“. Mechanismus spojování červených krvinek do shluků se spouští

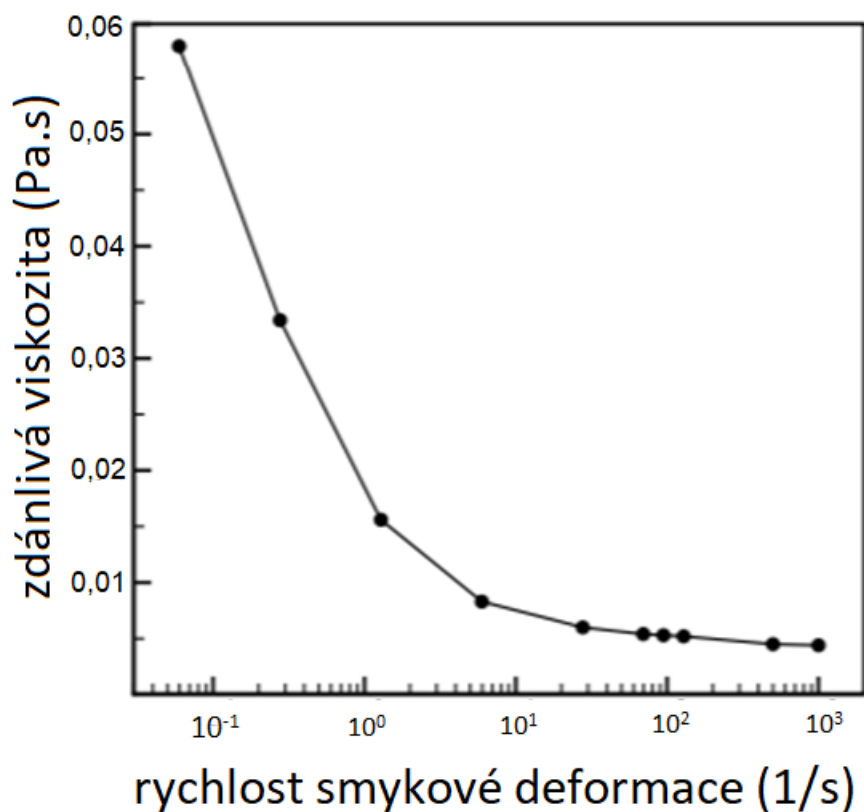
vždy, když jsou červené krvinky vystaveny nízkým hodnotám smykového napětí. Tyto shluky se pak svým chováním projevují jako pevné částice, které ovlivňují hodnotu zdánlivé viskozity a v některých případech je původcem právě binghamského chování krve. V těchto případech existuje hodnota smykového napětí, kterou je nutné překonat, aby se krev začala pohybovat.



Obr. 21: Mechanismus elastického chování shluků červených krvinek. Převzato a upraveno. [57]

U proudící krve, kde jsou ovšem malá smyková napětí, dochází k vytváření shluků červených krvinek, které mají vliv na zvýšení hodnoty zdánlivé viskozity, avšak nejsou tak

zásadní, aby vedly k binghamskému chování. Vytváření a roztrhávání shluků červených krvinek je časově závislý proces, díky čemuž krev projevuje i tixotropní chování. Shluky červených krvinek jsou spojovány s viskoelastickým chováním. U krve s normální hodnotou hematokritu je to způsobeno tím, že shluky červených krvinek (RBC) jsou schopny ukládat a uvolňovat elastickou energii. Ukládání a uvolňování energie je umožněno vlastnostmi membrány červených krvinek a přemísťovacím mechanismem ve shluku červených krvinek. Na obrázku 16. je znázorněn mechanismus elastického chování shluků. Experimenty ukázaly, že délka shluku se prodlouží až třikrát. Toto prodloužení je zajišťováno přemísťováním jednotlivých buněk ve shluku, lichoběžníkovou deformací buněk umístěných na větvi dvou shluků a deformací buněk v rámci jednoho shluku (např. elipsoidní). Hodnoty rychlosti smykové deformace, při níž dochází k agregaci červených krvinek, se pohybují v rozmezí rychlosti smykové deformace $5-500 \text{ s}^{-1}$. Nad tímto rozmezím nejsou pozorovány shluky s relevantní velikostí. Naopak u velkých hodnot smykového napětí dochází k tomu, že se jednak červené krvinky snaží natočit k proudění, tak aby měly co nejmenší odpor, a zároveň se deformují ve směru proudění. Deformace opět snižuje odpor. To má za následek pokles zdánlivé viskozity. Z toho plyne, že při zvyšujícím se smykovém namáhání dochází k poklesu zdánlivé viskozity (Obr. 22).



Obr. 22.: Závislost zdánlivé viskozity na smykové rychlosti. Převzato a upraveno. [57]

Experimentální modelování krve je nutné provádět na základě oblasti, kterou bude experiment simulovat. V případě oblasti cévního přístupu jsou rozměry žíly i jehel, z pohledu reologie krve, poměrně velké. Použité jehly v experimentu mají vnitřní průměr 1,6 mm a žíla 6 mm. V těchto rozměrech jsou neneutonské vlastnosti krve zanedbatelné, stejně jako vliv velikosti krvinek na proudění. Hlavní vlastností krve je v těchto rozměrech zdánlivá viskozita. Proto byla krev v experimentu modelována jako newtonská tekutina, která má totožnou viskozitu jako krev.

4.3.4. Žilní stěna

K dopravě krve po lidském těle je využíván kardiovaskulární systém, který je dělen na dva vzájemně propojené okruhy. Prvním je arteriální okruh, druhým pak venózní okruh. První okruh rozvádí okysličenou krev ze srdce po těle. Druhý okruh zajišťuje návrat neokysličené krve do srdce. Správné fungování obou okruhů je úzce spjato s mechanickými vlastnostmi cévních stěn. V oblasti výzkumu kardiovaskulárního systému existují velké rozdíly ve znalostech mechanických vlastností arterií a žil, a to v neprospěch žil [70].

Přestože je základní struktura cév stejná, tak při bližším pohledu se ukazuje, že materiálové složení žilní stěny se liší od tepny. Tento rozdíl je spojen s rozdílnými tlaky v kardiovaskulárním systému. Tyto tlaky vedou k rozdílu v relativním rozložení vrstev a tím vytvářejí obrovské rozdíly v mechanických vlastnostech cév. Mechanické vlastnosti cév jsou dány přesným složením jejich vrstvené struktury [70]. Jak bylo uvedeno v předcházejících kapitolách, cévy se skládají ze tří vrstev (intima, media a adventitia). Tyto vrstvy, obsahují variabilně vaskulární endotelové buňky (ECs), buňky hladkého svalstva (SMCs), kolagen a elastin. Intima je tenká monovrstva ECs, která se vyrovnává ve směru toku krve. Buňky ECs jsou ukotveny do bazální membrány složené z kolagenu typu IV spolu s laminin a perlekonem. Tato vrstva má na mechanické vlastnosti zanedbatelný vliv. Media se skládá ze sítě elastinu a kolagenů s SMCs. SMCs jsou uspořádány po obvodu ve vrstvách s elastinovými vlákny mezi nimi. Elastin tvoří síť lamel, která umožňuje, aby bylo napětí distribuováno do jiných částí stěn. Elastin má zanedbatelný vliv na pevnost žilní stěny v tahu. Je ovšem zodpovědný za elastický zpětný pohyb cévy. Kolageny typu I, III a V jsou distribuovány v hustých svazcích. Orientace kolagenů je v medie závislá na tlacích. Kolagen v medie vykazuje vlnitost, což přispívá ke schopnosti žilní stěny stahovat se a dilatovat dle potřeby. Při vysokých tlacích kolagenová vlákna nesou zatížení v tahu. Adventitia je složena z podélně orientovaného kolagenu typu I. Kolagen v této vrstvě tvoří tlusté svazky smíšené s elastinem, fibroblasty, nervy, vasou vasorum a vykazuje podobnou vlnitost jako ve vrstvě media. Předpokládá se, že právě tato vrstva zabraňuje nadměrnému roztažení cévy a prasknutí při vysokých tlacích. Schopnost žilní stěny zvětšovat svůj průsvit závisí na obsahu kolagenu a její pružnost je řízena

vlákny elastinu. Změny těchto extracelulárních složek v jednotlivých vrstvách mohou měnit mechanické vlastnosti tkáně.

V mechanice krevních cév dominuje chování kolagenu a elastinu s příspěvkem SMCs. Samotné žíly vykazují nelineární průběh napětí a deformace, kterou je možné rozdělit na dvě fáze, ve kterých jsou vlákna elastinu odpovědná za roztažitelné chování při nízkých tlacích a kolagen s SMCs jsou zodpovědní za tuhost žilní stěny při vysokých tlacích [70].

Žíly mají tendenci oproti tepnám mít tenčí, méně organizované stěny. Je to dáno tím, že na žíly nepůsobí vysoké tlaky přicházející ze srdce. Tlaky v žílách jsou obvykle stabilní, a to při hodnotě 400-2666 Pa (v medicíně je tento tlak uváděn v mmHg), zatímco tlaky v aortě a arteriích velmi kolísají v reakci na srdeční cyklus (10665-17332 Pa) [70]. Dalším rozdílem mezi žilami a tepnami je, že pro každý segment žíly jsou přesné rozměry a mechanické vlastnosti optimalizovány v závislosti na konkrétních silách, které na žílu v dané oblasti působí. Při pohledu na jednotlivé vrstvy cév se ukazuje, že žíly mají silnější vrstvu adventia a tenčí vrstvu media oproti tepnám. Také obsahují více kolagenu a méně SMCs než tepny. Tenčí žilní stěny a nižší velikost zatěžovacího tlaku způsobují, že žíly vykazují vyšší kompatibilitu, vyšší roztažnost a nižší modul pružnosti než tepny. Průtok krve v žílách je relativně neovlivněn srdečním cyklem, což vede ke stabilnějšímu průtoku, který je navíc závislý na svalech a chlopních, které kompenzují gravitační síly. Jakékoliv změny sil působících na žilní stěnu mohou způsobit, že buňky přestavují svou extracelulární matici, čímž dojde ke změně složení žilní stěny a ovlivnění mechanických vlastností.

Při zkoumání Youngova modulu u žil bylo zjištěno, že pružnost žilní stěny je úzce spjata s věkem člověka, kdy s rostoucím věkem dochází ke snižování pružnosti [61]. Výrazný pokles je pozorován u lidí nad šedesát let. Z hlediska modelování problematik spojených s hemodialýzou je to zásadní informace, protože jak uvádí práce [25], průměrný věk pacientů přijatých k první chronické renální léčbě v Evropě je 63 let.

Dalším možným faktorem ovlivňující složení žilní stěny je složení krve. Krev v arteriální části vaskulárního okruhu má jiné složení než krev v žilní části vaskulárního okruhu. Přičemž cévní disfunkce, jako je ateroskleróza nebo trombóza, se převážně vyskytuje v tepnách. Tuto problematiku zkoumala práce [55], která se zaměřila na oblast cévního přístupu pro hemodialýzu. V této oblasti se dostává arteriální krev do žilního systému. V této práci [55] je uvedeno, že u dlouhodobé fistulace dochází ke zhuštění žilní stěny a tím dochází k jejímu vytvrzení.

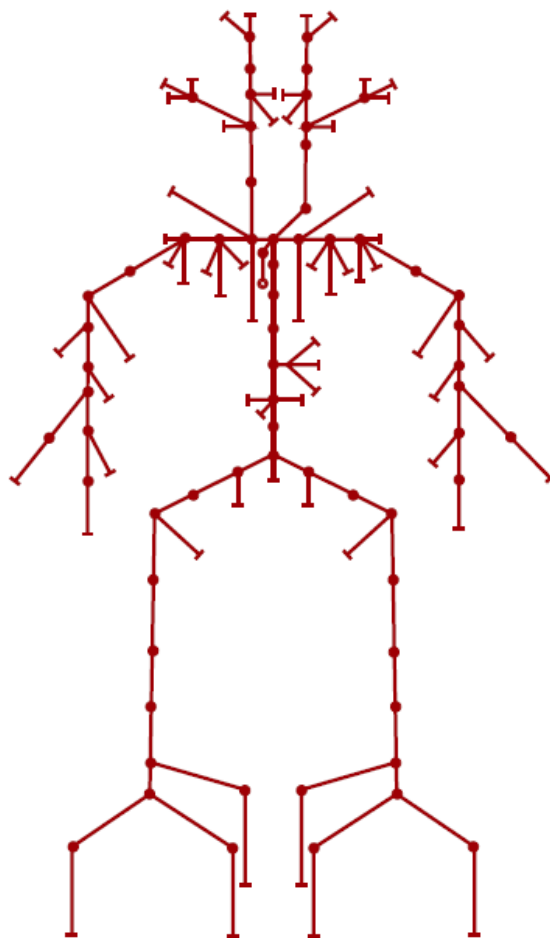
Z dostupných informací lze při modelování cévního přístupu pro hemodialýzu považovat žilní stěnu za zcela tuhou. A to proto, že vytvořením spojení žíly a tepny (AV zkratu) dojde k zásadní změně hemodynamických parametrů, na které je žilní stěna nucena reagovat změnou průměru a zesílením. Dále dojde ke změně složení krve proudící přes cévní přístup, a to vede

ke ztrátě pružnosti žilní stěny. Také je nutné vzít v potaz, že většina hemodialyzovaných pacientů je ve vyšším věku, ve kterém už žilní stěna ztrácí svou pružnost.

4.3.5. Objemový pulz krve v cévním přístupu

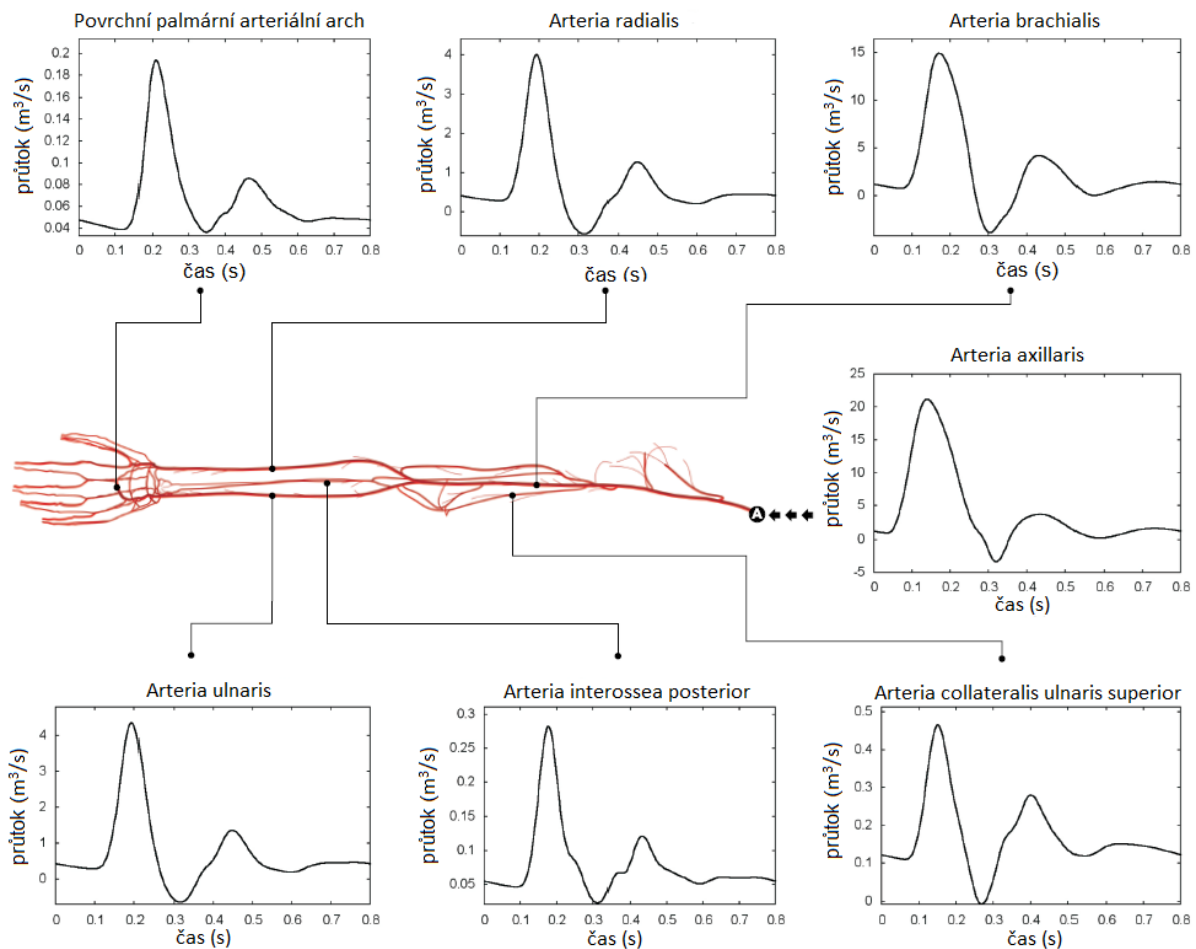
Díky práci srdce vzniká ve vaskulárním řečišti proudění s pulzním charakterem. Objemový pulz se šíří od srdce do zbytku těla přes vaskulární systém. Protože je vaskulární systém poměrně složitá „potrubní síť“, tak charakteristika (amplituda, velikost střední hodnoty průtoku) objemového pulzu je úzce spojena s regionem vaskulárního systému. To znamená, že objemový pulz vykazuje rozdílné charakteristiky v rozdílných oblastech vaskulárního systému. Změna objemového pulzu se primárně projevuje ve změně velikosti amplitudy a velikosti středního objemového toku. Tyto změny jsou, u zdravého jedince, způsobeny odporem cévních stěn, anastomózami, bifurkacemi a jsou fyziologické. Objemový pulz krve může být ovlivněn i jinými faktory, které jsou spojeny s různými disfunkcemi vaskulárního systému, jako jsou aneurysmata, stenózy nebo ztráta materiálových vlastností cévních stěn (např.: kornatění tepen).

Znalost tvaru a velikosti objemového (či tlakového) pulzu krve v určitém regionu vaskulárního systému je důležitá pro řadu aplikací v lékařství, ale například i pro simulaci hemodynamiky, a to jak experimentálně, tak pomocí numerických nástrojů. Z tohoto důvodu jsou vytvářeny různé matematické studie popisující proudění vaskulárním systémem. Pro jednoduchý a účinný přístup k modelování hemodynamiky ve větších tepnách těla jsou použity 1D modely průtoků krve v deformovatelných cévách [62], [1]. V těchto modelech se pracuje s topologií arteriální sítě, která je zjednodušená, protože nastavení modelu vyžaduje velké množství dat. Toto zjednodušení zahrnuje odstranění menších tepen, zjednodušení konektivity mezi jednotlivými tepnami a jejich vztahem mezi jednotlivými vaskulárními oblastmi. Na obrázku 23. je znázorněn model arteriální sítě použitý v práci [1]. Existují ovšem i aplikace, kde je nutné zohlednit skutečnou topologii vaskulárního systému. Proto se práce [72] zaměřila na modelování paže s ohledem na přesné anatomické a fyziologické úvahy. Tato práce [72] poskytuje informace o tvaru a velikosti pulzu proudění v oblasti paže a tím poskytuje základní vstupní informace pro řešení hemodynamických problémů spojených s oblastí paže.



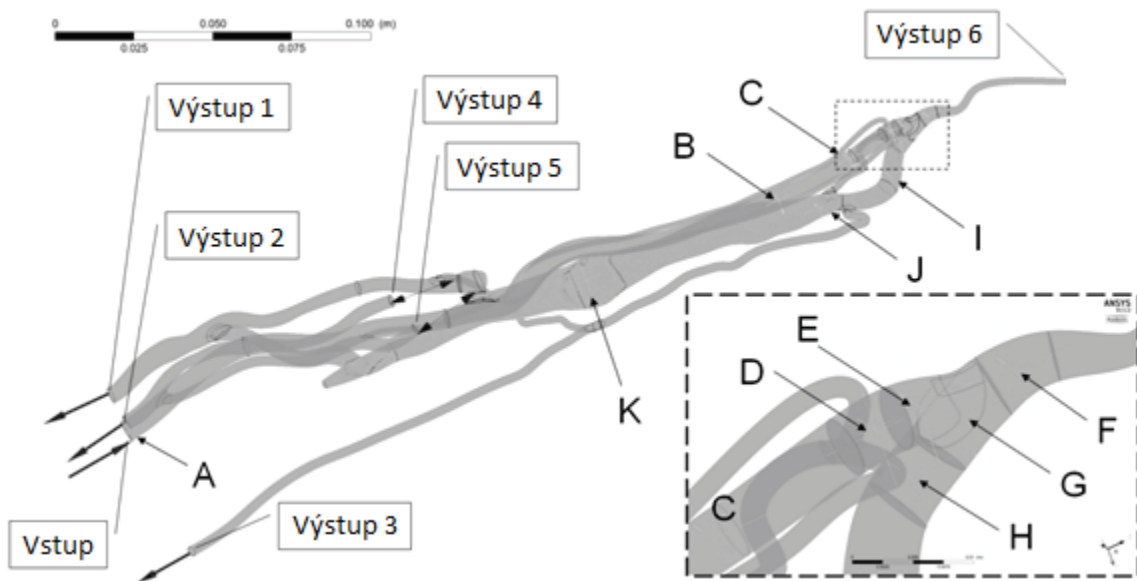
Obr. 23.: Model arteriální sítě. Převzato. [1]

Na obrázku 24. jsou vyobrazeny průběhy objemového průtoku v jednotlivých tepnách. Z hlediska cévního přístupu jsou důležité oblasti Radiální tepny, Ulnární tepny a Brachiální tepny. Jedná se o tepny, které jsou využívány pro vytvoření cévního přístupu. Z grafů je jasné vidět, že tvar objemového pulzu se mění pouze nepatrně. Dochází však k výrazné změně amplitudy objemového pulzu v jednotlivých oblastech, kdy se amplituda zmenšuje v závislosti na každém dělení tepny. Porovnání amplitudy objemového pulzu Brachiální tepny se vstupním objemovým pulzem vstupujícím do paže ukazuje, že amplituda objemového pulzu Brachiální tepny je přibližně 1,4x menší. U objemového pulzu Radiální tepny je to přibližně 5,25x a u Ulnární tepny to potom je přibližně 4,9x.



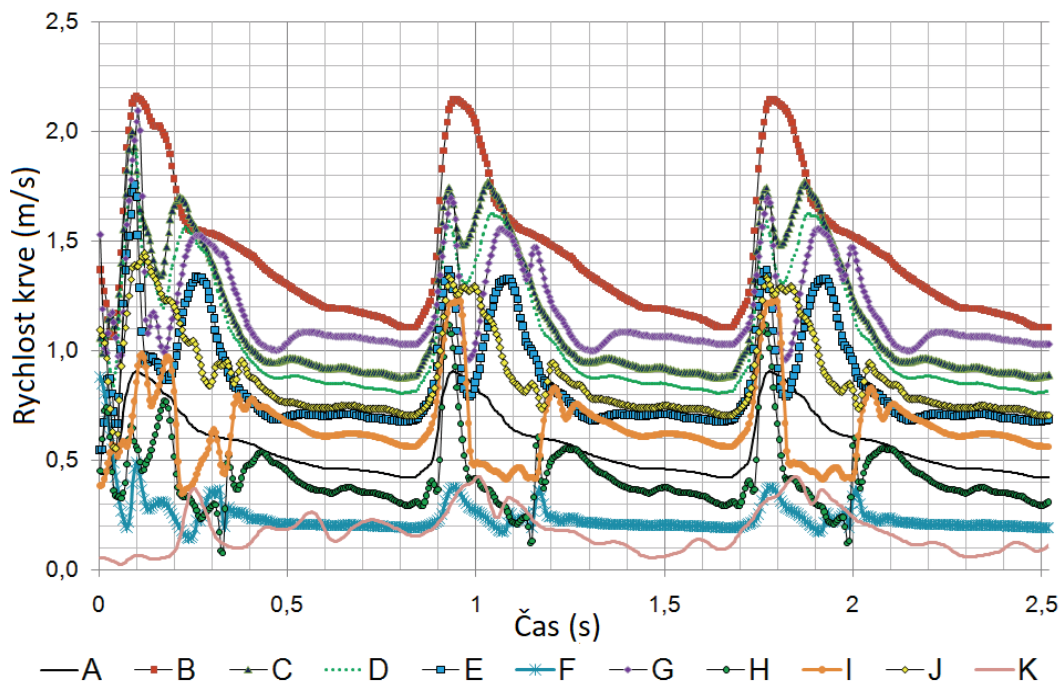
Obr. 24.: Průběh průtoku v tepnách horní končetiny. Převzato a upraveno. [1]

Tyto informace o pulzním proudění jsou pro zdravého jedince bez chirurgických zákroků, a proto při úvahách o pulzním charakteru proudění krve v cévním přístupu nejsou dostatečné. Lepší představu o průběhu objemového pulzu lze získat z numerických prací zabývajících se hemodynamikou v oblasti cévního přístupu [9], [41]. Tyto práce se obecně zabývají oblastí AVF (anastomóza vzniklá spojením tepny a žíly), přesto z nich lze získat informace o charakteru proudění v cévním přístupu, který se nachází dále za AVF. V práci [9] byla použita reálná geometrie AVF s Radiální tepnou, která byla získána od pacienta podstupující renální léčbu, a v této geometrii bylo simulováno proudění. V této studii byly získány průběhy rychlostí během objemového pulzu v různých místech geometrie (Obr. 25.). Pro úvahy ohledně proudění v cévním přístupu jsou relevantní body I a J, které se nacházejí za anastomózou.



Obr. 25.: Geometrie AVF. Převzato a upraveno. [9]

Především bod J se dá považovat jako místo vstupu do samotného cévního přístupu. Bod K není relevantní, i když se nachází také v oblasti cévního přístupu, protože je umístěn do aneurysmatu, který představuje defekt žilní stěny. Průběh rychlostí během objemového pulzu v jednotlivých bodech geometrie lze vidět na grafu (Obr. 26.). Při pohledu na průběh rychlosti J je patrná změna tvaru pulzu, kdy je vrchol pulzu (maximálně dosažená rychlost) v systolické části pulzu zarovnána a následující vlna v diastolické části pulzu je utlumená.



Obr. 26.: Průběh rychlosti ve vyšetřovaných bodech geometrie. Převzato a upraveno. [9]

Při experimentální simulaci hemodynamiky v cévním přístupu během hemodialýzy je třeba si uvědomit, že dochází k vzájemnému ovlivňování dvou proudů tekutiny, které mají oba pulzní charakter. První proud má pulzní charakter díky srdci, jak bylo uvedeno výše, druhý proud má pulzní charakter díky principu peristaltického čerpadla. Tato situace vnáší značné obtíže do simulace hemodynamiky cévního přístupu a vede k nutnosti provést zjednodušení proudění v této oblasti. Pokud by nebylo provedeno zjednodušení, je třeba si uvědomit, jaké problémy by nastaly. V první řadě by bylo velmi obtížné provést synchronizaci laseru s objemovým pulzem v žíle a zároveň s objemovým pulzem peristaltického čerpadla. Protože oba pulzy mají rozdílné periody, bylo nutné mezi jednotlivými měřeními složeného proudění jednoho bodu, vypnout proudění a opět proudění uvést do chodu, aby bylo docíleno získání dat ve stejném okamžiku a složení těchto dvou pulzů. To bylo provedeno pro získání dostatečného množství stereo PIV. Zde pak nastává problém s ustálením pulzního proudu, který by měl odpovídat přibližně desetina periody pulzu. Z toho vyplývá, že takové měření by bylo časově velice náročné a neslo by sebou značnou možnost zanesení chyby spojenou s vypínáním a zapínáním tratě. Na druhou stranu je třeba opatrnosti při zjednodušení proudění v cévním přístupu, aby nedošlo ke ztrátě důležitých informací o hemodynamice v cévním přístupu.

Z dosavadních simulací a modelování pulzního charakteru krve ve vaskulárním systému je jasné, že na každé anastomóze dojde k rozdělení toku a tím i k poklesu amplitudy pulzu. Poklesem amplitudy dochází k utlumení pulzu. Při uvažování cévního přístupu s AVF vytvořeným mezi žílou a Radiální tepnou je situace následovná: Amplituda objemového pulzu v Radiální tepně je několikrát menší než amplituda objemového pulzu na vstupu do paže. Vytvořením AVF vznikne anastomóza, která odvede část toku z Radiální tepny do žíly tvořící cévní přístup. Díky tomu se opět částečně utlumí pulzní charakter proudění. Vytvořená anastomóza může také vést k deformaci tvaru pulzu (díky oscilacím v proudu) způsobené geometrií anastomózy. Tento jev je spojen s geometrií a typem vzniku anastomózy. Je třeba si uvědomit, že geometrie uměle vytvořené anastomózy je u každého člověka jiná, protože tvar vybraných cév je u každého člověka trochu jiný a také záleží, jak se podaří lékařskému personálu vybrané cévy spojit. Z těchto předpokladů je možné zanedbat pulzní proudění spojené s prací srdce v oblasti cévního přístupu a proudění v žíle cévního přístupu simulovat jako stacionární proudění, kde je hodnota průtoku nastavena na střední hodnotu objemového toku měřeného v cévním přístupu. Dále je třeba si uvědomit, že při zkoumání vlivu pulzního charakteru proudění krve z dialyzačních jehel, je právě tento pulzní charakter dominantním činitelem, který by měl ovlivňovat žilní stěnu. Proto, když je v cévním přístupu nastaven stacionární průtok, je získáno ovlivnění žilní stěny pulzem peristaltického čerpadla, které bude reprezentovat průměrné ovlivnění žilní stěny. Podobná zjednodušení, kdy není uvažován

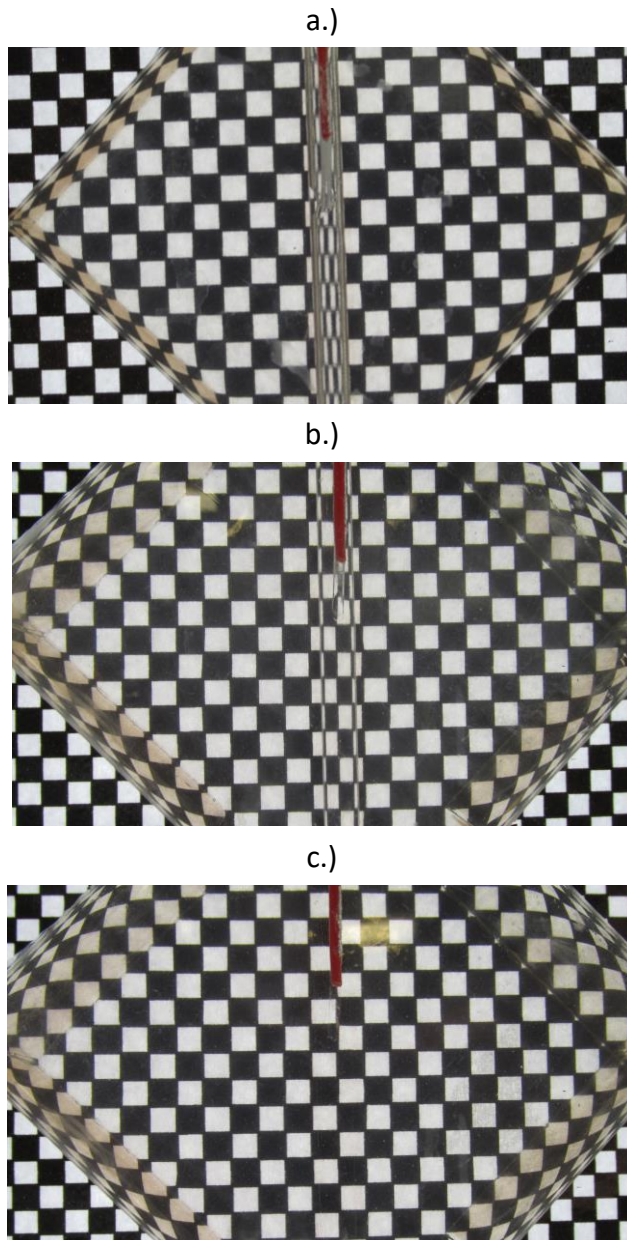
pulzní charakter proudění krve v určitém segmentu vaskulárního systému lze najít i v jiných experimentálních pracích zabývajících se hemodynamikou [22], [66].

4.4. Index lomu světla

Při měření rychlostních polí a vizualizaci proudění optickými metodami (např. PIV, stereo PIV) je vždy důležitá čistá optická cesta. Při měření vnitřního proudění (např. proudění v kruhové trubce) je tato cesta často narušena optickými vadami. Jednou z nejčastějších optických vad je deformace obrazu snímané oblasti způsobená zakřivením modelu, ve kterém je prováděno měření. Další vadou jsou odlesky způsobené odražením se laserovým světlem od zakřivení modelu. Obě tyto vady vznikají díky rozhraní, které vzniká mezi dvěma materiály. Na tomto rozhraní se světlo láme a důsledkem je právě optická deformace a odraz světla. Toto chování je dáno tím, že každý z materiálů má rozdílný index lomu světla. Když je index lomu světla dvou materiálů stejný, tak nevzniká žádné rozhraní, kde by vznikala optická deformace, nebo se světlo odrazilo.

Odstranění těchto optických vad zpřesňuje měření rychlostních polí a vizualizaci proudění optickými metodami [34], [76],[MK5], [MK2]. Má také velmi důležitou roli u měření, kde je cílem co nejvíce zpřesnit měření v blízkosti stěny nebo v malých průměrech. V obou těchto případech je optická deformace velmi velká. Často je tak velká, že by měření znemožňovala. Právě deformace způsobená malými rozměry geometrie je problematika spojená s měřením proudových polí v cévním přístupu při zachování reálných rozměrů cévního přístupu. Odstranění optické deformace dále umožňuje provést úspěšnou kalibraci stereo PIV v modelech s malými rozměry, kdy je zavedení kalibračního terčíku do modelu nemožné. Při odstranění optických deformací je možné provést kalibraci mimo model.

K odstranění optických vad je důležité, aby model a pracovní tekutina měly co nejpodobnější hodnotu indexu lomu světla. Optimální by bylo, kdyby index lomu světla byl u obou stejný, to je ovšem velice složité až nemožné. Měnit index lomu světla pevných materiálů je velice obtížné, a proto se upravuje index lomu světla u pracovní kapaliny. U kapalin se index lomu světla mění přidáním rozpustitelných látek v dané kapalině, které změní index lomu světla [76]. Látkami, které mohou měnit index lomu světla, je například glycerin nebo jodid sodný. Velikost změny indexu lomu světla je však omezena například rozpustností látky měnící index lomu světla v dané kapalině, či požadavek na mechanické vlastnosti výsledného roztoku. Při výběru materiálu pro daný model je nutné hledat takový materiál, který má index lomu světla co nejvíce podobný kapalině [30], která bude tvořit základ roztoku (nejčastěji destilovaná voda ($n_D = 1,33$ (1))). Pro výrobu modelů je používán například Sylgard 184, sklo či plexisklo.



Obr. 27.: Vliv indexu lomu světla pracovní tekutiny na optické deformace.

Vliv změny indexu lomu na optické deformace je vidět na obrázku 27. a.) až c.). Na všech fotografiích je model cévního přístupu vyrobený ze Sylgardu 184 s indexem lomu světla 1,414 [76]. Na obrázku 27 a.) je v modelu vzduch, který má velice nízký index lomu světla ($n_i = 1,00026$). Pomocí rastru, který je umístěn pod modelem, je vidět velká deformace obrazu způsobená geometrií modelu. Na fotografii 27 b.) je model naplněn roztokem destilované vody a glycerinu. Index lomu tohoto roztoku je 1,387. Tím, že se index lomu světla roztoku přiblížil indexu lomu světla materiálu modelu, došlo částečně k odstranění optické deformace. Na fotografii 27 c.) je model naplněn roztokem destilované vody, glycerinu a jodidu sodného s indexem lomu 1,413. Na této fotce je vidět, že indexy lomu jsou skoro shodné, a proto není

vidět žádná optická deformace (optická deformace vzniklá rozdílem indexu lomu světla je zanedbatelná.).

4.5. Pracovní kapalina

V experimentu bylo několik požadavků na vlastnosti pracovní kapaliny. Základními parametry, které musí pracovní kapalina splňovat, jsou vybrané fyzikální vlastnosti, které odpovídají vlastnostem krve. Při měření rychlostních polí pomocí optických metod je nutné, aby kapalina splňovala i nároky na optické vlastnosti. To znamená, že kapalina musí být transparentní a musí mít požadovaný index lomu světla, který se odvíjí od materiálu použitého pro výrobu modelu měřené oblasti. Při volbě pracovní kapaliny pro danou problematiku jsou preferovány vodné roztoky místo olejů. Oleje mají poměrně vysoký index lomu světla, což umožňuje použití širší škály materiálu pro výrobu modelu. Jejich viskozita je ovšem mnohonásobně vyšší než viskozita krve [23], což znemožňuje jejich použití při hemodynamických experimentech. Pokud není měřená oblast v oblasti dvoufázového proudění krve (kapiláry), tak lze použít vodný roztok glycerinu s přidáním aditiva pro změnu indexu lomu světla, kterým může být například jodid sodný [20], [33], [76]. Vlastnosti tohoto roztoku jsou velmi dobře zdokumentovány, a to včetně experimentálně určené závislosti indexu lomu světla, hustoty a viskozity na koncentraci jednotlivých složek roztoku [2], [48]. Jako další alternativou je vodný roztok jodidu zinečnatého [23]. Cena roztoku s jodidem zinečnatým je velmi vysoká a představuje značnou nevýhodu. Lze také použít vodný roztok thiokyanatanu draselného [4]. Využití tohoto roztoku je ovšem omezeno jen na simulaci krve s nízkým obsahem hematokritu, kdy je viskozita krve poměrně nízká. V některých simulovaných oblastech krevního řečiště je nutné zohlednit neneutonské vlastnosti krve při modelování pracovní kapaliny. V těchto případech je vhodné použít opět vodný roztok glycerinu s jodidem sodným, do kterého je přidána xanthanová guma. Přidáním xanthanové gumy vzniká neneutonské chování obdobné neneutonskému chování krve. Při míchání vodného roztoku glycerinu s jodidem sodným a xanthanem je nutné věnovat zvýšenou pozornost při stanovení koncentrace jednotlivých složek, protože reologické vlastnosti roztoku ovlivňuje nejen xanthanová guma, ale i jodid sodný [54]. Do roztoku lze přidat například ještě chlorid sodný, který zabraňuje srážení xanthanové gumy [3].

Pracovní kapalina musí mít tedy shodné mechanické vlastnosti s krví. Jak bylo popsáno v kapitole 7.1, krev je kapalina s několika neneutonskými vlastnostmi, které se však projevují jen za specifických podmínek. V oblasti, která byla měřena, se nepředpokládaly žádné z těchto specifických podmínek, což umožňovalo modelovat krev jako newtonskou tekutinu. Pracovní kapalina byla namíchána tak, aby měla shodnou viskozitu s viskozitou krve. Druhým

parametrem, který bylo nutné dodržet byl index lomu světla, který by měl odpovídat hodnotě indexu lomu Sylgartu 184 (1,414).

Roztok, představující pracovní kapalinu, byl namíchan z destilované vody, glycerinu a jodidu sodného. Destilovaná voda tvoří základní složku. Glycerin je do roztoku přidáván kvůli změně viskozity, ale mění částečně i index lomu světla. Jodid sodný je přidáván do roztoku primárně pro změnu indexu lomu světla. Poměr, ve kterém je nutné tyto složky smíchat, tak aby bylo docíleno požadované viskozity a indexu lomu světla, je převzat z článku [76], kde byl vytvářen model kapaliny simulující krev pro použití v modelech vyrobených z materiálu Sylgard 184. Jedná se o hmotnostní poměr destilovaná voda (47,38 %) – glycerin (36,94 %) – jodid sodný (15,68 %). Roztok namíchaný dle tohoto poměru bude mít dynamickou viskozitu 0,00431 Pa.s a index lomu shodný s indexem lomu modelu vyrobeného z materiálu Sylgard 184. Index lomu takto namíchaného roztoku byl změřen pomocí refraktometru a jeho hodnota byla 1,413. Při porovnání této hodnoty s hodnotou indexu lomu světla materiálu Sylgard 184 ($R_i=1,414$) se ukázalo, že se jedná o uspokojivou shodu.

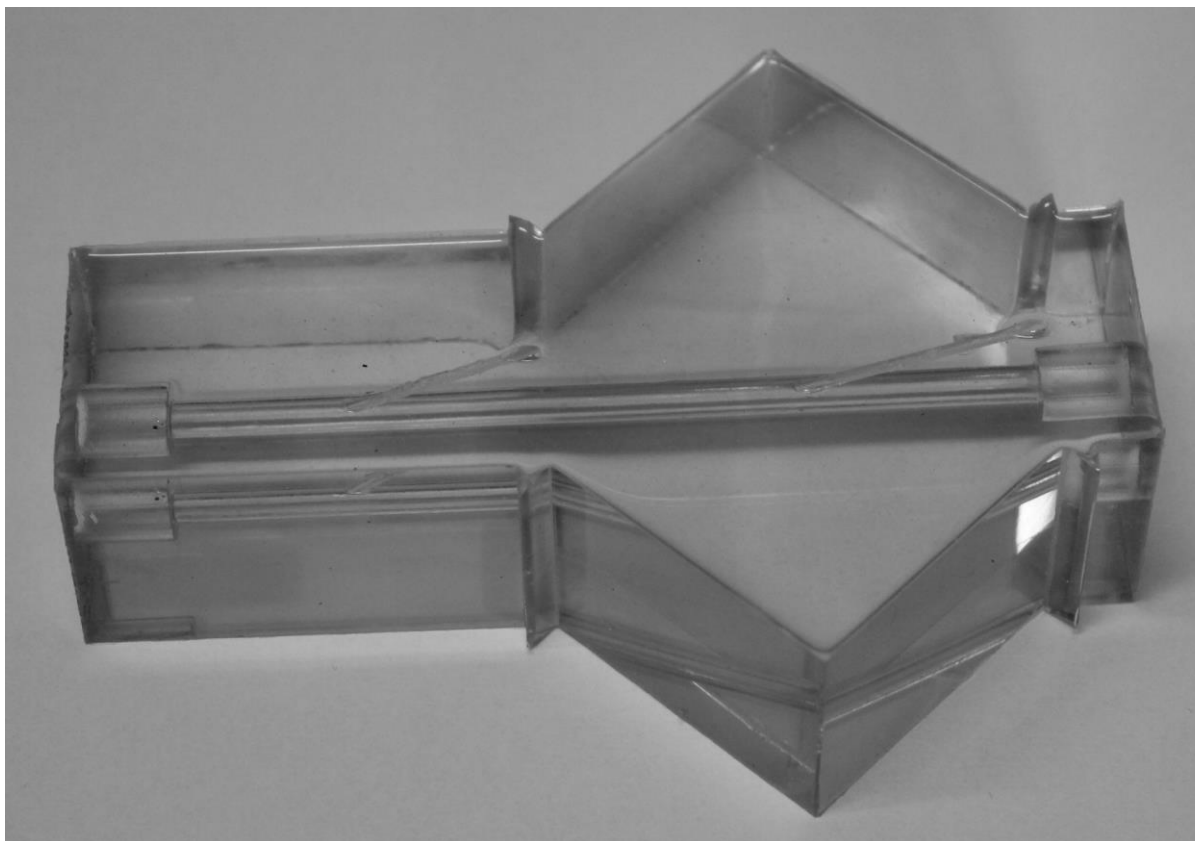
Při použití tohoto roztoku je třeba brát v úvahu barevnou nestálost roztoku, která je spojena s jodidem sodným. Při kontaktu roztoku s kyslíkem obsaženým ve vzduchu dochází k vytvoření iontů I_3^- . Tyto ionty absorbují část viditelného spektra, a to vede k zažloutnutí roztoku. Proto je nutné při experimentu zabránit kontaktu vzdušného kyslíku s roztokem, například vytvořením uzavřeného okruhu s ochrannou atmosférou (dusík).

4.6. Model cévního přístupu

V první řadě bylo nutné vyrobit model cévního přístupu, který umožní kvalitní optický přístup a měření metodou stereo PIV. Při výrobě modelu byl nejprve vybírán materiál, z kterého bude model cévního přístupu vyroben. Hlavním požadavkem na tento materiál je velikost hodnoty indexu lomu světla a stálost jeho optických vlastností. Od vybraného materiálu se následně odvíjí technologie, kterou bude model cévního přístupu vyráběn. Technologie, které se dnes používají, jsou například odlévání obrábění či ruční výroba (ta se týká převážně modelů ze skla). Odlévání umožňuje vyrobit tvarově velmi složité modely s požadovanými vlastnostmi povrchu a požadovanou přesností. Právě modely spojené s prouděním v lidském těle jsou velice náročné na geometrii, a proto je často využíváno této technologie pro jejich výrobu. V literatuře například lze najít výrobu anatomického modelu horních a dolních dýchacích cest [18]. Výroba modelu pomocí obrábění je poměrně jednoduchá a snadno dostupná. Nevýhodou je nemožnost vyrábět tvarově velmi složité modely. Existují však modifikace této technologie, které umožňují kompenzovat právě nemožnost vyrábět tvarově složitější modely [49], kdy je model vyroben ze dvou částí a následně slepen pomocí transparentního lepidla za použití lisu. Díky tomuto postupu je

odstraněno viditelné rozhraní mezi oběma polovinami modelu. Ruční výroba je spojena převážně s modely ze skla. S touto metodou není možné dosáhnout naprosto přesných rozměrů, je ale velmi levná. Dále bylo nutné navrhnout konstrukční řešení modelu, které umožňovalo úspěšnou aplikaci metody stereo PIV.

Na výrobu modelu lze použít různé materiály, které mají dobré optické vlastnosti. Při výběru materiálu pro model v této práci byla hlavním ukazatelem velikost hodnoty indexu lomu světla. Požadavkem bylo, aby hodnota indexu lomu světla byla co nejmenší. Materiály, které bylo možné použít pro výrobu modelu, jsou například sklo, plexisklo, Plastidip (polymer) nebo Sylgard 184 (silikonový elastomer). Index lomu světla pro sklo je závislý na přesném chemickém složení skla, ale běžně se pohybuje v hodnotách okolo 1,472. Pro plexisklo je index lomu světla 1,491. Hodnota indexu lomu světla pro Plastidip není udávána, ale index lomu světla hlavní složky je 1,56. Plastidip má hodnotu indexu lomu světla 1,414. Protože právě Sylgard 184 má nejnižší index lomu, byl zvolen jako materiál, který byl použit pro výrobu modelu cévního přístupu. Od tohoto materiálu se také odvíjí technologie, kterou je model vyráběn. Jedná se o technologii odlévání. Tato metoda umožňuje vytvořit modely s velice složitou geometrií a velmi dobrou přesností. Nevýhodou této technologie je její pracnost a nutnost zkušeností. Výsledný model je na obrázku 28.

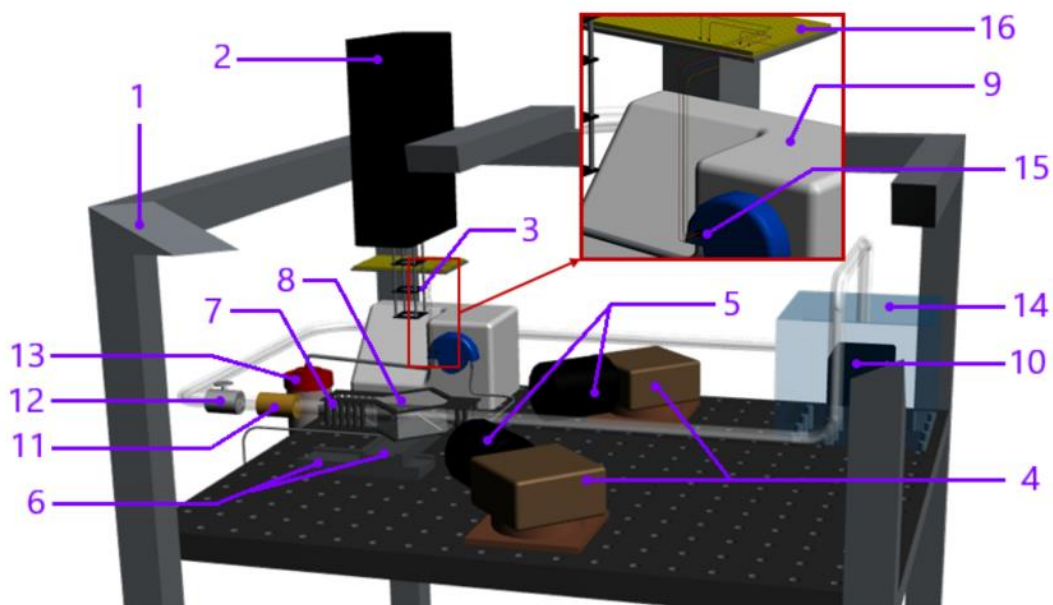


Obr. 28.: Model žilního přístupu.

4.7. Schéma experimentálního zařízení

Pro měření rychlostních polí v cévním přístupu bylo navrženo experimentální zařízení. Schéma tohoto experimentálního zařízení je znázorněno na obrázku 29. Experimentální zařízení má dva okruhy. První okruh (tzv. hlavní) představuje oblast krevního řečiště pacienta, z něhož je odebírána krev a následně je krev do něj zpět navracena. Do tohoto okruhu je zapojen model hemodialyzačního přístupu (pozice 8.), který je umístěn v pevném rámečku (pozice 7.). Za hemodialyzační přístup je zařazen turbínkový rotametr (pozice 11.) sloužící k měření průtoku v hlavním okruhu. Následně je zařazen ventil, kterým lze ovládat průtok hlavním okruhem. K transportu pracovní tekutiny je použito ponorné čerpadlo (pozice 10.) umístěné v nádobě (pozice 14.). Kapalina je dopravována přes výše zmíněné prvky, potom se vrací zpět do nádoby. Druhý okruh (excorální krevní oběh) představuje hemodialyzační proces. Tento okruh má dvě varianty. První varianta, která je vyobrazena na obrázku, je složena ze dvou jehel, hemodialyzačního filtru (pozice 13.) a peristaltického čerpadla (pozice 9.). Jehly jsou zavedeny do modelu hemodialyzačního přístupu. Skrze jednu jehlu je pracovní kapalina odebírána z hlavního okruhu pomocí peristaltického čerpadla. Pracovní kapalina je dopravena do hemodialyzačního filtru a z něj je přes druhou jehlu navracena zpět do modelu hemodialyzačního přístupu. Přesné nastavení průtoku vedlejší větvi je umožněno peristaltickým čerpadlem, na němž lze požadovaný průtok nastavit. Druhá varianta okruhu není na obrázku vyobrazena. Od první varianty se liší tím, že peristaltické čerpadlo a hemodialyzační filtr jsou nahrazeny kontinuálním čerpadlem, turbínkovým rotametrem pro měření průtoku vedlejším okruhem a ventilem regulující průtok.

Nad modelem hemodialyzačního přístupu je pevně umístěn pulsní laser (pozice 2.) s optickou cestou (pozice 3.). Optická cesta slouží k vytvoření laserového listu, kterým je osvětlena měřená oblast. Tato oblast je pod úhlem snímána dvěma CCD kamerami (pozice 5.). Kamery jsou umístěny tak, že mezi sebou svírají úhel 90°. Synchronizace laseru a kamer s pulzem z peristaltického čerpadla je realizována pomocí počítače a generátoru pulsu. Signál pro generátor pulsu je získán z optického členu umístěného v hlavě peristaltického čerpadla (pozice 15.).

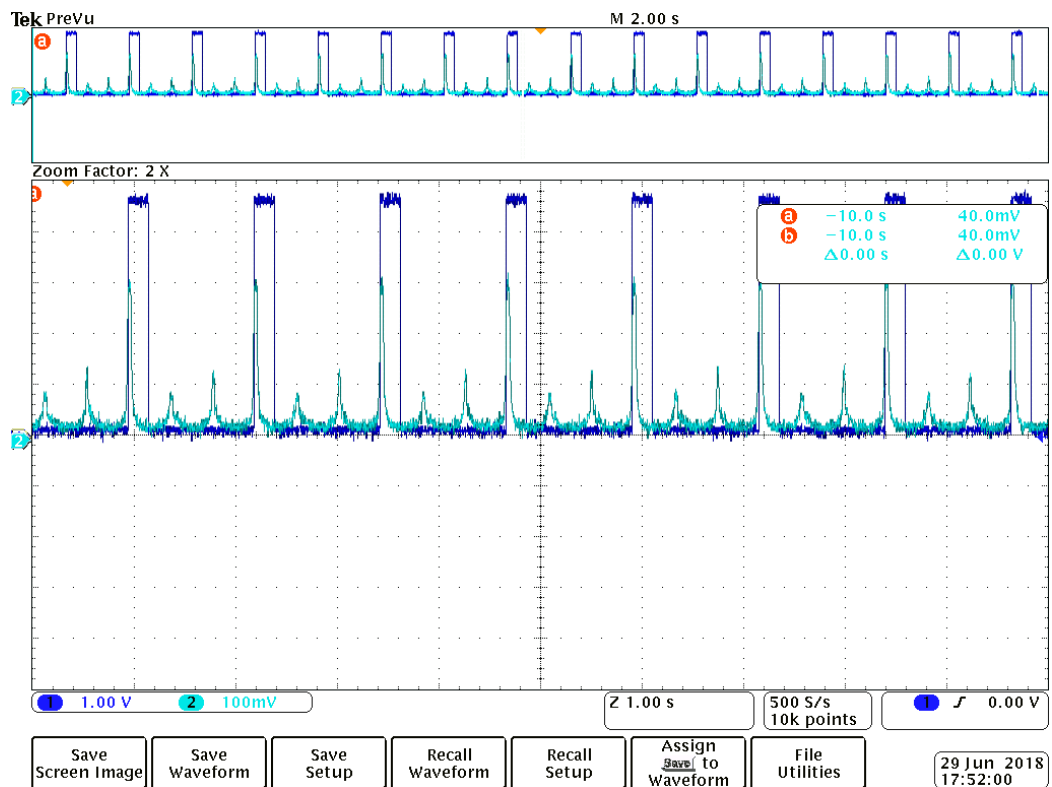


- | | | |
|------------------|---------------------------|--------------------------|
| 1. Rám | 6. Lineární posuv | 11. Turbínkový rotametr |
| 2. Laser | 7. Rámeček modelu | 12. Ventil |
| 3. Optická cesta | 8. Model žilního přístupu | 13. Hemodialyzační filtr |
| 4. CCD kamera | 9. Peristaltické čerpadlo | 14. Nádoba |
| 5. Objektiv | 10. Ponorné čerpadlo | 15. Opto člen |
| | | 16. Nepájený spoj |

Obr. 29.: Schéma experimentu.

4.7.1. Synchronizace

Kvůli nestacionárnímu charakteru proudění v jehlách bylo nutné synchronizovat pulzní laser s objemovým pulzem peristaltického čerpadla. Pro synchronizaci byl využit pohyb válečku stlačující hadici v hlavě peristaltického čerpadla. Do hlavy čerpadla byl umístěn reflexní optočlen, který zaznamenával pohyb válečku, respektive průchod válečku pod optočlenem. Při průchodu válečku pod optočlenem dává tento člen signál, který je použit k synchronizaci laseru.



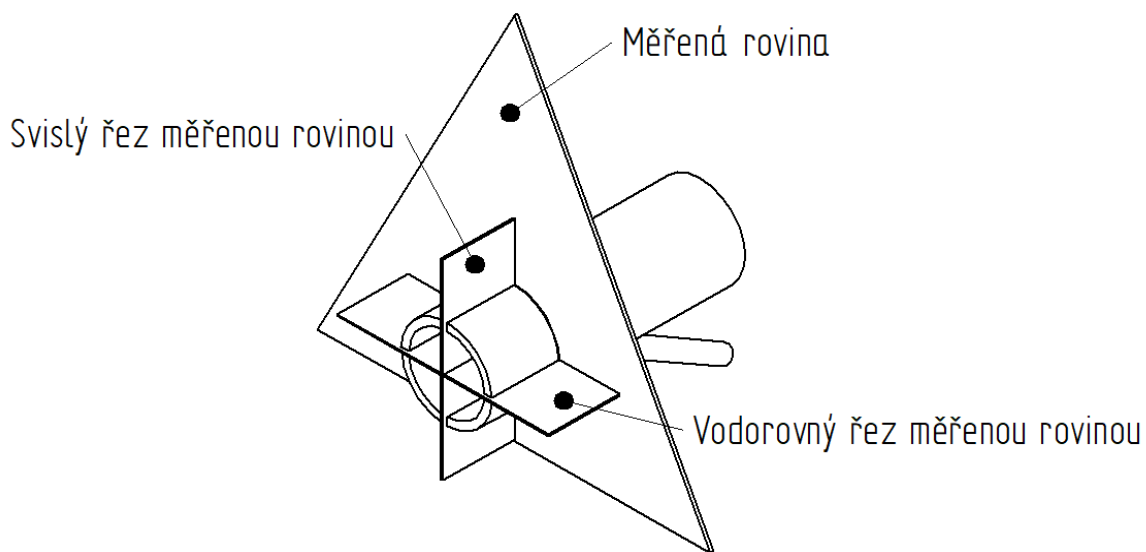
Obr. 30.: Signály z optočlenu a generátoru pulsů.

Signál z tohoto optočlenu nebylo možné přímo použít k synchronizaci laseru, protože nemá požadovaný tvar a velikost, kterou vyžaduje software ovládající laser. Ten vyžadoval skokovou změnu o velikosti 5 voltů. K vytvoření takového signálu je použit generátor pulsů. Do tohoto generátoru byl přiveden signál z optočlenu. Na generátoru pulsu byla nastavena hodnota vstupního napětí, při které vytvoří generátor skokový signál o velikosti 5 voltů o předem nastavené šířce. Oba signály jsou vidět na obrázku 30. Signál se světle modrou barvou byl vstupní signál do generátoru z optočlenu. Signál s tmavě modrou barvou byl výstupní signál z generátoru pulsů. Z průběhu signálu z optočlenu je vidět tři po sobě jdoucí signály, kdy dva mají poměrně nízký peak, zatímco třetí má peak vysoký. Počet signálů je dán konstrukcí peristaltického čerpadla, které má tři válečky stlačující hadici. Velikost peaků je dána tím, že pouze na jeden váleček je umístěna hliníková fólie. Tato fólie zvyšuje odrazivost světla z LED diody, a tím zajišťuje větší výstupní signál z optočlenu.

Šířka nového signálu nemá žádný význam, a proto byla nastavena velice malá hodnota. Tento nový signál byl poslán do triggeru odkud putoval do počítače a byl zpracován softwarem, který dával řídicí pokyn pro spuštění pulsního laseru. Na pulsním generátoru lze také nastavovat zpoždění při vytváření nového signálu tzv. delay. Díky tomu bylo možné měřit proudová pole v celé délce pulsu peristaltického čerpadla.

5. Metodika měření rychlostních polí

V první řadě bylo nutné udělat kalibraci pro měření metodou stereo PIV a ověřit, zda provedená kalibrace funguje. Ověřovací měření bylo provedeno na rovném úseku modelu žilního přístupu (rovná trubka, průměr 6 mm). Průtok hlavním okruhem je nastaven na hodnotu 958 ml/min. Vedlejším okruhem žádná tekutina neproudí, průtok je nastaven na 0 ml/min. Následně se se změří rychlostní pole. Z rychlostního pole byly získány dva rychlostní profily ve směru osy „z“. První rychlostní profil byl získán ze svislého řezu měřenou oblastí. Druhý rychlostní profil byl získán z vodorovného řezu měřenou oblastí. Tyto řezy jsou na obrázku 31. Oba řezy byly porovnány s teoretickým rychlostním profilem v kruhové trubce.



Obr. 31.: Řezy rychlostních profilů.

Dále bylo třeba ověřit teorii, zda dochází při práci peristaltického čerpadla ke zpětnému proudění z odběrové jehly. To bylo provedeno následovně: Model byl umístěn pomocí posuvu do polohy, kdy laserový list prochází středem jehly. Čerpadlo hlavního okruhu bylo vypnuto – průtok hlavním okruhem byl 0 ml/min. Puštěno bylo pouze peristaltické čerpadlo – průtok vedlejším okruhem byl 200 ml/min. Poté bylo provedeno několik měření, které se od sebe liší v nastaveném zpoždění laserového pulsu při synchronizaci. To umožňuje získat rychlostní pole v cílové oblasti během celého pulsu peristaltického čerpadla. Pro určení časového kroku zpoždění „ Δt “ byla nejprve spočítána délka pulsu dle rovnic (5), (6) a (7). Pro výpočet bylo nutné znát otáčky čerpadla pro daný průtok. Ty odpovídaly hodnotě 48,3 ot/min. Z délky pulsu byl dopočítán časový krok zpoždění „ Δt “ tak, aby byl pulz rozdělen na 12 měřených bodů. Nastavovaná zpoždění jsou uvedena v Tabulce 2.

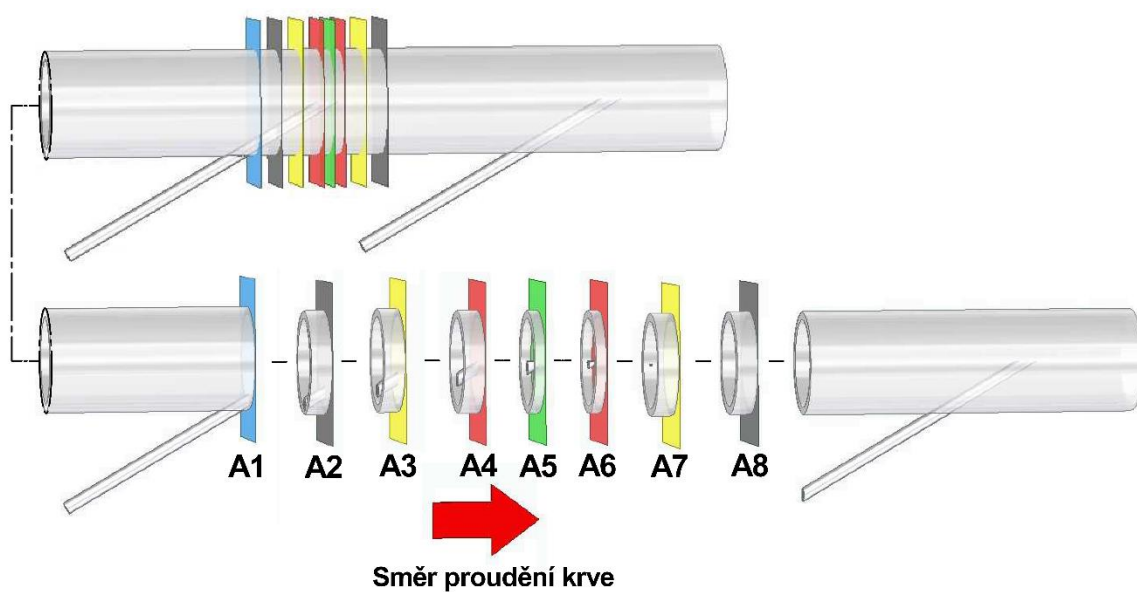
$$f = \frac{\text{otáčky}}{60} \cdot \text{počet}_{\text{váleček}} = \frac{48,3}{60} \cdot 3 = 2,419 \text{ [Hz]} \quad (5)$$

$$t_{pulz} = \frac{1}{f} = \frac{1}{2,419} = 0,41339 \text{ [s]} \quad (6)$$

$$\Delta t = \frac{t_{pulz}}{12} = \frac{0,41339}{12} = 0,034449 \text{ [s]} \quad (7)$$

Tabulka 2.: Nastavené zpoždění pro jednotlivé zvolené body pulzu

Bod pulzu [-]	Zpoždění [s]
1	0
2	0,034449
3	0,068898
4	0,103347
5	0,137796
6	0,172245
7	0,206694
8	0,241143
9	0,275592
10	0,310041
11	0,34449
12	0,38939

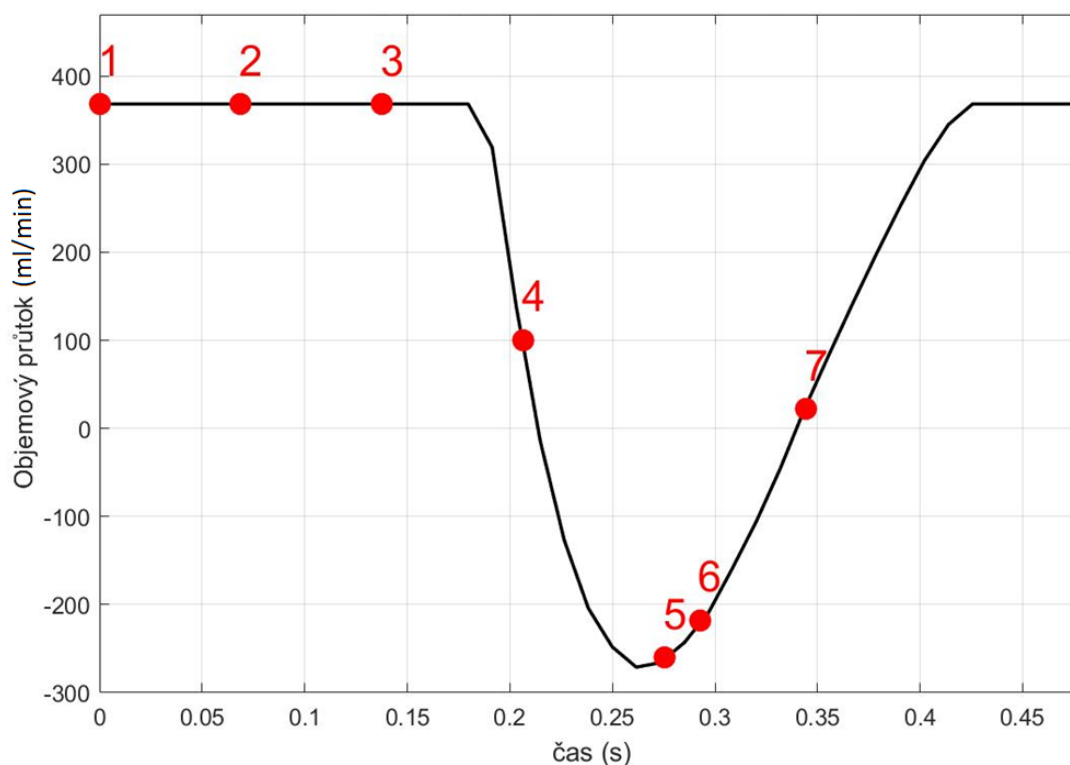


Obr. 32.: Měřené řezy cévním přístupem.

Nakonec bylo provedeno měření, kdy tekutina proudí oběma okruhy. U tohoto měření byly nastaveny dva režimy proudění. U obou režimů byl nastaven stejný průtok v hlavním okruhu, tak i ve vedlejším okruhu. Rozdíl byl, že u prvního režimu bylo k dopravě tekutiny použito peristaltické čerpadlo – jednalo se tedy o nestacionární proudění. U druhého režimu bylo peristaltické čerpadlo vyměněno za kontinuální čerpadlo – jednalo se tedy o stacionární proudění. Průtok v hlavním okruhu byl nastaven na 600 ml/min a ve vedlejším okruhu byl nastaven na 200 ml/min. U obou režimů bylo změřeno rychlostní pole v několika řezech modelem. Tyto řezy jsou na obrázku 32. Jednotlivé řezy jsou pro lepší orientaci označeny písmenem A, číslicí a barvou. Písmeno a číslice slouží pro lepší orientaci v měřených rovinách v kapitole Výsledky. Barevné rozlišení označuje vzdálenost měřené roviny od počátku souřadnicového systému. Počátek souřadnicového systému, od kterého jsou definovány jednotlivé polohy měřených rovin, je umístěn nad střed vstupní arteriální jehly. Rovina A5 je umístěna do počátku souřadnicového systému, tedy přesně nad střed vstupní arteriální jehly. Roviny označené červenou barvou jsou umístěny 1 mm od počátku souřadnicového systému, žlutě označené roviny jsou umístěny 3 mm od počátku, šedě označené roviny jsou 5 mm od počátku a modře označená rovina je 7 mm od počátku. U prvního režimu bylo v každé poloze provedeno sedm měření, tím bylo zajištěno proměření celého pulzu. Nastavené zpoždění je uvedeno v tabulce 3. Toto nastavení zpoždění bylo vybráno na základě předchozího měření. Na obrázku 33. jsou vyznačeny jednotlivé body v průběhu pulzu peristaltického čerpadla. U druhého režimu nebylo třeba provádět více jak jedno měření, protože se jednalo o stacionární proudění.

Tabulka 3.: Vybrané body pulzu se zpožděními

Bod pulzu [-]	Zpoždění [s]
1	0
2	0,068898
3	0,137796
4	0,206694
5	0,275592
6	0,2928165
7	0,34449



Obr. 33.: Měřené body pulzu peristaltického čerpadla.

5.1. Kalibrace a ověřovací měření

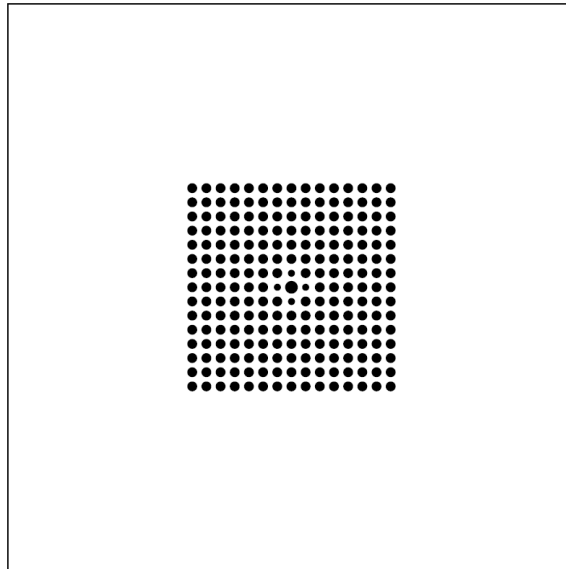
Standardní kalibrace stereo PIV pro měření v trubkách spočívá ve vytvoření kalibračního terčíku, který je vsunut do měřené oblasti v trubce. Je nutné, aby byl terčík zatopen pracovní kapalinou. Potom co je terčík umístěn do počáteční polohy, je vytvořen snímek terčíku pomocí obou kamer. Následně je terčík posouván do předem definovaných vzdáleností, a to v obou směrech od počáteční polohy. V každé nové poloze je vytvořen snímek z obou kamer. Obraz terčíku je deformován díky rozhraní s rozdílnými optickými vlastnostmi (model/pracovní kapalina) a zakřivením od trubky, které díky rozhraní s rozdílnými optickými vlastnostmi zvětšuje optickou deformaci obrazu. Zaznamenané obrazy terčíku jsou následně zpracovány ve vybraném programu (Dantec DynamicStudio, MathL, atd.) a jsou z nich získány transformační matice. Ty jsou následně využity při vyhodnocování naměřených dat. Kalibrační terčík je obrazec s přesně definovanými rozměry. Jako kalibrační obrazec se používá například šachovnicový vzor (černá/bílá), kdy je znám rozměr použitých čtverců nebo mřížka vytvořená pomocí bodů, které mají přesně definované rozteče a průměry bodů. Jedná se o černé body umístěny na bílém pozadí. Právě posuny a deformace těchto bodů jsou zpracovány do transformační matice.

Úspěch kalibrace je závislá na velikosti optické deformace, která deformuje obraz kalibračního terčíku. Pokud je optická deformace velká, není možné detekovat body na kalibračním terčíku, díky čemuž není možné získat transformační matice. Velikost optické

deformace je spojen s rozdílnými optickými vlastnostmi modelu a pracovní kapaliny a s rozměry geometrie. Čím větší je rozdíl v optických vlastnostech (rozdílný index lomu světla), tím vzniká na zakřivení geometrie větší optická deformace. Velké zakřivení na malém rozměru má za následek zvětšení optické deformace. Dalším problémem při kalibraci je umístění terčíku do měřené oblasti a jeho pohyb. Zde záleží na tvaru geometrie a na rozměrech geometrie a také na pracovní kapalině, která může ovlivňovat vzhled kalibračního terčíku. Obecně se dá říci, že hlavně malé rozměry geometrie znesnadňují či znemožňují provést kalibraci stereo PIV, protože jsou spojeny s velkou optickou deformací a znesnadňují pohyb kalibračního terčíku. U rovné trubky se jedná řádově o průměry pohybující se v jednotkách milimetrů. Dalším problémem spojeným s takto malými rozměry je vytvoření kalibračního terčíku.

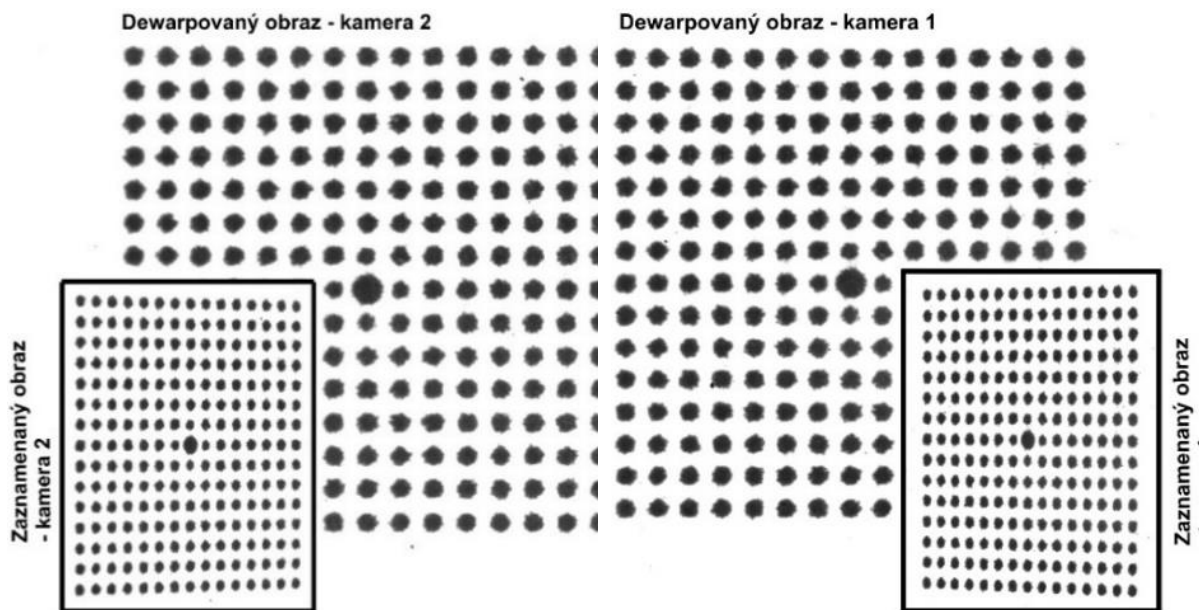
Model cévního přístupu byl navržen a vyroben tak, aby co nejvíce odpovídal reálnému cévnímu přístupu. To například znamená, že byl zachován průměr žíly i průměry jehel. Vnitřní průměr, který simuloval žílu, byl 6 mm a vnitřní průměr jehel byl 1,6 mm. Kalibrace byla v tomto případě provedena pro průměr 6 mm. Jedná se o velice malý průměr, který znemožňuje provést kalibraci standardním způsobem. Problém s optickou deformací je sice odstraněn pomocí pracovní kapaliny, ale díky pracovní kapalině vzniká problém s rizikem znehodnocení kalibračního terčíku, protože obsahuje jodid sodný. Další zásadní problém je, jak zajistit pohyb kalibračního terčíku v takto malém průměru, a to s dostatečnou přesností. V neposlední řadě je zásadní problém ve výrobě kalibračního terčíku pro takto malé rozměry.

Tím, že je index lomu světla modelu a pracovní kapaliny shodný (obraz je bez optických deformací – či zanedbatelnými optickými deformacemi), je možné provést kalibraci stereo PIV jako by se jednalo o vnější proudění. To znamená, že model je nahrazen kalibračním terčíkem (obr. 34.), kterým je pohybováno, a jsou získány snímky kalibračního terčíku ve všech pozicích. Obdobné řešení kalibrace lze najít v článku [75]. Na základě získaných obrazů jsou dopočteny transformační matice, které je možné použít na změřená data. Samotná kalibrace probíhala následovně. Dva lineární posuvy zajišťovaly pohyb ve směru osy „x“ a „z“. Na tyto lineární posuvy byl umístěn držák s kalibračním terčíkem.



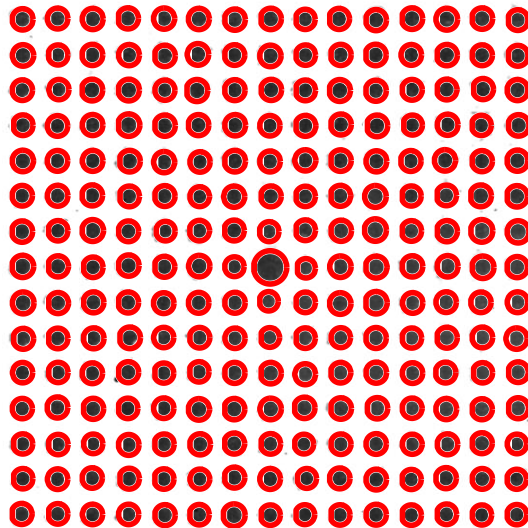
Obr. 34.: Kalibrační terčik použitý v experimentu.

Pozice kalibračního terčiku v ose „y“ byla dána pevně a to tak, aby střed kalibračního terčiku odpovídal pozici osy modelu cévního přístupu. Pomocí lineárních posuvů, byl kalibrační terčik posunut ve směru osy „x“ a „z“. Tímto posunem bylo zajištěno, aby byl kalibrační terčik v průsečíku os objektivů použitých kamer (jedná se též o pozici, kterou prochází laserový list). Tato pozice byla označena jako výchozí pozice ($z=0$ mm) a byla vytvořena první dvojice snímků. Poté bylo kalibračním terčikem posunováno, pomocí lineárního posuvu, ve směru osy „z“. Terčik byl dvakrát posunut o 0,5 mm v kladném směru osy „z“ a dvakrát o 0,5 mm v záporném směru v záporné směru osy „z“. V každé pozici byla vytvořena dvojice snímků kalibračního terčiku. K vytvoření transformačních matic ze snímků kalibračního terčiku byl použit program Dantec DynamicStudio 3.2. Kde byla zvolena v nabídce kalibrace stereo PIV. Zde se v dialogovém oknu vyplnily rozměry kalibračního terčiku. Jako terčik byla použita mřížka bodů, kde centrální bod (určuje střed kalibračního terčiku) má průměr 0,6 mm, čtyři menší body určující směr osy „x“ a „y“ mají průměr 0,3 mm, ostatní body mají průměr 0,45 mm. Rozteč mezi body je 0,75 mm v obou osách. Body jsou černé na bílém pozadí. Celkový počet bodů kalibračního terčiku byl 225 bodů. Po dopočítání transformačních matic je provedena self-kalibrace, která slouží k vylepšení transformačních matic.



Obr. 35.: Nasnímané a transformované obrazy z obou kamer

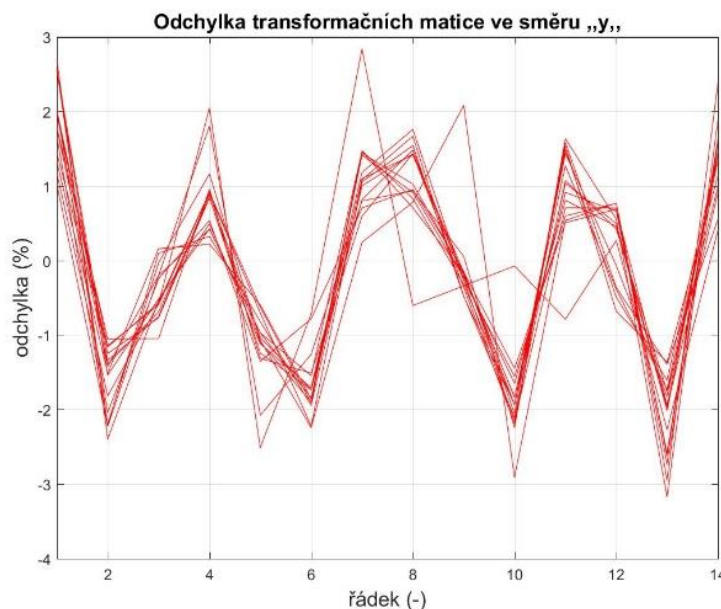
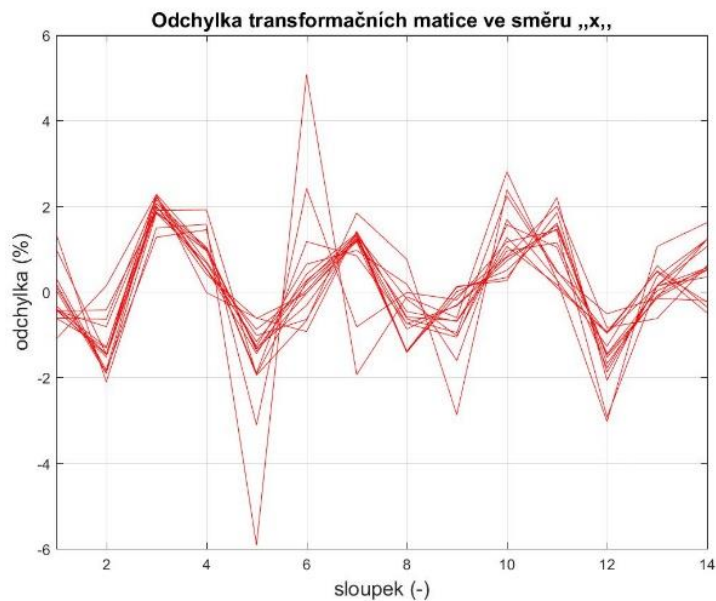
Na obrázku 35. jsou znázorněny snímky kalibračního terčíku z obou kamer a jejich transformovaný obraz. K transformaci obrazu jsou použity transformační matice, které byly získány pomocí kalibrace. Tyto snímky lze použít jako první ukazatele, zda samotná kalibrace proběhla správně [MK3]. Ze zaznamenaných obrazů terčíku je jasně patrné, že dochází k prostorové deformaci vlivem úhlu, pod kterým kamery snímají oblast s kalibračním terčíkem. Právě transformování těchto snímků vede k odstranění prostorové deformace a terčík získá tvar a rozměry, jako při pohledu kolmo na terčík. Úspěšnost transformování snímku, respektive transformačních matic získaných z kalibrace, byla zjištěna pomocí rozdílu vzdáleností („ Δx “) mezi jednotlivými body ve směru osy „ x “. Při správném určení transformačních matic z kalibrace, by měla být tato vzdálenost mezi body naprosto shodná. Naprostá shoda v reálných podmínkách je v podstatě nemožná. Jak už bylo zmíněno, na kvalitu kalibrace má vliv optická deformace terčíku nebo kvalita terčíku. Zvláště u malých rozměrů terčíku je velice složité zajistit, aby jednotlivé kalibrační body byly vytištěny s dostatečnou přesností (např.: průměr, kruhovitost, atd.). Pro určení „ Δx “ bylo nejprve nutné detekovat středy jednotlivých bodů na transformovaném snímku kalibračního terčíku. Středů byly detekovány pomocí programu Matlab. Pro vizualizaci středů byly do obrázku terčíku nakresleny kružnice kolem těchto středů s průměrem odpovídajícím jednotlivým bodům (Obr. 36.).



Obr. 36.: Detekce středů bodů na kalibračním terčíku

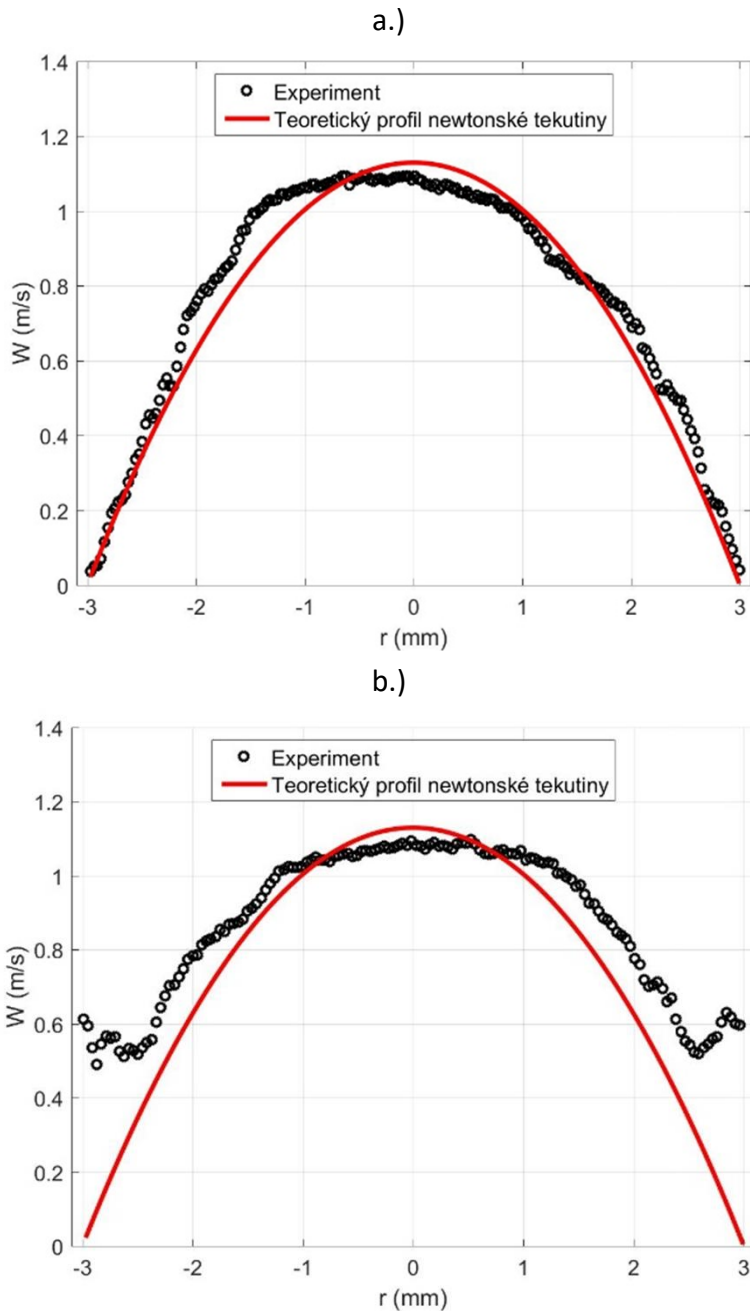
Po určení „ Δx “ byla každá hodnota „ Δx “ podělena teoretickou hodnotou rozdílu vzdálenosti mezi body („ Δx_{teor} “). Z tohoto poměru byla získána procentuální odchylka od teoretické hodnoty „ Δx_{teor} “. Stejným způsobem byla zjištěna procentuální odchylka pro rozteče bodů v ose „ y “.

Procentuální odchylka kalibrace byla spočítána pro všechny body kalibračního terčíku ve směru osy „ x “. Dále byla spočítána procentuální odchylka kalibrace pro všechny body kalibračního terčíku ve směru osy „ y “. Na obrázku 37. jsou znázorněny dva grafy, kde je vidět průběh odchylky kalibrace u jednotlivých bodů ve směru osy „ x “ a „ y “ pro jednotlivé řady bodů ve směru os. Při pohledu na průběh odchylky kalibrace je vidět u obou grafů, že odchylka oscilovala kolem nulové hodnoty. Ve směru osy „ x “ se odchylka pohybovala maximálně do 3%. Výjimku tvoří dva peaky, kde dojde ke zvětšení odchylky. Jedná se však pouze o dva body, které nepředstavují významnou odchylku. Ve směru osy „ x “ se odchylka pohybovala maximálně do 3%. Střední odchylka ve směru osy „ x “ byla 0,1233 %. Střední odchylka ve směru osy „ y “ byla 0,0048 %. Jedná se o velice dobrou shodu rozměrů kalibračního terčíku s teoretickými rozměry.



Obr. 37.: Odchylka kalibrace ve směru osy „x“ a ve směru osy „y“

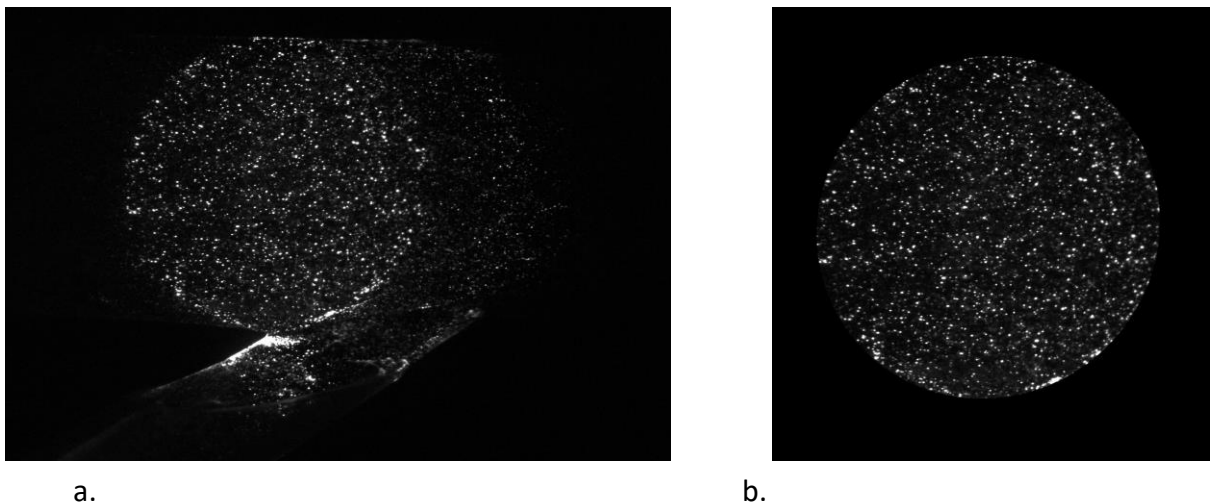
Předchozí zhodnocení správnosti kalibrace bylo prvotním ověřením. Dále byla funkčnost kalibrace testována měření rychlostních polí, a to na rovné části modelu cévního přístupu bez zavedení hemodialyzačních jehel. Průtok modelem byl nastaven na 1065 ml/min. Danému průtoku pak odpovídala hodnota Reynoldsova čísla 1082 (1), jedná se tedy o laminární proudění. Pro ověření kalibrace byly z naměřeného rychlostního pole získány dva rychlostní profily. Jeden rychlostní profil byl získán na svislé ose měřené oblasti („y“) a druhý rychlostní profil byl získán na vodorovné ose měřené oblasti („x“) viz Obr. 38. Tyto rychlostní profily byly porovnány s teoretickým parabolickým profilem, který odpovídal měřenému průtoku.



Obr. 38.: Porovnání naměřených rychlostních profilů a teoretického rychlostního profilu. Graf a.) znázorňuje porovnání rychlostních profilů ve svislém řezu v měřené rovině. Graf b.) znázorňuje porovnání rychlostních profilů ve vodorovném řezu v měřené rovině.

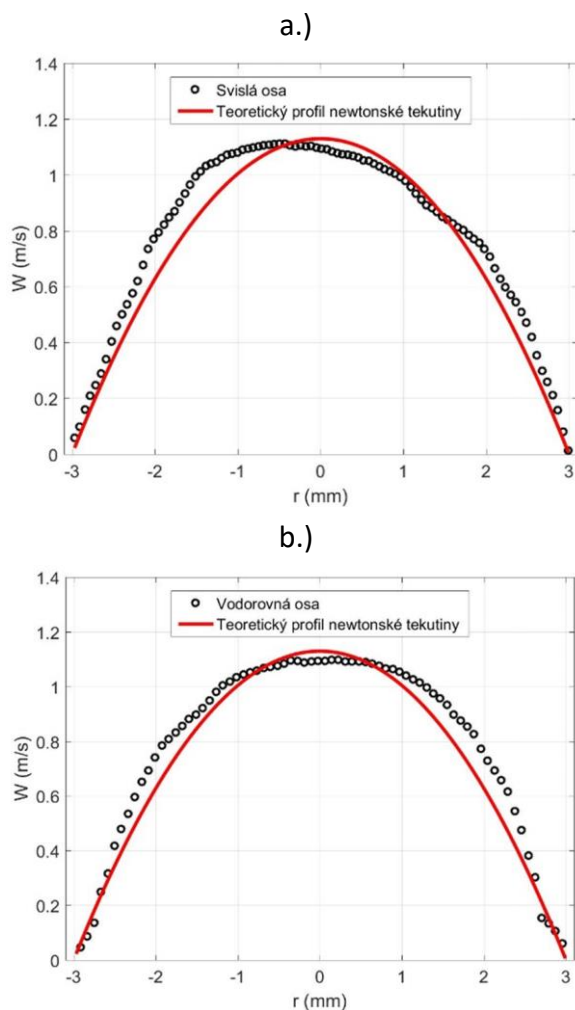
Na obrázku 38. jsou znázorněny dva grafy. Na horním grafu je porovnání naměřeného rychlostního profilu na svislé ose s teoretickým profilem. Zde je velmi dobře vidět, že naměřený rychlostní profil kopíruje teoretický parabolický profil s velmi dobrou přesností. Laminární rychlostní profil je extrémně citlivý i na malé poruchy, jako jsou například poruchy v důsledku tepelné konvekce nebo drobných nesouosostí trubkových segmentů, což vede k asymetrii rychlostního profilu [68]. Na dolním grafu je porovnání naměřeného rychlostního

profilu na vodorovné ose s teoretickým profilem. U tohoto grafu je patrná shoda mezi změřeným rychlostním profilem a teoretickým parabolickým profilem do vzdálenosti 2,4 mm od osy trubky v obou směrech. Dále dochází k nárůstu rychlosti, což je pro tekutinu v trubce nefyzikální chování. Tento jev je způsobem odrazem světla od stěn. Tyto odrazy zachycuje kamera, a to díky tomu, že sleduje měřenou oblast pod úhlem. Na obrázku 39.a je vidět transformovaná fotografie měřené oblasti z jedné kamery, kde je patrné, že v blízkosti stěny ve vodorovném směru je vyhodnocování rychlostních polí ovlivněno odrazem částic, které jsou až za měřenou oblastí. Chyba, která vznikala tímto jevem, byla odstraněna vylepšením vyhodnocovacího procesu. Jednalo se o vytvoření masky, která byla následně aplikována na snímky měřené oblasti. Pomocí masky byl snímáný obraz ořezán tak, že zůstala pouze měřená oblast (Obr. 39.b). Zamaskované snímky byly následně použity pro vyhodnocení. Na obrázku 40. jsou opět znázorněny změřené rychlostní profily pro svislý a vodorovný řez měřenou oblastí, ale které byly získány při vyhodnocení



Obr. 39.: Transformované snímky zamaskované a nezamaskované měřené oblasti.

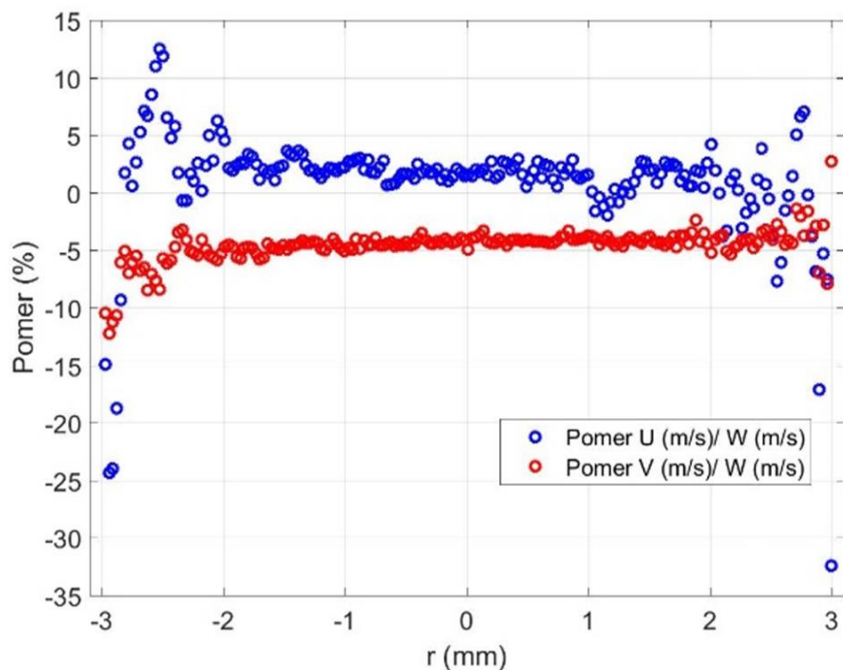
snímků, na které byla aplikována maska. Rychlostní profil na svislé ose zůstává beze změny. U rychlostního profilu na vodorovné ose je jasně vidět změna, která je důsledkem použití masky na naměřené snímky. Díky novému vyhodnocení se ukázalo, že rychlostní profil ve vodorovné ose také velmi dobře kopíruje teoretický profil.



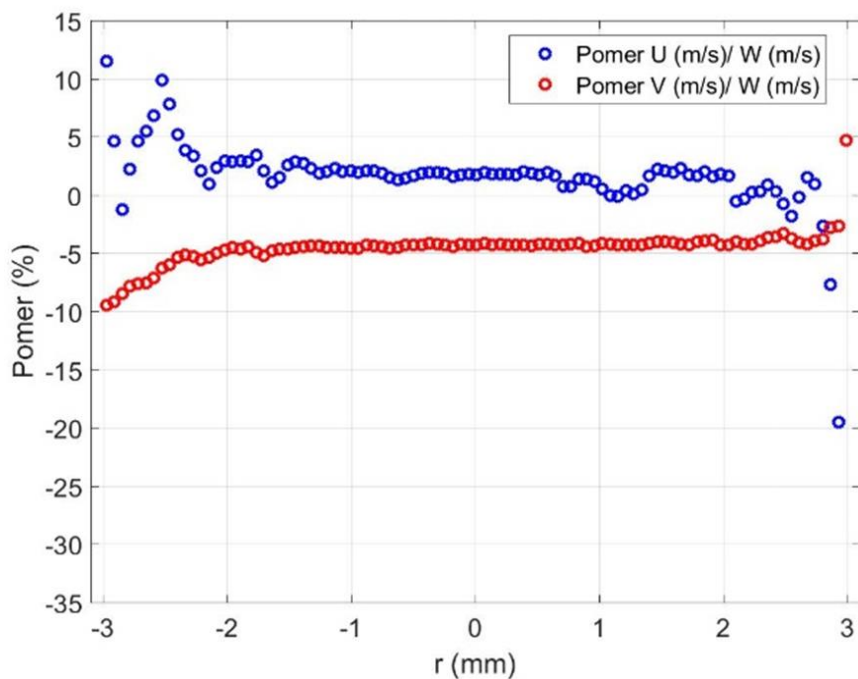
Obr. 40.: Porovnání naměřených rychlostních profilů a teoretického rychlostního profilu. Graf a.) znázorňuje porovnání rychlostních profilů ve svislém řezu v měřené rovině. Graf b.) znázorňuje porovnání rychlostních profilů ve vodorovném řezu v měřené rovině.

Na obrázku 41. jsou grafy porovnání normálových rychlostních profilů „U“ a „V“ pro oba způsoby vyhodnocení. Tyto profily byly vytvořeny ve svislém řezu měřenou rovinou. Porovnání je provedeno pomocí procentuálního poměru mezi normálovým rychlostním profilem a rychlostním profilem „W“. Díky tomu je získána procentuální chyba, která vzniká při měření. Tento poměr je vytvořen pro obě normálové rychlosti. Z levého grafu (Obr. 41.a), který odpovídá vyhodnocení naměřených dat bez masky, je jasně vidět, že pro obě normálové rychlosti byla odchylka měření konstantní a v blízkosti stěn docházelo k nárůstu odchylky. Pro normálovou rychlost „U“ byla průměrná odchylka 1,7356 %. Pro normálovou rychlost „V“ byla pak průměrná odchylka -4,3558 %. Na pravém grafu (Obr. 41.b), který odpovídá vyhodnocení se zamaskovanými daty, je vidět shodný průběh jako u původního vyhodnocení. Průměrná odchylka normálové rychlosti „U“ byla 1,7968 % a pro normálovou rychlost „V“ byla 4,3209 %. Odchylky jsou spojeny s kalibračním terčičkem, kde i drobný odklon kalibračního terčičku od laserového listu má za následek vznik odchylky v měření [68], [36].

a.)



b.)

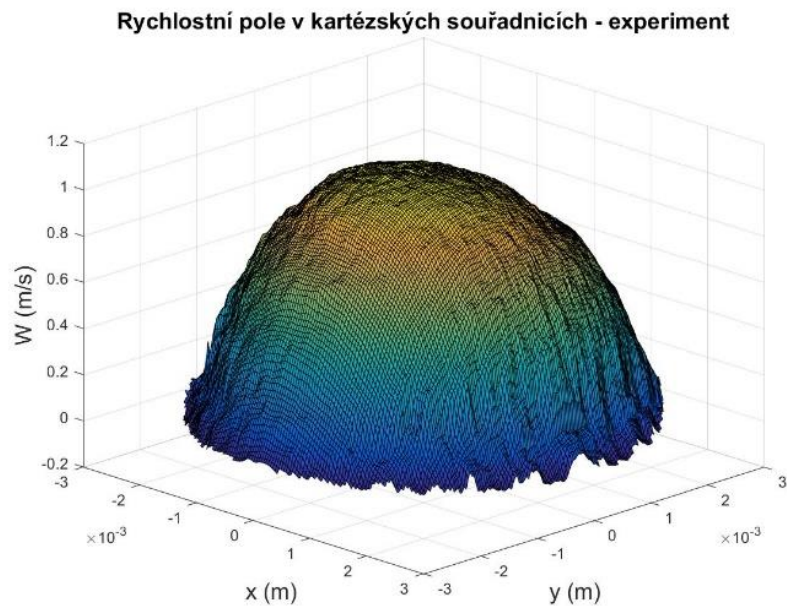


Obr. 41.: Porovnání normálových rychlostních profilů „U,, a „V,,.

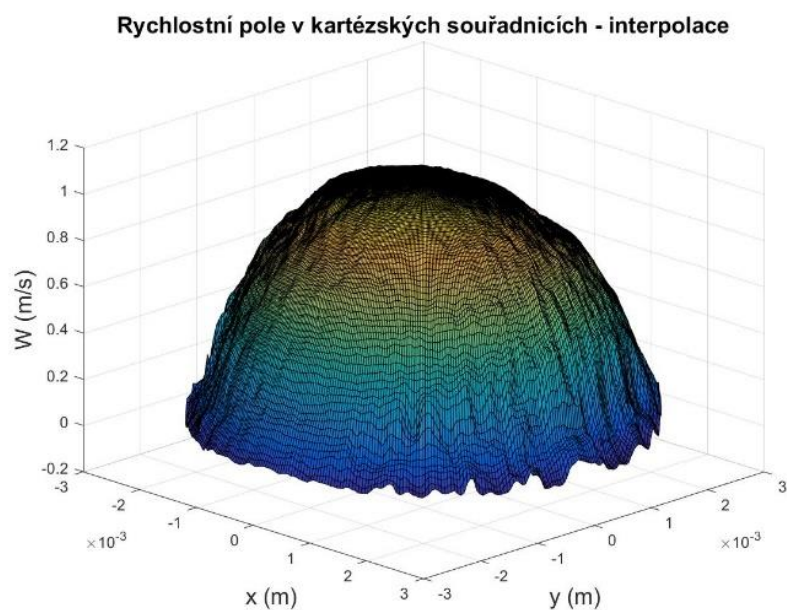
Z porovnání vyplývá, že v osovém směru modelu (ve směru osy „z“) bylo dosaženo velice dobré shody s teorií. U normálových rychlostí byla dosažena pro jednu rychlost odchylka 1,7968 % a pro druhou rychlost odchylka 4,3209 %. Na základě rozměrů modelu, které jsou pro měření stereo PIV limitní, jde o velice dobré výsledky. Z ověřovacího měření vyplývá, že

zvolená metodika kalibrace byla správná a bylo možné použít z ní získané transformační matice pro vyhodnocení naměřených dat.

a.)



b.)



Obr. 42.: Srovnání experimentálního a interpolovaného rychlostního pole v kartézských souřadnicích.

Dále bylo získáno rychlostní pole v trubce, které bylo převedeno do polárních souřadnic. Původní rychlostní pole bylo převzorkováno a jako souřadnice polohy rychlosti byl použit poloměr „r“ a natočení o úhel „ θ “. Poloměr byl v rozmezí od 0 mm do 3 mm. Úhel byl v rozmezí

od 0 do $\pm\pi$. Hodnoty rychlosti v jednotlivých nově definovaných bodech byly interpolovány z naměřeného rychlostního pole pomocí lineární interpolace. Pro porovnání je na obrázku 42. znázorněno rychlostní pole z experimentu (obr. 42.a.) a interpolované rychlostní pole v kartézských souřadnicích (obr. 42.b.)). Interpolované rychlostní pole bylo kvůli lepšímu porovnání s experimentálním rychlostním polem převedeno do kartézských souřadnic. Z grafů je vidět, že interpolované rychlostní pole dobře kopíruje tvar a velikost rychlostního pole z experimentu. Výhoda převzorkování rychlostního pole do polárních souřadnic spočívá v získání informace o rychlostech na zvolených poloměrech.

Výhodou při použití polárních souřadnic je zjednodušení při vyhodnocování smykových napětí v jednotlivých řezech trubky. Při výpočtu tečného napětí na stěně v kartézských souřadnicích je nutné vypočítat nejprve tečné napětí, kde je rychlost závislá na „x,, ose

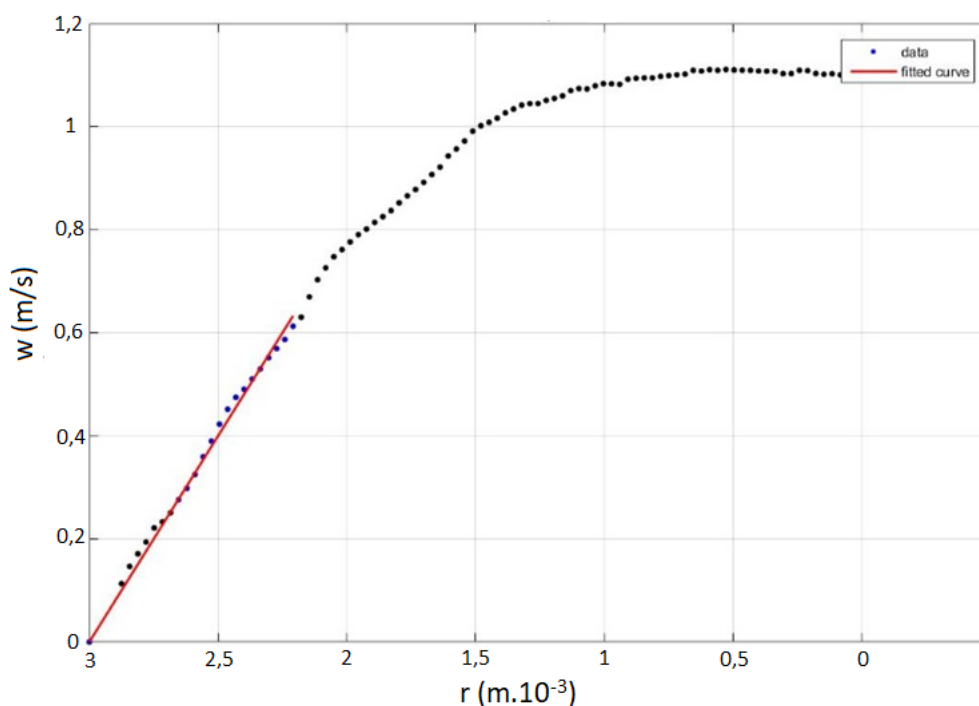
$$\tau_{wx} = \mu \cdot \frac{\sigma W}{\sigma x} \quad (8)$$

$$\tau_{wy} = \mu \cdot \frac{\sigma W}{\sigma y} \quad (9)$$

(rovnice 8.) a následně vypočítat tečné napětí, u kterého je rychlost závislá na ose „y,,(rovnice 9.). Z takto vypočítaných tečných napětí by se vypočítalo výsledné tečné napětí v daném místě trubky. Tento způsob výpočtu tečného napětí na stěně je velmi nepraktický a těžkopádný. Při použití polárních souřadnic lze dopočítat přímo hodnotu tečného napětí ve vybraném místě trubky, a to dle rovnice (10). Zde je rychlost závislá na poloměru „r,,. Výpočet tečného napětí v polárních souřadnicích je snadný a praktický.

$$\tau = \mu \cdot \frac{\sigma W}{\sigma r} \quad (10)$$

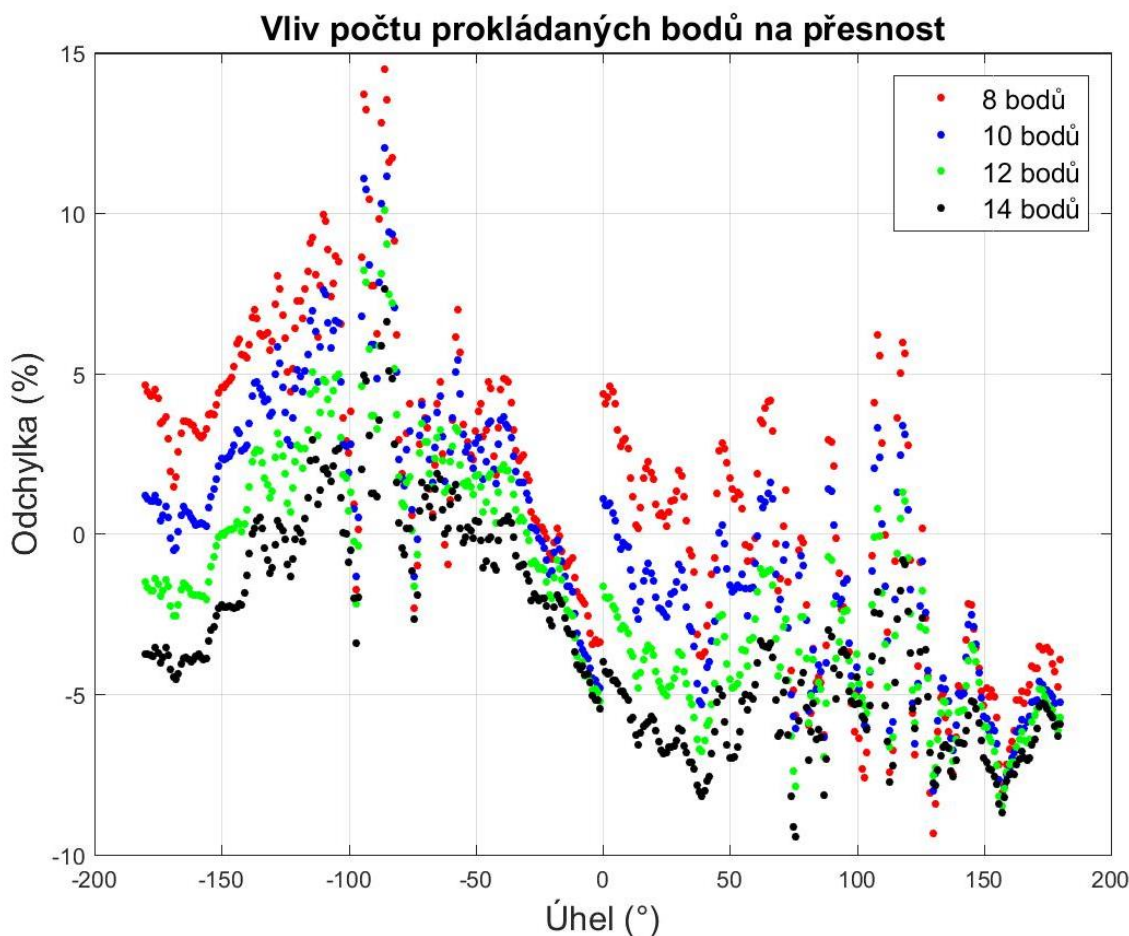
Samotný výpočet tečného napětí na stěně probíhá následovně. Z interpolovaného rychlostního pole jsou získány rychlostní profily. Tyto profily jsou použity pro výpočet tečného napětí na stěně. Vypočtené tečné napětí z experimentálních dat je porovnáno s vypočtenou teoretickou hodnotou tečného napětí pro parabolický rychlostní profil. Aby bylo možné dopočítat smykové napětí z experimentálně změřeného interpolovaného rychlostního profilu, bylo nejprve nutné proložit body rychlostního profilu v blízkosti stěny matematickou funkcí. To bylo nutné provést, protože v blízkosti stěny není metoda PIV dostatečně přesná, aby se z ní dalo vyhodnotit smykové napětí. Proto bylo z rychlostního profilu odstraněno několik bodů v blízkosti stěny a na poloměru rovnému 3 mm byla nastavena nulová rychlost. Následně je vybraná část rychlostního profilu proložena matematickou funkcí.



Obr. 43.: Proložení rychlostního profilu lineární funkcí.

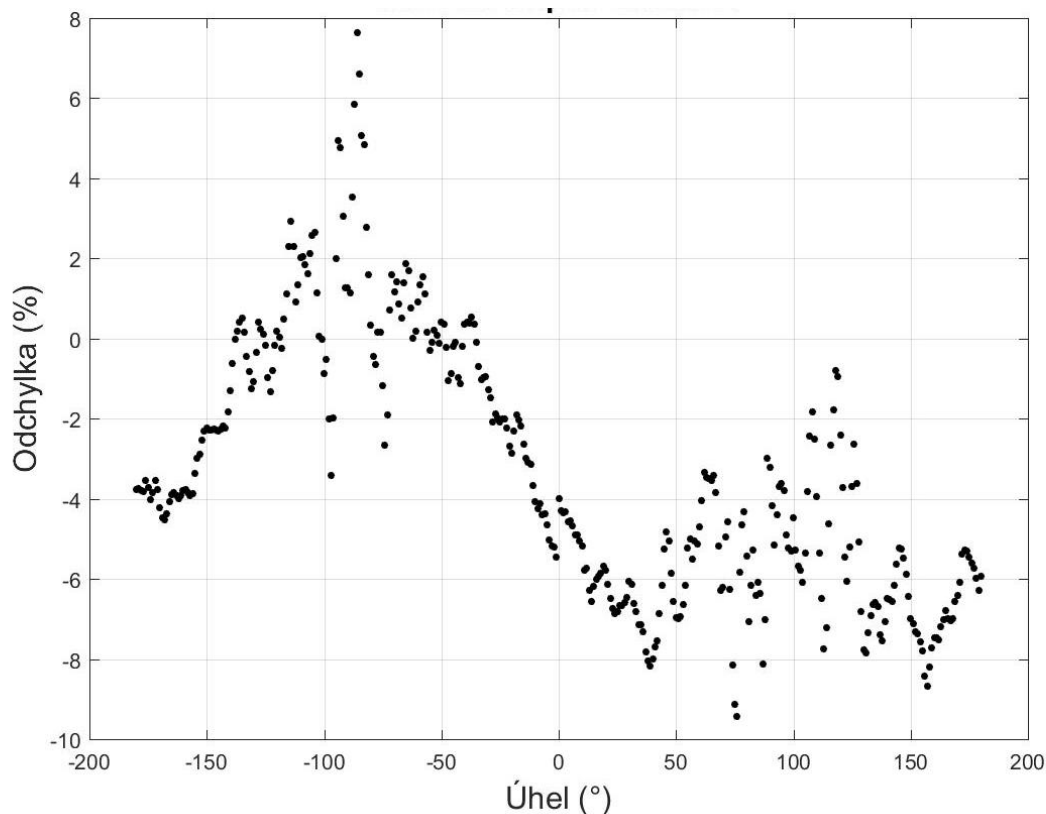
Pro proložení byla vybrána lineární funkce. Proložení rychlostního profilu lineární funkcí je znázorněno v grafu na obrázku 43. Červená čára odpovídá lineární funkci. Modré body byly vybrány jako vstupní data pro proložení lineární funkcí. Z této funkce byl získán rychlostní gradient, který byl použit k výpočtu tečného napětí dle rovnice (10). Teoretické tečné napětí bylo dopočítáno dle vzorce (10), kde rychlostní gradient byl získán z rovnice paraboly (11) teoretického rychlostního profilu. Jak se při výpočtu tečného napětí ukázalo, tak počet bodů použitých pro proložení funkcí zásadně ovlivňoval přesnost výpočtu. Vliv počtu těchto bodů na odchylku výpočtu tečného napětí je znázorněno v grafu na obrázku 44. Na ose „y“ je vyneseno procentuální rozdíly mezi vypočteným tečným napětím na stěně a teoretickým tečným napětím. Na ose „x“ je pak úhel, ve kterém bylo dopočítáno tečné napětí. Z grafu je jasně patrné, že s rostoucím počtem prokládaných bodů roste i přesnost výpočtu.

$$v_{teor} = -v_{max_teor} \cdot \left(1 - \frac{r^2}{R^2}\right) \quad (11)$$



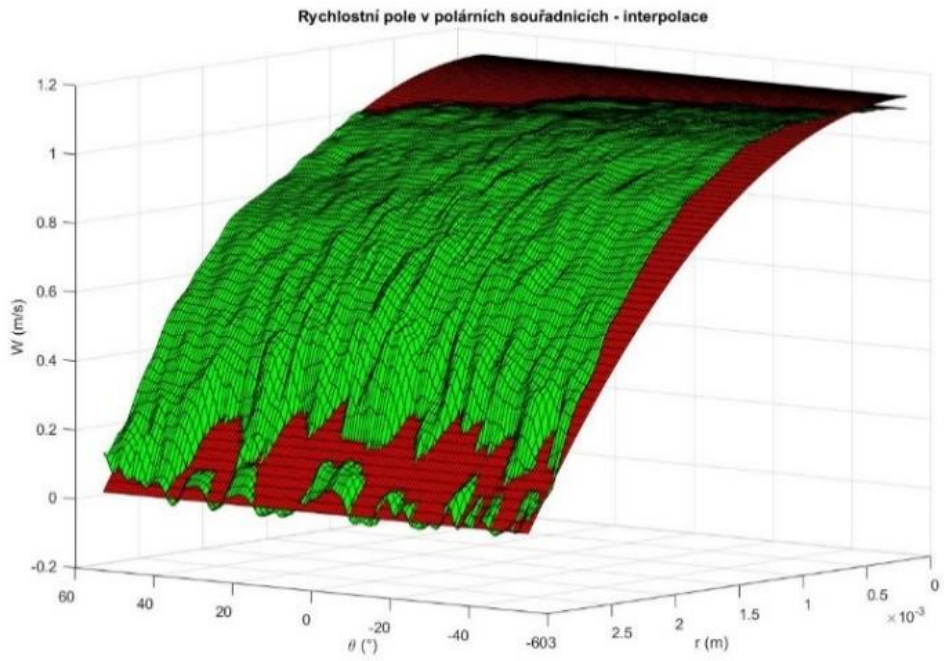
Obr. 44.: Vliv počtu bodů na přesnost.

Na obrázku 45. je pak graf znázorňující odchylku výpočtu tečného napětí na stěně při použití 14 bodů pro proložení lineární funkcí. Z rozdílu mezi vypočteným a teoretickým tečným napětím je vidět, že se odchylka pohybuje pod 10 %. Blíže k úhlu 0° se odchylka zvětšuje a pohybuje se od 1 % do 8 %. Je patrné, že tento trend je symetrický. Tato odchylka od teoretické hodnoty tečného napětí není způsobena nepřesností měření či špatným proložením vybraných bodů lineární funkcí. Odchylka je spojena s asymetrií naměřeného laminárního rychlostního profilu, kdy tato asymetrie vede k větším rychlostním gradientům a tím i k většímu smykovému napětí na stěně. Na obrázku 46. je vyobrazena výseč rychlostního pole získané z experimentu a rychlostní teoretické pole získané z laminárního rychlostního profilu. Červená plocha odpovídá teoretickým hodnotám rychlostí, zelená plocha pak naměřeným rychlostem. Z obrázku je vidět, že díky posunu rychlostního pole ke stěně, dojde ke zvětšení

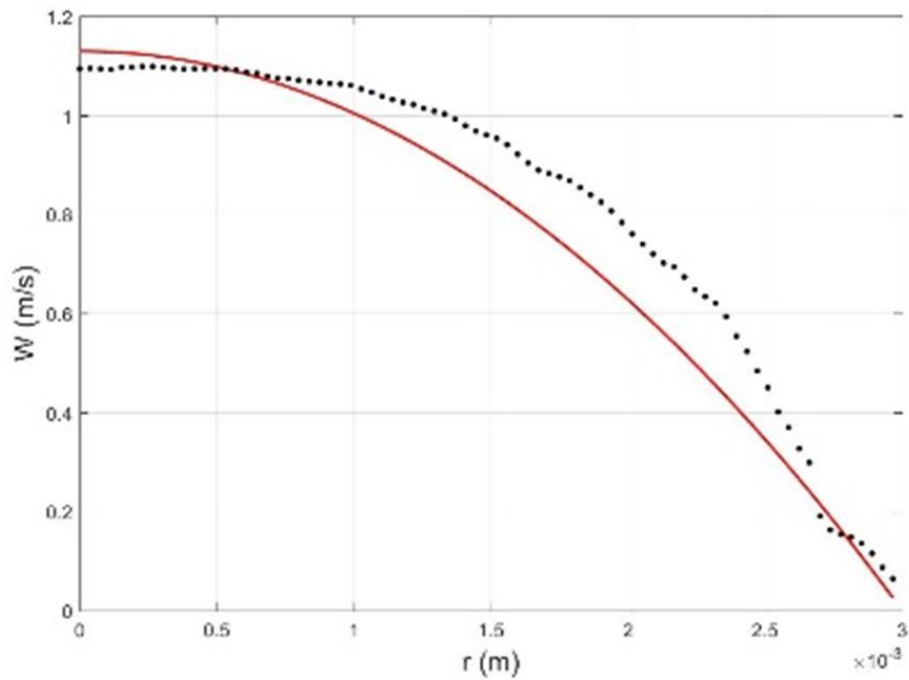


Obr. 45.: Odchylka vypočtených hodnot tečného napětí na stěně od teoretické hodnoty tečného napětí na stěně.

rychlostního gradientu a tím i ke vzniku většího tečného napětí na stěně. Lépe je tento jev vidět na vybraném rychlostním profilu z dané úhlové výseče, který je na obrázku 46. Nejedná se tedy o chybu měření, ale odchylku, která je způsobená extrémní citlivostí laminárního proudění i na malé poruchy v proudění. Na základě tohoto porovnání tečného napětí spočítaného z experimentálně změřených hodnot a z teoretického laminárního rychlostního profilu lze říci, že se odchylka pohybuje okolo 5 %, kdy blíže ke krajům trubky ve směru osy „x“ dochází k nepřesnostem v měření, což vede ke zvětšení odchylky. Ta se však pohybuje pod hodnotou 10 %. Jedná se o uspokojivé hodnoty, které potvrzují, že je možné na základě tohoto experimentu dopočítávat tečné napětí na stěně. Pro samotné vyhodnocování ovlivnění žilní stěny se předpokládá jako klíčová oblast prostor nad návratovou jehlou, kde je přesnost výpočtu velice dobrá.



Obr. 46.: Porovnání experimentálního a teoretického rychlostního pole v polárních souřadnicích.



Obr. 47.: Vybrané rychlostní profily z výseče.

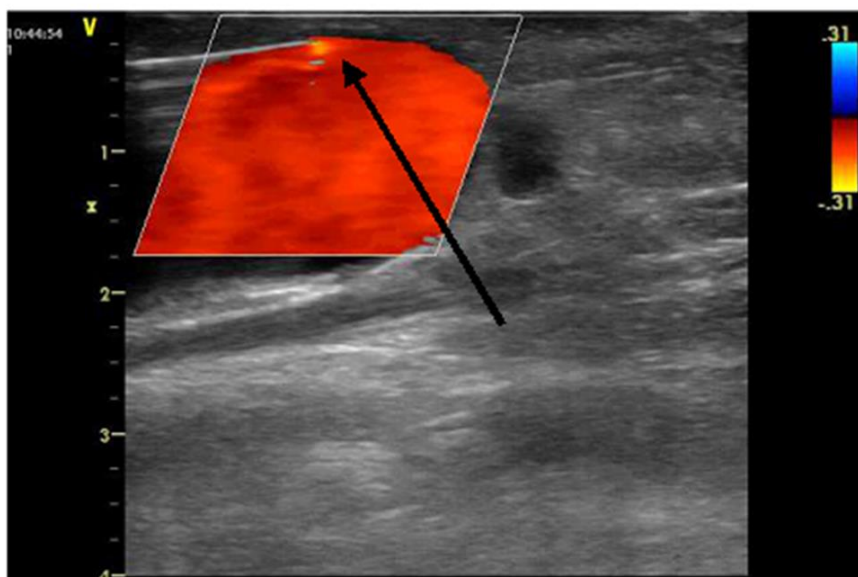
Z experimentálních dat bylo dopočítáno tečné napětí vyvolané od rychlosti „W“ ve směru osy „z“. Jednak se jedná o rychlost ve směru proudění, a tudíž se očekává, že změny tečného napětí na stěně v tomto směru budou mít řídicí vliv na chování žilní stěny. Experimentální data, díky povaze metody stereo PIV, neumožňují dopočítat tečné napětí od rychlostí v ostatních směrech. Z stereo PIV získáme informaci o všech složkách rychlosti, ale ne o jejich průběhu v ose „z“.

6. Výsledky

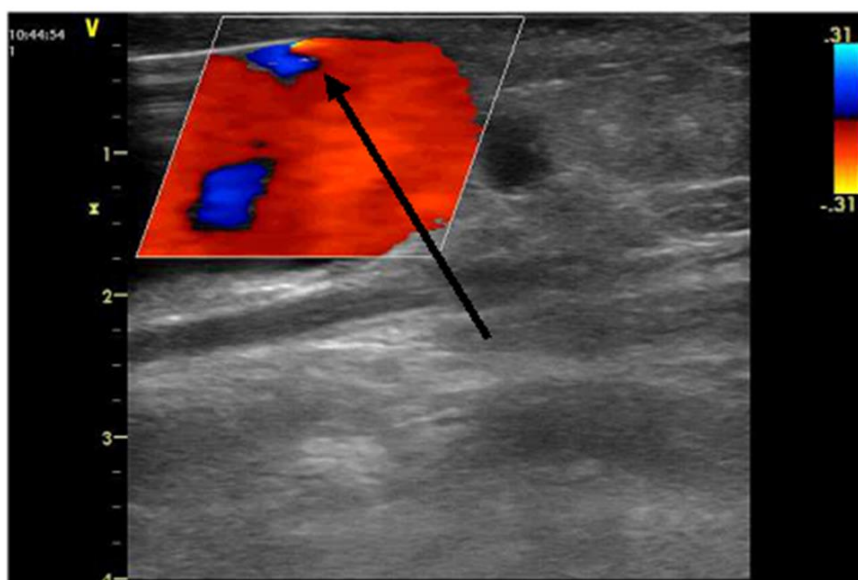
V této kapitole jsou uvedeny výsledky z experimentů in vivo a in vitro, které byly publikovány v práci [MK1]. In vivo experiment byl použit k potvrzení existence zpětného proudění odběrovou jehlou během hemodialýzy. Tento experiment byl proveden na 1. lékařské fakultě University Karlovy panem profesorem MUDr. J. Malíkem.

6.1. Kontrola existence pulzu peristaltického čerpadla in vivo experimentem

Během hemodialýzy bylo provedeno in vivo měření v oblasti cévního přístupu, které mělo za cíl změřit rychlostní pole během pulzu peristaltického čerpadla. Na obrázku 48 jsou znázorněna rychlostní pole získaná pomocí dopplerovského ultrazvuku v oblasti arteriální (odběrové) jehly. Na obrázku 48.a. je patrná světlejší oblast než v okolí. Oblast je vyznačena šipkou a nachází se na špičce arteriální jehly. Tato oblast indikuje sání krve z cévního přístupu arteriální jehlou. Na obrázku 48.b. je patrný obrácený tok uvnitř cévního přístupu u arteriální jehly, a to v důsledku působení peristaltického čerpadla. Jedná se o oblasti, které mají modrou barvu. Práce peristaltického čerpadla má za následek návrat části odebrané krve zpět do cévního přístupu.



a.)

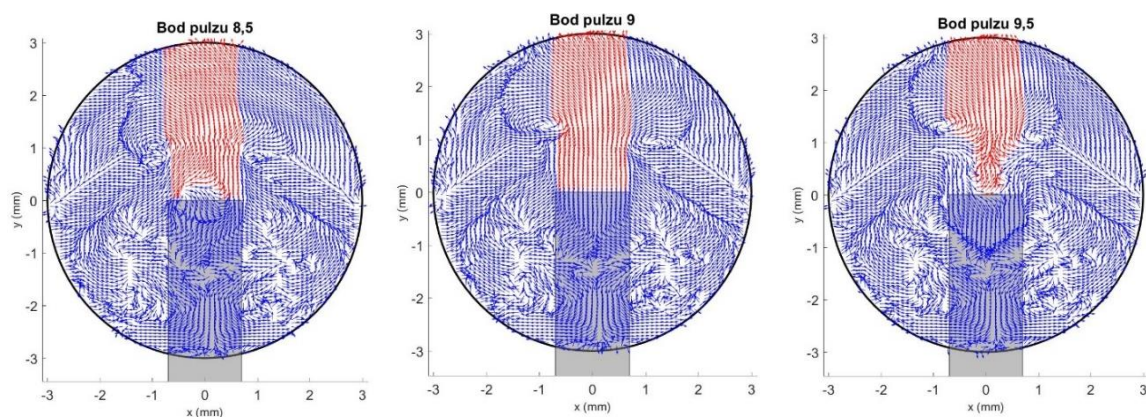


b.)

Obr. 48.: Rychlostní pole získaná pomocí dopplerovského ultrazvuku v oblasti arteriální (odběrové) jehly během hemodialýzy.

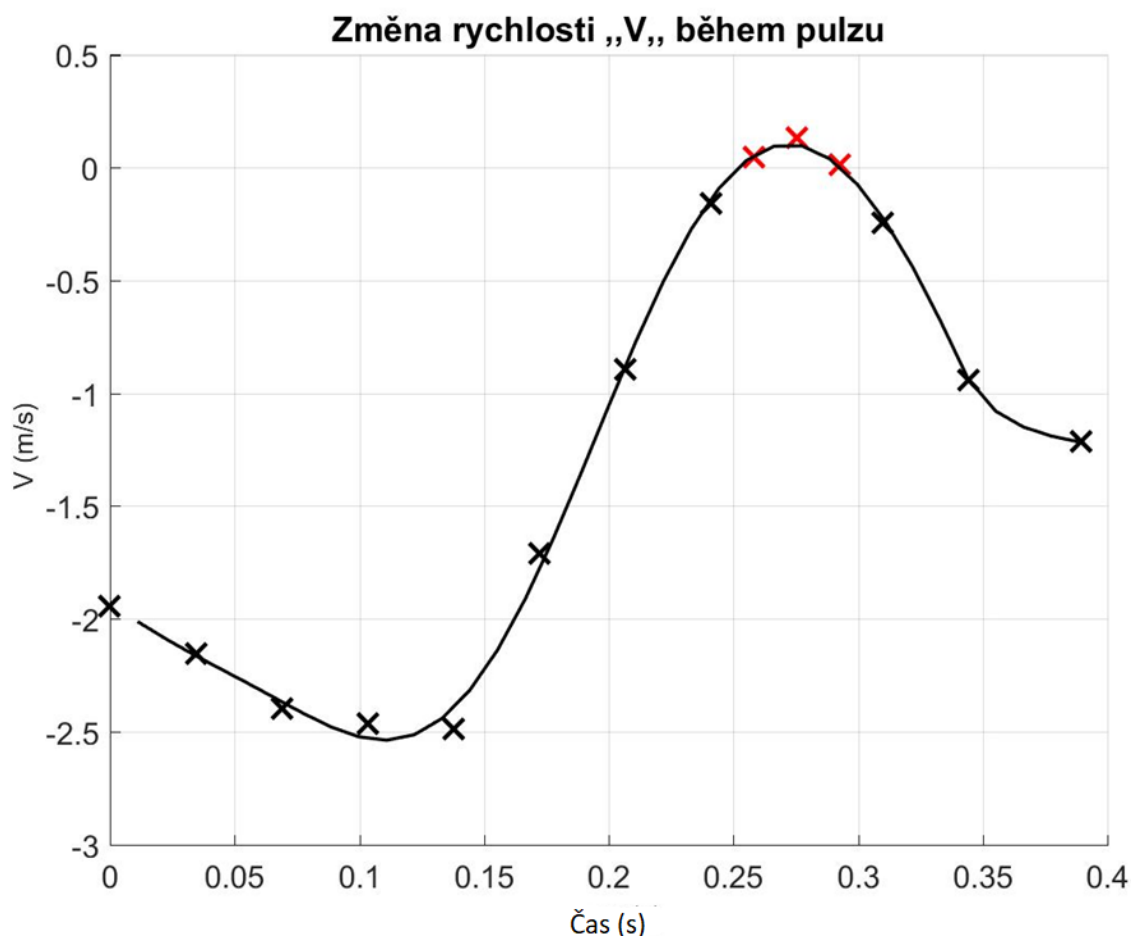
6.2. Kontrola zpětného proudění během pulzu

Dalším krokem v experimentálním měření bylo změřit proudové pole nad jehlou a tím ověřit, zda se zpětné proudění vyskytuje i mimo vedení tekutiny exopolárním oběhem. Také toto měření sloužilo jako další potvrzení zpětného proudění během pulzu vytvářeného peristaltickým čerpadlem. Pro ověření zpětného proudění byl v hlavním okruhu nastaven nulový průtok. Průtok jehlami byl nastaven na 200 ml/min. Měření bylo provedeno nad středem jehly, a to pro vybranou sekvenci zpoždění (delay), která zajistila proměření proudových polí během celého pulzu.



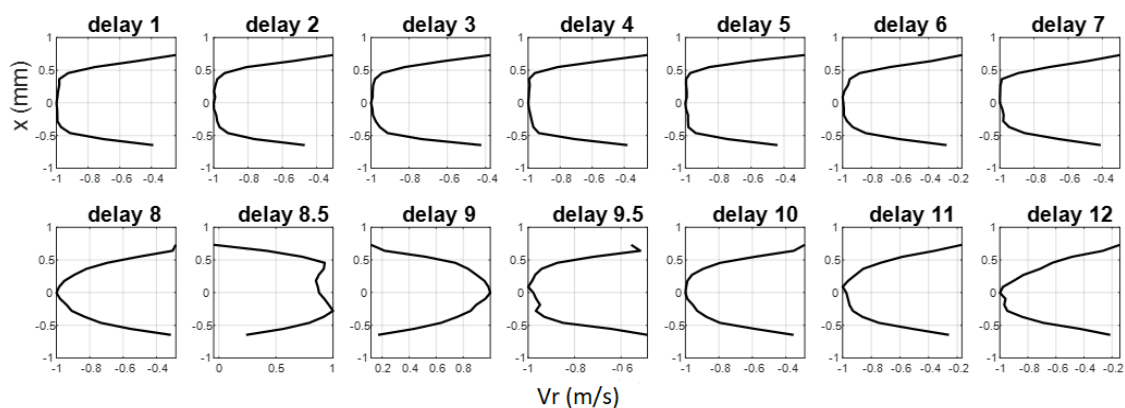
Obr. 49.: Vektorová pole rychlosti, kde bylo zaznamenáno zpětné proudění.

Na obrázku 49. jsou znázorněny vektorová pole rychlosti pro nastavená zpoždění, u kterých bylo zaznamenáno zpětné proudění z jehly. Červeně jsou zvýrazněny vektory zpětného proudu. Naměřená vektorová pole rychlosti jasně potvrdily, že zpětné proudění má potenciál ovlivňovat hlavní proud v žíle, a tím přispět k lokálním změnám smykového napětí na stěně, které může být spouštěčem re-modelace žilní stěny. Na obrázku 50. je graf změny rychlosti během pulzu. Červeně vyznačené body odpovídají zpětnému proudění z jehly.



Obr. 50.: Změna rychlosti „V,, během pulzu.

Z těchto naměřených dat byl dále vyhodnocen vývoj rychlostního profilu v jehle. Vývoj rychlostního profilu je vidět na obrázku 51., kdy každý rychlostní profil odpovídá jednomu nastavenému zpoždění. Jedná se o jednotkové rychlostní profily. Z profilu je vidět, že ve chvíli, kdy začne docházet k nasávání tekutiny jehlou, má rychlostní profil pístový tvar. Ten se postupně vyvíjí do parabolického rychlostního profilu. Tento vývoj lze pozorovat od bodu 1 až do bodu 8. V následujícím bodu už je vidět změna směru toku tekutiny. Tvar rychlostního profilu v tomto bodě odpovídá rychlostnímu profilu, který se vyvíjí po změně směru proudění tekutiny. U bodu devět je plně vyvinuté zpětné proudění. Následně dochází opět k nasávání tekutiny. Zde jsou vidět parabolické profily, ty vznikají těsně před zavřením hadice, kdy už je objem, který váleček vytlačuje z hadice, zanedbatelný a začne být řídicím faktorem pohyb válečku vpřed. Rychlosti sání v těchto bodech jsou minimální. Ve chvíli uzavření hadice se díky pohybu válečku vpřed vytvoří pístový rychlostní profil a celý děj se opakuje.



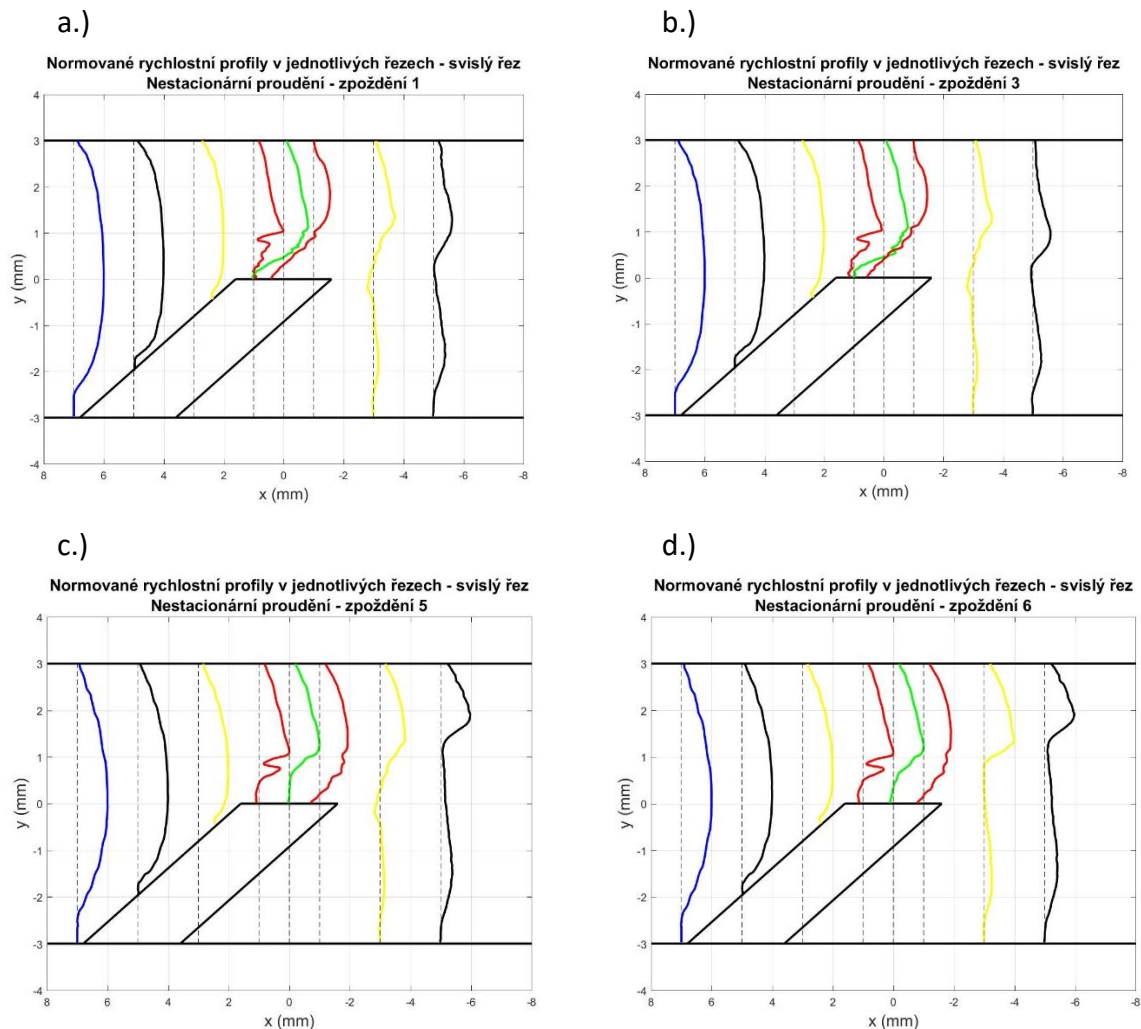
Obr. 51.: Vývoj rychlostního profilu v jehle.

6.3. Nestacionární proudění

Pro stanovení ovlivnění žilní stěny byl zvolen režim, kdy v hlavní žíle byl nastaven průtok 600 ml/min, který odpovídá průtoku v cévním přístupu bez zdravotních komplikací pacienta. To znamená, že pacient nemá například v oblastech vaskulárního systému spojených s cévním přístupem žádné defekty (stenózy, aneurysma, atd.), které by ovlivňovaly proudění v cévním přístupu. Odběr a návrat krve z a do cévního přístupu byl nastaven na střední průtok 200 ml/min s pulzním charakterem proudění, což je v rozmezí průtoků excorpórním oběhem. Následně byl nastaven stacionární průtok excorpórním oběhem, který byl 200 ml/min. Takovéto nastavení umožňuje posoudit ovlivnění proudových polí, žilní stěny a krve v důsledku práce peristaltického čerpadla v oblasti odběrové jehly. Pro posouzení ovlivnění proudění bylo z naměřených dat získáno několik proudových polí a rychlostních profilů v jednotlivých měřených řezech, tečné napětí v proudu tekutiny a tečné napětí na stěně.

Na obrázku 52. a.) až d.) jsou znázorněny rychlostní profily ve svislém řezu v jednotlivých měřených rovinách pro body pulzu 1, 3, 5 a 6. Tyto body pulzu byly vybrány především proto, že velmi dobře ukazují vývoj rychlostních profilů během pulzu peristaltického čerpadla. Rychlostní profily jsou normované maximální rychlostí dosažené v jednotlivých řezech. Barvy jednotlivých rychlostních profilů pak odpovídají pozicím rovin, ve kterých bylo provedeno měření (viz Obr. 32.). Ze všech zpoždění je velmi dobře vidět parabolický profil před jehlou (pozice -7 mm od jehly – modrá barva), který je částečně zmenšen u dolní části žíly, kde do trubky vstupuje jehla. V blízkosti jehly nedochází k proudění ve směru osy „z“. V rovině na pozici -5 mm (černá) a -3 mm (černá) před středem jehly je stále parabolický rychlostní profil, který je zmenšen vlivem jehly. Na obrázku 52. a.) a b.) pro pozici -1 mm, 0 a 1 mm za středem jehly je na rychlostních profilech patrné, že dochází k nasávání tekutiny odběrovou jehlou. Na pozici c.) a d.) je vidět, že nasávání tekutiny jehlou se zastavilo (není patrné). To bylo způsobeno tím, že v těchto bodech pulzu se tekutina vrací zpět do trubky (žíly). U všech bodů pulzu je vidět, že za jehlou byl úplav. Také je možné pozorovat, že ve chvílích, kdy jehla

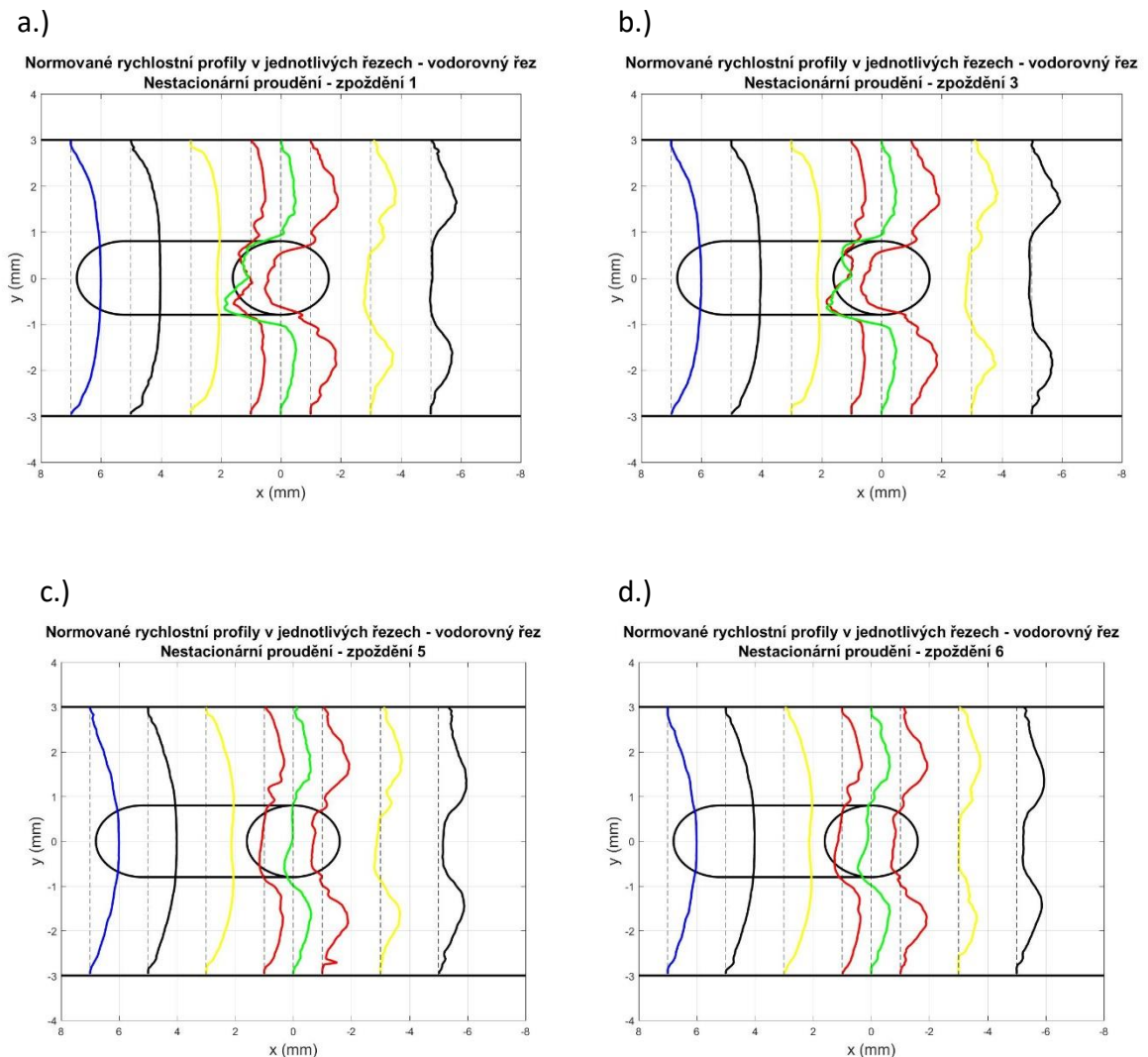
nasávala tekutinu, byla rychlost proudění za jehlou v blízkosti horní části žíly velice nízká. U bodů pulzu, kdy jehla vracela tekutinu zpět do žíly, je vidět nárůst rychlosti v oblastech za jehlou, a to opět v horní části žíly.



Obr. 52.: Rychlostní profily v jednotlivých měřených polohách ve svislém řezu měřenou rovinou.

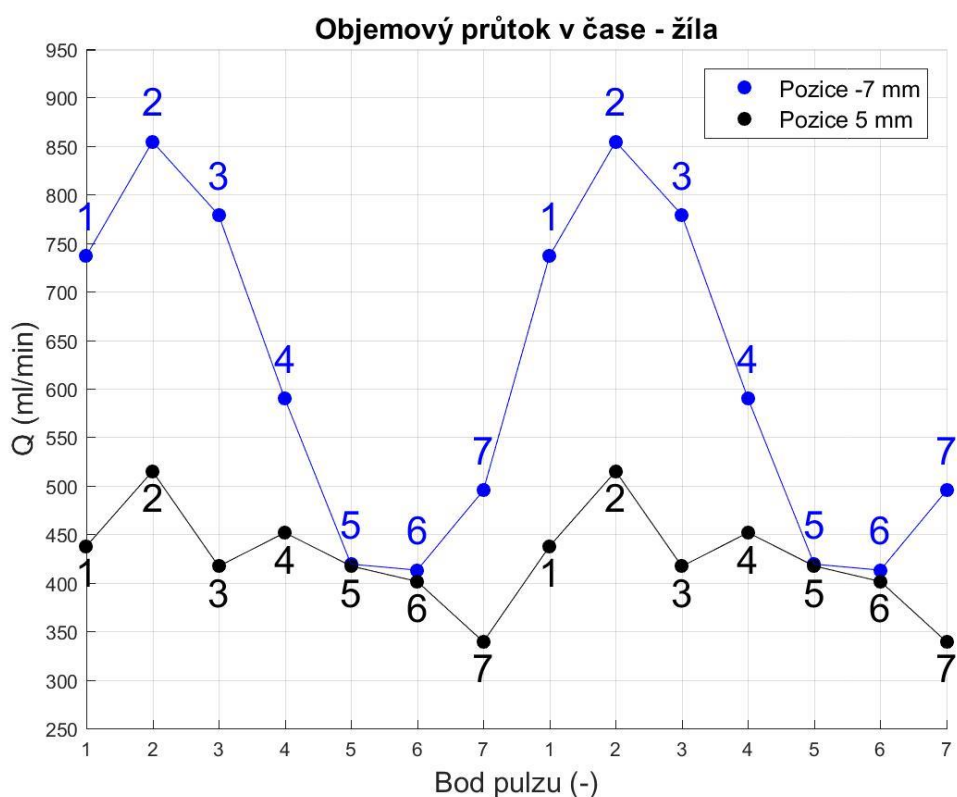
Na obrázku 53. a.) až d.) jsou znázorněny rychlostní profily ve vodorovném řezu v jednotlivých měřených rovinách pro body pulzu 1, 3, 5 a 6. Body byly vybrány na základě stejných parametrů jako u předchozího obrázku, včetně barevného provedení rychlostních profilů. Rychlostní profily jsou normované maximální rychlostí dosažené v jednotlivých řezech. Ve všech vyobrazených bodech pulzu je opět vidět, že před jehlou jsou parabolické profily. V oblastech nad jehlou je jasná deformace rychlostního profilu, která je způsobena pulzním prouděním v jehle. Na obr. 53 a.) a b.) je také vidět nasávání tekutiny nad jehlou. Po stranách

jehly je jasně patrné, jak tekutina obtéká kolem jehly. U c.) a d.) je vidět, že jehla v podstatě nesaje. Profily nad jehlami zůstávají zdeformovány. Při pohledu na rychlostní profily v místech, kde dochází k obtékání jehly, je vidět, že se rychlostní profily prakticky nezměnily. Nárůst rychlosti vlivem toho, že odběrová jehla nenasává tekutinu, se projeví pouze nárůstem rychlosti v oblasti nad jehlou. To je dáno tím, že tekutina může během těchto bodů pulzu proudit i nad jehlou, a nejen kolem ní. U všech bodů pulzu je vidět za jehlou úplav způsobený obtékáním jehly. Z grafů lze pozorovat, jak se šířka úplavu mění v závislosti na bodu pulzu. Šířka úplavu je největší, právě když jehla nasává tekutinu. Ve chvíli, kdy jehla vrací tekutinu zpět, se šířka úplavu zmenšuje. Z porovnání s úplavem ve svislém řezu trubkou vyplývá, že úplav během pulzu peristaltického čerpadla mění svojí šířku, ale jeho výška zůstává zachována.



Obr. 53.: Rychlostní profily v jednotlivých měřených polohách ve vodorovném řezu měřenou rovinou.

Z rychlostních profilů je jasné, že vliv pulzního proudění v jehle, způsobené peristaltickým čerpadlem, způsobuje pulzace i v samotné žíle, což vede k ovlivnění tečného napětí na stěně žíly. Oblast úplavu za jehlou je další rizikovou oblastí, protože v této oblasti krev stagnuje. To může vést k tomu, že z krve budou přecházet do žilní stěny látky, které mohou podpořit nemoci spjaté s cévním řečištěm. V této oblasti se dá očekávat, že krev začne vykazovat neneutonské chování, přestože se průměr žíly pohybuje vysoko nad hranicí, kdy se krev chová neneutonsky. Vlivem nízkých smykových rychlostí v této oblasti úplavu může dojít ke shlukování červených krvinek, které jsou spojeny s viskoelastickým chováním tekutiny. Tato změna v chování by mohla ovlivnit proudění okolo návratové jehly.

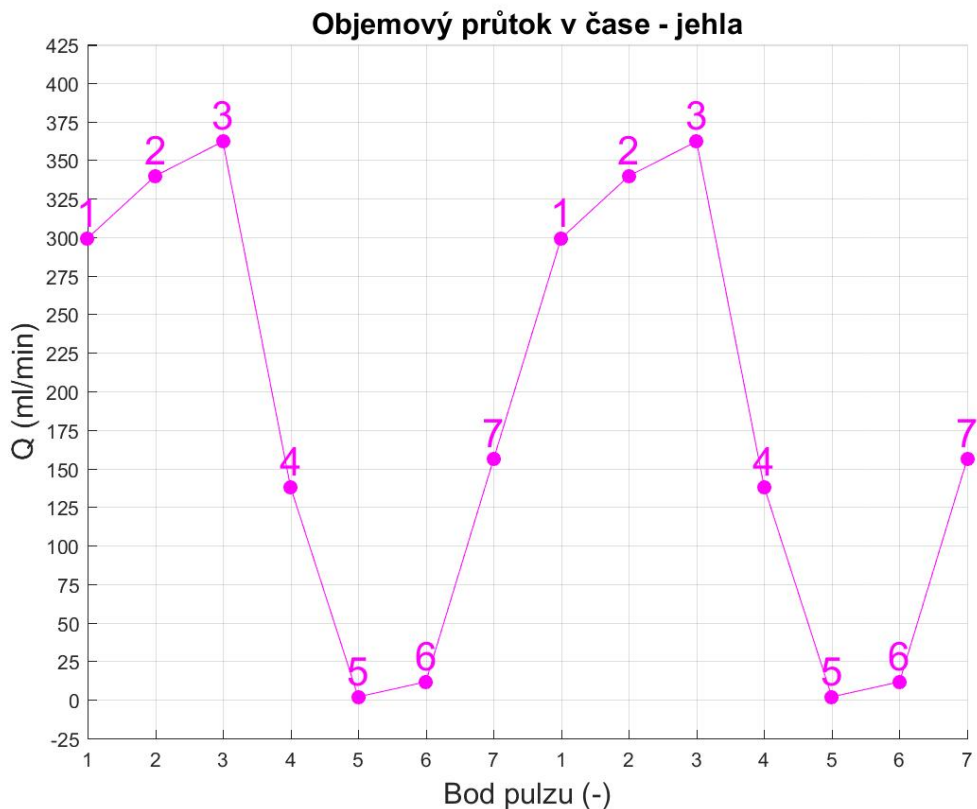


Obr. 54.: Průběh objemového toku pro měřené pozice -7 mm a 5 mm.

Pro lepší pochopení proudění byl ze změřených rychlostních profilů dopočítán průběh objemového průtoku v měřených polohách -7 mm (před jehlou) a 5 mm (za jehlou). Průběh obou objemových průtoků je na obrázku 54. Objemový průtok v oblasti -7 mm od jehly má sinusový tvar, ve kterém je jasné patrné, že během bodů pulzu 1, 2 a 3 dochází ke značnému urychlení toku v oblasti. Tyto body odpovídají největšímu sání krve peristaltickým čerpadlem. Následně dochází k deceleraci proudu, která končí v bodě pulzu 5. V tomto bodě dochází ke

zpětnému proudění odběrovou jehlou. Mezi body 5 a 6 je tok konstantní. V bodě 6 dochází stále ke zpětnému proudění z odběrové jehly. Následně dochází k nárůstu průtoku, když začne odběrová jehla opět nasávat a tím urychlovat proud tekutiny v žíle. Průměrná hodnota objemového průtoku v poloze -7 mm od jehly byla 612,5 ml/min. Rozdíl v nastavovaném průtoku žíly a vypočteným průměrným průtokem z naměřených rychlostních profilů byl 2,1 %. Na objemovém průtoku v oblasti 5 mm od jehly je vidět, že v bodech 1, 2, a 3 kopíruje tvar průběhu objemového toku v oblasti -7 mm. V bodě pulzu peristaltického čerpadla 4 dochází k deceleraci sání tekutiny odběrovou jehlou, což se projeví mírným nárůstem průtoku v oblasti za jehlou. Následně dochází jen k mírnému poklesu objemového průtoku a je vidět, že se hodnoty v bodě pulzu 5 pro obě sledovaná místa (-7 mm a 5mm) shodují. To odpovídá předpokladu, že jehla v těchto bodech nesaje, ale vrací tekutinu zpět do systému. Objem tekutiny, který se vrátí z jehly, je poměrně malý, a proto nemá zásadní vliv na změnu průtoku za jehlou. Vytváří spíše tlakový odpor. V bodě pulzu 7 dochází k prudkému poklesu objemového průtoku, a to díky tomu, že peristaltické čerpadlo začíná opět sát. Následně dochází k nárůstu objemového průtoku (bod 1 a 2). Tento nárůst probíhá během sání, kdy by se dalo očekávat, že průtok za jehlou bude klesat. Peristaltické čerpadlo má však tendenci urychlovat proud tekutiny před jehlou, a tím zvýšit objemový tok, přičemž zachovává nastavený odebíraný průtok. Vlivem poměrně velkého nárůstu průtoku před jehlou dojde i k navýšení průtoku za jehlou zmenšeného o danou hodnotu odebíraného průtoku jehlou. Průměrný objemový tok vypočítaný z rychlostních profilů v oblasti 5mm byl 425 ml/min. Rozdíl mezi předpokládaným průměrným průtokem za jehlou a vypočteným průtokem byl 6,4 %.

Z těchto hodnot objemových průtoků před a za jehlou lze zrekonstruovat průběh objemového toku odběrovou jehlou pomocí jejich rozdílů. Na obrázku 55. je graf průběhu objemového toku odběrovou jehlou. Z tvaru průběhu objemového toku je patrné, že odpovídá tvaru pulzu způsobeného peristaltickým čerpadlem. V bodě 1, 2 a 3 dochází k sání. V bodě 4 dochází k deceleraci sání, která se projeví snížením objemového toku při sání. V bodech 5 a 6 nedochází k sání. Jedná se o chvíli, kdy dochází k návratu tekutiny odběrovou jehlou zpět do žíly. Záporný tok jehlou probíhá v krátkém časovém úseku a v porovnání s průtokem žíly je malý, což se projevuje nulovým průtokem jehlou. Záporný tok zde vytváří hydraulický odpor v hemodynamickém systému cévního přístupu. V bodě 7 lze pozorovat akceleraci proudu a s tím spojený nárůst objemového průtoku v jehle.



Obr. 55.: Průběh objemového průtoku v jehle během pulzu peristaltického čerpadla.

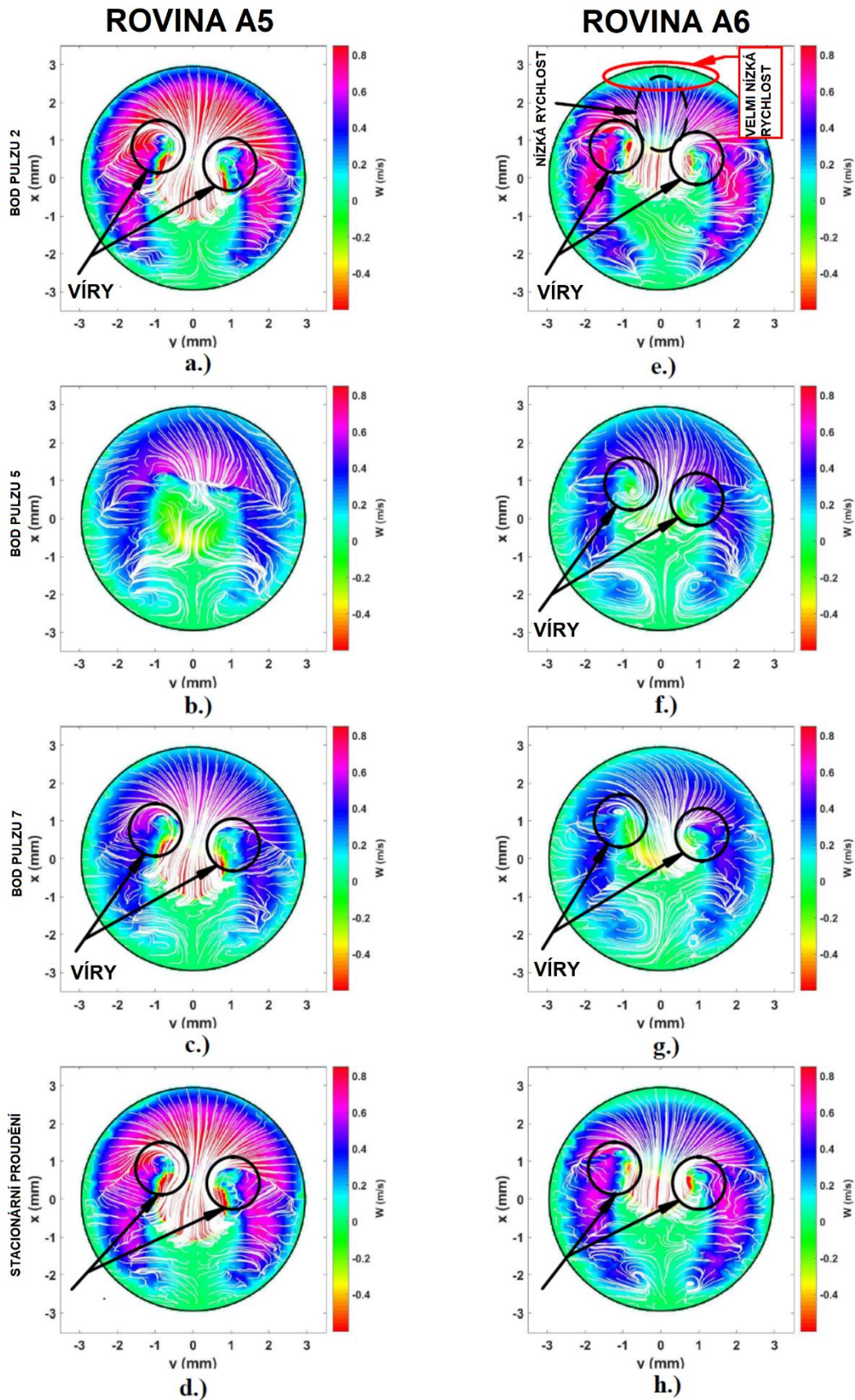
Na obrázku 56. jsou rychlostní pole pro rychlost „w,, a proudnice v rovině řezu pro body 2, 5 a 7 pulzu peristaltického čerpadla a stacionární proudění spojené s kontinuálním čerpadlem.

Pro obě vybrané oblasti jsou patrné dva víry, které se nalézají po stranách nasávaného proudu krve do arteriální jehly. V oblasti těchto vírů je patrný znatelný pokles rychlosti, který ovlivňuje fyziologické chování krve. Během pulzu peristaltického čerpadla dochází k nepatrnému posunu těchto vírů ve směru osy „y,,. Ten je spojen se změnou velikosti nasávaného objemu krve. U oblasti A5 v bodě pulzu peristaltického čerpadla, pak dochází k zániku těchto vírů, který je způsoben návratem krve z arteriální jehly. Při použití stacionárního čerpadla zůstávají oba víry ve stejné poloze během celého procesu odběru krve během hemodialýzy.

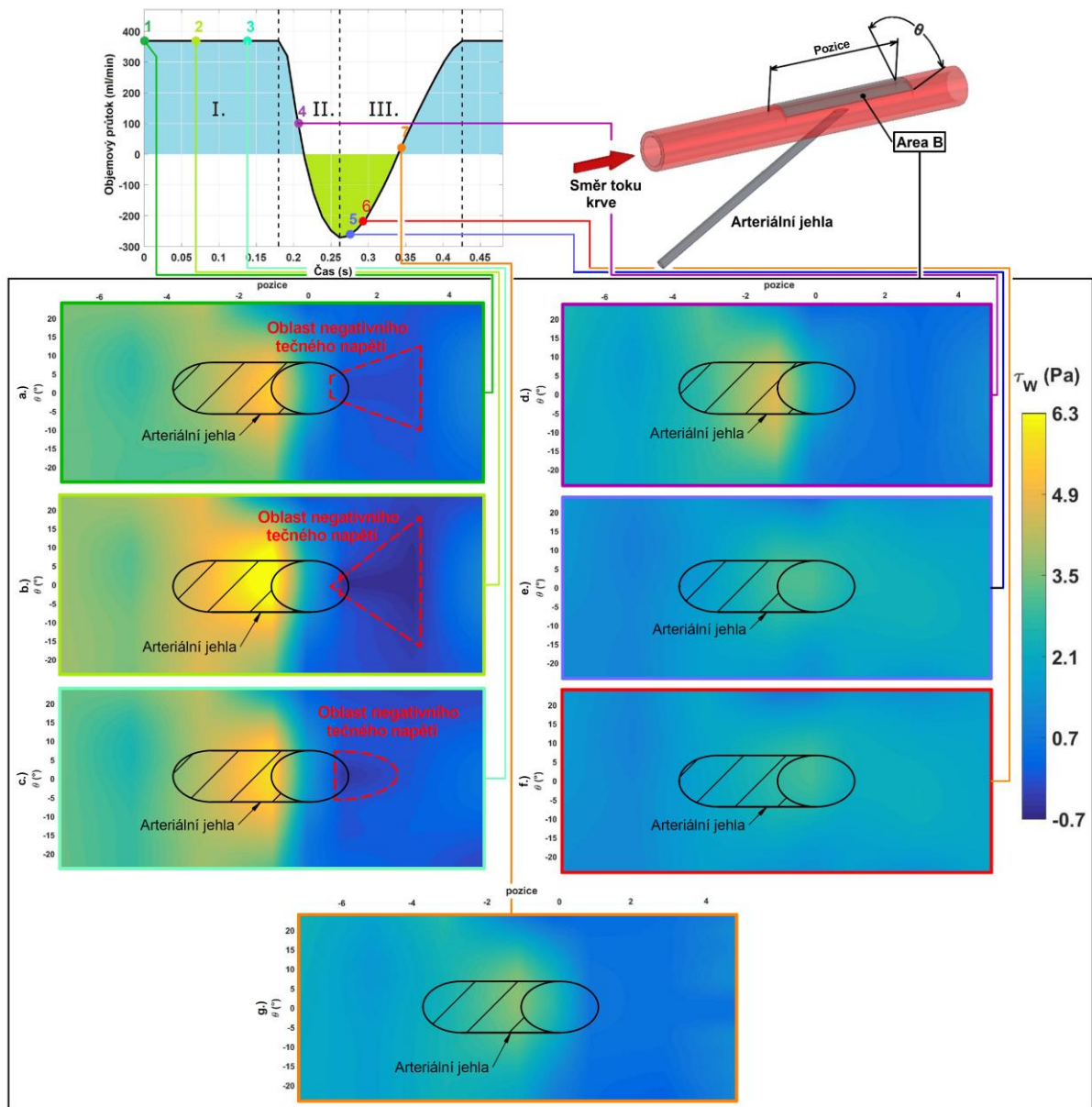
V oblasti A5 je vidět konstantní rozložení rychlosti v průřezu během všech vybraných bodů pulzů. Největší rychlost se vždy nachází v prostoru nad jehlou. To je způsobeno dvěma jevy. První je urychlení proudu způsobené nasáváním krve arteriální jehlou. Díky tomu je v této oblasti A5 pozorována maximální rychlost během bodu pulzu 2, kdy dochází k nasávání největšího objemu krve z vaskulárního přístupu. Minimální rychlost je pozorována během bodu pulzu 5, kdy dochází k návratu části odebrané krve zpět do vaskulárního přístupu

způsobeného principem práce peristaltického čerpadla. U bodu pulzu 7 v oblasti A5 lze pak pozorovat opětovný začátek nasávání krve a zvyšování rychlosti v oblasti nad jehlou. Druhým jevem, který způsobuje vyšší rychlosti v oblasti nad jehlou, je obtékání těla jehly. To způsobuje, že větší objem krve proudí v prostoru nad jehlou a tím dochází v této oblasti ke zvětšení rychlosti vlivem rovnice kontinuity.

V oblasti A6 je vidět, že nedochází ke konstantnímu rozložení rychlosti přes jednotlivé vybrané body pulzu. U bodů pulzu 5 a 7 je vidět totožné rozložení rychlostí v průřezu jako v oblasti A5. U bodu pulzu 5 jsou patrné dva víry – v oblasti A5 tyto víry zanikají. To je dáno tím, že víry putují po proudu z oblasti A5 do oblasti A6 a čas návratu tekutiny z arteriální jehly je příliš krátký na to, aby ovlivnil zánik vírů v oblasti A6. Během bodu pulzu 2 v oblasti A6 je jiné rozložení rychlosti v průřezu než během ostatních vybraných bodech pulzu peristaltického čerpadla. V regionu nad arteriální jehlou je vidět zóna s nižší rychlostí, která tento region rozděluje na dvě symetrické poloviny a vede k velice nízkým rychlostem u cévní stěny přímo nad arteriální jehlou. Díky tomu se dá očekávat pokles tečného napětí v této části cévní stěny. Zóna nízké rychlosti v regionu nad arteriální jehlou je způsobena odsávaným proudem tekutiny arteriální jehlou. Dojde k poklesu objemového toku v cévě, který zapříčiní v daném místě pokles rychlosti.



Obr 56.: Rychlostní pole pro rychlost „w„ a proudnice v rovině řezu pro body 2, 5 a 7 pulzu peristaltického čerpadla a stacionární proudění spojené s kontinuálním čerpadlem

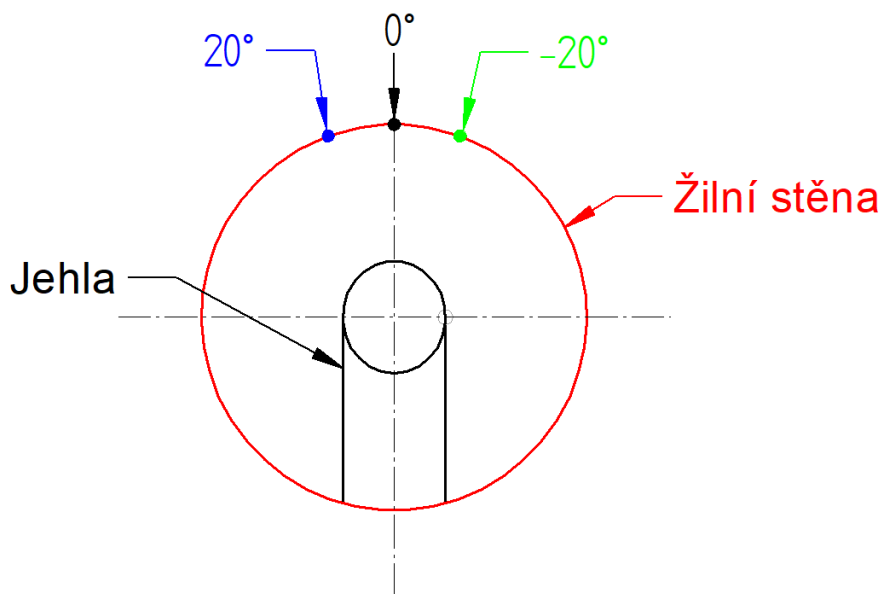


Obr.57. Rozložení WSS ve sledované oblasti B pro vybrané body pulzu.

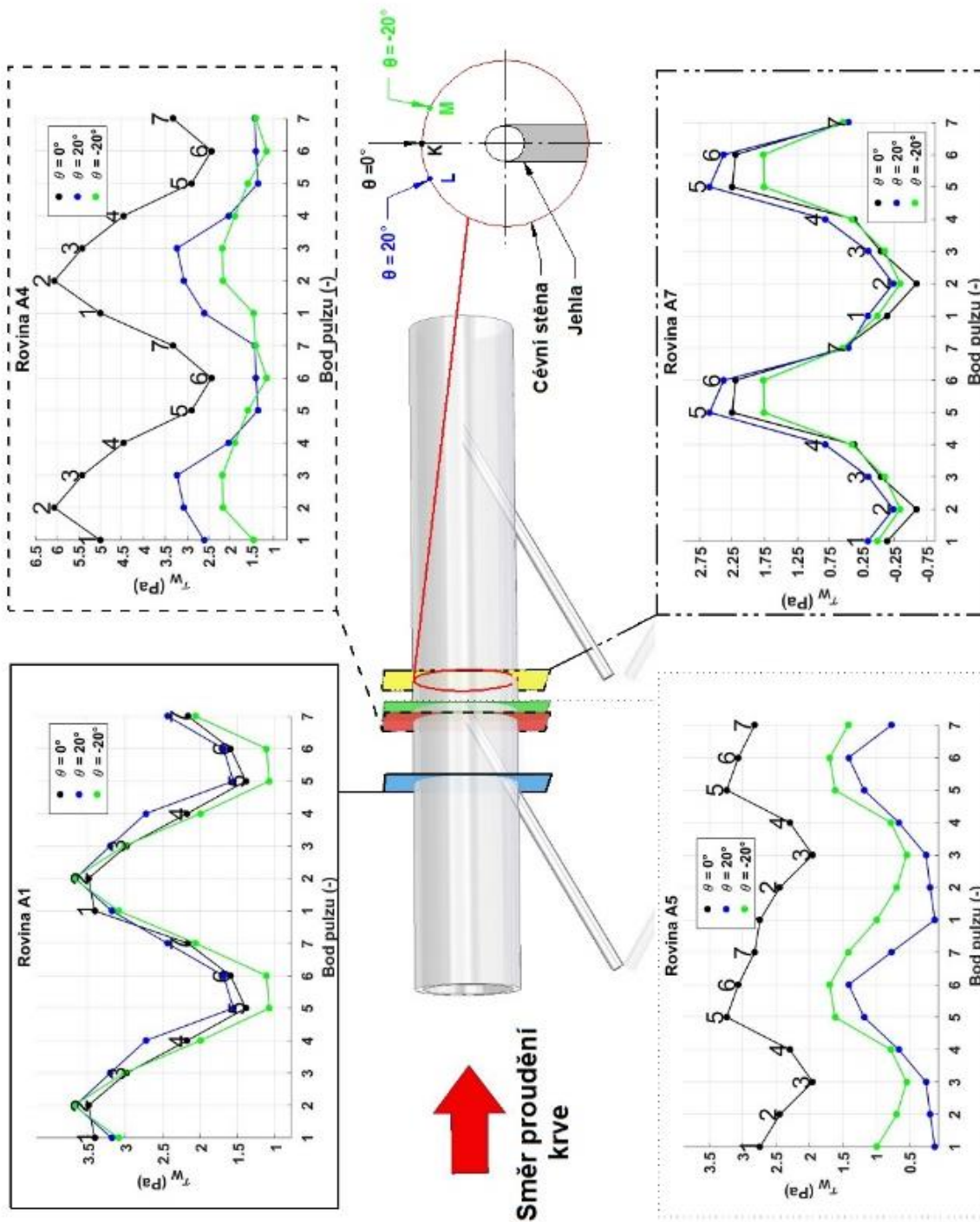
Na obrázku 57 je znázorněno rozložení tečného napětí na stěně cévní stěny ve všech sedmi sledovaných bodech pulzu peristaltického čerpadla. V pravém horním rohu obrázku je znázorněna oblast, kde bylo tečné napětí na stěně sledováno. Tato oblast je označena písmenem „B,, a je charakterizována úhlem θ a délkou (polohou) od středu vstupu jehly. Grafy „a., „b.“ a „c.“ ukazují sání krve. Graf „d.“ zobrazuje zpomalení sání krve. Grafy „e.“ a „f.“ ukazují rozložení tečného napětí na stěně během návratu krve zpět do arteriálního přístupu. Graf „g.“ znázorňuje tečné napětí na stěně během části pulzu, kdy dochází k začátku nasávání krve arteriální jehlou. Graf „a., „b.“ a „c.“: Plochu s vyššími hodnotami tečného napětí stěny najdeme před jehlou. Nízké hodnoty tečného napětí se vyskytují v oblastech za středem vstupu jehly do vzdálenosti 3 mm. Tečné napětí na stěně dosáhlo v této oblasti záporných hodnot. Oblast nízkého tečného napětí je v grafech ohraničena červenou přerušovanou čarou.

Oblast nízkého tečného napětí během průběhu pulzu peristaltického čerpadla mění svou velikost. Největší plochu cévní stěny je ovlivněna v průběhu bodu 2 pulzu peristaltického čerpadla (graf. b.). Graf „e.“ a „f.“: Maximální hodnota tečného napětí na stěně se posune nad střed vstupu jehly. To je způsobeno skutečností, že jehla nečerpá žádnou krev a část se vrací zpět arteriální jehlou do cévního přístupu. Z jednotlivých grafů je patrné, že dochází k oscilaci tečného napětí na stěně. Toto oscilační proudění lze považovat za nebezpečné vlivem vzniku oblasti se zápornými hodnotami tečného napětí na stěně.

Na základě informací o rozložení tečného napětí na stěně v jednotlivých měřených pozicích byly vytvořeny grafy průběhu tečného napětí pro jednotlivé měřené pozice, a to pro vybraná místa na obvodu žíly. Vybraná místa na obvodu žíly byly definovány úhlem „ θ “, (obr. 58.). První sledované místo bylo umístěno přímo nad jehlu v horní části jehly, které odpovídá úhlu $\theta = 0^\circ$. Od tohoto úhlu byla vybrána dvě místa, která byla umístěna symetricky. Jednalo se o úhel $\theta = 20^\circ$ a $\theta = -20^\circ$. Tyto úhly byly zvoleny tak, aby ležely v oblastech možného negativního napětí tečného napětí na stěně, které bylo pozorováno v měřených pozicích během části pulzu, kdy dochází k sání.



Obr. 58.: Vyznačení sledovaných míst na obvodu žíly.



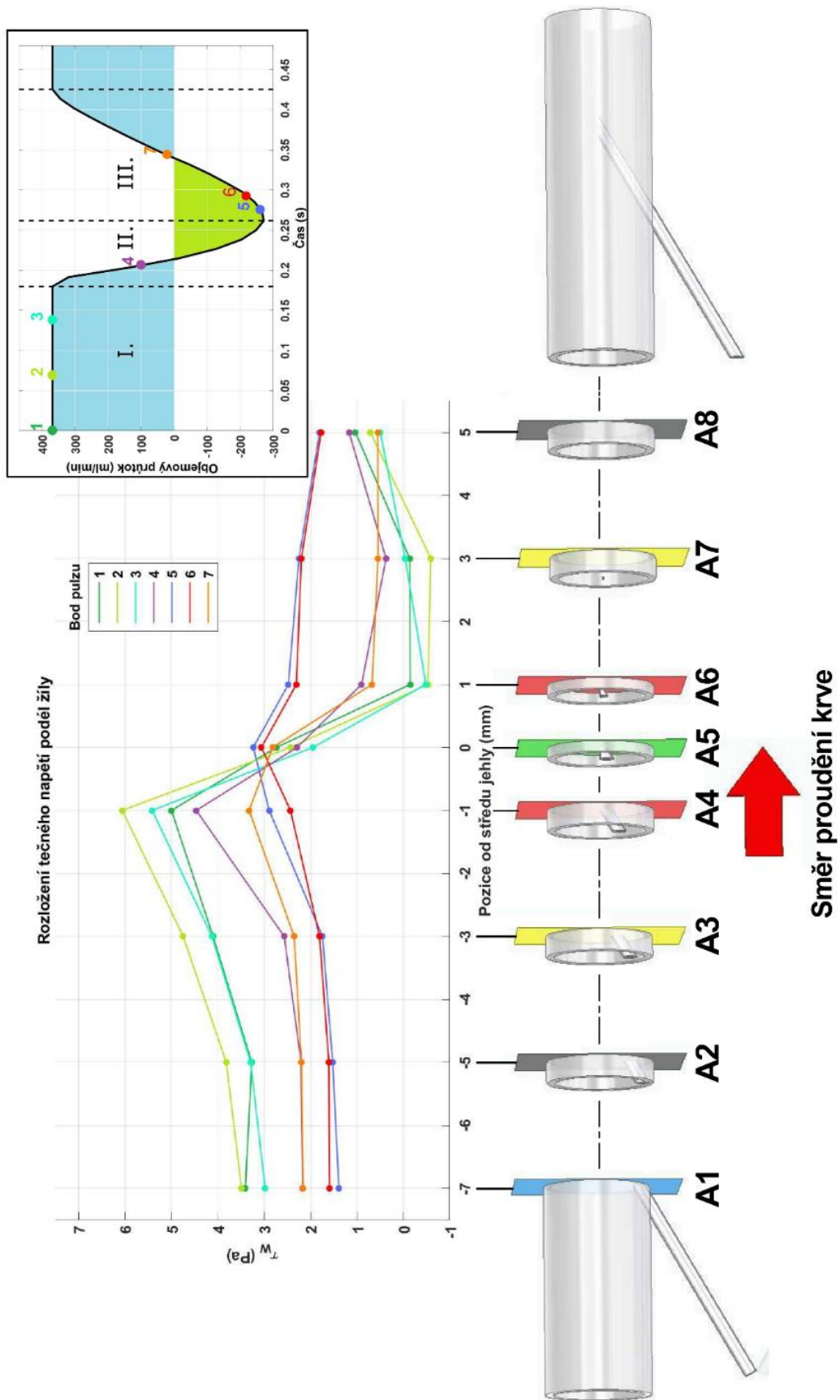
Obr. 59.: Rozložení WSS ve sledovaných bodech na cévní stěně pro všechny body pulzu a vybrané měřené roviny.

Na obrázku 59. jsou znázorněny průběhy tečného napětí pro vyznačené body na žilní stěně a vybrané měřené roviny. Byly vybrány roviny A1, A4, A5 a A7. Na grafu pro měřenou rovinu A1 má tečné napětí sinusový průběh, a to ve všech třech sledovaných bodech cévní stěny. Tečné napětí, v této měřené rovině, nabývalo shodných hodnot ve všech sledovaných úhlech. Maximální tečné napětí se nacházelo v bodě pulzu 2 a nabývalo hodnot okolo 3,5 Pa.

Minimální tečné napětí bylo v bodě pulzu 5 a nabývalo hodnot 1,3 Pa. Tento průběh tečného napětí koresponduje s průběhem objemového toku v této pozici. Na grafu pro měřenou rovinu A4 je vidět nesymetrické rozložení tečného napětí na stěně pro sledované body v žíle. Ve všech třech sledovaných bodech mělo tečné napětí na stěně sinusový tvar, ale zásadně se lišilo v dosahovaných hodnotách tečného napětí. Největší hodnoty tečného napětí byly přímo nad jehlou (úhel 0°). Díky přímému ovlivnění proudu tekutiny v žíle proudem odsávané tekutiny docházelo k urychlení tekutiny hlavně v oblasti nad jehlou (úhel 0°). To mělo za následek nárůst rychlostního gradientu, který vede ke zvýšení tečného napětí na stěně. Jelikož jehla nasávala nejvíce ve směru osy „y“, bylo pozorováno největší ovlivnění právě nad vstupem do jehly. Ve zbylých dvou pozicích je vidět, že hodnoty tečného napětí na stěně se zmenšují se vzdáleností od místa definovaného úhlem 0° . Proudění v žíle bylo se zvětšující se vzdáleností od středu jehly (úhel 0°) méně ovlivňováno sáním. Z grafu je patrné, že hodnoty tečného napětí na stěně pro bod definovaný úhlem -20° , byly nižší než v místě definovaném úhlem 20° . Tato nesymetrie v rozložení tečného napětí na stěně je spojena s obtékáním krve okolo zavedené arteriální jehly. Každá odchylka v zavedení jehly do cévy má za následek nesymetrii v rozložení tečného napětí na stěně. Graf pro měřenou rovinu A5 ukazuje změnu v rozložení tečného napětí na stěně. Z grafu je vidět, že ve všech sledovaných místech na obvodu žíly dochází k fázovému posunu maximální a minimální hodnoty tečného napětí na stěně. V předchozích měřených pozicích bylo maximum vždy v bodech reprezentující sání a minimum nastávalo během časového úseku, kdy byla tekutina jehlou navracena. V této měřené rovině (A5) minimum nastávalo během sání a maximum během zpětného proudění jehlou. Tento jev lze velmi snadno vysvětlit. V měřených rovinách A1 až A4 dochází, vlivem sání arteriální jehly, k urychlování proudu tekutiny v cévě. Vlivem toho se maximum tečného napětí na stěně nachází v oblasti sání a minimum v oblasti zpětného proudění jehlou. V měřené rovině A5 dochází během bodů pulzu 1, 2 a 3 k nasávání většího objemu proudu krve tekoucího v oblasti nad jehlou. To vedlo k poklesu rychlosti v cévě nad jehlou a tím i k poklesu tečného napětí na stěně. Během zpětného proudění jehlou dochází ke zvýšení množství tekutiny proudící v oblasti nad jehlou. To vede ke zvýšení tečného napětí. V průběhu tečného napětí ve sledovaných bodech definovanými úhlem -20° a 20° je pořád patrná nesymetrie spojená se zavedením jehly do cévy. Tečná napětí na stěně v krajních sledovaných bodech (úhel -20° a 20°) nabývají nízkých hodnot. Spolu s oscilačním charakterem je nízké tečné napětí na stěně považováno za rizikový faktor při remodelaci cévní stěny. Graf průběhu tečného napětí na stěně pro měřenou rovinu A7 ukazuje sinusový průběh tečného napětí na stěně pro všechny sledované body na cévní stěně. Rozdíly v hodnotách tečného napětí na stěně se v jednotlivých sledovaných bodech cévní stěny zmenšily. Hodnota maxima se ustálila u hodnoty 2 Pa. V oblasti minima došlo k výraznějšímu snížení tečného napětí na stěně, ve sledovaných bodech definovaných úhlem -20° a 20° . V oblasti minima klesly hodnoty tečného napětí na stěně do záporných hodnot. Ve sledovaném místě 0° došlo jen k nepatrnému snížení tečného

napětí na stěně v oblasti minima. Opětovně je sledováno nízké oscilační tečné napětí na stěně, které je rizikovým faktorem pro vznik cévního onemocnění

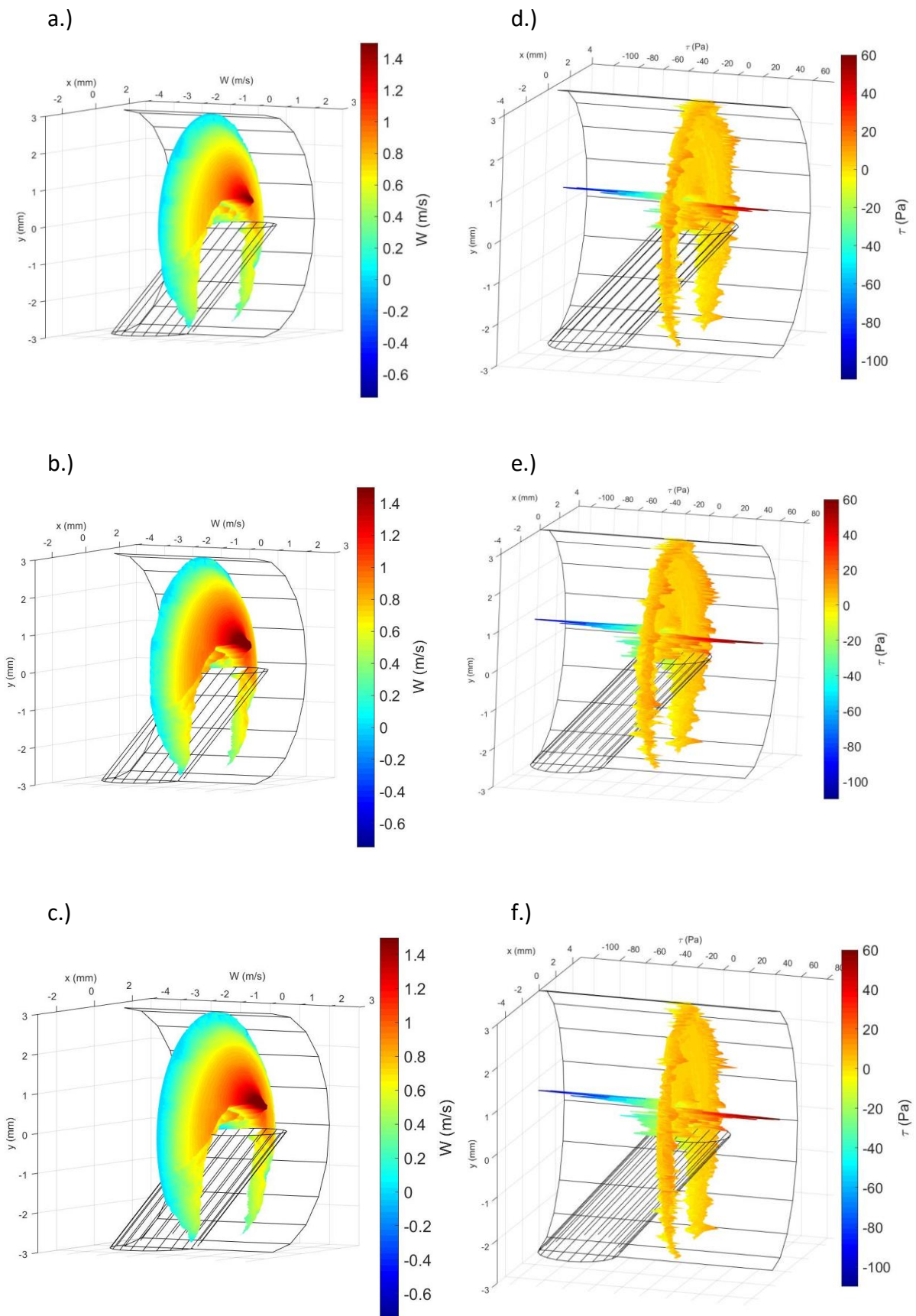
Na obrázku 60. je znázorněno rozložení tečného napětí podél cévního přístupu pro jednotlivé body pulzu. Tečné napětí na stěně je vykresleno pro sledované místo na obvodu cévy definované úhlem 0° . Jedná se tedy o oblast cévy přímo nad jehlou. V oblasti před jehlou (roviná A1 až A4) dochází ke zvyšování tečného napětí na stěně v závislosti na vzdálenosti od středu arteriální jehly. Toto zvyšování tečného napětí na stěně bylo pozorováno u všech bodů pulzu. Pro body pulzu 1, 2, 3, 4 a 7 byla maximální dosažená hodnota tečného napětí na stěně dosažena v měřené rovině A4. Pro bod pulzu 5 a 6 bylo maximum tečného napětí na stěně v měřené rovině A5. Během bodu pulzu 5 a 6 dochází k návratu tekutiny jehlou zpět do žíly, což vede ke zvýšení objemového toku a rychlosti v cévě. Vlivem navýšení rychlosti dojde ke zvýšení tečného napětí na stěně. Dochází k posunu maxima pro bod pulzu 5 a 6 do měřené roviny A6. Minimální hodnoty tečného napětí pro body pulzu 1, 2, 3, 4 a 7 se nacházejí v oblastech za jehlou. Pro bod pulzu 5 a 6 bylo minimální tečné napětí v měřené rovině A1. Během těchto bodů pulzu byl průtok celým cévním přístupem v podstatě konstantní. Díky tomu, že v měřené rovině A1 nebyl rychlostní profil ovlivňován žádnými okolními vlivy, nebyl rychlostní gradient velký a tím bylo tečné napětí malé. V měřených rovinách A6, A7 a A8 byl rychlostní profil zásadně ovlivněn okolními vlivy (úplav za jehlou, odsávaný proud tekutiny), což vedlo ke změně objemového toku a tvarům rychlostního profilu. Tím došlo ke zvětšení rychlostního gradientu, respektive tečného napětí na stěně. Z grafu je patrné, že během bodu pulzu 5 a 6 nedochází k zásadním změnám (v porovnání s ostatními body pulzu) v hodnotách tečného napětí podél žilní stěny. To bylo způsobeno ovlivněním proudu krve v cévě zavedením arteriální jehly do cévy. V měřených rovinách A2, A3, A4 a A5 tělo jehly zmenšovalo průřez žíly, zatímco v měřených rovinách A6, A7 a A8 docházelo k úplavu.



Obr. 60.: Rozložení WSS podél stěny během jednotlivých bodů pulzu pro sledovaný bod stěny 0°.

Tečné napětí na stěně a jeho změny ovlivňují reakce cévních stěn na proudění. Ovšem tečná napětí mezi jednotlivými vrstvami mohou negativně ovlivňovat krevní složky. Jedná se o vysoká tečná napětí, která mohou poškodit hlavně červené krvinky. Je jasně patrné, že v cévním přístupu jsou oblasti, kde by se mohla vysoká tečná napětí vyskytovat. Jedná se o místa v blízkosti jehel. Proto bylo vyhodnoceno tečné napětí v proudech pro vybrané body pulzu a vybranou měřenou pozici. Měřenou pozicí byla pozice 0 mm. Tato pozice byla vybrána, protože se ukázala jako nejvíce ovlivněná sáním jehly. Body pulzu, pro které byla vyhodnocena tečná napětí v celém průřezu, byly 1, 2 a 3. Tyto body pulzu odpovídají sání a byla u nich předpokládána největší tečná napětí.

Na obrázku 61. je znázorněno jednak rozložení rychlostí v průřezu a jednak rozložení tečného napětí v průřezu. Grafy a.), b.) a c.) znázorňují rozložení rychlosti v průřezu žíly v měřené pozici -1 mm pro body pulzu 1, 2 a 3. Grafy e.), f.) a g.) znázorňují rozložení tečného napětí v průřezu žíly v měřené pozici -1mm pro body pulzu 1, 2 a 3. Výřez, který se nachází ve všech grafech, odpovídá umístění jehly v průřezu žíly. Z rozložení rychlosti je vidět, že pro všechny vybrané body pulzu vzniká nad jehlou prudké urychlení proudu („čepička“) a pod tímto urychlením v blízkosti jehly dochází k sání tekutiny do jehly. Prudké urychlení nad jehlou

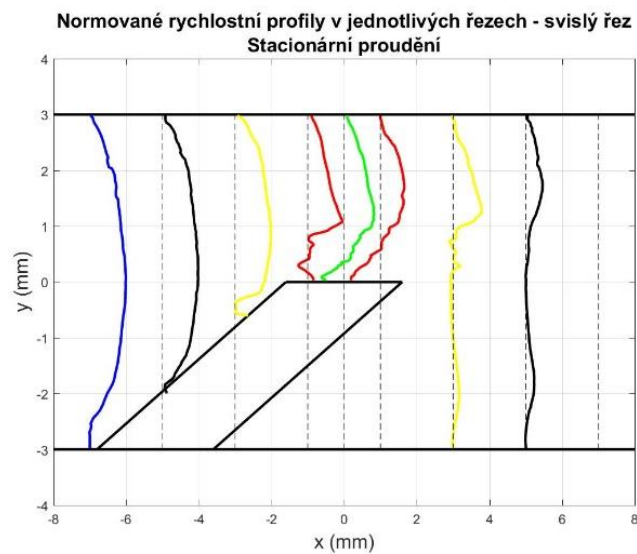


Obr. 61.: Rozložení rychlosti a tečného napětí v průřezu žíly v měřené poloze -1 mm.

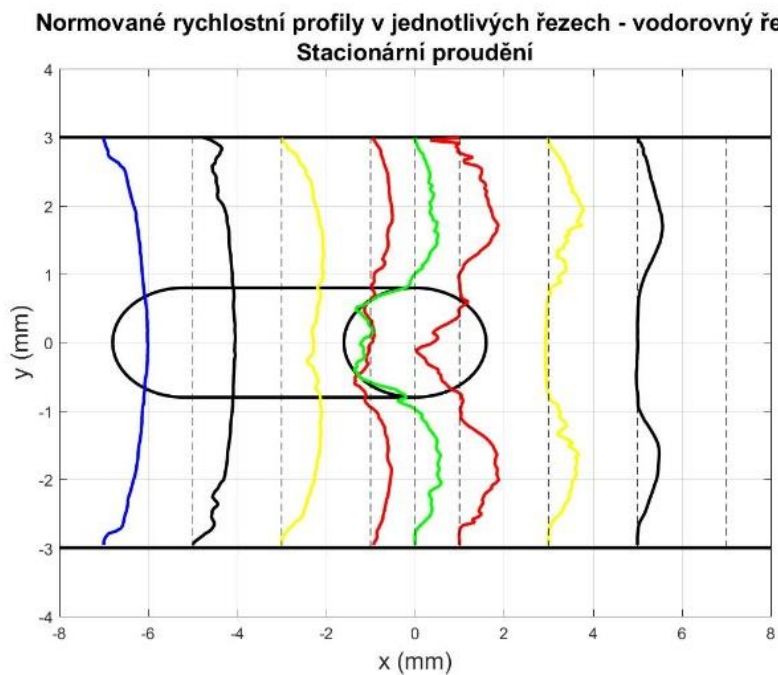
se začne následně dále od osy žíly zpomalovat. Z grafů je vidět, že k největšímu urychlení docházelo během bodu pulzu 2. K největšímu sání pak docházelo u bodu pulzu 3. Grafy d.), e.) a f.) ukazují rozložení tečného napětí pro jednotlivé vybrané body pulzu. U všech těchto grafů bylo ve většině průřezu konstantní tečné napětí. K prudkému nárůstu tečného napětí docházelo v oblasti odpovídající oblasti urychlení a oblasti, kde docházelo k sání tekutiny do jehly (viz rozložení rychlostí). Tato oblast urychlení a sání byla spojena s vysokým rychlostním gradientem, a tudíž i s vysokými tečnými napětími. Z grafů rozložení tečného napětí je vidět, že maximální hodnota tečného napětí se pohybovala okolo hodnoty 60 Pa. Minimální hodnoty tečného napětí se pohybovaly okolo hodnoty -100 Pa. Záporné hodnoty odpovídají sání. Jedná se o hodnoty, které jsou pro červené krvinky nebezpečné. K největšímu ovlivnění tečného napětí docházelo během bodu pulzu 2.

6.4. Stacionární proudění

Pro stanovení ovlivnění žilní stěny stacionárním prouděním byl zvolen stejný režim jako u nestacionárního proudění. Peristaltické čerpadlo však bylo nahrazeno stacionárním čerpadlem. V hlavní žíle byl nastaven tedy průtok 600 ml/min. Odběr a návrat krve z a do cévního přístupu byl nastaven průtok 200 ml/min, což je v rozmezí průtoků extrakorporeálního oběhu. Pro posouzení ovlivnění proudových polí, žilní stěny a krve stacionárním tokem v extrakorporeálním oběhu, bylo z naměřených dat získáno několik proudových polí, rychlostních profilů, tečné napětí v proudu a tečné napětí na stěně v jednotlivých měřených polohách. Na obrázku 62. jsou normované rychlostní profily pro jednotlivé měřené polohy ve svislém řezu cévním modelem. Stejně jako u nestacionárního proudění byly před jehlou pozorovány rychlostní profily s parabolickým profilem (měřená pozice -7 mm a -5 mm). Ty byly zmenšovány vlivem těla jehly, kde nedochází k proudění ve směru osy „z“. V pozici -3 mm byl rychlostní profil více deformován hlavně v blízkosti jehly. V měřených pozicích nad jehlou bylo vidět, že dochází k sání tekutiny, které ovlivňuje tvar rychlostního profilu. Za jehlou bylo z rychlostních profilů patrné, že dochází k úplavě vlivem obtékání jehly.

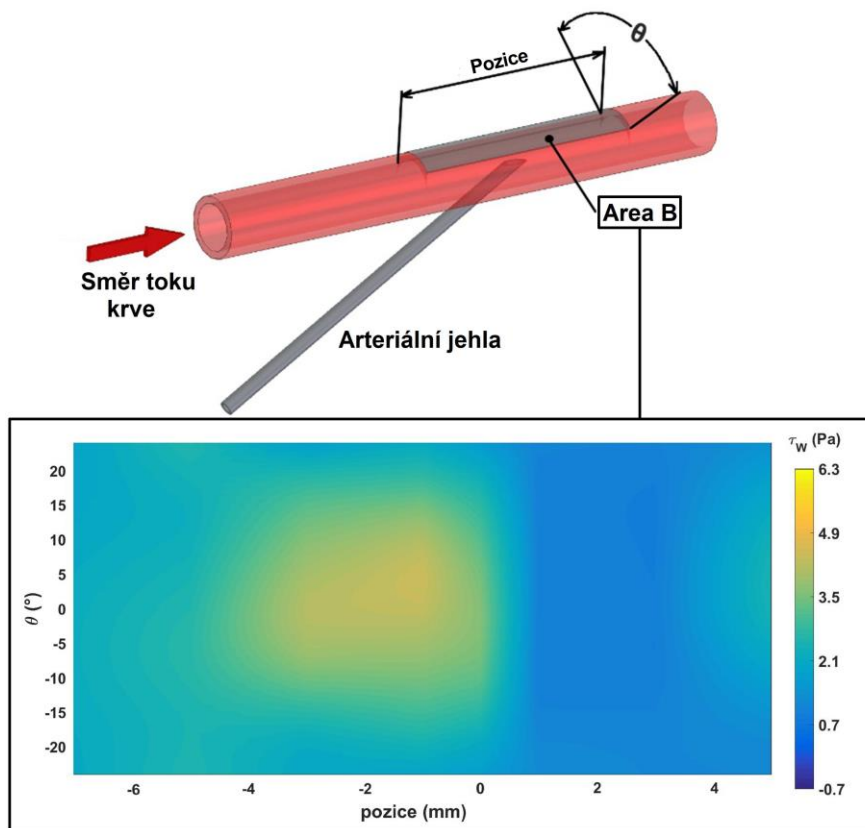


Obr. 62.: Rychlostní profily v jednotlivých měřených polohách ve svislém řezu měřenou rovinou.



Obr. 63.: Rychlostní profily v jednotlivých měřených polohách ve vodorovném řezu měřenou rovinou.

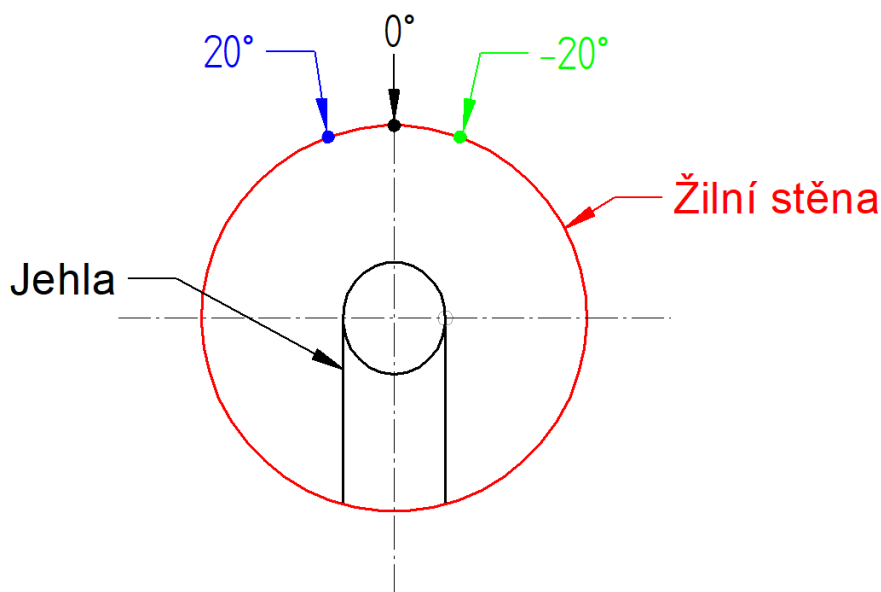
Na obrázku 63. jsou normované rychlostní profily v jednotlivých měřených polohách. V měřené poloze -7 mm měl rychlostní profil parabolický tvar. V měřené poloze -3 mm bylo pozorováno ovlivnění rychlostního profilu sáním, kdy rychlostní profil neměl maximum ve svém středu. V polohách -1 mm, 0 mm a 1 mm je z rychlostních profilů zřetelné, že docházelo k sání tekutiny. K největšímu sání docházelo nad středem jehly, tedy pozice 0 mm. Za jehlou je z rychlostních profilů opět vidět, že docházelo k úplavu.



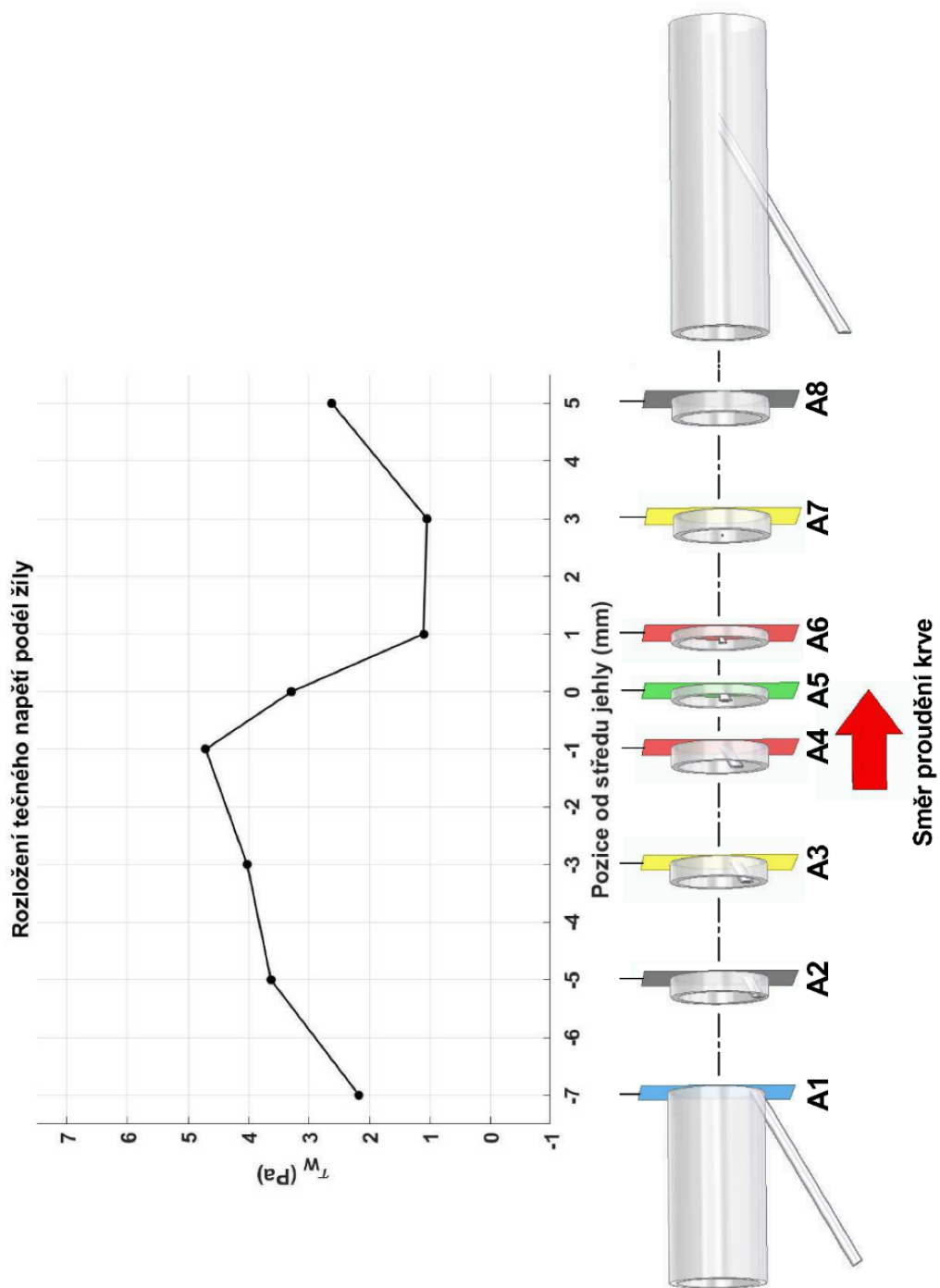
Obr. 64.: Rozložení WSS ve sledované oblasti B pro stacionární proudění.

Na obrázku 64. je znázorněno rozložení tečného napětí na stěně podél sledované oblasti „B“ cévní stěny při zapojení kontinuálního čerpadla v extrakorporálním okruhu. Z rozložení tečného napětí je vidět nárůst tečného napětí na stěně v závislosti na vzdálenosti od středu vstupu arteriální jehly. Od pozice – 5 mm do pozice – 1 mm lze pozorovat nerovnoměrné rozložení tečného napětí na stěně po sledovaném obvodu cévy. To je spojeno s ovlivněním proudu krve v cévě nasávaným proudem krve arteriální jehlou. Nasávaný proud krve ovlivňuje proudění v žíle primárně ve směru osy „y“ a v šířce vstupu do arteriální jehly. Od pozice 0 mm až 3 mm došlo k poklesu tečného napětí na stěně. Tento pokles je spojen se snížením průtoku v žíle o průtok sání a s úplavem za arteriální jehlou, který ovlivňuje tvar rychlostního profilu a tím i tečného napětí na stěně. Snížení průtoku v žíle vedlo k poklesu rychlosti v žíle a tím i ke zmenšení tečného napětí na stěně. Pro tyto pozice je rozložení tečného napětí na stěně rovnoměrné. U pozice 5 mm od středu vstupu do jehly je pozorován drobný nárůst tečného napětí. Nárůst tečného napětí na stěně je spojen se snižujícím se vlivem úplavu za arteriální jehlou na tvar rychlostního profilu. Oblast maxima se nachází v pozici – 1 mm od středu vstupu do jehly. Oblast minima se nachází v pozici 3 mm od středu vstupu do jehly.

Na obrázku 66. je graf znázorňující rozložení tečného napětí podél stěny žíly. Vykreslený průběh tečného napětí odpovídá místu na obvodu žíly definovaného úhlem 0° (obr. 65.). Z grafu je vidět, že v měřených rovinách před jehlou (A1, A2, A3 a A4) docházelo k nárůstu tečného napětí na stěně. Zvyšování tečného napětí na stěně u měřených rovin A2 a A3 bylo spojeno s obtékáním krve okolo těla arteriální jehly. Jehla zabírala velkou část průřezu a při zachování objemového toku docházelo k urychlení proudu tekutiny. Urychlení proudu vedlo k nárůstu rychlostního gradientu a tečného napětí na stěně. V měřené rovině A4 byl nárůst tečného napětí na stěně způsoben (kromě obtékání jehly) ovlivněním rychlostního profilu odsávané tekutiny. Došlo k posunutí maxima rychlostního profilu blíže ke stěně, které vedlo ke zvýšení tečného napětí na stěně. V měřených rovinách A5 a A6 dochází k poklesu tečného napětí na stěně. To bylo zapříčiněno prudkým poklesem objemového toku, který byl způsoben odsáváním krve a následným úplavem za jehlou ovlivňující tvar rychlostního profilu. Pokles objemového toku vedl ke snížení rychlosti v daných úsecích, které vedlo k poklesu tečného napětí na stěně. Do pozice A7 zůstalo tečné napětí na stěně konstantní a v následné pozici došlo k navýšení tečného napětí na stěně. V poslední pozici se tečné napětí na stěně změnilo, protože úplav za jehlou už tolik neovlivňoval tvar rychlostního profilu.

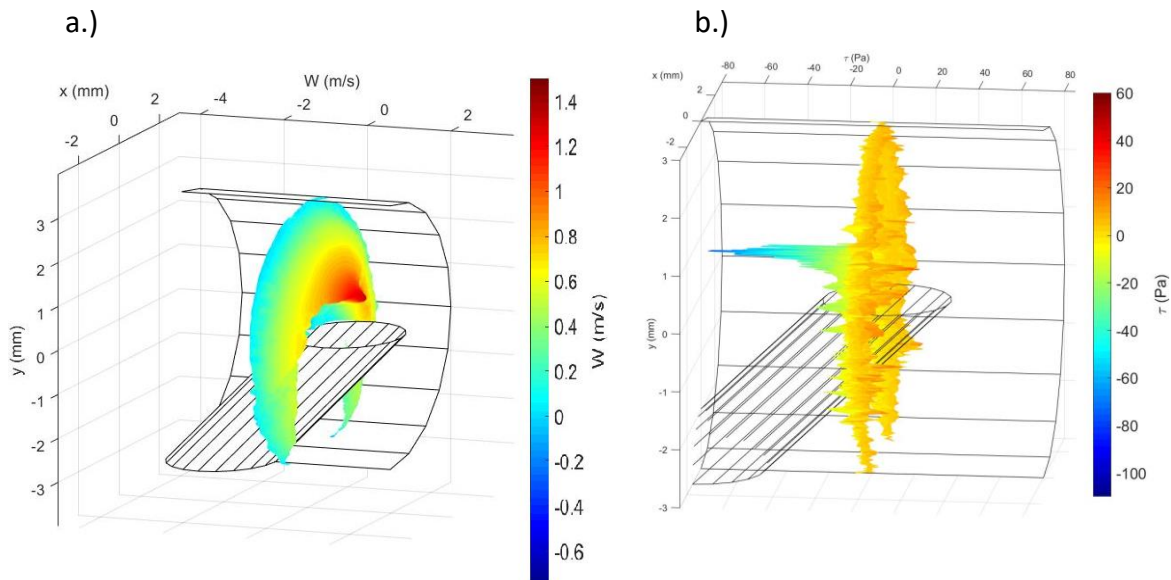


Obr. 65.: Vyznačení sledovaných míst na obvodu žíly.



Obr 66.: Rozložení WSS podél stěny během jednotlivých bodů pulzu pro sledovaný bod stěny 0°.

Na obrázku 67. je rozložení rychlostí a tečného napětí v průřezu žíly ve vybrané měřené poloze. Touto polohou je poloha -1 mm. Na grafu a.) je rychlostní pole. Stejně jako u nestacionárního proudění mělo rozložení rychlostí víceméně parabolický tvar, který měl v blízkosti osy žíly prudký nárůst rychlosti. Tento nárůst představoval maximum dosažené



Obr. 67.: Rozložení rychlosti a tečného napětí v průřezu žíly v měřené poloze -1 mm.

rychlosti a lze u něj očekávat vyšší rychlostní gradienty. Ty pak povedou k vyššímu tečnému napětí. Blíže k ose žíly je pozorován propad rychlosti do záporných hodnot. Ten byl způsoben sáním a opět lze u něj očekávat vyšší rychlostní gradienty a s nimi spojen vyšší tečné napětí. Na grafu b.) je rozložení tečného napětí v průřezu. Z rozložení tečného napětí je jasně patrné, že vyšší tečná napětí byla spojena s oblastmi vyšších rychlostních gradientů. V porovnání s nestacionárním prouděním nejsou tečná napětí v kritických oblastech tak vysoká. Kromě toho nedocházelo k oscilacím, a proto by nebyly červené krvinky natolik namáhané, aby to ohrožovalo jejich životnost.

7. Diskuse k ovlivnění žilní stěny v oblasti cévního přístupu

Studie odhalila několik významných poznatků o chování průtoku v cévním přístupu během hemodialýzy s použitím peristaltických čerpadel v mimotělním oběhu. Experiment in vitro s prouděním pouze v jehlách ukázal, že během práce peristaltického čerpadla dochází k částečnému návratu odebírané tekutiny zpět do vaskulárního systému arteriální jehly (odběrovou). Experiment in vivo potvrdil, že peristaltická pumpa ovlivňuje průtok krve v oblasti arteriální jehly podle našich předpokladů. Experiment in vitro simulující vaskulární přístup s extrakorporálním okruhem potvrdil, že použití peristaltické pumpy v extrakorporálním okruhu vede k hlubokým změnám průtoku s oscilující nízkou WSS uvnitř cévního přístupu. Důsledkem je mimo jiné dosažení patologických hodnot WSS.

Je známo, že pozorované hodnoty WSS v okolí arteriální jehly způsobují aktivaci endotelu a zvyšují jeho propustnost. U zdravého člověka jsou běžné hodnoty WSS pro žilní stěny 0,1 až 0,6 Pa [53]. Nahrazení peristaltické pumpy kontinuální pumpou vedlo k neoscilačnímu průtoku. K probouzení průtoku však docházelo u obou typů pump a bylo způsobeno samotnou jehlou. Proudová vlna je prostor za arteriální jehlou, kde se výrazně snižuje rychlost krve.

Charakteristiky proudění v okolí arteriální jehly studovali Fulker a kol. v numerické studii [17], která se zaměřila na obě dialyzační jehly, testovaný směr arteriální jehly byl retrográdní i antegrádní. Při antegrádním směru dirigování jehly byla zaznamenána podobná oblast narušení průtoku jako v naší studii. Tato studie se však od naší liší nejen metodami (numerický vs. in vitro experiment), ale také dalšími dvěma faktory. Za prvé to byl tvar pulzu peristaltické pumpy, který byl použit v numerické studii. Ten vycházel z měření provedeného na jednom pacientovi během hemodialýzy pomocí dopplerovské ultrasonografie [16]. Za druhé, nastavení mimotělního okruhu nebylo standardní, detektor vzduchu byl instalován mezi dialyzátorem a žilní jehlou a také mezi dialyzátorem a arteriální jehlou (nestandardní). Detektor vzduchu mezi dialyzátorem a arteriální jehlou má významný tlumicí účinek na tvar pulzu peristaltické pumpy. Fulkerova studie navíc neodhalila dočasnou reverzaci průtoku. Vzduchový detektor částečně absorbuje zpětný tok v důsledku principu pracující peristaltické pumpy. To vede ke snížení negativního vlivu na žilní stěnu v blízkosti arteriální jehly.

Na rozdíl od peristaltické pumpy nebylo použití kontinuální pumpy v modelu spojeno s dosažením patologických poruch průtoku. Hlavní výhodou peristaltické pumpy je, že krev není ve fyzickém kontaktu s mechanickými částmi peristaltické pumpy. Další výhodou peristaltické pumpy je negativní tlak, který by tato pumpa mohla vytvářet na straně sání (=skutečné sání) a přetlak na straně výdeje. Hlavní výhodou kontinuální pumpy je, že při sání krve nedochází k oscilacím, a tím k negativnímu ovlivnění cévní stěny. Podle studie [47] může princip peristaltické pumpy vést k poškození červených krvinek. Při použití kontinuální pumpy se poškození červených krvinek výrazně snižuje. Sterilizace kontinuální pumpy je možná, je však

nutné vyměnit části kontinuální pumpy, které jsou v kontaktu s krví. To by zvýšilo cenu jejího použití ve zdravotnictví. Rozumnějším řešením je použití peristaltické pumpy a přidání speciálního hydraulického prvku do mimotělního okruhu v blízkosti arteriální jehly, která by tlumila zpětný tok způsobený peristaltickou pumpou. Jako speciální hydraulickou součást lze použít vzduchový detektor, ale tlumení zpětného toku není ideální. Je možné použít reverzní škrticí ventil pro účinnější tlumení zpětného toku. Tento ventil zabraňuje zpětnému toku do cévního přístupu přes arteriální jehlu. Nevýhodou tohoto ventilu je rázová vlna, která vznikne v důsledku rychle uzavřeného ventilu. Rázová vlna může mít negativní vliv na krev. Další možností je Teslův ventil, který zpětný tok vrací do správného směru toku krve.

V oblasti arteriální jehly je také pozorováno vysoké tečné napětí v proudící krvi. Toto vysoké tečné napětí je pozorováno pro oba dva typy použitých čerpadel. Hodnoty vysokého tečného napětí v proudu jsou úzce spjaté s odsávaným proudem krve z vaskulárního přístupu. Je známo, že vysoké hodnoty tečného napětí způsobují velké deformace červených krvinek. Velká deformace červených krvinek vede k jejich poškození, což může u pacientů podstupující hemodialyzační léčbu přispívat k hemolýze. Díky tomu se jedná o další možnou zdravotní komplikaci spojenou s oblastí odběrové jehly v cévním přístupu. Velikost tečného napětí v odebíraném proudu krve je spojena s velikostí nastaveného průtoku extrakorporálním okruhem. U větších průtoků extrakorporálním okruhem jsou pozorována větší tečná napětí. Negativní ovlivnění červených krvinek lze zmírnit nastavením nižších hodnot průtoku krve extrakorporálním okruhem.

8. Závěr

V první části práce se věnuji zmapování problematiky cévního přístupu pro hemodialýzu a problematiky cévních onemocnění spojených s hemodynamickými parametry. V kapitole 2.1.; 2.2. a kapitole 2.3. jsem se věnoval zmapování faktorů, které vedou k remodelaci cévní stěny. Jako spouštěče remodelace cévní stěny jsou považovány specifické typy smykových napětí na stěně. Proto bylo v této práci zvoleno tečné napětí na stěně jako hlavní parametr pro hodnocení ovlivnění cévní stěny v oblasti cévního přístupu. Pro pochopení problematiky hemodynamiky cévního přístupu při hemodialýze je nutné pochopit celý proces hemodialýzy z technického hlediska. Této části jsem se věnoval v kapitole 2.5 až 2.7. Většina prací zabývající se cévním přístupem používaným při hemodialýze se zaměřuje na oblast anastomózy, která vzniká vytvořením AV-zkratu (spojení tepny a žíly). Práce, které se zabývají oblastí zavedení jehel do cévního přístupu, převážně cílí na venózní jehlu, která vrací vyčištěnou krev do vaskulárního systému. Protože během návratu krve z venózní jehly dochází ke vzniku urychleného proudu krve, který zákonitě musí měnit tečné napětí na stěně žíly, je zcela logické se této oblasti věnovat. Prací, které by se zabývaly oblastí arteriální jehly, je minimum. Tato oblast je však ovlivňována prací peristaltického čerpadla, které musí přirozeně ovlivňovat proudová pole v blízkosti arteriální jehly a tím i tečné napětí na stěně. Práce, které na toto téma existují, jsou řešeny pouze numerickými nástroji. V těchto pracích je použit průběh pulzu peristaltického čerpadla, který byl změřen pomocí dopplerovského ultrazvuku při hemodialýze, ale s nestandardním dialyzačním setem. Tato zjištění uvádím v kapitolách 3.8.

Aby bylo možné ověřit teorii, že během práce peristaltického čerpadla dochází ke zpětnému proudění a tím následně i k ovlivnění žilní stěny v oblasti arteriální jehly, bylo nutné stanovit tvar a velikost teoretického pulzu peristaltického čerpadla (cíl A.). Teoretický objemový pulz peristaltického čerpadla jsem stanovil pomocí zjednodušeného výpočtu, který zohledňoval všechny zásadní parametry spojené s peristaltickým čerpadlem. Přesný postup stanovení teoretického objemového pulzu uvádím v kapitole 4.1., přesně pak v podkapitole 4.1.1. K ověření správnosti tohoto pulzu a naplnění cíle B. jsem sestavil experiment (4.1.2.), s jehož pomocí byl změřen tlakový pulz peristaltického čerpadla. Ten jsem následně porovnal s teoretickým tlakovým pulzem získaným z teoretického objemového pulzu. Průběh a tvar obou tlakových pulzů jsem porovnal v podkapitole 4.1.3. Z porovnání je patrné, že průběh a tvar pulzů byl shodný. Díky tomu bylo potvrzeno, že během práce peristaltického čerpadla dochází k časovému úseku se zpětným prouděním.

Na základě informací o tvaru objemového pulzu jsem mohl naplnit cíl práce C. Sestavil jsem experiment, který simuloval cévní přístup. Sestavením experimentu se zabývám v podkapitolách 4.2. až 4.7. Jako měřicí metoda rychlostních polí byla použita metoda stereo PIV. Experiment byl navržen tak, aby simuloval cévní přístup se zavedením jak arteriální, tak i venózní jehly a také zjednodušený extrakorporální krevní okruh, včetně dialyzéru, který je

významným tlakovým odporem. Pulzní proudění v krevním řečišti jsem nastavoval jako stacionární. Toto zjednodušení bylo nutné provést s ohledem ke složitosti experimentu. Podobná zjednodušení lze najít i v jiných experimentálních pracích zabývajících se hemodynamikou. Před samotným měřením bylo nutné provést kalibraci pro stereo PIV (podkapitola 5.1.). Vzhledem k rozměrům modelu vaskulárního přístupu s jehlami jsem provedl kalibraci mimo měřený model. Jedná se o jedinečný způsob kalibrace, který umožňuje měřit metodou stereo PIV i v modelech se složitou geometrií či malými rozměry. Pro úspěšnou kalibraci mimo model a měření jsem vytvořil model s velice kvalitními optickými vlastnostmi a namíchal pracovní tekutinu, která měla požadované vlastnosti krve a velmi podobný index lomu světla jako model. Pro zlepšení transformačních matic, získaných z kalibrace, jsem následně provedl self-kalibraci. Správnost kalibrace jsem ověřil měřením na rovném úseku modelu.

Následně jsem provedl měření (cíl C) se zapojením peristaltického čerpadla v extrakorporálním okruhu (podkapitola 6.3.) a vyhodnotil jsem tečné napětí na stěně ve vybraných řezech cévního přístupu popisující oblast arteriální jehly. Tečné napětí na stěně bylo sledováno na části žilní stěny nacházející se nad jehlou, kde jsem očekával, že bude žilní stěnu ovlivňovat. Jak se ukázalo, ve směru proti proudu od jehly se neobjevily potenciálně nebezpečné oblasti proudění. Peristaltické čerpadlo však mělo tendenci proud tekutiny urychlovat a zároveň rozpulzovat. Docházelo také ke zvyšování tečného napětí se zmenšující se vzdáleností k jehle, které bylo zapříčiněno tělem jehly. Jehla zabírala určitou část průřezu žíly a při zachování objemového toku docházelo k zvýšení rychlosti proudu tekutiny v žíle a tím i ke zvýšení tečného napětí. Maximální hodnoty tečného napětí na stěně byly pozorovány během sání, minimální pak během zpětného proudění. Těsně u vstupu do jehly proti proudu bylo tečné napětí maximální a došlo k nerovnoměrnému rozložení tečného napětí na sledovaném úseku obvodu žíly. To je zapříčiněno tím, že zde byl proud tekutiny v žíle ovlivňován přímo proudem odsávané tekutiny. Nad středem vstupu do jehly docházelo k fázovému posunu maximálních a minimálních hodnot tečného napětí. To bylo spojeno se snížením objemového toku, které bylo zapříčiněno sáním. Snížení objemového toku vede ke zmenšení rychlostí v dané oblasti a tím i k poklesu tečného napětí na stěně. Minimální hodnoty byly pozorovány během sání a maximální během zpětného proudění. Po proudu od středu jehly byla pozorována oblast žilní stěny, kde docházelo k propadu tečného napětí na stěně do záporných hodnot během části pulzu peristaltického čerpadla. Velikost a tvar oblasti se měnil se vzdáleností od jehly. Jedná se o oblast, kde dochází k nízkému oscilačnímu proudění. Jedná se tedy o část žilní stěny v oblasti arteriální jehly, která je ohroženým místem cévního přístupu. Nízké oscilační napětí je považováno za jeden ze spouštěčů remodelace žilní stěny [46], [19], [64]. To potvrzuje předpoklad, že pulzní charakter peristaltického čerpadla přispívá k vytvoření podmínek vedoucích ke vzniku cévního onemocnění. Dále jsem vyhodnotil

tečná napětí v průřezu v blízkosti vstupu do jehly. Ukázalo se, že v blízkosti vstupu do jehly dochází k prudkým změnám tečného napětí vlivem sání. Navíc díky pulznímu charakteru peristaltického čerpadla tyto hodnoty oscilují. Jak je uvedeno v práci [27] tak krátkodobé vystavení opakovanému vysokému tečnému napětí má za následek poškození červených krvinek, což v konečném důsledku urychluje hemolýzu.

Dále jsem provedl měření se zapojením kontinuálního čerpadla v extrakorporálním okruhu (podkapitola 6.4.) a vyhodnotil tečné napětí na stěně v totožných řezech cévního přístupu a oblasti nad jehlou. S kontinuálním čerpadlem nedocházelo k oscilacím tečného napětí na stěně. Tečné napětí na stěně se v řezech proti proudu zvětšovalo se zkracující se vzdáleností od středu jehly. V těsné blízkosti středu jehly bylo tečné napětí na stěně největší. Nad středem jehly pak došlo k poklesu tečného napětí, který pokračoval dále po proudu od jehly. Dále bylo vyhodnoceno tečné napětí v průřezu žíly v blízkosti vstupu jehly. Opět byl sledován nárůst tečného napětí v blízkosti vstupu jehly, který je spojen s odsávaným proudem tekutiny.

Na konec jsem se věnoval naplnění posledního vytyčeného cíle D, kterým byla kvantifikace ovlivnění cévní stěny. Tomuto cíli se věnuji v kapitole 7. Provedl jsem porovnání ovlivnění žilní stěny při režimu s peristaltickým čerpadlem a režimu s kontinuálním čerpadlem kde je vidět, že u režimu s kontinuálním čerpadlem nedocházelo k oscilacím tečného napětí na stěně a ani nenabývalo záporných hodnot. Dále bylo patrné, že tečné napětí na stěně v průřezu žíly v blízkosti vstupu do jehly bylo u režimu s peristaltickým čerpadlem podstatně vyšší. Navíc docházelo k oscilacím tečného napětí na stěně vlivem práce peristaltického čerpadla. Z tohoto porovnání lze předpokládat, že peristaltické čerpadlo má negativní vliv jednak na životnost cévního přístupu a jednak na životnost červených krvinek. Hlavním kladem peristaltického čerpadla v medicíně je podtlak, který toto čerpadlo dokáže vytvořit na straně sání a přetlak na straně výtlačku. Přetlak, který umožňuje překonat tlakové ztráty na venózní větvi extrakorporálního okruhu. Výhodou je také jeho jednoduchost a nízká cena. Přesto je na místě přemýšlet, zda toto čerpadlo nenahradit, či nezmírnit technickým zásahem jeho vliv na žilní stěnu cévního přístupu.

Závěrem jsou uvedeny dvě základní možnosti, jak zmírnit dopad peristaltického čerpadla na cévní přístup. Prvním řešením by bylo nahradit peristaltické čerpadlo kontinuálním čerpadlem. Takovým čerpadlem je například odstředivé čerpadlo, které je již v některých lékařských aplikacích používáno. Nevýhodou by byla nutnost provést konstrukční změny hemodialyzačního přístroje. Také při zastavení čerpadla může dojít ke zpětnému toku systémem, kterému je třeba zabránit. Druhou možností pro zmírnění dopadu peristaltického čerpadla je umístění tlumícího prvku do hemodialyzačního setu, který by tlumil pulzní charakter čerpadla. Takovým prvkem by mohl být například Teslův ventil či expanzní nádoba. Výhodou tohoto řešení je možnost umístění tohoto prvku do hemodialyzačního setu a

možnost dále používat současné hemodialyzační přístroje. Nevýhodou je, že utlumení bude pouze částečné.

9. Seznam literatury

- [1] A.P. Avolio. Multi-branched model of the human arterial system. *Medical & biological engineering & computing*, 18(6):709–18, November 1980.
- [2] Bai, K., Katz, J.: On the refractive index of sodium iodide solutions for index matching in PIV, *Exp Fluids*, 55:1704, 2014
- [3] Balocco, S., Guillaume, M.Z., Demirci, S.F.S., et al.: *Computing and Visualization for intravascular Imaging and Computer-Assisted Stenting*, Academic Press, 2016
- [4] Bassiouny, H. S., White, S., Glagov, S., et. al.: Anastomotic intimal hyperplasia: Mechanical injury or flow induced, *JVascSurg*, 15, 708-717, 1992
- [5] Bessa, K. L., Ortiz, J. P.: Flow Visualization in Arteriovenous Fistula and Aneurysm Using Computational Fluid Dynamics, *The Visualization society of Japan Journal of Visualization*, 12, 95-107, 2009
- [6] Calejo, J., Pinho, D., Galindo-Rosales, F.J., et. all.: Particulate Blood Analogues Reproducing the Erythrocytes Cell Free Layer in a Microfluidic Device Containing a Hyperbolic Contraction, *Micromachines* 2016, 7, 4, 2016
- [7] CARO, C. G., FITZGERALD, J. M., AND SCHROTER, R. C.: Atheroma and Arterial Wall Shear Stress Observations, Correlation and Proposal of a Shear Dependent Mass Transfer Mechanism for Atherogenesis, In: *Proc. Roy. Soc. Lond.*, B17, No. 7, pp. 105–159, 1971
- [8] CARO, C.G.: Discovery of the Role of Wall Shear in Atherosclerosis, *Arteriscler Thromb Vasc Biol.*, 29: 158-161, 2009
- [9] D. JODKO, D. OBIDOWSKI, P. REOROWICZ, K. JÓŹWIK: Numerical investigations of the unsteady blood flow in the end-to-side arteriovenous fistula for hemodialysis, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 18, 4, 2016
- [10] Dias, T.S., Neto, M. M., Cardeal da Costa, J. A.: Arteriovenous fistula Puncture: An Essential Factor for Hemodialysis Efficiency, *Renal Failure*, 30, 870-876, 2008
- [11] Ene-Iordache, B., Remuzzi, A.: Disturbed flow in radial-cephalic arteriovenous fistulae for haemodialysis: low and oscillating shear stress locates the sites of stenosis, *Nephrol Dial Transplant*, 27, 358–368, 2012
- [12] Ethier, J., Mendelssohn, D. C., Elder, S. J., et. al.: Vascular access use and outcomes: an international perspective from the dialysis outcomes and practice patterns study, *Nephrol Dial Transplant*, 23, 3219-3226, 2008
- [13] FRIEDMAN, M. H., HUTCHINS, G. M., BARGERON, C. B., DETERS, O. J., AND MARK, F. F.: Correlation of Human Arterial Morphology with Hemodynamic Measurements in Arterial Casts, *J. Biomech.Eng.*, 103, pp. 204–207, 1981

- [14] Fulker, D., Ene-Iordache, B., Barber, T.: High-Resolution Computational Fluid Dynamic Simulation of Haemodialysis Cannulation in a Patient-Specific Arteriovenous Fistula, *Journal of Biomechanical Engineering*, 140, 2018
- [15] Fulker, D., Kang, M., Simmons, A., Barber, T.: The flow field near a venous needle in hemodialysis: A computational study, *Hemodialysis International*, 17, 62-611, 2013
- [16] Fulker, D., Keshavarzi, G., Simmons, A., Pugh, D., Barber, T.: Pulsatility Produced by Hemodialysis Roller Pump as Measured by Doppler Ultrasound, *Artificial Organs*, 39, 945-950, 2015
- [17] Fulker, D., Simmons, A., Barber, T.: Computational Model of the Arterial and Venous Needle During Hemodialysis, *Journal of Biomechanical Engineering*, 139, 1-7, 2017
- [18] GEOGHEGAN, P.H., BUCHMANN, N. A., SPENCE, C. J. T. et al.: Fabrication of rigid and flexible refractive-index-matched flow phantoms for flow visualisation and optical flow measurements, *Experimental fluids* 52, pp 1331 – 1347, 2012
- [19] GIJSEN F. J. H., WENTZEL J. J., THURY A., MASTIK F., SCHAAR J. A.: Strain distribution over plaques in human coronary arteries relates to shear stress. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 295. 1608 – 1614, 2008
- [20] Gijssen, F.J., van de Vosse, F.N., Janssen, J.D.: The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries: Steady flow in a carotid bifurcation model. *J Biomech* 32:601, 1999
- [21] GLAGOV,S., ZARINS,C.K, GIDDENS, D.P., KU,D.N.: Hemodynamics in atherosclerosis: insights and perspectives gained from studies of human arteries, *Arch. Pathol. Lab. Med.* 316, 1371–1375, 1988
- [22] Grust T., Lindner J., Vik K., et. al.: Particle Image Velocimetry Measurement in the Model of Vascular Anastomosis, *Prague Medical Report*, vol. 108, No. 01, 75-78, 2007
- [23] Hassa, Y.A, Dominquez-Ontiveros, E.E.: Flow visualization in a pebble bed reactor experiment using PIV and refractive index matching techniques, *Nuclear Engineering and Design* 238, 3080-3085, 2008
- [24] He, X., Ku, D. N.: Pulsatile Flow in the Human Left Coronary Artery Bifurcation: Average Conditions, *ASME J. Biomech. ENG.*, 118, 74-82, 1996
- [25] Heaf, J.: Current trends in European renal epidemiology, *Clinical Kidney Journal*, 10 (2), 149-153, 2017
- [26] Himburg, H. A., Grzybowski, D. M., Hazel, A. L., et. al.: Spatial comparison between wall shear stress measures and porcine arterial endothelial permeability, *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, 10, 2004

- [27] Horobin, J., Sabapathy, S., Simmonds, M.: Repetive Supra-Physiological Shear Stress Impairs Red Blood Cell Deformability and Induces Hemolysis, *Artificial Organs*, 50(11), 1017-1025, 2017
- [28] Charvát, J., a kol.: Žilní vstupy dlouhodobé a střednědobé, ISBN 978-80-247-5621-9, 2016
- [29] Chytilová, E., kol.: cévní přístup pro hemodialýzu, ISBN 978-80-204-3657-3, 2015
- [30] Jermy M., Making it clear: Flexible, transparent laboratorz flow models for soft and hard problems, Conference on Experimental Heat Transfer, Fluid Dynamics and Thermodynamics, 2013 Lisabon, Portugal, 2013, Conference Contribution
- [31] JIANG, Y., KOHARA, K., HIWADA, K.: Low wall shear stress in cartoid arteries in subject with left ventricular hypertrophy, *Am. Jounar of Hypertension*, 13 (8), 892-898, 2000
- [32] JMS, internetový zdroj dostupný z: http://www.jmss.com.sg/product_portfolio/hemodialysis_jms_avf_single_and_twin.htm
- [33] Kalke, B.R., Mantini, E.L., Kaster, R.L., et al.: Hemodynamic features of a double-leaflet prosthetic heart valve of new desing. *ASAIO J* 13:105-110, 1967
- [34] Kašpárek, M.: Comparison of the effect of optical properties of liquid on the accuracy of the measurement by PIV method, *Studentská tvůrčí činnost STČ*, ISBN 978-80-01-05929-6 , 2016
- [35] Koner, K.: The anastomosis of the arteriovenous fistula – common errors and their avoidance, *Nephrol Dial Transplant*, 17, 376-379, 2002
- [36] Lawson, N.J., Wu, J.: Three-dimensional particle image velocimetry: error analysis of stereoscopic techniques, *Meas. Sci. Technol.*, 8, 894-900, 1997
- [37] Lee, S. W., Steinman, D. A.: Correlations Among Indicators of Disturbed Flow at the Normal Carotid Bifurcation, *ASME J. Biomech. Eng.*, 131, 2009
- [38] Lee, T., Barker, J., Allon, M.: Needle Infiltration of Arteriovenous Fistulae in Hemodialysis: Risk Factors and Consequences, *American Journal of Kidney Diseases*, 44, 1020-1026, 2006
- [39] London Health Sciences Center, internetový zdroj dostupný z: <https://www.lhsc.on.ca/critical-care-trauma-centre/principles-of-crrt>
- [40] Lopot, F.: Principumělé ledviny dialyzátor, *Stěžeň*, 3, 16-22, 2012
- [41] M. BOZZETTO, B. ENE-IORDACHE, A. REMUZZI: Transitional Flow in the Venous Side of Patient-Specific Arteriovenous Fistulae for Hemodialysis, *Annals of Biomedical Engineering*, 44, 8, 2016

- [42] M. Raffel, C. E. Willert, S. T. Wereley, J. Kompenhans: Particle Image Velocimetry A Practical Guide Second Edition, ISBN 978-3-540-72307-3 Second Edition Springer Berlin Heidelberg New York, 2007
- [43] MacRae, J. M., Dipchand, Ch., Oliver, M., Moist, L., et. al.: Arteriovenous Access Failure, Stenosis, and Trombosis, Canadian Journal of Kidney Health and Disease, 3, 1-11, 2016
- [44] Mitra, S., Mitsides, N.: Technical Aspects of Hemodialysis, Core Concepts in Dialysis and Continuouse Therapies, 2016, ISBN: 978-1-4899-7655-0
- [45] Moravec, S., Liepsch, D.: Flow investigations in a model of a three-dimensional human artery with Newtonian and non-Newtonian fluids. Part I., Biorhology., 20(6), 745-59, 1983
- [46] MOTOMIYA, M., KARINO, T: Flow patterns in the human carotid Artery bifurcation, Stroke, 15, 50 – 56, 1984
- [47] Mulholland, J. W., Shelton, J. C., Luo, X. Y.: Blood flow and damage by roller pumps during cardiopulmonary bypass, Journal of fluids and Structures, 20, 129-140, 2005
- [48] Narrow, T.L., Yoda, M., Abdel-Khalik, S.I.: A simple model for the refractive index of sodium iodide aqueous solutions, Experiments in Fluids 28, 282-283, 2000
- [49] NASCUTIU, L., GIURGIEA, C., DAMIAN, M. et al.: Considerations regarding the optically transparent rigid model for PIV investigations. A case study. Part1: Model manufacturing, Energy procedia 85, pp - 358-365, 2016
- [50] National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases, internetový zdroj dostupný z: <https://catalog.niddk.nih.gov/catalog/imagelibrary/detail.cfm?id=539>
- [51] National Kidney Fondation: NEEDLES AND CANNULAS FOR ARTERIOVENOUS FISTULA ACCESS More options promote better outcomes, internetový zdroj dostupný z: https://www.kidney.org/sites/default/files/Fistula%20Bulletin_0.pdf
- [52] Ojha, M., Cobbold, R. S. C., Johnston, K. W.: Influence o fangle on wall shear stress distribution for an end to side anastomosis, JVascSurg, 19, 1067-1073, 1994
- [53] Papaioannou, T.G., Karatzis, E.N., Vavuranakis, M., et. al.: Assessment of wall shear stress and implications for atherosclerotic disease, International Journal of Cardiology. 113, 12-18, 2006
- [54] Pattyn, G.: Creating in-vitro phantoms of blood vessels to support the testing and validation of new ultrasonic blood flow imaging techniques, Master´s Thesis, Univ. Gent, 2016
- [55] Peng, L., Wen, J., Yang, K., Zhao, S., et. al.: Effects of arterial blood on the venous blood vessel wall and differences in percentages of lymphocytes and neutrophils between arterial and venous blood, Medicine, 97:26, 2018

- [56] Pries, A. R., Neuhauser, D., Gaehtgens, P.: Blood viscosity in tube flow: dependence on diameter and hematocrit, *Am J Physiol.*, 263(6 Pt 2), H1770-8, 1992
- [57] Robertson, A. M., Sequeira, A., Kameneva, M. V.: Hemorheology, Hemodynamical Flows. Modeling, Analysis and Simulation; Oberwolfach Seminars, 37, 63-120, 2008
- [58] Rostoker, G.: Single-Needle Hemodialysis on Native Fistulae, Open access peer-reviewed – Hemodialysis, 2013, ISBN: 978-953-51-0988-4
- [59] Rothera, Ch., McCallum, Ch., Huang, S., et. al.: The influence of between-needle cannulation distance on the efficacy of hemodialysis treatments, *Hemodialysis International*, 15, 546-552, 2011
- [60] SAKARIASSEN, K.S , ORNING, L. TURITTO, V.T.: The impact of blood shear rate on arterial thrombus formation, *Future Sci. OA* 1(4), FSO30, 2015
- [61] Smith, G. E., Barnes, R. Fagan, M. Chetter, I. C.: The Impact of Vein Mechanical Compliance on Arteriovenous Fistula Outcomes, *Annals of Vascular Surgery*, Volume 32, Pages 9-14, 2016
- [62] T.J.R. Hughes and J. Lubliner. On the one-dimensional theory of blood flow in the larger vessels. *Mathematical Biosciences*, 18(1-2):161–170, 1973.
- [63] Tapflo, internetový zdroj dostupný z: <https://www.tapflopumps.co.uk/peristaltic-hose-pumps-faqs>
- [64] THIM, T., HAGENSEN, M.K., HØRLYCK, A., KIM, W.Y., NIEMANN, A.K., THRYSDØE, S.E. et al: Wall shear stress and local plaque development in stenosed carotid arteries of hypercholesterolemic minipigs, *J Cardiovasc Dis Res.* 2012;3:76–83, 2012
- [65] Tuka, V., Wijnen, E., van der Sande, F. M., Tordoir, J. H.M.: Dialysis needle hemodynamics in arterio-venous fistulae: A technical report, *The Journal of Vascular Access*, 10, 157-159, 2009
- [66] Unnikrishnan, S., Brott, B. C., Ito, Y., Cheng, G. C.: Turbulent flow evaluation of the venous needle during hemodialysis, *Journal of Biomechanical Engineering*, 127,1141-1146,2005
- [67] Válek, M.: Cévní přístupy pro hemodialýzu a hemodynamika, disertační práce, Praha 2010
- [68] van Doorne, C.W.H., Westerweel, J.: Measurement of laminar, transitional and turbulent pipe flow using Stereoscopic-PIV, *Experimental Fluids*, 42,259-279,2007
- [69] Van Tricht, I., De Wachter, D., Tordoir, J., Verdonck, P.: Hemodynamics and Complications Encountered with Arteriovenous Fistulas and Grafts as Vascular Access for Hemodialysis: A Review, *Annals of Biomedical Engineering*, 33, 1142-1157, 2005
- [70] Velikov, D. P., Grande-Allen, K. J.: Mechanical Properties of Diseased Veins, *Methodist DeBakey Cardiovasc J*, 14 (3), 182-187, 2018

- [71] Ward, M. K., Shadforth, M., Hill, A. V. L., Kerr, D. N. S.: Air Embolism during Haemodialysis, *British Medical Journal*, 3, 74-78, 1971
- [72] Watanabe, S.M., Blanco, P.J., Feijóo, R.A., 2012. Blood Flow Modeling in a Detailed Arterial Network of the Arm. LNCC Internal Report 4
- [73] Webové stránky Medline Plus Medical Encyclopedia, dostupné: http://oer2go.org/mods/en-medline_plus/ency/imagepages/19194.htm
- [74] Wentzel, J. J., Chatzizisis, Y. S., et. al.: Endothelial shear stress in the evolution of coronary atherosclerotic plaque and vascular remodelling: current understanding and remaining questions, *Cardiovascular Research*, 96, 234-243, 2012
- [75] Yagi, T., Sato A., et al.: Experimental insights into flow impingement in cerebral aneurysm by stereoscopic particle image velocimetry: transition from a laminar régime, *J. of the Royal Society Interface*, 10, 2013
- [76] Yousif, M.Y., Holdsworth, D.W., Poepping T.L.: A blood-mimicking fluid for particle image velocimetry with silicone vascular models, *Exp Fluids* 50:769–774, 2011
- [77] Zamir, M.: *Hemo-Dynamics*, Springer International Publishing Switzerland, 2016, ISSN 1618-7210, ISBN 978-3-319-241001-2

Autorova činnost uvedená v disertační práci

- [MK1] Kaspárek, M.; Nováková, L.; Malik, J., Effect of Roller Pump Pulse in the Arterial Needle Area during Hemodialysis. *Diagnostics* 11 2021, no.11, 2010, <https://doi.org/10.3390/diagnostics11112010>
- [MK2] KAŠPÁREK, M., NOVÁKOVÁ, L., High optical quality models for flow visualization and PIV measurement, *Experimental fluid mechanics* 2021, Liberec, Liberec: Technical University of Liberec and MIT, 2021
- [MK3] KAŠPÁREK, M., NOVÁKOVÁ, L., NOVOTNÝ, J., Spatial accuracy of small scale PIV measurement, 39. SETKÁNÍ KATEDER MECHANIKY TEKUTIN A TERMOMECHANIKY 2021, Horní bečva, Ostrava: Technická univerzita Ostrava Fakulta strojní a Fakulta materiálově technická, 2021
- [MK4] KAŠPÁREK, M., NOVÁKOVÁ, L., a ADAMEC, J. Pressure relationship in the area of hemodialysis access when determining the blood flow rate through the vein using the dilution method. In: 33rd conference with international participation *Computational Mechanics 2017 - Extended Abstracts. 33rd CONFERENCE WITH INTERNATIONAL PARTICIPATION Computational Mechanics 2017*. Špičák, Železná Ruda, 06.11.2017 - 08.11.2017. Pilsen: University of West Bohemia. 2017, s. 49-50. ISBN 978-80-261-0748-4.
- [MK5] KAŠPÁREK, M. a NOVÁKOVÁ, L. Comparison of the effect of optical properties of liquid on the accuracy of measurement by PIV method. In: MORAVEC, J., ed. *Studentská tvůrčí činnost 2016 - sborník konference. Konference studentské tvůrčí činnosti 2016*. Praha, 19.04.2016. Praha: České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní. 2016, ISBN 978-80-01-05929-6.

Autorova činnost neuvedená v disertační práci

- [MK6] NOVOTNÝ, J., NOVÁKOVÁ, L., Roman Čížek, KAŠPÁREK, M., MACHOVSKÁ, I., *Optimization of air mass flow in a PEM fuel cell*, Experimental fluid mechanics 2021, Liberec, Liberec: Technical University of Liberec and MIT, 2021
- [MK7] NOVOTNÝ, J., NOVÁKOVÁ, L., MACHOVSKÁ, I., KAŠPÁREK, M., *Correlation Plane Metrics for Determining Measurement Uncertainty in Particle Image Velocimetry*, 39. SETKÁNÍ KATEDER MECHANIKY TEKUTIN A TERMOMECHANIKY 2021, Horní bečva, Ostrava: Technická univerzita Ostrava Fakulta strojní a Fakulta materiálově technická, 2021
- [MK8] KAŠPÁREK, M. a NOVÁKOVÁ, L. *Steady and pulsatile flow in a single and double stenosed tube. In: 9th World Conference on Experimental Heat Transfer, Fluid mechanics and Thermodynamics*, Iguazu Falls, Brazil, 2017. 9th World Conference on Experimental Heat Transfer, Fluid mechanics and Thermodynamics. Iguazu Falls, 12.06.2017 - 15.06.2017. Sao Carlos: Universidade Federal de Sao Carlos. 2017
- [MK9] KAŠPÁREK, M., NOVÁKOVÁ, L., a NOVOTNÝ, J. *The flow field and the pressure drop in multiple stenoses. In: 32nd conference with international participation Computational Mechanics 2016 - Book of Extended Abstracts. 32nd conference with international participation Computational Mechanics 2016. Špičák, 31.10.2016 - 02.11.2016. Pilsen: University of West Bohemia. 2016, ISBN 978-80-261-0647-0.*

Výzkumné zprávy

- [MK10] KAŠPÁREK, M., NOVÁKOVÁ, L., a ADAMEC, J. *Tlakové ztráty Teslových ventilů a jejich diodicitu. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní, [Research Report] 2017. Report no. 3/2017/SGS.*
- [MK11] KAŠPÁREK, M., NOVÁKOVÁ, L., a ADAMEC, J. *Technologie výroby pružných a pevných modelů pro měření. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní, [Research Report] 2017. Report no. 1/2017/SGS.*
- [MK12] KAŠPÁREK, M., et al. *Měření tlakových ztrát a rychlostního pole v Teslových ventilech a numerické řešení vybraného Teslova ventilu. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní, [Research Report] 2016. Report no. 2/2016/H.*
- [MK13] KAŠPÁREK, M., et al. *Vliv ne-newtonské tekutiny na proudění. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní, [Research Report] 2016. Report no. 1/2016/H.*
- [MK14] KAŠPÁREK, M., et al. *Technologie lití průhledných modelů. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní. [Research Report] Report no. 1/2016/H.*

[MK15] VESELÝ, O., et al. *Výroba průhledných modelů obráběním*. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní. [Research Report] 2015. Report no. 3/2015.

[MK16] NOVOTNÝ, J., KOLÍNSKÝ, J., a KAŠPÁREK, M. *Výkonové charakteristiky 8 modelových výměníků*. Škoda Auto a.s.. [Research Report] 2015.

Funkční vzorky

[MK17] ADAMEC, J., et al. *Experimentální trať modelu recirkulace krve*. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní, [Funkční vzorek]. [Functional Sample] 2012.

Software

[MK18] NOVOTNÝ, J., KOLÍNSKÝ, J., a KAŠPÁREK, M. SPNPWV1. [Software splňující podmínky RIV (dřív Autorizovaný)]. 2015, Dostupné z: <http://fs12120.fsid.cvut.cz/softlib/2015/SPNPWV1.zip>