

**ČESKÉ VYSOKÉ
UČENÍ TECHNICKÉ
V PRAZE**

**FAKULTA
STROJNÍ**



**TEZE
DISERTAČNÍ
PRÁCE**

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA STROJNÍ
ÚSTAV MECHANIKY TEKUTIN A TERMODYNAMIKY

TEZE DISERTAČNÍ PRÁCE

Analýza proudového pole v cévním přístupu

Ing. Miloš Kašpárek

Doktorský studijní program: Strojní inženýrství

Studijní obor: Termomechanika a mechanika tekutin

Školitel: doc. Ing. Jiří Polanský, Ph.D.

Teze disertace k získání akademického titulu "doktor", ve zkratce "Ph.D."

Název anglicky: Velocity field analysis in vascular access

Disertační práce byla vypracována v prezenční formě doktorského studia na Ústavu Mechaniky tekutin a termodynamiky Fakulty strojní ČVUT v Praze.

Disertant: Ing. Miloš Kašpárek

Ústav Mechaniky tekutin a termodynamiky, Fakulta strojní ČVUT
v Praze
Technická 4
160 00 Praha 6

Školitel: doc. Ing. Jiří Polanský, Ph.D.

Ústav Mechaniky tekutin a termodynamiky, Fakulta strojní ČVUT
v Praze
Technická 4
160 00 Praha 6

Školitel-specialista: doc. Ing. Ludmila Nováková, Ph.D.

Ústav strojů a energetiky, Fakulta strojního inženýrství UJEP v Ústí
nad Labem
Pasteurova 3544/1
400 96 Ústí nad Labem

Oponenti:

Teze byly rozeslány dne:

Obhajoba disertace se koná dne v hod.

v zasedací místnosti č. 17 (v přízemí) Fakulty strojní ČVUT v Praze,
Technická 4, Praha 6

před komisí pro obhajobu disertační práce ve studijním oboru
Termomechanika a mechanika tekutin.

S disertací je možno se seznámit na oddělení vědy a výzkumu Fakulty strojní
ČVUT v Praze, Technická 4, Praha 6.

doc. Ing. Tomáš Hyhlík, Ph.D.

předseda oborové rady oboru Termomechanika a mechanika tekutin
Fakulta strojní ČVUT v Praze

Obsah

Úvod.....	8
1. Mechanismy ovlivňující žilní stěnu	9
1.1 Ateroskleróza	9
2. Hemodynamika	10
3. Cíle.....	12
4. Metodika řešení problematiky	12
4.1 Matematický model pulzu.....	13
4.2 Kontrola vypočteného pulzu	13
4.4 Simulace proudění krve v cévním přístupu	16
4.4.1 Vliv průměru cévy na hodnotu viskozity.....	17
4.4.2 Žilní stěna.....	17
4.4.3 Objemový pulz krve v cévním přístupu.....	18
4.5 Pracovní kapalina.....	18
4.6 Model cévního přístupu	19
4.7 Schéma experimentálního zařízení	19
4.8 Kalibrace a ověřovací měření	20
5. Výsledky	24
5.1 In vivo experiment	24
5.2 Nestacionární proudění	24
5.3 Stacionární proudění	31
6. Diskuse k ovlivnění žilní stěny v oblasti cévního přístupu... 35	
7. Závěr	37
Seznam literatury	41

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_n	[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}	[mm]	rozdíl vzdálenosti mezi body kalibračního terčíku ve směru osy x
Δy	[mm]	rozdíl vzdálenosti mezi body kalibračního terčíku ve směru osy y
Δy_{teor}	[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
$V_{maxteor}$	[m/s]	maximální teoretická rychlost

Zkratky

AVF	arteriovenózní fistule
AVG	arteriovenózní graft
CŽK	centrální žilní katétr
WSS	tečné napětí na stěně
PIV	Particle Image Velocimetry

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. To umožňuje odebírat z žíly dostatečný objemový tok krve a opakovaně 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 ním spojené (ateroskleróza, trombóza). V současné době jsou jako hlavní spouštěče těchto změn považovány určité typy tečného napětí na stěně (WSS) cévy. Změny tečného napětí na stěně cévy jsou závislé na hemodynamických parametrech v cévě, které mohou být změněny buď krátkodobě, nebo dlouhodobě.

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 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 v této oblasti a jejím ovlivnění pulzem peristaltického čerpadla 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 včasné 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.

1. Mechanismy ovlivňující žilní stěnu

Smykové napětí a smyková rychlost jsou hemodynamické parametry, které jsou spojovány s mechanismy ovlivňující žilní stěnu [27]. 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 [17], [3]. U žilních stěn je to pak 0,1 až 0,6 Pa [17].

Vyšší hodnoty smykového napětí na stěně jsou pozorovány hlavně v oblastech anatomii (geometrii) podporující vznik turbulentního proudění nebo zvýšenou rychlost proudění. 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 [17]. 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 disfunkci a expanzi adhezních molekul před vývojem morfologických změn.

1.1 Ateroskleróza

Aterosklerotické pláty jsou oblasti v cévním systému, které jsou charakterizovány intimálním zesílením s nadměrnou tvorbou oxidovaného lipoproteinového cholesterolu, s nízkou hustotou, doprovázené infiltrací zánětlivých buněk, proliferací hladkého svalstva a akumulací extracelulární matice [2]. Spojitost mezi vznikem aterosklerózy a hemodynamickými parametry proudění dokázaly již studie provedeny v minulosti [2], [10], [13]. Existují dvě hypotézy, které spojují smykové 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 [21]. S vysokým smykovým napětím jsou spojeny i vysoké smykové rychlosti. Vlivem vysoké

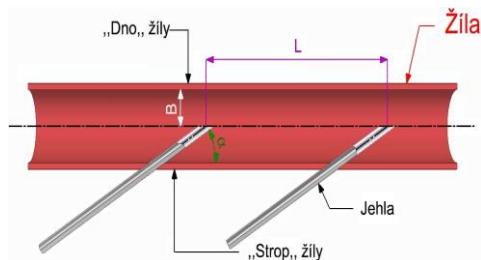
smykové rychlosti dojde k migraci erytrocytů (červené krvinky) do středu proudu krve, což vede k odpovídajícímu nárůstu krevních destiček v blízkosti cévní stěny.

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, které 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 [15], [9], [23]. Dřívější studie spojovaly tyto mechanismy pouze s nízkým smykovým napětím [1], [4].

2. Hemodynamika

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 funkčnosti cévního přístupu.

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 [24], 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 nejvhodnější geometrii zavedení venózní jehly [6]. Dále byly v proudu krve z venózní jehly zkoumány turbulentní výkyvy RMS spojené s proudem krve z jehly jsou za jehlou 4-7x větší než v proudu krve v cévním přístupu a svého vrcholu dosahují přibližně 2 cm od špičky jehly [25]. Ovlivnění turbulencemi je patrné až do poměrně velké vzdálenosti cca 7-8 cm.



Obr. 1.: Geometrie zavedení jehel a označení sledovaných oblastí.

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 [25]. V numerických studiích [5], [8], které se zabývaly touto problematikou, byl pulzní proud nastavován na arteriální jehle na základě experimentálního měření pulzů peristaltického čerpadla [7]. 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 [8]. Při antegrádním zavedením 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 ovlivňují 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 [5].

3. Cíle

Práce se zabývá zmapováním proudových polí a ovlivnění žilní stěny v oblasti arteriální jehly cévního přístupu. Ve vybrané oblasti se očekává negativní ovlivnění cévní stěny vlivem pulzu peristaltického čerpadla. Pro úspěšné řešení dané problematiky byly vytyčeny tyto cíle:

- a. Stanovení tvaru a velikosti objemového pulzu peristaltického čerpadla na základě technických informací o peristaltickém čerpadle
- 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.
- 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

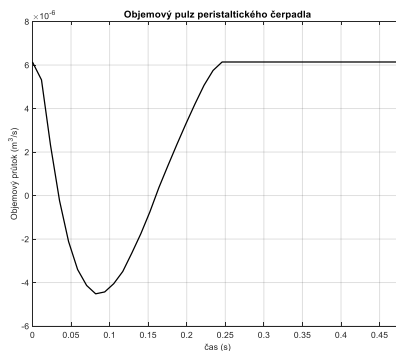
Problematika ovlivnění cévní stěny cévního přístupu byl v této práci řešen experimentálními metodami. V první řadě bylo nutné stanovit tvar a velikost pulzu peristaltického čerpadla, který poskytl prvotní potvrzení zpětného proudění během pulzu peristaltického čerpadla. Následně jsou informace o pulzu peristaltického čerpadla využity při návrhu experiment pro měření rychlostních polí v cévním přístupu.

Existence zpětného proudění arteriální jehlou bylo zkoumáno in vivo experimentem pomocí ultrazvuku při hemodializační léčbě pacientů.

Před sestavením experimentálního stanoviště pro měření rychlostních polí v cévním přístupu bylo třeba vyřešit několik problémů spojených s PIV měřením. Prvním z nich byla výroba modelu cévního přístupu s dostatečně kvalitním optickým přístupem. Dále stanovení metody kalibrace pro měření stereo PIV, která umožní měření ve velmi malých rozměrech modelu cévního přístupu a experimentální ověření této metody. Bylo také nutné navrhnout metodiku vyhodnocování tečného napětí na stěně z naměřených rychlostních polí metodou stereo PIV a ověřit její zprávnost.

4.1 Matematický model pulzu

Při modelování pulzu peristaltického čerpadla bylo provedeno zjednodušení, kdy trubka umístěna 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 kontuity, 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 pohyb válečku je kontinuální, tak samotná změna objemu tekutiny v hadici v oblasti stlačení je proměnlivá. Změnu objemu lze popsat jako průnik dvou válců, 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 . Pro řešení této úlohy byla použita metoda numerické integrace. Složení obou částí pulzu, pak vede k popsání průběhu celého pulzu (obr. 2.). Pro kontrolu je dopočítán průměrný průtok z pulzu a je porovnán s průměrným průtokem nastaveným na čerpadle.

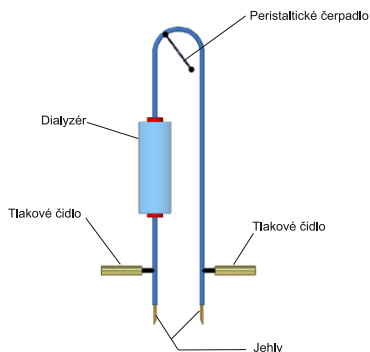


Obr. 2.: Vypočtený pulz.

4.2 Kontrola vypočteného pulzu

Pro kontrolu vypočteného pulzu byl navrhu a vytvořen experiment. Schéma experimentu je vidět na obrázku 3. Experiment je modelován s ohledem na

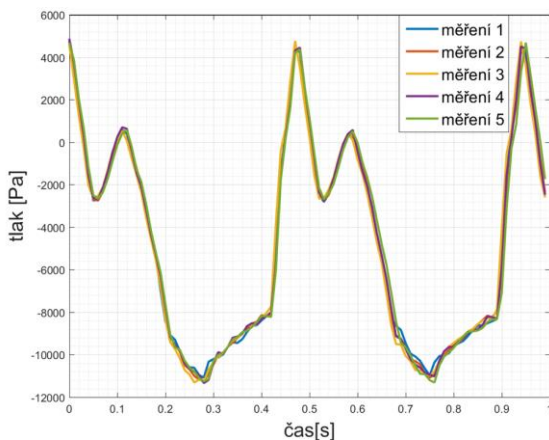
extrakorporální okruh. Použité hadice pro pojení jednotlivých komponentů jsou stejné, jako se používají při samotné hemodialýze. Měření proběhlo pro průměrný průtok peristaltickým čerpadlem 200 ml/min. Tato hodnota byla zvolena na základě vypočteného průměrného objemového toku z teoretického pulzu a jednak protože byla zvolena jako nastavovaná hodnota pro průtok hemodialyzačním okruhem během experimentálního měření proudových polí v cévním přístupu.



Obr. 3.: Schéma experimentální tratě.

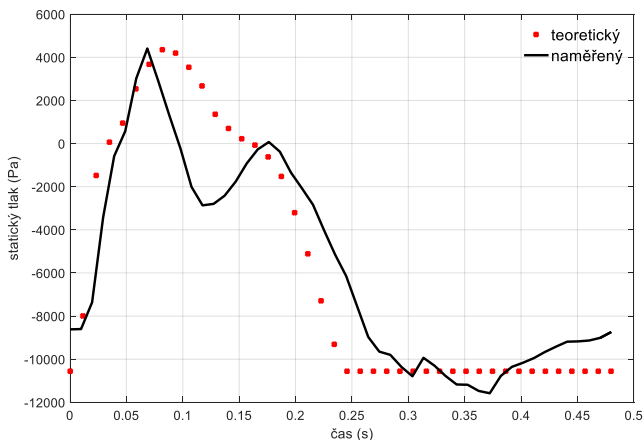
Byl změřen tlakový pulz peristaltického čerpadla, který byl porovnán s tlakovým pulzem získaným z matematického modelu objemového pulzu peristaltického čerpadla.

Na obrázku 4. jsou vidět naměřené periody pulzu pro všechna 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. Části pulzu, které nabývají kladných hodnot tlaku, odpovídají toku krve v negativním směru. To znamená, že krev se navrácí zpět do krevního řečiště skrze 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. 4.: Průběh tlakového pulzu.

Z matematického modelu objemového pulzu byl pomocí Bernoulliho rovnice dopočítán odpovídající tlakový pulz. Tento teoretický tlakový pulz je porovnán s naměřeným tlakovým pulzem. Porovnání obou tlakových pulzů je na obrázku 5. Černá čára odpovídá experimentálně změřenému pulzu. Červené body pak představují teoretický tlakový pulz. Z grafů je vidět, že 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 u experimentálně změřeného pulzu je 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.



Obr. 5.: Porovnání teoretického a skutečného tlakového pulzu.

4.4 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. 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 [20]. Největší objem pevné části suspenze tvoří červené krvinky. Množství červených krvinek v krvi je označován jako hematokrit. Vzhledem k vlastnostem krve není zcela jednoduché simulovat její chování a to jak experimentálními metodami, tak numerickými metodami. Proto je nutné provést vhodné zjednodušení modelu krve a zanedbat některé méně důležité vlastnosti. To je vždy spojeno se simulovanou oblastí a okrajovými podmínkami. Z hlediska experimentu jsou nejdůležitějšími vlastnostmi krve viskozita a hustota. Protože se jedná o nenewtonskou kapalinu, není viskozita podél průřez konstantní, a proto je udávána tzv. zdánlivá viskozita η_a [20], [14]. Jedná se o viskozitu závislou na okamžité hodnotě smykového napětí (rovnice 1).

$$\eta_a = \frac{\tau}{\dot{\gamma}} \quad (1)$$

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.

4.4.1 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. Kdy jádro je dvoufázové proudění a má vyšší viskozitu než okrajová vrstva. 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 v případech větších cév možnost 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 [30], [19].

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 $1,6 \text{ mm}$ a žíla 6 mm . V těchto rozměrech jsou nenewtonské vlastnosti krve zanedbatelné, stejně jako vliv velikosti krvinek na proudění. Hlavním vlastností krve je v těchto rozměrech zdánlivá viskozita. Proto byla krev v experimentu modelována jako newtonská tekutina, která má totožnou viskozitu jako krev.

4.4.2 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 spjata s mechanickými vlastnostmi cévních stěn. V oblasti výzkumu kardiovaskulárního systému existují velké rozdíly ve znalostech mechanických vlastnostech arterií a žil a to v neprospekch žil [26].

Při zkoumání Yungova modulu u žil bylo pak zjištěno, že pružnost žilní stěny je úzce spjata s věkem člověka, kdy s rostoucím věkem dochází ke snižování pružnosti [22]. Výrazný pokles je pozorován u lidí nad šedesát let. Z hlediska

modelování problematik spojených s hemodialýzou, je to zásadní informace, protože jak uvádí práce [12], průměrný věk pacientů přijatých k první chronické renální léčbě v Evropě je 63 let. Dalším možným faktorem ovlivňující mechanické vlastnosti žilní stěny je složení krve. Studie [18], která se zaměřila na složení krve na oblast cévního přístupu pro hemodialýzu. V této práci [18] 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 a složení krve. Tyto faktory mají vliv na tuhost žilní stěny.

4.4.3 Objemový pulz krve 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 žilou 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 nevznikne nic jiného než anastomóza, která odvede část toku z Radiální tepny do žíly tvořící cévní přístup. Díky tomu se opět částečně utlumí pulzní charakter proudění. Vytvořené anastomóza může také vést k deformaci tvaru pulzu (a to 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. 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. Podobná zjednodušení, kdy není uvažován pulzní charakter proudění krve v určitém segmentu vaskulárního systému lze najít i v jiných experimentálních pracích zabývajících se hemodynamikou [11], [25].

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. Pracovní kapalina musí mít tedy shodné mechanické vlastnosti s krví. Jak bylo popsáno v kapitole 3.4.1, tak lze krev v měřené oblasti modelovat jako newtonskou kapalinu.

Roztok, představující pracovní kapalinu, byl namíchaný 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 [29], 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.

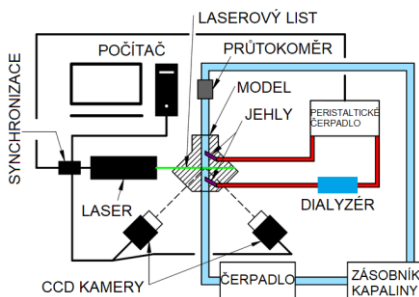
4.6 Model cévního přístupu

V první řadě bylo nutné vyrobit model cévního přístupu, který umožní kvalitní optický přístup a měření metodou 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. Proto byl použit jako materiál Sylgard 184, který má index lomu světla 1,414. 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.

4.7 Schéma experimentálního zařízení

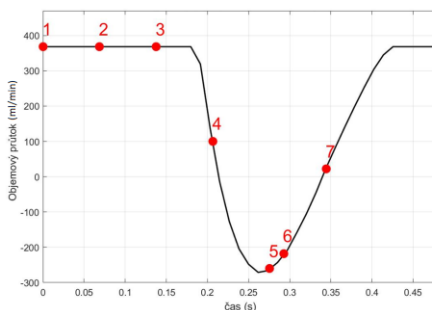
Pro měření rychlostních polí v cévním přístupu bylo navrženo experimentální zařízení. Schéma tohoto experimentálního zařízení je znázorněno na obrázku 6. Experimentální zařízení má dva okruhy. První

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, který je umístěn v pevném rámečku.



Obr. 6.: Schéma experimentální tratě.

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. Na obrázku 7 jsou znázorněny měřené body na pulzu peristaltického čerpadla.



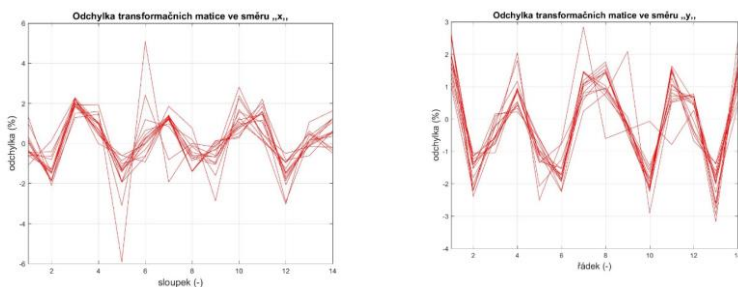
Obr. 7.: Pulz peristaltického čerpadla s měřenými body.

4.8 Kalibrace a ověřovací měření

Díky odstranění optických deformací bylo možné provést kalibraci stereo PIV jako by se jednalo o vnější proudění. To znamená, že model je nahrazen

kalibračním terčíkem, kterým je pohybováno, a jsou získány snímky kalibračního terčíku ve všech pozicích. Obdobné řešení kalibrace lze najít v článku [75]. Na základě získaných obrazů byly dopočteny transformační matice, které je možné použít na změřená data. Pro vylepšení transformačních matic byla provedena self-kalibrace.

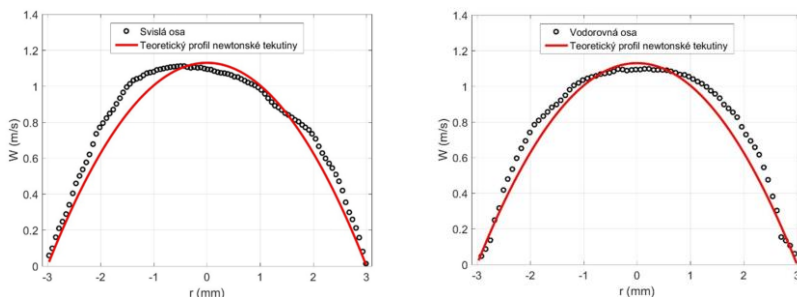
Pro kontrolu kvality transformačních matic byla provedena transformace snímků kalibračního terčíku z obou kamer. Úspěšnost transformování snímků byla zjištěna pomocí rozdílu vzdáleností (Δx) mezi jednotlivými body ve směru osy „x“. Každá hodnota „ Δx “ byla podělena teoretickou hodnotou rozdílu vzdáleností 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“. Na obrázku 8. 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. 8.: Odchylka kalibrace ve směru osy „x“ a ve směru osy „y“

Funkčnost kalibrace byla 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. Z naměřeného rychlostního pole byl získán rychlostní profily ve vodorovném a svislém řezu měřenou oblastí. Tyto profily byly porovnány s teoretickým rychlostním profilem (obr.9). Z grafů na obr. 9. Je vidět velmi dobrá shoda s

teroretickým rychlostním profilem pro oba řezy měřenou oblastí. Drobná asymetrie v naměřených rychlostních profilech je způsobena extrémní citlivostí laminárního proudění na vnější vlivy.

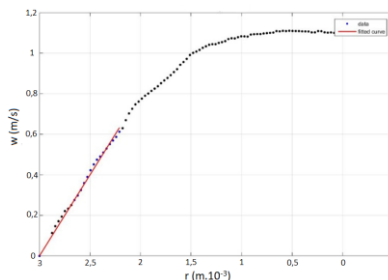


Obr. 9.: Porovnání naměřených rychlostních profilů a teoretického rychlostního profilu.

Dále bylo ze získaného rychlostního pole dopočítáno tečné napětí na stěně. Rychlostní pole bylo převedeno na polární souřadnice a pro výpočet byla použita rovnice 2.

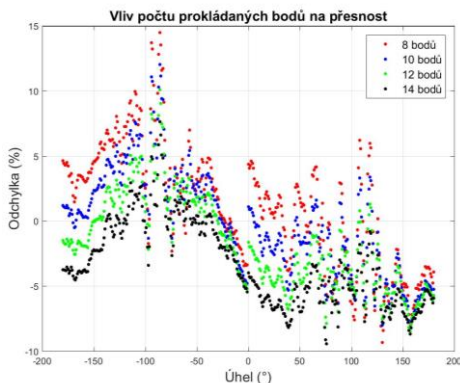
$$\tau = \mu \cdot \frac{\sigma w}{\sigma r} \quad (2)$$

Samotný výpočet tečného napětí na stěně probíhá následovně. Z rychlostního pole jsou získány rychlostní profily. Aby bylo možné dopočítat smykové napětí z experimentálně změřeného 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 vybrána část rychlostního profilu položena matematickou funkcí. Pro proložení byla vybrána lineární funkce (obr. 10.). Z této funkce byl získán rychlostní gradient, který byl použit k výpočtu tečného napětí dle rovnice (2).



Obr. 10.: Proložení rychlostního profilu lineární funkcí.

Jak se při výpočtu tečného napětí ukázalo, tak počet pro bodů použitých pro proložení funkcí zásadně ovlivňoval přesnost výpočtu. Vliv použitého počtu bodů znázorňuje odchylka na obr. 11. Odchylka výpočtu byla získána rozdílem mezi vypočtenou hodnotou tečného napětí na stěně a teoretickou hodnotou tečného napětí vypočítanou z teoretického rychlostního profilu. Z obrázku je vidět, že k nejlepším výsledkům je dosaženo při proložení 14 bodů. 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 proložení 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. Pro samotné vyhodnocování ovlivnění žilní stěny se předpokládá jako klíčová oblast prostor nad návratovou jehlou, kde je přesnost výpočtu velice dobrá.

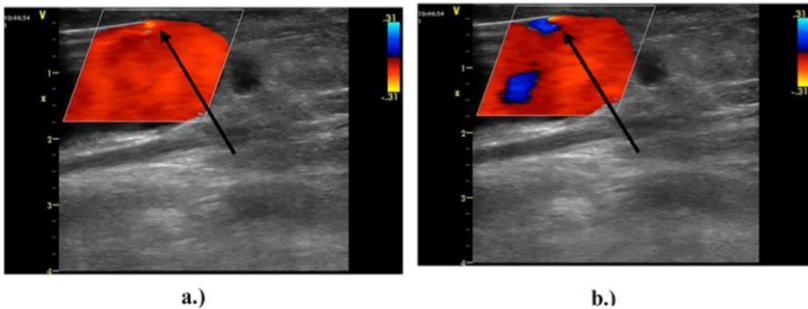


Obr. 11.: Vliv počtu bodů na přesnost.

5. Výsledky

5.1 In vivo experiment

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. Během hemodialýzy bylo provedeno in vivo měření v oblasti cévního přístupu, které mělo za cíl změřit rychlostní pole během pulzu peristaltického čerpadla. Na obrázku 12 jsou znázorněny rychlostní pole získaná pomocí dopplerovského ultrazvuku v oblasti arteriální (odběrové) jehly. Na obrázku 8.a. je patrná světlejší oblast než v okolí. Tato oblast indikuje sání krve z cévního přístupu arteriální jehlou. Na obrázku 8.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.

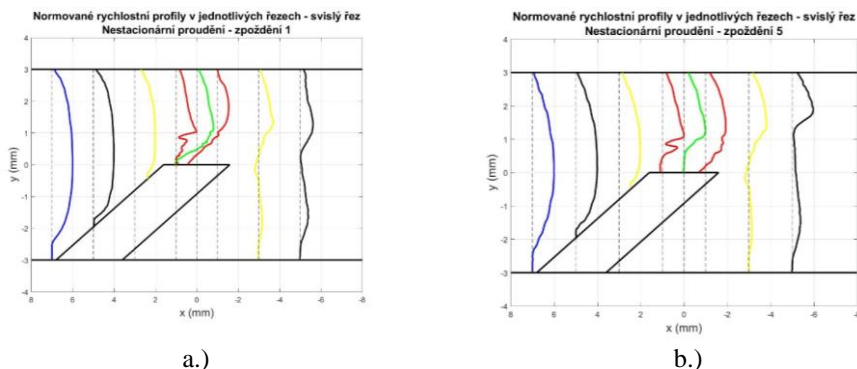


Obr. 12.: Rychlostní pole získaná pomocí dopplerovského ultrazvuku v oblasti arteriální(odběrové) jehly během hemodialýzy.

5.2 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 excorporním oběhem. Následně byl nastaven stacionární průtok excorporním oběhem, který byl 200 ml/min.

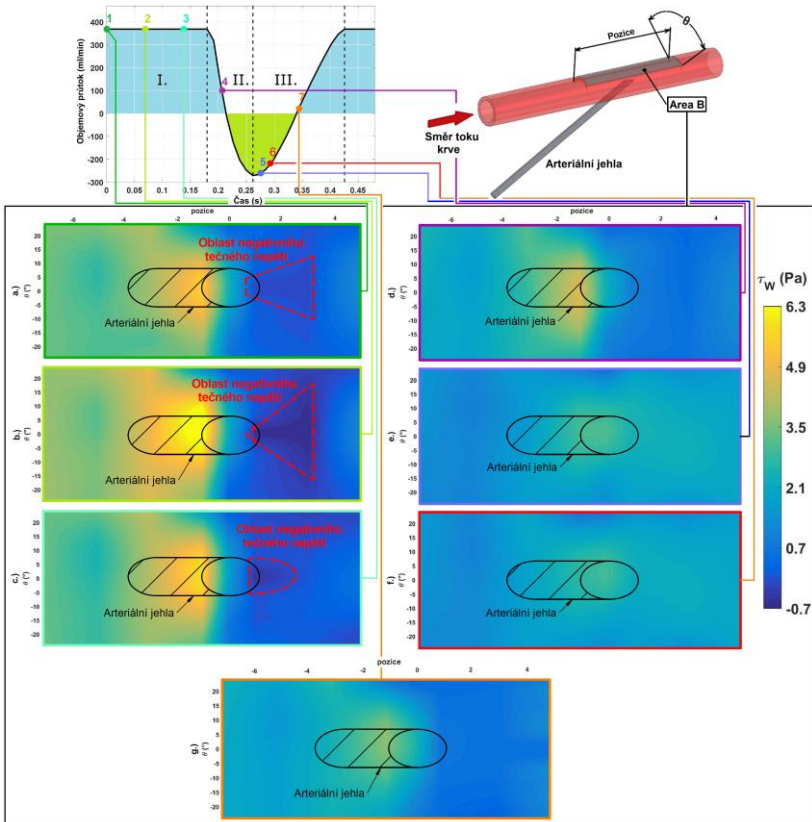
Na obrázku 13. a.) až d.) jsou znázorněny rychlostní profily ve svislém řezu v jednotlivých měřených rovinách pro body pulzu 1, 5. Tyto body pulzu byly vybrány především proto, že velmi dobře ukazují vývoj rychlostních profilů během pulzu peristaltického čerpadla. Rychlostní profily jsou normované maximální rychlostí dosažené v jednotlivých řezech. 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 „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 13. a.) pro pozici -1 mm, 0 a 1 mm za středem jehly je na rychlostních profilech patrné, jak dochází k nasávání tekutiny odběrovou jehlou. Na pozici c.) 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. 13.: Rychlostní profily v jednotlivých měřených polohách ve svislém řezu měřenou rovi

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 a to 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 newtonské chování, a to 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.14. Rozložení WSS ve sledované oblasti B pro vybrané body pulzu.

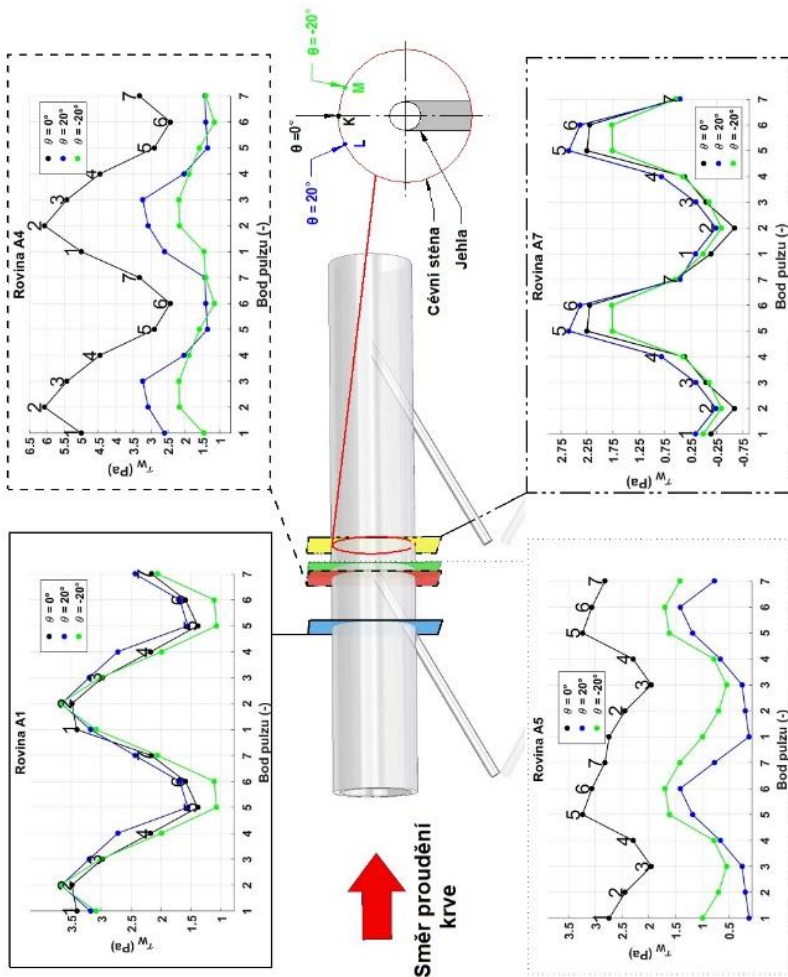
Na obrázku 14 je znázorněno rozložení tečného napětí na stěně cévní stěny pro všech sedm sledovaných bodů pulzu peristaltického čerpadla. V pravém horním rohu obrázku je znázorněna oblast, kde bylo tečné napětí na stěně sledováno. Tato oblast je označena písmenem „B” a je charakterizována úhlem θ a délkou (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. Na grafu a.), b.) a c.) je vidět: 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 dosáhl 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 ovlivňuje 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 „. První sledované místo bylo umístěno přímo nad jehlu v horní části jehly, které odpovídá úhlu $\theta = 0^\circ$. Od tohoto úhlu byly vybrány dvě místa, které byly umístěny 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 byly pozorovány v měřených pozicích během části pulzu, kdy dochází k sání.

Na obrázku 15. 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 nabývala hodnot 1,3 Pa. Tento průběh tečného napětí koresponduje s průběhem objemového toku v této pozici. Na grafu pro měřenou rovinu A4 je vidět nesymetrický rozložení tečného napětí na stěně pro sledované body na 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

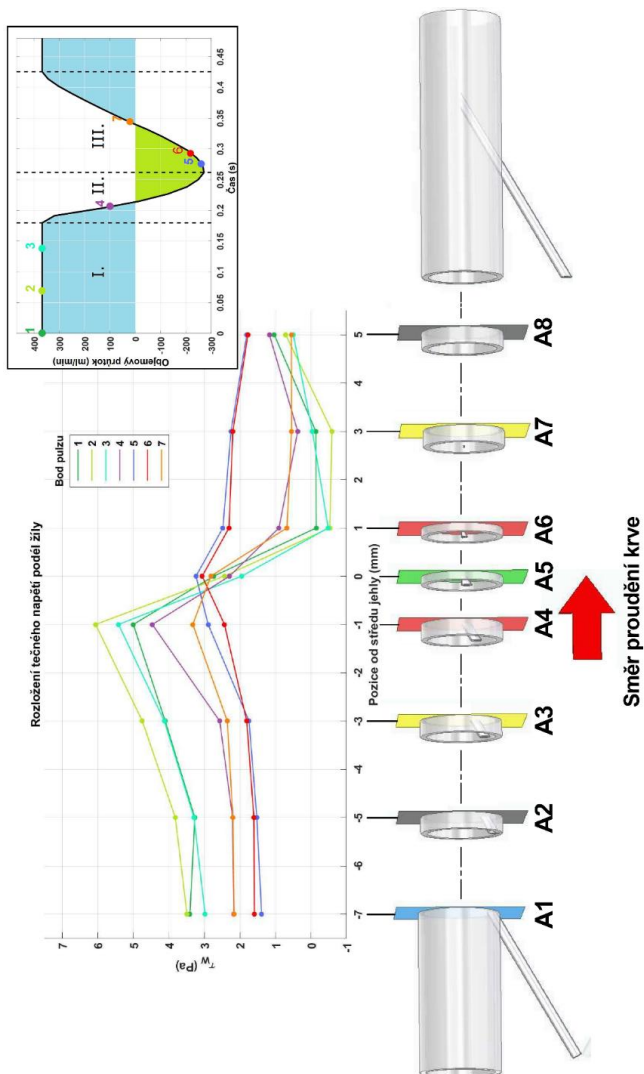


Obr. 15.: Rozložení WSS ve sledovaných bodech na cévní stěně pro všechny body pulzu a vybrané měřené roviny.

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. Kdy 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 maximálních a minimálních hodnot 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 nasání 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. Tečného 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 všechna sledované body na cévní stěně. Rozdíly v hodnotách tečného napětí na stěně v jednotlivých sledovaných bodech cévní stěny se 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 16. je znázorněno rozložení tečného napětí podél cévního přístupu pro jednotlivé body pulzu. Tečné napětí na stěně je vykresleno pro sledované místo na obvodu cévy definovaného úhlem 0° . Jedná se tedy o oblast cévy přímo nad jehlou. V oblasti před jehlou (rovina 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



Obr. 16.: Rozložení WSS podél stěny během jednotlivých bodů pulzu pro sledovaný bod stěny 0°.

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

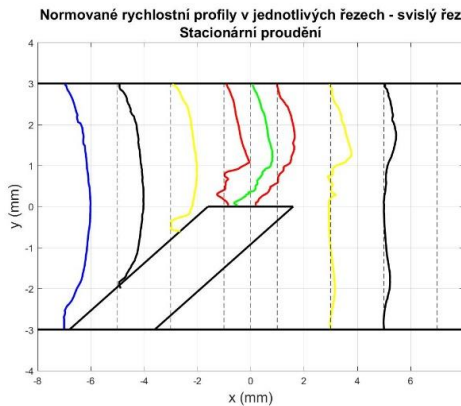
bod pulzu 5 a 6 bylo maximum tečného napětí na stěně v měřené rovině A5. Během bodu pulzu 5 a 6 dochází k návratu tekutiny jehlou zpět do žíly, což vede ke zvýšení objemového toku a rychlosti v cévě. Vlivem navýšení rychlosti dojde ke zvýšení tečného napětí na stěně. Dochází k posunu maxima pro bod pulzu 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 potažmo 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. 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 jasné 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.

5.3 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 excorpulárním oběhem. Pro posouzení ovlivnění proudových polí, žilní stěny a krve stacionárním tokem v excorpulárním oběhu, bylo z naměřených dat získáno několik proudových

polí, rychlostních profilů, tečné napětí v proudu a tečné napětí na stěně v jednotlivých měřených polohách.

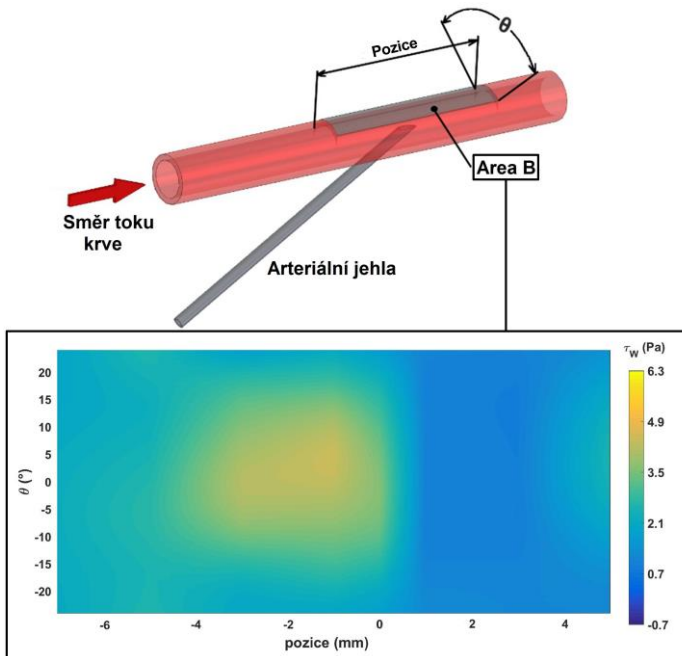
Na obrázku 17. jsou normované rychlostní profily pro jednotlivé měřené polohy ve svislém řezu cévním modelem. Stejně jako u nestacionárního proudění byly před jehlou pozorovány rychlostní profily s parabolickým profilem (měřené pozice -7 mm a -5 mm). Ty byly zmenšovány vlivem těla jehly, kde nedochází k proudění ve směru osy „z“. V pozici -3 mm byl rychlostní profil více deformován a to 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 úplavu vlivem obtékání jehly.



Obr. 17.: Rychlostní profily v jednotlivých měřených polohách ve svislém řezu měřenou rovinou.

Na obrázku 18. 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 jednak 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.

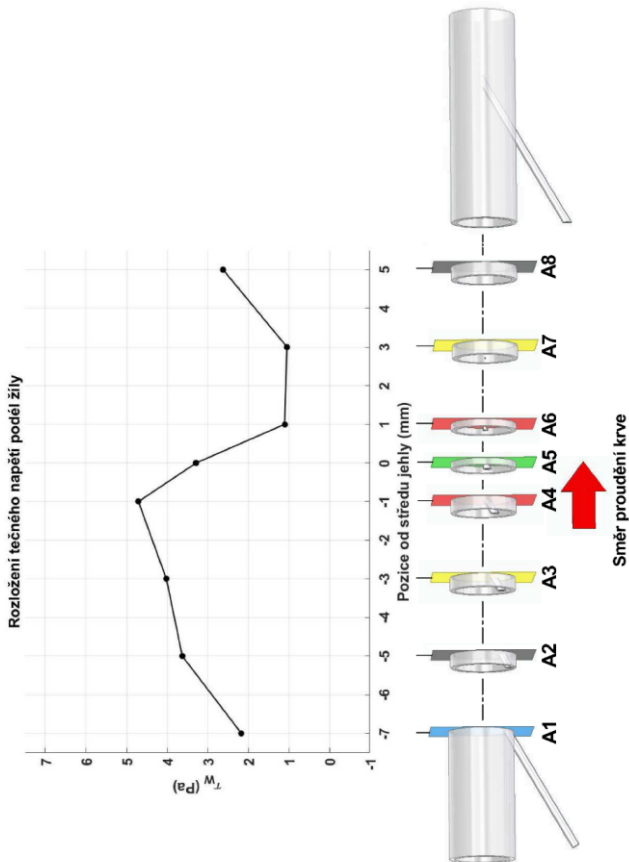


Obr. 18.: Rozložení WSS ve sledované oblasti B pro stacionární proudění.

Pro tyto pozice je rozložení tečného napětí na stěně rovnoměrně rozložené. 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 19. je graf znázorňující rozložení tečného napětí podél stěny žíly. Vykreslený průběh tečného napětí odpovídá místu na obvodu žíly definovaného úhlem 0° . 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 objemový 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



Obr 19.: Rozložení WSS podél stěny během jednotlivých bodů pulzu pro sledovaný bod stěny 0°.

tečného napětí 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.

6. 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 odebrané tekutiny zpět do vaskulárního systému arteriální jehlou (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 [17]. 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 [8], 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 2 faktory. Zaprvé to byl tvar pulzu peristaltické pumpy, který byl použit v numerické studii. Ten vycházel z měření provedeného na sin-gle pacientovi během hemodialýzy pomocí dopplerovské ultrasonografie [7]. 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 [16] 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 zabráňuje 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 spjaty 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 podstupujících 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.

7. Závěr

V první části práce se věnuji zmapování problematiky cévního přístupu pro hemodialýzu a problematiky cévních onemocnění spojených s hemodynamickými parametry. Jako spouštěč 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. Většina prací zabývajících 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. Studie, 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.

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. Teoretický objemový pulz peristaltického čerpadla jsem stanovil pomocí zjednodušeného výpočtu, který zohledňoval všechny zásadní parametry spojené s peristaltickým čerpadlem. K ověření správnosti tohoto pulzu, pomocí něhož 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. 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 sestavil experiment, který simuloval cévním přístup. 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, a to 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. Vzhledem k rozměrům modelu vaskulárního přístupu s jehlami jsem provedl kalibraci mimo měřený model. Jedná se o jedinečný způsob kalibrace, která 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 tekutina, 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 měřeními na rovném úseku modelu.

Následně jsem provedl měření se zapojením peristaltického čerpadla extrakorporálním okruhu 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 rozpulsovat. Docházelo také ke zvyšování tečného napětí, ta 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 spjato se snížením objemového toku, které bylo zapříčiněno sáním. Snížení objemového toku vede ke zmenšení rychlosti 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 0, 0, 0. 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 **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**, 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 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 provedl kvantifikaci ovlivnění cévní stěny. Tomuto cíli se věnuji v kapitole 5. 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 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 výtlaku. 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.

Seznam literatury

- [1] 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
- [2] CARO, C.G.: Discovery of the Role of Wall Shear in Atherosclerosis, *Arteriscler Thromb Vasc Biol.*, 29: 158-161, 2009
- [3] 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
- [4] 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
- [5] 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
- [6] 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
- [7] 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
- [8] Fulker, D., Simmons, A., Barber, T.: Computational Model of the Arterial and Venous Needle During Hemodialysis, *Journal of Biomechanical Engineering*, 139, 1-7, 2017
- [9] 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
- [10] 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

- [11] 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
- [12] Heaf, J.: Current trends in European renal epidemiology, Clinical Kidney Journal, 10 (2), 149-153, 2017
- [13] JIANG, Y., KOHARA, K., HIWADA, K.: Low wall shear stress in carotid arteries in subject with left ventricular hypertrophy, Am. Journal of Hypertension, 13 (8), 892-898, 2000
- [14] Moravec, S., Liepsch, D.: Flow investigations in a model of a three-dimensional human artery with Newtonian and non-Newtonian fluids. Part I., Biorheology., 20(6), 745-59, 1983
- [15] MOTOMIYA, M., KARINO, T: Flow patterns in the human carotid Artery bifurcation, Stroke, 15, 50 – 56, 1984
- [16] 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
- [17] 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
- [18] 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
- [19] Pries, A. R., Neuhaus, D., Gaehtgens, P.: Blood viscosity in tube flow: dependence on diameter and hematocrit, Am J Physiol., 263(6 Pt 2), H1770-8, 1992
- [20] Robertson, A. M., Sequeira, A., Kameneva, M. V.: Hemorheology, Hemodynamical Flows. Modeling, Analysis and Simulation; Oberwolfach Seminars, 37, 63-120, 2008
- [21] 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
- [22] 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

[23] THIM, T., HAGENSEN, M.K., HØRLYCK, A., KIM, W.Y., NIEMANN, A.K., THRYSSØE, 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

[24] Tuka, V., Wijnen, E., van der Sande, F. M., Tordoir, J. HM.: Dialysis needle hemodynamics in arterio-venous fistulae: A technical report, *The Journal of Vascular Access*, 10, 157-159, 2009

[25] 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

[26] Velikov, D. P., Grande-Allen, K. J.: Mechanical Properties of Diseased Veins, *Methodist Deakey Cardiovasc J*, 14 (3), 182-187, 2018

[27] 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

[28] 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

[29] 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

[30] Zamir, M.: *Hemo-Dynamics*, Springer International Publishing Switzerland, 2016, ISSN 1618-7210, ISBN 978-3-319-241001-2

Publikační práce spojená s disertační prací

[MK1] KASPAREK, M.; NOVAKOVA, 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](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, *Proceedings of Abstracts 39th Meeting of Departments of Fluid Mechanics and Thermodynamic.* Ostrava: VŠB - Technical University of Ostrava, 2021. 1. ISBN 978-80-248-4557-9

[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.

Výzkumné zprávy

[MK6] 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.

[MK7] 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.

[MK8] KAŠPÁREK, M., et al. Technologie lití průhledných modelů. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní. [Research Report] Report no. 1/2016/H.

[MK9] VESELÝ, O., et al. Výroba průhledných modelů obráběním. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojní. [Research Report] 2015. Report no. 3/2015.