

Vizualizace recirkulace a interakce proudu se stěnou při hemodialýze

Bc. Miloš Kašpárek

Vedoucí práce: Ing. Ludmila Nováková Ph.D.

Abstrakt

Tato práce prezentuje výsledky experimentálních prací zabývajících se problematikou recirkulace krve během hemodialýzy. Recirkulace označuje nežádoucí jev, při kterém se již vyčištěná tekutina vrací zpět do dialyzačního procesu. Cílem experimentů je vizualizace proudění v oblasti jehel a vizualizace impaktu proudu z jehel na stěnu. Měření jsou provedena pomocí metody PIV. Je zvoleno několik charakteristických režimů proudu s různými průtoky. Dva limitní režimy slouží k ověření předpokládaných výsledků. Zbylé režimy jsou vhodně zvolené mezi těmito limitními režimy. Při měření jsou použity dvě geometrie vpichu jehel, které se liší roztečí jehel. Ze získaných vizualizací se následně vyhodnocuje, zda může docházet k recirkulaci, a při jakých režimech.

Klíčová slova: Hemodialýza, interakce, recirkulace

1. Úvod

Hemodialýza je metoda sloužící k mimotělnímu čištění krve při selhání ledvin. Jde o nejpoužívanější metodou mimotělního čištění krve, která pomáhá zachraňovat miliony životů po celém světě. V České Republice se léčí touto metodou na 4000 pacientů. K čištění krve při hemodialýze se využívá fyzikálních principů difuze a filtrace. Krev je odváděna z těla do dialyzačního zařízení, kde je vyčištěna v dialyzeru a poté se navrácí zpět do těla.

Při hemodialýze je nutné u pacientů zajistit trvalý cévní přístup, který je schopen opakované punkce a má dostatečně velký průtok krve. Tohoto přístupu je docíleno chirurgickým spojením žíly s tepnou, v důsledku toho dojde ke zvýšení průtoku krve a k zesílení žilní stěny. Tento chirurgicky vytvořený cévní přístup se nazývá arteriovenózní zkrat (dále již jen AV zkrat). Používá se několik druhů AV zkratů. Prvním je AV zkrat autologní. Zde je vytvořeno přímé spojení žíly na tepnu. Dalším je AV zkrat alogenní. U tohoto AV zkratu se využívá ke spojení žilní štěp. A posledním je AV zkrat protetický. K vytvoření zkratu jsou využity protézy z umělých materiálů. Vytvoření AV zkratů přináší ovšem i jistou míru rizika a to ve formě pozdějších obtíží. AV zkrat představuje, vzhledem k nefyziologickému charakteru proudění, značnou zátěž pro stěnu cévy. Céva na namáhání může zareagovat vytvořením vazivové stenózy. Může také nastat trombóza, tj. úplné uzavření cévy. Také může dojít ke steal syndromu. Steal syndrom je klinický stav, který vzniká nedostačujícím průtokem krve tepnou a to v důsledku odklonu toku. Steal syndrom může způsobit i ztrátu končetiny.

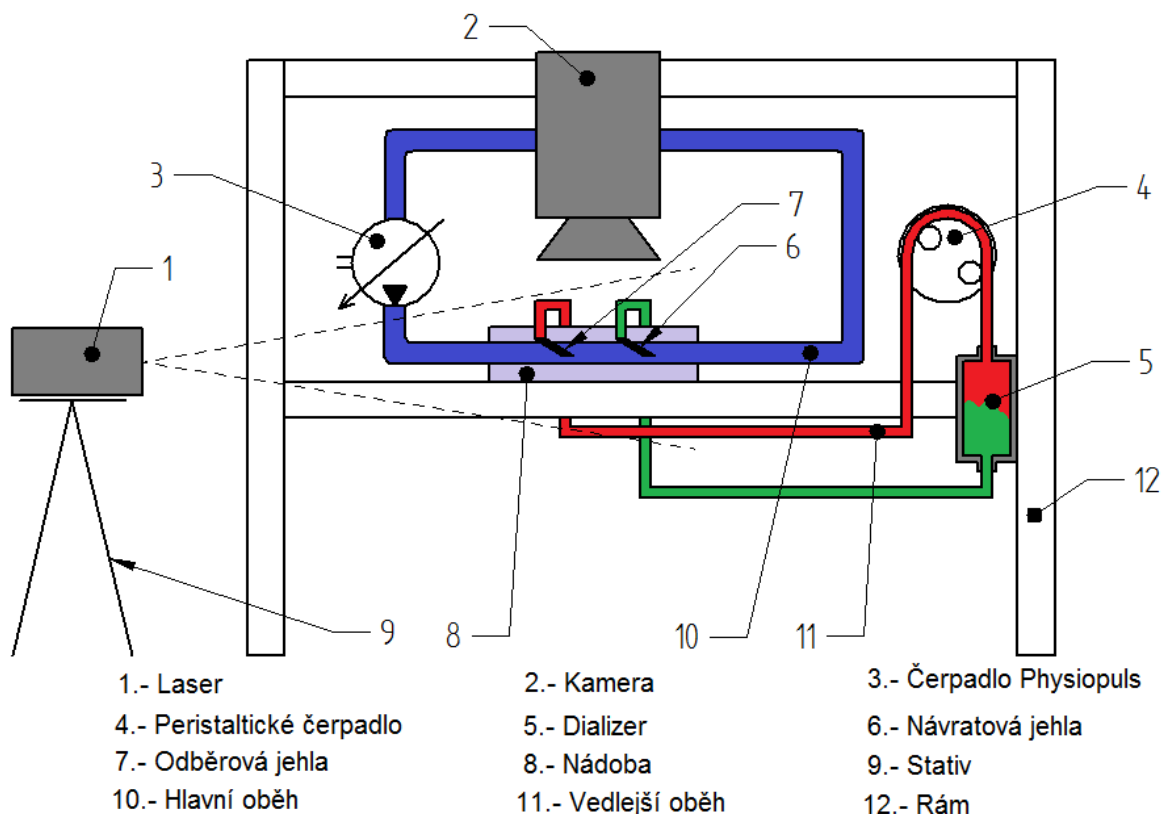
Cílem této práce je vizualizace proudění v oblasti jehel a vizualizace interakce proudu z jehel na stěnu při hemodialýze. Měření je provedeno pomocí metody PIV (Particle Image Velocimetry). V oblasti mezi jehlami se sleduje, zda nedochází k recirkulaci. Recirkulace je nežádoucí jev, při kterém se navrácí již jednou vyčištěná krev zpět do hemodialyzačního procesu, aniž by mezitím prošla krevním oběhem člověka. Konkrétně to znamená, že krev

z návratové jehly je opět hned nasáta odběrovou jehlou. Recirkulace se obvykle udává jako procentuální poměr recirkulovaného objemu krve vůči celkovému průtoku hemodialyzačním okruhem. Pro měření proudového pole v oblasti žilního přístupu bylo vybráno několik režimů proudění s různými hodnotami průtoků vzdáleností jehel. [1, 2, 3]

2. Konstrukční řešení trati

Experimentální trať byla sestavena dle schématu na Obr. 1. Hlavní oběh, který představuje část cévy člověka, je na schématu experimentální tratě vyznačen modrou barvou. Je tvořen modelem cévy s jehlami a čerpadlem Physiopulse 2000. Pomocí čerpadla Physiopulse je možné řídit průtok v hlavním oběhu. Toto čerpadlo je kromě stacionárního proudění schopno generovat i pulzační proudění. Vedlejší oběh je na schématu znázorněn červenou a azurovou barvou. Červená barva představuje odběrovou větev z hlavního oběhu. Zelená pak návratovou větev do hlavního oběhu. Vedlejší oběh je tvořen odběrovou a návratovou jehlou, peristaltickým čerpadlem a dialyzerem. Obě jehly jsou zavedeny do geometrie, která je součástí hlavního oběhu. Měřený model je umístěn v nádobě s vodou. Průtok ve vedlejším oběhu řídíme pomocí peristaltického čerpadla.

Pro měření metodou PIV byla použita rychlá kamera iSpeed a kontinuální laserová dioda 532 nm s optikou pro tvorbu laserového listu. Kamera je umístěna nad nádobou s modelem. Nádobu je naplněna vodou a slouží k úpravě optického přístupu. Laserová dioda s optikou je umístěna na stativu tak, aby bylo možné vytvořit měřicí rovinu dle schématu.



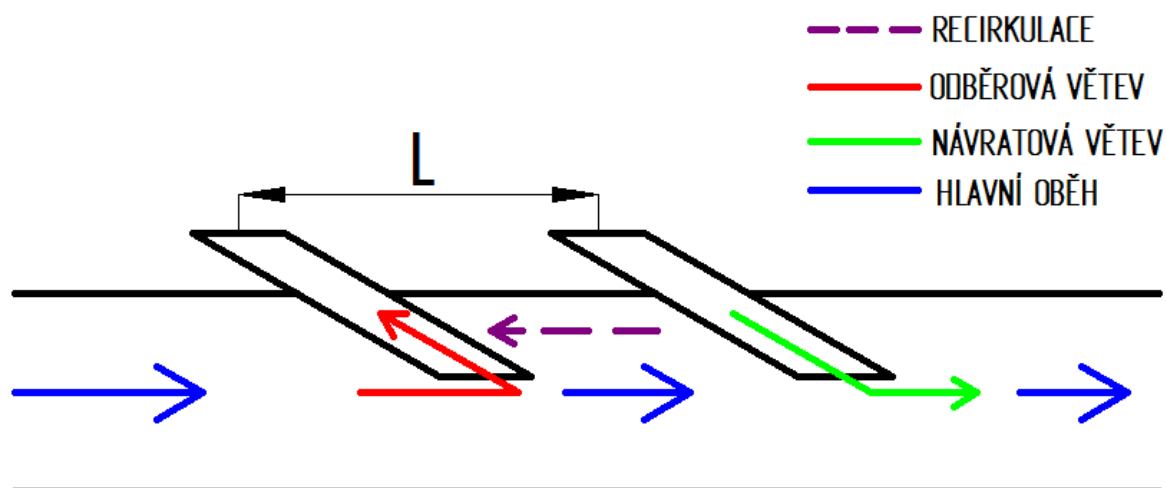
Obr.1. Schéma měřicí tratě

3. Modely a metodika měření

Proudové pole v oblasti cévního přístupu bylo měřeno na modelu při režimech charakteristických pro hemodialyzační proces. K měření byla použita metoda PIV, kterou je možné změřit proudové pole ve vybrané rovině. Měřená rovina byla umístěna v ose modelu. Následně byla provedena vizualizace pomocí kontrastního barviva. Režimy jsou zvoleny na základě přepočtu hodnot Reynoldsova čísla proudění krve při hemodialýze. Tyto Reynoldsova čísla jsou pak v experimentu zachována. V experimentu je krev nahrazena vodou. K ověření předpokládaných výsledků se využijí dva limitní režimy. Zbylé jsou vhodně zvoleny mezi těmito limitními režimy.

3.1. Modely

Pro měření jsou zvoleny dvě geometrie vpichu jehel. V obou geometriích jsou jehly zavedeny pod úhlem 30° . Geometrie se liší ve vzdálenosti vpichu odběrové a návratové jehly. U první geometrie je vzdálenost mezi jehlami $L=60$ milimetrů. U druhé geometrie je vzdálenost mezi jehlami $L=30$ milimetrů. Rozměry modelů se liší od skutečného modelu v průměru potrubí a jehel. Průměr potrubí je 14 mm a jehel 3 mm. Ve schématu modelu jsou vyznačeny vpichy jehel a směr jednotlivých proudění včetně recirkulace. Na hřbetě jehly se nachází otvor, tak zvaný „back eye“. Tento otvor slouží k lepšímu nasávání kapaliny.



Obr. 3. Schéma modelu s vyznačenou vzdáleností vpichu L



Obr. 4. Jehly s „back eye“

3.2. PIV – Particle Image Velocimetry

Principem této metody je zavedení částic do měřené tekutiny a jejich následné osvětlení světelným listem v námi vybrané rovině. Světelný list je tvořen pomocí světelného svazku z laseru a válcové čočky. Na rovinu vytvořenou světelným listem je kolmo umístěno záznamové zařízení. Toto záznamové zařízení snímá měřenou oblast s vysokou frekvencí a snímky ukládá. Snímky se následně zpracovávají standardní metodou pro zpracování PIV dat. Výsledkem jsou rychlostní pole v měřené rovině. V experimentu byly pro měření PIV použity 10 mikronové skleněné částice, rychlá kamera iSpeed a kontinuální laserová dioda 532 nm s optikou pro tvorbu laserového listu. [5, 6]

3.3. Vizualizace pomocí kontrastního barviva

Principem metody je zavedení kontrastní látky do měřené tekutiny a následné sledování chování této látky ve vybraném úseku. Tato metoda slouží pouze k vizualizaci. Výhodou při požití kontrastní látky je, že sledujeme celý objem a ne jen určitou rovinu vybraného úseku. V našem případě byl, jako kontrastní látka, použit inkoust.

3.4. Kalibrace peristaltického čerpadla.

Dialyzer při hemodialýze slouží k čištění krve. Mimo jiné tlumí pulsy peristaltického čerpadla a svým odporem ovlivňuje průtok kapaliny generovaný peristaltickým čerpadlem. Proto je nutné kalibrovat průtok čerpadla se zapojeným dialyzátorem. Kalibrace byla provedena nastavením čerpadla na požadovaný průtok a za dialyzérem byl poté naměřen skutečný průtok.

4. Přepočítání vstupních hodnot

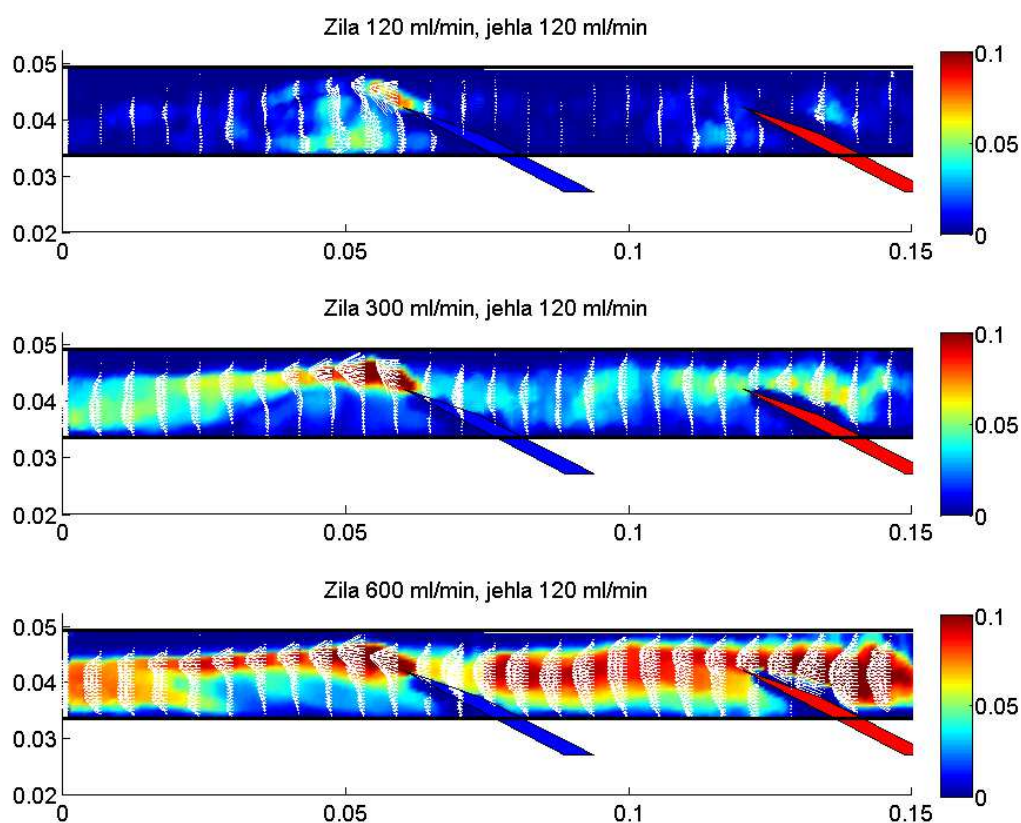
Snahou této práce je co nejpřesněji simulovat režimy proudění krve in vivo při hemodialýze. Průtoky krve v žíle při hemodialýze se u zdravého pacienta pohybují v rozmezí 400-1500 ml/min a v jehlách 200-400 ml/min. Vzhledem k odlišné pracovní kapalině (v experimentu byla použita voda) a odlišným rozměrům modelu je nutné hodnoty průtoků in vivo přepočítat pomocí Reynoldsova čísla na odpovídající hodnoty průtoků in vitro. V in vitro podmínkách je místo krve použita voda. Zvolené režimy in vivo a jejich přepočítání na režimy in vitro jsou znázorněny níže v Tab. 1. Ve výpočtech je použita viskozita krve při teplotě 36 °C, tuto teplotu má krev v těle. Viskozita vody je uvedena při 20 °C. Hodnota viskozity krve při této teplotě je tedy $3,8 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ a hodnota viskozity vody při dané teplotě je $1,004 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$. Jsou zvoleny dva limitní režimy. První režim je nefyziologický a odpovídá mu $Q_z=190 \text{ ml/min}$ a $Q_j=265 \text{ ml/min}$. Druhý režim odpovídá zdravému AV zkratu s průtokem $Q_z=948 \text{ ml/min}$ a $Q_j=265 \text{ ml/min}$.

Tabulka 1. – Režimy proudění in vivo a in vitro

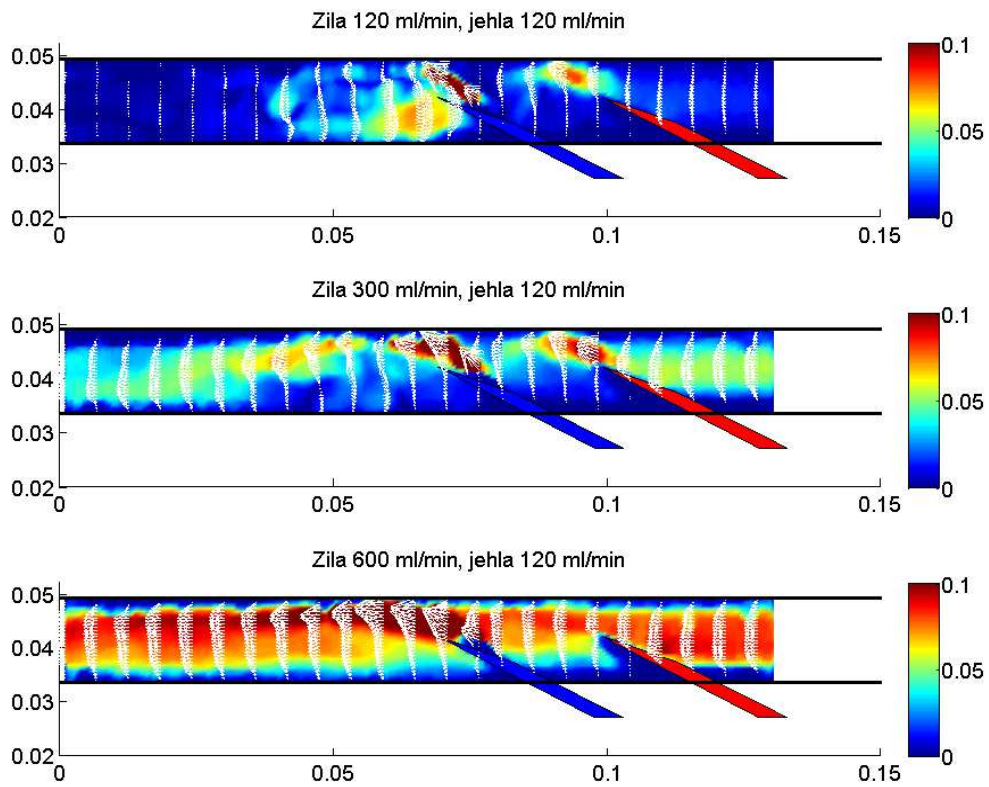
In vivo						In vitro			
d_z [m]	Q_z [ml/min]	Re_z [-]	d_j [m]	Q_j [ml/min]	Re_j [-]	d_T [m]	Q_T [ml/min]	d_j [m]	Q_j [ml/min]
0,006	190	176	0,0018	265	824,1	0,014	120	0,003	120
0,006	332	309	0,0018	265	824,1	0,014	210	0,003	120
0,006	474	441	0,0018	265	824,1	0,014	300	0,003	120
0,006	711	662	0,0018	265	824,1	0,014	450	0,003	120
0,006	948	883	0,0018	265	824,1	0,014	600	0,003	120

5. Výsledky měření

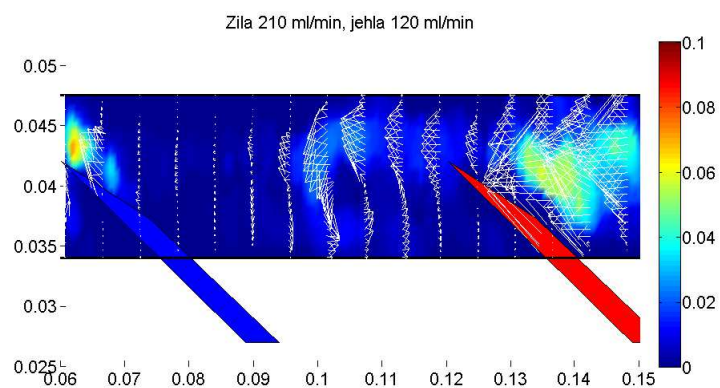
Výsledkem měření PIV jsou rychlostní pole, dalším vyhodnocením lze získat pole proudnic apod. Bylo provedeno několik měření, dle výše uvedených režimů a to vždy v rovině jehel, tj. v ose hlavní trubky modelu. Abychom dosáhli dostatečného prostorového rozlišení, byla oblast měřena ve dvou místech a snímky následně spojeny. Jedná se o oblast výtoku z návratové jehly a oblast mezi jehlami. Nejprve jsou uvedena zobrazení rychlostních polí pro režimy průtoku trubkou 120, 300 a 600 ml/min a při konstantním průtoku v jehlách 120 ml/min. A to pro obě geometrie. Poté jsou uvedeny detaily zobrazení rychlostních polí a proudnic v oblasti mezi jehlami a pro průtok v trubce 210 ml/min a průtoku v jehlách 120 ml/min. Tyto režimy jsou kritické vzhledem k možnému výskytu recirkulace. Dále jsou detaily zobrazení proudnic pro stejný průtok trubkou i jehlami (120 ml/min). Nakonec je vidět detail rychlostního pole a proudnic pro průtok v trubce 600 ml/min a v jehle 120 ml/min. Tento režim odpovídá stavu hemodialýzy při zdravém AV zkratu.



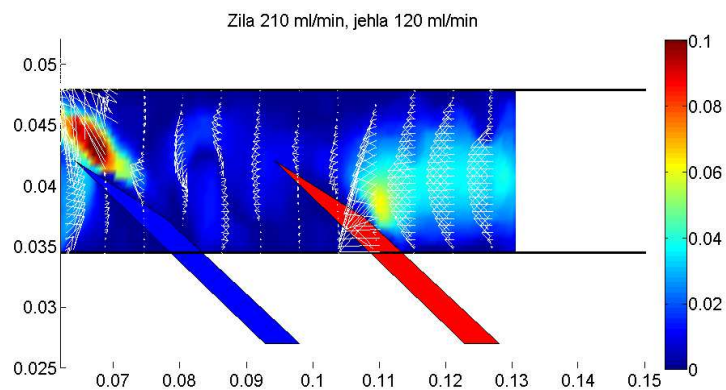
Obr. 5. Rychlostní profily pro geometrii 1



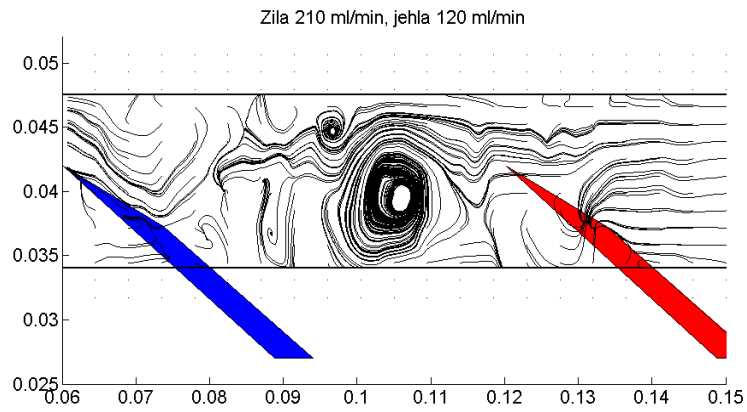
Obr. 6. Rychlostní profily pro geometrii 2



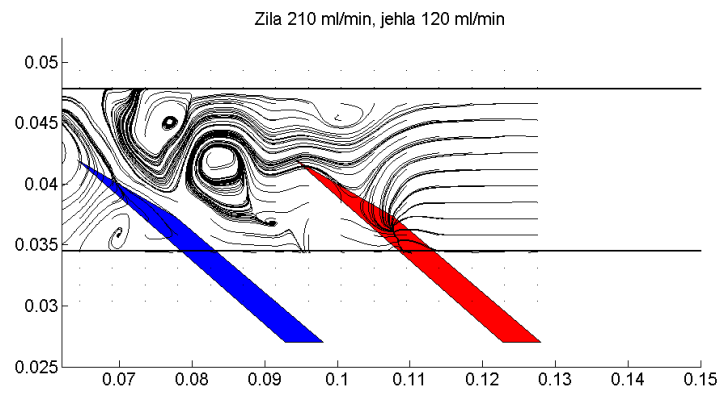
Obr. 7. Detail rychlostního profilu pro geometrii 1



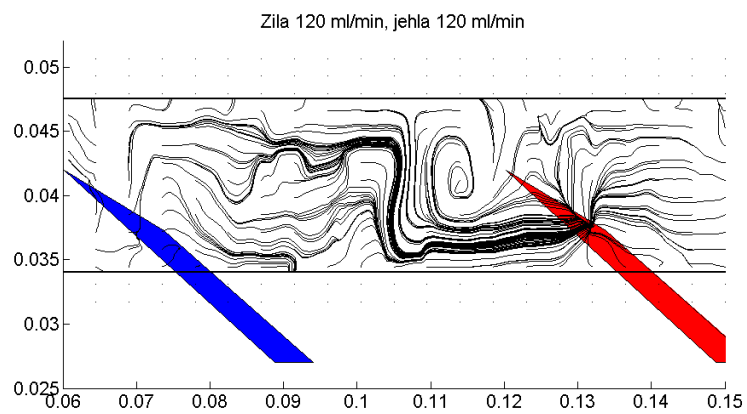
Obr. 8. Detail rychlostního profilu pro geometrii 2



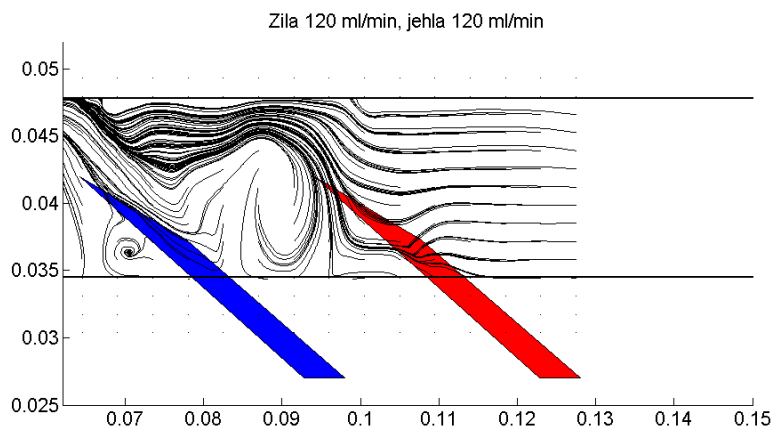
Obr. 9. Detail proudnic pro geometrii 1



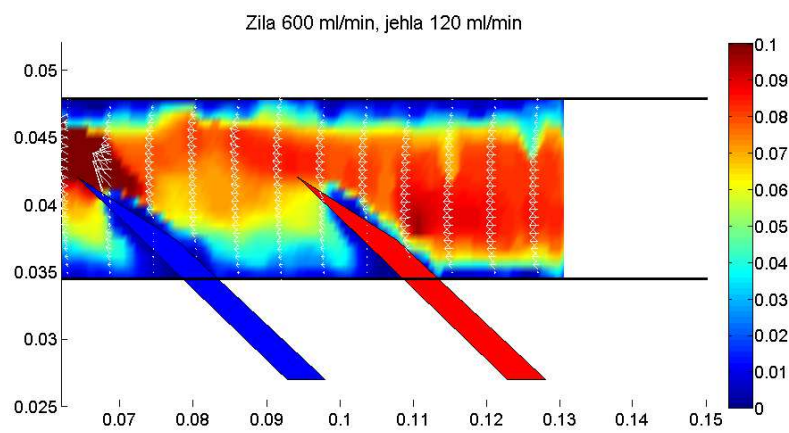
Obr. 10. Detail proudnic pro geometrii 2



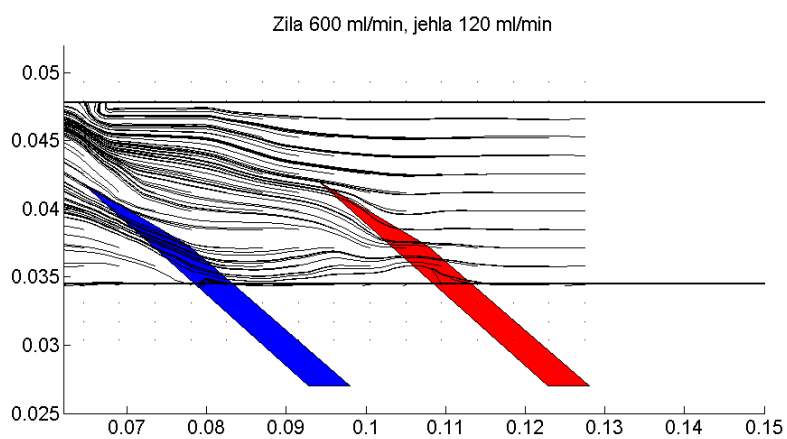
Obr. 11. Detail proudnic pro geometrii 1



Obr. 12. Detail proudnic pro geometrii 2



Obr. 13. Detail rychlostního profilu pro geometrii 2



Obr. 14. Detail proudnic pro geometrii 2

6. Závěr

Z obrázků proudových polí pro tři režimy průtoku je vidět změna charakteru proudění mezi jehlami i za návratovou jehlou. V prvním režimu ($Q_T=120$ ml/min, $Q_J=120$ ml/min) můžeme sledovat, že dochází k recirkulaci. Za návratovou jehlou vidíme zavířenou oblast, která je generována urychleným proudem z návratové jehly. Ve zbylých dvou režimech ($Q_T=300$ ml/min a $Q_J=120$ ml/min, $Q_T=600$ ml/min a $Q_J=120$ ml/min) není v měřené oblasti viditelná recirkulace a rychlostní pole mezi jehlami není rozrušené. U obou těchto režimů je oblast zavíření za návratovou jehlou také viditelná, ale její velikost se se zvyšujícím průtokem v hlavním oběhu zmenšuje. Vidíme, že u obou geometriích dochází k tvorbě stejných jevů, ale s jinou intenzitou.

Na detailech proudových polí pro režim proudění s průtoky $Q_T=210$ ml/min a $Q_J=120$ ml/min je jasně patrné, že stále dochází k recirkulaci a to u obou geometrií. Je vidět jak odběrová jehla odsává kapalinu z oblasti mezi jehlami a tím dochází k zavíření oblasti. Podobnost těchto zavíření je lépe vidět na detailech proudnic. U obou geometrií jsou vidět podobná dvě zavíření. Tyto dvě zavíření se u geometrií liší v intenzitě.

Na následujících detailech proudnic pro proudění s průtoky $Q_T=120$ ml/min a $Q_J=120$ ml/min je vidět vliv „back eye“ jehly na proudění. Kapalina je nasávána tímto otvorem do odběrové větve a tím je napomáháno k recirkulaci. Na detailech je dále vidět, že množství kapaliny, která se nasává přes otvor je závislá na vzdálenosti jehel od sebe. U geometrie 1 je nasávání kapaliny mnohem výraznější než u geometrie 2.

Poslední dva detaily jsou pro proudění s průtoky $Q_T=600$ ml/min a $Q_J=120$ ml/min. Na prvním detailu je vidět proudové pole, které není moc narušené odběrem kapaliny ani jehlou samotnou. Na druhém detailu jsou pak vidět proudnice. Díky nim je vidět jak proud prochází skrz „back eye“ a díky tomu je méně narušen.

V dalším kroku měření budou použity jehly bez „back eye“ a poté 3D měření PIV. Pomocí 3D PIV bude proměřena recirkulace v celém objemu mezi jehlami. Geometrie jsou navrhnuty tak, aby bylo možné jehly povytáhnout z prostoru trubky a do geometrie zasunout kalibrační terčík pro 3D PIV.

Seznam symbolů

d	(m)	průměr trubky
L	(mm)	průměr trubky
Q	(ml/min)	průtok
Re	(-)	Reynoldsovo číslo

Použitá literatura

1. KLENER, P. a kol.: *Vnitřní lékařství*, Praha: Galén, 2011, ISBN: 978-80-7262-857-5
2. NĚMCOVÁ, K.: *Modelování paralelních odporů v cévním systému člověka*, bakalářská práce, ČVUT, Praha, 2014
3. KAŠPÁREK, M.: *Modelování recirkulace krve při hemodialýze*, bakalářská práce, ČVUT, Praha, 2013
4. NOŽIČKA, J.: *Mechanika tekutin*, ČVUT, Praha, 2004
5. Vyhodnocení 2D rychlostního pole metodou PIV programem Matlab, citováno dne: 7.4.2015, dostupný z: flowfield.org/Manual_2DPIV_matlab.doc

6. Particle image velocimetry (PIV), citováno dne: 7.4.2015, dostupný z:
<http://www.lao.cz/aplikace-79/zobrazovaci-metody-145/particle-image-velocimetry-piv-290>