

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE,
Fakulta Strojní, Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky

**Proudové pole v oblasti hemodialyzačního
přístupu**

diplomová práce

PRAHA 2015

Miloš KAŠPÁREK



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

pro: **Bc. Miloše KAŠPÁRKA**

program: **Strojní inženýrství**

obor: **Aplikovaná mechanika**

název česky: **Proudové pole v oblasti hemodialyzačního přístupu**

název anglicky: **Flow Pattern in the Region of Hemodialysis Access**

Zásady pro vypracování:

- 1) Sestavení měřicí trati.
- 2) Návrh modelů hemodialyzačního přístupu.
- 3) Vizualizace a PIV měření v oblasti přístupu.

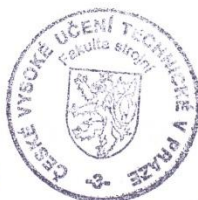
Rozsah průvodní zprávy: cca 50 stran textu včetně obrázků
Rozsah grafických prací: diagramy a obrázky ve vhodné formě
Seznam doporučené literatury:


- [1] NOSKIEVIČ, J. a kol. : Mechanika tekutin, SNTL, Praha, 1987.
[2] IDELCHIK, I.E.: Handbook of Hydraulic Resistance. Jaico Publishing House, Mumbai, 2005, ISBN: 81-7992-118-2.


Vedoucí diplomové práce: Ing. Ludmila Nováková, Ph.D.

Datum zadání diplomové práce: 10. 4. 2015

Datum odevzdání diplomové práce: 19. 6. 2015




.....
Prof. Ing. Jiří Nožička, CSc.
vedoucí Ú12112


.....
Prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.
děkan fakulty

V Praze dne 10. 4. 2015

Anotační list

Autor: Miloš Kašpárek

Název diplomové práce: Proudové pole v oblasti hemodialyzačního přístupu

Bibliografické údaje: 63 stran, 6 tabulek, 40 obrázků

Rok vyhotovení 2015

Ústav: U12112 Ústav mechaniky tekutin a termomechaniky,
ČVUT v Praze Fakulta strojní

Vedoucí diplomové práce: Ing. Ludmila Nováková, PhD.

Anotace: Tato diplomová práce je zaměřena na experimentální měření proudového pole v oblasti hemodialyzačního přístupu. Na začátku práce je uvedeno shrnutí dialyzačních metod. Následuje návrh experimentální trati a metodiky měření. Měření byla provedena v oblasti přístupu a to pomocí vizualizace a PIV měření. V závěru jsou shrnuty výsledky měření a z toho vyplývající důsledky pro hemodialýzu.

Klíčová slova: Hemodialýza; recirkulace; Cévní přístup

Anglický název: Flow Pattern in the Region of Hemodialysis Access

Summary: This thesis is targeting on the experimental measurements of the flow pattern in the region of hemodialysis access. Methods of dialysis are included at the beginning of work. Next part describes experiment set-up and the methodology of measurements. Measurements in the region of access were performed by visualization and PIV method. Results of measurements and consequence for hemodialysis are summed up in conclusion.

Key words: Hemodialysis, Recirculation, Vascular Access

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci na téma „Proudové pole v oblasti hemodialyzačního přístupu“ vypracoval samostatně pod vedením Ing. Ludmily Novákové, Ph.D. a použil jsem jen pramenů citovaných v příložené bibliografii.

V Praze dne:

Podpis.....

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval své vedoucí práce ing. Ludmile Novákové, Ph.D. za vedení, cenné náměty, připomínky a informace. Dále bych chtěl poděkovat celé mé rodině za podporu při studiu.

Obsah

Seznam použitých symbolů.....	- 7 -
Úvod.....	- 8 -
1. Metody čištění krve.....	- 9 -
1.1. Hemodialýza	- 9 -
1.1.1. Cévní přístup	- 10 -
1.1.2. Kontrolování funkce cévních přístupů	- 13 -
1.1.3. Recirkulace.....	- 14 -
1.1.4. Fyzikální zákonitosti využité při hemodialýze.....	- 14 -
1.2. Peritoneální dialýza.....	- 15 -
2. Měřicí trať	- 17 -
2.1. Peristaltické čerpadlo	- 18 -
2.2. Dialyzátor.....	- 19 -
3. Modely	- 21 -
3.1. Geometrie.....	- 22 -
3.2. Jehly	- 23 -
4. Metodika měření	- 25 -
4.1. Particle Image Velocimetry – PIV	- 25 -
4.2. Vizualizace pomocí kontrastní látky.....	- 29 -
4.3. Kalibrace peristaltického čerpadla.....	- 30 -
5. Přepočet vstupních hodnot	- 32 -
5.1. Režimy in vivo.....	- 32 -
5.2. Režimy In vitro	- 34 -
6. Charakteristické režimy proudění v modelech.....	- 36 -
6.1. Model 1	- 37 -
6.2. Model 2.....	- 47 -
7. Závěr	- 56 -

Použitá literatura	- 59 -
Seznam obrázků	- 61 -
Seznam tabulek	- 63 -

Seznam použitých symbolů

d	(m)	průměr trubky
L	(m)	rozteč jehel
Q	(m ³ /s)	průtok
Re	(1)	Reynoldsovo číslo
S	(m ²)	plocha
t	(s)	čas
v	(m/s)	rychlost
V	(m ³)	objem
ν	(m ² /s)	kinematická viskozita

Úvod

Po celém světě jsou miliony lidí, kteří trpí selháním ledvin. Přežít těmto lidem pomáhají tzv. metody mimotělního čištění krve, kdy se pacientovy odebere krev, vyčistí se a následně se navrátí zpět do těla. Celosvětově nejpoužívanější metodou mimotělního čištění krve je Hemodialýza. V České Republice tato metoda pomáhá léčit na 4000 pacientů. Hemodialýza sebou ovšem přináší i mnohá rizika, která zatěžují organismus pacientů. Proto je nutné zkoumat fyzikální příčiny těchto rizik a na základě zjištěných faktů tyto rizika minimalizovat.

Práce se zabývá vizualizací recirkulace krve v oblasti mezi jehlami a vizualizace interakce proudu z návratové jehly a stěny. Recirkulace je negativní úkaz, u kterého dochází k opětovnému nasátí již vyčištěné krve do hemodialyzačního procesu, aniž by tato vyčištěná krev prošla cévním řečištěm. To přesně znamená, že vyčištěná krev navracená jehlou z dialýzy je opět nasávána odběrovou jehlou. Při vzniku tohoto nežádoucího jevu se snižuje účinnost hemodialyzačního procesu a tím dochází k prodloužení času, při kterém je tělo pacienta zatěžováno hemodialýzou a k zvýšení rizik s dialýzou spojených. Měření se provádí pomocí metody PIV (Particle Image Velocimetry), která slouží ke zjištění proudového pole. Dále je využívána stopovací látka, která vizualizuje recirkulaci krve v oblasti mezi jehlami. Nejprve se sestaví měřicí trať. V této trati jsou pak realizovány dva okruhy. Hlavní okruh obsahuje model představující cévní přístup při hemodialýze. Vedlejší okruh pak představuje odběr krve a následné navrácení vyčištěné krve zpět do hlavního okruhu. Model cévního přístupu má dva charakteristické rozměry, kterými jsou rozteč jehel a sklon vpichu jehel do žíly. Pro měření je zvoleno vhodně několik režimů proudění. Ty se od sebe liší různými hodnotami průtoků a roztečemi vpichu jehel. Tyto režimy reprezentují fyziologické i nefyziologické stavy pacienta. [1, 2]

1. Metody čištění krve

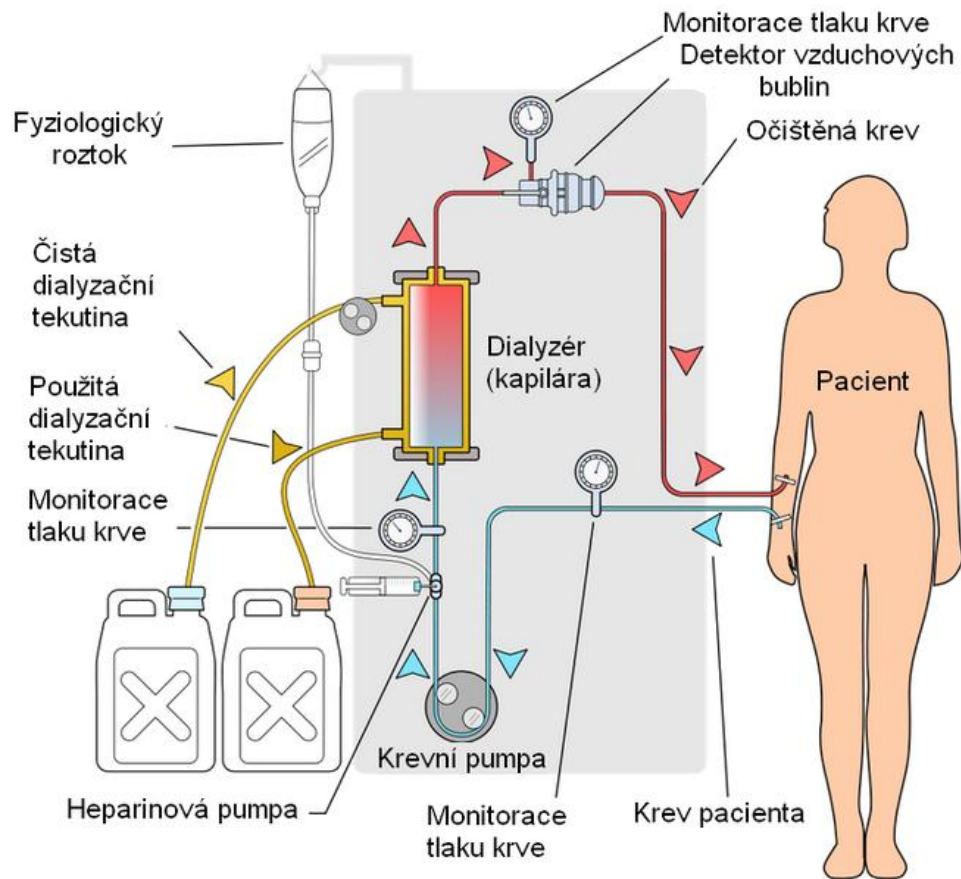
Ledviny jsou pro každého člověka životně důležitým orgánem, a proto léčba při jejich selhání patří k úkonům, které zachraňují život pacienta. Tato léčba se provádí dvěma způsoby, které jsou hemodialýza a peritoneální dialýza. První metoda (hemodialýza) je založena na čištění krve, která je odebírána z těla pacienta a přiváděna do speciálního přístroje. Druhá metoda (peritoneální dialýza) je založena na čištění krve v dutině břišní. Tyto metody mohou také sloužit mimo jiné k odvodnění pacienta. [1, 2]

1.1. Hemodialýza

Hemodialýza je čištění krve přes tzv. umělou ledvinu. Krev je odebrána z pacienta a přivedena do dialyzátoru (umělá ledvina). Tam je krev vyčištěna a posléze je navracena zpět do krevního řečiště pacienta. Schéma dialyzačního procesu je vidět na obrázku 1. Při tomto způsobu čištění krve je důležité, aby se co největší objem krve vyčistil v co nejkratším čase (cca 4 hodiny). To se zajišťuje pomocí vhodného cévního přístupu. Ideální průtok dodávaný z cévního přístupu do dialyzátoru je 200-400 ml/min. [1, 2, 3]

Účinnost hemodialyzačního procesu závisí na několika parametrech:

- 1.) Na ploše membrány
- 2.) Na vlastnostech membrány
- 3.) Průtokem krve v dialyzátoru (200 až 400 ml/min)
- 4.) Průtokem dialyzačního roztoku v dialyzátoru (běžně 500 ml/min)
- 5.) Na velikosti molekul látek. [3]



Obr. 1.: Hemodialýza [16]

1.1.1. Cévní přístup

Pro úspěšnou hemodialýzu je nutné zajistit uspokojivý průtok krve do dialyzátoru. Tento průtok nelze zajistit použitím běžných jehel, které by byly zavedeny do žíly pacienta. Proto je nutné u každého pacienta vytvořit cévní přístup. V základním uvažování lze rozdělit cévní přístup na dočasný cévní přístup a na trvalý cévní přístup. [1]

Dočasný cévní přístup se využívá pouze v případech akutního selhání ledvin. Dočasný cévní přístup je realizován pomocí dialyzačního katétru, který je aplikován do centrální žíly. Z centrálních žil se využívá nejčastěji vnitřní jugulární žíla. Ta se využívá kvůli nejnižší pravděpodobnosti vzniku zdravotních komplikací. Pokud není možné použít tuto žílu, tak se využívá podklíčková žíla. Před zavedením katétru se nejprve kontroluje umístění žíly pomocí sonografu. Po zavedení katétru se kontroluje umístění

katétru pomocí rentgenových snímků. U dočasných cévních přístupů může nastat několik zdravotních komplikací. Mezi tyto komplikace patří například katérová infekce, která se objevuje mezi 15-60% pacientů, dalšími jsou stenóza žíly, trombóza (ucpání žíly), nefunkční katétr a problémy spojené se samotným zavedením katétru (srdeční arytmie, hematom....). [4]

Trvalý cévní přístup se používá u pacientů, kteří potřebují trvalou hemodialyzační pomoc. Každý takový pacient musí mít s dostatečným časovým náskokem zhotoven chirurgicky tepnožilní spojku nebo arteriovenózní zkrat (AV zkrat). Tento zákrok se vykonává ambulantně v místním znecitlivění, nejběžněji pak na horní končetině. Tento zákrok se dá provést i na dolní končetině, ale jedná se o zcela vzácné případy. V tomto zákroku se jedná vlastně o propojení tepny a žíly (obr. 2). Tím dojde k odklonu části tepenné krve do žíly a zvětší se objemový průtok krve proudící žílou. Za tímto spojením tepny a žíly se krev odebírá a následně i navrácí. Oblast žíly, kde se krev odebírá a navrácí, se označuje jako cévní přístup. Tím, že se v žíle zvedne průtok krve, dojde ke zvětšení průměru žíly a ke zbytnění žilní stěny. Díky těmto změnám žíly je možné provádět opakovaný odběr krve pomocí jedné jehly a pak její návrat zpět do krevního řečiště pomocí druhé jehly (obr. 2). Existuje i řešení odběru a návratu krve pomocí jedné jehly (single-needle). [3]

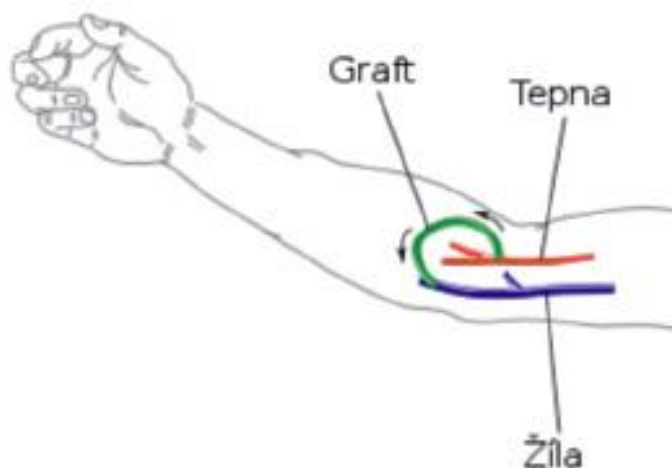


Obr. 2.: Arteriovenózní zkrat [17]

Jde vlastně o jednoduchý princip, kdy dochází několik sekund k odběru a následně dochází několik sekund k návratu krve zpět do krevního řečiště. Výhodou je bezpochyby použití jen jedné jehly a tudíž i jen jednoho vpichu. Nevýhodou je, že účinnost hemodialýzy je nižší a tím dochází k většímu zatížení organismu pacienta.[3]

Kvůli opakovanému zavádění jehel a odběru krve dochází k namáhání cévního přístupu a díky tomu má cévní přístup sklon k porušení. [3]

Jsou pacienti, kteří mají stále potíže, se vznikem a zachováním fungující fistuly. Tento problém se v dnešní době řeší pomocí cévní protézy (graft). Díky této protéze vznikne arteriovenózní zkrat. Výhodou tohoto řešení je možnost dřívější punkce. U arteriovenózní fistule je nutné počkat na její vyvrání. Nejpoužívanějším materiálem pro tyto protézy jsou vlákna PTFE, z kterých jsou tyto protézy utkány. Touto cévní protézou se propojí tepna s žilou. Toto propojení je vidět na obrázku 3. Je zde i možnost využít část pacientovy žíly (např. z dolní končetiny) nebo žíly od dárce, která je pak aplikovaná identickým postupem jako umělá cévní protéza. Odběr a návrat krve se realizuje v cévní náhradě. [3]



Obr. 3.: AV zkrat vytvořen cévní protézou [17]

1.1.2. Kontrolování funkce cévních přístupů

Při vytváření spojení tepny a žíly dochází i přes veškeré snahy k různým poškozením, které ohrožují funkčnost fistule. Mezi tyto poškození patří luminální stenózy, trombóza v tepenném proudění, zbytnění cév, aneurysma nebo infekce. Po prvním roce užívání je funkčních jen 41%-43% spojek. [3]

Nejčastějším způsob selhání přístupů je:

- vyvinutí stenózy v žilním odtoku nebo v žilním propojení
- vznik trombózy.

Jedná se o defekty, které vznikají v cévním přístupu a v propojení žíly a tepny. Výjimečně může defekt vzniknout i v samotné tepně. U stenóz, které zmenší průměr žíly o 50%, je 80% až 90% šance vzniku trombózy. 10% až 20% selhání funkčnosti fistule je způsobeno blíže neurčenými anatomickými poruchami. Ty jsou vyvolané dočasnou hypotenzí, hypovolemií, hypercoagulabilitou, neúměrném stlačení přístupu, nevhodným zavedením kanyly nebo perforací v místě přístupu. [3]

Proto je velice důležité pravidelně kontrolovat funkčnost cévního přístupu. Jedním z důvodů je také možnost správným zásahem zamezit selhání cévního přístupu. Způsoby opakované kontroly funkčnosti přístupu musí být schopny spolehlivě určovat defekty, které mohou vést k selhání cévního přístupu a musí ulehčovat zákroky, které zabrání selhání přístupu a tím prodlouží jeho životnost. Volba správného zákroku, který prodlouží životnost cévního přístupu, je dán stářím cévního přístupu, dále na druhu žil a parametrech defektu. Kontrola cévního přístupu je prováděna vždy před dialýzou a je nutné, aby samotný pacient cévní přístup kontroloval vizuálně a pohmatem alespoň jednou denně. [3, 4]

V prvním roce po vytvoření cévního přístupu dochází k největší tvorbě defektů, které mají za následek selhání cévního přístupu. Z tohoto důvodu je nutné začít s kontrolou funkčnosti cévního přístupu poměrně brzy po vytvoření cévního přístupu a tím dosáhnout včasného zjištění defektu.

Nejpoužívanějšími metodami ke kontrole stavu cévního přístupu u pacientů podstupující hemodialýzu jsou:

- 1.) kontrastní fistulografie
- 2.) metoda měření tlaku v žilní části krevního setu při hemodialýze
- 3.) měření průtoků krve v cévním přístupu
- 4.) barevná duplexní ultrasonografie
- 5.) měření recirkulace v cévním přístupu. [3]

1.1.3. Recirkulace

Jeden ze základních problémů hemodialýzy je nežádoucí jev, který se nazývá recirkulace. Tato recirkulace se odehrává v cévním přístupu a to v oblasti mezi jehlami. Princip recirkulace je prostý, vyčištěná krev se navrací z mimotělního okruhu do krevního řečiště pacienta, a místo aby postupovala dále do těla pacienta je část nasávána odběrovou jehlou zpět do hemodialyzačního procesu. A tím dochází k tomu, že již jednou vyčištěná krev prochází znovu hemodialyzačním procesem.

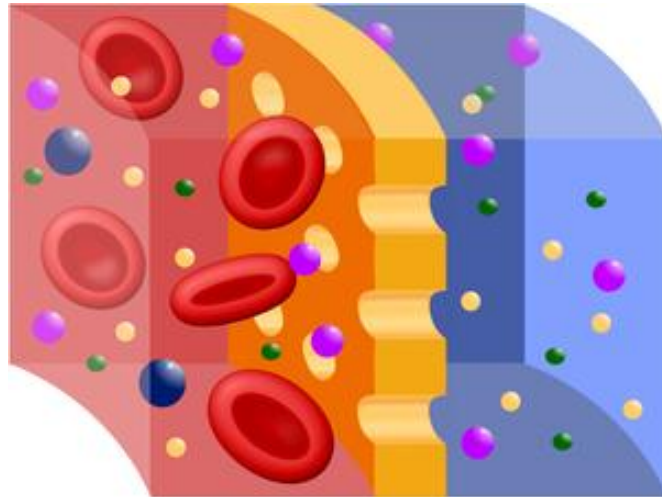
Recirkulace snižuje účinnost celé hemodialýzy a zvyšuje riziko zdravotních komplikací, které mohou u pacienta nastat. Proto je nutné během hemodialýzy sledovat zda nedochází k této recirkulaci krve. Lze použít různé metody sledování recirkulace např. metodou teplotního roztoku nebo metoda nucené recirkulace. [3, 7]

1.1.4. Fyzikální zákonitosti využití při hemodialýze

Při dialýze se využívá principů ultrafiltrace a difúze. Tyto fyzikální principy probíhají v dialyzátoru. Základním parametrem difúze je rychlost, kterou probíhá. Ta je závislá na molekulové hmotnosti látek, permeabilitě membrány využití v dialyzátoru a na koncentračním gradientu mezi roztoky, které membrána odděluje.[1]

Ultrafiltrace patří mezi membránové separační procesy. Základem je semipermeabilní membrána, ta funguje jako bariera, která vstupní tekutinu rozděluje na koncentrát a na permeát. Koncentrát je tekutina s částicemi, které neprojdou membránou. Permeát je tekutina, která prochází membránou a obsahuje jen částice, které projdou membránou. Když dochází k průniku částic skrze membránu, tak vzniká

odpor, který způsobuje membrána. Aby docházelo k pohybu částic přes membránu, je nutné zajistit určitou pohybovou sílu. K zajištění této pohybové síly je gradient tlaku. Rozdíl tlaků u ultrafiltrace se pohybuje od 1 baru do 10 barů. [5, 6]

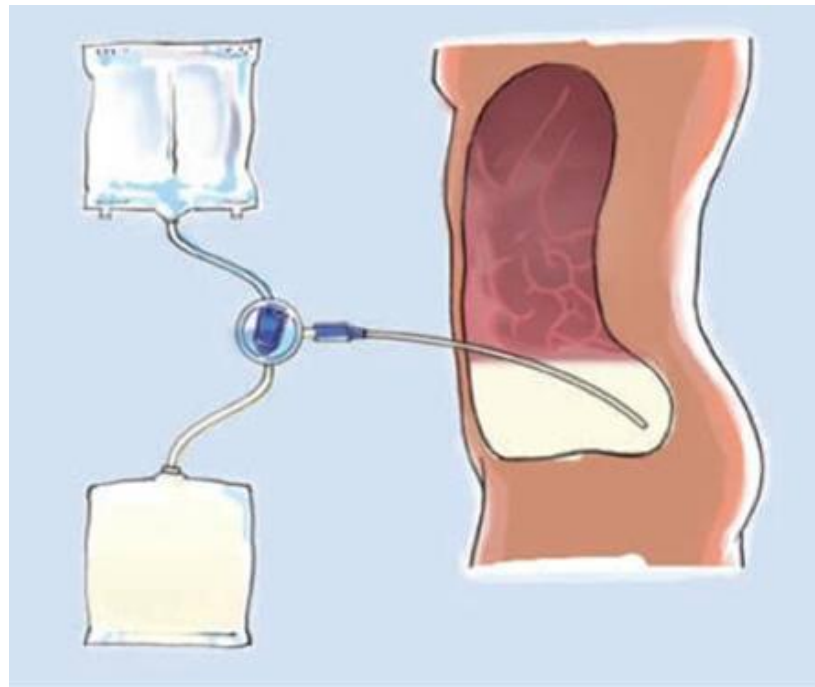


Obr. 4.: *Ultrafiltrace* [17]

1.2. Peritoneální dialýza

V této metodě se k čištění krve používá filtrace přes peritoneum (pobříšnice). Plocha pobříšnice přibližně odpovídá ploše filtračních ledvinových tělísek. Dialyzát (čistící roztok) se přivede pomocí peritoneálního katétru do břišní dutiny. Přes pobříšnici se do dialyzátu dostávají odpadní látky. Po nasycení dialyzátu těmito nežádoucími látkami se dialyzát odvede katétrem z těla a přivede se nový čistý dialyzát. [1, 2,]

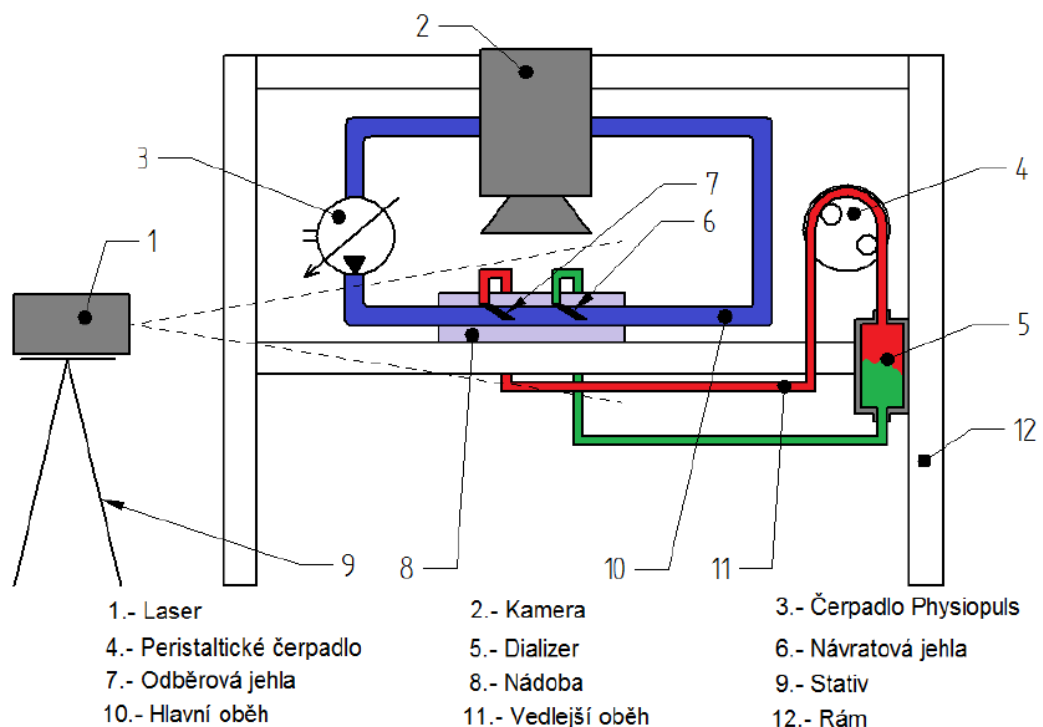
U tohoto druhu dialýzy si sám pacient vyměňuje dialyzát. K této výměně dochází čtyřikrát denně. Celá procedura trvá přibližně třicet minut. Výhodou této metody je, že pacient může provádět výměnu dialyzátu sám a tím je daleko méně omezen v běžném životě. [20]



Obr. 5.: *Peritoneální dialýza* [18]

2. Měřicí trať

Experimentální trať je sestavena dle obrázku 6. Trať je tvořena dvěma okruhy a nosním rámem. Modrý okruh představuje část krevního řečiště pacienta (cévu). Je v něm umístěn model dialyzačního přístupu s jehlami a čerpadlem Physiopuls 2000. Tímto čerpadlem se řídí průtok procházející tímto okruhem. Druhý okruh, který je označen červenou a zelenou barvou, představuje dialyzační proces. Červená část představuje odběr krve z krevního řečiště, zelená pak návrat vyčištěné krve zpět do krevního řečiště. Odběr a návrat se zajišťuje peristaltickým čerpadlem, které řídí průtok v tomto okruhu. Na stejném fyzikálním principu jako peristaltické čerpadlo fungují i čerpadla používaná při skutečné dialýze a je řazeno před dialyzátor. Za peristaltickým čerpadlem se tedy nachází dialyzér, ve kterém dochází k čištění krve. Kromě funkce čištění krve také tlumí pulzy čerpadla. Pro PIV měření je dále na schématu laser (kontinuální laserová dioda 532 nm) s optickou cestou, který je umístěn na stativu. Pomocí optické cesty je vytvořen světelný list, který osvětluje model dialyzačního přístupu. Nad osvětlenou oblastí je umístěna rychlá kamera iSpeed, která tuto oblast snímá.

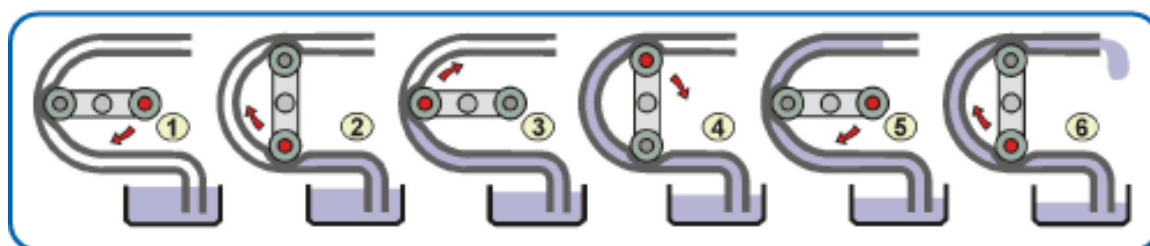


Obr. 6.: Schéma experimentální trati

2.1. Peristaltické čerpadlo

Peristaltické čerpadlo má dva základní prvky. Prvním prvkem je pružná trubka s dostatečně silnou stěnou a druhým prvkem jsou kladky. Tyto kladky se otáčejí a při tomto pohybu stlačují pružnou hadici o stěnu, tím dochází k deformaci hadice. Kladky se při otáčení pohybují po trubce a tím posouvají tekutinu, která je v úseku před jednotlivými kladkami. Ta část trubky, která je za kladkou, se navrácí zpět do původního nezdeformovaného tvaru. Tím se vytvoří podtlak, který způsobuje nasátí tekutiny do vzniklého prostoru. Pak dojde k opětovnému stlačení trubky kladkou a tekutina se opět posouvá před kladkou. Tento proces se stále opakuje a tím na výstupu čerpadla vytéká tekutina. Díky tomuto principu dochází k určité pulzaci čerpané tekutiny. [8, 9]

Toto čerpadlo se hojně používá v lékařství. Výhodami tohoto čerpadla jsou nastavitelná hodnoty průtoku, není nutné ho zatopit (sám si kapalinu nasaje) a samotné čerpadlo nepřijde do kontaktu s dopravovanou tekutinou. Poslední dvě vlastnosti čerpadla jsou pro lékařství velmi důležitá. Tím, že není nutné čerpadlo před použitím zatopit, je umožněno napojit pacienta přímo na čerpadlo. Díky tomu, že čerpadlo nepřichází do kontaktu s dopravovanou tekutinou, není nutné složitě čerpadlo čistit. Pouze se při dalším provádění hemodialýzy vymění pružná hadice a přístroj může být opět použit u jiného pacienta. [8, 9, 10]



Obr. 7.: *Princip peristaltického čerpadla* [10]



Obr. 8.: Peristaltické čerpadlo

2.2. Dialyzátor

Dialyzátor je membránový prvek, uvnitř dialyzátoru se nachází polopropustná membrána. Ta odděluje odebranou krev z pacientova krevního řečiště od dialyzačního roztoku. Přes tuto membránu se realizuje difuze odpadních látek z krve do dialyzačního roztoku. Z toho plyne, že nejdůležitějším parametrem v dialyzátoru je plocha dialyzační membrány, která ovlivňuje účinnost dialyzátoru. Tato plocha se uvádí v metrech čtverečních a u dospělých pacientů se pohybuje mezi 1,2 m² až do 2,5 m². Dá se předpokládat, že čím větší plocha, tím větší účinnost celého procesu, ale zde to plně neplatí. Při větší ploše membrány je membrána tvořena více vlákní ve svazku, do kterých se dělí krev a protože rychlost krve nesmí klesnout pod určitou hodnotu z důvodu srážení krve ve vlákně, je nutné použít větší průtoky krve. Průtok pro plochu 1,2 m² je 250 ml/min a u plochy 2,5 m² je 350-450 ml/min. [11]

Dnes se využívají tzv. kapilární dialyzátory. Ty se skládají z válcového tubusu, membrány a víček. Válcový tubus je na straně opatřen dvěma otvory. Uvnitř tubusu je umístěna membrána. Víčka jsou umístěna na čele tubusu a jsou opatřeny koncovkami na přivedení (odvedení) krve do membrány. Boční otvory na tubusu slouží k přivedení dialyzačního roztoku. [11]

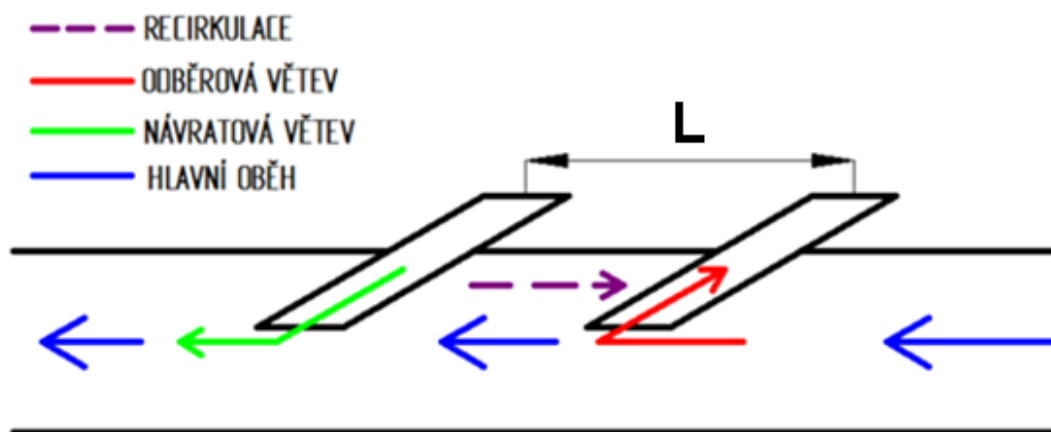
Dialyzační roztok je tedy přiveden otvorem na boku tubusu a proudí po vnějších průměrech vláken ve svazku membrány. Roztok proudí proti směru proudu krve. Pomocí principů zmíněných v kapitole 1.1.4. přejdou škodlivé látky z krve do dialyzačního roztoku a ten je pak odveden z tubusu pomocí druhého otvoru v boku tubusu. [11]



Obr. 9.: *Dialyzátor* [19]

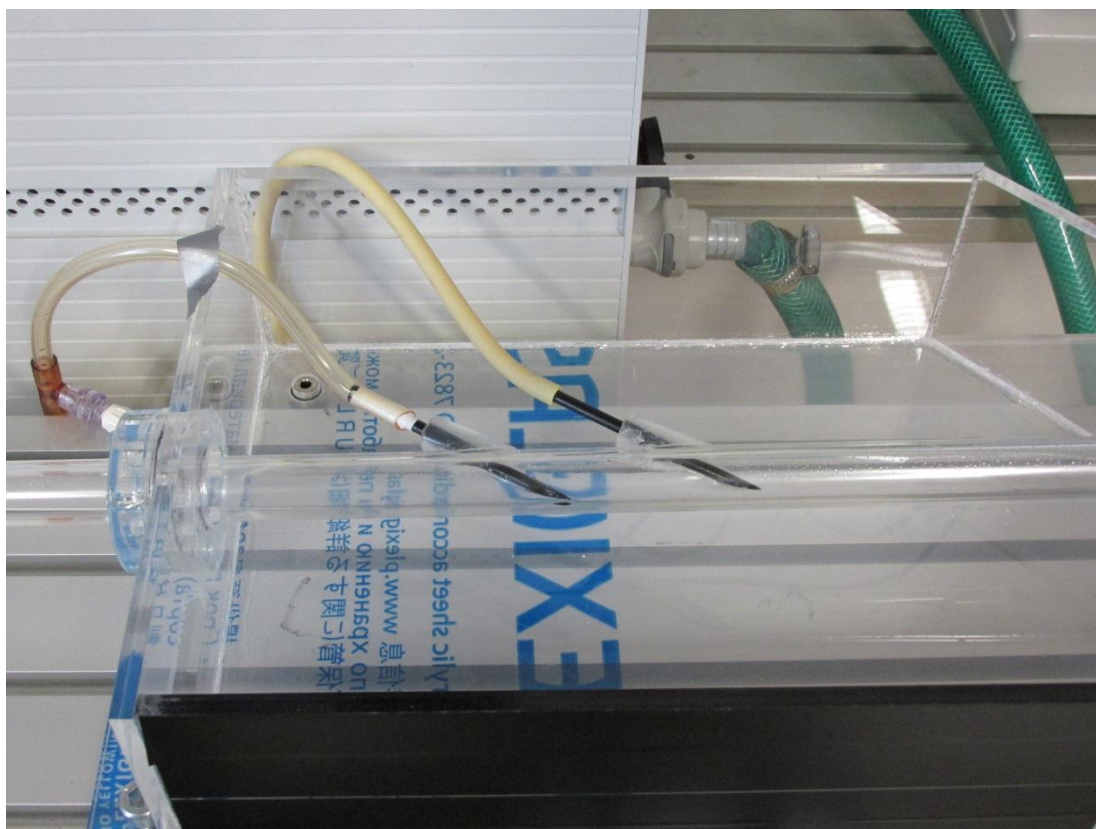
3. Modely

Model použitý v experimentu představuje cévní přístup při hemodialýze. V experimentu se neuvažuje pružnost žilní stěny a to znamená, že se v modelu používá pouze pevného potrubí. Model sám je pak tvořen pevnou trubkou, která představuje žílu. V ní proudí tekutina, která představuje krev proudící v žíle a je nutné ji vyčistit. Dál je tvořen dvěma jehlami. Jehly jsou zavedeny do pevné trubky, představující žílu. Jehly nejsou zavedeny kolmo na osu trubky, ale pod daným úhlem. Důležitá je i vzdálenost mezi jehlami, která je vyznačena na obrázku 10 písmenem L. Jehla, která je dále proti proudu tekutiny, slouží k odběru tekutiny z trubky představující žílu. Jehla, která je blíže proti proudu, slouží k návratu odebrané („vyčištěné“) tekutiny zpět do trubky. Oblast mezi jehlami je pečlivě sledované místo a to kvůli možnosti vzniku recirkulace. Směr proudění v trubce, v jehlách a možný vznik recirkulace je znázorněn na obrázku 10.



Obr. 10.: Schéma proudění v modelu

Rozměry celého modelu jsou v poměru zvětšeny, protože skutečné rozměry žíly a jehel jsou poměrně malá. Tato úprava je provedena kvůli zlepšení kvality měření metodou PIV a vizualizace. Při malých rozměrech modelu může docházet k negativnímu rozptylu laserového paprsku a to kvůli zaoblení trubky modelu. Právě proto je nutné zajistit větší rozměry, u kterých je zajištěno, že nebude docházet právě k těmto nežádoucím jevům. V experimentu jsou použity dva modely cévního přístupu, které se od sebe liší geometrií.



Obr. 11.: Model

3.1. Geometrie

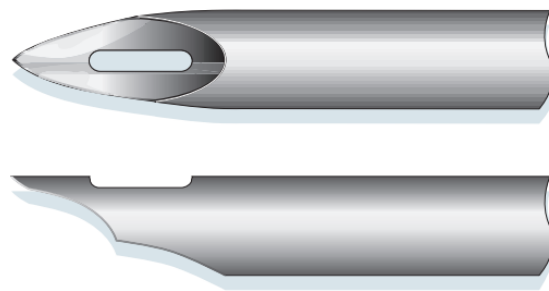
Geometrie zavedení jehel do krevního řečiště pacienta při hemodialýze není v praxi přesně definováno. Při běžné praxi se vzdálenost zavedení mezi jehlami pohybuje od tří centimetrů až po deset centimetrů. Úhel, pod kterým se jehly zavádějí, není a ani se nedá přesně specifikovat. To je způsobeno hlavně tím, že jehla se sice zavede pod jistým úhlem, ale pružnost okolních tkání (žilní stěny, kůže, atd.) jehlu neudrží v zavedeném úhlu. V důsledku toho se špička jehly přiblíží co nejvíce k žilní stěně. Jak moc se jehla přiblíží k žilní stěně, je závislé na pružnosti okolních tkání, která se u každého pacienta liší (ovlivňuje jí zdravotní stav pacienta, věk pacienta atd.).

V experimentu jsou použity dvě geometrie, které se snaží co nejvíce přiblížit skutečnosti. U obou těchto geometrií se zavádějí jehly pod úhlem třiceti stupňů. Snahou je vytvořit co nejmenší sklon zavedených jehel. Úhel třiceti stupňů je nejmenší možný úhel, který lze vytvořit technologiemi používanými v laboratoři. Geometrie se od sebe

lišší roztečí jehel, která je vyznačena na Obr. 10 písmenem *L*. U první geometrie je rozteč 30 mm, u druhé pak 60 mm.

3.2. Jehly

Nedílnou součástí hemodialyzačního procesu jsou dialyzační jehly. Tyto jehly mají své specifické konstrukční řešení. Na hřbetě jehly je umístěn otvor, ten se nazývá „back eye“. Tento otvor slouží ke zlepšení proudění v žíle tak, že krev, která není nasátá jehlou, může volně proudit skrze tento otvor. Dalším rysem jehel jsou dvě zakřivení na hraně, která umožňují lépe zavést jehly do krevního řečiště pacienta. Tyto dvě zakřivení jsou dobře patrná na obrázku 12. Na tomto obrázku je též dobře vidět „back eye,“.



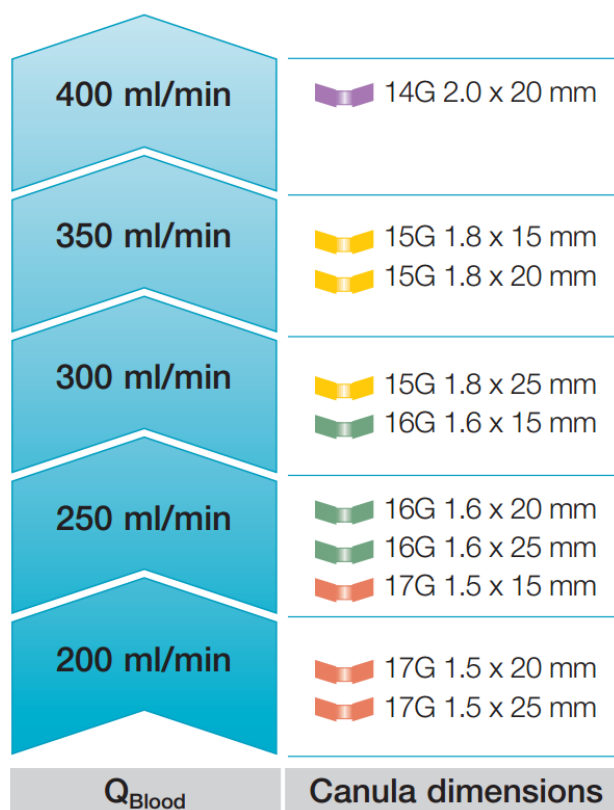
Obr. 12.: *Hemodialyzační jehla* [21]

Jelikož celý model je zvětšen, tak i jehly použité v pokusu jsou v poměru zvětšeny. Další změna oproti skutečným dialyzačním jehlám je odstranění dvou zakřivení. Tyto zakřivení mají za účel pouze lepší zavádění jehel do pacienta, takže je můžeme z pokusu odstranit. Otvor na hřbetě jehly je na těchto „modelových“ jehlách zachován, protože ovlivňuje proudění v žíle



Obr. 13.: Jehly použité v experimentu

Důležité je zmínit, že pro dialýzu se používají různé rozměry jehel. Velikost respektive průměr jehly se volí podle průtoku, který má jehlou proudit. Obecně se dá říci, že čím větší průtok, tím se použije větší průměr jehly. Na obrázku 14 je schematicky znázorněno jaký typ jehel se pro daný průtok používá.



Relationship between blood flow and canula dimensions (diameter x needle length)

Obr. 14.: Volba typu jehly dle průtoku [21]

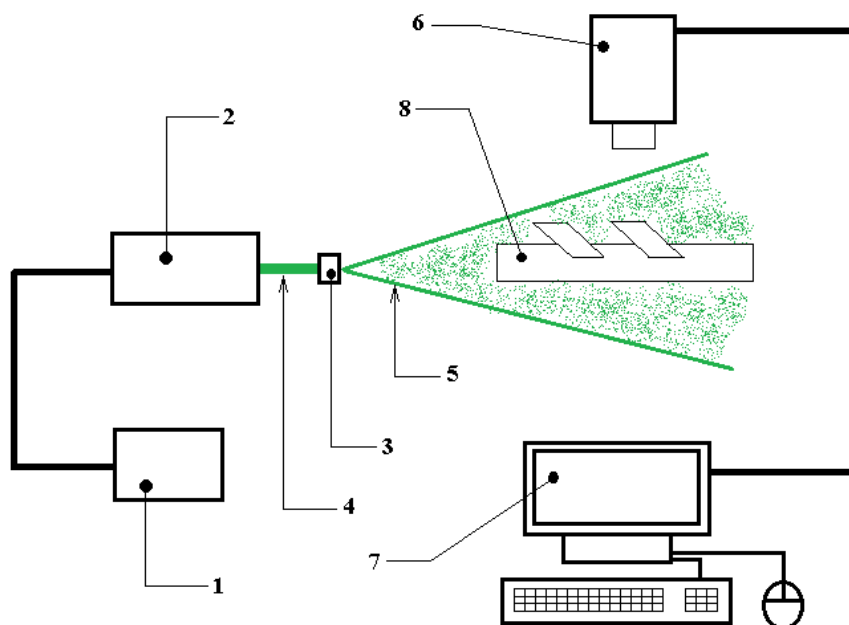
4. Metodika měření

Proudová pole v oblasti hemodialyzačního přístupu jsou měřena při režimech, které odpovídají charakteristickému proudění při hemodialýze. V měřicí trati je jako měřená tekutina použita voda namísto krve. K zachování podobnosti proudění při použití jiné tekutiny je použito Reynoldsovo číslo. A proto jsou tyto režimy přepočteny pomocí hodnot Reynoldsových čísel, která jsou zjištěna z proudění krve. K ověření funkčnosti experimentu jsou použity dva limitní režimy. Ostatní režimy jsou vhodně vybrány z množiny ohraničené těmito limitními režimy.

K měření se využila měřicí metoda PIV, která ve zvolené rovině změří proudové pole. Měřicí rovina je umístěna do osy modelu cévního přístupu. Dále je provedena vizualizace proudění, která je realizována pomocí kontrastní látky. Peristaltické čerpadlo je nutné před měřením kalibrovat, a to protože charakteristika peristaltického čerpadla je taková, že při vyšším tlakovém zatížení dochází k poklesu čerpaného objemu. Peristaltické čerpadlo je zařazeno v okruhu sériově za dialyzátor a tím dochází k vyššímu tlakovému zatížení, které způsobuje dialyzátor.

4.1. Particle Image Velocimetry – PIV

Základem metody je přivedení částic do měřicí tekutiny. V měřené oblasti jsou pak částice osvětleny pomocí světelného listu a díky nim dochází odrazu světla. Světelný svazek z laseru prochází skrze válcovou čočku, která rozptýlí tento světelný svazek a vytvoří výše zmíněný světelný list. Měřená oblast je snímána pomocí vysoko rychlostní kamery, která všechny tyto odrazy světla od částic proudící v tekutině zaznamenává. Výstupem z kamery jsou pak snímky, které jsou vyhodnoceny standardní metodou zpracování PIV. Výstupem měření ve zvolené rovině jsou rychlostní pole. Požívaným zařízením pro PIV v experimentu je rychlá kamera iSpeed, kontinuální laserová dioda 532nm a válcová čočka. Do tekutiny jsou zavedeny skleněné částice o velikosti 10 mikronů. [12, 13]



- | | | |
|---------------------------|-------------------------------|--------------------------------|
| 1 - zdroj | 2- laserová dioda 532n | 3- válcová čočka |
| 4- světelný svazek | 5- světelný list | 6- rychlá kamera iSpeed |
| 7- počítač | 8- měřený model | |

Obr. 15.: *Schéma PIV*

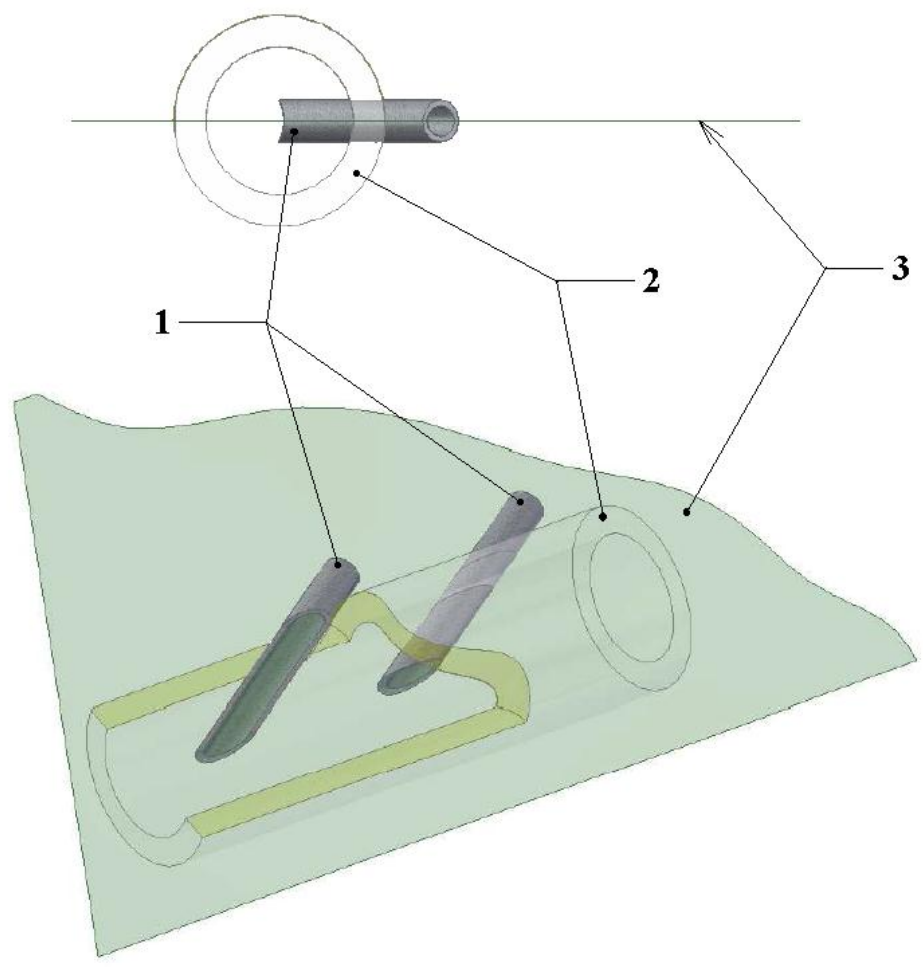
Jelikož jsou jehly v modelu zavedeny pod úhlem, tak hrozí, že při špatném nasvícení měřené oblasti by jehly mohli tvořit stíny. Tento problém je odstraněn tím, že se laser nasměruje tak, aby svítil ve směru os jehel. To znamená, že laser svírá, stejný úhle k trubce jako jehly (30°). Aby se dalo s laserem snadno manipulovat a dosáhlo se optimálního nastavení, je laser umístěn na stativu. V experimentu byla jako měřená oblast zvolena rovina, která prochází osou trubky i osami jehel. Tato rovina je zvolena, protože se jedná o rovinu symetrie, kde je největší pravděpodobnost, že dojde k zachycení recirkulace. Tato rovina je vidět na obrázku 16. Kamera, která snímá měřenou rovinu, je umístěná kolmo k rovině a připevněna k rámu experimentální trati.

Každý režim proudění je snímán ve třech místech modelu a to v oblasti mezi jehlami, v oblasti těsně za návratovou jehlou a v oblasti dále za návratovou jehlou. Aby nebylo nutné kameru vždy pracně přesouvat, kvůli jednotlivým měřeným oblastem, tak se pohybuje s modelem, který je umístěn na pohybovém šroubu. Tento šroub je opatřen

počítadlem vzdálenosti a je nutné před každým pohybem pečlivě zaznamenat hodnotu na tom to počítadle vzdálenosti. Tyto hodnoty vzdálenosti jsou nutné pro pozdější složení jednotlivých měřených oblastí do jednoho obrázku.

Naměřená data se dále zpracovávají v programu DantecDynamicStudio. Pro tento program je nejprve nutné záznamy jednotlivých měřených oblastí převést pomocí programu i-SPEED Viewer na obrázky ve formátu jpg. Tyto obrázky, pro jednotlivé režimy se pak importují do programu DantecDynamicStudio. V tomto programu je nejprve provedena adaptivní korelace PIV signálu. Velikost obrazové mapy pro korelaci je 1280 x 1024 pixelů, ale samotná oblast, která je z hlediska experimentu důležitá (trubka a tekutina proudící v ní), zabírá jen určitou část této mapy. Proto se v nastavení adaptivní korelace nastavuje oblast obrazové mapy, kterou program následně vyhodnocuje. Toto opatření urychluje vyhodnocování adaptivní korelace.

Následně se provádí vektorová statistika. Výsledky vektorové statistiky se exportují do programu MatLab, kde se jednotlivé vyhodnocené oblasti pro jeden režim proudění složí do jednoho celku a z něj se vytvoří jednotlivé obrázek rychlostních polí, popřípadě proudnic.

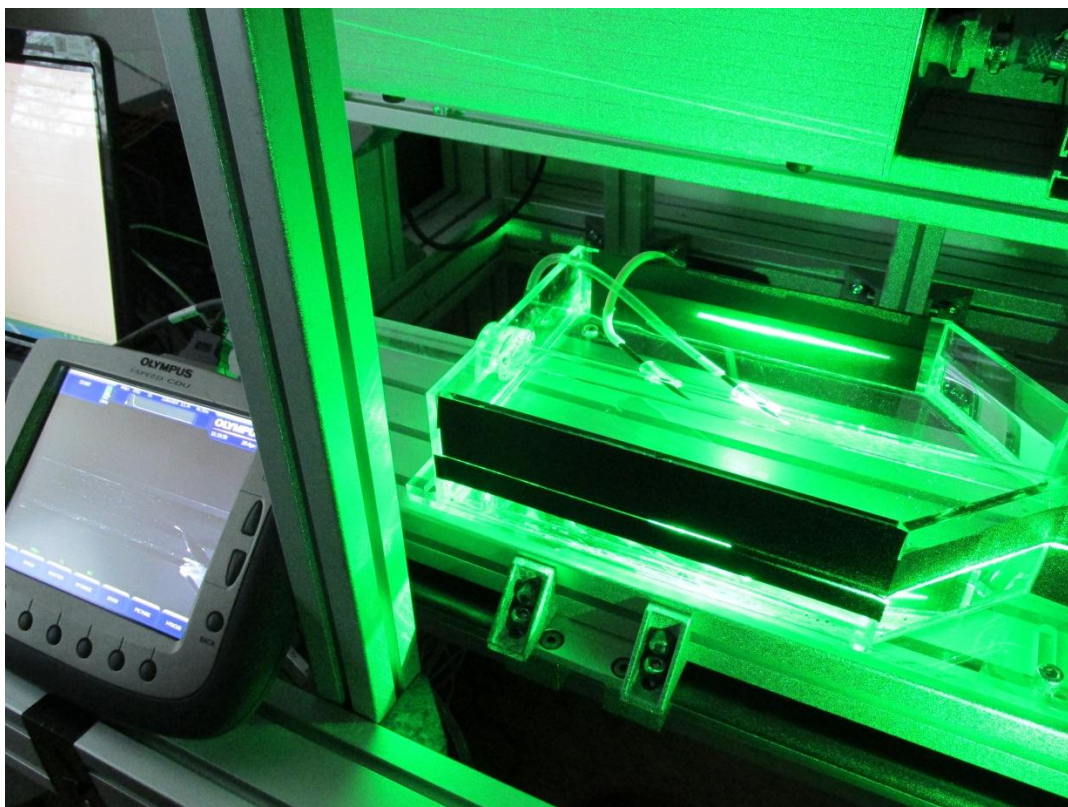


1. - jehla

2. - trubka představující žílu

3. - světelný list

Obr. 16.: *Měřená rovina*



Obr. 17.: *Měření PIV*

4.2. Vizualizace pomocí kontrastní látky

Princip této metody je založen na zavedení jasně viditelné tekutiny do tekutiny proudící měřenou oblastí. Tato zavedená tekutina musí mít podobné fyzikální vlastnosti jako tekutina v měřené oblasti a to proto, aby nedošlo ke změně chování proudu způsobené právě rozdílnými fyzikálními vlastnostmi. Je nutné tuto dobře viditelnou tekutinu zavádět v rozumném množství, aby nedošlo k zabarvení celé měřené oblasti, kdy by nebylo nic vidět. Měřená oblast je snímána kamerou, která zaznamenává pohyb kontrastní tekutiny v proudu původní tekutiny. Výhodou této metody je, že je jasné vidět chování proudu v celém objemu. Další nepopiratelnou výhodou je jednoduchost provedení této metody. Jako kontrastní látka v experimentu je použit inkoust. K záznamu vizualizace je použit fotoaparát CANNON, který je schopný vytvářet i videa.

K hemodialyzačnímu setu je přimontována speciální injekční stříkačka, která obsahuje inkoust. Tato stříkačka je umístěna v prostoru před návratovou jehlou. Nad model cévního přístupu se umístí fotoaparát CANNON, který je schopný vytvářet videa.

Pro tento způsob vizualizace je zbytečné použít vysokorychlostní kamera. Poté je uveden do chodu hlavní a vedlejší okruh. Pomocí injekční stříkačky je do vedlejšího okruhu vstříknuto malé množství inkoustu. Tento inkoust putuje přes návratovou jehlu do hlavního okruhu, který představuje žílu. Tato oblast je snímána a díky inkoustu je snadno pozorovatelné jak se proudění chová a zda dochází k recirkulaci.

4.3. Kalibrace peristaltického čerpadla

Jak je už výše zmíněno, je nutné provést kalibraci peristaltického čerpadla. Pro kalibraci je nutné nejprve zařadit sériově dialyzátor a to za peristaltické čerpadlo. Poté je čerpadlo nastaveno na požadovaný průtok a zapnuto. Za dialyzátorem se odebírají vzorky do odměrného válce a jsou měřeny časy, po které jsou jednotlivé vzorky odebírány. Z těchto vzorků a časů jsou vypočítány hodnoty objemového průtoku a z nich je vytvořena kalibrační křivka čerpadla. Podle toho jsou nastavované průtoky vhodně upraveny.

Tabulka 1a. Naměřené hodnoty pro kalibraci

$Q_{\text{nastav.}}$ [ml/min]	100	105	110	116	121
t [min]	1,006	1,01	1,006	1,006	1,008
V [ml]	90	101	110	114	118
$Q_{\text{skut.}}$ [ml/min]	89,5	100	109,3	113,3	117

Tabulka 1b. Naměřené hodnoty pro kalibraci

$Q_{\text{nastav.}}$ [ml/min]	126	131	137	142
t [min]	1,008	1,01	1,006	1,008
V [ml]	122	125	135	140
$Q_{\text{skut.}}$ [ml/min]	121	123,8	134,2	138,9



Obr. 18.: Kalibrační křivka

5. Přepočet vstupních hodnot

Cílem experimentu je co nejlépe navodit skutečné podmínky proudění krve in vivo při hemodialýze. Pokud se hemodialýza provádí na zdravém pacientovi, tak rozpětí průtoků krve v žíle je od 400 ml/min do 1500 ml/min a rozpětí průtoků v jehlách je od 200 ml/min do 400 ml/min. Protože nelze použít v experimentu krev, tak je nutné použít jinou pracovní tekutinu. Vzhledem k tomu, že je v experimentu použita jiná pracovní tekutina a ke zvětšeným rozměrům modelu je nutné převést hodnoty průtoků in vivo pomocí Reynoldsova čísla na hodnoty průtoků in vitro. V režimech in vitro je použita voda. Protože krev má v krevním řečišti teplotu 36° Celsia, tak je nutné uvažovat viskozitu krve při této teplotě. Viskozita krve při 36° Celsia je $3,8 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$. U vody byla uvažována teplota 20° Celsia. Viskozita vody při dané teplotě je $1,004 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$. Průměr žíly pro hemodialýzu se pohybuje od 4 mm do 6 mm. Průměr jehel se pohybuje od 1,5 mm do 2 mm.

5.1. Režimy in vivo

Režimy in vivo jsou zvoleny tak, aby představovaly, jak zdravého pacienta, tak i pacienta se zdravotními komplikacemi. Jsou zvoleny dva limitní režimy. Každý limitní režim je tvořen dvěma průtoky. Průtokem v žíle a průtokem v jehlách. První limitní režim je tedy tvořen průtokem v žíle $Q_z = 190 \text{ ml/min}$ a průtokem v jehle $Q_j = 265 \text{ ml/min}$. Tento režim je nefyziologický a odpovídá pacientovi s neodhalenými nebo neočekávanými zdravotními komplikacemi. Druhý limitní režim je tvořen průtokem v žíle $Q_z = 948 \text{ ml/min}$ a průtokem v jehle $Q_j = 265 \text{ ml/min}$. Tento limitní režim představuje naprosto zdravého pacienta, který nemá žádné zdravotní komplikace ovlivňující hemodialýzu a má dostatečně velký průtok v žíle z které je odebírána krev k čištění. Ostatní režimy jsou vhodně zvoleny mezi tyto dva limitní režimy. V jednotlivých režimech je vždy stejný průtok v jehlách, a to $Q_j = 265 \text{ ml/min}$. Režimy se liší průtoky v žíle, ty jsou $Q_z = 190, 332, 474, 711, \text{ a } 948 \text{ ml/min}$. V tabulce 2 jsou uvedené hodnoty, které byly použity při výpočtu Reynoldsova čísla pro jednotlivé zvolené režimy in vivo.

Tabulka 2. Vstupní parametry

d_z [m]	d_j [m]	v [$m^2 \cdot s^{-1}$]
0,006	0,0018	$3,8 \cdot 10^{-6}$

Vzorový výpočet pro první režim $Q_z=190$ ml/min a $Q_j=265$ ml/min. Z objemového průtoku je nutné nejprve spočítat rychlost v [m/s].

$$Q = S \cdot v = \frac{\pi \cdot d^2}{4} \cdot v \quad (1)$$

$$\rightarrow v = \frac{4 \cdot Q}{\pi \cdot d^2} \quad (2)$$

Poté se spočítá Reynoldsovo číslo pomocí zadané viskozity a vypočítané rychlosti.

$$Re = \frac{v \cdot d}{\nu} \quad (3)$$

-Výpočet rychlost v v žíle:

$$v_z = \frac{4 \cdot Q_z}{\pi \cdot d_z^2} = \frac{4 \cdot \frac{190}{1000 \cdot 1000 \cdot 60}}{\pi \cdot 0,006^2} = 1,12 \cdot 10^{-1} \text{ [m/s]} \quad (4)$$

-Výpočet Reynoldsova čísla proudění v žíle:

$$Re_z = \frac{v_z \cdot d_z}{\nu_{krve}} = \frac{1,12 \cdot 10^{-1} \cdot 0,006}{3,8 \cdot 10^{-6}} = 177 \text{ [1]} \quad (5)$$

-Výpočet rychlost v v jehle:

$$v_j = \frac{4 \cdot Q_j}{\pi \cdot d_j^2} = \frac{4 \cdot \frac{265}{1000 \cdot 1000 \cdot 60}}{\pi \cdot 0,0018^2} = 1,736 \text{ [m/s]} \quad (6)$$

-Výpočet Reynoldsova čísla proudění v jehle:

$$Re_j = \frac{v_j \cdot d_j}{\nu_{krve}} = \frac{1,736 \cdot 0,0018}{3,8 \cdot 10^{-6}} = 822 \text{ [1]} \quad (7)$$

Zvolené režimy i s vypočítanými hodnotami Reynoldsova čísla pro jednotlivé režimy jsou uvedeny v následující tabulce.

Tabulka 3. Hodnoty režimů in vivo

In vivo				
Režim	Q_z [ml/min]	Re_z [1]	Q_j [ml/min]	Re_j [1]
1	190	177	265	822
2	332	339	265	822
3	474	441	265	822
4	711	662	265	822
5	948	883	265	822

5.2. Režimy In vitro

Jak už bylo v předcházejících kapitolách zmíněno, v experimentu je jako pracovní tekutina zvolena voda a model má jiné rozměry než skutečný dialyzační přístup, a proto je nutné provést přepočítání. K přepočtu je využito podobnostní číslo a to přesně Reynoldsovo číslo. Přepočítání probíhá tak, že vezmeme Reynoldsova čísla z in vivo režimů a pomocí těchto Reynoldsových čísel, jsou dopočítány hodnoty viskozity pro vodu, rozměry modelů a jednotlivé průtoky. V tabulce 4 jsou uvedené hodnoty, které byly použity při výpočtu průtoků pro jednotlivé zvolené režimy in vitro.

Tabulka 4. Vstupní parametry

d_z [m]	d_j [m]	v [$m^2 \cdot s^{-1}$]
0,014	0,003	$1,004 \cdot 10^{-6}$

Vzorový přepočítání pro první režim in vivo do in vitro. Nejprve je nutné pomocí Reynoldsova čísla a nových rozměrů dopočítat rychlost proudění.

$$Re = \frac{v \cdot d}{\nu} \quad (8)$$

$$\rightarrow v = \frac{Re \cdot \nu}{d} \quad (9)$$

Poté se dopočítá průtok pomocí daných rozměrů a vypočítané rychlosti.

$$Q = v \cdot S = v \cdot \frac{\pi \cdot d^2}{4} \quad (10)$$

-Výpočet rychlosti v žíle:

$$v_z = \frac{Re_z \cdot v}{d_z} = \frac{177 \cdot 1,004 \cdot 10^{-6}}{0,014} = 1,26 \cdot 10^{-2} [m/s] \quad (11)$$

-Výpočet průtoku v žíle:

$$Q_z = v_z \cdot S = v_z \cdot \frac{\pi \cdot d_z^2}{4} = 1,26 \cdot 10^{-2} \cdot \frac{\pi \cdot 0,014^2}{4} \cdot 6 \cdot 10^6 = 116 [ml/min] \quad (12)$$

-Výpočet rychlosti v jehle:

$$v_j = \frac{Re_j \cdot v}{d_j} = \frac{822 \cdot 1,004 \cdot 10^{-6}}{0,003} = 2,75 \cdot 10^{-1} [m/s] \quad (13)$$

-Výpočet průtoku v jehle:

$$Q_j = v_j \cdot S = v_j \cdot \frac{\pi \cdot d_j^2}{4} = 2,75 \cdot 10^{-1} \cdot \frac{\pi \cdot 0,003^2}{4} \cdot 6 \cdot 10^6 = 116 [ml/min] \quad (14)$$

V následující tabulce jsou přepočítané jednotlivé režimy pro in vitro.

Tabulka 5. Hodnoty režimů in vitro

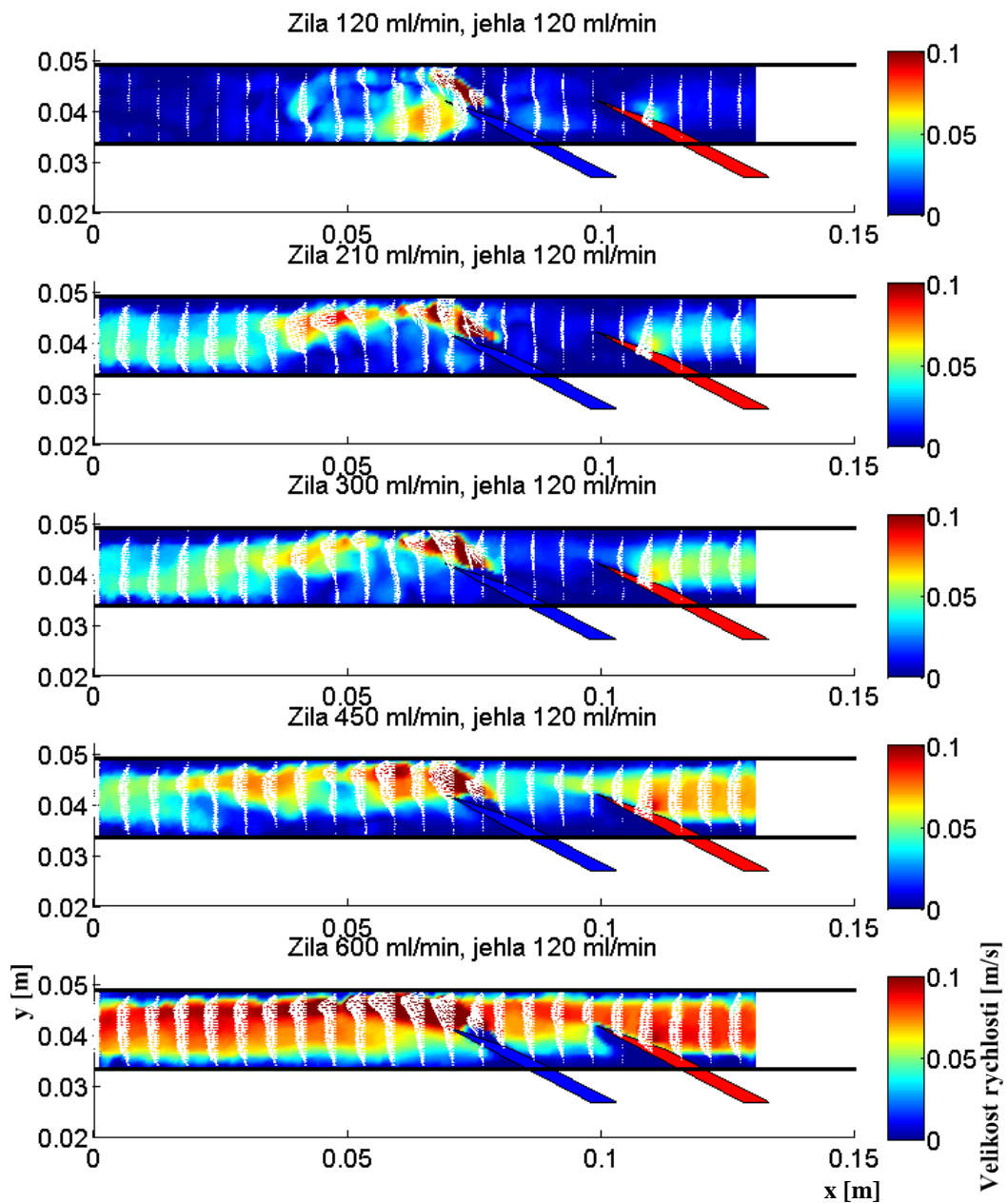
In vitro				
Režim	$Re_z [-]$	$Q_z [ml/min]$	$Re_j [1]$	$Q_j [ml/min]$
1	177	116	822	116
2	339	210	822	116
3	441	300	822	116
4	711	450	822	116
5	948	600	822	116

6. Charakteristické režimy proudění v modelech

Zvolené režimy, které představují charakteristické proudění krve, jsou měřeny na obou modelech. Jak bylo v kapitole 3. uvedeno, modely se liší geometrií, které mají jinou rozteč zavedení jehel. Model 1 má rozteč zavedení jehel 30 mm. Model 2 má pak rozteč zavedení jehel 60 mm. V experimentu je provedeno zjednodušení proudu a to, že proud v hlavní větvi (žíle) je uvažován jako stacionární.

Měření se provádí v rovině, která prochází osami jehel i osou trubky. Aby bylo dosaženo uspokojivého prostorového rozlišení, je celá sledovaná oblast měřena ve dvou úsecích. Snímky jsou pak následně spojeny pomocí programu MatLab. Jedním měřeným úsekem je oblast mezi jehlami. Tuto oblast sledujeme kvůli možnému vzniku recirkulace a také abychom viděli, jak ovlivňuje „back eye“ proudění a zda může přispívat ke vzniku recirkulace. Druhým měřeným úsekem je oblast za návratovou jehlou. Tato oblast se sleduje kvůli návratu odebrané tekutiny zpět do hlavního proudu a to jak tento impakt ovlivňuje proudění. Pro každý model jsou zobrazena rychlostní pole pro všechny režimy. Následně jsou pro některé vybrané režimy zobrazeny detaily rychlostních polí, které se nachází v oblasti mezi jehlami. V těchto detailech se následně zobrazí proudnice. Proudnice se zobrazují kvůli zviditelnění toho, jak „back eye“ odběrové jehly ovlivňuje proudění. Vzhledem k tomu, že měření PIV probíhá jen v jedné rovině, je provedena vizualizace, která zobrazí chování proudění v celém objemu. Vizualizace proudění je provedena pro všechny režimy. Provedení vizualizace je velmi důležité zvláště pro režimy, u kterých se pomocí PIV metody ukázala možnost recirkulace.

6.1. Model 1

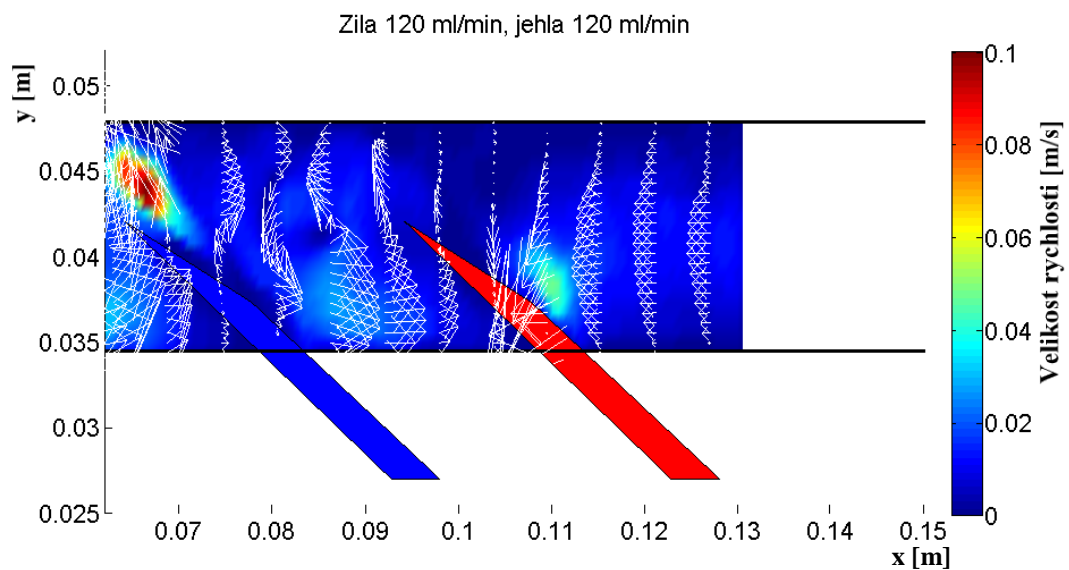


Obr. 19.: Rychlostní pole jednotlivých režimů

Na obrázku 19 jsou vyobrazeny výsledky PIV pro všechny režimy. Ve všech režimech je nejprve vidět oblast za návratovou jehlou, kde je jasný zavířený úsek, ten je vytvořen urychleným proudem z návratové jehly. U režimů, které mají průtok v žíle $Q_z = 120, 210, 300$ ml/min, je zvířený úsek poměrně velký. U režimu s průtokem v žíle

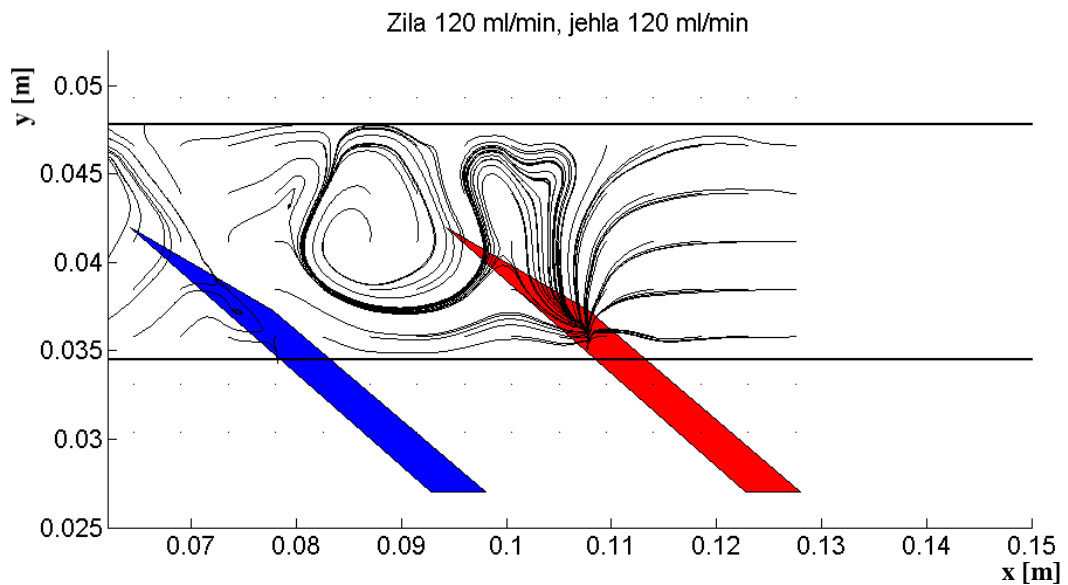
$Q_z = 450$ ml/min je vidět zmenší zavíření a u posledního režimu už je zavíření poměrně malé. Je vidět, že se snižujícím se poměrem průtoku v jehle k průtoku v žíle se zmenšuje i úsek zavíření.

Při zaměření na oblast mezi jehlami je vidět, že u prvního režimu je vysoká možnost recirkulace. U druhého režimu je také patrné, že dochází k určitému zpětnému toku a tudíž je také možnost, že dochází k recirkulaci. Měření PIV je provedeno v jedné zvolené rovině. Měřená oblast je tedy pouze rovinná (2D) a ne prostorová. Avšak děj, který se mezi jehlami odehrává, je trojrozměrný a to způsobuje, že se z naměřených dat nedá s přesností vyhodnotit, zda dochází k recirkulaci. Dá se pouze určit možnost, že k recirkulaci dochází. Je tedy nutné nějakým způsobem ověřit zda se opravdu jedná o recirkulaci nebo jde-li jen o zavíření proudu a tím správně interpretovat výsledky z PIV. K tomuto ověření se v experimentu využívá vizualizace. Ta ukazuje chování proudu v celém objemu a tím potvrdí či vyvrátí možnost recirkulace v daném režimu.



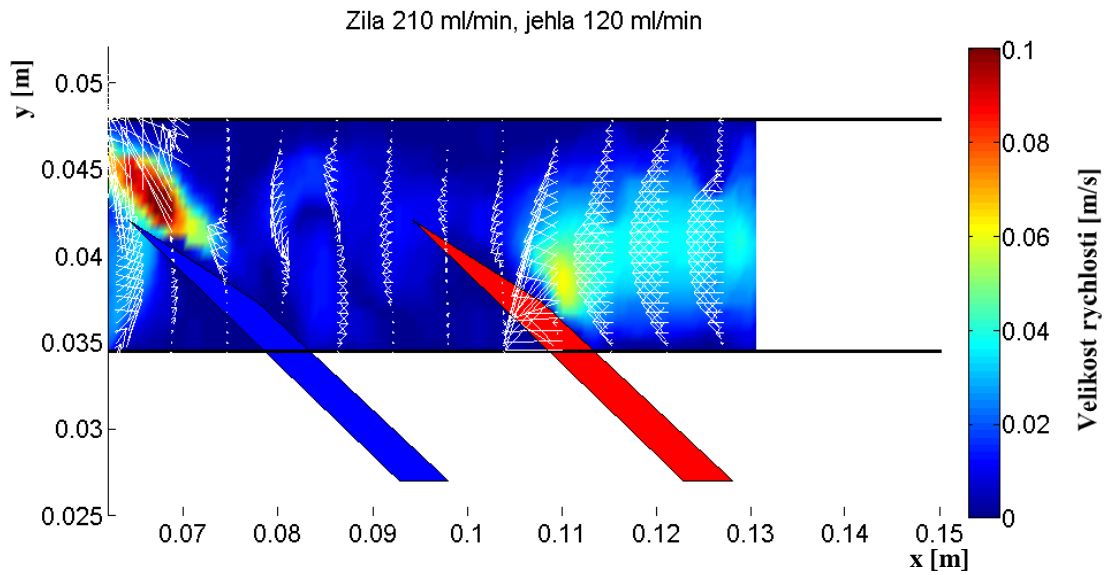
Obr. 20.: Detail rychlostního pole v oblasti jehel

Na obrázku 20 je vidět detail režimu jedna ($Q_z = 120$ ml/min, $Q_j = 120$ ml/min). Na tomto detailu je vidět, že mezi jehlami dochází k zavírání. Díky tomu to zavírání lze usuzovat, že nejspíše dochází k recirkulaci. Tento předpoklad je ovšem nutné ověřit vizualizací.



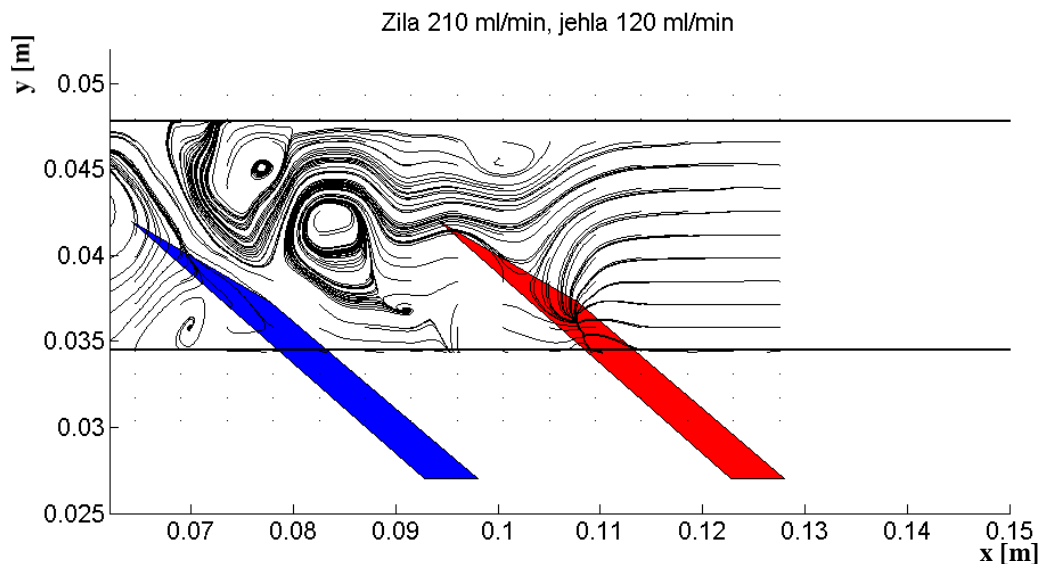
Obr. 21.: *Detail proudnic v oblasti jehel*

Na tomto obrázku 21 je vidět detail proudnic pro první režim ($Q_z = 120$ ml/min, $Q_j=120$ ml/min). Na proudnicích je vidět, že v oblasti mezi jehlami dochází k zavírání a dále je vidět, že část tekutiny právě z této oblasti mezi jehlami je nasáván skrze otvor v jehle („back eye“). Tím tento otvor přispívá k recirkulaci.



Obr. 22.: Detail rychlostního pole v oblasti jehel

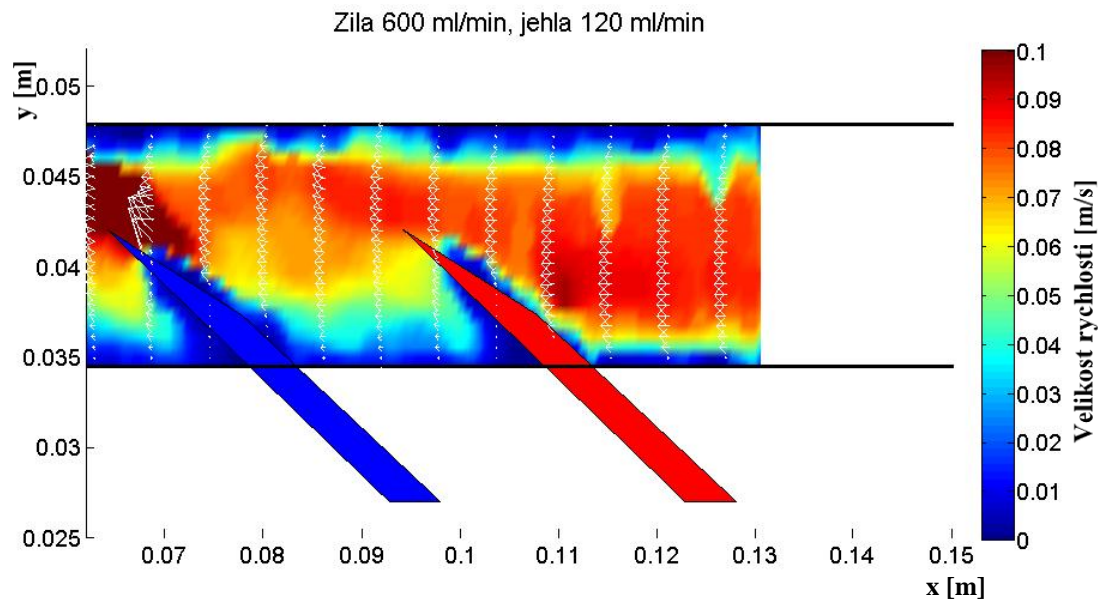
Na obrázku 22 je vidět detail režimu 2 ($Q_z = 210$ ml/min, $Q_j = 120$ ml/min). Na tomto detailu je vidět, že mezi jehlami dochází k zavíření. Z tohoto zavíření není plně jasné, zda dochází k recirkulaci nebo zda se jedná jen o narušení proudu.



Obr. 23.: Detail proudnic v oblasti jehel

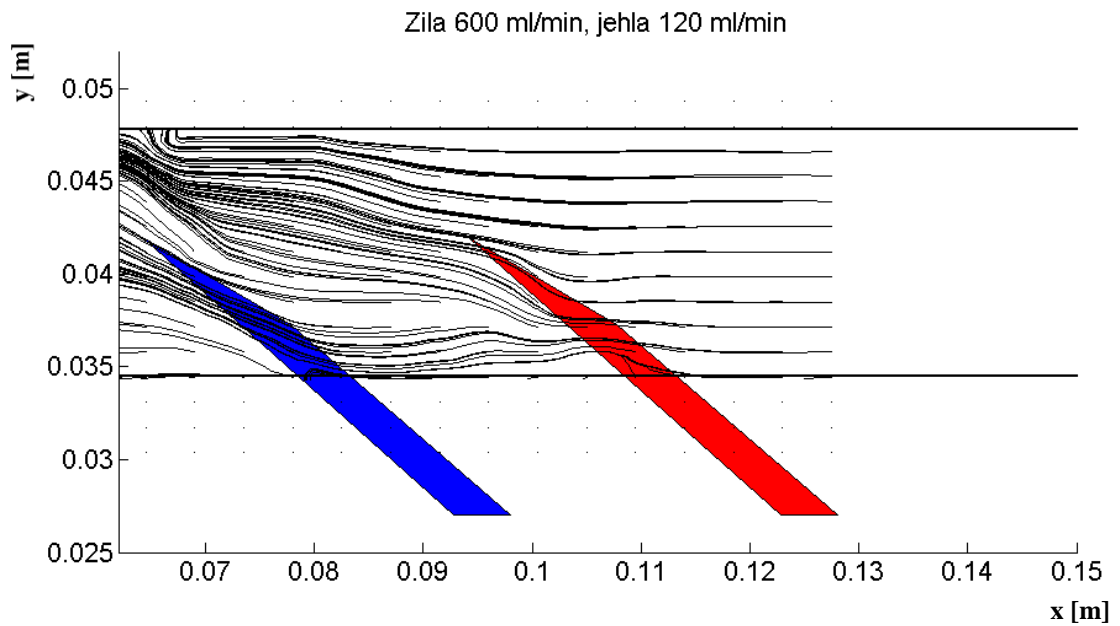
Na obrázku 23 jsou vidět proudnice pro režim 2. Na proudnicích je lépe vidět zavíření, které je vidět na rychlostním poli na obrázku 22. Je na něm velmi dobře vidět, jak odběrová jehla nasává tekutinu. Při tomto režimu není vidět žádné negativní

ovlivnění proudu otvorem „back eye“. Mezi jehlami je dobře vidět tvorba dvou vírů. Jednoho velkého a pak menšího, který je hned vedle.



Obr. 24.: *Detail rychlostního pole v oblasti jehel*

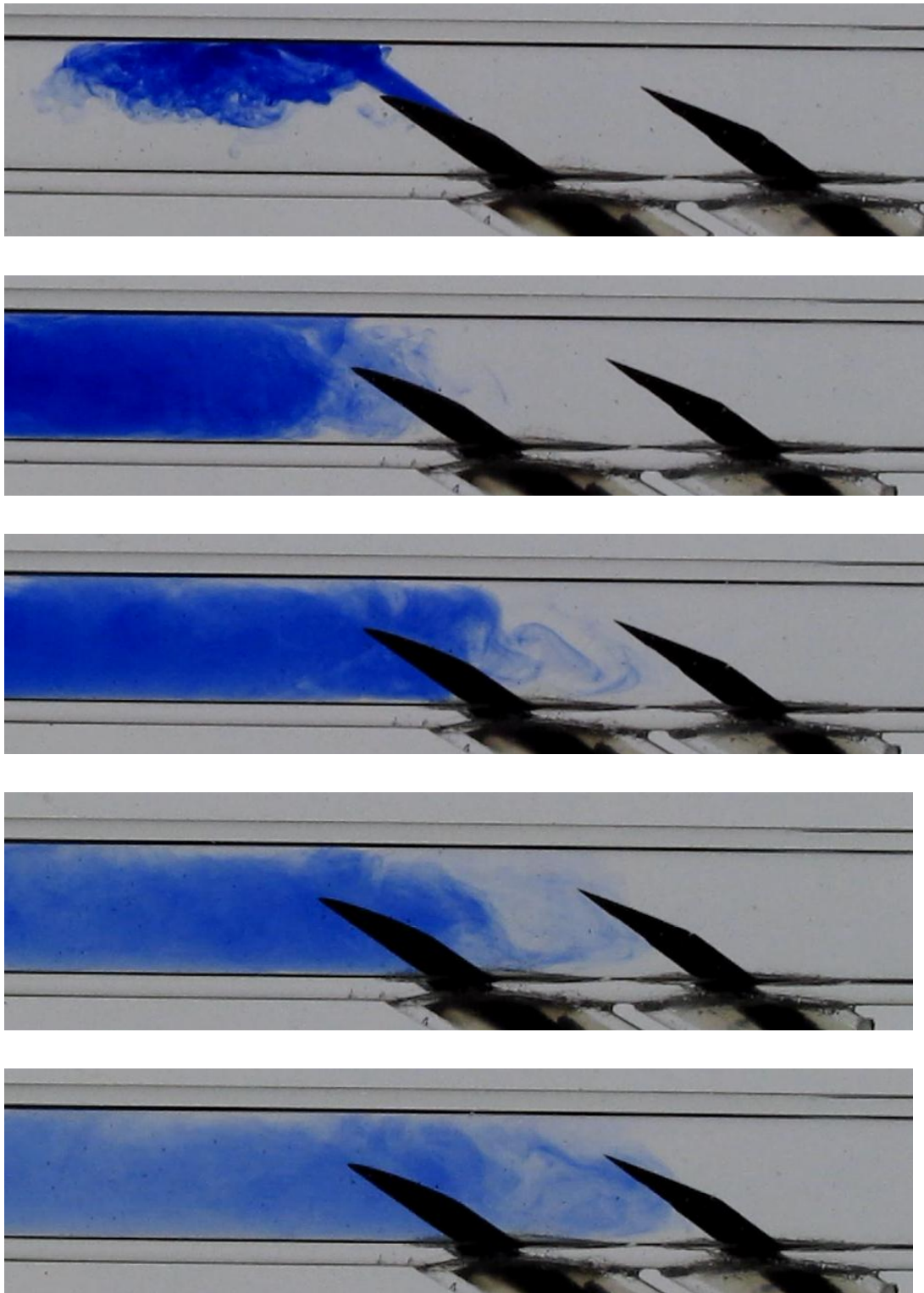
Na obrázku 24 je detail rychlostního pole pro poslední zvolený režim ($Q_{\dot{z}}=600$ ml/min, $Q_{\dot{j}}=120$ ml/min). Na detailu je jasně patrné, že k žádné recirkulaci nedochází a rychlostní pole mezi jehlami je poměrně dobře vyvinuté. Tvar rychlostního pole je vlastně ovlivněn pouze jehlou, která tvoří překážku v proudu tekutiny.



Obr. 25.: *Detail proudnic v oblasti jehel*

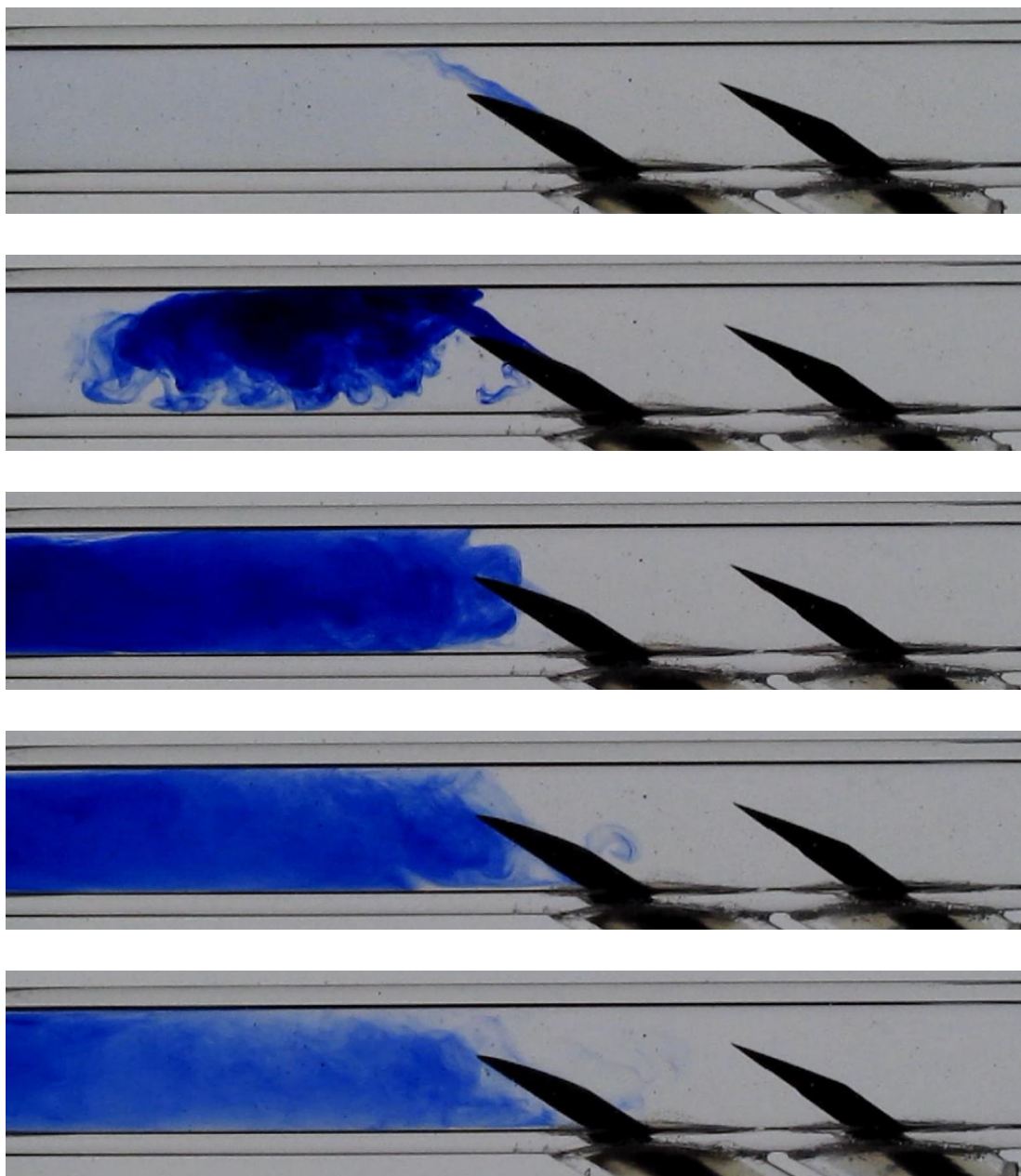
Na obrázku 25 je detail proudnic pro poslední zvolený režim ($Q_z = 600$ ml/min, $Q_j = 120$ ml/min). Na proudnicích je velmi dobře vidět jak procházejí skrze jehly. To je umožněno otvorem na jehle. Tím, že část proudu prochází skrze tento otvor na jehle, se proud tekutiny méně naruší

Dále jsou uvedeni snímky z vizualizace pro první dva režimy a pro poslední režim. V prvních dvou režimech je vizualizace důležitá pro ověření, zda dochází k recirkulaci. V posledním režimu slouží k zobrazení proudu tekutiny vycházející z návratové jehly.



Obr. 26.: *Vizualizace režimu 1*

Na obrázku 26 je vidět průběh vizualizace pro režim jedna ($Q_z = 120$ ml/min, $Q_j = 120$ ml/min). Z vizualizace je jasně patrné, že při tomto režimu, kdy jsou si průtoky v žíle a v jehlách rovny, dochází k recirkulaci tekutiny, která je navracena zpět do žíly. Tato vizualizace potvrzuje domněnku z PIV měření.



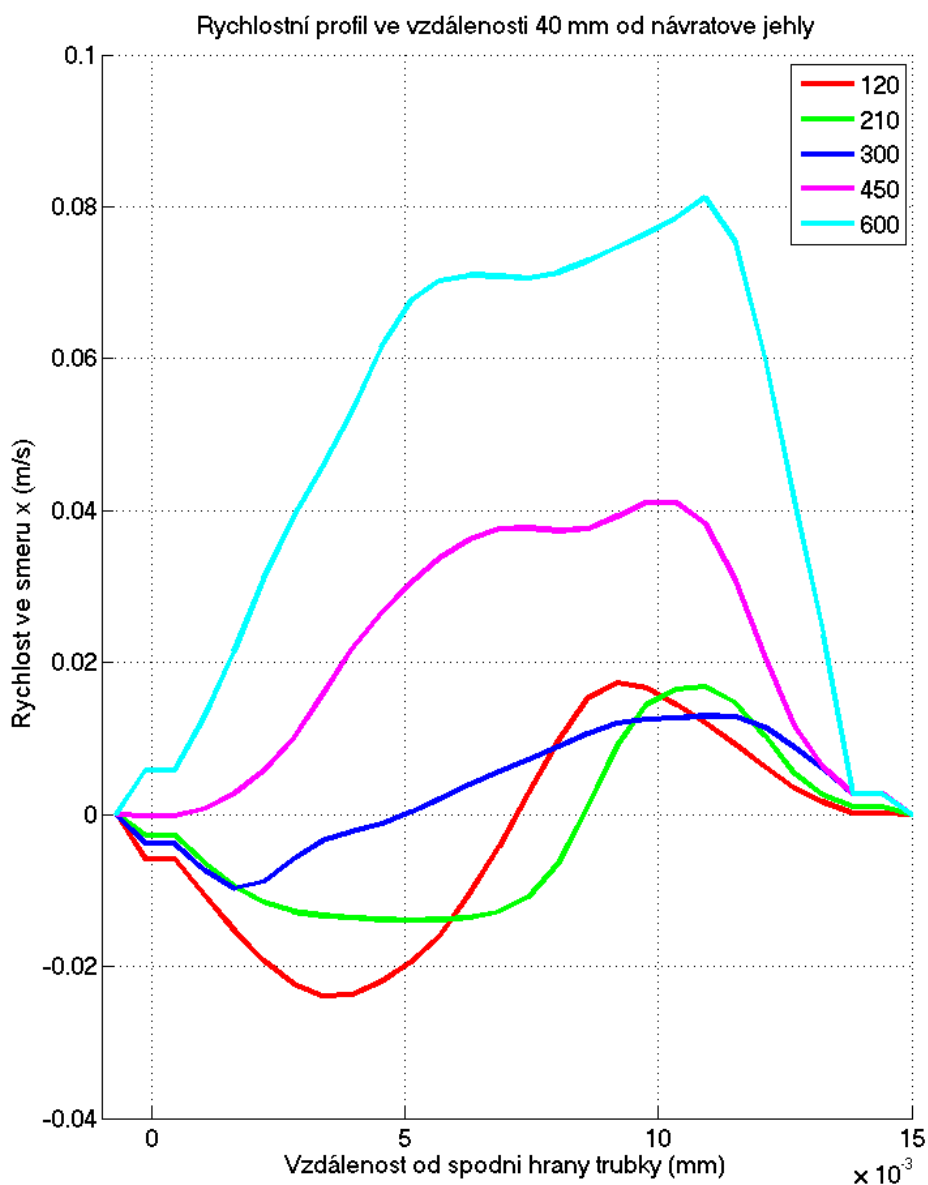
Obr. 27.: *Vizualizace režimu 2*

Na obrázku 27 je vizualizace pro režim dva ($Q_z = 210$ ml/min, $Q_j = 120$ ml/min). Z těchto obrázků je vidět, že k recirkulaci v podstatě nedochází nebo dochází k velmi malé recirkulaci. Z Obr. 76 a 89 je vidět, jak se velmi malé procento navracené tekutiny dostane do zavíření mezi jehlami a lze předpokládat, že je tato tekutina nasáta odběrovou jehlou.



Obr. 28.: *Vizualizace režimu 5*

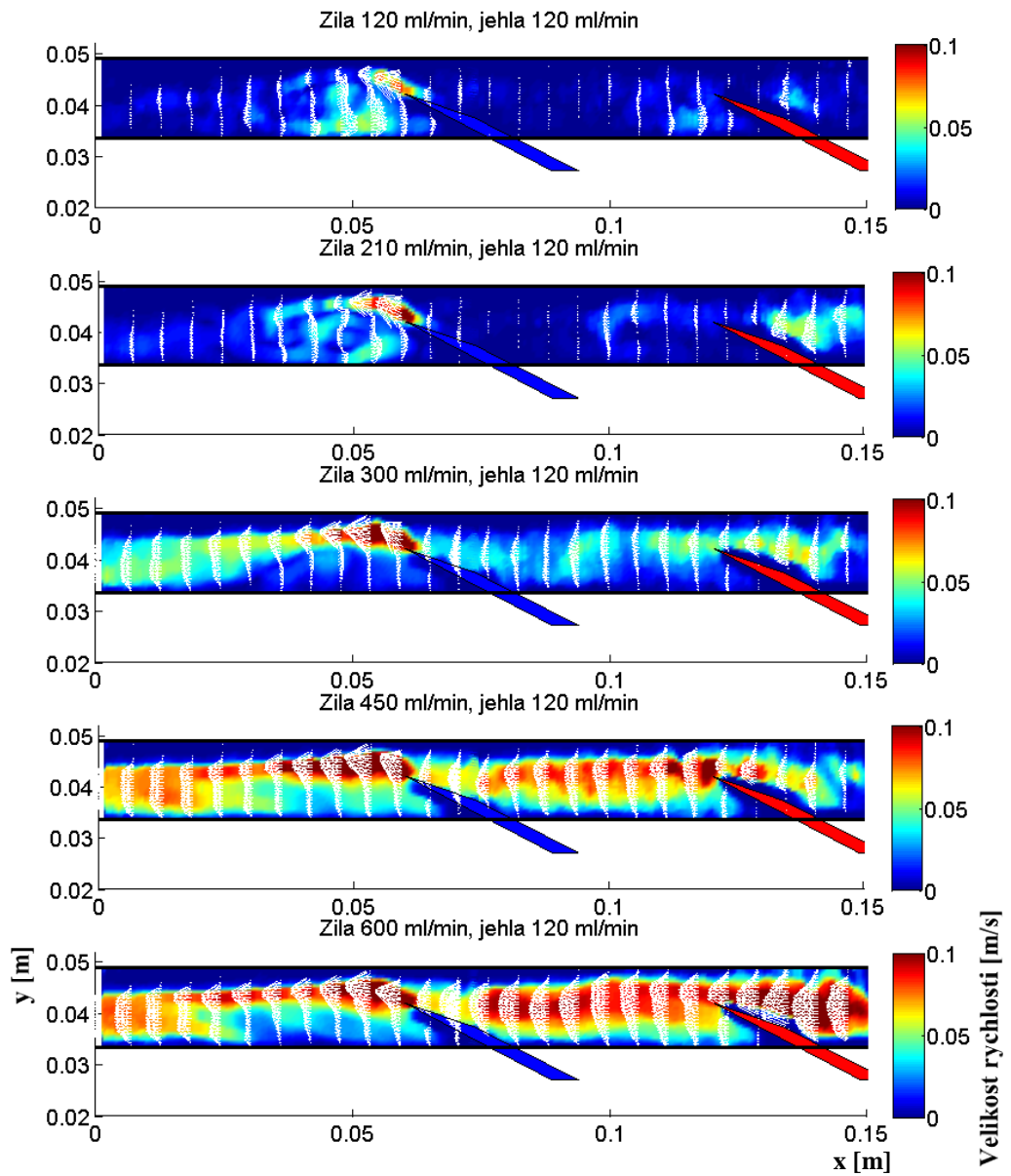
Na obrázku 28 je vizualizace posledního režimu ($Q_z = 600$ ml/min, $Q_j = 120$ ml/min). Zde není oblast mezi jehlami zajímavá, protože už PIV měření ukázalo, že zde k recirkulaci nedochází. Sleduje se oblast za návratovou jehlou. Na obrázcích je vidět, že úsek zavíření za jehlou tam v podstatě není. Proud tekutiny z návratové jehly postupuje potrubím dále, kde se promísí.



Obr. 29.: Rychlostní profily jednotlivých režimů

Na obrázku 29 jsou vidět rychlostní pole za návratovou jehlou ve vzdálenosti 40 mm od jehly. U prvních třech režimů je vidět v úseku od 0 mm do 8 mm ovlivnění rychlostního proudu zavířením za návratovou jehlou, která způsobuje právě tyto záporné rychlosti. S rostoucím průtokem v žíle se ovlivnění rychlostního pole zmenšuje. U posledních dvou režimů se zavíření za návratovou jehlou nevyskytuje, a proto není rychlostní profil ovlivněn. U režimů s průtokem 600 ml/min a 450 ml/min je dobře vidět, že v této vzdálenosti je rychlostní profil ovlivněn impaktem. Zbylé režimy jsou ovlivněny odrazem impaktu od stěny.

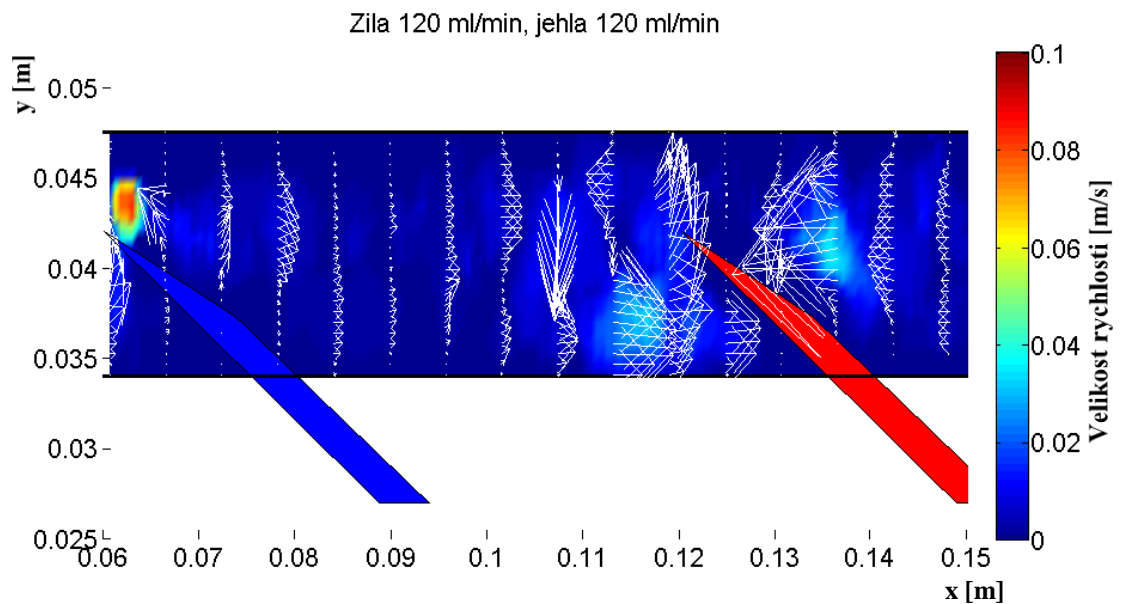
6.2. Model 2



Obr. 30.: Rychlostní pole jednotlivých režimů

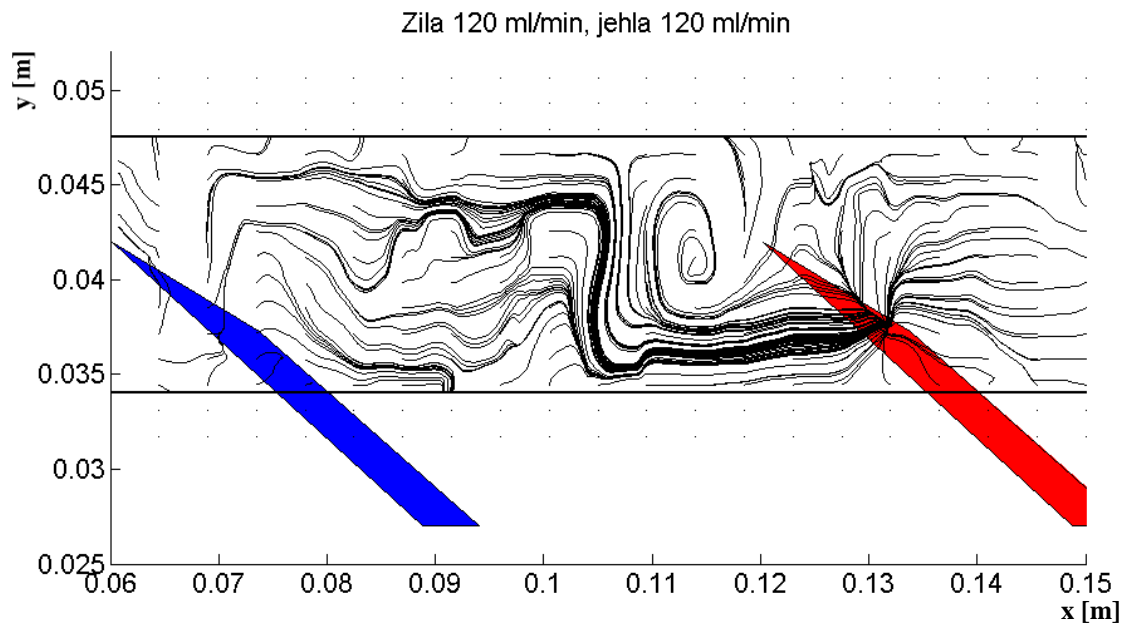
Na obrázku 30 jsou opět vyobrazeny výsledky PIV pro všechny režimy. Ve všech režimech je za návratovou jehlou vidět zavířená oblast, která se s rostoucím průtokem v žíle zmenšuje. U posledních režimů už zavířený úsek v podstatě není.

V oblasti mezi jehlami je v prvním režimu ($Q_z = 120$ ml/min, $Q_j = 120$ ml/min) vidět zavíření, které s největší pravděpodobností vede recirkulaci. U druhého režimu dochází mezi jehlami opět k zavíření, které by mohlo způsobovat recirkulaci.



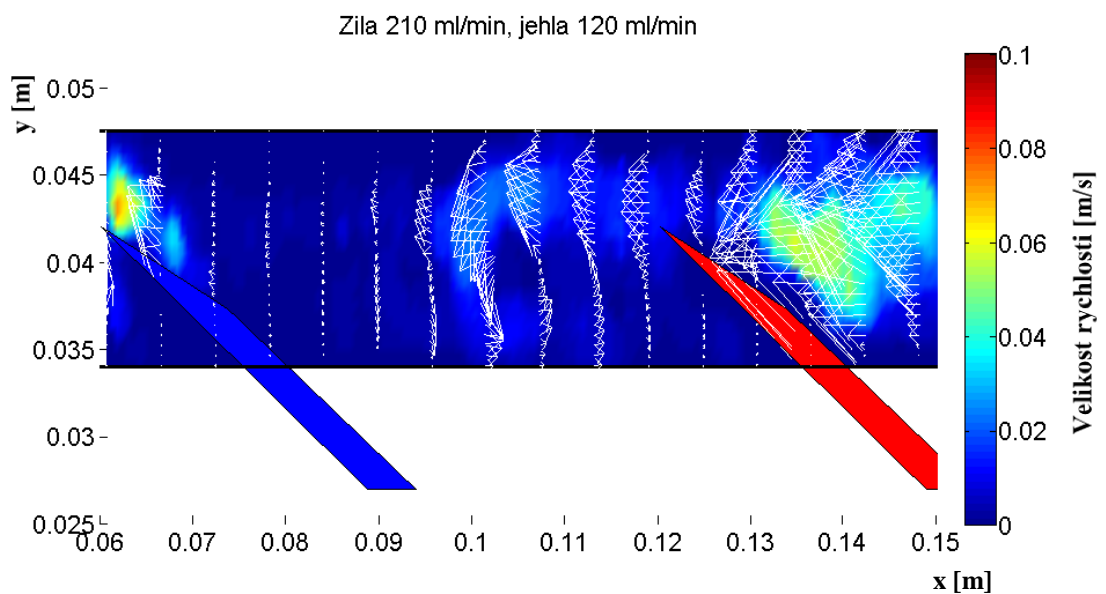
Obr. 31.: *Detail rychlostního pole v oblasti jehel*

Na obrázku 31 je vidět oblast mezi jehlami při režimu jedna ($Q_z = 120$ ml/min, $Q_j = 120$ ml/min). Na detailu je jasně vidět zavíření mezi jehlami a je vidět, že odběrová jehla nasává i tekutinu, která se nachází mezi jehlami. Tím vzniká recirkulace.



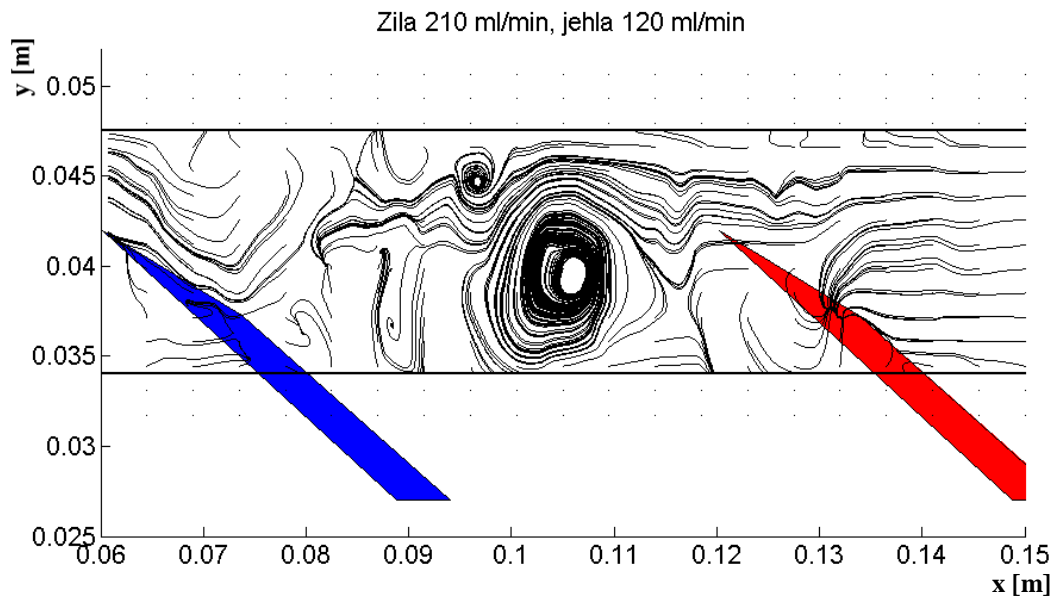
Obr. 32.: Detail proudnic v oblasti jehel

Na obr. 32 je detail proudnic při režimu jedna ($Q_z=120$ ml/min, $Q_j=120$ ml/min). Na obrázku je dobře patrné, že dochází k nasávání tekutiny z oblasti mezi jehlami a to skrze otvor v jehle. Zde je vidět, že pokud začne docházet k recirkulaci, tak „back eye“ začne negativně přispívat k recirkulaci a to tím, že umožňuje odběrové jehle lépe odebírat tekutinu mezi jehlami.



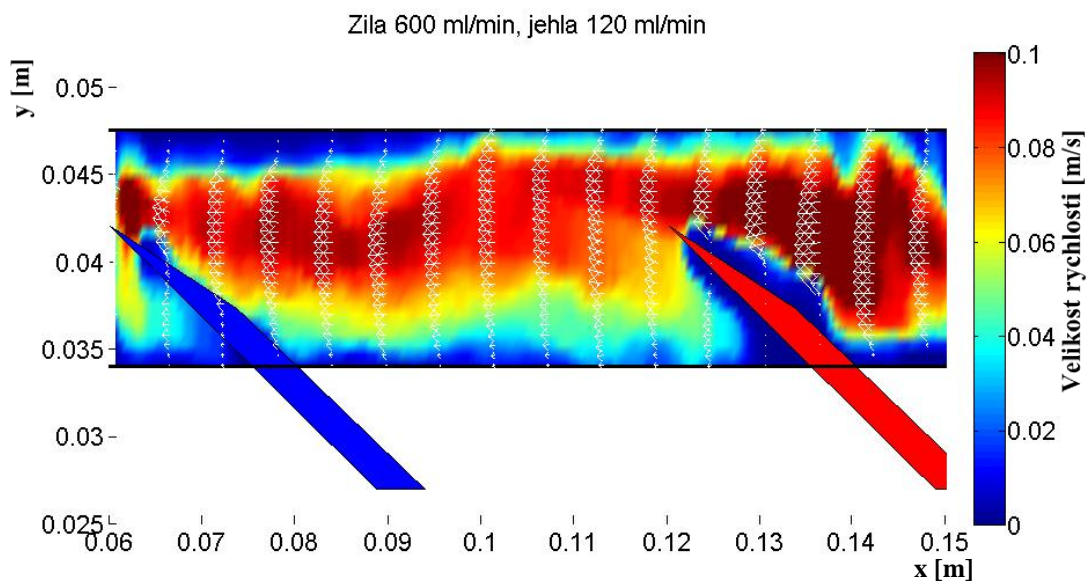
Obr. 33.: Detail rychlostního pole v oblasti jehel

Na obrázku 33 je detail rychlostního pole v oblasti mezi jehlami pro režim dva ($Q_z = 210$ ml/min, $Q_j = 120$ ml/min). Mezi jehlami je zavřený úsek, který by mohl značit recirkulaci. V předcházejícím režimu je dobře vidět, jak odběrová jehla nasává tekutinu z oblasti mezi jehlami. Na tomto snímku nelze říci, zda odběrová jehla odebírá tekutinu i z oblasti mezi jehlami nebo ne.



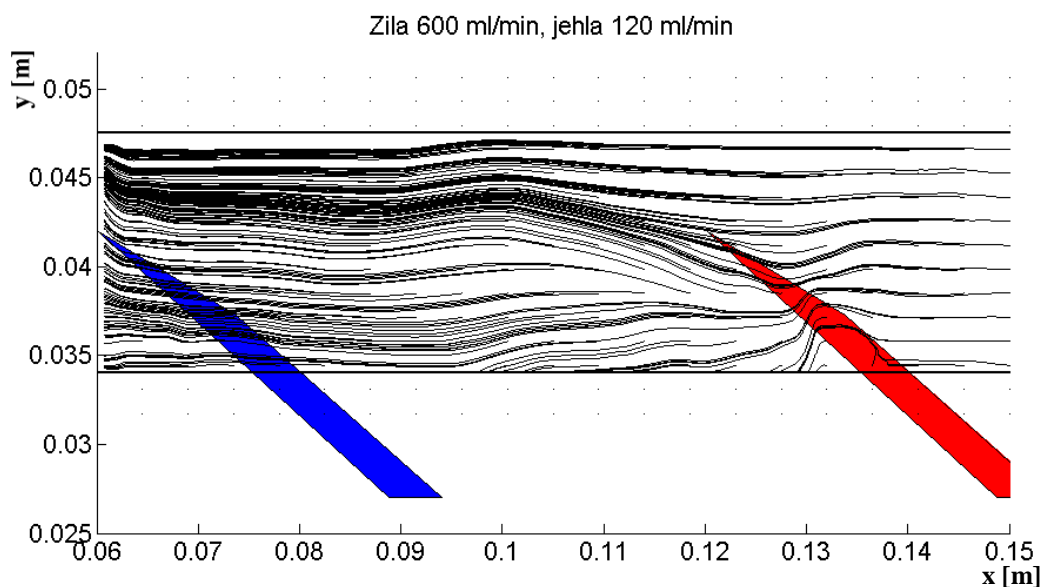
Obr. 34.: *Detail proudnic v oblasti jehel*

Na obrázku 34 je detail proudnic pro režimu dva ($Q_z = 210$ ml/min, $Q_j = 120$ ml/min). U odběrové jehly je vidět, že přes otvor v jehle je malá část tekutiny nasávána z oblasti mezi jehlami. V oblasti mezi jehlami jsou viditelné dva víry, stejně jako u modelu jedna ve stejném režimu. U tohoto modelu je ovšem velký vír zcela vyvinutý.



Obr. 35.: *Detail rychlostního pole v oblasti jehel*

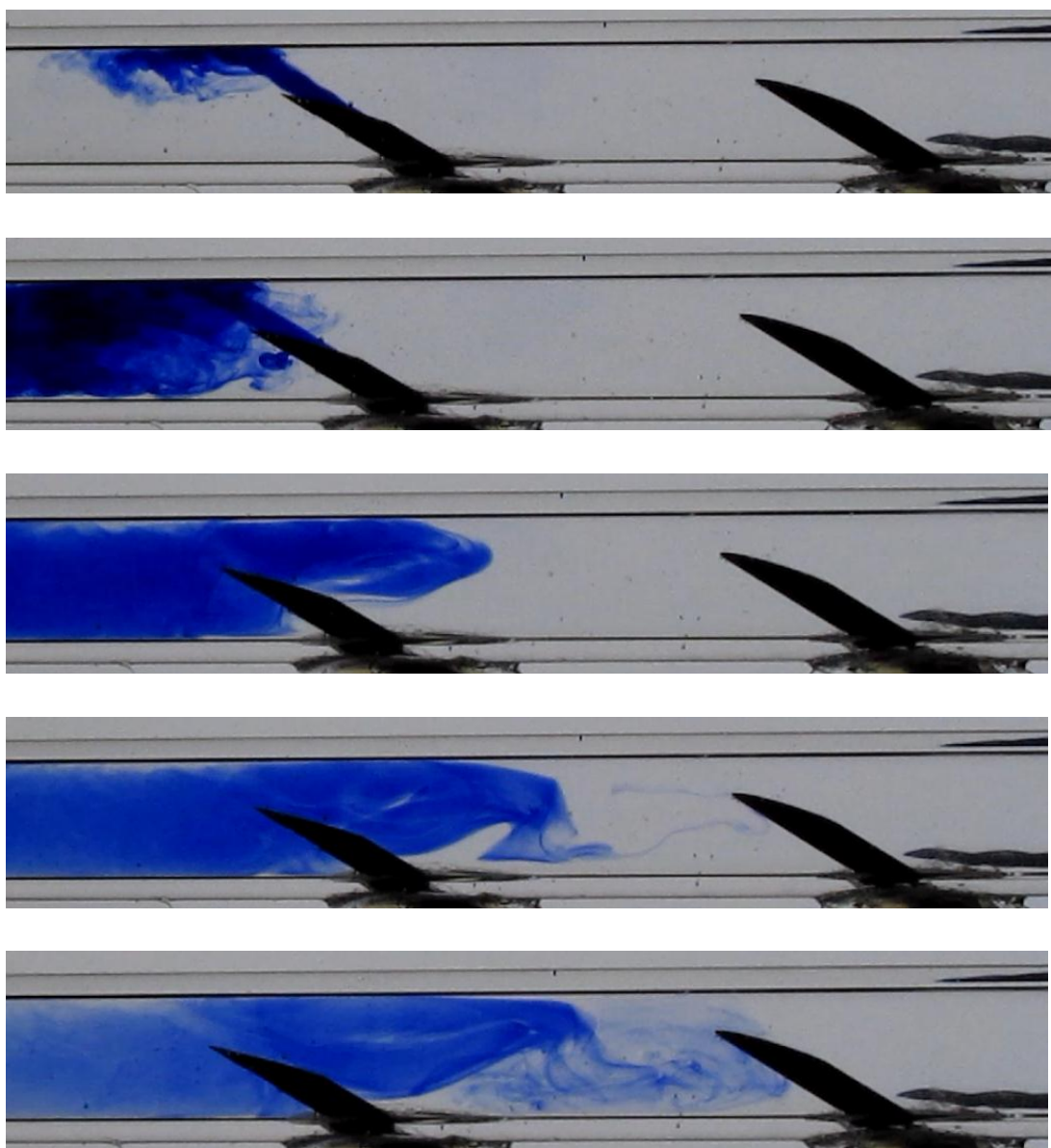
Na obrázku 35 je detail rychlostního pole v oblasti mezi jehlami pro poslední zvolený režim proudění ($Q_z=600$ ml/min, $Q_j=120$ ml/min). Jako v modelu jedna, tak i u tohoto modelu dva je rychlostní pole mezi jehlami vyvinutý a k recirkulaci nedochází. Rychlostní profil mezi jehlami je ovlivněn pouze odběrovou jehlou, která tvoří překážku v proudu.



Obr. 36.: *Detail proudnic v oblasti jehel*

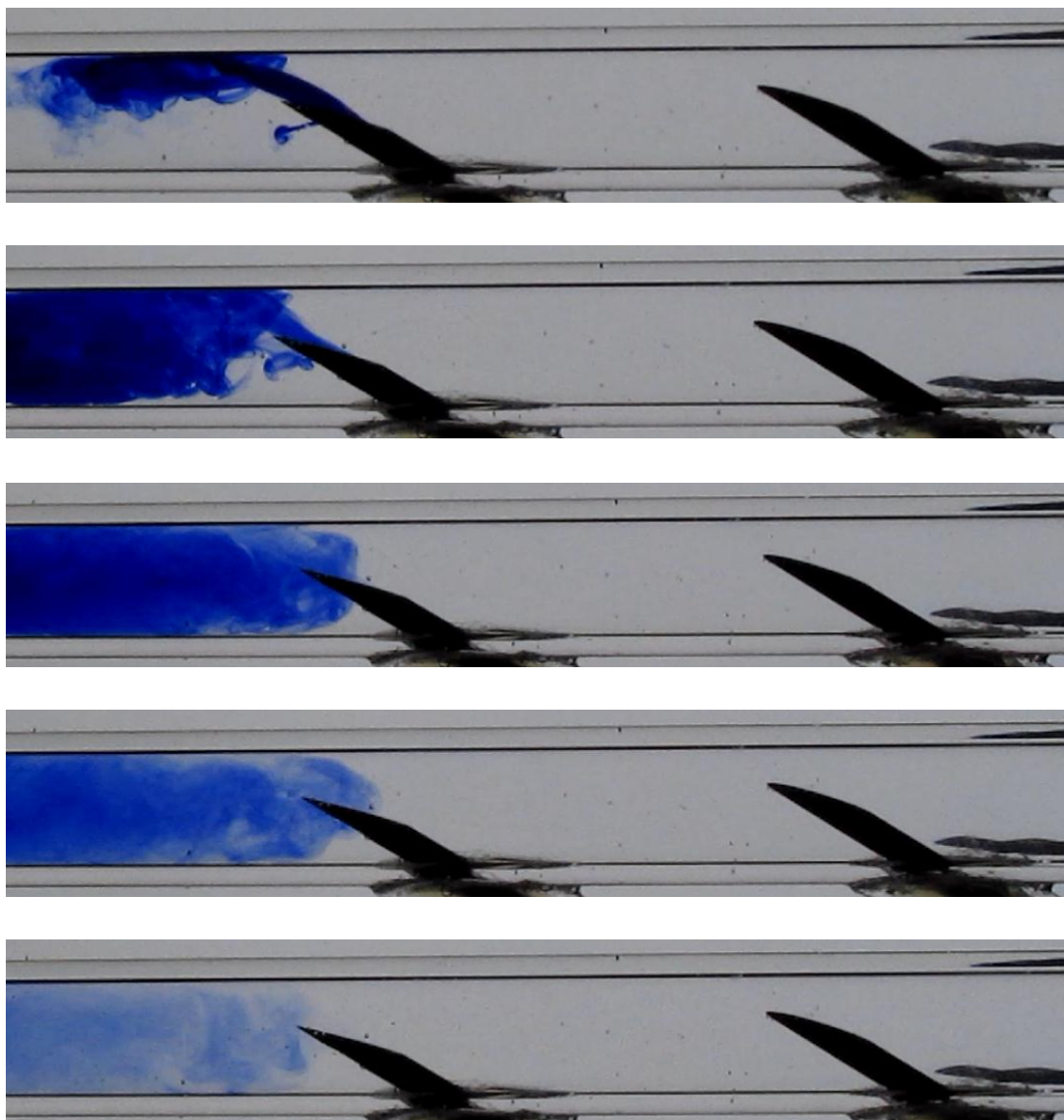
Na obrázku 36 je vidět detail proudnic oblasti mezi jehlami pro poslední zvolený režim ($Q_z=600$ ml/min, $Q_j = 120$ ml/min). Na detailu je dobře vidět, jak proudnice procházejí přes otvor v jehle. Otvor napomáhá k tomu, že není proud tolik narušen jehlou.

Následují snímky z vizualizace pro první dva režimy a pro poslední režim. V prvních dvou režimech je vizualizace potvrdí, zda dochází k recirkulaci. V posledním režimu slouží k zobrazení proudu tekutiny vycházející z návratové jehly.



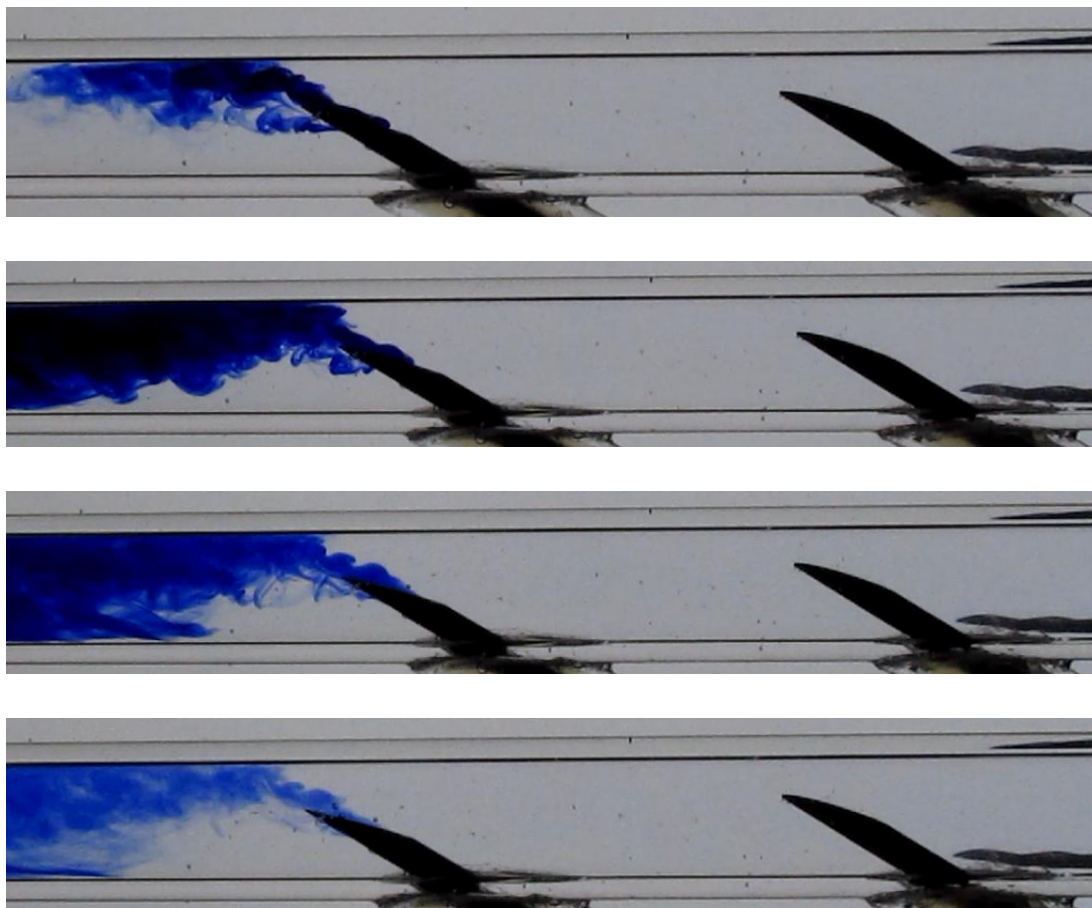
Obr. 37.: *Vizualizace režimu 1*

Na obrázku 37 je vidět průběh vizualizace pro režim jedna ($Q_z=120$ ml/min, $Q_j = 120$ ml/min). Na snímcích jasně dochází k recirkulaci navrácené tekutiny. To potvrzuje domněnku z PIV. Oproti stejnému režimu v modelu jedna dochází k recirkulaci v delším časovém úseku.



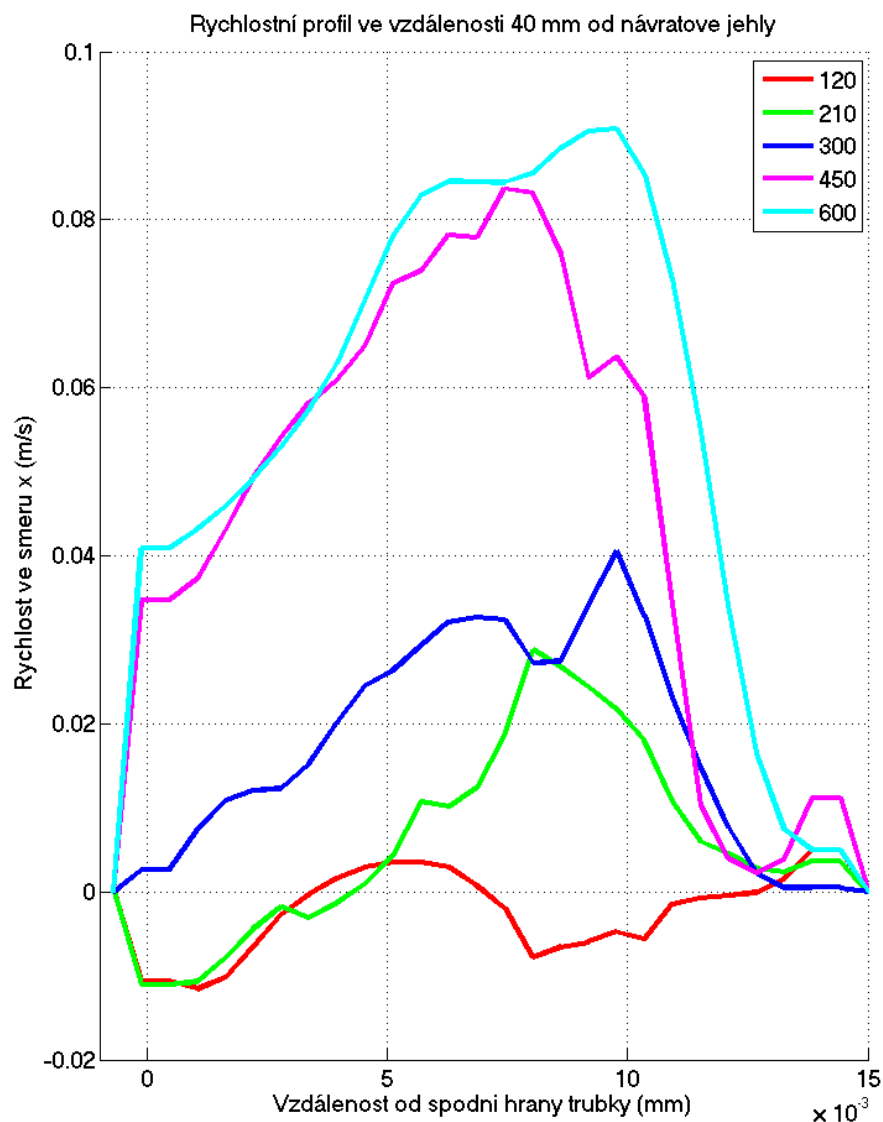
Obr. 38.: *Vizualizace režimu 2*

Na obrázku 38 je vidět vizualizace pro průběh režimu dva ($Q_z=210$ ml/min, $Q_j = 120$ ml/min). Na snímcích můžeme pozorovat, že k žádné recirkulaci nedochází. To znamená, že zavířená oblast viditelná v PIV měření, nezpůsobuje recirkulaci. Je dobře vidět, jak se navracená tekutina pohybuje v zavířené oblasti za návratovou jehlou.



Obr. 39.: *Vizualizace režimu 5*

Na obrázku 39 je vidět průběh vizualizace posledního režimu ($Q_z=210$ ml/min, $Q_j = 120$ ml/min). Na jednotlivých snímcích je velmi dobře vidět, že za návratovou jehlou není žádné zavíření, protože tekutina sloužící k vizualizaci se do této oblasti vůbec nedostane.



Obr. 40.: Rychlostní profily jednotlivých režimů

Na obrázku 40 jsou vidět rychlostní pole za návratovou jehlou ve vzdálenosti 40 mm od jehly. U prvních dvou režimů je vidět v úseku od 0 mm do 4 mm ovlivnění rychlostního proudu zavířením za návratovou jehlou, která způsobuje právě tyto záporné rychlosti. Režimu jedna je ve vzdálenosti 5 mm vidět zaoblení rychlostního profilu, to je způsobeno odrazem proudu tekutiny z návratové jehly od stěny trubky. Tento odraz je vidět následně i u ostatních režimů. U režimu tři (300 ml/min) je ve vzdálenosti 10 mm vidět ostrý nárůst rychlosti, ten je způsoben nejspíše chybou, která vznikla při měření. Může být způsobena např. různými vnějšími vlivy.

7. Závěr

V práci byla navržena experimentální trať, která má za úkol simulovat hemodialyzační proces. Tato experimentální trať, je oproti skutečné situaci zjednodušená, ale přesto dobře simulují průběh celé hemodialýzy a to hlavně proto, že do tratě byly včleněny všechny důležité technické prvky, které ovlivňují průběh celé hemodialýzy. Díky tomu bylo umožněno na této experimentální trati měřit a získávat relevantní data.

Jednou z nejdůležitějších věcí v experimentu byl model, který simuluje cévní přístup. Řešení modelu bylo zjednodušeno. To znamená, že byla zanedbána pružnost žilní stěny a to kvůli zjednodušení výroby modelu. Rozměry modelu vycházely z rozměrů skutečného cévního přístupu. Ve skutečném cévním přístupu jsou jehly zavedeny pod úhlem 30° až 45° , ale vlivem pružnosti tkáně a manipulací zdravotnického personálu s jehlou (běžně se pacientům jehla přilepuje k ruce) dochází k tomu, že jehla svírá s žílou velmi ostrý úhel. U modelu byla snaha dosáhnout také co nejostřejšího úhlu, ale velikost tohoto úhlu byla limitována dostupnými technologiemi výroby. Rozměry modelu byly vhodně zvětšeny, aby bylo při PIV měření dosaženo co nejlepších výsledků naměřených dat. Pro měření byly vyrobeny dva modely, které se od sebe liší roztečí vpichu jehel. Jako odlišnost modelů byla vybrána rozteč vpichu jehel a to tak, aby se ověřilo, zda má tato vzdálenost vliv na tvorbu recirkulace. Oba modely dobře simulují cévní přístup.

Pro experiment bylo vybráno několik režimů in vivo a to tak aby představovaly režimy hemodialýzy u pacienta s neodhalenými zdravotními komplikacemi i bez zdravotních komplikací. Tyto režimy byly přepočítány pomocí Reynoldsova čísla tak, aby odpovídali parametrům v experimentální trati (zvětšené rozměry, pracovní tekutina voda). Pro tyto režimy byla provedena vizualizace a PIV měření. Z PIV měření byla získána rychlostní pole a proudnice. Z měření jasně vyplývá, že u prvního režimu může docházet k recirkulaci u obou modelů. U druhého režimu už je situace jiná. U modelu s jehlami blíže k sobě je mezi jehlami zavířená oblast, která indikuje, že by mohlo docházet k recirkulaci malé části navracené tekutiny. U modelu s jehlami dále od sebe je mezi jehlami taktéž zavířená oblast, ale je menší než u modelu jedna, v tomto případě se zdá, že dochází pouze k zavíření oblasti a ne k recirkulaci. U ostatních režimů je

vidět, že není žádná možnost vzniku recirkulace. Protože byla použita 2D metoda PIV, která měří pouze v jedné rovině, nelze říci, zda k recirkulaci dochází. Lze pouze tvrdit, že je jistá pravděpodobnost, že k recirkulaci dochází. Proto byla provedena vizualizace pomocí kontrastní látky, která ukazuje chování proudu v celém objemu. Z vizualizace se potvrdilo, že v prvním režimu opravdu dochází k recirkulaci u obou modelů. U druhého režimu je z vizualizace patrné, že u prvního modelu, který má jehly blíže k sobě se malá část navracené tekutiny dostává do oblasti mezi jehlami. Do této oblasti se dostává jen velmi malé množství kontrastní látky, která se rozptýlí v pracovní látce, ale lze předpokládat, že bude nasáta odběrovou jehlou zpět do hemodialyzačního procesu. Z toho je usouzeno, že dochází k velmi malé recirkulaci. U druhého modelu se pak žádná navracená tekutina nedostává do oblasti mezi jehlami. Nedochozí tedy k recirkulaci, ale z PIV víme, že proudění mezi jehlami je narušeno zavířením.

Je tedy vidět, že na recirkulaci má vliv poměr průtoků v jehle a žíle, ale i rozteč jehel. Čím jsou jehly blíže, tím vzniká recirkulace snáze. Z měření je vidět, že u obou modelů je v oblasti za návratovou jehlou zvířený úsek. Tento úsek se zmenšuje, s tím jak se zmenšuje poměr průtoků v jehle k průtoku v trubce (žíle). Při velmi malém poměru toto zavíření za návratovou jehlou zaniká. Z proudnic je vidět, že pokud nedojde k recirkulaci, tak otvor, který se nachází na jehle („back eye“), pomáhá k lepšímu proudění skrze jehly. Pokud ovšem dojde k recirkulaci, tak proudnice ukazují, jak tento otvor napomáhá k recirkulaci tím, že odběrová jehla skrze něj může lépe nasávat tekutinu z oblasti mezi jehlami.

Pro samotnou hemodialýzu pak tyto poznatky znamenají, že se musí velmi pečlivě sledovat průtok v žíle cévního přístupu a podle hodnot tohoto průtoků se nastaví průtok v jehlách, tak aby poměr průtoků v jehle k průtoku v žíle byl co nejmenší. Dále je důležité, aby jehly nebyly zavedeny do žíly příliš blízko u sebe. Touto prevencí lze snížit riziko tvorby recirkulace a tím zabránit snižování účinnosti hemodialýzy a prodloužení času celého procesu. Tím nedochází k tak velké zdravotní zátěži pacienta.

V budoucnu by se experiment měl zaměřit na tvorbu modelů cévního přístupu, s různými úhly zavedení jehel do žíly a zjistit jaký vliv má změna tohoto úhlu na proudění a vznik recirkulace. Dále by se měla věnovat zvýšená pozornost jehlám používaným při dialýze a určit zda otvor na jehle („back eye“) má pro hemodialýzu

spíše kladný nebo záporný význam. Také by se v budoucnu mělo zohlednit nestacionární proudění v žíle.

Použitá literatura

1. KLENER, P. a kol.: *Vnitřní lékařství*, Praha: Galén, 2011, ISBN: 978-80-7262-857-5
2. KAŠPÁREK, M.: *Modelování recirkulace krve při hemodialýze*, bakalářská práce, ČVUT, Praha, 2013
3. NOVÁKOVÁ, L.: *Recirkulace krve při mimotělním oběhu krve*, diplomová práce, ČVUT, Praha, 2002
4. ŠIDLÍKOVÁ, A.: *Edukace dialyzovaných pacientů s arteriovenózní fistulí*, diplomová práce, MU, Brno, 2013
5. HONZAJKOVÁ Z., PODHOLOVÁ N., PATOČKA T., PODLHOLA M.: *Využití nanofiltrace a ultrafiltrace k úpravě vody na vodu pitnou*, Sborník konference *Pitná voda 2010*, s. 107-112. W&ET Team, Č. Budějovice 2010. ISBN 9 78-80-254-6854-8
6. *Tlakové membránové procesy* [online], Česká membránová platforma z.s., ©2010-2012, [cit. 2015-06-15], Dostupné z: <http://www.czemp.cz/cs/membranove-procesy/tlakove-membranove-procesy>
7. VÁLEK, M.: *Cévní přístupy pro hemodialýzu a hemodynamika*, dizertační práce, UK, Praha, 2010
8. VOJÁČEK A.: *Princip průmyslových čerpadel – 7.díl – hadicová čerpadla*. [online], Publikováno: 9.3. 2011., [cit. 2015-06-01], Dostupné z: <http://automatizace.hw.cz/principy-prumyslovych-čerpadel-7díl-hadicova-čerpadla>
9. *Peristaltická čerpadla* [online], Druhy čerpadel, ©2010, [cit. 2015-06-03], Dostupné z: <http://druhy-čerpadel.cz/hydrostaticka/peristalticka/>
10. *Čerpadla a dávkovače* [online], KOUŘIL dávkovací čerpadla, ©2007, [cit. 2015-06-03], Dostupné z: <http://www.cerpadlakouril.cz/informace-o-produktech.html>
11. LOPOT F.: *Princip umělé ledviny Dialyzátor* [online], Publikováno: 2012., [cit. 2015-05-25], Dostupné z: <http://www.stezen.cz/html/stezen/casopis/2012/03/index.php?ap=ledvina>
12. *Particle image velocimetry (PIV)* [online], Lasery a Optika, [cit. 2015-05-27], Dostupné z: <http://www.lao.cz/aplikace-79/zobrazovaci-metody-145/particle-image-velocimetry-piv-290>
13. HATSCHBACH P. NOVOTNÝ J.: *Měření rychlostního pole v turbínové skříni pomocí metody PIV* [online], Publikováno: 2009., [cit. 2015-05-27], Dostupné z: http://www3.fs.cvut.cz/web/fileadmin/documents/12241-BOZEK/publikace/2009/2009_045_01.pdf
14. NOSKIEVIČ, J. a kol.: *Mechanika tekutin*, SNTL, Praha, 1987.

15. IDELCHIK, I.E.: *Handbook of Hydraulic Resistance*, Jaico Publishing House, Mumbai, 2005, ISBN: 81-7992-118-2.
16. Oficiální stránky kliniky Nefrologie IKEM [online], [cit. 2015-06-03], Dostupné z: <http://www.ikem-nefrologie.cz/cs/o-nas/co-u-nas-lecime/dialyzacni-program/>
17. *Hemodialýza* [online], Wikipédia, 4.6.2015, [cit. 2015-06-08], Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Hemodial%C3%BDza>
18. Oficiální stránky firmy Fresenius Medical Care [online], ©2006, [cit. 2015-06-04], Dostupné z: <http://www.fresenius.cz/Kategorie.aspx?kod=PACIENTITERKAT&root=PACIENTI&>
19. Oficiální stránky Baxter [online], ©2015, [cit. 2015-06-03], Dostupné z: http://www.baxter.cz/pro_odborniky_ve_zdravotnictvi/chronicke_selhani_ledvin/hemo_dialyza/kapilarni_dialyzatory/index.html
20. KOLÁŘOVÁ J.: *Domácí dialýza pomáhá zachovat kvalitu života* [online], Publikováno: 2013., [cit. 2015-05-25], Dostupné z: http://www.stezen.cz/html/stezen/casopis/2013/04/clanky/clanek_11.html
21. Oficiální stránky Fresenius Medical Care [online], ©2003, [cit. 2015-06-10], Dostupné z: <http://www.fmc.ru/files/FistulaNeedles.pdf>

Seznam obrázků

Obr. 1.: Hemodialýza.....	10
Obr. 2.: Arteriovenózní zkrat.....	11
Obr. 3.: AV zkrat vytvořen cévní protézou.....	12
Obr. 4.: Ultrafiltrace.....	15
Obr. 5.: Peritoneální dialýza.....	16
Obr. 6.: Schéma experimentální trať.....	17
Obr. 7.: Princip peristaltického čerpadla.....	18
Obr. 8.: Peristaltické čerpadlo.....	19
Obr. 9.: Dialyzátor.....	20
Obr. 10.: Schéma proudění.....	21
Obr. 11.: Model.....	22
Obr. 12.: Hemodialyzační jehla.....	23
Obr. 13.: Jehly použité v experimentu.....	24
Obr. 14.: Volba typu jehel dle průtoku.....	24
Obr. 15.: Schéma PIV.....	26
Obr. 16.: Měřená rovina.....	28
Obr. 17.: Měření PIV.....	29
Obr. 18.: Kalibrační křivka.....	31
Obr. 19.: Rychlostní pole jednotlivých režimů.....	37
Obr. 20.: Detail rychlostního pole v oblasti jehel.....	38
Obr. 21.: Detail proudnic v oblasti jehel.....	39
Obr. 22.: Detail rychlostního pole v oblasti jehel.....	40
Obr. 23.: Detail proudnic v oblasti jehel.....	40
Obr. 24.: Detail rychlostního pole v oblasti jehel.....	41
Obr. 25.: Detail proudnic v oblasti jehel.....	42
Obr. 26.: Vizualizace režimu 1.....	43
Obr. 27.: Vizualizace režimu 2.....	44

Obr. 28.: Vizualizace režimu 5.....	45
Obr. 29.: Rychlostní profily jednotlivých režimů.....	46
Obr. 30.: Rychlostní pole jednotlivých režimů.....	47
Obr. 31.: Detail rychlostního pole v oblasti jehel.....	48
Obr. 32.: Detail proudnic v oblasti jehel.....	49
Obr. 33.: Detail rychlostního pole v oblasti jehel.....	49
Obr. 34.: Detail proudnic v oblasti jehel.....	50
Obr. 35.: Detail rychlostního pole v oblasti jehel.....	51
Obr. 36.: Detail proudnic v oblasti jehel.....	51
Obr. 37.: Vizualizace režimu 1.....	52
Obr. 38.: Vizualizace režimu 2.....	53
Obr. 39.: Vizualizace režimu 3.....	54
Obr. 40.: Rychlostní profily jednotlivých režimů.....	55

Seznam tabulek

Tabulka 1a.: Naměřené hodnoty pro kalibraci.....	30
Tabulka 1b.: Naměřené hodnoty pro kalibraci.....	31
Tabulka 2.: Vstupní parametry.....	33
Tabulka 3.: Hodnoty režimů in vivo.....	34
Tabulka 4.: Vstupní parametry.....	34
Tabulka 5.: Hodnoty režimů in vitro.....	35