

Titulní strana (viz PDF)...

Titulní strana anglicky (viz PDF)...

Ústav zdravotnických studií
Akademický rok: 2014/2015

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Marek Jägermann**
Osobní číslo: **Z14000116**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Vyhodnocení proudění v segmentu pro měření objemu vzduchu při vysokofrekvenční ventilaci metodou microPIV**
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Rešerše metod PIV, microPIV, problematika dýchání a vysokofrekvenční ventilace.
2. Vytvoření master modelu ve vývojovém prostředí AutoCAD.
3. Použití metody microPIV na přípravku.
4. Porovnání výstupů z laboratoře a matematického modelu.

Teoretická východiska (včetně výstupu z BP):

Budu se zabývat senzorem průtoku pro měření dechových objemů při vysokofrekvenční ventilaci a to hlavně u dětí. Jako nejideálnější senzor pro náš účel byla vybrána měřící clona. V současné době se na trhu nevyskytuje žádný senzor průtoku, který by mohl být použit pro vysokofrekvenční tryskovou a oscilační ventilaci.

Výzkumné předpoklady:

Jaké budou vlastnosti jednotlivých modelů?

Nastane významný rozdíl ve výsledcích oproti matematickému modelu?

Jaké budou profily rychlostí proudění při změření metodou microPIV?

Metoda:

Teoreticko-výzkumná práce.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Experiment, vyhodnocení dat na základě výstupů z laboratoře.

Místo a čas realizace výzkumu:

Laboratoř fyzikálních měření TUL. Výzkum bude probíhat od prosince 2013 do dubna 2014.

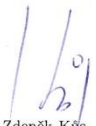
Vzorek:

Nepředpokládáme použití respondentů.


Rozsah grafických prací:
Rozsah pracovní zprávy: **50 - 70 stran**
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**
Seznam odborné literatury: **viz příloha**

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

Datum zadání bakalářské práce: **30. září 2014**
Termín odevzdání bakalářské práce: **30. dubna 2015**


prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor




Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 31. ledna 2015

Prohlášení (viz PDF) ...

Poděkování

Ráda bych zde poděkoval vedoucí mé bakalářské práce Ing. Darině Jašíkové, Ph.D. za její rady, čas a v neposlední řadě i trpělivost, kterou mi věnovala při řešení experimentu.

Abstrakt

Práce se zabývá vyhodnocením proudění v segmentu pro měření objemu vzduchu při vysokofrekvenční ventilaci metodou μ PIV. Jako segment pro měření objemu vzduchu byla vybrána měřící clona. V této cloně bylo nutné zjistit vlastnosti proudění. Znalost těchto proudů umožňuje připojení tlakových senzorů na takových místech, kde by nedocházelo k velkým chybám vlivem turbulentních proudů. Vlastnosti těchto proudů byly změřeny metodou μ PIV a následně vyhodnoceny pomocí programu DynamicStudio. K realizaci clony bylo zapotřebí vyhotovit odlitek tzv. master model. Výsledný odlitek byl zhotoven z materiálu PDMS. Z výsledků této práce je možné určit umístění tlakových senzorů do oblastí s konstantními vlastnostmi proudového pole a zajistit tak správnost dat z tlakových senzorů.

Klíčová slova

μ PIV, PDMS, clona, DynamicStudio

Abstract

The work deals with the evaluation of the flow in the segment to measure volume of air at high frequency ventilation method μ PIV. As a segment for measuring the volume of air was chosen flow sensor. It was necessary to determine the flow properties in this aperture. Knowledge of these flows allows connection of pressure sensors in such places where there wouldn't be large errors. The properties of these flows were measured by μ PIV method and subsequently evaluated using fluid dynamics program. For realization the aperture it had to be made out by cast the master model. The final cast was made from PDMS. The results of this work is to determine the location of the pressure sensors in areas with constant flow and ensure the correctness of data from pressure sensors.

Key words

μ PIV, PDMS, clona, DynamicStudio

Obsah

1	Funkce plic	12
1.1	Tlakové poměry v plicích.....	12
2	Historie.....	13
3	Umělá plicní ventilace	15
3.1	Vysokofrekvenční ventilace.....	15
3.1.1	Vysokofrekvenční oscilační ventilace.....	15
3.1.2	Vysokofrekvenční trysková ventilace	16
4	Mechanismy výměny plynů při vysokofrekvenční ventilaci.....	17
4.1	Pendeluft efekt	18
4.2	Turbulence	18
4.3	Asymetrické rychlostní profily v dýchacích cestách	19
5	Monitorace dechového objemu.....	20
5.1	Turbínka s motorem.....	20
5.2	Turbínka s diodou	20
5.3	Žhavený drát	21
5.4	Pneumotachograf	22
5.4.1	Clona	22
5.4.2	Lineární odpor	24
5.4.3	Sítka	24
5.4.4	Folie.....	25
5.5	Ultrazvukový snímač	25
6	Umělá plicní ventilace v neonatologii.....	26
7	Proč zachraňovat předčasně narozené děti?	27
8	PIV	28
8.1	Základní principy PIV.....	28
8.2	Záznam PIV obrazů	28

8.2.1	Metoda dvojnásobné expozice	29
8.2.2	Metoda jednotlivé expozice	29
8.3	Analýza PIV obrazů	29
8.4	Slabé sycení proudu	30
8.5	Střední sycení proudu.....	30
8.6	Silné sycení proudu.....	30
8.7	Dynamický rozsah	30
8.8	Numerické metody zpracování PIV záznamu	31
8.9	Okenní funkce.....	34
8.10	Osvětlení proudového pole.....	34
8.11	CCD kamery pro záznam PIV obrazu.....	35
9	Zapojení experimentu	37
9.1	Micro PIV	38
9.2	Inverzní mikroskop	38
10	PDMS.....	40
10.1	Příprava PDMS	40
11	Master model.....	41
12	Průběžný kanálek	42
12.1	Vektorová mapa	43
12.2	Skalární mapa.....	43
12.3	Výpočet maximálního průtoku	44
12.4	Proudnice	45
13	Vzorek 1	46
13.1	Vektorové mapy	47
13.2	Skalární mapy.....	49
13.3	Proudnice	50
13.4	Výpočet maximálního průtoku	51

13.5	Analýza proudění	51
13.5.1	Situace před zúžením	51
13.5.2	Situace za zúžením	51
13.6	Vyhodnocení proudění vzorku č. 1	52
14	Vzorek 2	53
14.1	Vektorové mapy	54
14.2	Skalární mapy	55
14.3	Proudnice	56
14.4	Výpočet maximálního průtoku	57
14.5	Analýza proudění vzorku č. 2	57
14.5.1	Situace před zúžením	57
14.5.2	Situace za zúžením	57
14.6	Vyhodnocení proudění vzorku č. 2	58
15	Porovnání s matematickým modelem	59
15.1	Výsledky matematické simulace	59
16	Závěr	61

1 Funkce plic

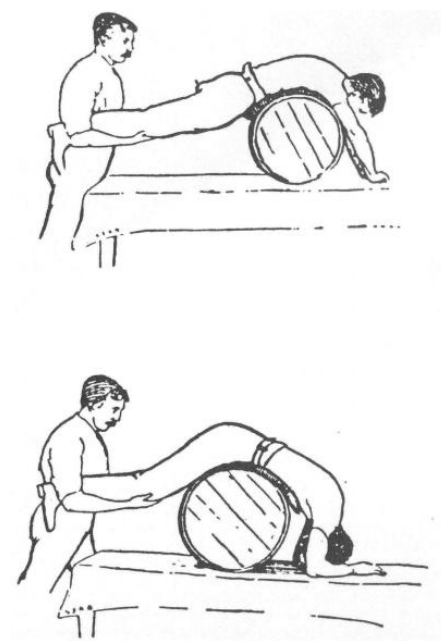
Plíce mají za úkol zajišťovat výměnu vzduchu mezi atmosférou a alveoly. Tento proces umožňuje proudění vzduchu v dýchacích cestách ve směru tlakových gradientů. Transport vzduchu v rozsahu μm přes buněčné a membránové bariéry se uskutečňuje prostou difúzí. Proudící kyslík se tak dostává postupně do alveolů odkud alveolární membránou difunduje do krevního oběhu, který jej prouděním přenese k tkáním a odtud difunduje do mitochondrií. CO_2 se pohybuje přesně opačnou cestou. [7]

1.1 Tlakové poměry v plicích

Změny tlakových gradientů jsou dány změnami napětí inspiračních a expiračních svalů. Vztah mezi objemem plic a silami vyvinutým hrudníkem závisí zejména na poddajnosti plic, hrudníku a elasticitě plic. Při inspiraci se hrudní koš rozepne a vytvoří tak prostor pro rozpínající se plíce, zároveň způsobí pokles interpleurálního tlaku. Tento tlakový pokles se přenese přes plicní stěnu a alveolární tlak se tak stane subatmosferickým. Vzduch začne proudit do plic, objem plic se zvětšuje a stoupá i retrakční síla. V okamžiku, kdy se retrakční síla vyrovnává s tlakem hrudní stěny se tlak v alveolech rovná tlaku atmosferickému a proud vzduchu do plic přestává proudit. Při expiraci je postup opačný. Když napětí inspiračních svalů poklesne, hrudník poklesne a tudíž se zmenší jeho vnitřní prostor. Alveolární a intrapleurální tlaky stoupají a vzduch tak začne proudit směrem z plic. [7]

2 Historie

Umělou plicní ventilaci poprvé popsal Versailles v roce 1543. V roce 1555 popsal Andreas Vesalius umělé dýchání pomocí trubice u kterého použil stéblo rákosu zavedené do trachey zvířat. Mnoho oživovacích technik používalo uplatnění cyklického tlaku na hrudník. Osoba, která měla být ventilována, byla například přehozena přes koňský hřbet, kůň byl uveden v klus a tímto způsobem bylo docíleno cyklického stlačování hrudníku. Podobný princip využívala i metoda válení těla na sudu viz. obr. 1.



Obr. 1: Válení těla na sudu.

V roce 1744 byla provedena první úspěšná umělá plicní ventilace Skotským chirurgem Williemem Tossachem. Použil metodu dýchání z úst do úst a podal zprávu o praktickém použití této metody u dospělých. První kniha v níž je popis použití umělého dýchání byla vydána v roce 1769 Britským lékařem W. Buchanem. V roce 1827 vystoupil Leroy d'Etoile před francouzskou Akademií věd a jako první podal zprávu o možné nebezpečnosti zvýšeného tlaku v dýchacích cestách. Nastal všeobecný odklon od technik ventilace pozitivním přetlakem. Při provádění umělé plicní ventilace byly téměř výhradně používány manuální techniky komprese hrudníku. V 50. letech 20. století vyšly odborné práce, které porovnávaly účinnost manuálních metod umělé plicní ventilace s účinností dýchání z úst do úst. Pod vlivem těchto prací, došlo k úplnému upuštění od používání manuálních metod v umělé plicní ventilaci. Ve 20. letech 20. století profesor fyziologie Harvardovy univerzity Philip Drinker vytvořil

spolu se svým bratrem konstruktérem Cecilem, pediatrem Charlesem McKhanem a fyziologem Luisem Shawnem v roce 1929 celotělový dutinový ventilátor pracující s principem negativního tlaku. Zařízení dostalo název, "železná plíce" a našlo širokou odezvu. V roce 1931 již pracovalo v USA 70 těchto ventilátorů. Za 25 let své existence prošel ventilátor řadou vývojových stádií a vylepšení. Vývoj obou hlavních směrů umělé plicní ventilace- pozitivním přetlakem i zevním negativním podtlakem probíhal paralelně do poloviny 20. století. Od této doby již dominují techniky ventilace pozitivním přetlakem. První komerčně vyráběný dýchací přístroj, "Pulmoflatron" v roce 1950 zkonstruoval J. H. Blease. První generace konvenčních přístrojů pracovaly bez elektronických součástí s konstantním proudem plynu. Druhá generace už byly ventilátory s elektrickou komponentou. U třetí generace byly použity microprocesory a tlakové a průtokové snímače, které detekovaly spontánní nádech pacienta. Čtvrtá generace byla uvedena do provozu v 90. letech 20. století a umožňovala individualizaci nastavení parametrů na základě zpětné vazby. [4, 10]

3 Umělá plicní ventilace

Jak už bylo řečeno umělá plicní ventilace se používá u pacientů s oxygenačními nebo respiračními poruchami. Bohužel i v době moderní medicíny se mortalita těchto pacientů pohybuje okolo 40% , což vzhledem k letem minulým je výrazné zlepšení. [1]

Dnes se téměř výhradně používá ventilace přetlakem. Tento druh ventilace je pro plíce a hrudní koš nefyziologický. V době inspiria je u spontánní ventilace v plicích podtlak, kdežto při umělé plicní ventilaci vznikne v plicích přetlak. To má za následek nejrůznější adversivní účinky jako například snížení žilního návratu, barotrauma, snížení perfúze viscerální oblasti, ledvin a jater a jiné. Možné řešení pro vyvarování se těmto problémům spočívá v nekonvenční umělé plicní ventilaci, která pracuje s mnohem menšími objemy o vysokých frekvencích. [2, 3]

3.1 Vysokofrekvenční ventilace

Vysokofrekvenční ventilace se oproti té konveční liší jak ve ventilační frekvenci (60-3000 cyklů za minutu), tak i ve výrazně nižších dechových objemech (1-3ml/kg). Je považována za méně invazivní díky minimálním tlakovým výkyvům. Distribuce plynů do dýchací soustavy je zajištěna mechanismy uvedenými v další kapitole. [4]

3.1.1 Vysokofrekvenční oscilační ventilace

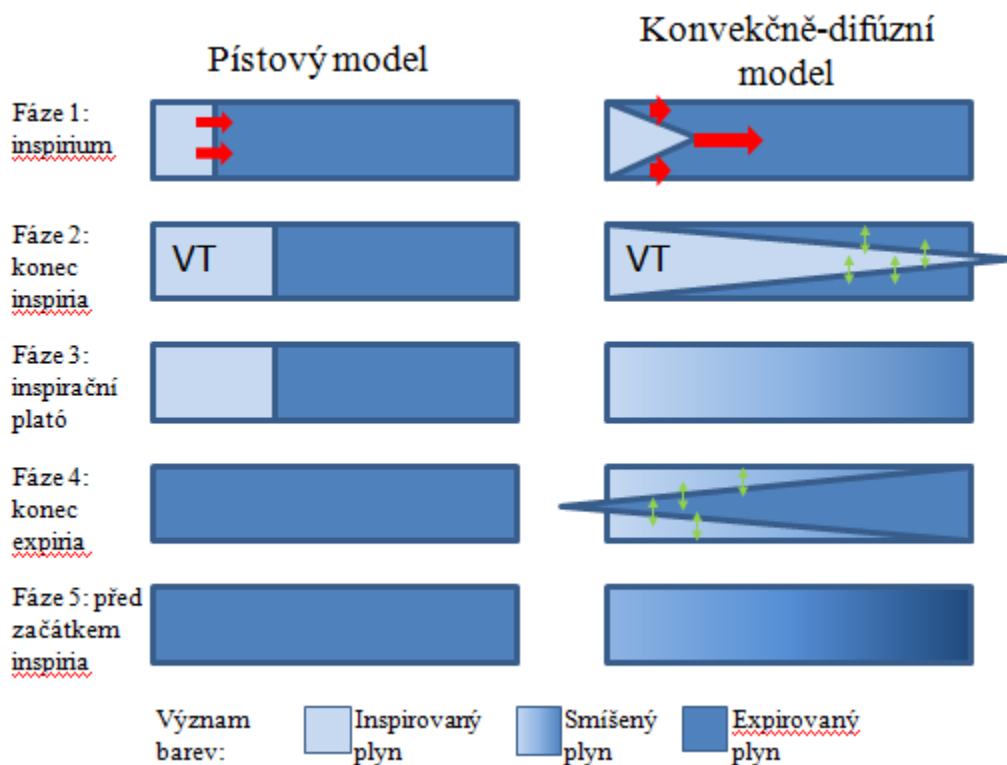
Vysokofrekvenční oscilační ventilace se hojně využívá především v neonatologii při frekvencích pohybujících se okolo 2-20Hz s dechovými objemy, které jsou desetkrát menší než u konveční ventilace. Pro tyto dechové objemy lze s výhodou použít středního tlaku, který umožní otevřít kolabované alveoly a udržet plíci vzdušnou. Jedná se o otevřený systém ventilace s nedefinovatelným směrem toku plynů, tudíž nelze u této metody dost dobře charakterizovat ventilaci objemovými veličinami, proto se při vyhodnocování mechaniky výměny plynů zaměřuje na sledování tlaků. [3, 5]

3.1.2 Vysokofrekvenční trysková ventilace

Vysokofrekvenční trysková ventilace operuje s frekvencemi od 2Hz do 5Hz. Ventilátor dodává tryskou pneumatickými pulzy vzduch o vysoké rychlosti do trachey nebo endotracheální trubice. Vzduch proudící z této trysky je již ohřátý a zvlhčený. Expirium může být buď pasivní nebo aktivní. Při volbě aktivního expiria je nutné připojit do endotracheální trubice druhou trysku opačným směrem. [3]

4 Mechanizmy výměny plynů při vysokofrekvenční ventilaci

Pístová konvekce nebo-li pístové proudění je znázorněno v levé části Obr. 2 Pro toto proudění se uvažuje zidealizovaný stav proudění ideálního plynu bez vnitřního tření. Z obrázku je patrné, že se čerstvý vdechnutý vzduch nemůže dostat dále do dýchacího systému, proto tento model nemůže pro vysokofrekvenční ventilaci platit. Konvekčně difúzní model, který je zakreslen v pravé části obr. 2 odráží skutečnou situaci konvekčního proudění. Ve středu je rychlost plynu nejvyšší, kdežto u stěny je rychlost několikanásobně nižší. Tento jev zapříčiňuje to, že se část vdechnutého objemu může dostat až do alveolárního prostoru. Na rozhraní parabolického profilu dochází zároveň k difúzi, která zapříčiní, že po skončení inspiračního nebo expiračního cyklu není patrná hranice mezi vdechnutým a vydechnutým vzduchem což má za následek, že nikdy nedojde k odvedení plynu o stejném složení, jako bylo složení plynu při inspiriu. [3]



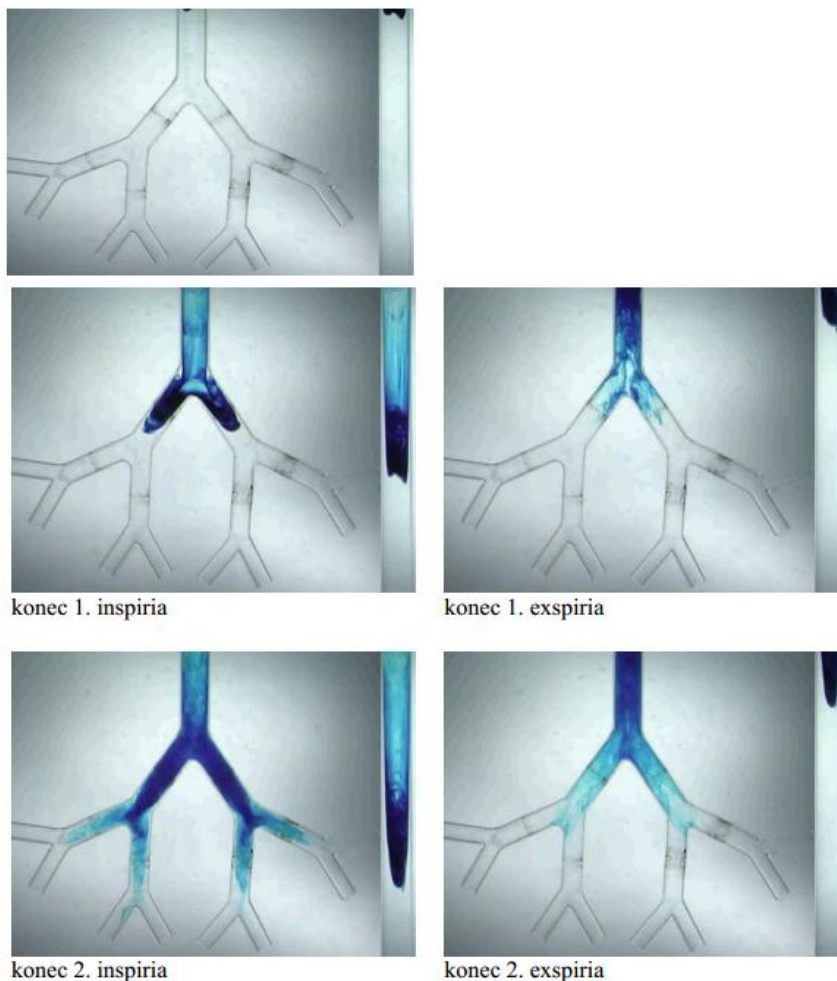
Obr. 2: Modely proudění vzduchu.

4.1 Pendeluft efekt

Pendeluft efekt přispívá u vysokofrekvenční ventilace k celkové výměně plynů a popisuje rozdíly v objemovém plnění jednotlivých částí plic. Část plic s krátkou časovou konstantou se plní rychleji než část plic s velkou časovou konstantou. Po skončení inspira je v každé plíci jiný tlak tudíž i jiný objem. Po skončení ventilace se tlaky vyrovnávají a mají za následek míchání vzduchu v plicích. [3]

4.2 Turbulence

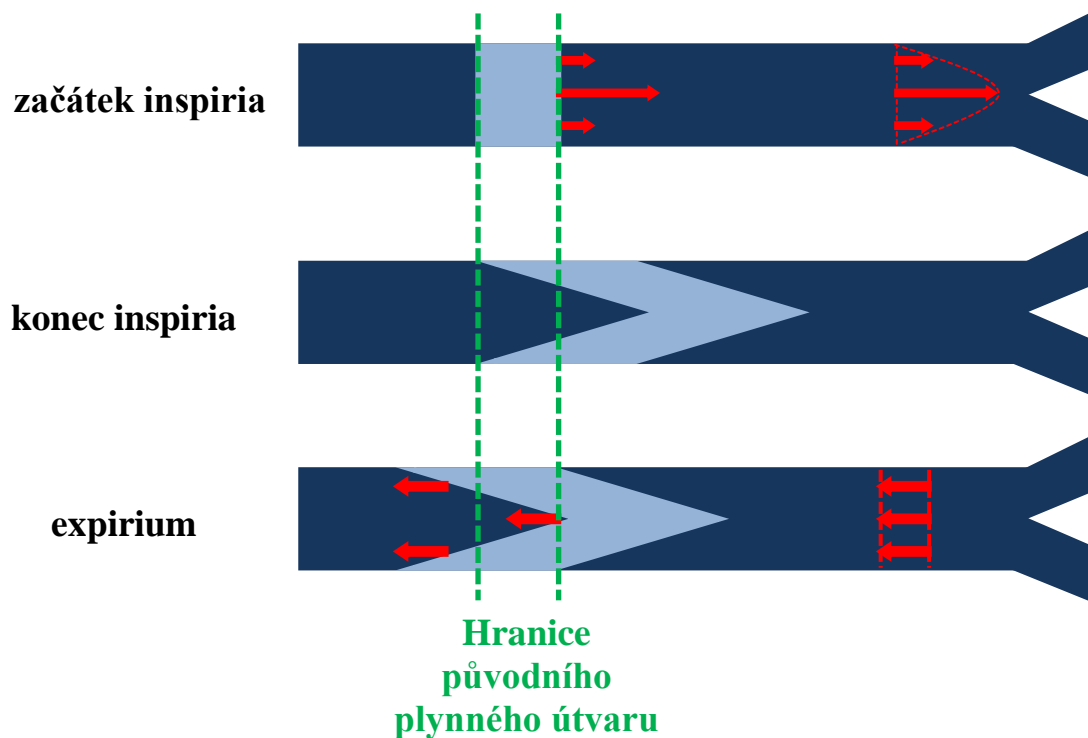
Turbulence hrají velkou roli při výměně plynů v respirační soustavě. Vznikají jak v místech bifurkací, tak v místech s velkou rychlostí proudění plynu. Vznik turbulencí přispívá k míchání čerstvého a původního plynu. Jak je patrné z obr. 4 je tento efekt velice významný a velkou měrou přispívá k ventilaci plic při vysokofrekvenční ventilaci. [3]



Obr. 4: Míchání plynů v respirační soustavě. [3]

4.3 Asymetrické rychlostní profily v dýchacích cestách

Při laminárním průtoku mají všechny dlouhé trubice parabolický profil rychlostí. Při inspiriu proudí vzduch s největší rychlostí uprostřed trubice a s minimální rychlostí u její stěny až do okamžiku bifurkace trubice, kdy se rychlostní profil změní a nejvyšší rychlost je posunuta ke stěně trubice. Postupně se rychlostní profil upravuje do parabolického tvaru až do místa další bifurkace. Při expiriu se v místech bifurkace slučují dva parabolické průběhy s největší rychlostí ve středu trubice. Po sloučení je ve středu trubice rychlost nulová a výsledný průběh má tvar písmene B. Postupně se tvar písmene B změní na rovinný profil a dále pak na profil parabolický. Tyto jevy slouží k výměně plynů v respirační soustavě jak je patrné z obr. 5. Při nádechu je rychlostní profil před bifurkací parabolický, kdežto při výdechu je rychlostní profil rovinný. Srovnáme-li rozložení čerstvého plynu v trubici při začátku inspiria a při expiriu uvidíme, že čerstvý vzduch se posunul směrem k bifurkaci, zatímco expirovaný vzduch se posunul směrem k začátku respirační soustavy. [3]



Obr. 5: Rychlostní profily proudění vzduchu při expiriu a inspiriu.

5 Monitorace dechového objemu

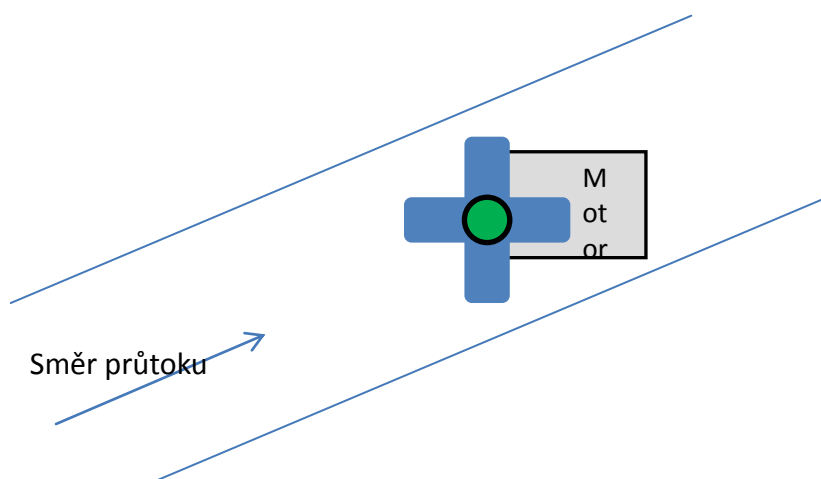
Velikost dechové objemu lze měřit pomocí senzoru průtoku u kterého je průtok v čase integrován a dechový objem se dopočítá:

$$V = \int_0^T q(t) dt \quad (1)$$

Pro měření průtoku máme několik spirometrických senzorů:

5.1 Turbínka s motorem

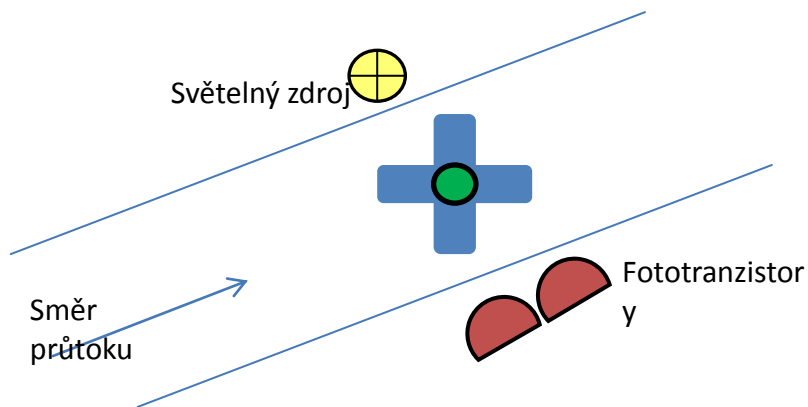
Motor snímá orientaci otáčení turbínky a zároveň má za úkol zaznamenat počet otáček za minutu. Velkou nevýhodou je setrvačnost turbínky, čili tato metoda měření průtoku je pro medicínální účely zcela nepoužitelná. [11]



Obr. 6: Turbínka s motorem.

5.2 Turbínka s diodou

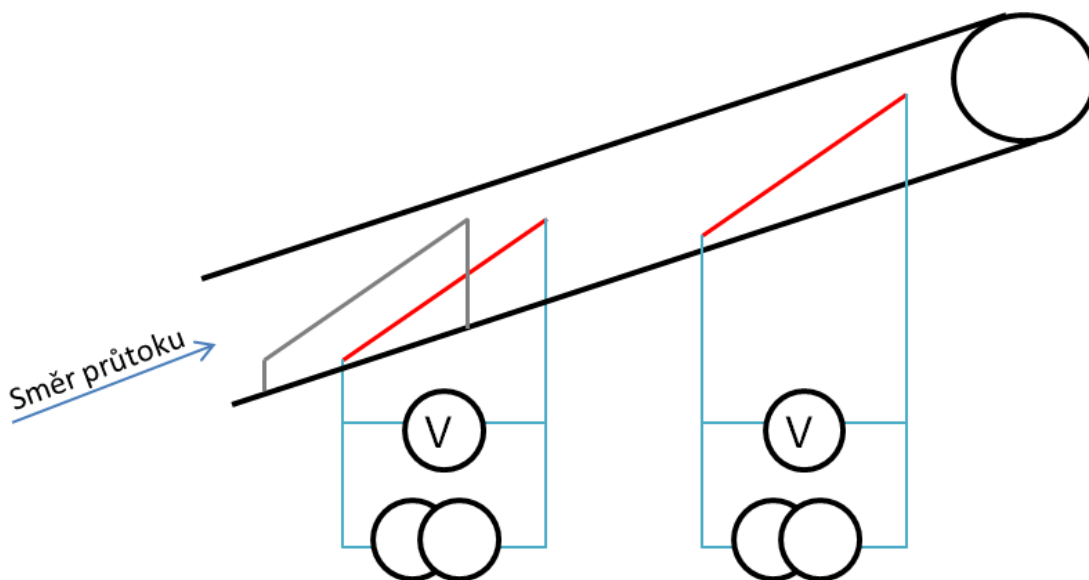
U této metody je použita takzvaná světelná závora, kde dioda umístěna nad turbínkou vysílá světelný signál. Na druhé straně jsou dva fototranzistory, kteří zjišťují přerušování světelného paprsku a následně vyhodnotí směr a rychlost průtoku viz. obr. 7. Toto měření průtoku je pro medicínální účely nevhodné i přes absenci motoru, má turbínka stále velkou setrvačnost. [11, 12]



Obr. 7: Turbínka s diodou.

5.3 Žhavený drát

Drát je žhavený na určitou teplotu pakliže se drát ochladí dojde k poklesu odporu a tím pádem klesá i měřené napětí, ze kterého se určí velikost průtoku. Pro určení směru průtoku je před jedním drátem zábrana. Pokud tento drát není ochlazován, vzduch proudí z daného směru. Pakliže se drát ochlazuje proudí vzduch ze směru opačného. Nevýhody této metody tkví v nespolehlivosti a nepřesnosti naměřených hodnot. Kalibrace je poměrně obtížná a musí se provádět alespoň jednou denně. [11, 13]



Obr. 8: Žhavený drát.

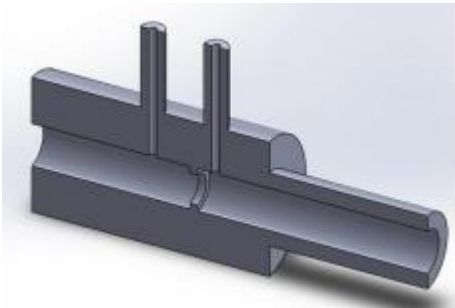
5.4 Pneumotachograf

Pneumotachograf využívá měření tlakové difference na odporu pro kterou platí

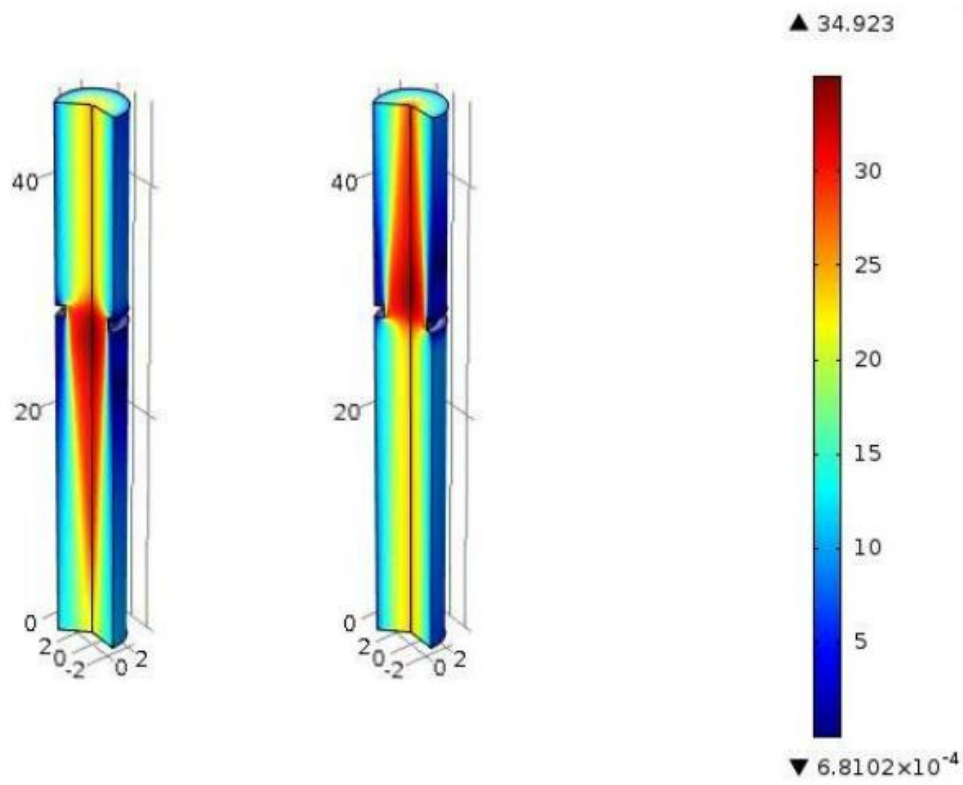
$$\Delta p = Rq(t) \quad (2)$$

5.4.1 Clona

U tohoto typu měření průtoku tvoří clonový kotouč odpor. Průtočná charakteristika není u diferenciální clony parabolického charakteru. Velkou nevýhodou u tohoto měření průtoku je, že malé průtoky jsou rušeny tzv. šumy, které vznikají v místě největšího tlakového rozdílu, tudíž v místě měření. Podstatnou výhodou tohoto řešení je jeho rychlá reakce na změnu průtoku a snadná údržba. [11, 14]]

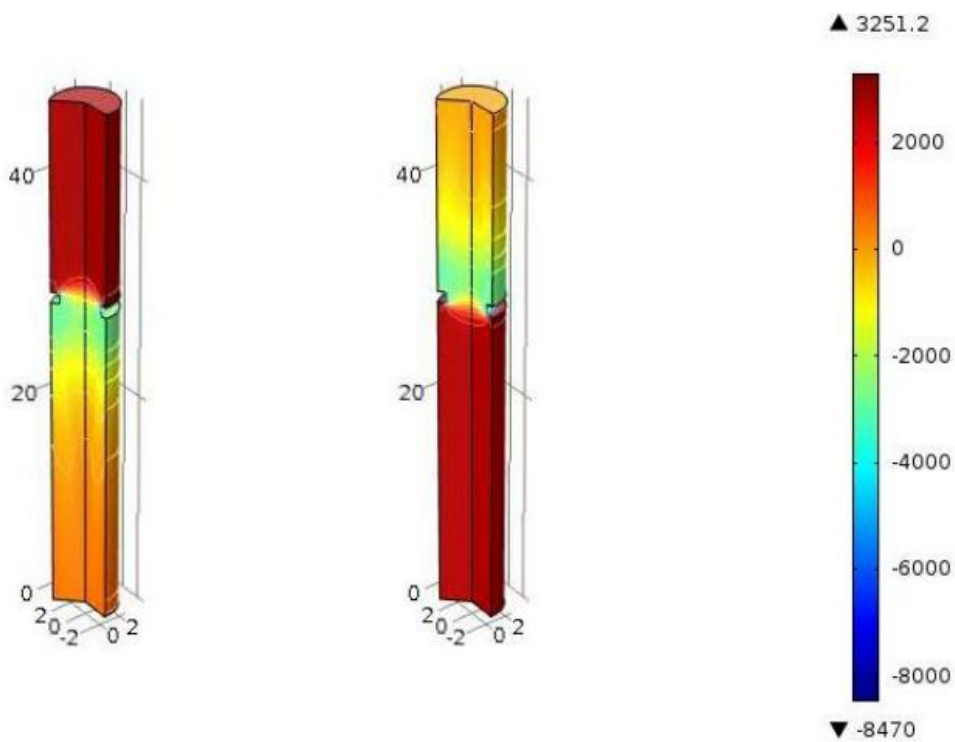


Obr. 9: Clona. [11]



Obr. 10:

Vizualizace proudění vzduchu clonou při inspiru (vpravo) a expiriu (vlevo). [11]



Obr. 11: Vizualizace tlakových rozdílů v cloně při inspiriu(vpravo) a expiriu (vlevo).

[11]

5.4.2 Lineární odpor

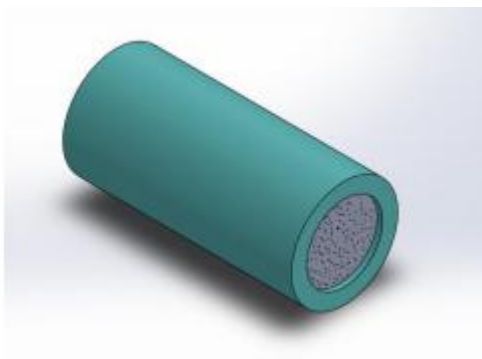
Fleishův pneumotachograf je tvořen soustavou malých kapilár uvnitř trubice, které vytvářejí odpor. Kapiláry jsou orientované paralelně se směrem průtoku. Při laminárním proudění má lineární charakteristiku. Má však dvě nevýhody za prvé to je jeho maximální průtok, který je stanoven na 150 l/min. a za druhé při použití u ventilátoru může dojít k zanesení kapilár sekretem nebo jinými nečistotami z úst pacienta. [11]



Obr. 12: Lineární odpor. [11]

5.4.3 Síťka

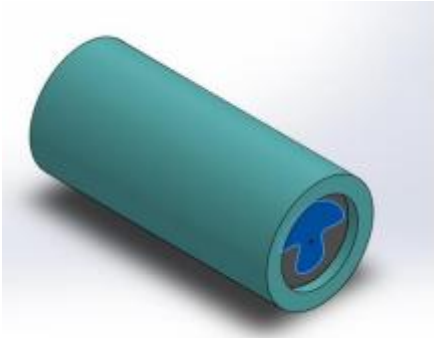
U sítky proud vzduchu teče přes porézní keramiku nebo svinutý kov. Nevýhodou je drahá výroba. Síťka se také může zaneš sekretem z úst pacienta nebo pouhou kondenzací vodní páry. [11, 15]



Obr. 13: Síťka. [11]

5.4.4 Folie

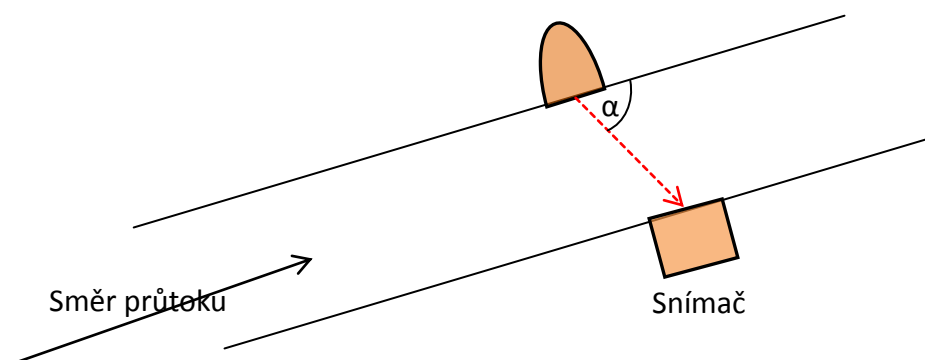
Tenká folie je rozstříhaná do různých tvarů, tak aby výsledná charakteristika měla lineární závislost tlaku na průtoku. Tento senzor má pomalé reakce na změnu průtoku proto je zejména využíván u konvenční ventilace. [11]



Obr. 14: Folie. [11]

5.5 Ultrazvukový snímač

Je založen na Dopplerově jevu. Do proudícího média se vyšle signál o určité frekvenci a sejme se signál odražený. Změna frekvence signálu udává velikost průtoku. U měření ultrazvukem není nutná kalibrace a výsledky jsou spolehlivé a přesné. [11]



Obr. 15: Ultrazvukový snímač.

U konvenční ventilace se nejčastěji používá žhavený drát. U vysokofrekvenční ventilace se řešení stále hledá

6 Umělá plicní ventilace v neonatologii

U dětí se ve většině případů používají dva typy vysokofrekvenční ventilace a to vysokofrekvenční oscilační ventilace a vysokofrekvenční trysková ventilace. Indikací k zavedení umělé plicní ventilace je mnoho. Jedním z nejčastějších onemocnění postihující převážně velice nezralé jedince je syndrom dechové tísně. K dalším indikacím patří například novorozenecké pneumopatie, srdeční selhávání, různé patologie dýchacích cest, neuromuskulární onemocnění a jiné. [8]

Kyslík se novorozencům podává teplý a zvlhčený monitoruje se saturace krve a koncentrace vdechovaného kyslíku. Výsledky studijní skupiny SUPPORT publikované v roce 2010 porovnávaly dvě skupiny nezralých novorozenců. Jedné skupině udržovaly saturaci v rozmezí 85-89% a druhé 91-95%. Ukázalo se, že při nižších saturacích se snížil počet nedonošenců s retinopatií na úkor vyšší úmrtnosti. U nezralých jedinců se proto konečná saturace doporučuje v rozmezí 91-95%. [9]

Manipulování s novorozencem připojeným na umělou plicní ventilaci by mělo být omezeno na minimum. Zároveň je však nutné provádět pravidelné polohování kvůli pohybu sekretu v dýchacích cestách. Nutnost klidného prostředí a adekvátní výživa je samozřejmostí. [8]

7 Proč zachraňovat předčasně narozené děti?

Listina základních práv a svobod v článku 6 stanoví: „Každý má právo na život. Lidský život je hoděn ochrany již před narozením.“ (odst. 1) „Nikdo nesmí být zbaven života.“ (odst. 2). Velké procento dětí narozených před 24. týdnem těhotenství nebo s hmotností nižší než 500g se rodí s mnoha obtížemi spojenými s předčasným porodem. Ať už to jsou děti s poruchami dýchání, zraku nebo s oběhovými obtížemi všichni mají svojí nezczizitelnou důstojnost a právo na ochranu, a to bez ohledu na dokonalost své fyzické schránky. Nastává otázka: Pokažd' se nám podaří takovéto dítě zachránit bude jeho život kvalitní? a co je to vlastně kvalitní život? Myslím si, že na tyto odpovědi není zcela jasná či univerzální odpověď. Každý jedinec má jiný názor na kvalitní život a říci ty ses narodil slepý, žít nebudeš, by bylo kruté. Osobně znám jednoho maséra, který je už od narození slepý, naučil se s tím žít, otevřel si masérský salón a stal se z něho velký profesionál, který by leckteré "zdravé" maséry strčil svými schopnostmi do kapsy. Nikde není psáno, že z předčasně narozeného dítěte jednou nevyroste schopný doktor, který za svojí kariéru zachrání mnoho lidských životů. Při rozhodování o životě nebo smrti předčasně narozeného dítěte by si tak měl každý sáhnout sám do svého vědomí a položit si otázku: v případě úrazu nebo vážné nemoci s možností trvalých následků. Byl bych ochotný zemřít, aby péče o mě nikoho nezatížila, nebo bych očekával pomoc a podporu? Měl by se uvážit můj přínos pro společnost, rodinu a moje povahové vlastnosti? Kdo je oprávněn o tomto rozhodovat? Rozhodování o prodlužování nebo ukončení života předčasně narozených dětí patří mezi největší etická dilemata a nejsem si jist zda-li někdo v nejbližší době přinese rozumné řešení tohoto problému.

8 PIV

Metoda PIV má za úkol vizualizace proudění zavedením částic do tekutiny a následné počítačové zpracování z cílem získat vektorovou mapu rychlostí. Metoda PIV dovoluje experimentálně studovat komplikovaná proudová pole v definované rovině prostoru a zaznamenat i jejich vývoj v čase.

8.1 Základní principy PIV

Ve sledované oblasti jsou generovanými laserovými pulzy s určitým časovým rozstupem osvětleny proudící částice. Laserové záření je vytvarováno do osvětlující roviny a v této rovině jsou pak zaznamenány polohy částic na CCD detektor kamery nebo fotografický film. [18]

Metoda PIV zahrnuje dva kroky a to záznam a analýza obrazů.

8.2 Záznam PIV obrazů

Válcovou technikou se laserový paprsek vytvaruje do laserového řezu, ten přesně definuje osvětlovanou měřicí rovinu. Proudící částice v této rovině rozptylují světlo na CCD detektor kamery. Optická osa objektivu je kolmá k laserovému řezu a objektová rovina je s ním totožná. Částice, které se nacházejí v objektové rovině se promítnou do obrazové roviny a zaznamenají CCD detektorem kamery. Laserový řez se neosvětluje spojitě, využívá se krátkých pulzů, aby došlo k tzv. „zmrazení“ unášených částic. Z tohoto důvodu se používají pulzní lasery, které dokážou osvětlit vyšetřovanou oblast po dostatečně krátký čas a zajistí tak „ostré“ zaznamenání polohy částic. Pro změření je nutné pořídit minimálně dva záznamy s jasně definovaným časovým rozstupem. Na prvním záznamu je pak vyobrazena počáteční poloha částic a na druhém záznamu jejich koncová poloha. Oba dva snímky tak nesou informaci o vektorech posunutí částic v obrazové rovině. [18]

8.2.1 Metoda dvojnásobné expozice

První i druhá poloha částic je exponována do jednoho obrazu. Na výsledném obrazu je pak zobrazena počáteční i koncová poloha unášených částic. Technika vhodná pro určení průměrného posunutí částic ve vyhodnocované oblasti je vzájemná korelace. [18]

8.2.2 Metoda jednotlivé expozice

Jednotlivé záznamy polohy částic jsou exponovány do samostatných obrazů. Na první obrazu jsou pak zachyceny počáteční polohy částic a na druhém koncové polohy částic. Vhodná technika pro určení průměrného posunutí částic ve vyhodnocované oblasti je autokorelace. [18]

PIV obraz je rozdělen na čtvercové oblasti tzv. vyhodnocované oblasti. Analýza PIV obrazu má za úkol stanovit průměrné posunutí částic v každé z těchto oblastí.

Průměrnému posunutí částic v objektové rovině o ΔX , ΔY :

$$\Delta x = \frac{1}{M} \Delta X \quad \Delta y = \frac{1}{M} \Delta Y \quad (3)$$

Když budeme znát zvětšení M a časový odstup Δt mezi oběma záznamy, můžeme vypočítat složky rychlosti U_x , U_y v objektové rovině

$$u_x = \frac{\Delta x}{\Delta t} \quad u_y = \frac{\Delta y}{\Delta t} \quad (4)$$

Tímto postupem se stanoví vektor rychlosti pro každou vyhodnocovanou oblast.

8.3 Analýza PIV obrazů

Abychom sme mohli každé vyhodnocované oblasti přiřadit vektor rychlosti, je bezpodmínečně nutné, aby se v každé z těchto oblastí nacházely nějaké obrazy částic. Obecně můžeme podle koncentrace částic rozlišit tři případy sycení proudu. [18]

8.4 Slabé sycení proudu

Slabé sycení proudu znamená, že koncentrace sytících částic unášených proudem je tak nízká, že pravděpodobnost výskytu více jak jedné částice ve stejný čas v každé vyhodnocované oblasti je zanedbatelná. Praktická realizace PIV obrazu při tomto sycení proudu je velmi problematická, protože v některých vyhodnocovaných oblastech může být více obrazů částic, ale v některých můžou částice i zcela chybět. Toto sycení je pro získání přesných informací o pohybu částic nedostačující. [18]

8.5 Střední sycení proudu

Koncentrace sycení je zde na optimální úrovni a s největší pravděpodobností nalezneme obrazy částic v každé z vyhodnocovaných oblastí. To nám zajistí kontinuitu rychlostní informace v celé měřené oblasti. Toto sycení proudu je v praxi nejpoužívanější. [18]

8.6 Silné sycení proudu

Při silném sycení proudu je koncentrace částic tak vysoká, že optika není schopna rozlišit jednotlivé částice. V PIV obrazu jsou pak zaznamenávány shluky částic v podobě skvrn. V tomto případě zpracování PIV obrazu vyžaduje speciální algoritmy pro stanovení průměrného posunutí skvrn. [18]

8.7 Dynamický rozsah

Dynamický rozsah je určen minimální a maximální rychlostí. Absolutní dynamický rozsah R_a můžeme určit rozdílem minimální a maximální měřitelné rychlosti.

$$R_a = |V_{M \max} - V_{M \min}| = \frac{|D_{\max} - D_{\min}|}{M\Delta t} \quad (5)$$

Maximální měřitelné posunutí se musí rovnat čtvrtině délky vyhodnocované oblasti.

Minimální měřitelné posunutí je rovno efektivnímu průměru částice.

Pro minimální měřitelnou velikost rychlosti platí:

$$|V|_{min} = \frac{d_e}{M\Delta t} \quad (6)$$

Pro maximální měřitelnou velikost rychlosti platí :

$$|V|_{max} = \frac{d_I}{4M\Delta t} \quad (7)$$

Poměr maximální a minimální rychlosti proudu nám definuje relativní dynamický rozsah

$$R_r = \frac{|V|_{max}}{|V|_{min}} = \frac{|D|_{max}}{|D|_{min}} \quad (8)$$

Při výpočtu dynamického rozsahu musíme brát v potaz všechny jevy, které se při měření vyskytují. Důležitý je výpočet efektivní velikosti obrazu částice, které jsou určovány geometrickým zvětšením a difrakcí v optické apertuře. Do velikosti obrazu částice je nutné také započítat minimální rozlišení CCD detektoru kamery. Efektivní velikost částice nám udává skutečný rozměr částice a můžeme ho vyjádřit jako:

$$d_e = \sqrt{d_g^2 + d_s^2 + d_r^2} \quad (9)$$

Do analýzy dynamického rozsahu je dále nutné zahrnout i rozmazání částice, které může vzniknout při pohybu během osvětlovacího pulzu. Pro rozmazání částice platí jednoduché pravidlo a to, že rozmazání obrazu by mělo být menší než je efektivní průměr obrazu částice. [18]

8.8 Numerické metody zpracování PIV záznamu

Základní úloha metody PIV je nalezení funkce průměrného posunutí $s(m, n)$ na základě znalosti (měření) hodnoty $f(m, n)$, která reprezentuje světelnou intenzitu ve vyhodnocované oblasti v čase t a funkcí $g(m, n)$ která popisuje světelnou intenzitu

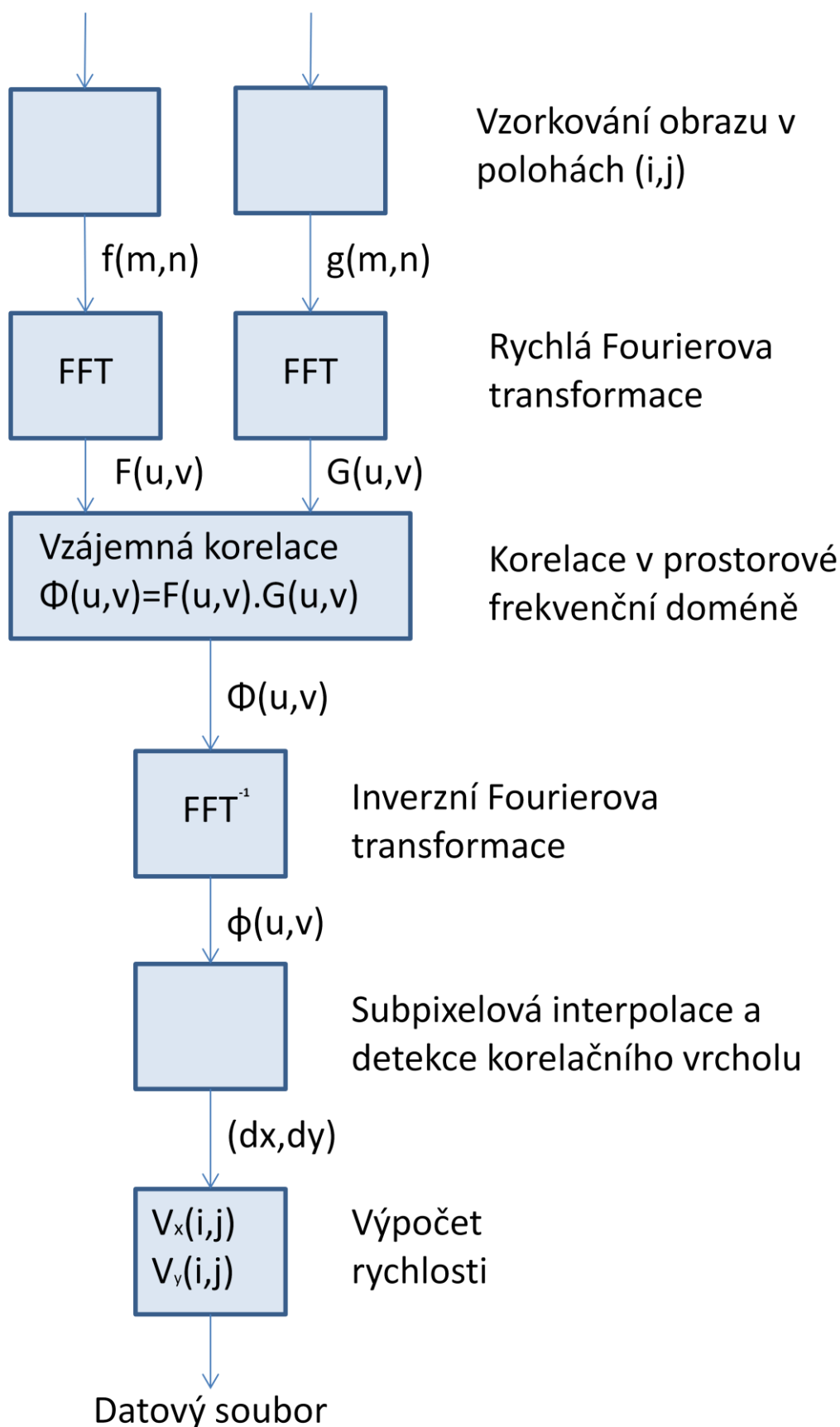
v téže oblasti v čase $t+\Delta t$ za přítomnosti aditivního šumu $d(m, n)$ komplikujícího vlastní vyhodnocení. [18]

Diskrétní vzájemná korelace je definována rovnicí:

$$\Phi_{fg}(m, n) = \sum_{k=-\infty}^{k=\infty} \sum_{l=-\infty}^{l=\infty} f(k, l)g(k + m, l + n) \quad (10)$$

Pro diskrétní autokorelaci můžeme psát:

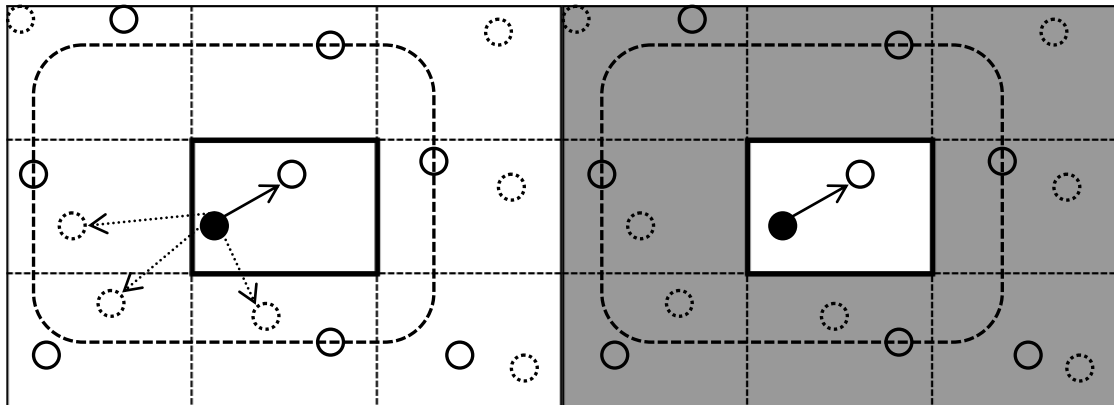
$$\Phi_{ff}(m, n) = \sum_{k=-\infty}^{k=\infty} \sum_{l=-\infty}^{l=\infty} f(k, l)f(k + m, l + n) \quad (11)$$



Obr. 16: Diagram numerické metody zpracování PIV obrazu.

8.9 Okenní funkce

Využití rychlé Fourierovy transformace poskytuje mnohem vyšší výpočetní rychlosti, ale vlastní metoda je založena na předpokladu periodičnosti obrazové předlohy a to vede na tzv. fantómové částice neboli fantómové (cyklické) korelace. Fantómové korelace způsobují tzv. cyklický šum a ten snižuje odstup signálu od šumu. [18]



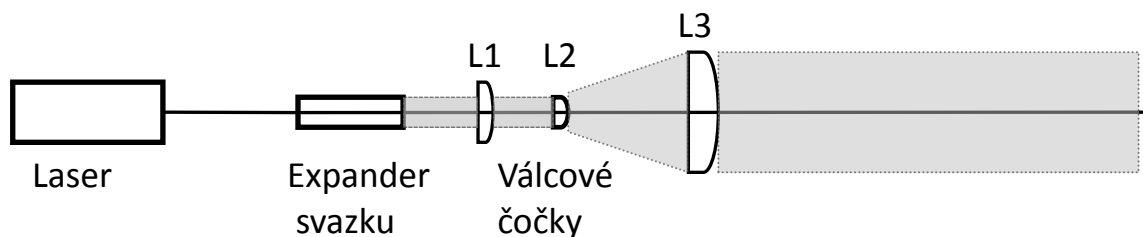
Obr. 17: Okenní funkce.

Vlevo na Obr. 17 jsou znázorněny cyklické korelace mezi skutečnou počáteční polohou a konečnými, fantómovými" polohami, ale obdobně mohou být také korelovány, fantómové" počáteční polohy s reálnými koncovými polohami. K omezení vlivu těchto korelací se na vyhodnocovanou oblast aplikují speciální okenní funkce viz. Obr. 17. Okenní funkce mají za úkol potlačit obrazy částic poblíž okrajů, kde je pravděpodobnost výskytu cyklických korelací nejvyšší. [18]

8.10 Osvětlení proudového pole

Osvětlovací metody v PIV musí splňovat následující kritéria:

Intenzita světelné energie v měřící rovině musí být tak velká, aby byla nad úrovní optického šumu systému. Délka světelného pulsu musí být natolik krátká, aby se částice během jeho trvání nepohnula. Čas mezi dvěma pulzy musí být takový aby nedošlo k významnému posunutí proudového pole. [18]



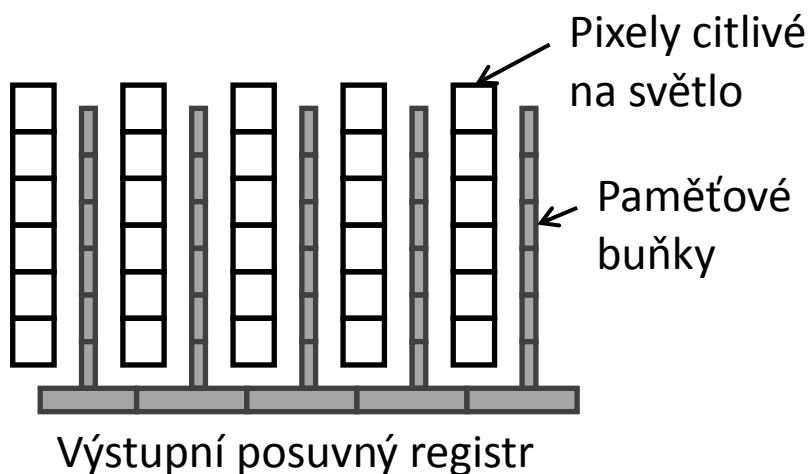
Obr. 18: Osvětlení proudového pole.

Válcové čočky L2 a L3 formují laserový paprsek do roviny laserového řezu. Před vlastním formováním je laserový paprsek expadován. Ohnisková vzdálenost f_1 čočky L1 společně s expansním faktorem E určuje tloušťku měřicí roviny. Při osvětlování částic je důležité, aby tloušťka laserového řezu byla v celé měřené rovině přibližně konstantní. [18]

8.11 CCD kamery pro záznam PIV obrazu

CCD kamera poskytuje obraz přímo v digitální podobě pro numerické zpracování. Kamery využívané v PIV dokážou zaznamenat a uložit do paměti až 30 snímků za vteřinu, což v konečném důsledku reprezentuje 30 vektorových map v případě autokorelace, nebo 15 vektorových map při vzájemné korelaci. [18]

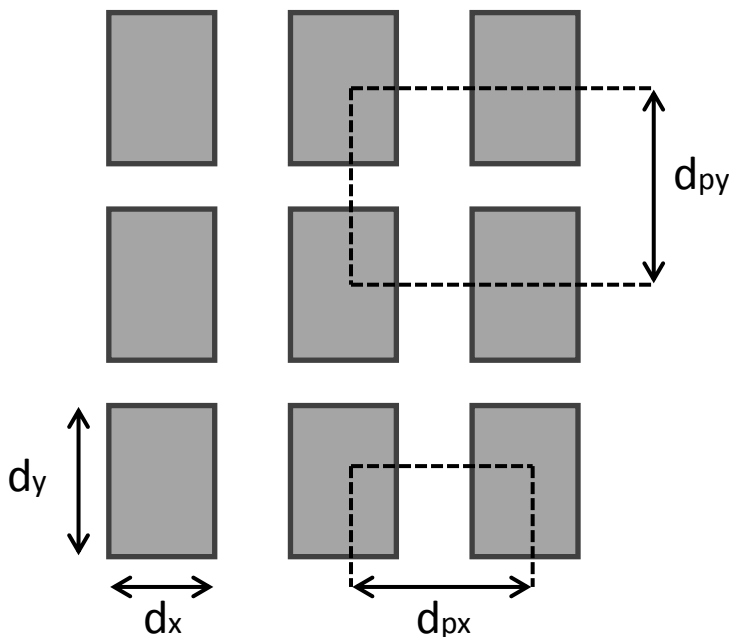
Na obr. 19 je moderní senzor s architekturou „progressive-scan-interline” využitelný jak pro autokorelaci, tak pro vzájemnou korelaci.



Obr. 19: CCD čip s technologií „progressive-scan-interline”.

CCD senzor obsahuje jak pixely citlivé na světlo tak i stejný počet paměťových buněk. Příchod prvního laserového pulzu je zaznamenán buňkami citlivými na světlo a okamžitě přesunut do paměťových buněk. Druhý laserový impuls se zachytí buňkami citlivými na světlo. V paměťových buňkách je uložen první impuls a v pixelech citlivých na světlo druhý impuls. Oba impulsy se pak přesunou do posuvného registru a odtud do počítače. [18]

Při analýze PIV obrazů je také důležité hledět na rozměry pixelů a jejich rozteč viz. Obr. 19 Je nutné, aby rozteč mezi pixely byla menší než je rozměr sytících částic. Udává se, že pro úspěšnou numerickou analýzu bez nejistot by měl být rozměr sytících částic větší než tři rozteče mezi pixely. [18]

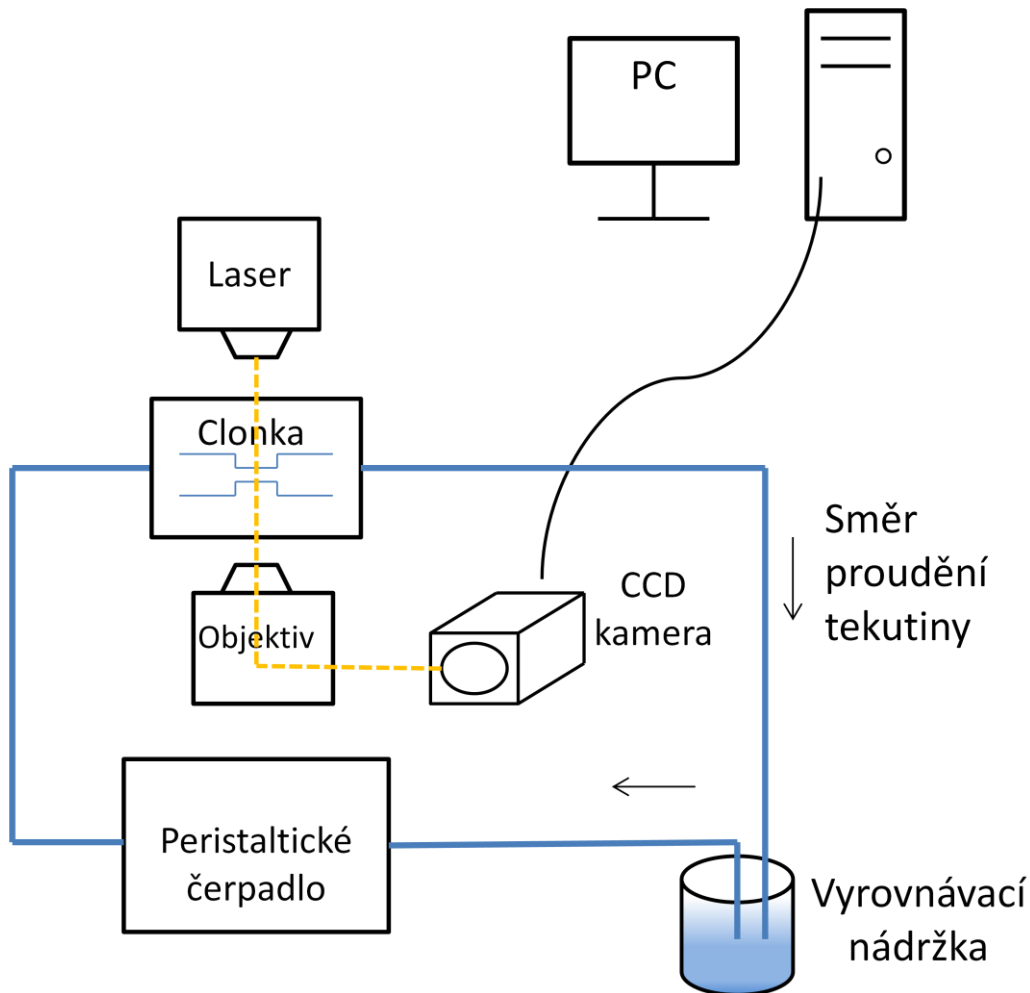


Obr. 20: Rozměry pixelů a jejich rozteč.

Při snímání obrazu CCD senzorem si musíme dát pozor na tzv. blooming neboli přetékání pixelů do okolních oblastí. Na výsledném snímku je tento jev vyobrazen nepravidelnými svislými čarami různých délek. Tento jev vzniká v případě, když na pixel dorazí takové množství světla, že přeteče jeho kapacita a přebytečné elektrony pak přejdou do sousedním pixelů. Při tomto jevu se jednak do měření zanášejí nežádoucí chyby a jednak může dojít k nenávratnému vypálení pixelů. [17]

9 Zapojení experimentu

Na následujícím obrázku je schematicky zakreslena clonka napojena na vodní trať, která byla použita při měření metodou μPIV . Naměřené výsledky pak byly použity při zpracování této práce.



Obr. 21: Schematické zobrazení zapojení experimentu.

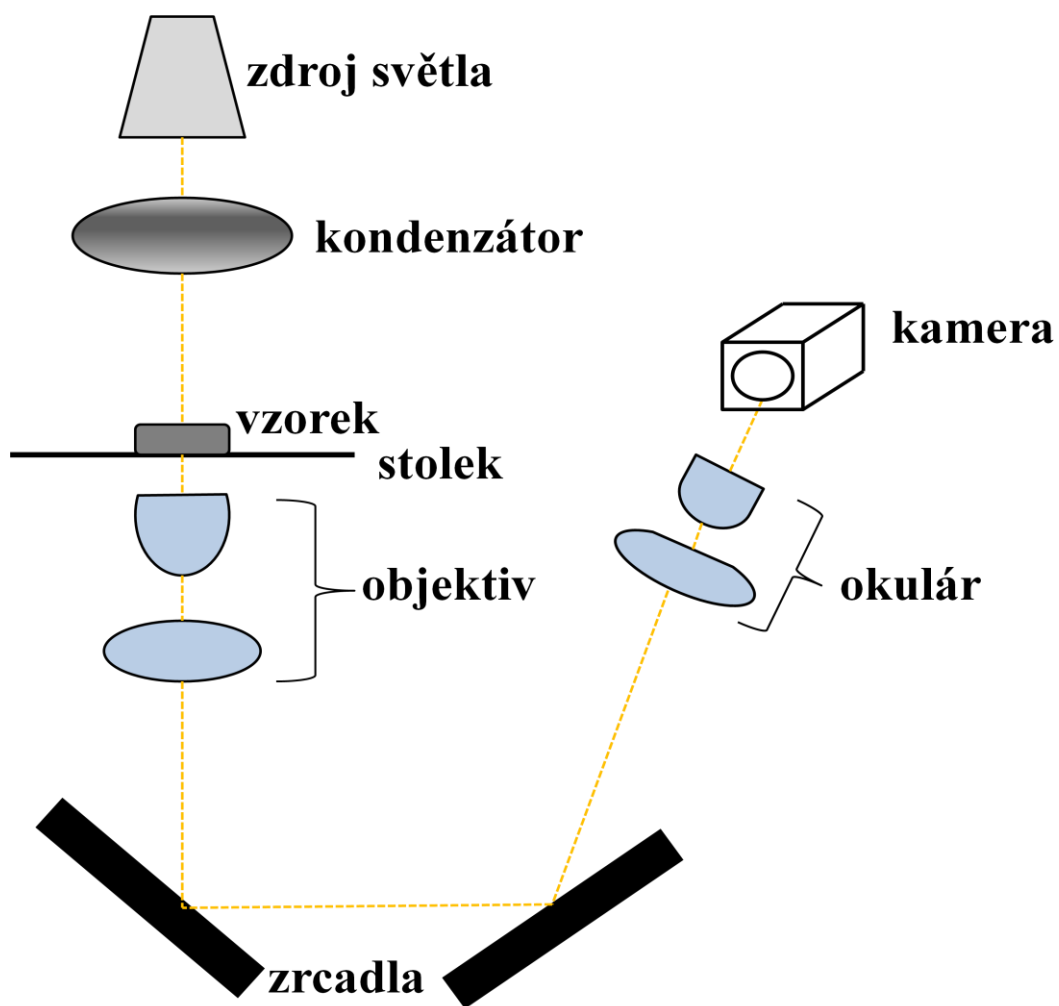
Z obr. 21 je vidět zapojení experimentu. Námí zkoumaná clonka byla připojena do uzavřeného okruhu. Oběh média v okruhu byl zajištěn peristaltickým čerpadlem, které pracuje na principu paměti materiálu ze které je vyrobena flexibilní trubice čerpadla, která je střídavě stlačována a uvolňována a tím dochází k proudění tekutiny v okruhu. Vyrovňovací nádržka obsahovala destilovanou vodu při středním sycení proudy sytícími částicemi. To nám zajišťovalo kontinuitu rychlostní informace v celé měřené oblasti. Na objektivu bylo nastaveno pětinasobné zvětšení a to samé zvětšení pak bylo nastaveno i na okuláru.

9.1 Micro PIV

Metoda Micro-PIV nebo někdy také μ PIV dokáže charakterizovat tok tekutiny v řádech mikrometrů. Od metody PIV se liší ve třech základních problémech. Proudění neosvětluje paprskem ve tvaru světelného nože, ale v celém jeho objemu. To sebou nese vyšší nároky na osvětlovací techniku. Používají se buď HG-arc lampy nebo ND:YAG lasery, které poskytují oproti HG-arc lampám lepší osvětlení. Další problém je ve velikosti částic, které jsou vzhledem k vyzařované vlnové délce poměrně malé. Dále u takto malých částic musíme brát v potaz i tzv. Brownův pohyb, který negativně ovlivňuje výsledky měření. Vzhledem k tomu, že se při měření metodou Micro-PIV pohybujeme v řádech micrometrů je zcela jasné, že nároky na rozlišovací schopnosti a kvalitu optické soustavy jsou daleko vyšší než u metody PIV. [21, 22]

9.2 Inverzní mikroskop

Jak je vidět na obr. 22 inverzní mikroskop je typ optického mikroskopu, který má optickou soustavu "vzhůru nohama" to znamená, že objektiv je pod zkoumaným objektem a zdroj světla s kondenzorem nad ním. Tato konfigurace umožňuje pozorování v procházejícím světle ve světelném poli a metodou fázového kontrastu. Oproti jiným mikroskopům je ten inverzní vybaven speciálním stolcem pro tlustostěnné nádoby (Petriho misky, Terasakinho komůrky). U těchto tlustostěnných nádob se k zaostřování využívá korekčního kroužku. K inverznímu mikroskopu můžeme připojit mnoho dalších zařízení jako například fluorescenční osvětlení, videokameru, různé dokumentační zařízení aj. Velkou výhodou inverzního mikroskopu je možnost sledování živých organismů oproti klasickému světelnému mikroskopu, kde se zkoumaný vzorek v důsledku přiložení krycího sklíčka vloží do prostředí s měnící se teplotou a tlakem a znemožní tak validitu výsledků. K dalším výhodám inverzního mikroskopu patří možnost neustálého zaostření při pohybu stolku se zkoumaným vzorkem a vcelku dobrá prostorová úspornost a stabilita. Jako nevýhody můžeme označit vysokou pořizovací cenu a pouze omezené možnosti zvětšení. [19, 20]



Obr. 22: Schéma inverzního mikroskopu.

10 PDMS

PDMS neboli polydimethylsiloxan patří do skupiny polymerních organokřemičitých sloučenin je čirý, elastický, netoxický a elektricky nevodivý. Aplikace PDMS sahají od prsních implantátů přes kontaktní čočky až po šampony (jako dimethicone), kde slouží k vytvoření iluze krásných a zdravých vlasů. [16]

10.1 Příprava PDMS

Jeho příprava je poměrně snadná a provádí se pomocí Sylgard 184 silikon elastomeru a vytvrzovacího činidla. Tyto dvě složky se smíchají v poměru 10:1 a pečlivě promíchávají po dobu několika minut. Vzniklé vzduchové bubliny se pomocí vakua odstraní. Do Petriho misky se nanese tenká vrstva připraveného PDMS. Pokud se vzduchové bubliny opět objevily, bylo nutné Petriho misku vložit znovu do vakua a tak je odstranit nadobro. Následně se PDMS dalo vytvrdit do elektrické sušárny nastavené na 30 °C. Po dvou dnech, kdy již PDMS bylo vytvrzeno se na takto připravenou vrstvu položil předem připravený master model, opatrně zalil tenkou vrstvou PDMS a uložil na pár desítek minut do sušárny, po vytvrnutí této tenké vrstvy se mohla Petriho miska i s master modelem kompletně zalít až po okraj. Tento postup se dodržoval kvůli možnému výskytu vzduchových bublin v členitém profilu master modelu a zabránění tak možných nepřesností ve výsledném kanálku. Takto zalitý master model se dal opět na dva dny do sušárny. Po dvou dnech, kdy vše bylo již vytvrzeno se PDMS spolu s master modelem mohlo vyjmout z Petriho misky na koncích zaříznout a master model se pak mohl opatrně vyjmout. Tímto byl připravený kanálek na kterém se již mohlo testovat vlastní proudění.

11 Master model

Ještě před započítím veškerého experimentování bylo nutné vytvořit tzv. master model, z kterého se odlila námi testovaná clonka. Jelikož výroba master modelu s odpovídající přesností je velice náročný proces, museli jsme tuto úlohu přenechat oddělení jemné mechaniky firmy Toptec konkrétně prototypové dílně specializované na výrobu přesných forem a experimentálních zařízení. Na obr. 23 je vidět výsledek jejich práce.



Obr. 23: Master model.

Jak je na obr. 23 vidět, master model je rozdělen na dvě části, které do sebe zapadají. Toto řešení nám jednak dovolovalo manipulovat s šířkou zúžení a jednak bylo nutné k pozdějšímu vyjmutí z PDMS. Bohužel se ukázalo, že je konstrukčně nemožné vyrobit dva přesně do sebe zapadající kovové kusy. Tudíž u našeho modelu vznikla po zasunutí dílů do sebe nepatrná mezera, která v konečném důsledku mohla zapříčinit vznik různých nechtěných otřepů a jiných nechtěných útvarů uvnitř kanálku. Tento problém jsme se snažili vyřešit utěsněním vzniklé mezery modelínou. Bohužel se nám to povedlo pouze částečně a drobné tvarové anomálie byly přítomny i u měřených vzorků.

Celkem jsme si nechali vyrobit dva kusy těchto master modelů o stejných parametrech. Z důvodů zrychlení procesu odlévání a testování.

12 Průběžný kanálek

Ještě před odlitím master modelu bylo nutné osvojit si pracovní postup s přípravou PDMS a výsledným odlitkem. Z toho důvodu jsme jako první odlili a otestovali průběžný kanálek. Pro něj jsme zvolili železný drátek o průměru 0,5 mm. Veškeré vyhodnocování byla prováděna v programu DynamicStudio vs. 3.12 od společnosti DantecDynamics.

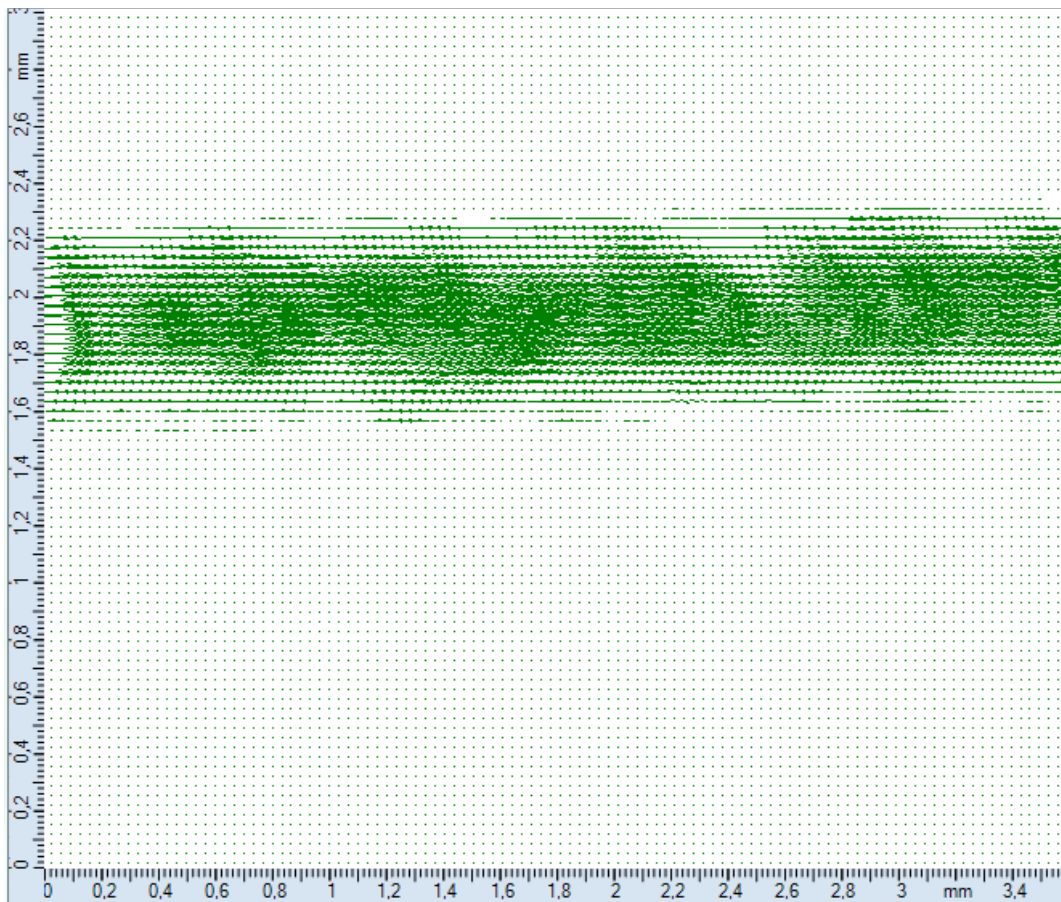


Obr. 24: Zobrazení sytících částic v průběžném kanálku

Jak již bylo řečeno metoda μ PIV měří rychlost pomocí drobných částic unášených proudem. Pro náš experiment jsme zvolili částice o velikosti $d = 30 \mu\text{m}$, které jsme zavedly do destilované vody v takovém poměru, aby poskytoval validní výsledky měření. Na obr. 24 jsou tyto částice zachyceny CCD snímačem kamery.

12.1 Vektorová mapa

Pro získání vektorové mapy byla použita funkce Vector Statistics.. Vektorové mapy se získávají pomocí korelačních metod. Korelační metody nám umožňují určit rychlost a směr výsledných vektorů. Při nečistotách na povrchu, zamlžení vzorku nebo odleskách mohou vznikat určité nepřesnosti ve vyhodnocení dat. Situace na výsledné mapě (obr. 25) je poměrně jasná, je z ní patrné, že nejvyšší rychlost proudu je u středu trubice a směrem k okrajům se rychlost snižuje. Tento jev je způsoben třením proudů o stěny trubice.

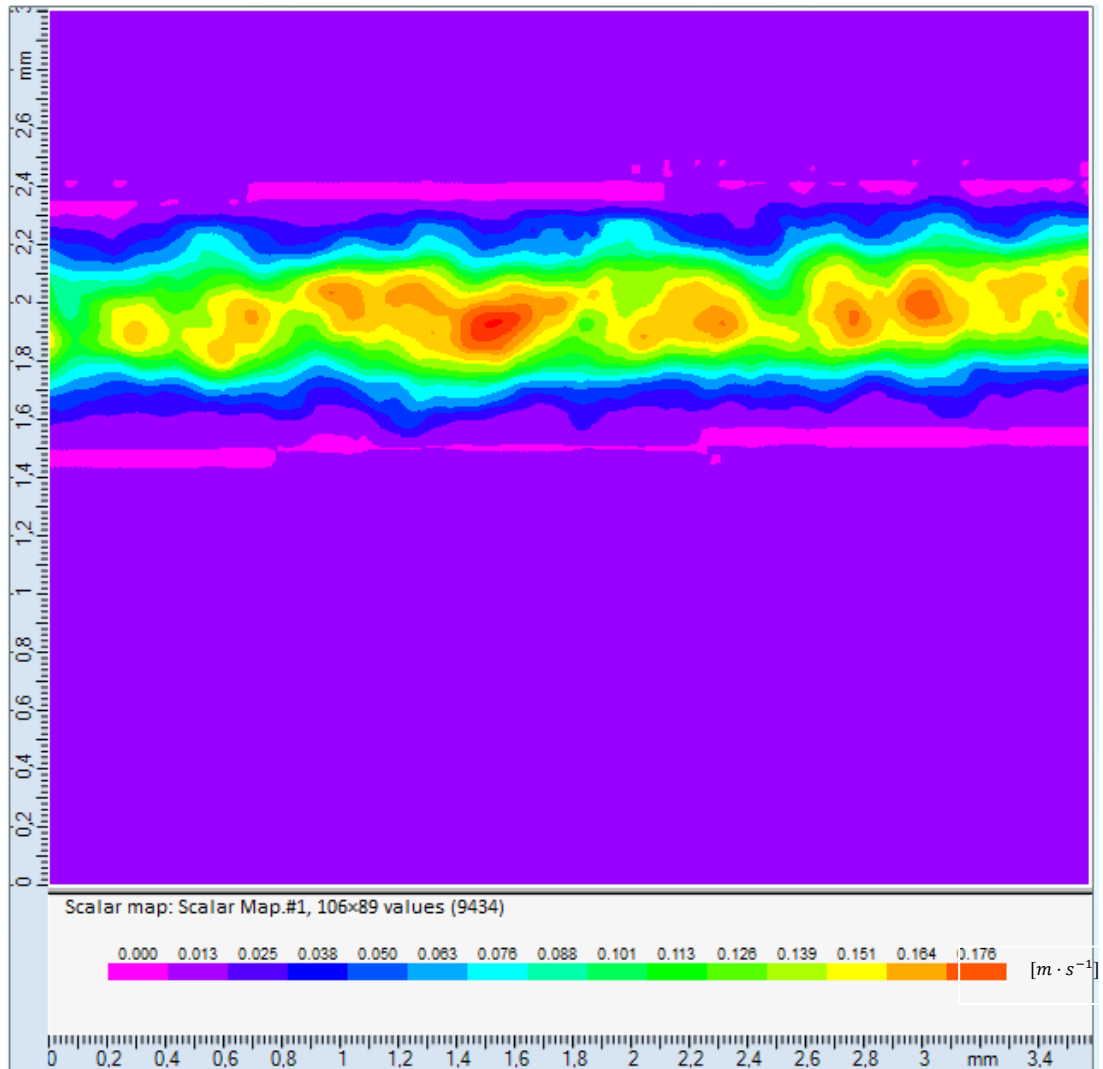


Obr. 25 Vektorová mapa průběžného kanálku.

12.2 Skalární mapa

Při použití funkce Scalar Map dostaneme jako výsledek rychlosti proudění v kanálku, kde každý barevný odstín reprezentuje jinou rychlost. Pro výpočet těchto rychlostí se vychází funkce Scalar Map z již zmíněné vektorové mapy. U jednotlivých skalárních map však mohou jednotlivé barvy znamenat různé rychlosti, proto je pod

každou mapou stupnice rychlostí z které lze poměrně snadno jednotlivé rychlosti odečítat. Tuto stupnici lze rozdělit na libovolný počet stupňů, my jsme pro co možná nejnadhější orientaci zvolili 15-ti stupňovou škálu.



Obr. 26: Skalární mapa pro průběžný kanálek.

12.3 Výpočet maximálního průtoku

$$Q_m = S \cdot v_m \text{ [m}^3 \cdot \text{s}^{-1}\text{]} \quad (12)$$

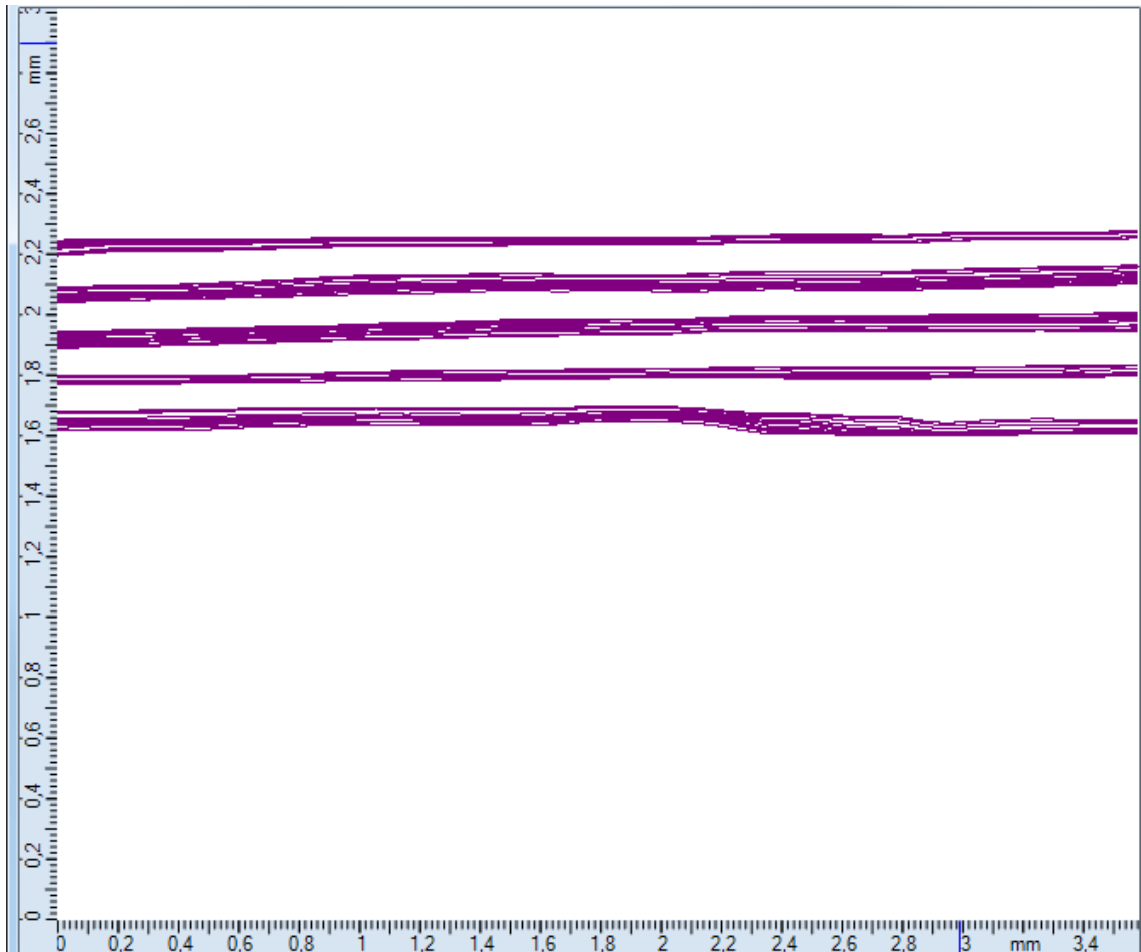
$$S = \pi \cdot r^2 \text{ [m}^2\text{]} \quad (13)$$

$$S = \pi \cdot (5 \cdot 10^{-4})^2 = 7,85 \cdot 10^{-7} \text{ [m}^2\text{]}$$

$$Q_m = 7,85 \cdot 10^{-7} \cdot 0,176 = 1,38 \cdot 10^{-7} \text{ [m}^3 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$$

12.4 Proudnice

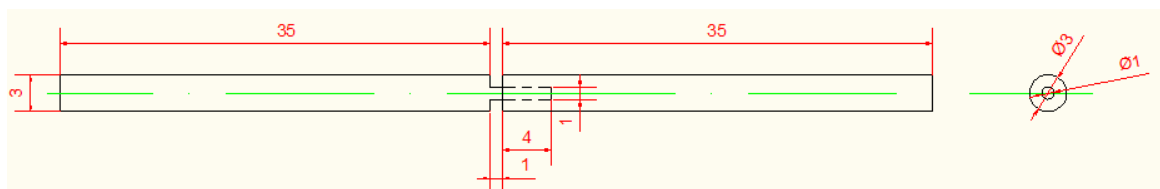
Při použití funkce Streamlines se nám na výsledném obrazu zobrazí proudnice jednotlivých částic. Proudnicí se rozumí spojnice bodů, kterými sytící částice prošla. Na obr. 27 vidíme, že jednotlivé proudnice jsou mezi sebou rovnoběžné a nemísí se, můžeme tak prohlásit, že se jedná o laminární proudění.



Obr. 27: Proudnice pro průběžný kanálek.

13 Vzorek 1

Jako vzorek 1 jsme označili odlitek master modelu s 1mm šířkou zúžení. Na obr. 28 je vidět návrh tohoto vzorku na obr. 29 je již připravený kanálek pro měření. Na obou koncích kanálku je vsunuta dutá jehla o průměru velikosti kanálku utěsněna teflonovou páskou na jejíž koncích je závit pro připojení spojovací hadičky.



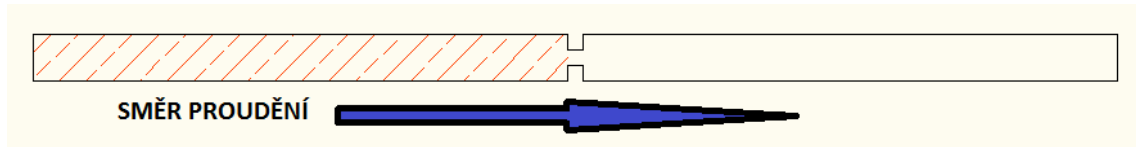
Obr. 28: Návrh vzorku č. 1.



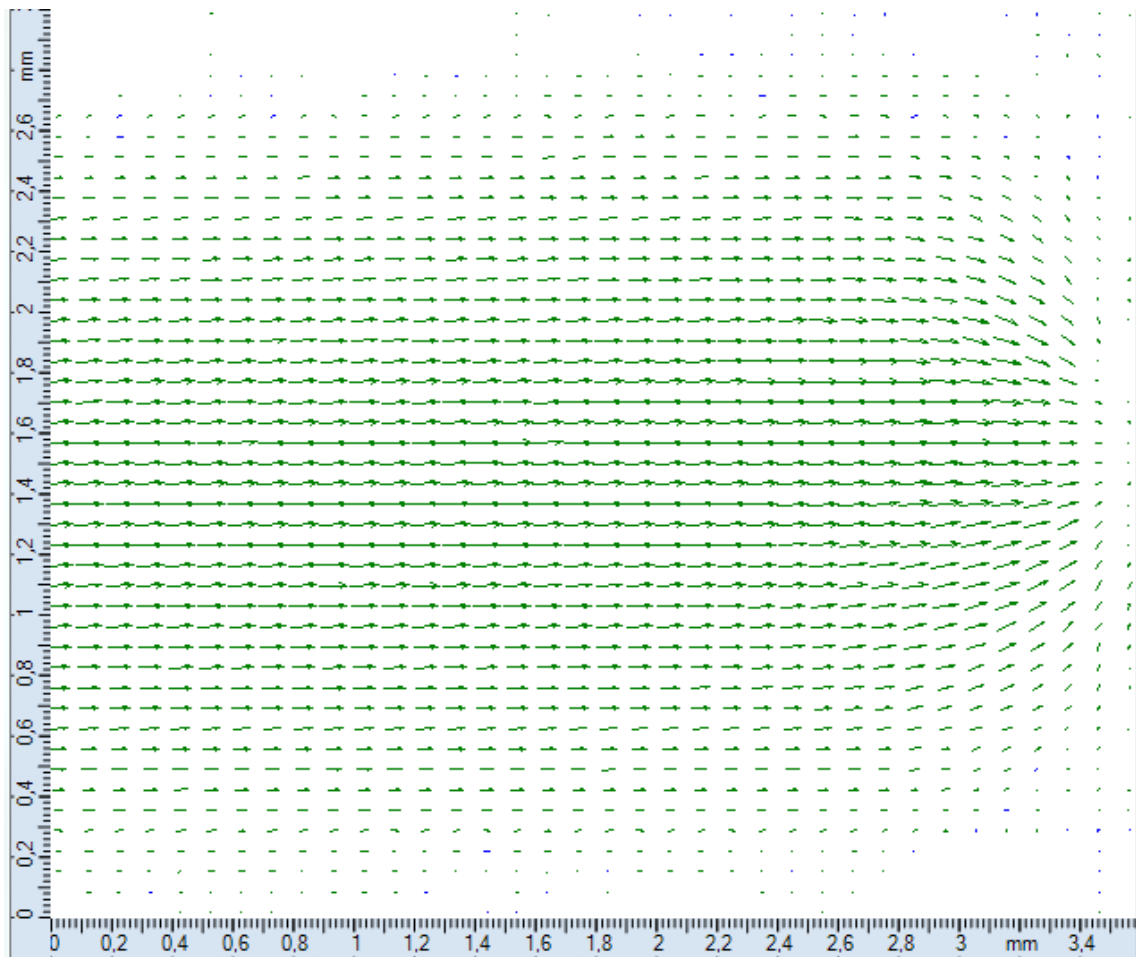
Obr. 29: Vzorek 1 připravený k připojení do tratě.

13.1 Vektorové mapy

Pro lepší orientaci ve výsledcích reprezentuje vyšrafovaná část na obr. 30 oblast měření před zúžením.

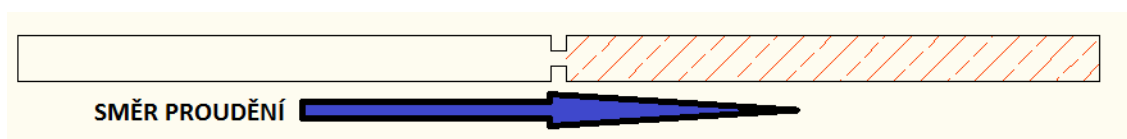


Obr. 30: Oblast měření před zúžením.

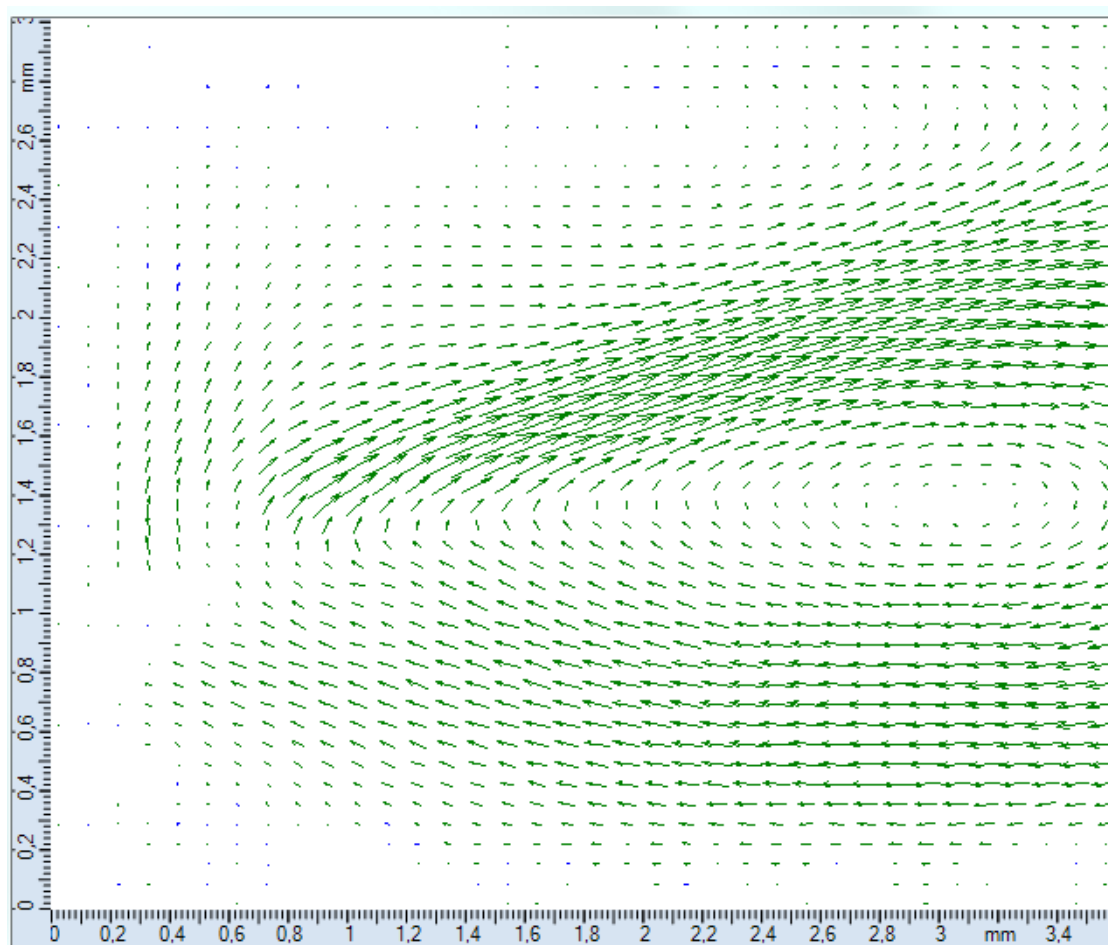


Obr. 31: Vektorová mapa ukazující situaci před zúžením vzorku 1.

V tomto případě reprezentuje vyšrafovaná část obr. 32 oblast za zúžením.

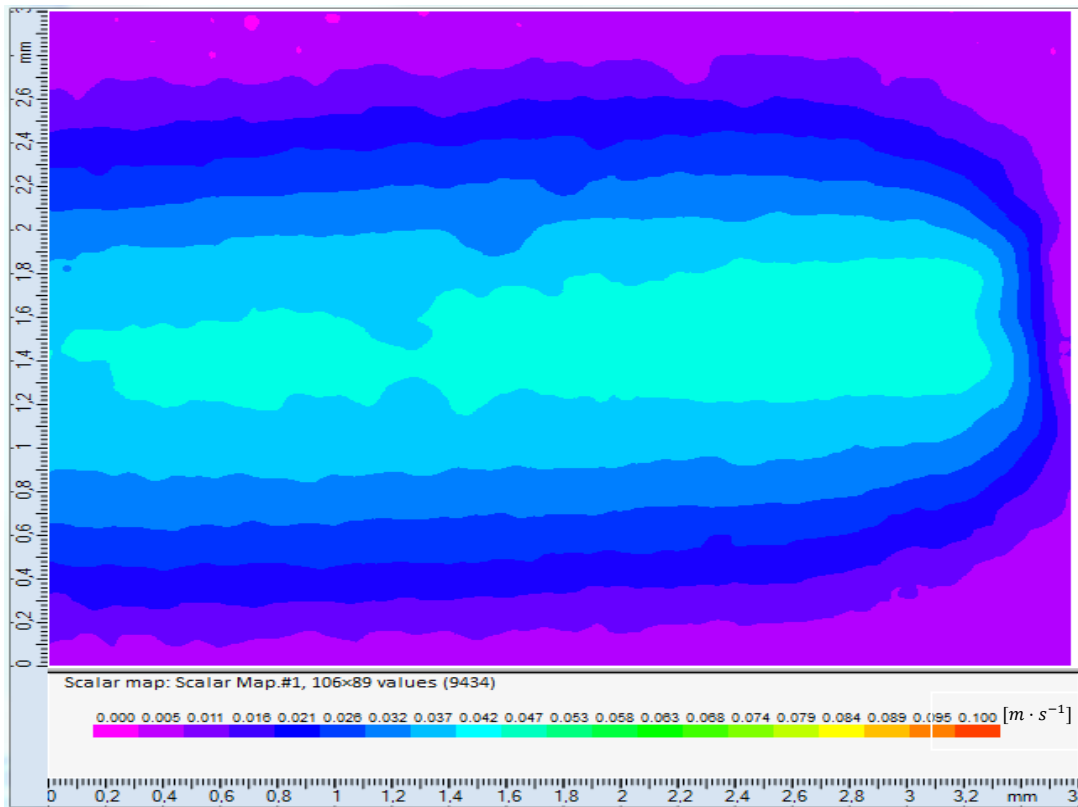


Obr. 32: Oblast měření za zúžením.

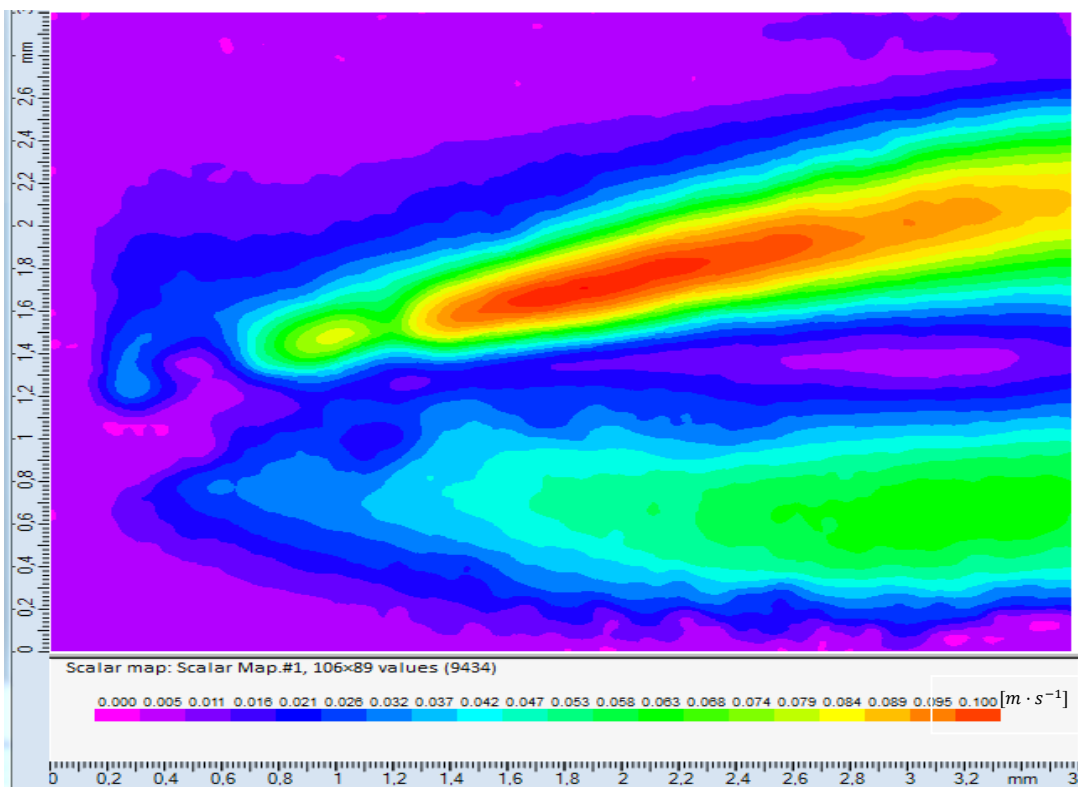


Obr. 33: Vektorová mapa ukazující situaci za zúžením vzorku 1.

13.2 Skalární mapy

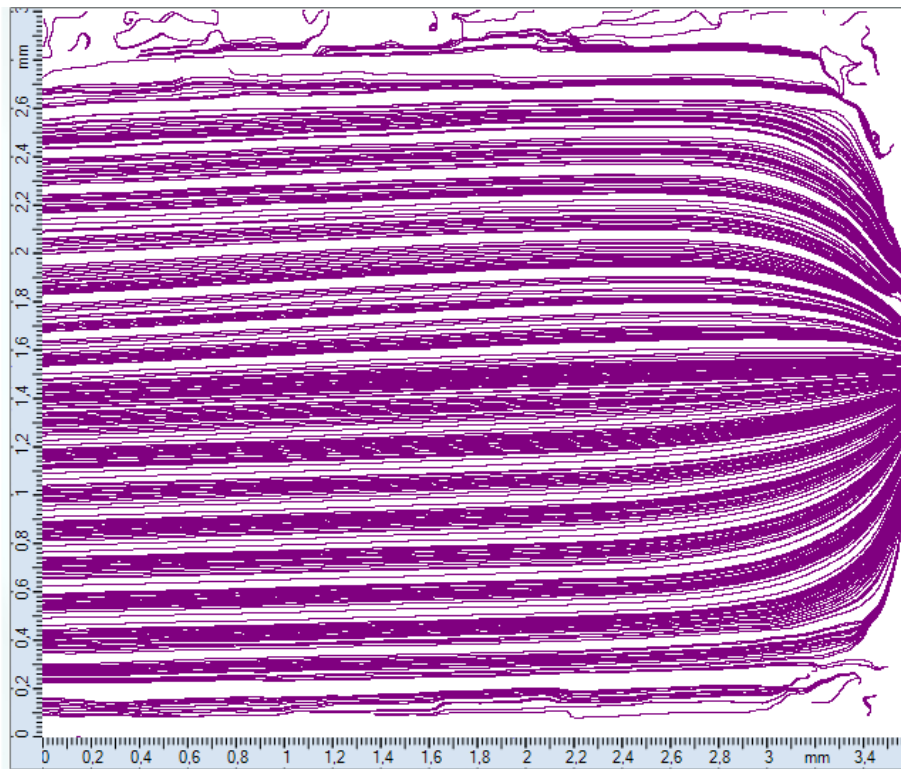


Obr. 34: Skalární mapa před zúžením vzorku 1.

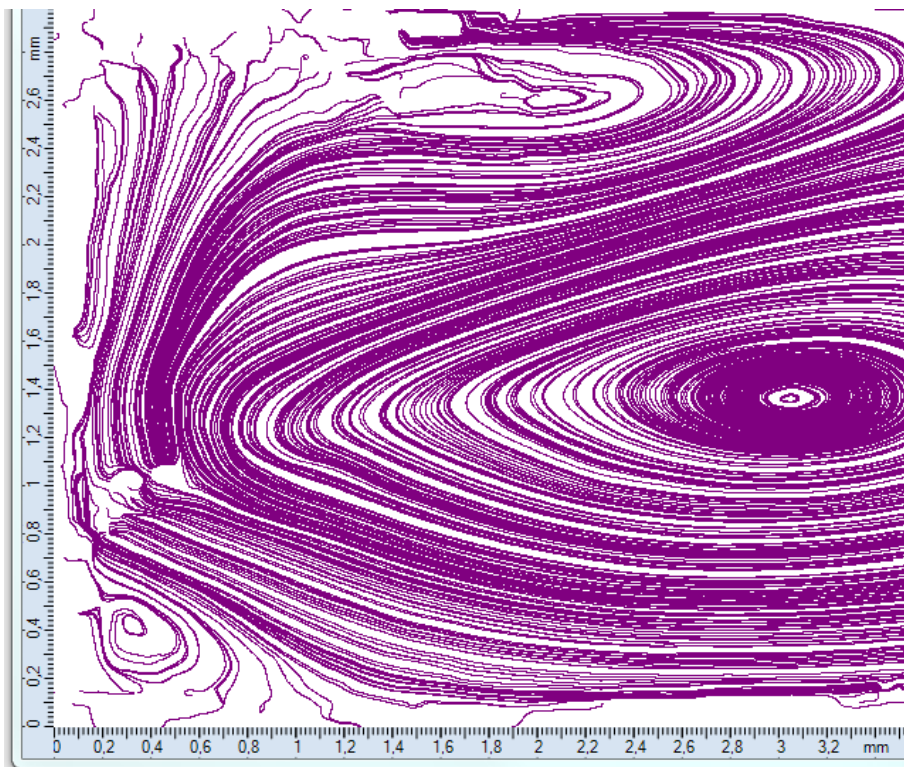


Obr. 35: Skalární mapa před zúžením vzorku 1.

13.3 Proudnice



Obr. 36: Proudnice před zúžením vzorku 1.



Obr. 37: Proudnice za zúžením vzorku 1.

13.4 Výpočet maximálního průtoku

$$Q_m = S \cdot v_m \text{ [m}^3 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$$

$$S = \pi \cdot r^2 \text{ [m}^2\text{]}$$

$$S = \pi \cdot 0,0015^2 = 7,065 \cdot 10^{-6} \text{ [m}^2\text{]}$$

$$Q_m = 7,0652 \cdot 10^{-6} \cdot 0,1 = 7,065 \cdot 10^{-7} \text{ [m}^3 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$$

13.5 Analýza proudění

13.5.1 Situace před zúžením

Na obr. 34 je vidět konstantní rychlostní profil s nejvyššími rychlostmi u středu kanálku, směrem k okrajům se rychlost snižuje. Situace se nijak dramaticky nemění ani na začátku zúžení. Při pohledu na obr. 36 je patrné, že se jedná o laminární proudění bez parazitních vírů.

13.5.2 Situace za zúžením

13.5.2.1 Vektorová mapa

Vektorová mapa na obr. 33 nám ukazuje vzniklé vírové struktury na konci zúžení vzorku č. 1. Tyto struktury začínají být patrné od vzdálenosti 0,5 mm od konce zúžení. Podle orientace šipek si můžeme všimnout, že při spodním okraji trubice je směr proudu opačný. O vírových strukturách tak nemůže být pochyb.

13.5.2.2 Skalární mapa

Na obr. 35 je zobrazen rychlostní profil proudů za zúžením vzorku č. 1. Z tohoto obrázku můžeme usoudit, že proudové pole je co se týče rychlostí v celém sledovaném úseku nekonstantní. Jak je na první pohled patrné, původní proud je zde rozdělen na dvě větve. V horní větvi jsou rychlosti přibližně 2x vyšší než v té spodní. Je zajímavé pozorovat, že nejnižší rychlosti jsou u středu kanálku, což je v přímém rozporu s výsledky z matematické simulace, které se věnují pozdější kapitoly této práce.

13.5.2.3 Proudnice

Obr. 37 zobrazuje situaci za zúžením z hlediska proudnic. Jak je vidět u tohoto zobrazení se nám objevili i další víry, které na předešlých obrázcích nebyly zcela patrné. Turbulentní proudění znamená, že sledované částice vykonávají při proudění kromě posouvání i složitý vlastní pohyb, který vede ke vzniku vírů. Rychlosti se nepravidelně mění tzn. částice nemají ve všech místech neměnnou rychlost a proudění není stacionární.

13.6 Vyhodnocení proudění vzorku č. 1

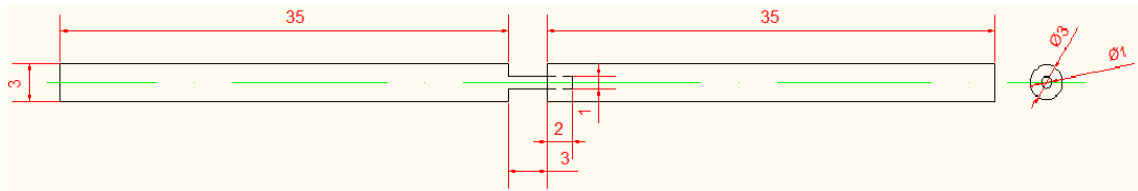
Pro správné umístění tlakových senzorů před a za clonku bylo nutné vybrat takové místo uvnitř kanálku, kde se nebudou vyskytovat vírové struktury a proudění bude laminární.

U vzorku č. 1 je možné nejlépe vidět laminární proudění na obr. 36. Při pohybu částic ve vzájemně rovnoběžných vrstvách je možné připojit senzor co možná nejbližší zúžení. V našem případě se zdá 1 mm vzdálenost od začátku zúžení jako ideální. Z obr. 34 můžeme nejlépe určit umístění senzoru ve svislé ose. Rychlostní profil proudového pole se zdá být nejvíce konstantní v oblasti okolo 1,5 mm od spodní hrany kanálku. Při dodržení těchto vzdáleností by měl první senzor poskytovat validní výsledky měřeného tlaku.

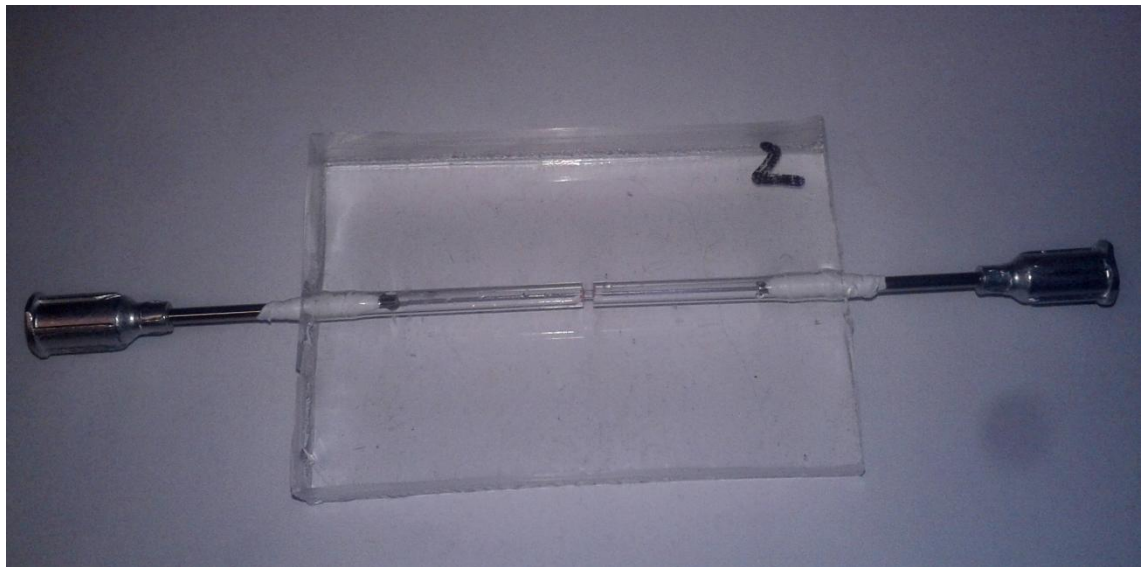
Situace za zúžením vzorku č. 1 je daleko složitější. Po celé sledované oblasti kanálku za zúžením se vyskytují vírové struktury, které znemožňují umístění senzoru bezprostředně za toto zúžení. Z našich výsledků tudíž nelze jednoznačně určit umístění 2. senzoru. Pro přesné určení umístění 2. senzoru by bylo nutné nasnímat delší oblast proudění za zúžením a určit tak místo bez turbulentního proudění.

14 Vzorek 2

Vzorek 2 se oproti vzorku 1 liší v šířce zúžení. Jak je patrné z obr. 38, činí šířka zúžení 3mm.

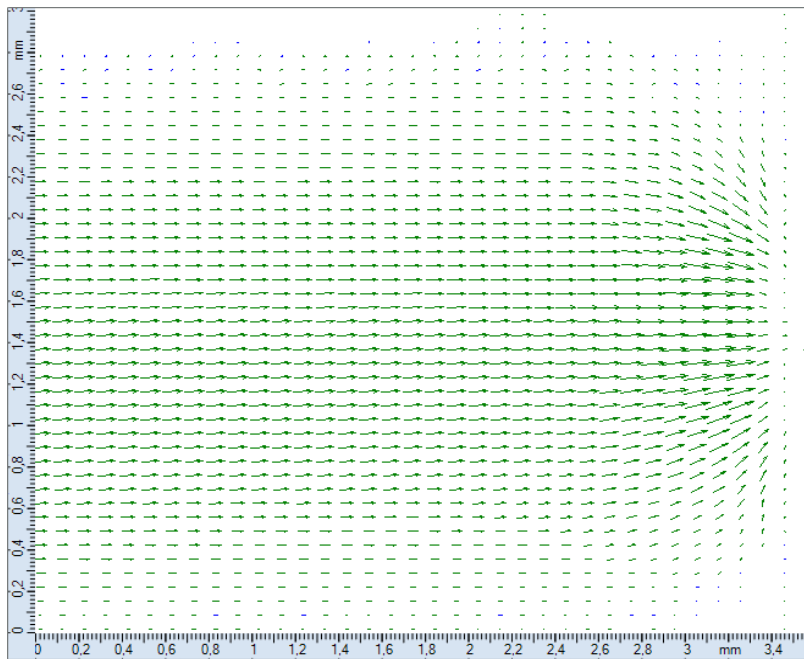


Obr.38.:Návrh vzorku č. 2.

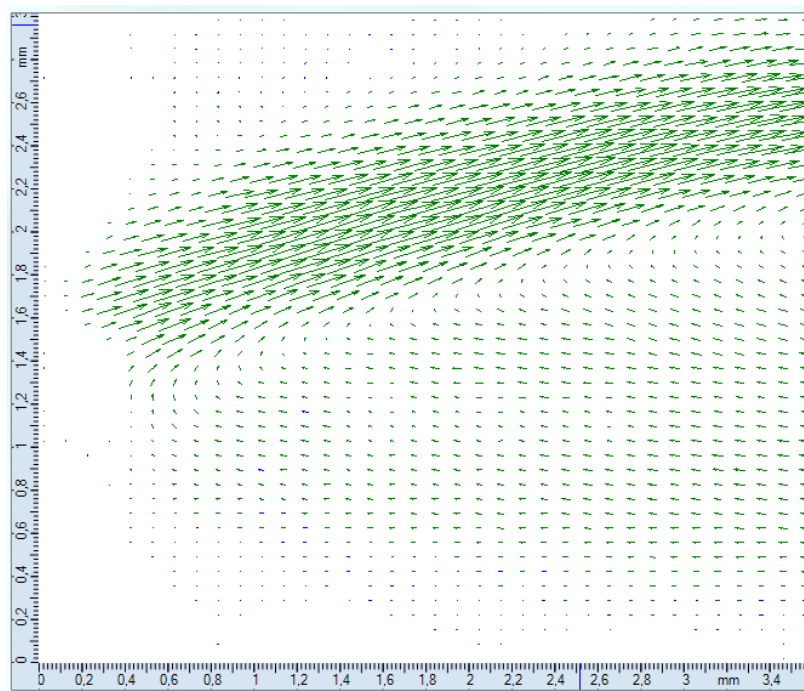


Obr.39: Vzorek 2 připravený k připojení do tratě.

14.1 Vektorové mapy

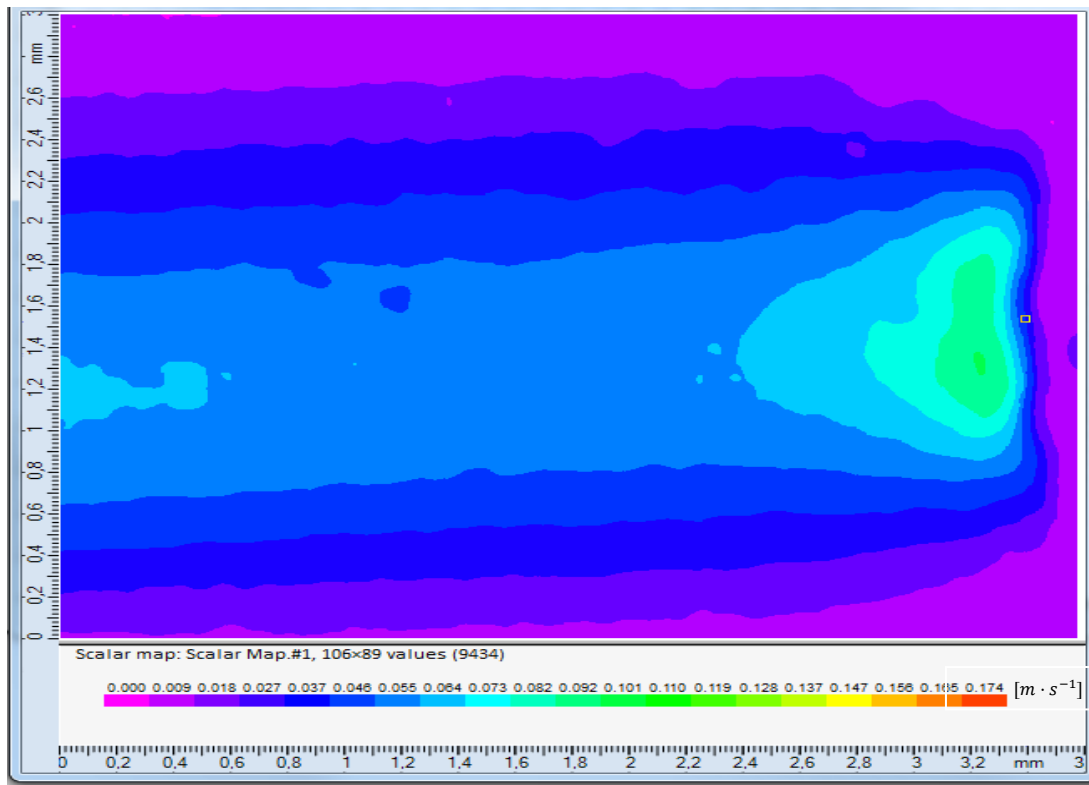


Obr. 40: Vektorová mapa před zúžením vzorku 2.

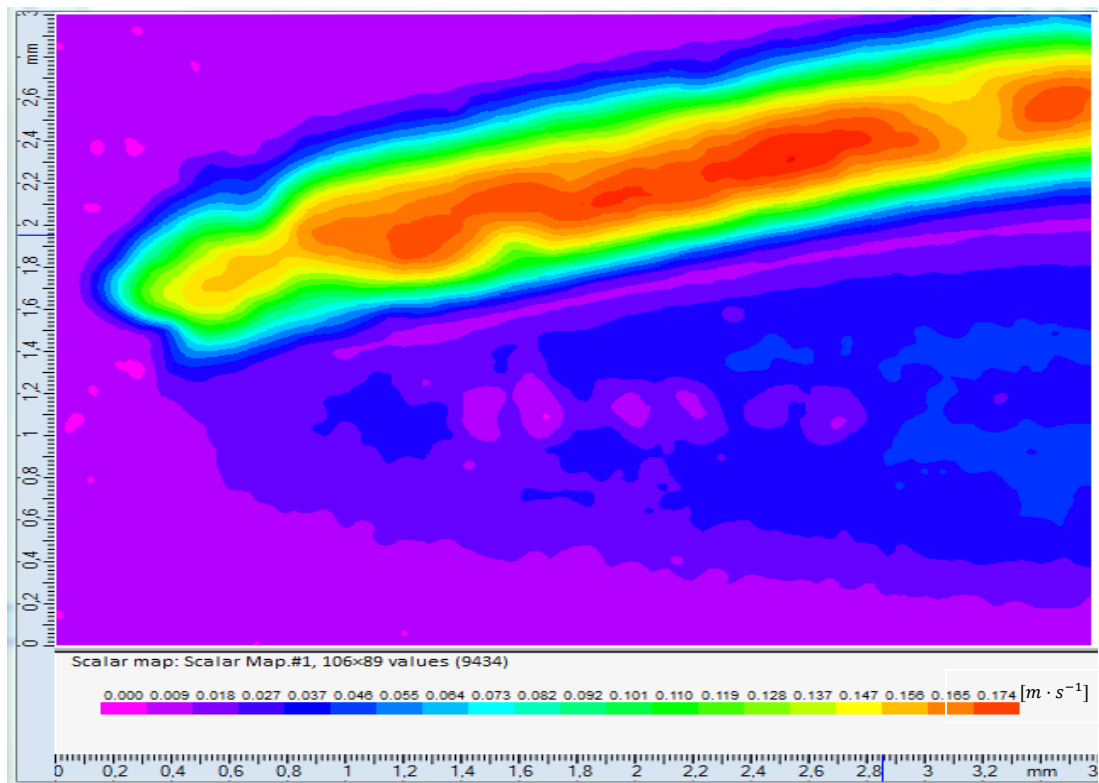


Obr. 41: Vektorová mapa za zúžením vzorku 2.

14.2 Skalární mapy

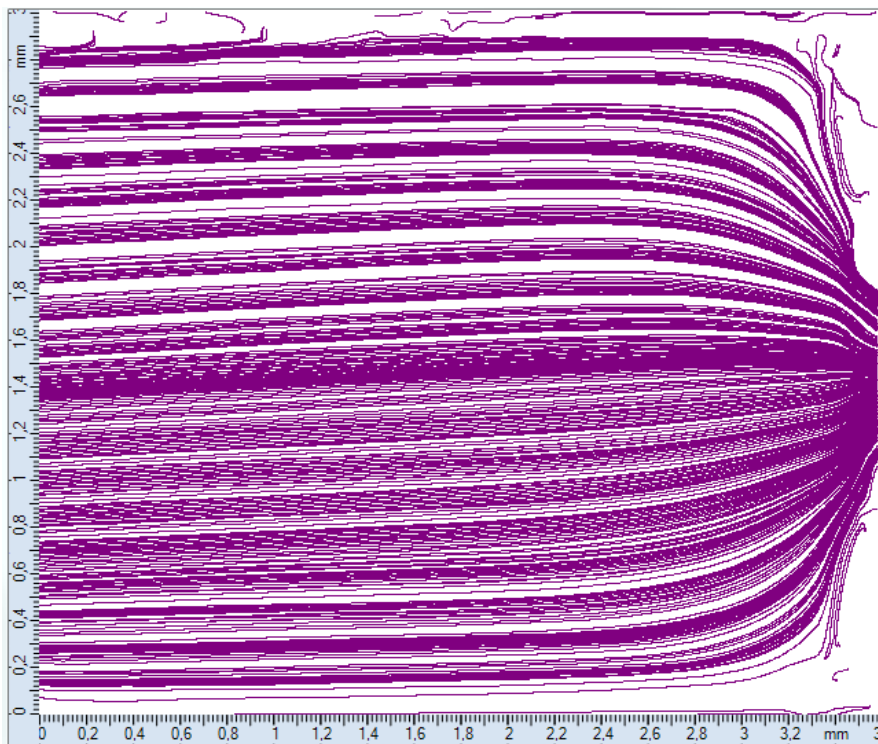


Obr. 42: Skalární mapa před zúžením vzorku 2.

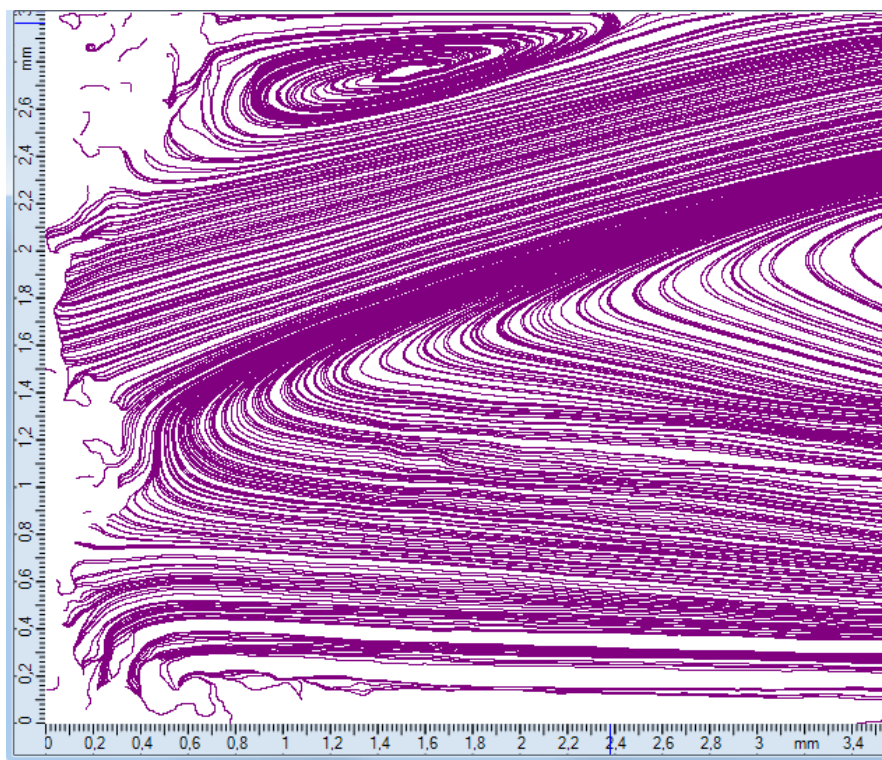


Obr. 43: Skalární mapa za zúžením vzorku 2.

14.3 Proudnice



Obr. 44: Proudnice před zúžením vzorku 2.



Obr. 45: Proudnice za zúžením vzorku 2.

14.4 Výpočet maximálního průtoku

$$Q_m = S \cdot v_m \text{ [m}^3 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$$

$$S = \pi \cdot r^2 \text{ [m}^2\text{]}$$

$$S = \pi \cdot 0,0015^2 = 7,065 \cdot 10^{-6} \text{ [m}^2\text{]}$$

$$Q_m = 7,065 \cdot 10^{-6} \cdot 0,174 = 1,23 \cdot 10^{-6} \text{ [m}^3 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$$

14.5 Analýza proudění vzorku č. 2

14.5.1 Situace před zúžením

Rychlost proudění před zúžení je podobná jako u vzorku 1, čili rychlost klesá se vzdáleností od středu s tím rozdílem, že 1 mm od začátku zúžení se rychlost zdvojnásobí.

14.5.2 Situace za zúžením

14.5.2.1 Vektorová mapa

Na obr. 41 je vidět vektorová mapa zobrazující situaci za zúžením vzorku č. 2. Už z této vektorové mapy je jasně viditelný zhruba 0,9 mm široký pruh výrazně rychlejšího proudění. Ve spodní polovině kanálku je patrný opačně orientovaný proud směřující proti proudu v okruhu, tudíž i zde můžeme potvrdit výskyt turbulentního proudění.

14.5.2.2 Skalární mapy

Skalární mapa na obr. 43 nám potvrzuje domněnky z výsledků vektorových map. Nejvyšší rychlosti se tu vyskytují u horního okraje kanálku. Maximální průtok zde činí $1,23 \cdot 10^{-6} \text{ [m}^3 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$ což je o $5,235 \cdot 10^{-7} \text{ [m}^3 \cdot \text{s}^{-1}\text{]}$ vyšší hodnota objemového průtoku než u vzorku č. 1. Tento rozdíl rychlostí je pravděpodobně způsoben delším zúžením, kde tekutina proudí v užších místech rychleji než-li v těch širších. U středu kanálku jsou rychlosti opět blízké nule.

14.5.2.3 Proudnice

Zobrazené proudnice na obr. 45 nám pomáhají lépe si představit turbulentní jevy na konci zúžení vzorku č. 2. Je zde patrný velký vír, který zabírá v podstatě celou sledovanou oblast, tak i jeden menší vír u horního okraje kanálku.

14.6 Vyhodnocení proudění vzorku č. 2

Při pohledu na obr. 44 se zdá být situace stejná jako u vzorku č.1, tyto dva vzorky se však nepatrně liší v rychlostech před zúžením. U vzorku č. 2 se rychlost proudění na zhruba 1 mm před zúžením zdvojnásobí. Z tohoto důvodu je vhodné zapojit 1. senzor minimálně 1mm před zúžením. Co se týče vertikální osy je z obr. 42 vidět, že proudové pole je konstantní od 0,7 mm do 1,7 mm od spodního okraje kanálku v tomto rozmezí je tedy vhodné umístit 1. senzor pro snímání tlaku.

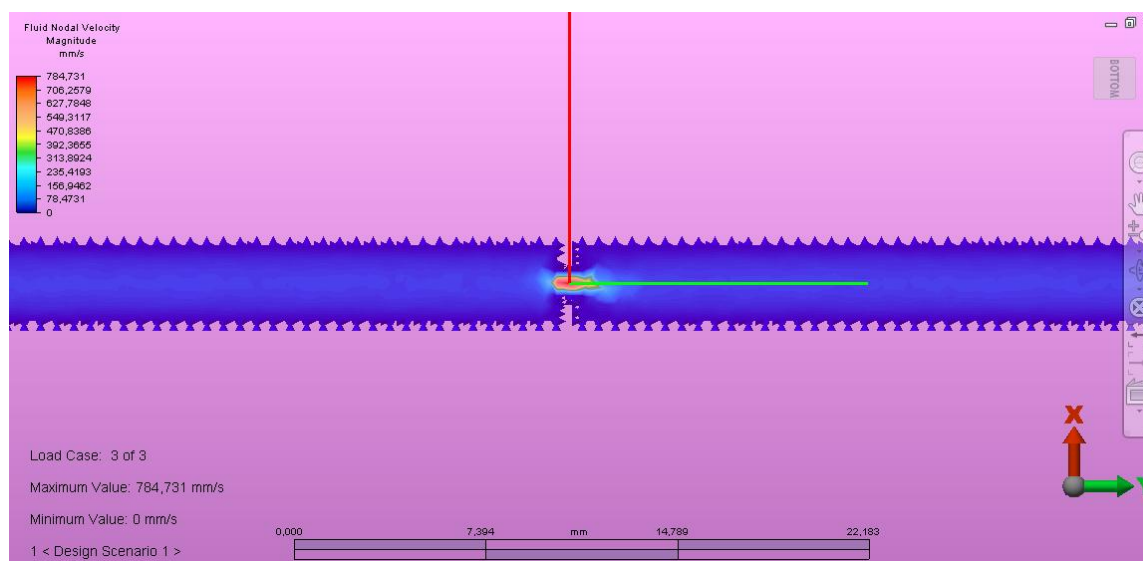
Situace za zúžením vzorku č. 2 se nijak zásadně neliší od situace za zúžením vzorku č. 1. I zde se vyskytují vírové struktury, které znemožňují umístění senzoru bezprostředně za zúžení. Pro určení vzdálenosti od konce zúžení je tedy i v tomto případě nutné nasnímat delší oblast a zjistit tak přesné místo v kanálku s konstantním proudovým polem.

15 Porovnání s matematickým modelem

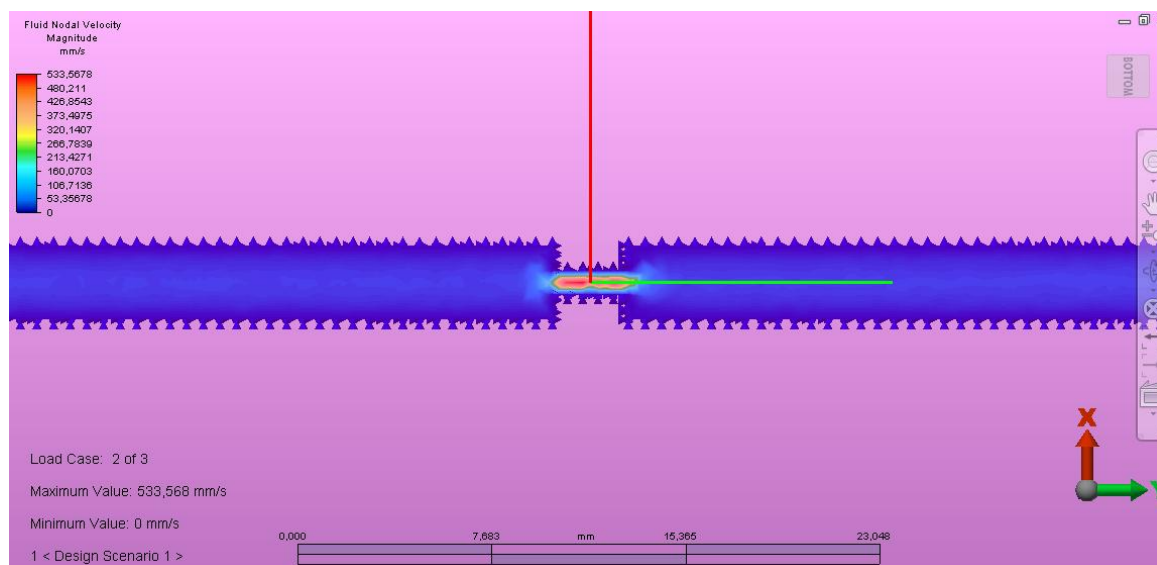
Souběžně s naším experimentem prováděla Veronika Lamačová experimentální práci zabývající se matematickou simulací průtoku v diferenční cloně. V této práci Veronika využila stejných rozměrů diferenční clony pro možné srovnání s našimi výsledky.

15.1 Výsledky matematické simulace

Pro lepší názornost jsem převzal některé obrázky z práce Veroniky.



Obr. 48: Clona 1 mm



Obr. 49: Clona 3 mm

Bohužel přímé srovnání se ukázalo být jako složité, práce Veroniky se zabývala v první řadě prouděním uvnitř zúžení, kdežto tato práce se zabývá prouděním bezprostředně před a za zúžením.

Z uvedených obrázků však i tak můžeme vidět některé odlišnosti oproti našemu experimentu. Nejvíce patrný rozdíl je v absenci vírových jevů na konci zúžení u obou testovaných vzorků. Dále si můžeme všimnout, že rychlosti změřené matematickou simulací jsou několikanásobně vyšší, než hodnoty rychlostí změřené v našem experimentu. Situace před zúžením se zdá být shodná se situací u námi změřených vzorků. Situace za zúžením se však od našeho experimentu výrazně liší. Nejvyšší rychlosti za zúžením u matematického modelu se nachází ve středu kanálku, oproti tomu námi testované vzorky vykazovaly asymetrický rychlostní profil a rychlosti změřené u středu kanálku za zúžením se blížily nule. Tyto odlišnosti můžeme přisuzovat tomu, že kapalina v milimetrových kanálcích se nechová stejně jako tradiční newtonovská kapalina a možným konstrukčním nedostatkům námi testované clonky.

16 Závěr

Tato práce se zabývá vyhodnocením proudění v segmentu pro měření objemu vzduchu metodou μ PIV. Pro pochopení vlastního dýchání je na začátku práce kapitola o funkci plic, která shrnuje základní principy proudění vzduchu v plicích. K seznámení s problematikou umělé plicní ventilace byly do teoretické části této bakalářské práce zařazeny poznatky o mechanizmech výměny plynů při umělé plicní ventilaci a typy monitoringu dechových objemů. Značná část práce se také věnuje vizualizaci proudění zavedením částic do tekutiny tzv. metodou PIV. Ve druhé části práce je popsána výroba master modelu, podle kterého byla vytvořena i výsledná clona pro měření proudů. Hlavní cílem práce bylo zjistit jaká situace vznikne bezprostředně před a za clonou vzhledem k rychlostním profilům a orientacím proudových polí. Tato informace je klíčová pro správné vyhodnocení dechových objemů tlakovými senzory.

Výsledný segment pro měření jsme získali odlitím tzv. master modelu. Vzhledem k tomu, že výroba master modelu je technologicky náročná, byl vyroben podle přesně daných parametrů externí firmou. Na odlitek master modelu byla použita látka zvaná PDMS nebo-li polydimethylsiloxan. Jelikož je tato látka čirá a neporézní, poskytla nám po vytvrzení a vyjmutí master modelu ideální možnost pro měření metodou μ PIV.

Pro porovnání jsme odlili dvě clony s různou šířkou zúžení (1mm, 3mm). Jednotlivé clony byly umístěny do okruhu s proudící destilovanou obohacenou o sytící částice. U takto zapojených clon jsme mohli provést měření vlastností proudového pole metodou μ PIV. Naměřené hodnoty jsme pak zpracovali programem DynamicStudio. Jako výstup z tohoto programu nám posloužili vektorové mapy, skalární mapy a vizualizace proudění pomocí proudnic (obr. 31, obr. 33-37 a obr. 40-45). Všechny tyto vizualizace jsme měřili v bezprostřední vzdálenosti (0-3,5 mm) od začátku a od konce zúžení.

Výsledné proudění se před vstupem do zúžení ukázalo jako konstantní a s připojením senzoru by tak neměl být nejmenší problém. Situaci za zúžením doprovázely u obou námi testovaných clon vírové jevy, proto nebylo možné z našich výsledků přesně určit umístění senzoru za zúžením. K takovému určení by bylo zapotřebí

změřit daleko delší část kanálku za zúžením a najít tam oblast, kde je proudové pole stabilní a ustálené.

Součástí práce bylo také srovnání námi naměřených dat s daty matematické simulace proudění při stejných rozměrech clon. Bohužel přímé srovnání není možné, protože práce zkoumající matematickou simulaci se zabývala spíše prouděním uvnitř zúžení, kdežto tato práce se věnuje proudění bezprostředně před a za zúžením. Rozdílné jsou i rychlosti proudění. U matematického modelu dosahuje rychlost proudění daleko vyšších hodnot než v případě našeho experimentu. Rychlostní profil před zúžením odpovídá rychlostnímu profilu změřenému v našem experimentu, avšak rychlostní profil za zúžením se už liší zásadně. V případě matematické simulace proudění nebyly patrné žádné vírové struktury, oproti tomu u námi změřeného proudění v clonách byly patrné u obou vzorků. Tyto odlišnosti můžeme přisuzovat tomu, že matematická simulace počítá pouze s ideální newtonovskou kapalinou, která je charakterizována přímou úměrností rychlosti deformace a napětí. Naše kapalina se v milimetrových kanálcích tak pravděpodobně nechová a tudíž i námi změřené výsledky jsou oproti těm simulovaným rozdílné.

Z výpočtů rychlostního pole matematické simulace však lze usuzovat očekávané tlakové změny. Znalost rozsahu tlakových změn umožní vhodný výběr měřáků diferenciálního tlaku. Na ověřené výsledky matematické simulace lze dále navázat optimalizovaným modelem clonky a návrhem složitějších systémů pro sledování ventilace.

Bibliografické citace

- [1] Ferguson, N. D., Frutos-Vivar, F., Esteban, A.: Airway Pressures, Tidal Volumes, and Mortality in Patients With Acute Respiratory Distress Syndrome. *Crit Care Med* 33(1): 21–30, Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [2] Páchl, J., Roubík, K.: *Základy anesteziologie a resuscitační péče dospělých i dětí*. 1.vyd. Praha: Karolinum, 2003. 374 s. ISBN 80-246-0479-5.
- [3] ROUBÍK, Karel. *Nekonvenční režimy umělé plicní ventilace*. Kladno, 2006. Docentská habilitační práce. ČVUT.
- [4] DOSTÁL, Pavel a kol. *Základy umělé plicní ventilace*. 2. rozšíř. vyd. Praha: Maxdorf, 2005. 292s. ISBN 80-7345-059-3.
- [5] ZÁBRODSKÝ, Vladimír. Nekonvenční umělá plicní ventilace. In: *Zdravotnictví medicína* [online]. 2004 [cit. 2014-02-05]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/nekonvencni-umela-plicni-ventilace-158597>
- [6] VALIŠOVÁ, K.: *Vizualizační výzkum proudění v modelu plic*. [Výzkumná zpráva]. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta strojního inženýrství, Praha, 2003.
- [7] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. přepr. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5
- [8] *Neonatology: management, procedures, on-call problems, diseases, and drugs*. 7th ed. Editor Tricia Lacy Gomella. New York: McGraw-Hill Medical, c2013, xxii, 1113 s., [4] s. obr. příl. ISBN 978-0-07-176801-6.
- [9] Target Ranges of Oxygen Saturation in Extremely Preterm Infants. *The new england journal of medicine* [online]. 2010 [cit. 2014-02-02]. Dostupné z: <http://www.nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMoa0911781#t=articleMethods>
- [10] *Poskytování umělé plicní ventilace v domácím prostředí*. Brno, 2006. Bakalářská práce. Masarykova universita. Vedoucí práce Doc. PhDr. Miroslava Kyasová, Ph.D.

- [11] Senzor průtoku pro vysokofrekvenční tryskovou ventilaci. Kladno, 2013. Bakalářská práce. ČVUT
- [12] Infračervená světelná závora. *Produkt info* [online]. 2005 [cit. 2014-04-29]. Dostupné z: http://www.produktinfo.conrad.com/datenblaetter/175000-199999/191710-an-01-sk-Ir_svetelna_zavora.pdf
- [13] Methods for Measuring Spirometry. *Spirometry* [online]. 2010 [cit. 2014-02-01]. Dostupné z: <http://www.spirometry.guru/methods.html#fil>
- [14] ĎAĎO, Stanislav, Ludvík BEJČEK a Antonín PLATIL. Měření průtoku a výšky hladiny. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005, 447 s. ISBN 80-730-0156-X.
- [15] Lilly type pneumotachometer. *Become an Expert in Spirometry* [online]. 1995 [cit. 2014-04-01]. Dostupné z: <http://www.spirxpert.com/technical3.htm>
- [16] PROKOPOVÁ, Irena. *Makromolekulární chemie*. Vyd. 2., přeprac. Praha: Vydavatelství VŠCHT, 2007, 207 s. ISBN 978-807-0806-623.
- [17] Blooming and anti-blooming In: *Andor* [online]. 2007 [cit. 2014-02-07]. Dostupné z: <http://www.andor.com/learning-academy/ccd-blooming-and-anti-blooming-the-principle-of-blooming>
- [18] KOPECKÝ, Václav. *Laserové anemometrie*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2006, 186 s. ISBN 80-708-3945-7
- [19] GOLDSTEIN, David. Inverted Microscopes. In: *Microscopy-UK* [online]. 1998 [cit. 2014-02-20]. Dostupné z: <http://microscopy-uk.org.uk/mag/indexmag.html?http://microscopy-uk.org.uk/mag/artjul98/invert.html>
- [20] Inverted Microscopes. *Microscopy - UK* [online]. 1998 [cit. 2014-04-29]. Dostupné z: <http://microscopy-uk.org.uk/mag/indexmag.html?http://microscopy-uk.org.uk/mag/artjul98/invert.html>
- [21] RAFFEL, M. *Particle image velocimetry: a practical guide*. 2nd ed. Berlin: Springer, 2007, xx, 448 s. ISBN 978-3-540-72307-3.
- [22] LOUTOCKÝ, Petr. *Moderní laserové metody měření rychlosti proudění* [online]. Brno, 2011 [cit. 2014-02-24]. Dostupné z:

https://dspace.vutbr.cz/xmlui/bitstream/handle/11012/17797/bp_loutocky_e.pdf?sequence=1. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně.