

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA STROJNÍ
Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky

3D PIV Měření v modelu aneurysmatu

3D PIV Measurements of the Aneurysm Model

Bakalářská práce



Autor: Filip Trnka
Vedoucí práce: Ing. Hana Netěšská, Ph.D.

Praha 2018

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Trnka** Jméno: **Filip** Osobní číslo: **457516**
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**
Zadávající katedra/ústav: **Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky**
Studijní program: **Teoretický základ strojního inženýrství**
Studijní obor: **bez oboru**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

3D PIV měření v modelu aneurysmatu

Název bakalářské práce anglicky:

3D PIV Measurements of the Aneurysm Model

Pokyny pro vypracování:

1. Navrhněte a vyrobte model aneurysma pro měření metodou 3D PIV. Model navrhněte s ohledem na kvalitní optické vlastnosti.
 2. Sestavte experimentální trať, na které bude možné měřit rychlostní pole pomocí metody 3D PIV.
 3. Proveďte kalibraci a testovací měření.
 4. Výsledky zhodnoťte s ohledem na míru optické deformace.
- Rozsah práce: cca 30 stran včetně příloh.

Seznam doporučené literatury:

Clayton, T.C. et al.: Engineering Fluid mechanics, 8th Edition, 2006

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Hana Netřebská, Ph.D., 12112

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

doc. Ing. Jiří Polanský, Ph.D., 12112

Datum zadání bakalářské práce: **30.04.2018**

Termín odevzdání bakalářské práce: **10.08.2018**

Platnost zadání bakalářské práce: **29.04.2019**

Ing. Hana Netřebská, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

prof. Ing. Jiří Nožička, CSc.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Anotací list

| | |
|---------------------------|---|
| Autor: | Filip Trnka |
| Název bakalářské práce: | 3D PIV měření v modelu aneurysmatu |
| Anglický název: | 3D PIV Measurements of the Aneurysm Model |
| Bibliografické údaje: | XX stran, 1 tabulka, 40 obrázků |
| Rok zhotovení: | 2018 |
| Ústav: | U12112 Ústav mechaniky tekutin a termodynamiky, VUT v Praze, Fakulta strojní |
| Vedoucí bakalářské práce: | Ing. Hana Netěbská, Ph.D. |

Anotace: Tato bakalářská práce je zaměřena na návrh, výrobu a kalibraci modelu aneurysmatu pro měření metodou 3D PIV. Na začátku práce je uvedeno shrnutí o aneurysmatech. Následuje návrh experimentálního modelu aneurysmatu a jeho výroba, pro metodu 3D PIV. Dále pak návrh experimentální trati, kalibrace a testovacího měření. V závěru práce jsou shrnuty výsledky testovacího měření.

Klíčová slova: aneurysmatu; 3D PIV

Summary: This bachelor thesis is focused on the design, production and calibration of the aneurysm model for 3D PIV measurements. A summary of aneurysms is given at the beginning of the work. This is followed by an experimental model of aneurysm and its production for the 3D PIV method. Furthermore, design of the experimental track, calibration and test measurement. Results of test measurements are summed up in conclusion.

Key words: Aneurysm, 3D PIV

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem: „3D PIV měření v modelu aneurysmatu“ vypracoval samostatně pod vedením Ing. Hany Netuškové, Ph.D. a použil jsem pouze prameny citované v přiložené bibliografii.

V Praze dne:

Podpis:

Podkování

Na tomto místě bych rád podkoval doc. Ing. Ludmile Novákové, Ph.D. za odborné rady, vedení a ochotu pomoci při řešení experimentální části bakalářské práce.

Dále bych chtěl podkovat Ing. Hanu Netuškové za cenné rady, nekonečnou trpělivost a vedení při dokončení bakalářské práce.

V neposlední řadě bych rád podkoval celé mé rodině za podporu při studiu.

Obsah

| | |
|--------------------------------------|-------|
| Seznam použitých symbol | - 6 - |
| Úvod | - 7 - |
| Motivace | - 7 - |
| Cíle práce | - 7 - |
| Teoretická část | 8 |
| 1. Aneurysma | 8 |
| 1.1 Definice aneurysmat | 9 |
| 1.2 Symptomy aneurysmat | 10 |
| 1.3 Diagnostika aneurysmat | 11 |
| 1.4 Typy léby | 12 |
| 2. Metoda PIV | 14 |
| 2.1 Nezbytné vybavení pro metodu PIV | 14 |
| 2.2 Chyby PIV | 15 |
| 3. Metoda 3D PIV | 16 |
| 3.1 Kalibrace metody 3D PIV | 16 |
| Experimentální část | 17 |
| 4. Model pro měření metodou 3D PIV | 17 |
| 4.1 Návrh modelu | 18 |
| 4.2 Výroba modelu | 21 |
| 4.3 Experimentální tra | 24 |
| 4.4 Kalibrace měření 3D PIV | 25 |
| 4.5 Testovací měření | 27 |
| 4.6 Vyhodnocení testovacího měření | 28 |
| Závěr | 32 |
| Seznam použité literatury | 33 |
| Seznam obrázků | 35 |
| Seznam příloh | 36 |

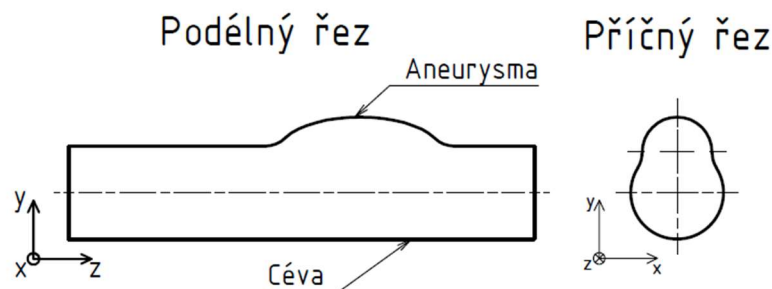
Seznam použitých symbol

| | | |
|---------|-------|-------------------------------|
| d | [m] | pr m r |
| c | [m/s] | st ední rychlost podle objemu |
| t | [s] | as |
| t | [s] | zm na asu |
| r | [m] | zm na polohy |
| U | [m/s] | rychlost ve sm ru osy x |
| V | [m/s] | rychlost ve sm ru osy y |
| W | [m/s] | rychlost ve sm ru osy z |
| X, Y, Z | [m] | sou adnice |

Úvod

Motivace

V dnešní době je aneurysma velmi rozšířenou vadou lidských cév. „Výdušná aorta se vyskytuje u 5 až 7 procent populace přes 60 let. Přibližně 1 člověk z 250 ve věku nad 50 let může zemřít na prasklou výdušinu.“ [1] Je velmi důležité zabývat se touto vadou dříve, než dojde k prasknutí. Pro efektivnější práci lékaře, je proto podstatné vědět, jak proudění v aneurysmatu ovlivňuje jeho další vývoj. Metoda PIV (Particle Image Velocimetry) je schopna velmi dobře zmapovat proudová pole pomocí sledování značkových částic rozptýlených v pracovním mediu. Pro měření modelu výdut by bylo možné bez velkých obtíží změřit proudové pole v podélném řezu, ale s většími problémy v řezu příčném (viz Obrázek 1). Proto je pro příčný řez vhodnější použít metodu SPIV (Stereo Particle Image Velocimetry), která je založena na stejném principu jako metoda PIV. [1]



Obrázek 1 - Schéma cévy

Cíle práce

Bakalářská práce se zabývá měřením metodou 3D PIV ve vyrobeném modelu aneurysmatu, a to především v několika bodech:

Návrh a výroba opticky vhodného modelu pro metodu 3D PIV.

Sestavení experimentální trasy, na které bude měřeno stacionární rychlostní pole v modelu aneurysmatu.

Provedení kalibrace pro metodu 3D PIV a následné testovací měření, pro ověření optických vlastností a správnosti kalibrace.

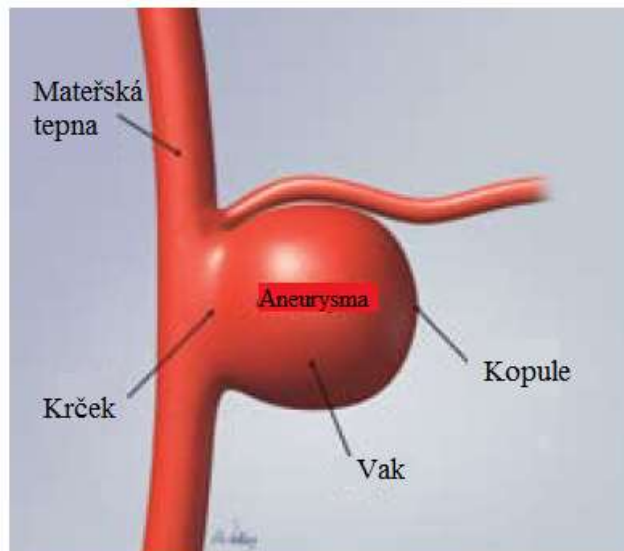
Následné vyhodnocení naměřených dat s ohledem na optické deformace v modelu.

Teoretická část

1. Aneurysma

Aneurysma je zaoblená výduť na cévách, ve většině případů na tepnách. Tyto výduť se nejčastěji vyskytují v oblasti břišního a hrudního úseku aorty, anebo na cévách v mozku. K prvnímu stadiu vzniku aneurysmat, kdy se stěna cévy začne vydouvat vně, dochází v místech zeslabení cévní stěny při působení tlaku krve blízkého se systolickým hodnotám. Poté dochází k dalšímu zvětšování aneurysmat vlivem proudění krve. [1]

Ke vzniku aneurysmatu přispívá několik faktorů například genetická predispozice, vysoký krevní tlak, porucha renálních funkcí (které mimo jiné pomáhají hormonálně regulovat vysoký krevní tlak). Dalšími významnými faktory jsou životní styl, do kterého lze zahrnout kouření a faktory, které nelze ovlivnit, jako věk a pohlaví. U starších lidí dochází k zeslabení cév vlivem věku, proto jsou náchylnější na vznik výdutí, zároveň mají muži až čtyřikrát vyšší pravděpodobnost, že se u nich aneurysma objeví. Ojedinelé mohou také aneurysmata vznikat v důsledku infekce cév, traumatického poškození nebo onemocněním fibromuskulární dysplazií. V případě mozkových aneurysmat zvyšuje jejich výskyt předcházející užívání drog, které mají za následek poškození cév (např. amfetaminy, kokain) nebo poranění hlavy. [2], [3]



Obrázek 2 - Popis aneurysmatu (Kulovité aneurysma s širokým krčkem)
– převzato a upraveno [3]

1.1 D lení aneurysmat

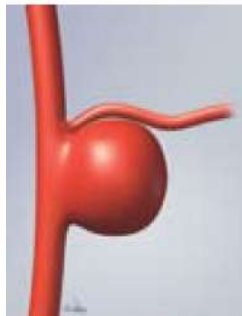
Aneurysma m že být rozd leno nejen podle výskytu, ale i podle tvaru. Vznikají nej ast ji v místech v tvení cév. Lé ebné postupy se poté liší v závislosti na velikosti a umíst ní aneurysmatu.

Kulovité aneurysma (také nazývané bobule) – vystupuje zcévy pouze jedním sm rem a má, jak už název napovídá, kulovitý tvar[3]



Obrázek 3 - Kulovité aneurysma – p evzato [3]

Kulovité aneurysma s širokým kr kem (v n kteréliteratu e také nazývané gigantické) – m že vystupovat z více cév, má kulovitý tvar s širokým kr kem (alespo 4mm, nebo alespo polovina vzdálenosti hrdla a nejvzdálen jšího místa koule) [3]



Obrázek 4 - Kulovité s širokým kr kem aneurysma – p evzato [3]

V etenovitá aneurysma– vystupuje na ob strany cévy, je symetrické (m že se vyskytovat i nesymetrické, vystupující pouze na jednu stranu s eliptickým tvarem), bez z etelného kr ku [3]



Obrázek 5 - V etenovitá aneurysma – p evzato [3]

Dále také mžeme aneurysmata dilit dle velikosti, zehož plyne doporuená frekvence kontrolního vyšetření.

| Doporučené ultrazvukové vyšetření pro pacienty s aneurysmatem břišní aorty | |
|---|---------------------------------------|
| <i>Velikost aneurysma</i> | <i>Interval vyšetření</i> |
| menší než 3 cm | není třeba další testování |
| od 3 do 4 cm | každých 12 měsíců |
| od 4 do 4,5 cm | každých šest měsíců |
| větší než 4,5 cm | zvážení předání cévnímu specialistovi |

Obrázek 6 - Doporučené ultrazvukové vyšetření pro pacienty s aneurysmatem břišní aorty – převzato a upraveno [2]

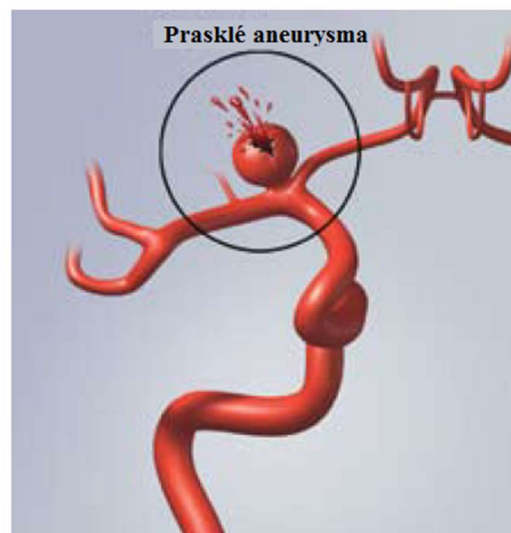
1.2 Symptomy aneurysmat

Poškození cév aneurysmatem může vypadat různě. Především mžeme rozlišit dva stavy. Bez symptomů, u kterých se příznaky nemusí nikdy projevit a stav se symptomy, která se projevují různými způsoby.

Bez symptomů – Někdy jsou tyto aneurysmata nazývány tichými zabijáky, protože se v tšinou projeví až při prasknutí.

Se symptomy – Symptom může být hned několik. Jak aneurysma roste, utlačuje okolní tkáň, například tlačí na nervy. Tím vznikají stálé nebo přechodné bolesti hlavy nebo břicha, bolesti dolní části zad, kdy bolest může vystřelovat do dolních končetin, pulzující pocit v břiše v rytmu tlukotu srdce. S rychlým růstem aneurysmatu se na něm mohou vytvořit malé trhlinky, kterými krev uniká do okolní tkáň. Takto uniklá krev také způsobuje tlak na okolní tkáň, mimo jiné může docházet k imunitní reakci, kdy se tělo brání proti krvi obdobně jako proti infekci. [1], [2], [3]

Velmi závažný stav nastává při prasknutí aneurysmatu, při němž dojde k porušení ztenčené stěny aneurysmatu obdobně jako u balonku. Krev následně vytéká do okolního prostoru, dochází k tzv. vnitřnímu krvácení. U mozkových aneurysmat se jedná o mozkovou příhodu. Pacienti musí být v takové chvíli ihned hospitalizováni, protože krvácení do oblasti mozku, případně do břicha z aorty, může mít fatální následky.



Obrázek 7 - Prasklé aneurysma – převzato a upraveno [3]

V d sledku prasknutí dochází k ischemii distálních orgán a částí těla, u kterých m že bez lékařské pomoci dojít k mírným až trvalým následk m. Velká ztráta krve také m že skon it bez lékařské pomoci až smrtí.[2], [3]

1.3 Diagnostika aneurysmat

Jak bylo vid t na Obrázek 6, jsou pro v tší aneurysmata doporu eny pravidelné kontroly. Pro diagnózu se používají r zné zp soby vyšet ení, které zdravotnickému týmu mohou pomoci v plánování lé by.

Ultrazvuk

– Je nejpoužívan jší a z ekonomického hlediska nejlevn jší. Pokud je obsluhován zkušeným personálem, m že ultrazvuk dosahovat citlivosti až 96%. Na Obrázek 8 je vid t ultrazvukový snímek v p íném zezu aorty, kde úse ka A-P zobrazuje velikost v p edozadním sm ru (Anterior - Posterior) a druhá úse ka (X-X) nazna uje velikost v bo ním sm ru.[2]



Obrázek 8 - Ultrazvukový snímek aneurysmatu b íšní aorty zobrazující p edozadní (Anterior-Posterior) a p íný pr m r aorty - p evzato [2][2]

CT (výpo etní tomografie)

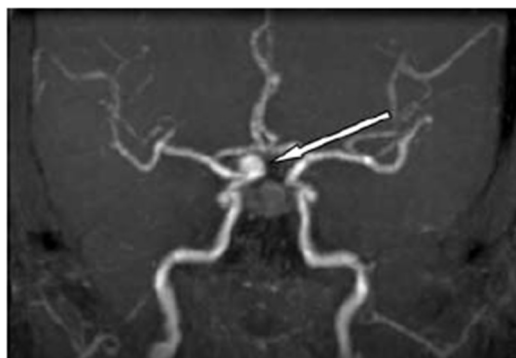
– Bezbolestné vyšet ení, které vytvá í obraz mozku. Pacient leží na posuvném stole a je zasouván do CT skeneru, který má tvar velkého prstenu. Poté je odebrána série rentgenových snímk mozku, jejichž složením je možné získat 3D obraz mozku. Pro lepší kvalitu celého obrazu je v n kterých p ípadech používána CT Angiografie, p í níž je do cévního e íšt vst íknutá kontrastní látka, která je na rentgenu lépe vid t. [3]



Obrázek 9 - Snímek ukazující aneurysma CT angiografií – p evzato a upraveno [3]

Magnetická rezonanční angiografie

– Bezbolestná metoda vyšetření. Pacient je umístěn na stole, který zajede do skeneru magnetické rezonance. Může být použita kontrastní látka a nemusí. Výsledkem je sada snímků cév, které mohou být složeny do 3D obrazu orgánu. [[3]



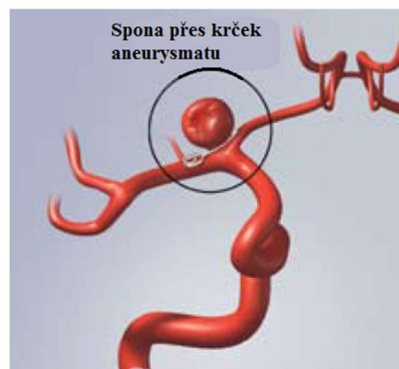
Obrázek 10 - Snímek magnetické rezonanční angiografie – převzato [3]

1.4 Typy léčby

Správná léčba aneurysmatu je závislá na několika faktorech. Mezi hlavní patří tvar, velikost, poloha, stav aneurysmatu (zda je prasklé nebo ne) a především individuální zdravotní stav pacienta. Dnes existují tři základní typy léčby.

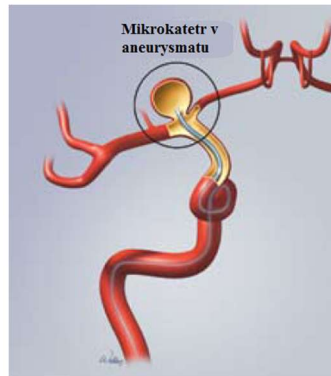
Léčba léky – Tento způsob je používán u malých aneurysmat. U těchto malých aneurysmat je malá pravděpodobnost prasknutí. Léky jsou předepsány na snížení kritických faktorů prasknutí (např. snížení krevního tlaku). Pacient je dále sledován a chodí na kontrolní vyšetření, kde se hlídá velikost aneurysmatu. [3]

Chirurgická operace – Operace probíhá v celkové anestezii. Je odkryta část tkáně k zajištění přístupu k aneurysmatu. Následně je na krček aneurysmatu umístěna spona, která drží výduť uzavřenou. [1], [3]

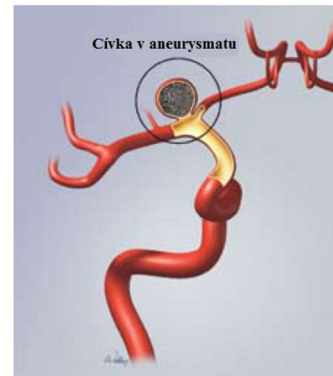


Obrázek 11 - Chirurgicky zaškrtnuté aneurysma – převzato a upraveno [3]

Endovaskulární Léba – Tato operace se provádí přes vzdálený přístup tepnami v tělesech. Radiolog zavádí pomocí endoskopu do aneurysmatu „cívku“. Tato cívka není elektronickou součástí, ale speciálním drátkem vyrobeným z platiny, bioaktivního materiálu nebo potaženým hydrogelovým povlakem. [4] Cívka vyplní prostor aneurysmatu a krev tedy nemůže do aneurysmatu vtékat, v případě větvenitých aneurysmat a kulovitých aneurysmat s širokým krkem může být doplněna stentem, který tvoří oporu pro cévu v daném místě aneurysmatu. Celá operace probíhá pod kontrolou rentgenu. [1], [3]



Obrázek 12 - Mikrokater situovaný v ústí aneurysmatu – převzato a upraveno [3]



Obrázek 13 - Aneurysma vyplněné cívkou – převzato a upraveno [3]

2. Metoda PIV

Metoda PIV (Particle Image Velocimetry), v případě laserová anemometrie, je v dnešní době poměrně hojně používanou metodou měření proudícího média. Jedná se o neinvazivní metodu měření rychlostního pole proudící tekutiny sledováním změny polohy značkových částic osvětlených laserem. [5], [6]

Roku 1995 ve své práci Hirsch [7] rozděluje měření PIV dle dat získaných touto metodou. Každé měření je popsáno jako (k, l, m) , kde k indikuje počet měřených vektorů rychlosti. Počet prostorových dimenzí je vyjádřeno hodnotou l . Okamžité měření, respektive časově kontinuální měření vyjadřuje m . Nejjednodušším měřením je tedy 2D měření v jedné rovině v diskrétním čase, které se označuje dle zmíněného rozdělení $(2, 2, 0)$. [6]

2.1 Nezbytné vybavení pro metodu PIV

Metoda PIV vyžaduje pro své použití řadu nezbytných částí popsané na Obrázek 14.

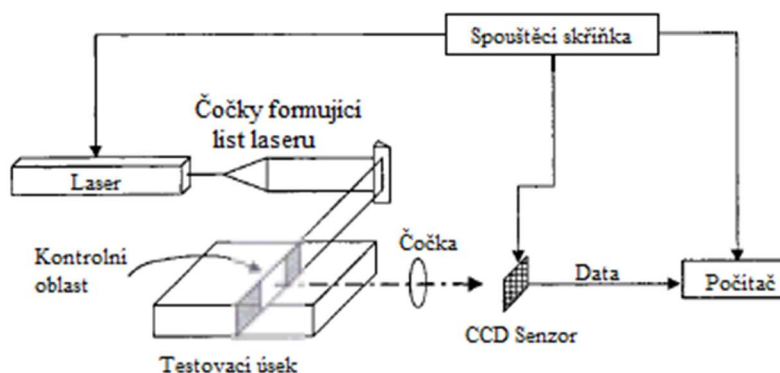
Testovací úsek (model s pracovní kapalinou), musí být opticky transparentní a tekutina musí být nasycená značkovými částicemi. Pro měření v kapalinách se vytváří model, ve kterém se vyšetřuje chování proudícího média. [6]

Zdroj světla, který osvětí kontrolní oblast. Pro metodu PIV je používán laser, který je pomocí optických součástek upraven do tenkého rovinného listu pro osvětlení roviny v měřené oblasti (platí pro měření PIV v jedné rovině). [6]

Hardware zaznamenávající snímky značkových částic v měřené oblasti. Pro tyto účely se používají CCD¹ kamery, filmy anebo holografické desky. [6]

Používá se software, který je schopný uložit a následně zpracovat snímky kontrolní oblasti. Snímky jsou pořizovány v čase t a následně v čase $(t + \Delta t)$. Pro každou částici je z obou snímků získána změna jejich polohy Δx . Rychlost částic je poté vypočtena ze vztahu: $v = \Delta x / \Delta t$. [5]

¹Charge coupled device – V případě zařízení s vázanými náboji. Druh zařízení zachycující obraz viditelného světla jako elektronického signálu. Tento typ kamer zaznamenává elektronický signál do interní paměti, nebo do vzdáleně připojeného zařízení (v případě PIV do počítače). [7]



Obrázek 14 - Základní vybavení pro měření PIV – převzato a upraveno [6]

Značkovací částice musejí splňovat dvě podmínky. Za prvé by měly být schopné sledovat tok média a být jím ideálně unášeny. Za druhé by pak měly být efektivně rozptýleny v rovinně osvětlované laserovým svazkem. [6] První podmínka je splněna vhodným výběrem částic, které mají buď podobnou hustotu jako proudící medium, nebo je jejich relativní pohyb vůči proudění zanedbatelný. [5] Druhá podmínka může být splněna několika způsoby. Pokud jsou částice málo viditelné, lze vybrat kameru s vyšší citlivostí, silnějším laserem nebo částice, které budou více odrazet dopadající laserové paprsky. Vyšší citlivost kamer, nebo silnější laser znamenají z ekonomického hlediska velkou investici, proto je vhodné použít v těchto částicích, nebo částicích vyrobených z jiného materiálu. Pro měření metodou PIV v plynech, se používají částice kouřové nebo kapilky vody. Pro měření v kapalinách pak malé částice (v řádu mikronů) vyrobené z hliníku, skla, polystyrenu, postříbené nebo fluorescenční částice. [5]

2.2 Chyby PIV

Jako každé jiné měření, tak i měření metodou PIV není zcela přesné. Chyby při měření metodou PIV vznikají hned několika způsoby. Například náhodné chyby vznikající šumem při expozičním kódu. Chyby gradientu rychlosti vznikající rotací a deformací toku. Vlivem sklouzávání částic mimo unášivý tok vznikají chyby při sledování částic. [6]

Tato problematika je velmi obsáhlá a pro tuto bakalářskou práci nepřehledná, proto nebude dále rozebírána.

3. Metoda 3D PIV

Metoda 3D PIV je někdy také označována jako SPIV (Stereo Particle Image Velocimetry). Jak bylo zmíněno v kapitole 2. Metoda PIV měříme dle profesora Hinsche 3D PIV označit (3, 2, 0). Měření probíhá okamžitě, v jedné rovině a výsledkem jsou tři složky rychlosti U , V , W v každém směru kartézských souřadnic. [6]

Z tohoto rozdělení plyne i rozdíl mezi metodou PIV a metodou 3D PIV. Při měření metodou 3D PIV je nutné použití dvou kamer výsledkem měření jsou změny polohy x , y a z oproti metodě PIV, kde je používána pouze jedna kamera a výsledkem jsou pouze y a z . [10]

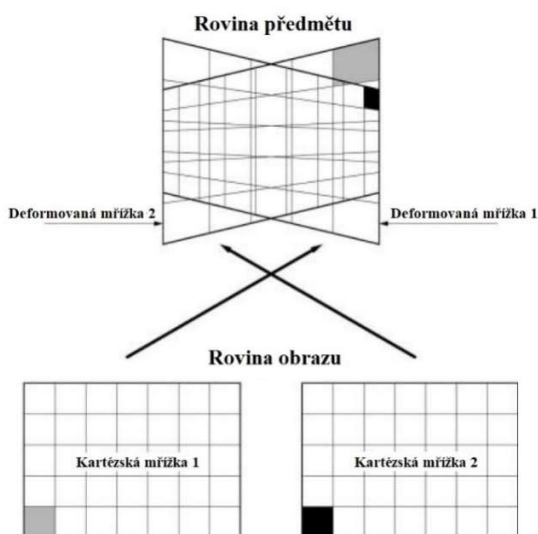
3.1 Kalibrace metody 3D PIV

Pro metodu SPIV je nutné provést kalibrační sekvenci. Kalibrace probíhá poizováním snímků kalibračního terčíku. Kalibrační terčík je tvercový rastr černých teček na bílém poli (případně barevně obrácen). Černá a bílá jsou použity z důvodu dobrého kontrastu obou barev. Kalibrace se skládá z procesu tří postupně jdoucích kroků. Chyba! Nenalezen zdroj odkazů .

Po pořízení snímků jsou korelovány dva vzájemně pořízené snímky kalibračního terčíku korelační maskou. Korelační píky udávají polohu pechodů a jsou uvedeny s typickým třídobovým Gaussovským odhadem.

Souřadnice detekovaného pechodu jsou automaticky rekonstruovány do obdélníkové mřížky. Každému z uzlů obdélníkové mřížky jsou přiřazeny odpovídající souřadnice ve fyzickém prostoru. V této fázi je nutné aby, přiřazené fyzické souřadnice odpovídaly oběma pohledům kamery.

Následně je aplikován Levenberg-Marquart v nejmenší tverec na každou ze dvojic bodů zobrazovaných objektů, které poskytují sadu koeficientů pro rekonstrukci pohledu každé kamery. Chyba! Nenalezen zdroj odkazů .



Obrázek 15 - Schéma kalibrace – převzato a upraveno [10]

Experimentální část

4. Model pro měření metodou 3D PIV

Jednou z důležitých součástí měření metody PIV v kapalinách je výroba a návrh modelu. Modely mohou být zastoupeny v několika různých typech. Typy modelů rozdělíme podle jejich tuhosti na pružné a pevné. Jak bylo popsáno v kapitole 2.1. Nezbytné vybavení pro metodu PIV, model a pracovní tekutina musí být opticky transparentní. Další odlišné vlastnosti jsou kladeny na pružné i pevné modely.

Modely pružné, u kterých je důležitá elasticita, mívají tloušťku v řádu milimetrů. Hlavním důvodem použití pružných modelů bývá simulace proudění pružnými cévami a vzájemný vliv pružnosti a proudící kapaliny.

Modely pevné bývají mnohem mohutnější. U pevných modelů je daleko větší důraz na optické vlastnosti, protože jsou používány hlavně pro simulaci proudění uvnitř cév, tedy jak je dané medium ovlivněno geometrií cév. Proto jsou pro výrobu používány různé druhy materiálů (silikony, prysky atd.)

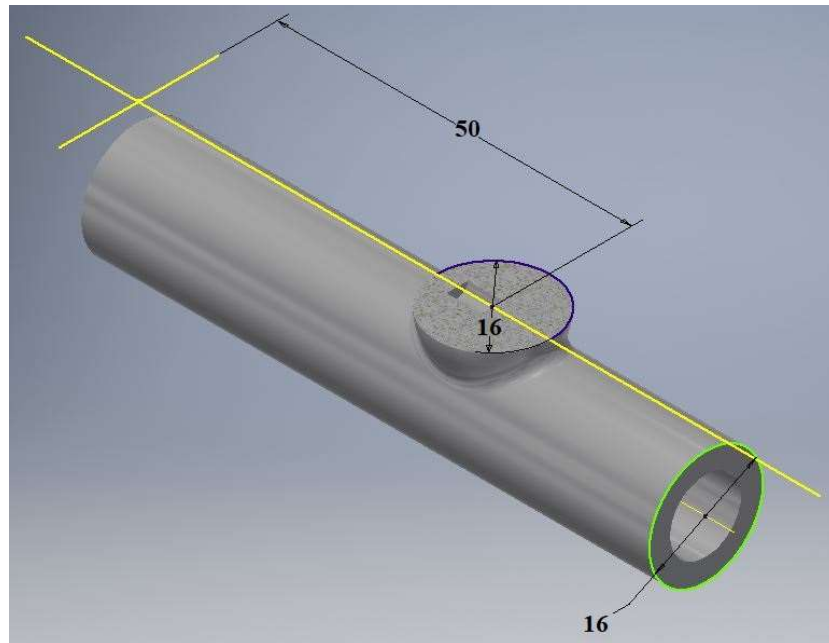
Tato bakalářská práce je zaměřena na model pevný, proto bude dále rozebrán návrh a výroba pevného modelu aneurysmatu.

Pevné modely pro měření metodou PIV byly dříve vyráběny například ze skla. To přineslo určité nevýhody v křehkosti modelu, požadavky na zručnost sklářů a modely byly vyráběny na zakázku. Výroba modelů především z hlediska opakovatelného měření a geometrické omezení byla určitou nevýhodou. Použití 3D tisku pro výrobu modelů je tedy zásadním pokrokem. V CAD softwaru je vytvořené kópy, které je následně vytištěno na 3D tiskárně z materiálu PVA rozpustného ve vodě. Kópy mohou být následně opakovaně tisknuty a tím je zajištěna určitá opakovatelnost stejného modelu pro měření metodou PIV. Také je možné vyrobit geometricky složitější modely, protože jsme limitováni pouze schopnostmi 3D tisku.

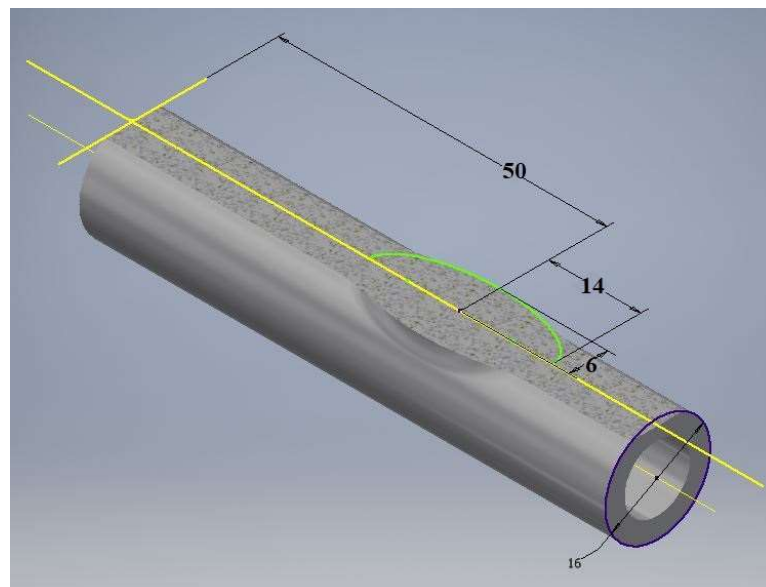
4.1 Návrh modelu

Model pro měření metodou 3D PIV byl navržen s ohledem na výše zmíněná kritéria. Jedná se o pevný model pro výzkum chování proudící tekutiny aneurysmatem.

V první řadě byly navrženy dvě kopyta aneurysmatu na abdominální části aorty. Pro první, kulovité aneurysma byl zvolen průměr výdut 8 mm střed kopule byl posunut horizontálně o 10,5 mm od osy aorty, pro kterou byl zvolen průměr 16 mm. Pro druhé, vřetenovité aneurysma byl zvolen stejný průměr aorty. Střed elipsoidní nesymetrické výdut byl od osy aorty posunut o 7 mm horizontálně. Velikost eliptické výdut byla zvolena 6 mm v ypsilonovém a 14 mm ve směru osy z.



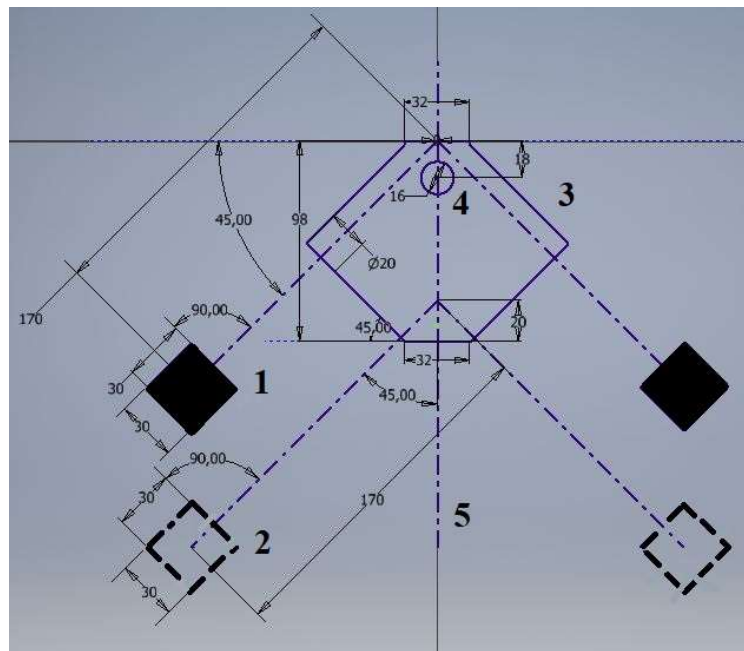
Obrázek 16 - Návrh kopyta kulovitého aneurysmatu v programu Autodesk Inventor 2017



Obrázek 17 - Návrh kopyta vřetenovitého aneurysmatu v programu Autodesk Inventor 2017

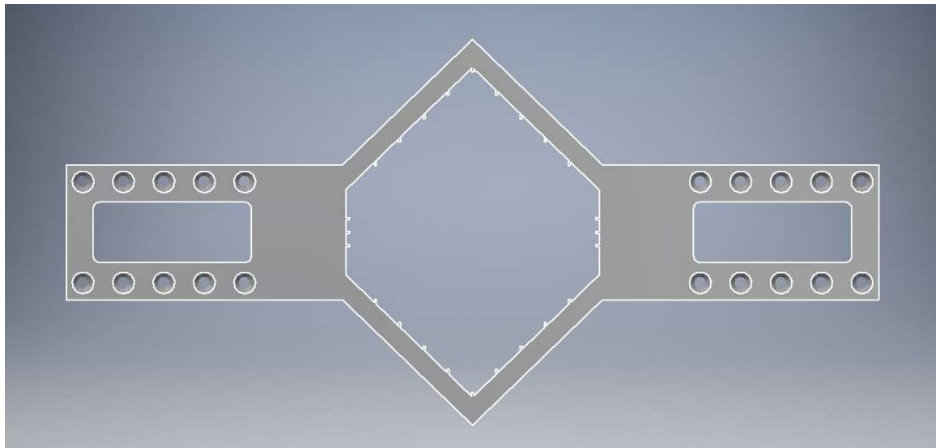
Pro výrobu modelu aneurysmatu byl vybrán materiál Sylgard 184. Má velmi dobré optické vlastnosti, proto je velmi vhodný pro výrobu modelu pro metodu 3D PIV.

Dalším krokem návrhu modelu byla forma pro odlití modelu. Z hlediska tuhnutí Sylgardu 184 byla forma navržena z plexiskla. Důležitým požadavkem na model pro metodu SPIV je kolmost obou kamer na střední osu modelu. Výsledkem návrhu je pohledový náčrtek modelu, který je na Obrázek 18 - Návrh modelu pro metodu 3D PIV, na kterém jsou pomocí 1 označeny kamery (kamery jsou umístěny zrcadlově od osy modelu), 2 je naznačena krajní poloha modelu tak, aby kamery měly stále dohled na model, 3 je model aneurysmatu, 4 je aneurysma a 5 je osa modelu. Takto navržené schéma experimentálního uspořádání bylo použito pro návrh a vytvoření formy modelu.

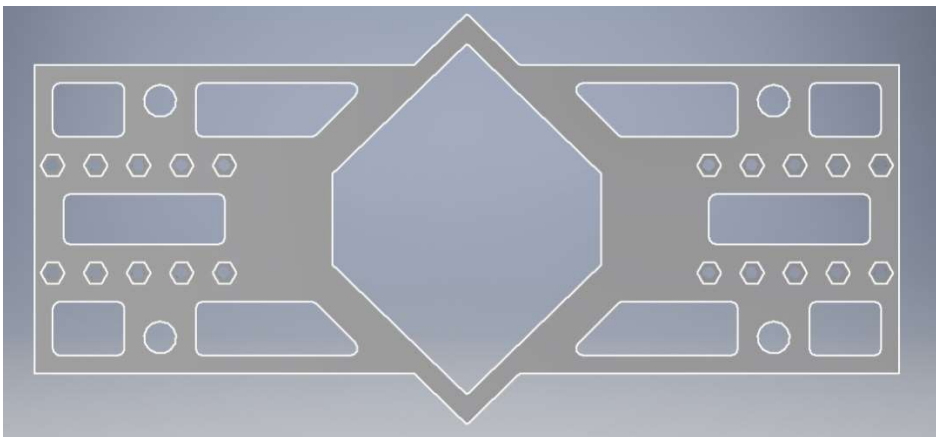


Obrázek 18 - Návrh modelu pro metodu 3D PIV v programu Autodesk Inventor 2017

Pro lepší manipulaci s výsledným vyrobeným modelem byl navržen rámek (viz Obrázek 19 a Obrázek 20), plnící hned několik úloh. S modelem se lépe manipuluje a zároveň je zároveň chráněn proti poškrábání, což by mělo negativní vliv na lom světla na povrchu modelu. Po sestavení také slouží k upevnění plexisklových trubek, kterými je pracovní tekutina přiváděna do modelu a slouží jako rozbočovací délka. Tímto rozhraní plexisklových trubek a modelu je navrženotak, aby po sestavení docházelo k vyvinutí tlaku na stěny trubek a tím k těsnění. Tlak by byl vyvozen při sestavování rámku za pomoci speciálních hranolů přilepených v určité vzdálenosti na plexisklové trubky. Tyto hranoly by byly zapuštěny do rámku. Dále bylo navrženo sestavení rámku pomocí šroubů se zápusťnou hlavou a matic pro průměr M3.

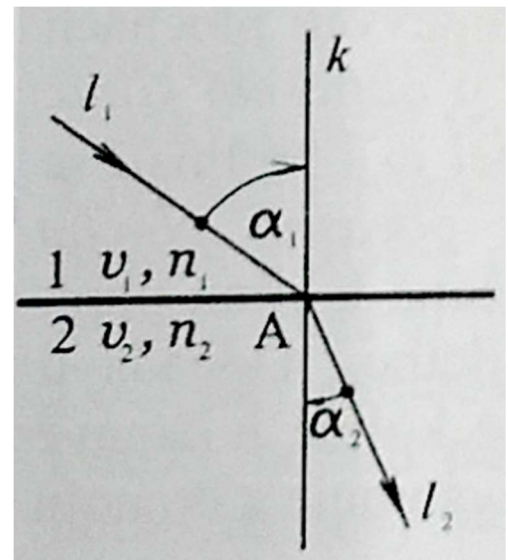


Obrázek 19 - Návrh horní části ráme ku pro modelv programu Autodesk Inventor 2017



Obrázek 20- Návrh dolní části ráme ku pro modelv programu Autodesk Inventor 2017

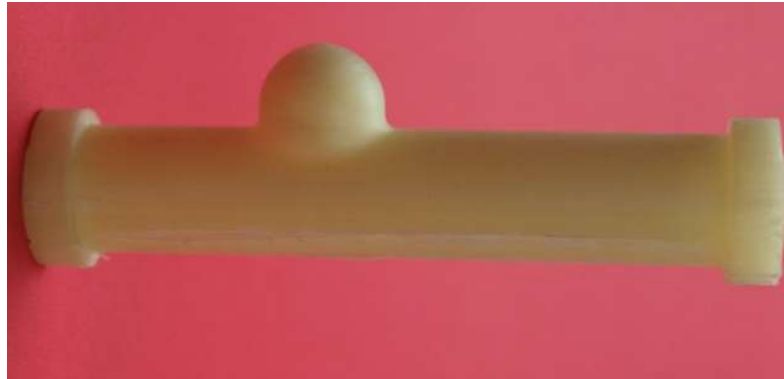
Médium pro měření metodou SPIV bylo navrženo s ohledem na optické vlastnosti modelu vyrobeného ze Sylgardu 184. Pro použitý laser osvětlující model zeleným spektrem viditelného světla, který má vlnovou délku 543nm, odpovídá index lomu světla $n = 1,4118$, viz 1. příloha. Dle zákona lomu světla, kde „Lom světla je změna směru světelného paprsku, nastávající v místě jeho průchodu z jednoho optického prostředí do druhého, šíří-li se světlo v obou prostředích různou rychlostí. Úhel α_2 , který svírá lomený paprsek I_2 s kolmicí (normálou) k rozhraní v bodě A, je úhel lomu viz Obrázek 21, [12] Médium bylo navrženo jako sloučenina destilované vody a glycerinu, která by indexem lomu světla odpovídala modelu. Srovnáním indexu lomu světla obou prostředí (Sylgard 184 a destilovaná voda s glycerinem) by nedocházelo k lomu světla na rozhraní dvou opticky jiných prostředí. Tím by se minimalizovaly optické deformace.



Obrázek 21 - Lom (refrakce) světla – převzato [12]

4.2 Výroba modelu

Výroba modelu zařazuje výrobu kopyta. Navržené kopyto bylo vymodelováno v programu Autodesk Inventor Professional 2017 a následně bylo vytištěno na 3D tiskárně Prusa3D MK2 Multi Material z materiálu PVA, který je vodou rozpustný. Byly vytištěny dvě kopyta. První ve tvaru kulovitého aneurysmatu a druhé ve tvaru stenovitého aneurysmatu. Z důvodu lepšího povrchu po tisku bylo pro další výrobu modelu vybráno aneurysma ve tvaru stenovitě.



Obrázek 22 - Kopyto kulovitého aneurysmatu vytištěného z PVA materiálu na 3D tiskárně



Obrázek 23 - Kopyto ve tvaru stenovitěho aneurysmatu vytištěného z PVA materiálu na 3D tiskárně

Dalším krokem výroby modelu je vytvoření formy pro odlití modelu. Nejprve bylo na laseru vyřezáno šest plexisklových desek, tak jak bylo navrženo při návrhu formy na odlití. Následně byly plexisklové desky slepeny dohromady lepidlem na plexisklo, dle navrženého profilu. Dvě z desek v sobě mají vyřezané díry o průměru 20 mm pro uchycení kopyta. Po ztuhnutí lepidla bylo možné umístit kopyto do vyřezaných dír. Dále byl Sylgard 184 smíchan s tvrdidlem a ze směsi byl vakuov odsán přebytečný vzduch, aby ve výsledném modelu nebyly bublinky vzduchu způsobující optické deformace. Model byl následně odlit a vložen do trouby pro rychlejší tuhnutí.

Dalším krokem po vytvrzení modelu, bylo vymytí modelu od kopyta vytvořeného z PVA materiálu. Pro vymytí modelu byla použita teplá voda, díky které se kopyto vymylo daleko rychleji. Teplá voda byla urychlována malým šerpádem a tok byl usměrněn jehlou. Dále byl model pečlivě omyt od prachových částic a dalších nečistot. Poté byly do modelu upevněny plexisklové trubky a model byl vložen do rámečku, vytištěného na 3D tiskárně Prusa3D MK2 Multi Material. Pro tisk rámečku byl použit materiál PLA, dle návrhu vytvořeného v programu Autodesk Inventor Professional 2017. Rámeček na model byl sestaven pomocí dvaceti šroubů M3 se západnou hlavou 20 mm a matic M3.



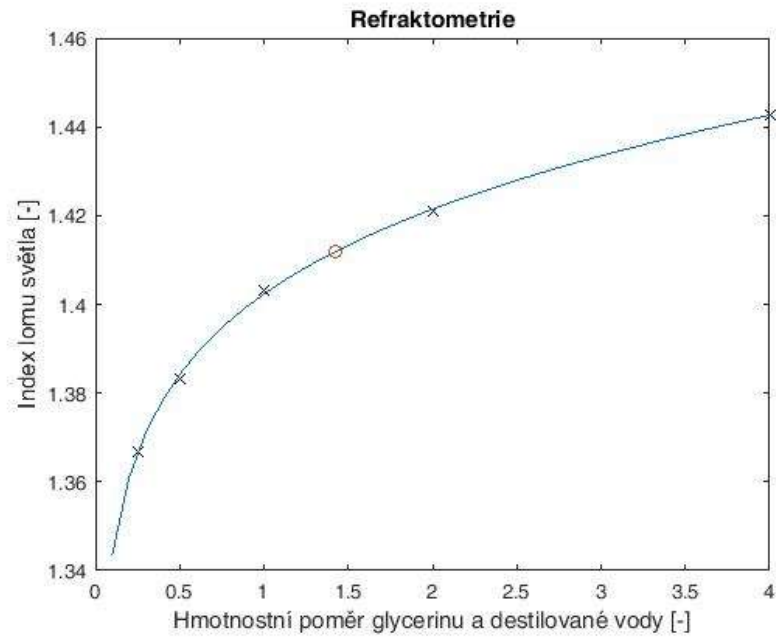
Obrázek 24 - Sestavený model aneurysmatu i s ráme kem

Velmi důležitým krokem bylo namíchání správného pracovního media. Jak bylo popsáno v kapitole Návrh modelu je poměr obou látek důležitý pro dosažení co nejnižšího indexu lomu světla, jako má Sylgard 184. Proto byla nejprve stanovena závislost indexu lomu světla na hmotnostním poměru glycerinu a destilované vody pomocí digitálního refraktometru. Hmotnostní poměr byl postupně upravován tak, jak je popsáno v Tabulka 1.

| Glycerin | Destilovaná voda | Hmotnostní poměr | Index lomu světla |
|----------|------------------|------------------|-------------------|
| 5 | 20 | 1:4 | 1,3669 |
| 10 | 20 | 1:2 | 1,3833 |
| 20 | 20 | 1:1 | 1,4032 |
| 20 | 10 | 2:1 | 1,4211 |
| 40 | 10 | 4:1 | 1,4427 |

Tabulka 1 - Závislost indexu lomu světla na hmotnostním poměru glycerinu a destilované vody

Z dat měření digitálním refraktometrem byla následně, v programu Matlab R2015a, stanovena závislost indexu lomu světla na hmotnostním poměru glycerinu a destilované vody (viz Obrázek 25).



Obrázek 25 - Závislost indexu lomu světla na hmotnostním poměru glycerinu a destilované vody

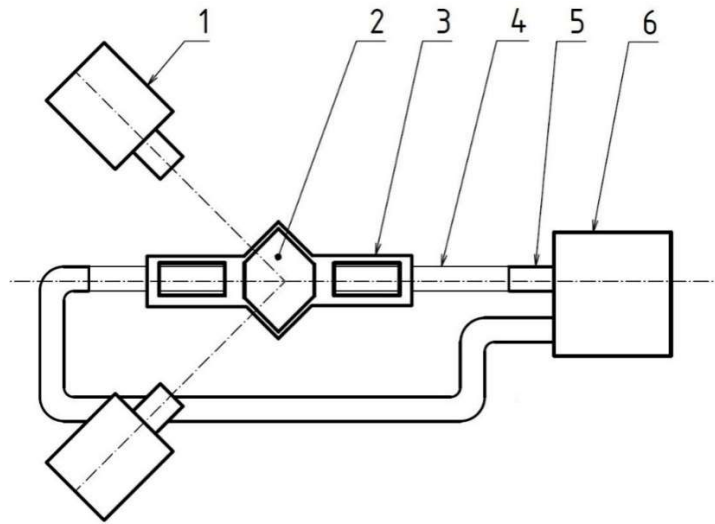
Pro index lomu světla odpovídající Sylgardu 184 ($n = 1,4118$) byl stanoven poměr glycerinu a destilované vody 1,42:1. Tato teoretická hodnota indexu lomu světla byla následně kontrolně namíchána a zkontrolována digitálním refraktometrem.



Obrázek 26 - Testování měření indexu lomu světla

4.3 Experimentální tra

Experimentální tra je nutné sestavit s ohledem na několik faktorů. Především dle možností laboratoře a velikosti prostoru vyhrazeného pro experimentální tra. Dalším důležitým faktorem je postavení kamer. Z hlediska principu měření metody 3D PIV musí kamery mít optiku kolmo na střed modelu aneurysmatu. Jejich ohniska by se měla ve správném poměru protínat a jejich ohnisková vzdálenost musí být stejná. Proto byla navržena experimentální tra, která je vidět na Obrázek 27. Bylo použito CCD kamer snímající model aneurysmatu, poříta em řízeného čerpadla, které bylo k modelu připojeno hadicemi.



Obrázek 27 - Návrh experimentální trat

Na Obrázek 27 lze vidět 1 CCD kamery, 2 opticky transparentní model aneurysmatu, 3 rámeček na model, 4 plexisklové trubky, 5 plastové hadice a 6 poříta em řízené čerpadlo. Experimentální tra byla sestavena z komponent firmy Alutec. Na takto sestavenou konstrukci byl připevněn traverzér s mikrometrickým šroubem. Traverzér byl použit z důvodu přesného posuvu modelu ve směru axiální osy modelu a tím získání snímků v několika různých pozicích při zachování nastavené kolmosti kamer.

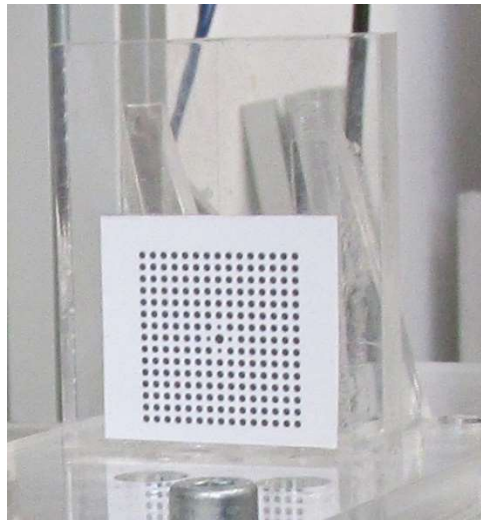


Obrázek 28 - Snímek experimentální trat

4.4 Kalibrace měření 3D PIV

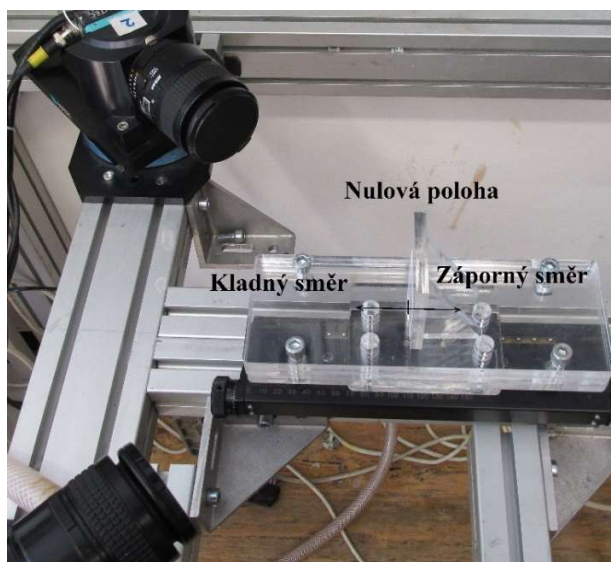
Pro tuto bakalářskou práci, byla použita metoda Self-kalibrace. Principem této metody je snímání kalibračního terčíku oběma kamerami. Tak jak bylo popsáno v kapitole 3.1 Kalibrace metody 3D PIV. Výsledkem je tedy matice transformací, která softwarovou korelací převádí snímky z obou kamer do jednoho.

V programu CorelDRAW byl navrhnout kalibrační terčík velikosti 40 x 40 mm tak, aby pokryl celou měřenou oblast nejvíce přesně modelu aneurysmatu. Terčík byl tvořen rasterem teček umístěných v patnácti řádkách a patnácti sloupcích. Tečky jsou stejné velikosti a jsou mezi nimi stejné mezery, pouze středová a tyčinky v hlavních směrech od středové tečky jsou jiné. Středová tečka je větší a tyčinky jsou menší než zbylé. Kalibrační terčík byl následně vytištěn a nalepen na obdélník vyříznutý z plexisklové desky



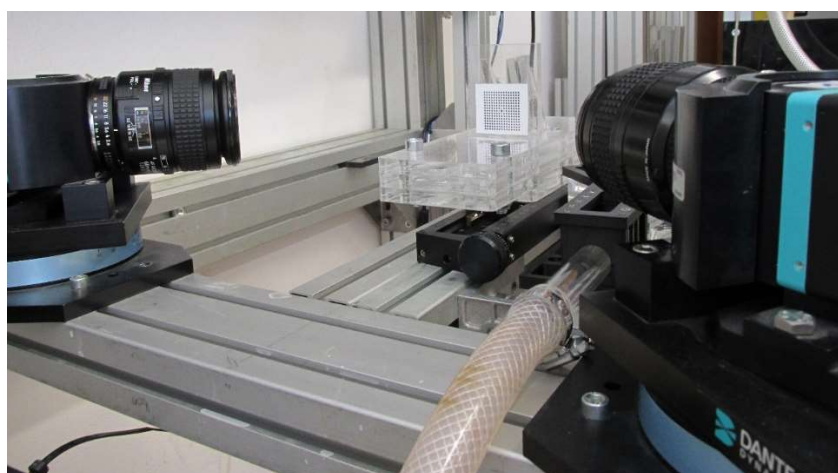
Obrázek 29 - Kalibrační terčík

Takto sestavený kalibrační terčík je pevně namontován na traverzér, byl dle zásad kalibrační metody snímán kamerami. Nejprve bylo pořízeno pět snímků v z-ové poloze nula. Následně byl traverzér posunut o 0,25 mm směrem v kladném směru, tedy ke kamerám. Po dalším posunutí v kladném směru o 0,25 mm, tedy do polohy 0,5 mm od počáteční polohy, bylo pořízeno dalších pět snímků každou kamerou. Také ve směru záporném bylo pořízeno 5 fotek každou kamerou v poloze -0,25 mm a -0,5 mm.



Obrázek 30 - Kladný a záporný směr osy z

Výsledkem bylo padesát snímků kalibračního terčíku levou i pravou kamerou. Zpracování snímků bylo provedeno v softwaru Dantech Dynamic a byla provedena kalibrační sekvence.



Obrázek 31 - Snímek průběhu kalibrace

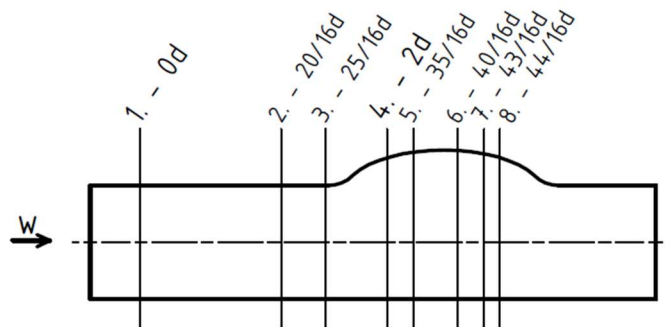
4.5 Testovací měření

Po úspěšné kalibraci byl na místo kalibračního terčíku pípevného modelu aneurysmatu vložený do sestaveného rámečku.



Obrázek 32 - Snímek modelu pípevného na místo kalibračního terčíku

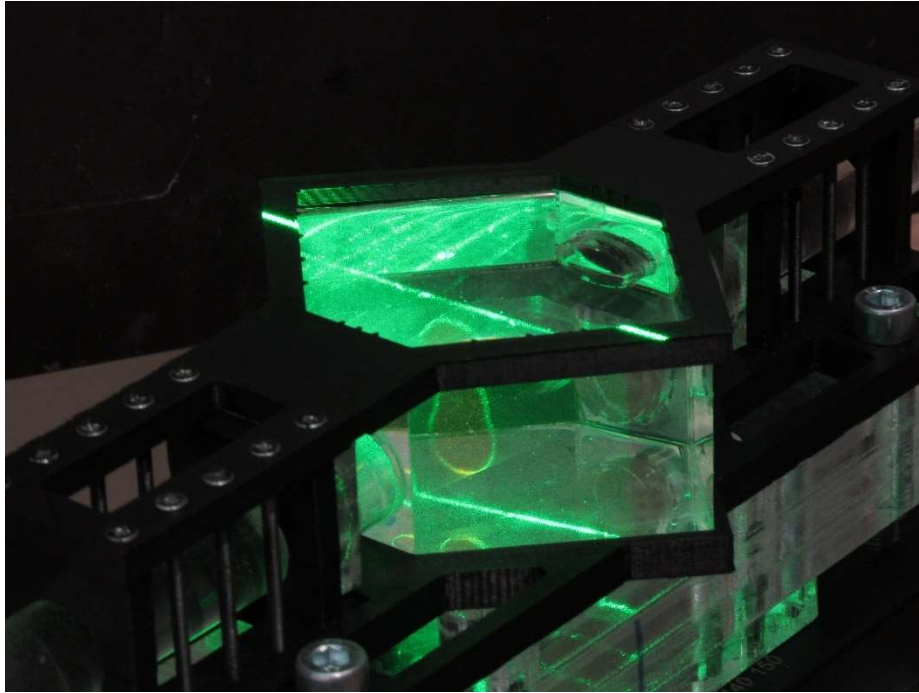
Následně bylo provedeno měření v rovinách kolmých k axiální ose modelu aneurysmatu.



Obrázek 33 - Schéma měření

Jak je vidět na Obrázek 33 bylo provedeno osm měření příčných průřezů, rozložení vzdálených od nulové roviny.

Testovací měření bylo měřeno ve stacionárním režimu. Pracovní tekutina byla poháněna čerpadlem ovládané počítačem a objemový průtok byl $Q = 18 \text{ l/s}$. Pro osvětlení modelu byl použit pulsní laser. Model byl snímán CCD kamerami. Snímky byly zpracovávány softwarem Dantec Dynamic.



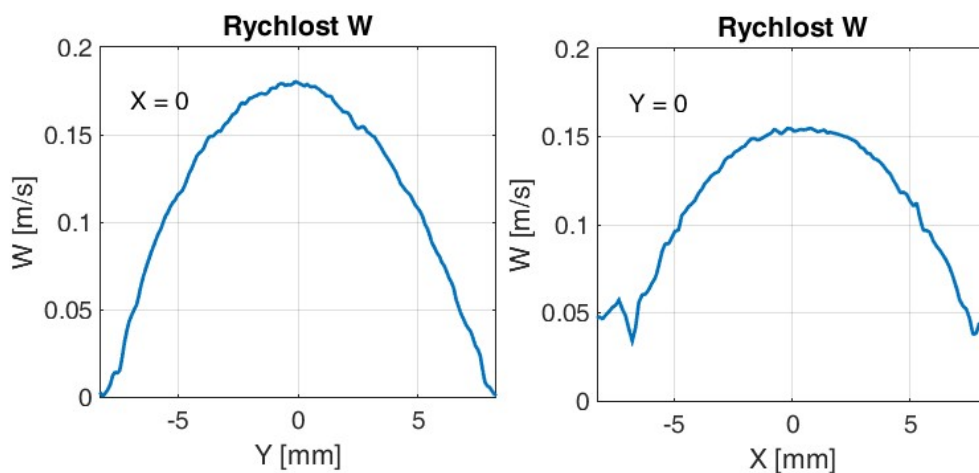
Obrázek 34 - Snímek modelu při testovacím měření

4.6 Vyhodnocení testovacího měření

Jak bylo uvedeno na Obrázek 33 - Schéma měření, bylo provedeno osm měření v různých rovinách. V této kapitole budou rozebrány pouze měření ve třech rovinách. Přehled výsledků z měření zbylých pět rovin je uveden ve 2. příloze.

Vyhodnocení měření v 0d rovině

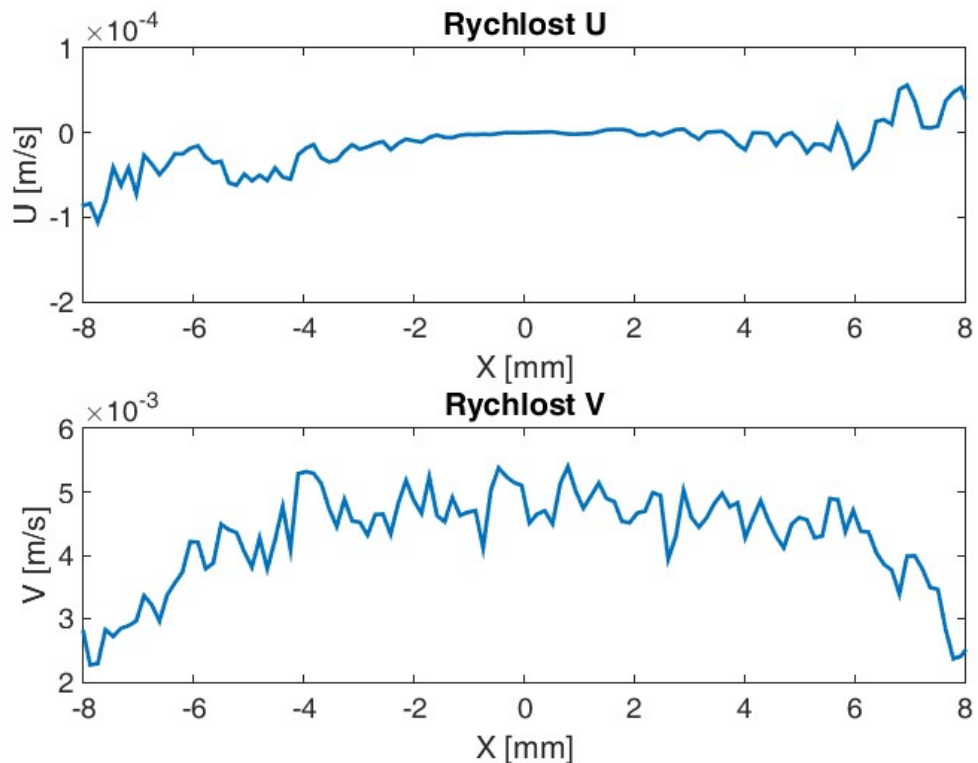
První rovina byla měřena pro ověření laminárního rychlostního profilu za rozbohovou délkou. Tedy ověření plynulého přechodu rozbohové délky a napojení modelu aneurysmatu.



Obrázek 35 - Rychlostní profil v první rovině

Na Obrázek 35 - Rychlostní profil v první rovině je vidět laminární profil rychlosti W pro proudění za napojením rozbohové délky do modelu aneurysmatu pro

$X = 0$. Pechod náb hové délky a modelu aneurysmatu je dostate n hladký a laminární proud ní neovliv uje. Pro $Y = 0$ se d sledkem nedokonalého namíchání pracovní tekutiny, a tím srovnání indexu lomu sv tla pracovní tekutiny a modelu, nepoda ilo zm it rychlost u st ny modelu. Proto rychlosti u st n neklesají k nule, oproti p edpokladu nulové rychlosti nast n .

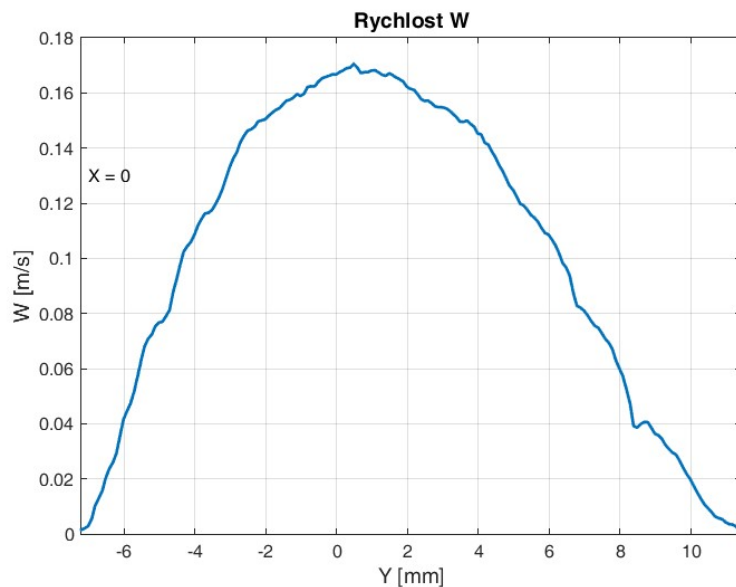


Obrázek 36 - Rychlost U a V v první rovin

Z Chyba! Nenalezen zdroj odkaz . je patrný o ekávaný d sledek potvrzující laminární proud ní. Vzhledem k porovnání velikosti rychlostí U, V a W m žeme v první m ené rovin od rychlosti U a V zanedbat.

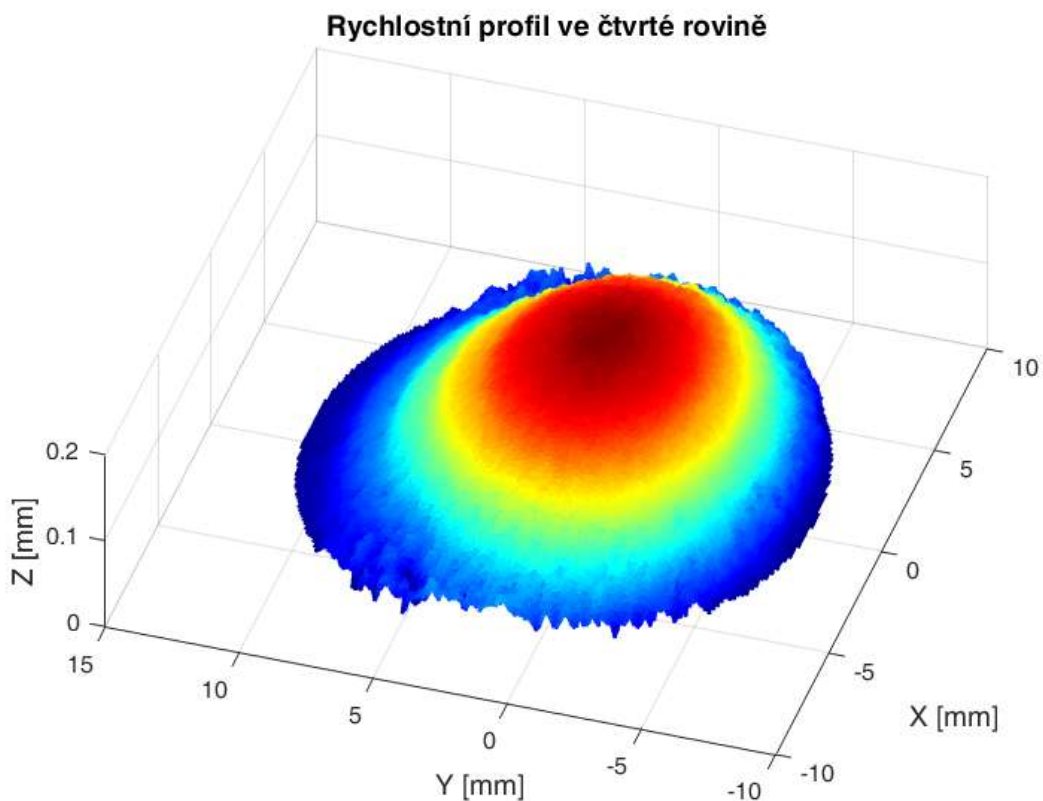
Vyhodnocení m ení ve 2d rovin

Pro vyhodnocení m ení v aneurysmatu byla zvolena tvrtá m ená rovina. Ta se nachází ve vzdálenosti $2d$ od po áte ní roviny. Rychlostní profil ve tvrté rovin pro $X = 0$, je ovlivn n rozší ením v aneurysmatu. Toto je z ejmé i z trojrozm rného rychlostního profilu ve tvrté rovin , který je na Obrázek 38. Poloha maximální rychlosti W v osové rovin modelu se nenachází v ose pomyslné trubky, ale je ovlivn na výdutí a maximum této rychlosti je posunuto o jeden milimetr ve sm ru y. V rovin kolmé na osu modelu je rychlost již symetrická podle osy modelu.

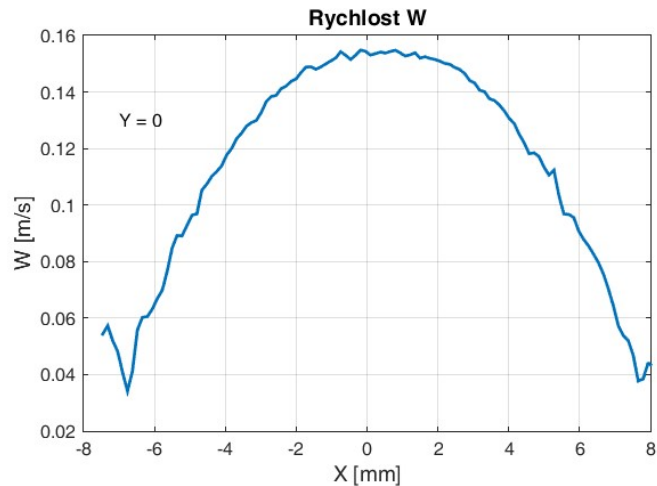


Obrázek 37 - Rychlostní profil ve tvrté rovině pro $X = 0$

Rychlostní profil ve tvrté rovině pro $X = 0$, jak již bylo zmíněno výše, je ovlivněn rozšířením v aneurysmatu. Proto nemůžeme hovořit o laminárním rychlostním profilu. Toto je zřejmé i z trojrozměrného rychlostního profilu ve tvrté rovině, který je na Obrázek 38.



Obrázek 38 - Trojrozměrný rychlostní profil ve tvrté rovině

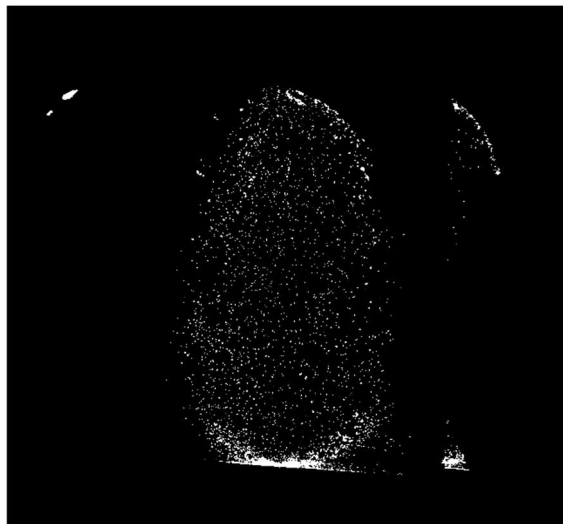


Obrázek 39- Rychlostní profil ve tvrté rovině pro $Y = 0$

Na Obrázek 39 je patrné chyba v nedokonalosti srovnání index lomu sv tla, která byla zmi ována už p i vyhodnocení první roviny. Tak jak bylo zmín no výš, dochází díky této chyb k nevyhodnotitelným míst m okolo st n, a proto se rychlost proud ní u st n jeví jako r zná od nuly.

Vyhodnocení m ení v 2,75d rovině

V osmé m ené rovině bylo provedeno testovací m ení. Vyhodnocení ale nebylo možné z dvodu zobrazení odvodové ásti z modelu. Odvod byl zajišt n plexisklovou trubicí, která byla nasnímána spolu s proudícími zna kovacími ásticemi, jak je vid t na Obrázek 40.



Obrázek 40 - Snímek zna kovacích ástic v osmé rovině

Protože je na snímku narušena optická cesta ástí odvodné trubky, není možné provést validní vyhodnocení pomocí self-kalibrace.

Závěr

V této bakalářské práci byl navržen model aneurysmatu pro měření metodou 3D PIV. Model aneurysmatu byl navržen s ohledem na optickou transparentnost modelu a pracovní tekutiny, geometrické zákonitosti metody 3D PIV a ekonomickou náročnost modelu. Ověření správného návrhu bylo provedeno výrobou opticky kvalitního modelu aneurysmatu. Tento model byl vyroben za pomoci technologie 3D tisku z materiálu Sylgard 184, který má příznivé optické vlastnosti a je tudíž vhodný pro použití při měření metodou PIV i 3D PIV.

Dále byla navržena experimentální trať, na které bylo možné měřit stacionární rychlostní pole v modelu aneurysmatu metodou 3D PIV. Tato trať byla navržena s ohledem na zákonitosti metody měření, pro které je nutné použít dvě kamery oproti klasické metodě PIV.

Byla provedena kalibrace metody 3D PIV. Pro kalibrační metodu byla vybrána metoda Self-kalibrace, která je oproti jiným metodám pro metodu 3D PIV jednodušší. Pro tuto kalibrační metodu byl navržen kalibrační terčík s ohledem na požadavky této metody. Kalibrace byla ověřena testovacím měřením. To probíhalo za stacionárního režimu. Testovací měření bylo provedeno v osmi rovinách.

Testovací měření bylo vyhodnoceno v sedmi z osmi měřených rovinách. V osmé rovině nebylo možné vyhodnocení provést, protože se na snímcích z měření zobrazila i odvodná plexisklová trubka. Tím bylo zamezeno vyhodnocení pohybu značkových částic modelem aneurysmatu. Aby bylo možné provést vyhodnocení i v osmé rovině, musel by model aneurysmatu být v tísni. To by mělo negativní vliv na ekonomickou stránku měření, jelikož by bylo nutné použít více materiálu pro výrobu modelu. Vyhodnocení v ostatních rovinách nebylo z hlediska optické deformace možné především u stacionárního modelu. To bylo způsobeno nedokonalým namícháním pracovní tekutiny, kterou byl glycerin s destilovanou vodou v určitém poměru. Pokud by index lomu světla pracovní tekutiny naprosto odpovídal indexu lomu světla modelu aneurysmatu, bylo by možné vyhodnotit rychlostní profil i u stacionárního modelu aneurysmatu.

Seznam použité literatury

- [1] Endovaskulární léčba výdut b išní aorty (AAA) [online], Radiodiagnostické odd lení (RDG) - Nemocnice na Homolce [cit. 2018-07-11]. Dostupné z: <<https://www.homolka.cz/nase-oddeleni/11635-diagnosticky-program/11635-radiodiagnosticke-oddeleni-rdg/11780-nase-sluzby/11781-intervence-na-cevach/11791-endovaskularni-lecba-vyduce-brisni-aorty-aaa/>>
- [2] UPCHURCH, GILBERT R. a TIMOTHY A. SCHAUB, 2006. Abdominal Aortic Aneurysm. American Family Physician [online]. 1. 4. 2006, 73(7), 7 [cit. 2018-07-13]. PMID - 16623206. Dostupné z: <<https://www.aafp.org/afp/2006/0401/p1198.pdf>>
- [3] Understanding Your Cerebral Aneurysm, Diagnosis and Treatment Options, 2007. Cardinal Health's [online]. Miami Lakes: Cordis Enterprise [cit. 2018-07-13]. Dostupné z: <http://www.sw.org/misc/physicianresources/pdf/PtEd/PtEd_NeuroInterventionalSurgery_CordisAneurysmStentPatientBrochure.pdf>
- [4] KURRE, W. a J. BERKEFELD, 2008. Materials and techniques for coiling of cerebral aneurysms. Neuroradiology [online]. 50(11), 909-927 [cit. 2018-07-22]. DOI: 10.1007/s00234-008-0446-y. ISSN 0028-3940. Dostupné z: <<http://link.springer.com/10.1007/s00234-008-0446-y>>
- [5] CROWE, C. T., D. F ELGER a John A. ROBERSON, c2005. Engineering fluid mechanics. 8th ed. Hoboken: Wiley. ISBN 978-0-470-08639-1.
- [6] PRASAD, Ajay K, 2000/7/10. Particle image velocimetry. CURRENT SCIENCE ASSOC/INDIAN ACADEMY OF SCIENCES. 79(1), 51-60.
- [7] Hinsch, K. D., Meas. Sci. Technol., 1995, 6, 742-753.
- [8] CCD Cameras Information, Engineering 360 - IEEE GlobalSpec [online]. [cit. 2018-07-26]. Dostupné z: <https://www.globalspec.com/learnmore/video_imaging_equipment/video_cameras_accessories/ccd_cameras>
- [9] WESTERWEEL, J, 1997. Fundamentals of digital particle image velocimetry. Measurement Science and Technology [online]. 8(12), 1379-1392 [cit. 2018-07-23]. DOI: 10.1088/0957-0233/8/12/002. ISSN 0957-0233. Dostupné z: <<http://stacks.iop.org/0957-0233/8/i=12/a=002?key=crossref.c022ab8604b0422198d4ae29d7243254>>
- [10] PRASAD, A. K., 2000. Stereoscopic particle image velocimetry. Experiments in Fluids [online]. 29(2), 103-116 [cit. 2018-07-28]. DOI: 10.1007/s003480000143. ISSN 0723-4864. Dostupné z: <<http://link.springer.com/10.1007/s003480000143>>

- [11] WILLERT, Christian, 1997. Stereoscopic digital particle image velocimetry for application in wind tunnel flows. Measurement Science and Technology [online]. 8(12), 1465-1479 [cit. 2018-07-28]. DOI: 10.1088/0957-0233/8/12/010. ISSN0957-0233. Dostupné z: <<http://stacks.iop.org/0957-0233/8/i=12/a=010?key=crossref.dcba93f893174a3aa0871d88b83a9d0b>>
- [12] SOPKO, Bruno, Ladislav SAMEK a František ERNÝ, 2005. Fyzika II. Praha: Vydavatelství VUT. ISBN 80-010-3194-2.

Seznam obrázků

| | |
|--|-------|
| OBRÁZEK 1 - SCHÉMA CÉVY | - 7 - |
| OBRÁZEK 2 - POPIS ANEURYSMATU (KULOVITÉ ANEURYSMA S ŠIROKÝM KR KEM) – P EVZATO A UPRAVENO [3] | 8 |
| OBRÁZEK 3 - KULOVITÉ ANEURYSMA – P EVZATO [3] | 9 |
| OBRÁZEK 4 - KULOVITÉ S ŠIROKÝM KR KEM ANEURYSMA – P EVZATO [3] | 9 |
| OBRÁZEK 5 - V ETENOVITÉ ANEURYSMA – P EVZATO [3] | 9 |
| OBRÁZEK 6 - DOPORU ENÉ ULTRAZVUKOVÉ VÝŠET ENÍ PRO PACIENTY S ANEURYSMATEM B IŠNÍ AORTY – P EVZATO A UPRAVENO [2] | 10 |
| OBRÁZEK 7 - PRASKLÉ ANEURYSMA – P EVZATO A UPRAVENO [3] | 10 |
| OBRÁZEK 8 - ULTRAZVUKOVÝ SNÍMEK ANEURYSMATU B IŠNÍ AORTY ZOBRAZUJÍCÍ P EDOZADNÍ (ANTERIOR-POSTERIOR) A P Í NÝ PR M RAORTY - P EVZATO [2] | 11 |
| OBRÁZEK 9 - SNÍMEK UKAZUJÍCÍ ANEURYSMA CT ANGIOGRAFIÍ – P EVZATO A UPRAVENO [3] | 11 |
| OBRÁZEK 10 - SNÍMEK MAGNETICKÉ REZONAN NÍ ANGIOGRAFIE – P EVZATO [3] | 12 |
| OBRÁZEK 11 - CHIRURGICKY ZAŠKROCNÉ ANEURYSMA – P EVZATO A UPRAVENO [3] | 12 |
| OBRÁZEK 12 - MIKROKATER STUOVANÝ V ÚSTÍ ANEURYSMATU – P EVZATO A UPRAVENO [3] | 13 |
| OBRÁZEK 13 - ANEURYSMA VYPLN ĚN ĚCÍVKOU – P EVZATO A UPRAVENO [3] | 13 |
| OBRÁZEK 14 - ZÁKLADNÍ VYBAVENÍ PRO M ĚNÍ PIV – P EVZATO A UPRAVENO [6] | 15 |
| OBRÁZEK 15 - SCHÉMA KALIBRACE – P EVZATO A UPRAVENO [10] | 16 |
| OBRÁZEK 16 - NÁVRH KOPYTA KULOVITĚHO ANEURYSMATU V PROGRAMU AUTODESK INVENTOR 2017 | 18 |
| OBRÁZEK 17 - NÁVRH KOPYTA V ETENOVITĚHO ANEURYSMATU V PROGRAMU AUTODESK INVENTOR 2017 | 18 |
| OBRÁZEK 18 - NÁVRH MODELU PRO METODU 3D PIV V PROGRAMU AUTODESK INVENTOR 2017 | 19 |
| OBRÁZEK 19 - NÁVRH HORNÍ ĚSTI RÁME KU PRO MODEL V PROGRAMU AUTODESK INVENTOR 2017 | 20 |
| OBRÁZEK 20 - NÁVRH DOLNÍ ĚSTI RÁME KU PRO MODEL V PROGRAMU AUTODESK INVENTOR 2017 | 20 |
| OBRÁZEK 21 - LOM (REFRAKCE) SV TLA – P EVZATO [12] | 20 |
| OBRÁZEK 22 - KOPYTO KULOVITĚHO ANEURYSMATU VYTIŠT ĚN ĚHO Z PVA MATERIÁLU NA 3D TISKÁRN Ě | 21 |
| OBRÁZEK 23 - KOPYTO V ETENOVITĚHO ANEURYSMATU VYTIŠT ĚN ĚHO Z PVA MATERIÁLU NA 3D TISKÁRN Ě | 21 |
| OBRÁZEK 24 - SESTAVENÝ MODEL ANEURYSMATU I SRÁME KEM | 22 |
| OBRÁZEK 25 - ZÁVISLOST INDEXU LOMU SV TLA NA HMO TNOSTNÍM POM ĚRU GLYCERINU A DESTILOVAN Ě VOD Ě | 23 |
| OBRÁZEK 26 - TESTOVACÍ M ĚNÍ INDEXU LOMU SV TLA | 23 |
| OBRÁZEK 27 - NÁVRH EXPERIMENTÁLNÍ TRAT Ě | 24 |
| OBRÁZEK 28 - SNÍMEK EXPERIMENTÁLNÍ TRAT Ě | 24 |
| OBRÁZEK 29 - KALIBRA NÍ TER ÍK | 25 |
| OBRÁZEK 30 - KLADNÝ A ZÁPORNÝ SM ROSYZ | 26 |
| OBRÁZEK 31 - SNÍMEK PR B HU KALIBRACE | 26 |
| OBRÁZEK 32 - SNÍMEK MODELU P IPEVN ĚN ĚHO NA MÍSTO KALIBRA NÍHO TER ÍKU | 27 |
| OBRÁZEK 33 - SCHÉMA M ĚNÍ | 27 |
| OBRÁZEK 34 - SNÍMEK MODELU P I TESTOVACÍM M ĚNÍ | 28 |
| OBRÁZEK 35 - RYCHLOSTNÍ PROFIL V PRVNÍ ROVIN Ě | 28 |
| OBRÁZEK 36 - RYCHLOST U A V V PRVNÍ ROVIN Ě | 29 |
| OBRÁZEK 37 - RYCHLOSTNÍ PROFIL VE TVRT Ě ROVIN Ě PRO X=0 | 30 |
| OBRÁZEK 38 - TROJROZM ĚRNÝ RYCHLOSTNÍ PROFIL VE TVRT Ě ROVIN Ě | 30 |
| OBRÁZEK 39 - RYCHLOSTNÍ PROFIL VE TVRT Ě ROVIN Ě PRO Y=0 | 31 |
| OBRÁZEK 40 - SNÍMEK ZNA KOVAČCH ĚSTIC V OSM Ě ROVIN Ě | 31 |

Seznam příloh

Příloha 1 – Technický list Sylgard 184

Příloha 2 – Vyhodnocení testovacího materiálu