



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

DETEKCE TOKU S VYUŽITÍM OPTICKÉ KOHERENTNÍ TOMOGRAFIE

FLOW DETECTION IN IMAGES FROM OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

MICHAL PŠURNÝ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. RADIM KOLÁŘ, Ph.D.

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Michal Pšurný

ID: 147474

Ročník: 3

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Detekce toku s využitím optické koherentní tomografie

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte princip zobrazování pomocí optického koherentního tomografu (OCT) a zaměřte se především na jeho využití pro detekci toku krve. 2) Prostudujte a popište metody pro detekci toku, které jsou založeny na analýze textury v šedotónových snímcích z OCT. 3) Implementujte základní varianty metod pro detekci toku krve a otestujte je na sekvencích, které za tímto účelem nasnímate. 4) Nasnímejte vhodné sady obrazových sekvencí s různou rychlostí toku média a s různými vlastnostmi média, dle pokynů vedoucího. 5) Implementované metody otestujte a dle výsledků modifikujte, za účelem zlepšení metody detekce toku. 6) Proveďte zhodnocení a diskuzi získaných výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] MARIAMPILLAI, A. et al. Optimized speckle variance OCT imaging of microvasculature. Optics Letters, 35(8), pp. 1257-1259, 2010.

[2] DREXLER, W. a J. G. FUJIMOTO. Optical Coherence Tomography. The Netherlands : Springer, 2008.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma *Detekce toku s využitím optické koherentní tomografie* vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrálního projektu a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedeného semestrálního projektu dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením tohoto projektu jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009Sb.

V Brně dne

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce, na téma *Detekce toku s využitím optické koherentní tomografie*, panu doc. Ing. Radimu Kolářovi, Ph.D. za metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování této semestrální práce.

V Brně dne

podpis autora.....

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá detekcí toku založené na analýze textury šedotónových snímků z Optické koherentní tomografie (OCT). Přesněji se zabývá metodou založenou na detekci změn ve rozložení speklí (*Speckle variance*, SV). Byla nasnímána data na dynamickém fantomu na která se aplikovala právě tato metoda. Poté se vyhodnocoval vliv parametrů na kvalitu této metody.

Klíčová slova

Optická koherentní tomografie, OCT, zobrazení toku krve, Speckle Variance, SV

Abstract

This bachelor thesis deals with the flow detection based on the analysis of texture grayscale images from optical coherence tomography (OCT). More specifically, it deals with a Speckle Variance method (SV). We scan the data on the dynamic phantom and then it was applied to this method the data. Then was evaluate the influence of the parameters on the quality of the method.

Keywords

Optical coherence tomography, OCT, imaging of microvasculature, Speckle Variance, SV

Bibliografická citace

PŠURNÝ, M. *Detekce toku s využitím optické koherentní tomografie*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 40 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D..

Seznam obrázků

Obrázek 1: Základní prvek OCT, Michelsonův interferometr [5]	5
Obrázek 2: Popis indexů	7
Obrázek 3: Konstrukce celého fantom vč. pump a OCT přístroje [3]	9
Obrázek 4: Konstrukce fantomku[3]	9
Obrázek 5: Pórovitý materiál polypropylen, ze kterého byla trubička [2]	10
Obrázek 6: Závislost vlnové délky na rozptylovosti (naše nanočástice 25-1400) [10].....	11
Obrázek 7: Nanočástice Nanopartz™ Bare Gold Nanorodz™ [10]	12
Obrázek 8: Výsledný SV snímek 1. experimentu pro různé N.....	14
Obrázek 9: Znázornění posunu plovoucího okna, které počítá SV.....	15
Obrázek 10: Výsledné SV snímky pro jednotlivé experimenty při délce ona N = 8 s použitím kroku o N	15
Obrázek 11: Výsledné SV snímky pro jednotlivé experimenty při délce ona N = 8 s použitím kroku o 1	16
Obrázek 12: Názorné použití masky.....	17
Obrázek 13: Grafické znázornění hodnot průměru $\mu(SV)$ pro experimenty kdy se zvyšoval hlavní průtok (krok o N).....	17
Obrázek 14: Grafické znázornění hodnot směrodatné odchylky $\sigma(SV)$ pro experimenty kdy se zvyšoval hlavní průtok (krok o N).....	18
Obrázek 15: Grafické znázornění hodnot průměru $\mu(SV)$ pro experimenty kdy se zvyšoval hlavní průtok (krok o N).....	18
Obrázek 16: Grafické znázornění hodnot průměru $\mu(SV)$ pro experimenty kdy se zvyšoval bolus průtok (krok o N).....	19
Obrázek 17: Grafické znázornění hodnot směrodatné odchylky $\sigma(SV)$ pro experimenty kdy se zvyšoval bolus průtok (krok o N)	20
Obrázek 18: Grafické znázornění hodnot průměru $\mu(SV)$ pro experimenty kdy se zvyšoval bolus průtok (krok o N).....	20
Obrázek 19: Grafické znázornění hodnot směrodatné odchylky $\sigma(SV)$ pro experimenty kdy se zvyšoval bolus průtok (krok o N)	21
Obrázek 20: Grafické znázornění hodnot průměru $\mu(I)$ pro experimenty kdy se zvyšoval bolus průtok	22
Obrázek 21: Grafické znázornění hodnot směrodatné odchylky $\sigma(I)$ pro experimenty kdy se zvyšoval bolus průtok.....	22
Obrázek 22: Grafické znázornění $\mu(SV)$ v čase pro oblast průchodu částic	23
Obrázek 23: Grafické znázornění $\sigma(SV)$ v čase pro oblast průchodu částic	24
Obrázek 24: Grafické znázornění $\mu(I)$ v čase pro oblast průchodu částic	25
Obrázek 25: Grafické znázornění $\sigma(I)$ v čase pro oblast průchodu částic	25
Obrázek 26: Vyhlazené SV snímky	26
Obrázek 27: Obrázek 13: Grafické znázornění hodnot průměru μSV pro jednotlivé experimenty a délku N (krok o 1).....	33
Obrázek 28: Grafické znázornění hodnot směrodatné odchylky SV pro jednotlivé experimenty a délku N (krok o 1)	33

Obsah

Seznam obrázků.....	1
Obsah	2
1 Úvod.....	3
2 Optická koherentní tomografie (OCT).....	4
2.1 Princip OCT	4
2.2 Využití OCT.....	5
3 Metody detekce toku ze snímků OCT v šedotónové oblasti.....	6
3.1 Dopplerovské zobrazení	6
3.2 Metoda založená na detekci změn ve rozložení speklí (speckle variance, SV)	6
4 Popis experimentu	9
4.1 Fantomek	9
5 Použité nanočástice	11
Jejich délka (256 nm) značně převyšuje jejich průměr a proto se dá hovořit o nanotyčinkách [10].	11
6 Data (experiment)	13
7 Analýza naměřených dat	14
7.1 Kvantitativní vyhodnocení.....	16
7.1.1 Zvyšování hlavního průtoku.....	17
7.1.2 Zvyšování bolus průtoku	19
7.1.3 Intenzita.....	21
7.2 Analýza průchodu nanočástic stěnou vlákna	23
7.3 Vliv vyhlazení před a po SV výpočtu.....	26
8 Závěr	27
Použité informační zdroje	28
Seznam příloh.....	29

1 Úvod

Detekce průtoku krve cévami patří mezi základní funkční diagnostické vyšetření. Dnes se v klinické praxi rutině využívá ultrasonografického dopplerovského vyšetření. Optická koherentní tomografie (angl. *Optical coherence tomography*, OCT) slibuje lepší prostorovou i časovou rozlišovací schopnost oproti ultrasonografii. V současné době jsou ve fázi výzkumu a vývoje metody detekce toku s využitím optické koherentní tomografie a to jak *in vitro*, tak *in vivo*.

Tato práce se zabývá detekcí toku v šedotónových snímcích z OCT a vychází primárně z článku [1] z roku 2010. Na dynamickém fantomu byla nasnímána data na které byla implantována metoda založená na detekci změn ve rozložená speklí (angl. tzv. *speckle variace*, SV). Metoda, která využívá číslicového zpracování obrazů. Pro lepší detekci průtoku byly využity nanočástice, které rozptylují elektromagnetické záření blízké vlnové délce, ve které pracuje OCT. Nanočástice se vstříkávaly k hlavnímu průtoku – vodě.

2 Optická koherentní tomografie (OCT)

Optická koherentní tomografie (angl. *Optical coherence tomography*, OCT) je poměrně nová neinvazivní zobrazovací metoda, která byla představena na začátku 90. let [5]. Pomocí OCT můžeme snímkovat tomografické řezy nehomogenních materiálů, jako je například lidská tkáň. Vedle morfologických vlastností můžeme ze snímků OCT vyhodnotit i funkční vlastnosti, jako je například pohyb částic.

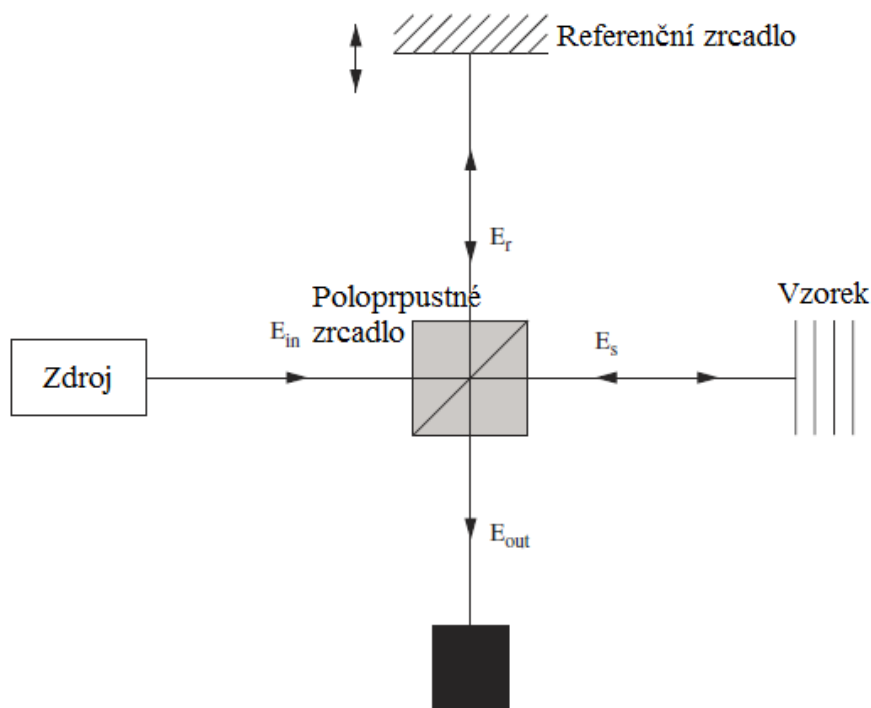
Princip OCT je téměř stejný jako princip ultrasonografického zobrazování nicméně s tím rozdílem, že k snímání tkáně nepoužíváme akustické vlny, ale elektromagnetické vlnění blízké infračervené oblasti. S tím souvisí řada výhod a nevýhod. Obrovskou výhodou, je mnohem lepší prostorová i časová rozlišovací schopnost. Elektromagnetické vlnění viditelného spektra ovšem neproniká do hloubky tkáně. Proto se používá vlnění z oblasti infračerveného záření (NIR) nebo jemu velmi blízké, které díky své delší vlnové délce proniká hlouběji. Vlnová délka se pohybuje většinou od 800 nm až po jednotky μm [4].

2.1 Princip OCT

Základní prvek v OCT přístroji je Michelsonův interferometr, kde zdrojem elektromagnetického záření je monochromatické světlo. Schéma můžeme vidět na obrázku 1. Světlo E_{in} putuje ze zdroje na polopropustné zrcadlo, kde se paprsek rozdělí na dva E_r a E_s . První (E_r) jde do pohyblivého refrenčního zrcadla, které je popsáno koeficientem odrazivosti. Tento paprsek je referenční. Druhý paprsek E_s jde do zkoumaného vzorku. Ve vzorku dojde k rozptylu a zpětnému odrazu. Poté se spojí s referenčním paprskem. Referenční zrcadlo kmitá (tzv. hloubkové skenování) a vlny odražené z něj interferují právě s takovými vlnami, které se ve vzorku odrazily ve stejné hloubce. Vzniká tak paprsek E_{out} , který míří na fotodetektor. Výsledná vlna se vypočítá podle následující rovnice:

$$E_{\text{out}} = E_r + E_s + 2\sqrt{E_r E_s} \cos\delta \quad (1)$$

Obraz se vytváří tzv. bočním skenováním, vytváří se tak řady axiálních skenů (A-sken). Složením A-skenů dostáváme ucelený tomografický řez [4, 5].



Obrázek 1: Základní prvek OCT, Michelsonův interferometr [5]

Výsledný OCT snímek může být získán jak z časové tak frekvenční oblasti. Proto existují 2 metody, kterými můžeme výsledný obraz získat, a to Time – domain OCT a Fourier – domain OCT [5]. Experiment se prováděl na Fourier – domain OCT (FD-OCT). Více o FD-OCT můžeme najít v článku [5].

2.2 Využití OCT

Vzhledem k tomu, že OCT je neinvazivní metoda, u které odpadá zatížení pacienta rentgenovým zářením, získává si velkou oblibu. OCT je poměrně rychlá metoda a oproti ultrasonografii má daleko lepší prostorovou i časovou rozlišovací schopnost, což je obrovská výhoda. Nevýhodou je hloubka průniku tkání, takže nemůže zastoupit běžné ultrasonografické vyšetření [4, 5].

Nicméně u průhledných tkání tento problém odpadá (oko) a proto se v oftalmologii těší velké oblibě. Využívá se k diagnostice mnoha patologií na sítnici [6].

Pokud budeme skenovat povrch těla, taktéž tento problém odpadá. V dermatologii našlo OCT taktéž využití například při diagnostice rakoviny kůže v raném stádiu [4].

OCT byla taktéž skombinována s endoskopickými a stentovými metodami. Toho se dá využít při vyšetření gastrointestinálního traktu či cévního řečiště. Při vyšetření kvality cévní stěny dává OCT oproti stejnému vyšetření intravaskulárním ultrazvukem (IVUS) daleko lepší výsledky díky lepšímu rozlišení (10 μm), což je o řád víc než IVUS [7].

3 Metody detekce toku ze snímků OCT v šedotónové oblasti

Do současné doby byly vyvinuty 2 metody, kterými se dá detekovat tok ve snímcích OCT. První z nich je metoda kdy využíváme Dopplerovského zobrazení, kdy můžeme hodnotit tok kvantitavně, tzn. rychlost průtoku [1].

3.1 Dopplerovské zobrazení

Dopplerovská koherentní tomografie, někdy nazývaná optická dopplerovská tomografie (ODT) je OCT zkombinované s laserovým dopplerovým průtokoměrem. Je to metoda založená na časové změně fáze (okamžité frekvence) odražené vlny od pohybujících se částic ve vzorku, kterou laser vyslal. Rychlost toku je poté úměrná rozdílu frekvencí vyslané a odražené (zpět detekované) a můžeme ji vypočítat ze vztahu,

$$u = \lambda_0 \frac{\Delta f}{2 \cos(\theta)} \quad (2)$$

kde Δf je fázový posun a θ je relativní úhel mezi optickým signálem a vektorem rychlosti pohybujících se částic [5].

Protože je frekvenční posun závislý na úhlu, který svírá laser s vektorem rychlosti toku, je potřeba mít sondu pod určitým úhlem (dopplerovský úhel), jinak dojde ke zkreslení výsledků. Fakt, že sonda musí být pod daným úhlem přináší značné nevýhody, protože může znemožňovat některé aplikace [5, 8]. Hodnota rychlosti toku se měří v mm/s [3].

3.2 Metoda založená na detekci změn ve rozložení speklí (speckle variance, SV)

Druhá metoda je průměrovací metoda, která má schopnost vizualizovat pohyb a tedy i průtok částic. Je to kvalitativní metoda (neposkytuje informaci o rychlosti toku) a je založena na detekci změn ve rozložení speklí (angl. tzv. *Speckle Variance*, SV). Spekle představují specifickou strukturu ve snímku, která vzniká interferencí odraženého monochromatického signálu na detektoru. Obrovskou výhodou ovšem je, že není závislá na dopplerovském úhlu [9]. Na tuto metodu se zaměřuje tato práce.

SV obrázky, které pak zobrazují, kde pohyb částic probíhá, se vyhotoví na základě změn intenzit v daném pixelu přes požadovanou délku B-skenů (počet obrázků, N). Takto můžeme sledovat dynamicky v čase průtok. Výsledný SV snímek, který nám zobrazí, kde všude k pohybu částic v čase došlo, dostáváme zprůměrováním všech SV snímků. Všechny obrázky snímáme ze stejné polohy. Rovnice pro výpočet SV je následující: (3) [1].

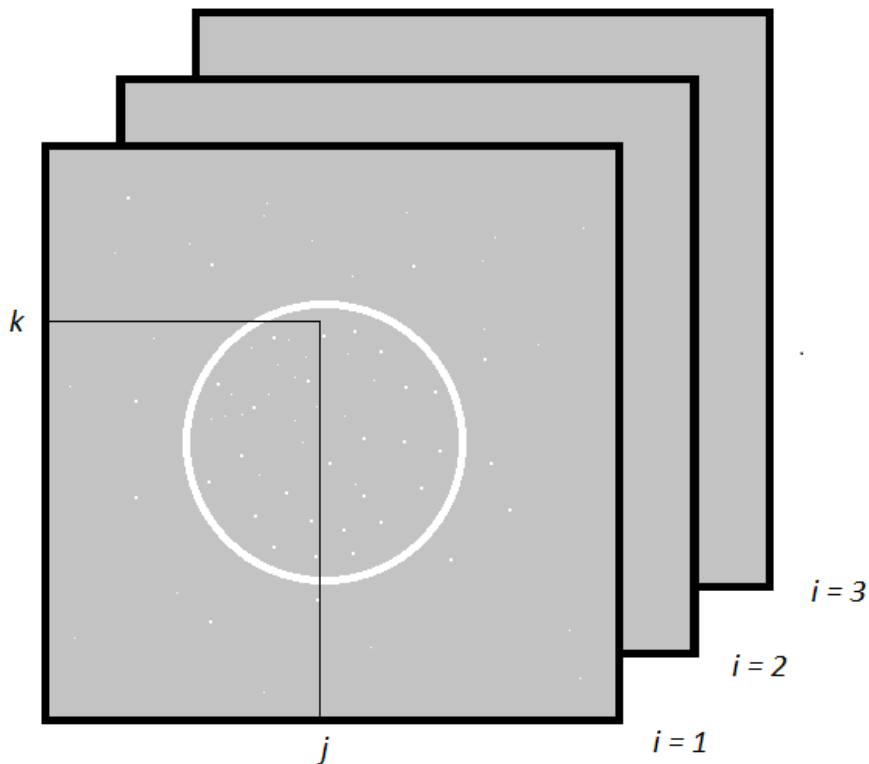
$$SV_{jk} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (I_{ijk} - \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N I_{ijk})^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (I_{ijk} - I_{mean})^2 \quad (3)$$

N je délka průměrovacího okna. j, k jsou horizontální a vertikální indexy v jednotlivém snímku, i pak index pro pořadí snímku. I_{ijk} je intenzita signálu v jednom pixelu (j, k) i -tého snímku. Viz obrázek 2.

Algoritmus tedy sečte hodnoty intenzit na pozici j, k přes požadovanou délku B-skenů - N . Poté je podělí počtem snímků N - dostáváme průměrnou hodnotu intenzity v každém pixelu v rovině j, k (I_{mean}). Poté budeme odečítat hodnotu I_{mean} na pozici j, k od každé hodnoty intenzity na pozici j, k v každém snímku. Abychom se nedostali do záporných hodnot, umocníme čísla na druhou. Tyto čísla opět zprůměrujeme a vyjde nám SV snímek, který zvýrazní ty oblasti, kde dochází k pohybu částic [1].

Takto můžeme spočítat SV snímky pro celou sekvenci snímků. N nazvěme plovoucím oknem. Toto plovoucí okno prochází celou sekvencí s určitým krokem. Pokud bude krok roven N , bude výpočet vypadat následovně. Algoritmus vezme prvních N B-skenů a vypočítá SV snímek, poté se posune právě o N a spočítá další SV snímek a pokračuje takto až do konce sekvence. Dostáváme určitý počet SV snímků, který je roven: délka celé sekvence/ N . Takto můžeme zachytit pohyb částic v čase, nicméně s časovými ztrátami. Jeden SV snímek se totiž rovná: (1/nímkovací frekvence)* N [9].

Když zprůměrujeme všechny SV snímky, dostáváme výsledný SV snímek, ten nám zobrazí, kde všude průtok probíhal.



Obrázek 2: Popis indexů

Výsledek nám můžou ovlivnit 2 parametry. Prvním je počet snímků, tedy N a také snímkovací frekvence. Délka okna se může volit například $N = 2, 4, 8, 16, 32$. Snímkovací frekvence se nastaví na nějakou hodnotu (např. 35, 100,...), nicméně může mírně kolísat. Také vlnová délka se trochu mění [1]. Plovoucí okno může být rozměru 1×1 , nicméně může být i větší a to nejenom v rovině j, k , ale i v ose i .

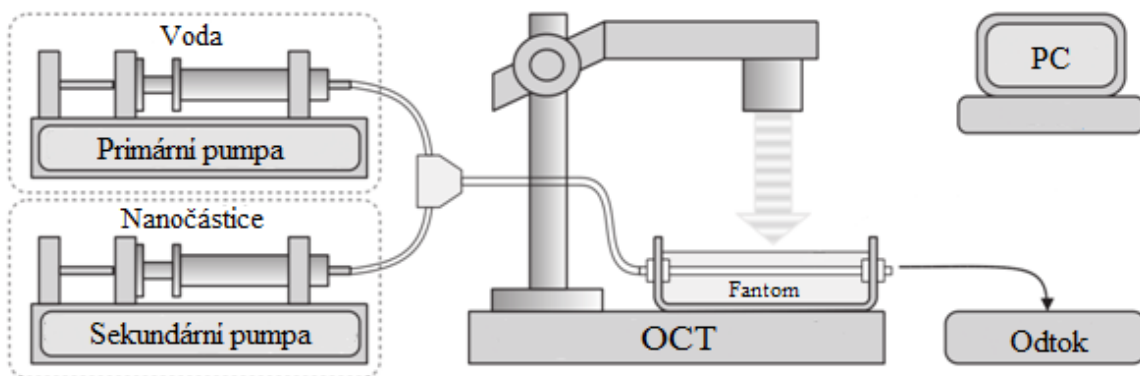
Také můžeme vzít více SV snímků (zprůměrované přes kratší délkou N) v sekvenci a postupně je zprůměrovávat [1].

V současné době je tato metoda ve fázi vývoje, nicméně už byly provedeny pokusy *in vivo* a to například na snímcích cév kožní stěny potkana či snímcích cév u nehtového kořenu člověka. Výsledky vypadají slibně, nicméně metoda zohledňuje Gaussovo rozložení intenzit, které můžeme pozorovat u nepohybující se tkáně. Ve chvíli kdy dochází k pohybu částic ve tkáni má intenzita pixelů Rayleighovo rozložení. To přináší zkreslení[9].

4 Popis experimentu

Experiment se prováděl na Ústavu biomedicínského inženýrství Fakulty elektrotechniky a komunikačních technologií Vysokého učení technického. Simulace pohybu částic (toku) byla provedena na dynamickém fantomku. Celá konstrukce se skládala z primární a sekundární pumpy, fantomku, OCT přístroje, odtoku a PC, kam se načítala data. Na pumpách se dal nastavit přesný průtok.

Sběr dat probíhal pomocí FD-OCT přístroje se snímkovací frekvencí 35 fps (snímků za sekundu, angl. *frames per second*).

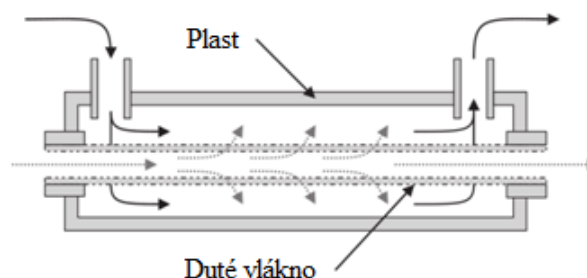


Obrázek 3: Konstrukce celého fantom vč. pump a OCT přístroje [3]

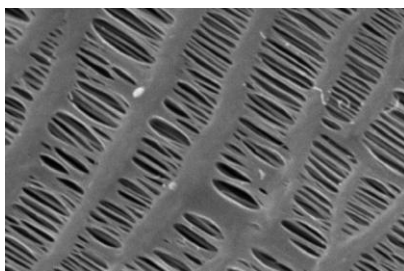
Do zkonstruovaného fantomku proudily 2 toky s průtokem řádově v $\mu\text{l}/\text{min}$. Voda z primární pumpy a k ní se vsříkly nanočástice z pumpy sekundární.

4.1 Fantomek

Fantomek byl vyroben z plastu a procházela jím trubička, kterou proudily částice. Okolo trubičky byla napuštěná voda, která se vsříkla stříkačkou. Trubička byla pórovitá membrána z polypropylenu. Velikost pórů byla dostačující, aby jimi mohly prostupovat nanočástice.



Obrázek 4: Konstrukce fantomku[3]

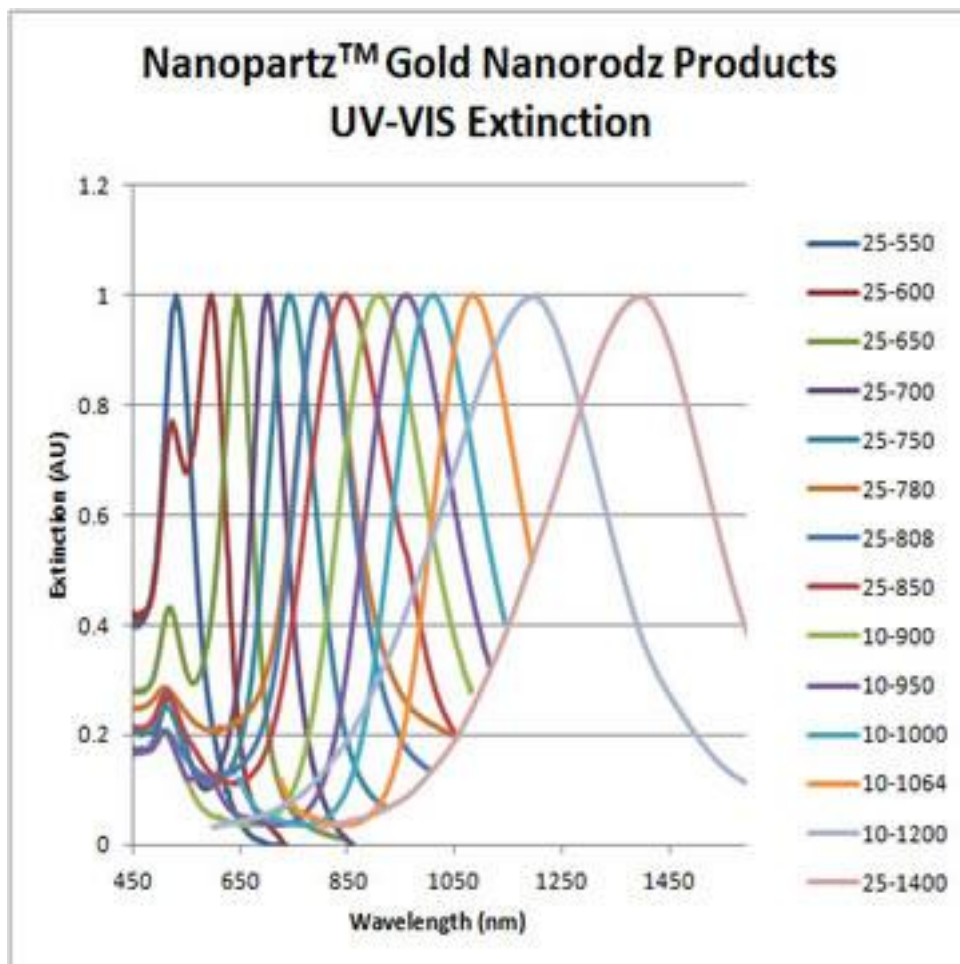


Obrázek 5: Pórovitý materiál polypropylen, ze kterého byla trubička [2]

5 Použité nanočástice

K experimentu byly použity zlaté nanočástice Nanopartz™ Bare Gold Nanorodz™. Tyto nanočástice mají přesně definovaný tvar a také vlnovou délku, ve které nejlépe rozptylují elektromagnetické záření [10].

My jsme použili nanočástice s označením A12N-25-1400. Jsou to nanočástice s průměrem 25 nm a nejlépe rozptylují elektromagnetické záření s vlnovou délkou 1400 nm [10]. OCT přístroj, na kterém byly provedeny pokusy, pracuje ve vlnových okolo 1300 nm. Nanočástice, které rozptylují, tedy i odráží, elektromagnetické záření na stejné nebo podobné vlnové délce jako pracuje přístroj, jsou nejvhodnější – zpět na detektor se odrazí největší množství paprsků. Proto byly nejvhodnější právě tyto nanočástice. Nanopartz™ jsou vysoce monodisperzní, což je velkou výhodou [10].



Obrázek 6: Závislost vlnové délky na rozptylovosti (naše nanočástice 25-1400) [10]

Jejich délka (256 nm) značně převyšuje jejich průměr a proto se dá hovořit o nanotyčinkách [10].



Obrázek 7: Nanočástice Nanopartz™ Bare Gold Nanorodz™ [10]

6 Data (experiment)

Celkem bylo provedeno 7 pokusů (ještě byl proveden pokus č. 0 se samotnou vodou, nicméně ten není v analýze dat obsažen). Měnil se poměr hlavního průtoku (voda) a bolus průtoku (nanočástice). Průtoky jednotlivých experimentů shrnuje tabulka 1. Snímkovací frekvence OCT přístroje byla nastavena na 35 fps. Získali jsme RAW data, která se dále zpracovávala.

Tabulka 1: Průtoky jednotlivých experimentů

Číslo experimentu	Hlavní průtok [$\mu\text{l}/\text{min}$]	Bolus průtok [$\mu\text{l}/\text{min}$]
1	100	100
2	200	100
3	300	100
4	100	200
5	100	300
6	100	400
7	100	500

V prvním experimentu byly nastaveny oba průtoky stejné. V druhém a třetím experimentu se zvyšoval hlavní průtok. Poté se naopak zvyšoval bolus průtok.

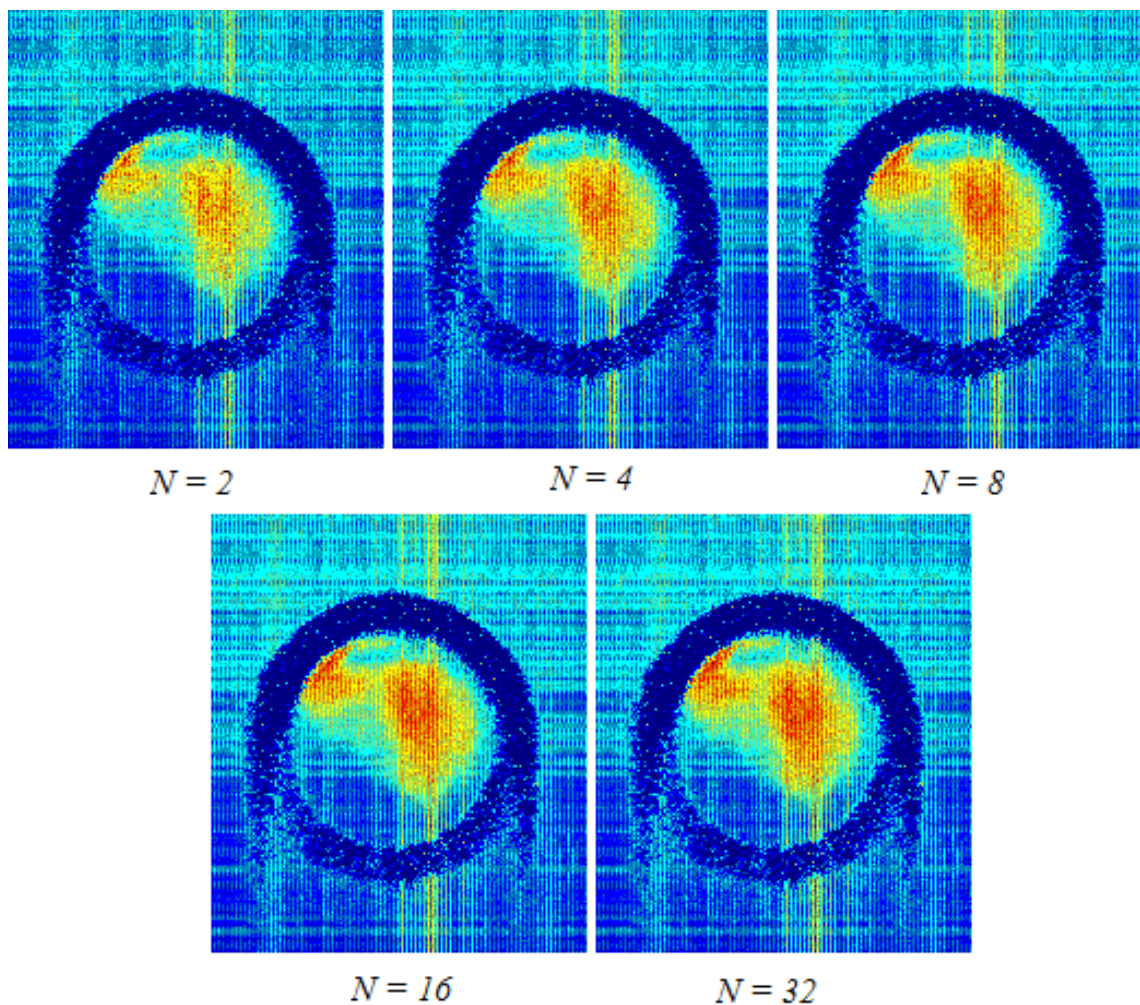
7 Analýza naměřených dat

RAW data se načítala do 3D matice, ze které se pak počítal SV snímek. Při načítání RAW dat se také musel nastavit jas, kontrast a dynamický rozsah snímku. Nejlepší nastavení hodnot vycházelo na kontrast = 3, jas = -195 a dynamický rozsah = 70. V ose i nebyly matice vždy stejně dlouhé, proto se jejich délka zkrátila na 380.

Při výpočtu SV obrázku se měnila délka okna N , a to $N = 2, 4, 8, 16$ a 32 . Při snímkovací frekvenci 35 fps vychází, že jeden snímek odpovídá době $1/35$ s. Pokud tedy budeme průměrovat, například oknem délky 4, bude SV snímek odpovídat $4/35$ s.

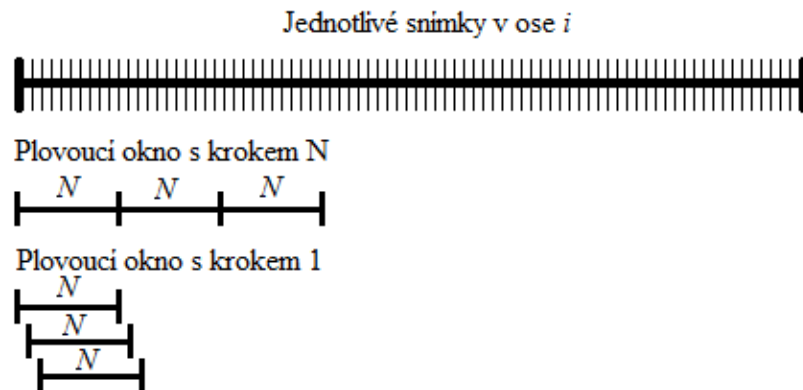
Když počítáme SV snímky celou maticí, můžeme sledovat průtok dynamicky v čase. Výsledný SV snímek (celkového průtoku) pak dostaneme zprůměrováním všech SV snímků. Tyto snímky jsme pak podrobily analýze.

Z obrázku 8 je patrné, že čím vyšší N zvolíme, tím je v místech kde dochází k pohybu částic hodnota SV větší, nicméně je vyhotoven za delší časový úsek.

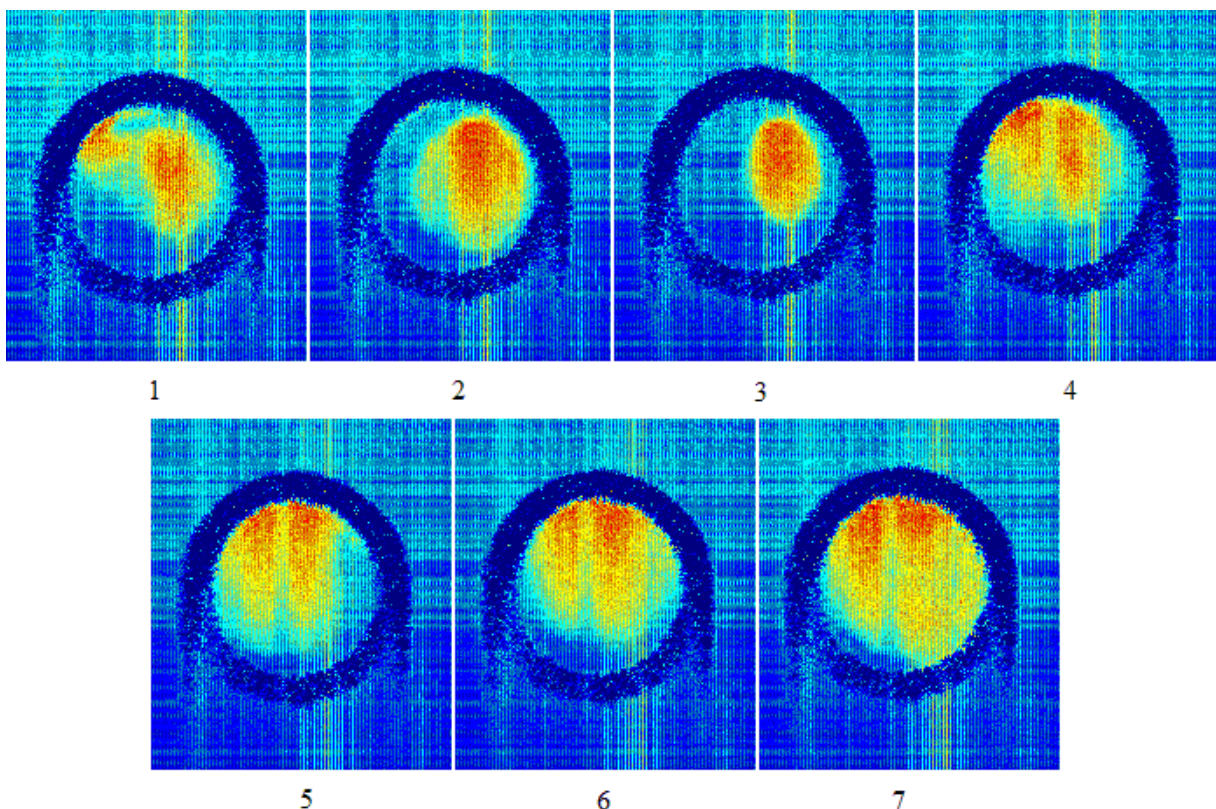


Obrázek 8: Výsledný SV snímek 1. experimentu pro různé N

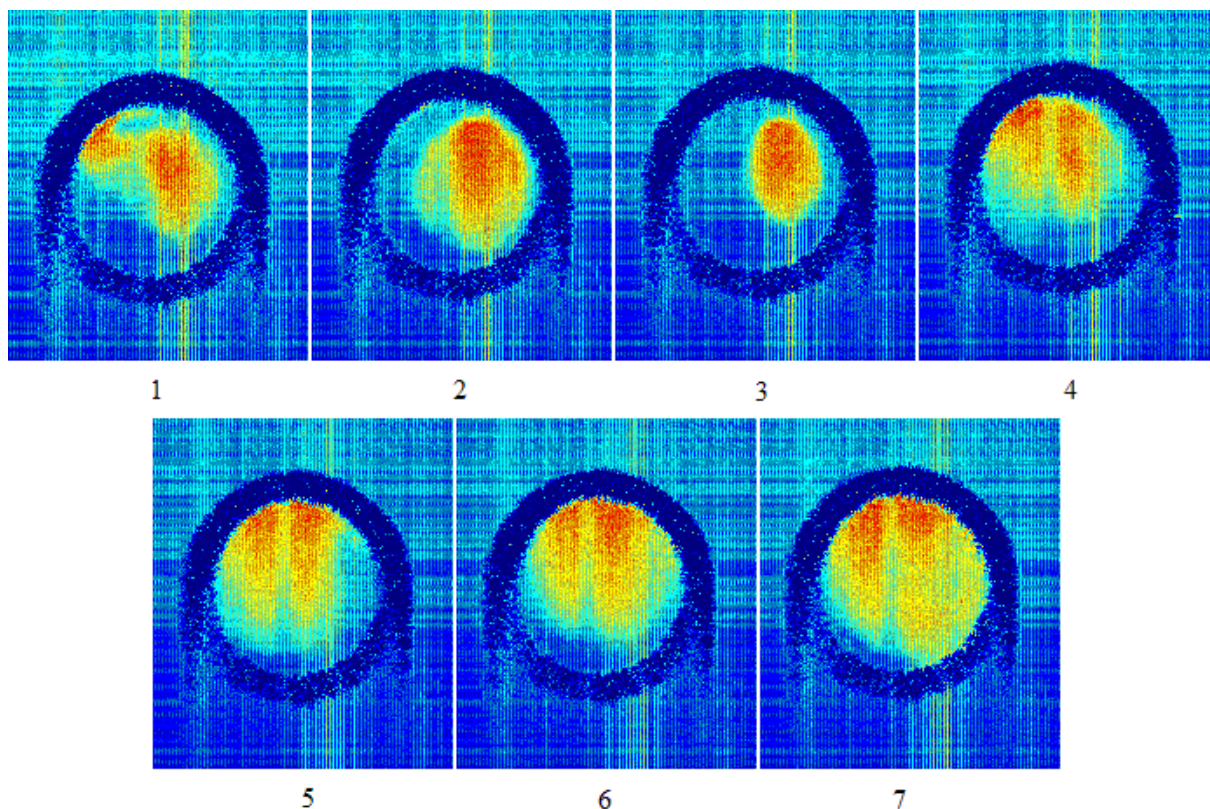
Také jsme zkusili průměrovací okno délky N , které počítá SV, posouvat buď s krokem rovnému N , nebo s krokem 1. Pokud se tedy bude plovoucí okno posouvat s krokem 1, dochází k překryvu a výsledný SV snímek se vypočítává z většího množství snímků. Pokud se bude posouvat o N , k překryvu nedochází. To zobrazuje obrázek 9. Z obrázků 10 a 11 lze vypožorovat, že výsledný SV snímek se nijak výrazně neliší, nicméně při dynamickém pozorování rozdíl vypožorujeme (videosoubory na kterých je zachycen dynamický průběh jsou obsahem příloženého DVD). Při průměrování s krokem 1 se celkově vypočte více SV snímků a doba v podstatě odpovídá reálné době, ale průtok není zachycen tak výrazně.



Obrázek 9: Znázornění posunu plovoucího okna, které počítá SV



Obrázek 10: Výsledné SV snímky pro jednotlivé experimenty při délce ona $N = 8$ s použitím kroku o N



Obrázek 11: Výsledné SV snímky pro jednotlivé experimenty při délce okna $N = 8$ s použitím kroku o 1

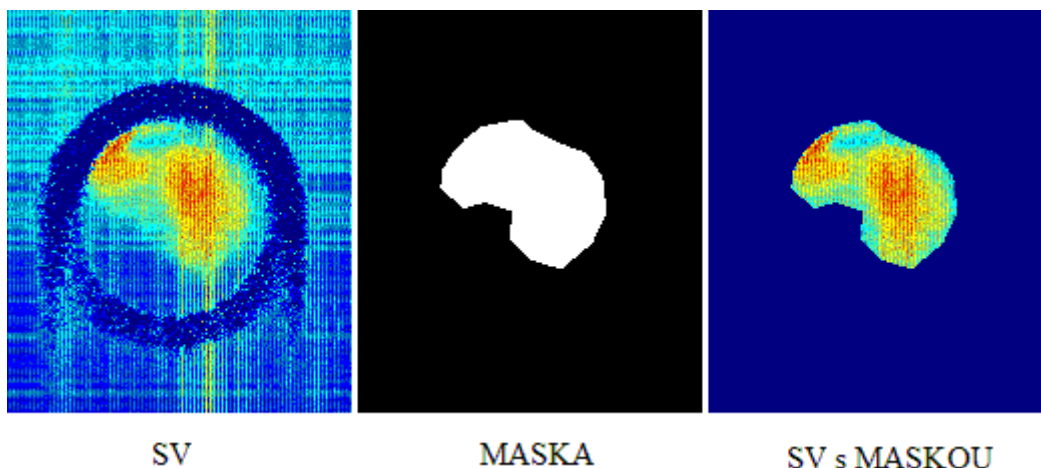
Z obrázku 11 je patrné, že se zvyšujícím se hlavním průtokem se zmenšovala oblast, kde proudili nanočástice – méně difundovaly do prostoru. Naopak se zvyšujícím se bolus průtokem nanočástice více difundovaly do prostoru a celá oblast trubičky je více homogenní.

Také bylo vyzkoušeno dvojí průměrování. Zprůměrovalo se více SV snímků, které vytvořily nový SV snímek. Výsledný SV snímek se vypočítal zprůměrováním nových SV snímků. Toto řešení ovšem nepřineslo lepší výsledky.

7.1 Kvantitativní vyhodnocení

Smyslem kvantitativního vyhodnocení bude vyhodnotit vliv parametrů (délky okna N , velikosti průtoku) na SV hodnoty.

Ke kvantitativnímu vyhodnocení výsledného SV snímku se vyhotovila maska, která nám vymezila oblast zájmu. Maska byla vyhotovena pro každý pokus jiná. Maskou se vynásobil výsledný SV snímek, tím jsme dostali jen hodnoty požadované oblasti. Z těchto hodnot se pak vypočítala průměrná SV hodnota $\mu(SV)$, která vypovídá o kvalitě a také směrodatná odchylka $\sigma(SV)$, která vypovídá o homogenitě SV hodnot.

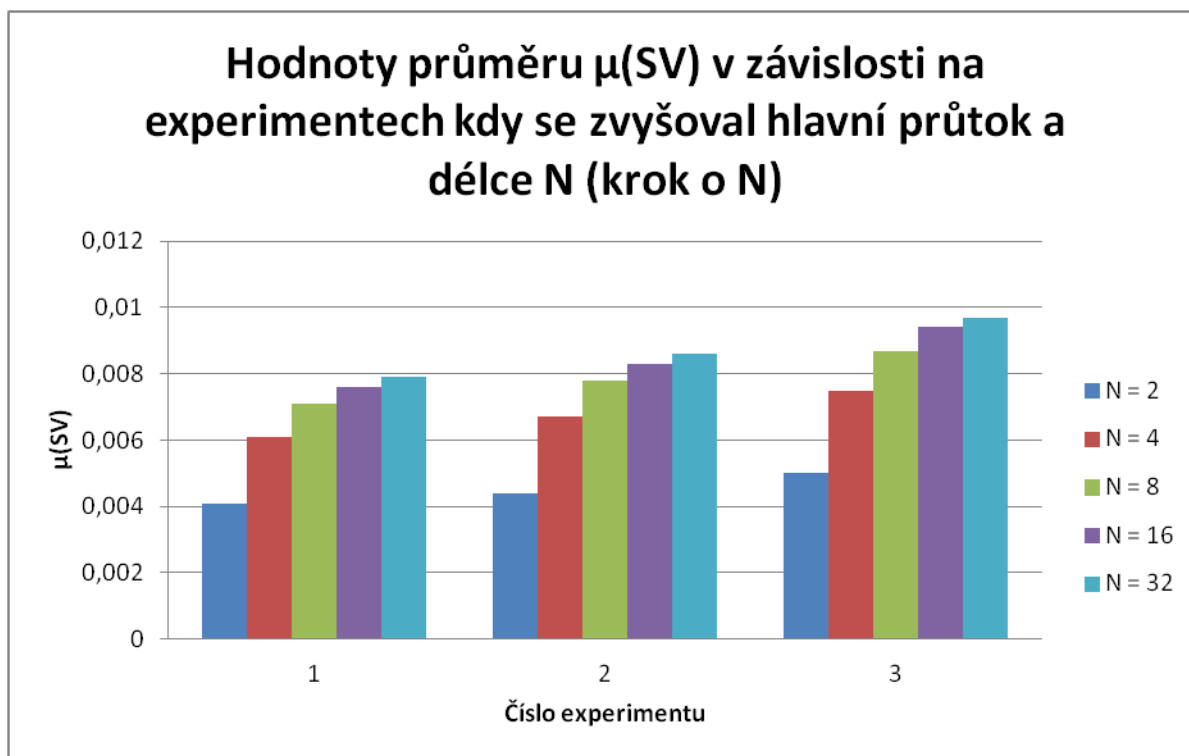


Obrázek 12: Názorné použití masky

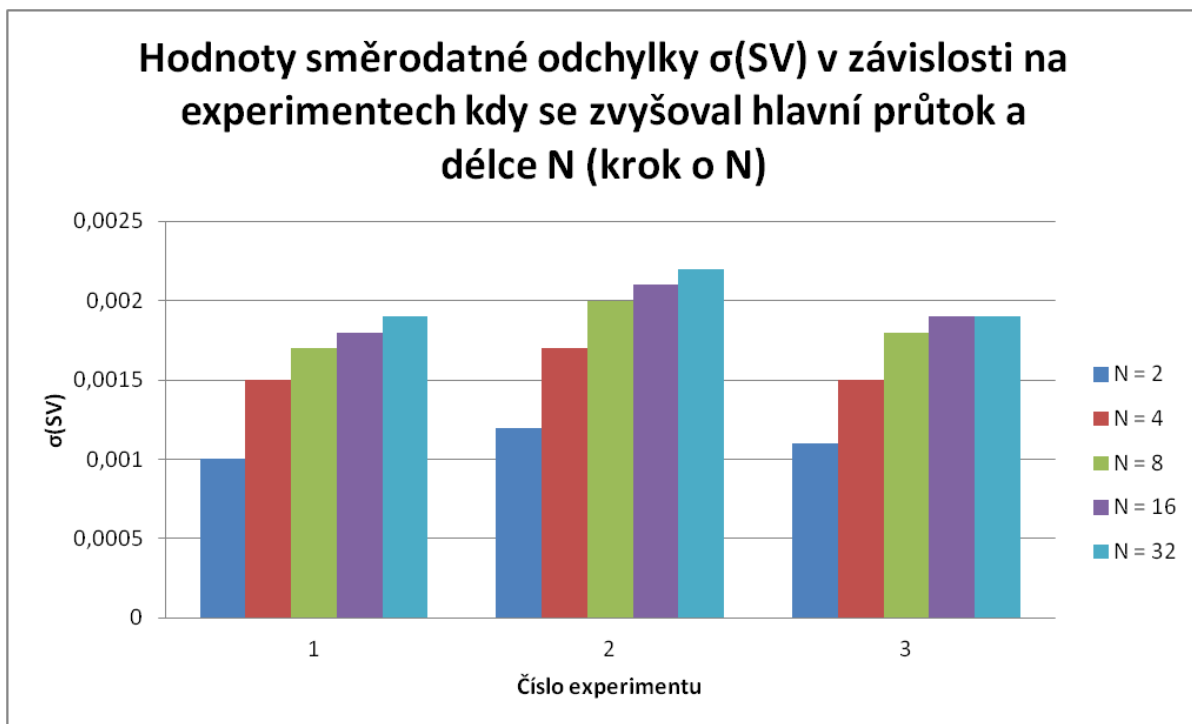
Na průměrnou SV hodnotu nemělo téměř žádný vliv zvolení kroku o N nebo o 1. Proto v práci uvádíme pouze průměrné hodnoty a hodnoty směrodatné odchylky pro krok o N , krok o 1 je uveden v příloze C. Tabulky konkrétních SV hodnot jsou uvedeny v příloze A.

7.1.1 Zvyšování hlavního průtoku

Nejprve vyhodnotíme hodnoty SV pro experimenty 1, 2, 3 kdy se zvyšoval hlavní průtok, tedy průtok vody. Na ose x máme číslo experimentu a můžeme pozorovat vliv velikosti okna N na hodnoty SV.

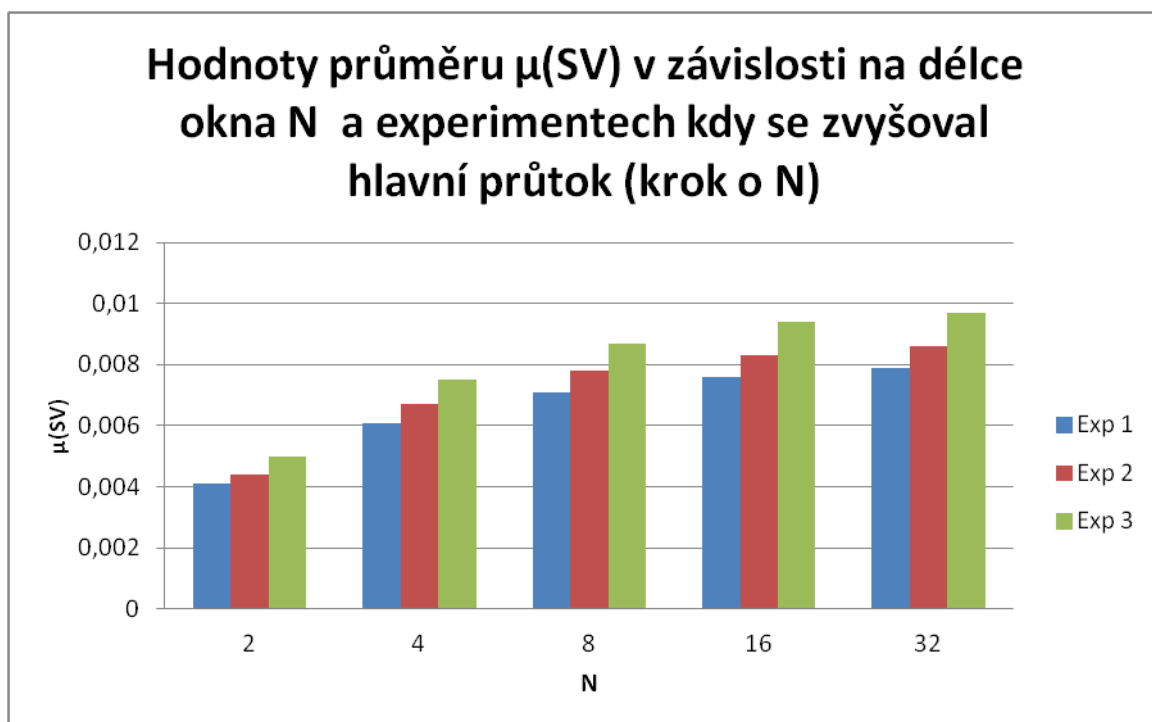


Obrázek 13: Grafické znázornění hodnot průměru $\mu(SV)$ pro experimenty kdy se zvyšoval hlavní průtok (krok o N)



Obrázek 14: Grafické znázornění hodnot směrodatné odchylky $\sigma(SV)$ pro experimenty kdy se zvyšoval hlavní průtok (krok o N)

Jak v případě průměrných hodnot, tak hodnot směrodatné odchylky můžeme vypočítat nárůst SV hodnoty v závislosti na délce okna N . Čím vyšší N zvolíme, tím i hodnota SV bude vyšší. Rozdíl mezi hodnotou SV pro okno 2 a pro okno 4 je značný, rozdíl se postupně se zvyšující se délkou okna snižují.

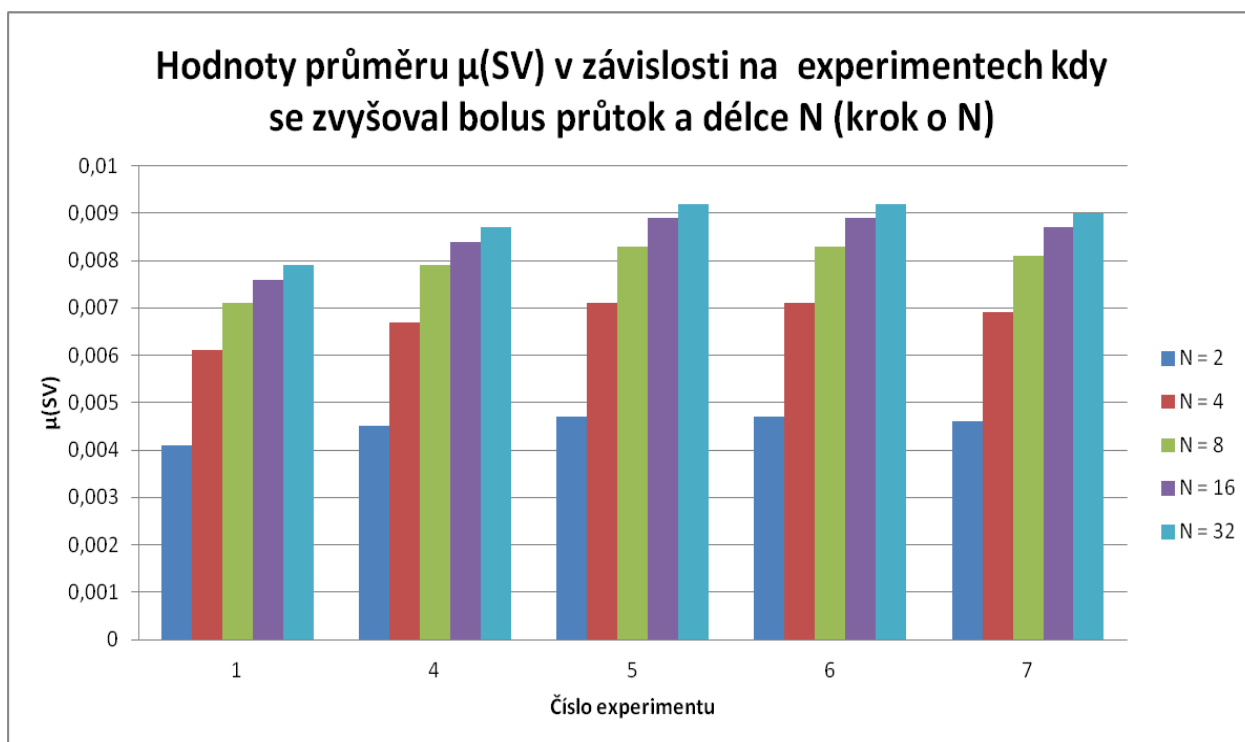


Obrázek 15: Grafické znázornění hodnot průměru $\mu(SV)$ pro experimenty kdy se zvyšoval hlavní průtok (krok o N)

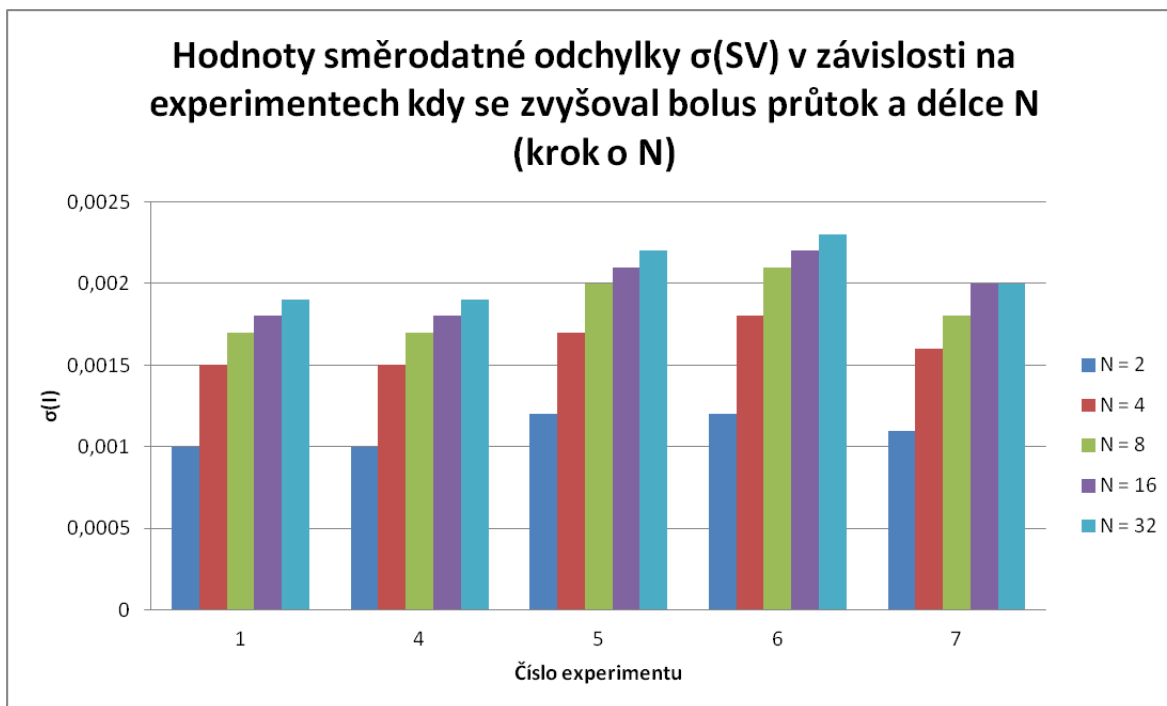
Hodnota SV byla taktéž vyšší čím vyšší byl hlavní průtok oproti bolus průtoku. To můžeme vypočítat i z obrázku 11. Čím pomaleji nanočástice do hlavního průtoku pustíme, tím méně stačí difundovat do okolí a více se drží u sebe. Oblast, kde průtok nanočástic můžeme pozorovat, je menší, čím menší je bolus průtok. Naopak SV hodnota je vyšší, protože se nanočástice více drží u sebe a odražený signál z nich nabývá vyšších hodnot. Dá se v podstatě říci, že nanočástice jsou unášeny hlavním proudem.

7.1.2 Zvyšování bolus průtoku

Dále vyhodnotíme hodnoty SV pro experimenty 1, 4, 5, 6, 7 kdy se zvyšoval bolus průtok, tedy průtok nanočástic. Opět na ose x máme číslo experimentu



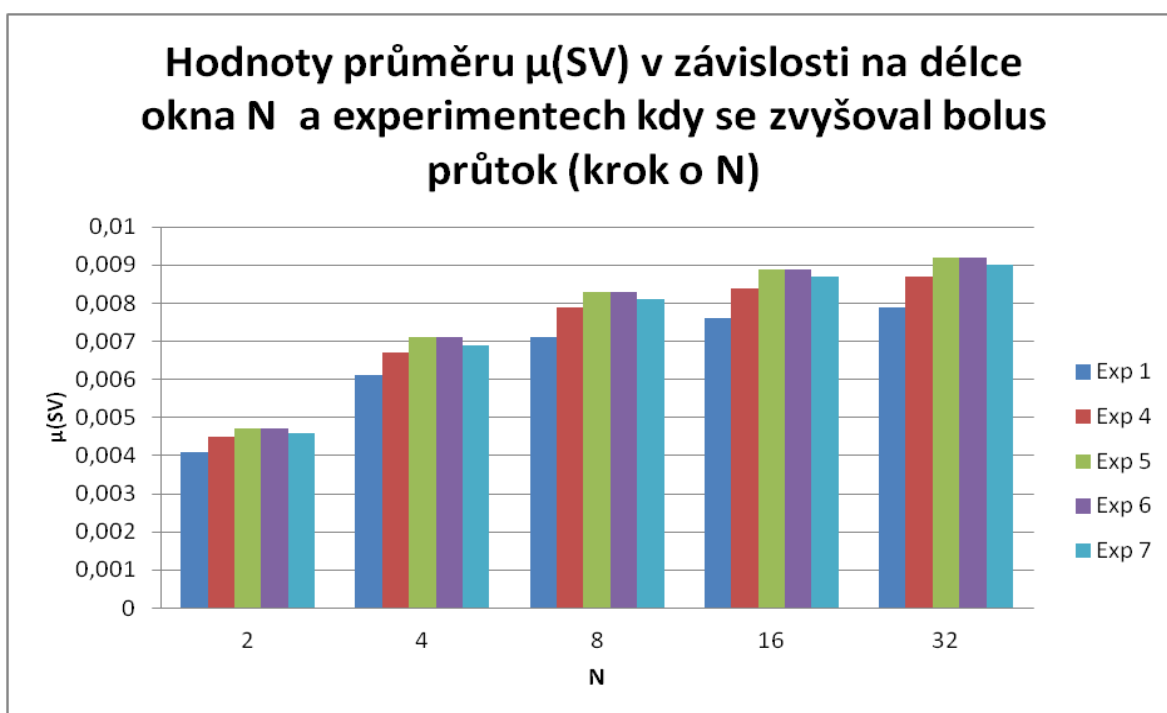
Obrázek 16: Grafické znázornění hodnot průměru $\mu(SV)$ pro experimenty kdy se zvyšoval bolus průtok (krok o N)



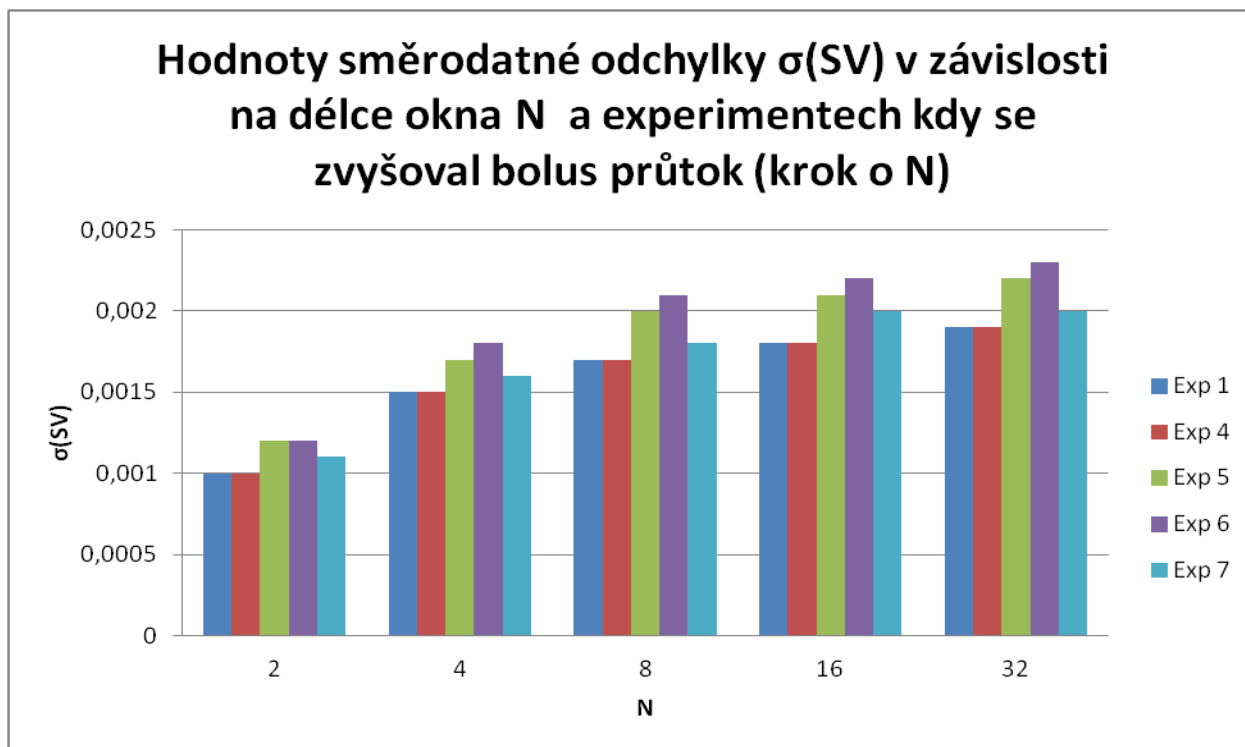
Obrázek 17: Grafické znázornění hodnot směrodatné odchylky $\sigma(SV)$ pro experimenty kdy se zvyšoval bolus průtok (krok o N)

Opět můžeme pozorovat, že čím větší délku okna zvolíme, tím vyšší hodnotu SV dostaneme. Největší rozdíl, nárůst SV hodnoty můžeme pozorovat mezi $N = 2$, $N = 4$ a $N = 8$. Nárůst tedy není lineární a postupně dochází ke stagnaci.

Dále uvedeme grafy, které nám řeknou, jestli záleží, jakou délku okna zvolíme v rámci experimentů.



Obrázek 18: Grafické znázornění hodnot průměru $\mu(SV)$ pro experimenty kdy se zvyšoval bolus průtok (krok o N)

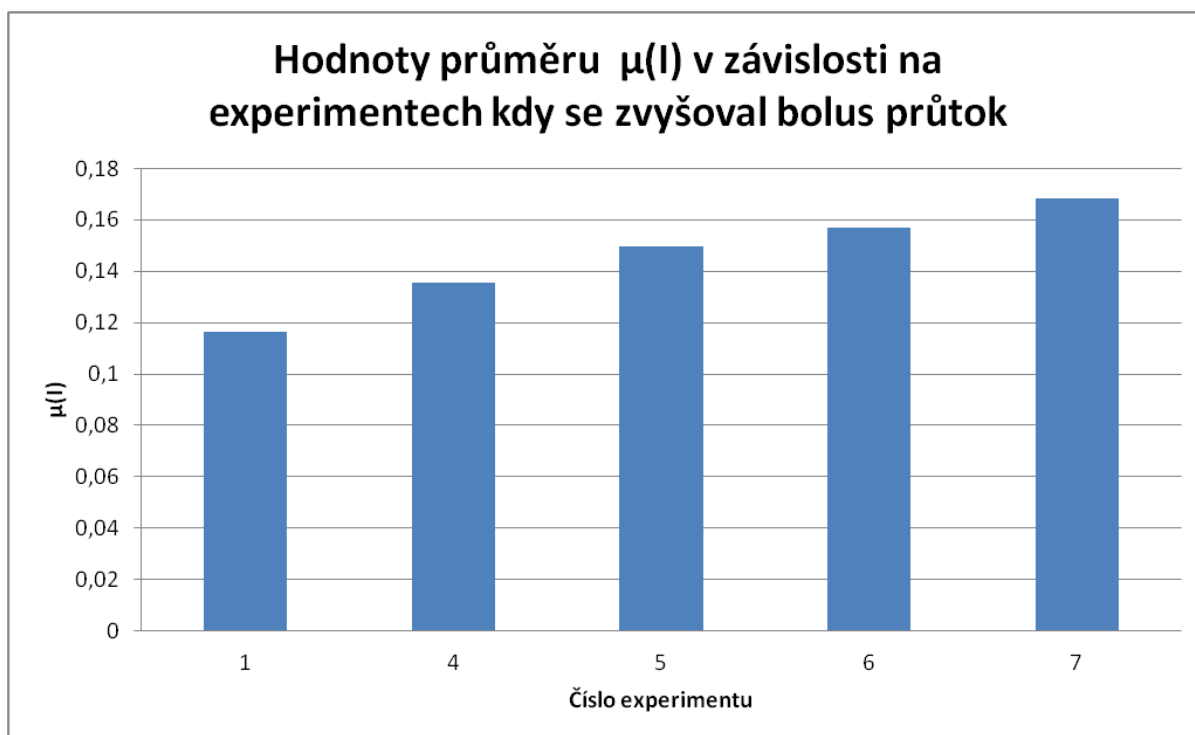


Obrázek 19: Grafické znázornění hodnot směrodatné odchylky $\sigma(SV)$ pro experimenty kdy se zvyšoval bolus průtok (krok o N)

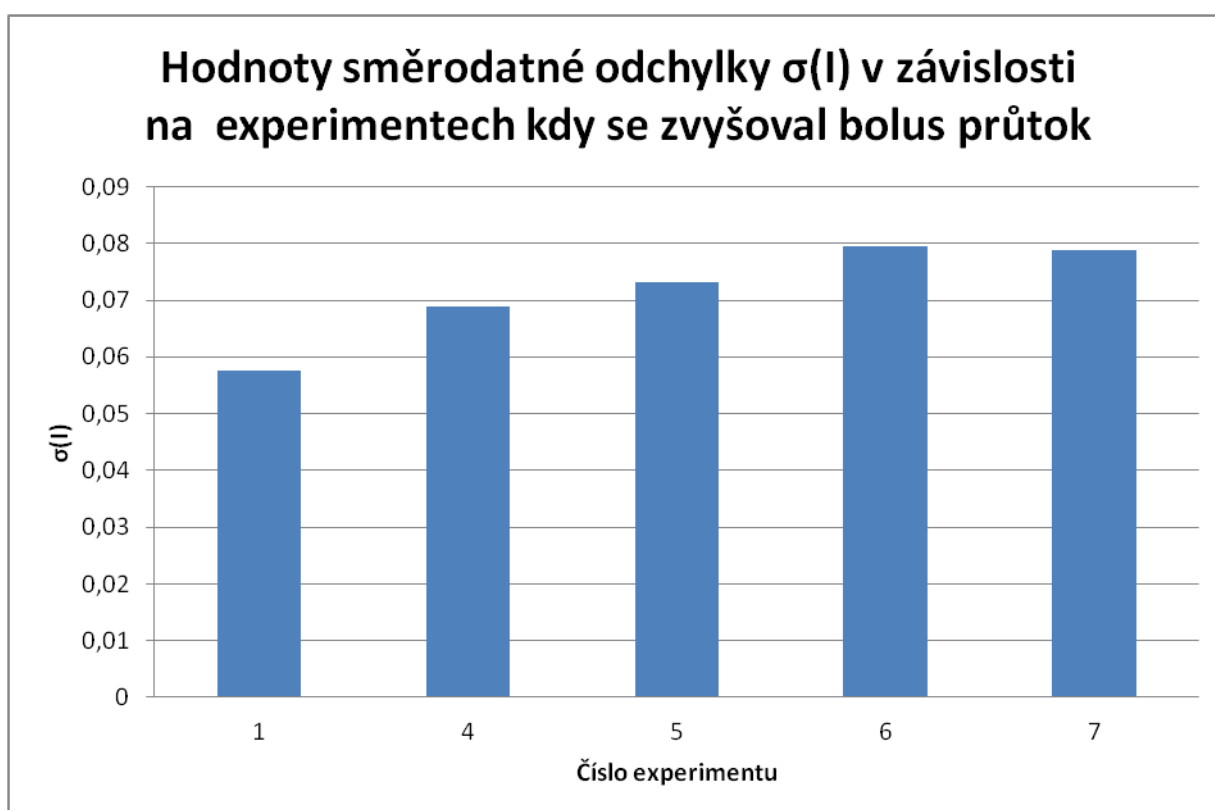
Průměrná SV hodnota se pro zvolenou délku okna v rámci jednotlivých pokusů moc nelišila, mírně narůstala. U experimentu 5 a 6 vidíme homogennější rozložení SV hodnot a u experimentu 7 nám klesne. Na obrázku 11 vidíme, že právě v experimentu 7, byl tok skoro v celém průměru trubičky, nicméně rozložení hodnot není homogenní. Také vidíme, u všech obrázků, čím více jsme šli při skenování snímků do hloubky (elektromagnetické vlnění dopadalo zvrchu), tím více dochází k útlumu signálu. U experimentu 7 je tento úbytek značný.

7.1.3 Intenzita

Výpočtem SV dostáváme novou veličinu oproti původní intenzitě (I). Uvedeme ještě číselně vyjádřené průměrné hodnoty a hodnoty směrodatné odchylky intenzity pro experimenty kdy se zvyšoval bolus průtok. Zde byla využita taktéž maska, pro všechny experimenty stejná a kopírovala obvod trubičky fantomku.



Obrázek 20: Grafické znázornění hodnot průměru $\mu(i)$ pro experimenty kdy se zvyšoval bolus průtok



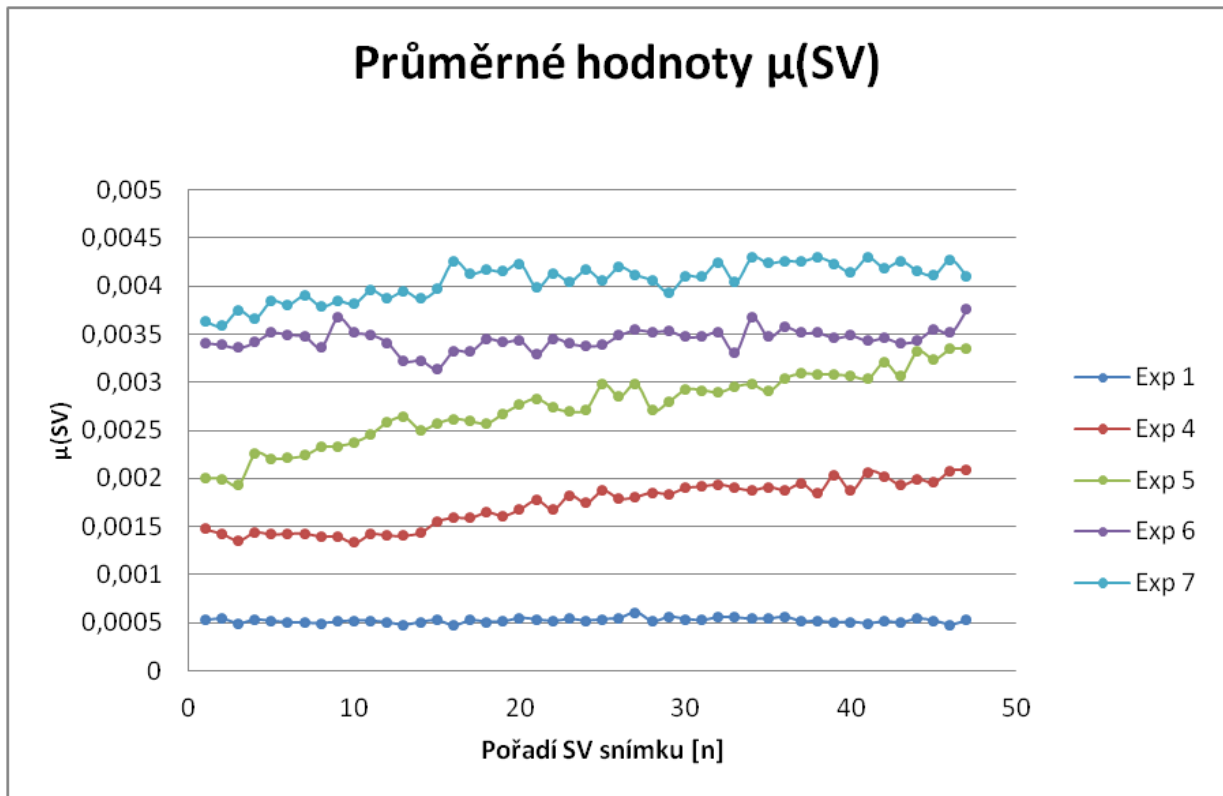
Obrázek 21: Grafické znázornění hodnot směrodatné odchyly $\sigma(I)$ pro experimenty kdy se zvyšoval bolus průtok

Z obrázku 20 je patrné, že čím víc se zvyšoval bolus průtok, tím se zvyšovala i průměrná hodnota intenzi. To je pochopitelné

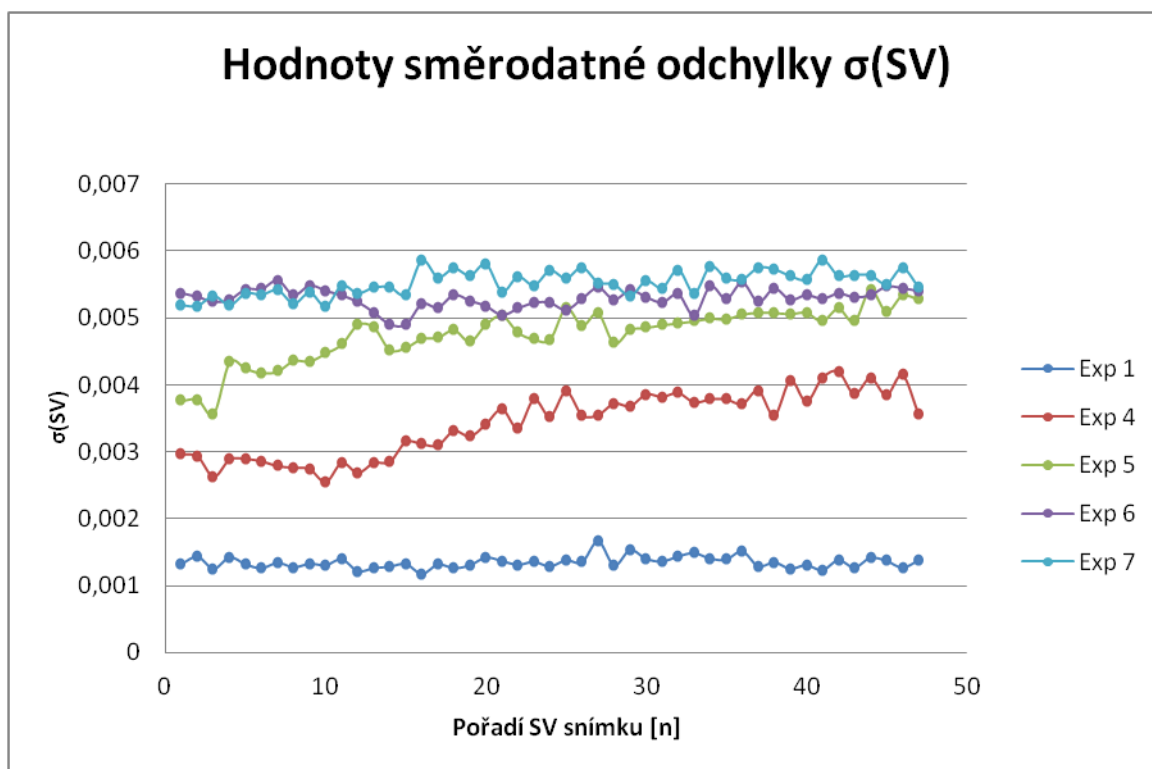
7.2 Analýza průchodu nanočástic stěnou vlákna

V této kapitole kvantitativně vyhodnotíme průchod nanočástic přes membránu trubičky. Trubička byla z polypropylenu a póry v něm byly dostatečně velké, aby jím mohly nanočástice difundovat. Byla sledována změna průměrných SV hodnot a hodnot směrodatné odchylky v čase. Analýzu byla provedena pouze pro experimenty 1, 4, 5, 6, 7, tedy pro experimenty kdy se zvyšoval bolus průtok. A to z důvodu, když se zvyšoval hlavní průtok (experiment 2, 3), tak nanočástice dostatečně nedifundovaly do prostoru (viz obr. 11) a průstup přes membránu byl nepravděpodobný.

Pro kvantitativní vyhodnocení byla opět udělána maska, SV hodnoty byly zprůměrovány z oblasti, kde je vyobrazena trubička. Na grafech můžeme vidět novou veličinu pořadí snímku n . K průměrování byla zvolena délka okna $N = 8$. Při snímkovací frekvenci 35 fps tedy odpovídá SV hodnota času $8/35$ sekundy. Neprůměrovali jsme tedy výsledný SV snímek, ale každý SV snímek zvlášť.



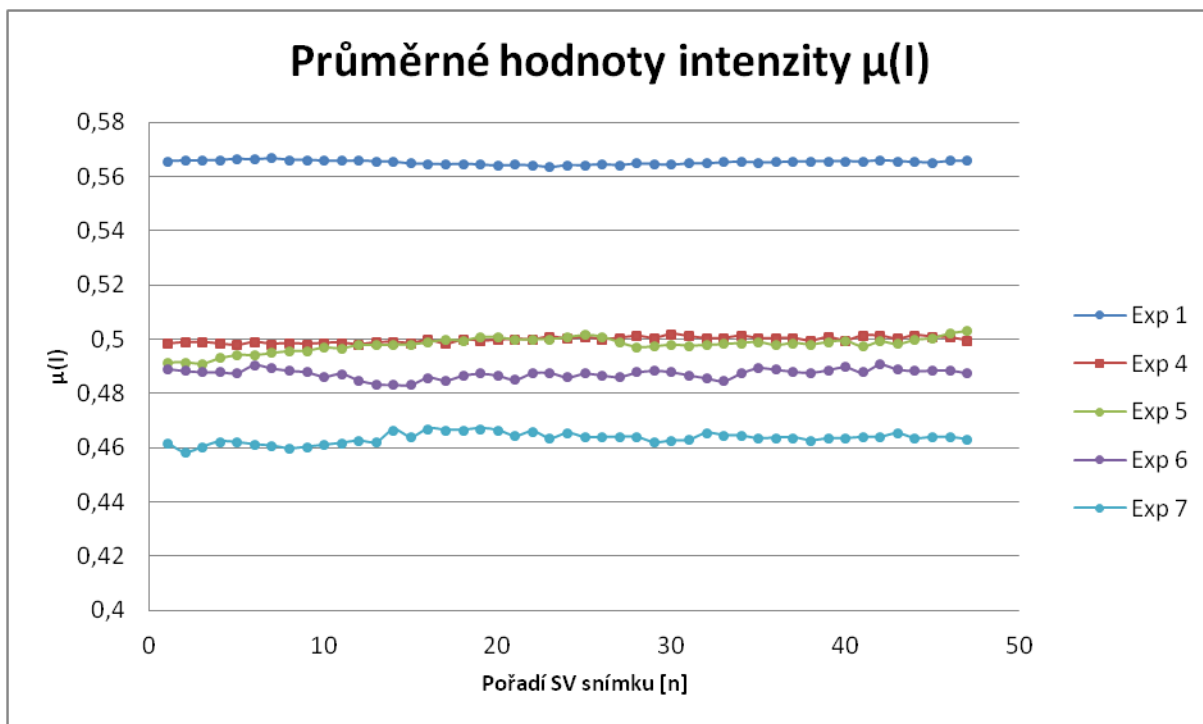
Obrázek 22: Grafické znázornění $\mu(SV)$ v čase pro oblast průchodu částic



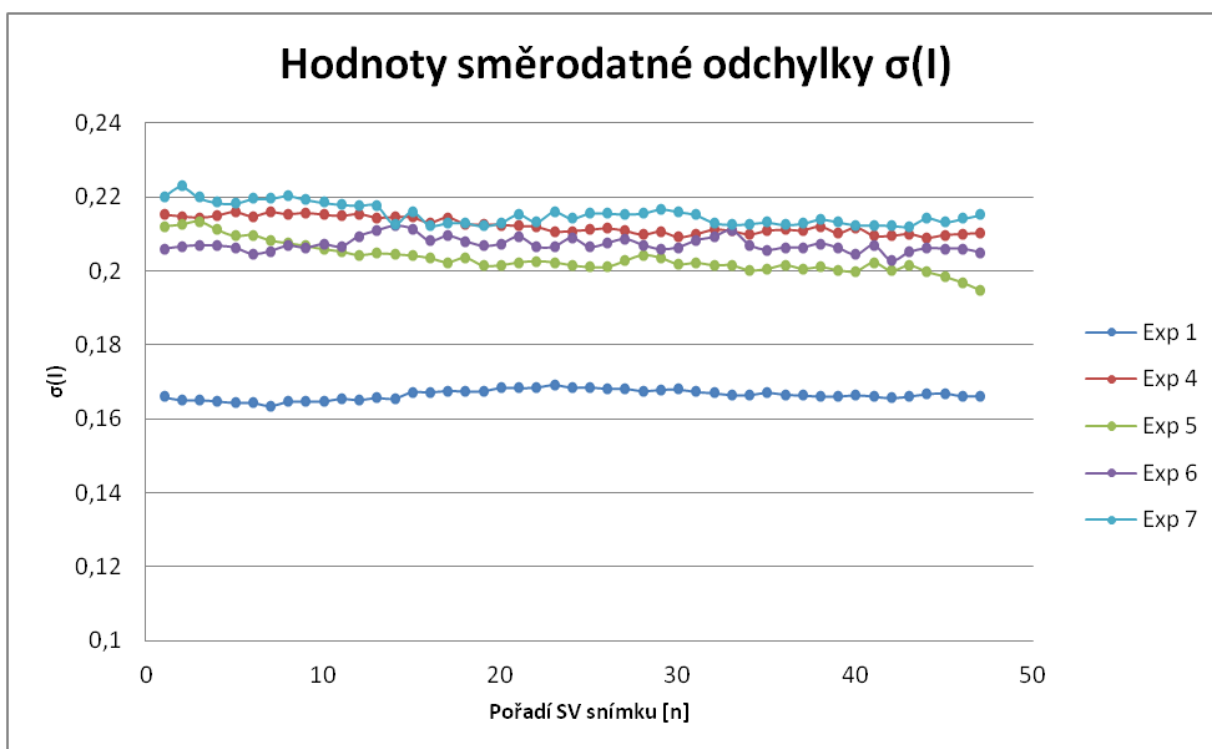
Obrázek 23: Grafické znázornění $\sigma(SV)$ v čase pro oblast průchodu částic

Při dynamickém pozorování SV obrázků i při pozorování zprůměrovaného statického obrázku není běžným okem jakýkoli průstup membránou trubičky pozorovatelný. Z grafů je patrné, že se zvyšujícím se bolus průtokem se i v trubičce zvyšovala průměrná SV hodnota. Protože se zvyšujícím se bolus průtokem se zvyšovala difundovatelnost do prostoru (viz obr. 11) je velmi pravděpodobné, že nanočástice opravdu trubičkou prostupovaly.

Uvedeme ještě stejné vyhodnocení pro intenzitu. Tedy pro snímky, které nebyly podrobeny SV. Zde jsme zprůměrovali vždy po sobě jdoucích 8 snímků, aby intenzita časově odpovídala SV snímkům.



Obrázek 24: Grafické znázornění $\mu(I)$ v čase pro oblast průchodu částic



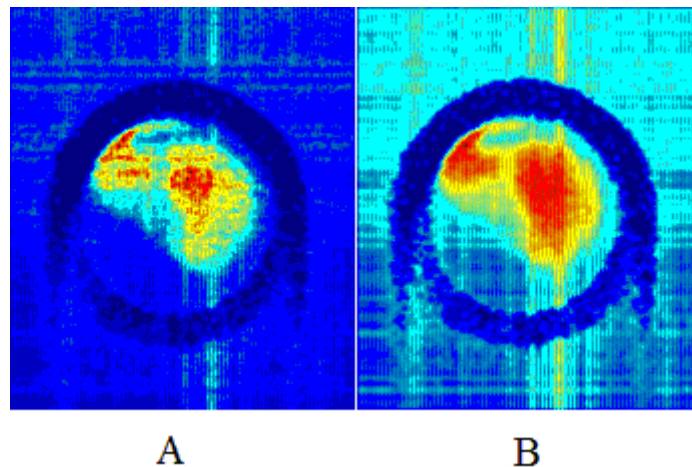
Obrázek 25: Grafické znázornění $\sigma(I)$ v čase pro oblast průchodu částic

Se zvyšujícím se bolus průtokem průměrná hodnota intenzity i směrodatná odchylka naopak klesala.

7.3 Vliv vyhlazení před a po SV výpočtu

Také se zkoušel vliv vyhlazení před a po implantaci SV metody. K vyhlazení byla použita konvoluční matice rozměru 3x3. Vyhlazení před je časově i výpočetně náročnější protože se musí vyhladit všechny snímky, ze kterých se pak SV obrázky počítají. Když se vyhladí až výsledný SV snímek, je to výpočetně i časově méně náročné.

Výsledný SV snímek před a po implementaci SV metody můžeme vidět na obrázku 26. Zde je uveden výsledný SV snímek pro experiment č. 1, okno délky $N = 8$, krok o N . Snímek A zachycuje vyhlazení před a snímek B po implementaci SV metody. Z obrázku je patrné, že vyhlazení po implementaci SV metody je efektivnější.



Obrázek 26: Vyhlazené SV snímky

Dále se vypočítala průměrná SV hodnota a směrodatná odchylka stejně jako v kapitole 5.1. Hodnoty můžeme vidět v tabulce č. 2. V tabulce jsou také uvedeny SV hodnoty bez vyhlazení pro stejné parametry a stejný pokus. Z uvedeného je zřejmé, že vyhlazení před implementací SV metody je neefektivní a způsobuje zkreslení. Naopak u vyhlazení po SV výpočtu vychází lepší směrodatná odchylka, obrázek je tedy více homogenní.

Tabulka 2: $\mu(SV)$ a $\sigma(SV)$ vyhlazeného snímku před a po SV výpočtu

Vyhlazení	$\mu(SV)$	$\sigma(SV)$
Před	0,0014	4,34E-04
Po	0,0071	0,0014
Bez	0,0071	0,0017

8 Závěr

Práce se zabývala detekcí toku částic pomocí metody Speckle Variance. Byl proveden experiment, kdy se měnily poměry průtoků 2 kapalin – vody a nanočástic. Z experimentu byly získány data, na která byla implementována metoda Speckle Variance.

Vyhodnocoval se vliv parametru N , který ovlivňoval výsledek. Čím vyšší N zvolíme, tím příznivější SV hodnoty dostaneme, nicméně se nám zhoršuje časové rozlišení. Nárůst SV hodnot při zvyšování velikosti okna není lineární a postupně stagnuje.

Také se sledovala velikost průtoku. Když zmenšujeme bolus průtok oproti hlavnímu průtoku, částice nedifundují tolik do okolí a na snímku vidíme menší plochu pohybujících se nanočástic. Naopak když bolus průtok zvyšujeme, částice proudí celou trubičkou a difundují přes membránu.

Je velmi pravděpodobné, že nanočástice se zvyšujícím se bolus průtokem pronikají stěnou pórovité membrány.

SV obrázky nám vypovídají o koncentraci či hustotě pohybujících se částic prostorem.

Použité informační zdroje

[1] MARIAMPILLAI, Adrian, Michael K K LEUNG, Mark JARVI, Beau a STANDISH, Kenneth LEE, Brian C WILSON, Alex VITKIN and Victor X D YANG, 2010. Optimized speckle variance OCT imaging of microvasculature. *Optics letters*. vol. 35, no. 8, pp. 1257–1259.

[2] *Zena membranes, products* [online]. Dostupné z: <http://www.zena-membranes.cz/>

[3] Doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D. *Functional optical coherence tomography and its experimental applications in nanoscience*. Brno Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Description and Substantiation of the Project

[4] HANDOVA, D. Eliminace artefaktů v obrazech z optické koherentní tomografie. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 48 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petra Podlipna.

[5] TOMLINS, P H and R K WANG, 2005. Theory, developments and applications of optical coherence tomography. *Journal of Physics D: Applied Physics* [online]. 7.8., vol. 38, no. 15, pp. 2519–2535 [accessed. 30. May 2014]. ISSN 0022-3727. Retrieved z: doi:10.1088/0022-3727/38/15/002P H Tomlins and R K Wang. Theory, developments and applications of optical coherence tomography. 2005 *J. Phys. D: Appl. Phys.* 38 2519

[6] Eva Smrčková. *Zobrazovací metody v diagnostice onemocnění makuly*. Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. 2009. Bakalářská práce. Vedoucí práce doc. MUDr. Svatopluk Synek, CSc

[7] ČERVINKA, Pavel, Radim ŠPAČEK a Petr KALA. Optická koherentní tomografie. *Intervenční a akutní kardiologie*, 2011, roč. 10, Suppl. D, s. 21-23. ISSN 1213-807X.

[8] SEDLÁŘ, Martin. Dopplerovské měření průtoku krve velkými cévami dolních končetin po zátěži [online]. Brno: Masarykova univerzita, Přírodovědecká fakulta. 2008. Bakalářská práce. Vedoucí práce Lenka Forýtková.

[9] MAHMUD, Mohammad Sultan, David W CADOTTE, Barry VUONG, Carry SUN, Timothy W H LUK, Adrian MARIAMPILLAI and Victor X D YANG, 2013. Review of speckle and phase variance optical coherence tomography to visualize microvascular networks. *Journal of biomedical optics* [online]. 5., vol. 18, no. 5, p. 50901 [accessed. 30. May 2014]. ISSN 1560-2281. Retrieved z: doi:10.1117/1.JBO.18.5.050901 Mahmud MS, Cadotte DW, Vuong B, Sun C, Luk TW, Mariampillai A, Yang VX: Review of speckle and phase variance optical coherence tomography to visualize microvascular networks

[10] *Nanopartz™ Bare Gold Nanorods™* [online].

Dostupné z: http://www.nanopartz.com/bare_gold_nanorods.asp

Seznam příloh

Příloha A Tabulky kvantitativních hodnot SV

Příloha B Tabulka kvantitativních hodnot I

Příloha C Grafy průměru a směrodatné odchylky SV hodnot pro krok o 1

Příloha D Obsah DVD

Příloha A Tabulky kvantitativních hodnot SV

Průměr SV (krok o N)					
Číslo experimentu	Délka okna				
	2	4	8	16	32
1	0,0041	0,0061	0,0071	0,0076	0,0079
2	0,0044	0,0067	0,0078	0,0083	0,0086
3	0,005	0,0075	0,0087	0,0094	0,0097
4	0,0045	0,0067	0,0079	0,0084	0,0087
5	0,0047	0,0071	0,0083	0,0089	0,0092
6	0,0047	0,0071	0,0083	0,0089	0,0092
7	0,0046	0,0069	0,0081	0,0087	0,009

Směrodatná odchylka SV (krok o N)					
Číslo experimentu	Délka okna				
	2	4	8	16	32
1	0,001	0,0015	0,0017	0,0018	0,0019
2	0,0012	0,0017	0,002	0,0021	0,0022
3	0,0011	0,0015	0,0018	0,0019	0,0019
4	0,001	0,0015	0,0017	0,0018	0,0019
5	0,0012	0,0017	0,002	0,0021	0,0022
6	0,0012	0,0018	0,0021	0,0022	0,0023
7	0,0011	0,0016	0,0018	0,002	0,002

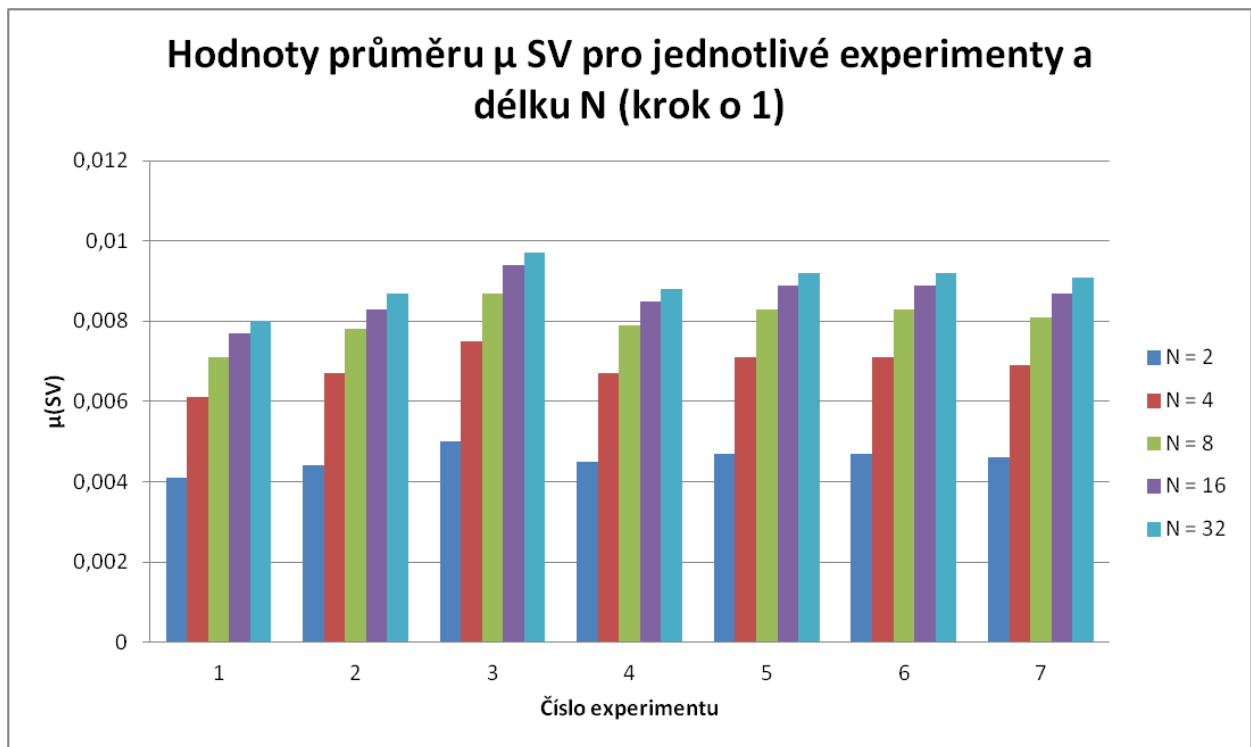
Průměr SV (krok o 1)					
Číslo experimentu	Délka okna				
	2	4	8	16	32
1	0,0041	0,0061	0,0071	0,0077	0,008
2	0,0044	0,0067	0,0078	0,0083	0,0087
3	0,005	0,0075	0,0087	0,0094	0,0097
4	0,0045	0,0067	0,0079	0,0085	0,0088
5	0,0047	0,0071	0,0083	0,0089	0,0092
6	0,0047	0,0071	0,0083	0,0089	0,0092
7	0,0046	0,0069	0,0081	0,0087	0,0091

Směrodatná odchylka SV (krok o 1)					
Číslo experimentu	Délka okna				
	2	4	8	16	32
1	9,95E-04	0,0015	0,0017	0,0018	0,0019
2	0,0012	0,0017	0,002	0,0021	0,0022
3	0,001	0,0015	0,0018	0,0019	0,0019
4	9,97E-04	0,0015	0,0017	0,0018	0,0019
5	0,0012	0,0017	0,002	0,0021	0,0022
6	0,0012	0,0018	0,0021	0,0022	0,0023
7	0,0011	0,0016	0,0018	0,002	0,002

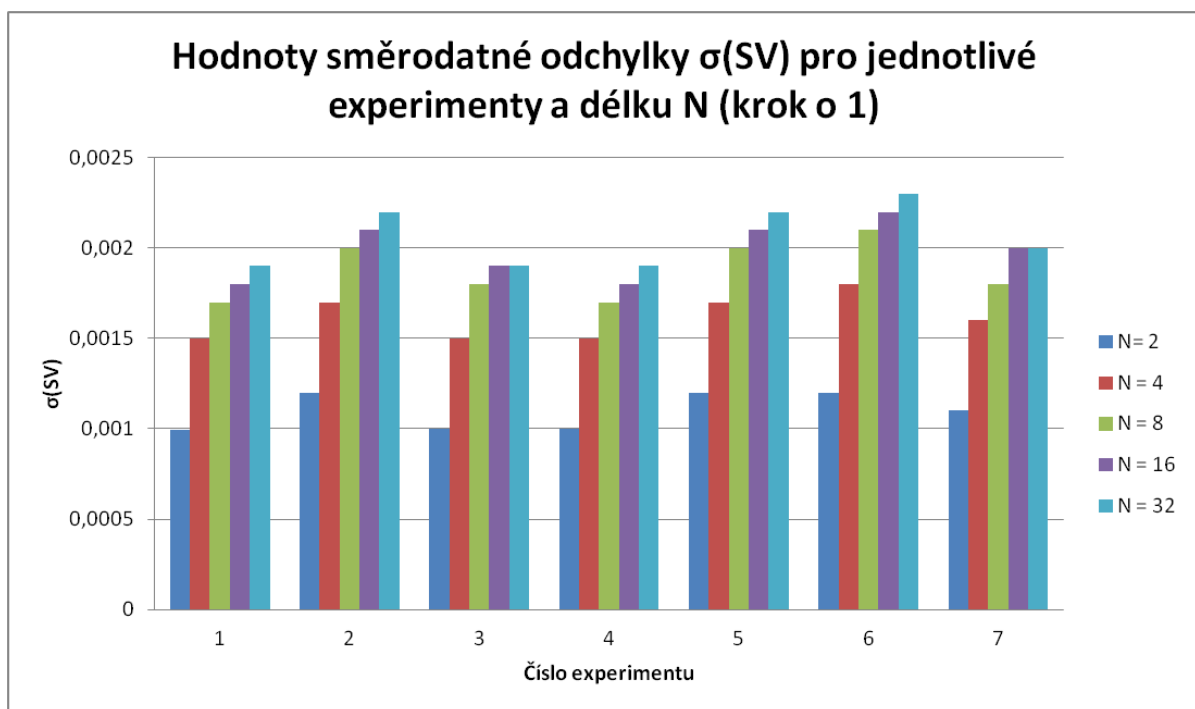
Příloha B Tabulka kvantitativních hodnot I

Číslo experimentu	$\mu(l)$	Číslo experimentu	$\sigma(l)$
1	0,1166	1	0,0577
2	0,1316	2	0,0622
3	0,116	3	0,0693
4	0,1357	4	0,069
5	0,1495	5	0,0732
6	0,1569	6	0,0794
7	0,1682	7	0,0789

Příloha C Grafy průměru a směrodatné odchylky SV hodnot pro krok o 1



Obrázek 27: Obrázek 13: Grafické znázornění hodnot průměru μ SV pro jednotlivé experimenty a délku N (krok o 1)



Obrázek 28: Grafické znázornění hodnot směrodatné odchylky SV pro jednotlivé experimenty a délku N (krok o 1)

Příloha D Obsah DVD

- Data
 - f_matice
 - matice se kterými se dále pracovalo
 - RAW_data
- M_soubory
 - frgread4.m
 - funkce, která načítá RAW data
 - k ní přidružená OCT_log.m
 - můžeme měnit parametry kontrastu, jasu a dynamického rozsahu při načítání
 - není potřeba použít
 - OCT_frames .m
 - Skript, který využívá funkce frgread4.m
 - Načítá RAW data do matice
 - Můžeme si matici dat zobrazit v čase
 - Speckle_Variance_N.m
 - SV s krokem o N
 - Zobrazení SV snímků v čase
 - Možnost vytvoření videosouboru
 - Možnost vyhlazení výsledného SV snímku
 - Speckle_Variance_N_1.m
 - SV s krokem o 1
 - Zobrazení SV snímků v čase
 - Možnost vytvoření videosouboru
 - Možnost vyhlazení výsledného SV snímku
 - Speckle_Variance_N_M.m
 - Dvojitý průměrování s krokem o N
 - Speckle_Variance_N_M_1.m
 - Dvojitý průměrování s krokem o 1
 - analiza_intenzita.m, analiza_pruchod_castic.m,, analiza_SV
 - Skripty pomocí nichž se dělalo kvantitativní vyhodnocení
 - prumerovani_intenzita.m
 - Skript, který zprůměruje podle délky N snímky v f_matici
- Vyhodnocení
 - Videosoubory
 - ExpX. X číslo experimentu
 - ExpX_N – krok o N
 - ExpX_N_1 – krok o 1
 - ExpX_intenzita – data ještě před implementací SV metody
 - Masky

- Masky k jednotlivým experimentům, k počítání průměrné intenzity a k vyhodnocení průtoku částic
- tif
 - Obrázky ve formátu .tif, ze kterých byly vytvořeny masky