



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

STATISTICKÁ ANALÝZA SNÍMKŮ Z OPTICKÉHO KOHERENTNÍHO TOMOGRAFU A JEJÍ APLIKACE V OFTALMOLOGII

STATISTICAL ANALYSIS OF IMAGES FROM OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY WITH
RETINAL APPLICATIONS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

JAN KELČA

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. RADIM KOLÁŘ, Ph.D.

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Jan Kelča

ID: 138940

Ročník: 3

Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Statistická analýza snímků z optického koherentního tomografu a její aplikace v oftalmologii

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte možnosti pro aproximaci hustoty rozložení pravděpodobnosti amplitudy signálu z optického koherentního tomografu (OCT). 2) Vybrané modely popište a pro zvolený model realizujte odhad jeho parametrů z definované oblasti OCT snímku. 3) Kvalitu a robustnost odhadu otestujte. 4) Realizovaný algoritmus odhadu parametrů aplikujte na A-skeny u objemového OCT snímku sítnice a v případě potřeby modifikujte. 5) Výsledný algoritmus aplikujte na dodanou sadu objemových OCT dat. 6) Vzniklé parametrické obrazy subjektivně vyhodnoťte a navrhněte jejich další využití pro analýzu OCT snímků sítnice.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] BRUNI, C., DE JUAN, J., FERRONE, C., GIANNINI, D., GRZYWACZ, N.M., HUANG, D., KOCH, G., RUSSO, V. a TAN, O. Statistical Analysis of Retinal Tomographic Pseudo Images for Diagnostic Purpose. *Journal of Mathematical Modelling and Algorithms*, 2010, roč. 9, č. 3, s. 257-273

[2] GRZYWACZ, N.M, DE JUAN, J., FERRONE, C., GIANNINI, HUANG, D., KOCH, G., RUSSO, V., TAN, O. a BRUNI, C. Statistics of optical coherence tomography data from human retina. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 2010, roč. 29, č.6, s. 1224-37

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 31.5.2013

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.

ABSTRAKT

V této práci je stručně popsána anatomie oka a struktura sítnice včetně jejích patologických změn. Práce se dále zabývá vlastnostmi a principem optické koherentní tomografie a její aplikací v oftalmologii ve spojení se statistickou analýzou snímků sítnice. Praktická část objasňuje vlastní problematiku statistické analýzy snímků sítnice s využitím histogramů představujících rozložení odstínů šedi a aproximačních funkcí, kterými jsou roztažná exponenciální funkce a Nakagamiho funkce. Vhodnou optimalizací jsou získány parametry, ze kterých jsou vytvořeny parametrické mapy, ilustrující distribuci odstínů šedi v různých oblastech zájmu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Sítnice, optická koherentní tomografie, roztažná exponenciální funkce, Nakagamiho funkce, aproximace, optimalizace, parametrická mapa.

ABSTRACT

This work briefly describes the anatomy of the eye and retinal structure, including its pathological changes. The work is focused on the characteristics and the principle of optical coherence tomography and its application in ophthalmology in conjunction with statistical analysis of retinal images. The practical part explains problems of statistical analysis retinal images using histograms representing the distribution of gray shades and approximation of functions, which are stretched exponential function and Nakagami function. Suitable optimization are obtained parameters, from which are formed parametric maps illustrating the distribution of gray levels in different areas of interest.

KEYWORDS

Retina, optical coherence tomography, stretched exponential function, Nakagami function, approximation, optimization, parametric map.

KELČA, J. *Statistická analýza snímků z optického koherentního tomografu a její aplikace v oftalmologii*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 33 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svoji bakalářskou na téma Statistická analýza snímků z optického koherentního tomografu a její aplikace v oftalmologii jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce 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 uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Tímto děkuji vedoucímu své bakalářské práce doc. Ing. Radimu Kolářovi, Ph.D. za cenné odborné rady, poskytnutí programu zobrazujícího snímky OCT sítnice a velice ochotnou pomoc při zpracovávání této práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

| | |
|--|-----------|
| Úvod | 1 |
| 1 Oko | 2 |
| 1.1 Anatomie oka..... | 2 |
| 1.2 Anatomie sítnice | 3 |
| 1.2.1 Vrstvy sítnice | 3 |
| 1.2.2 Žlutá skvrna - makula | 4 |
| 1.3 Patologické stavy sítnice..... | 4 |
| 1.3.1 Diabetická retinopatie | 5 |
| 1.3.2 Věkem podmíněná makulární degenerace | 5 |
| 1.3.3 Glaukom..... | 6 |
| 2 Optická koherentní tomografie | 7 |
| 2.1 Vývoj optických koherentních tomografů | 7 |
| 2.2 Princip funkce OCT | 8 |
| 2.3 Typy scanů | 8 |
| 2.4 Základní skenovací vzorce..... | 9 |
| 2.5 Limitace metody | 11 |
| 2.6 Využití OCT v oftalmologii..... | 11 |
| 3 Statistická analýza snímků z OCT | 12 |
| 3.1 Roztažná exponenciální funkce | 12 |
| 3.2 Nakagamiho funkce | 16 |
| 3.2.1 Plošné mapování snímků | 20 |
| 3.2.2 Hlubkové mapování snímků | 24 |
| 3.2.3 Ovlivnění výsledků mapování | 29 |
| Závěr | 33 |
| Literatura | 34 |
| Seznam obrázků | 36 |
| Seznam symbolů, veličin a zkratk | 37 |

ÚVOD

Významné množství zrakových onemocnění, včetně většiny druhů slepoty jsou způsobeny patologickými změnami na sítnici. Mezi ty nejčastější patří například věkem podmíněné makulární degenerace a v dnešní době čím dál častěji se vyskytující diabetická retinopatie. Tato onemocnění bez využití moderních diagnostických metod prakticky nelze zachytit v raném stádiu. Z tohoto důvodu se dynamicky rozvíjejí metody, které by včasnou diagnostikou patologických stavů sítnice vyřešily řadu oftalmologických potíží.

Relativně novou technologií je optická koherentní tomografie (OCT), které se dnes dostává velmi širokého uplatnění v praxi. Základ optického koherentního tomografu je tvořen Michelsonovým interferometrem, který pracuje na základě interference laserového paprsku, odraženého od nehomogenní struktury sítnice s paprskem referenčním, čímž vzniká výsledný obraz. OCT je neinvazivní a naprosto bezbolestná diagnostická metoda, která disponuje poměrně vysokým prostorovým rozlišením, a výsledné snímky na histologické úrovni dosahují značné kvality.

Pro získání přesnějších informací o stavu sítnice je nutné takto získané snímky dále zpracovávat, čímž se zabývá tato práce. Vlastní analýza snímků sítnice spočívá ve vytvoření histogramů z individuálních B-scanů nebo z kompletního snímku sítnice. Tyto histogramy představující distribuci odstínů šedi, jsou následně aproximovány vhodně zvolenou funkcí. Tato práce nabízí dvě možná řešení a to aproximaci pomocí roztažené exponenciální funkce nebo aproximaci s využitím Nakagamiho funkce. Pro úspěšnou optimalizaci aproximační křivky a histogramu je nutné přesně zvolit počáteční hodnoty pravděpodobnostních parametrů, se kterými jednotlivé funkce pracují. Z počátečních parametrů jsou následně dopočítávány parametry nové. Všechny vypočítané parametry jsou v další fázi analýzy snímků sítnice zobrazeny pomocí přehledných parametrických map. Parametrické mapy pracují s celou škálou odstínů šedi a přepokládají kontrastní intenzity šedi v oblasti optického disku, makuly, větších cév, nervových zakončení nebo právě patologických změn na sítnici.

Praktická část práce je vytvořena pomocí programovacího prostředí MATLAB.

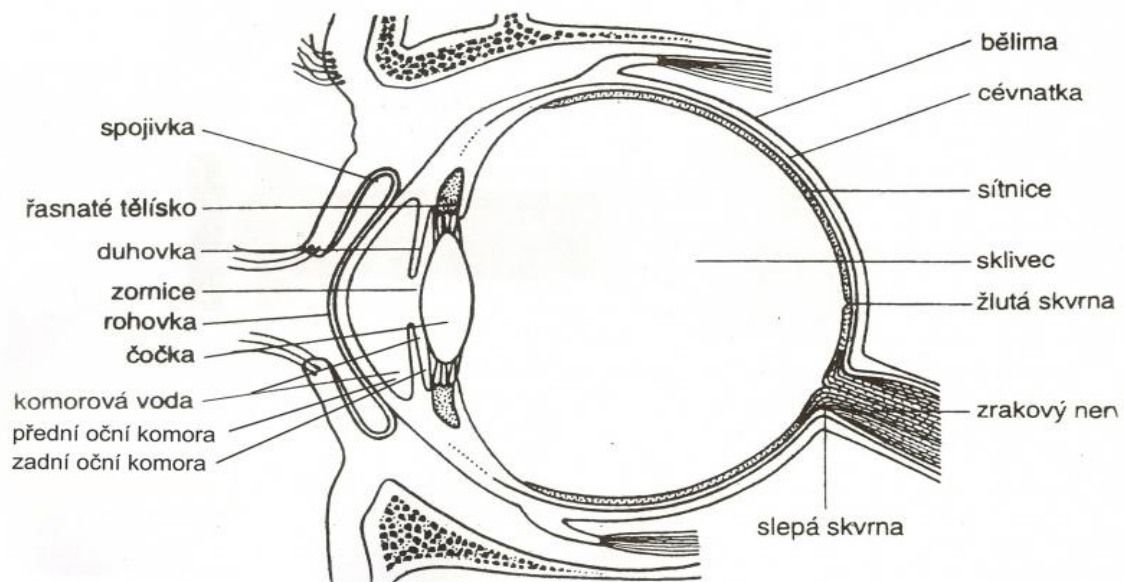
1 OKO

1.1 Anatomie oka

Oko (Obr. 1) má tvar koule o průměru 24 mm a je uloženo v očnícih. Stěna oční bulvy je tvořena třemi vrstvami různého původu. Vnější vazivová vrstva je složená z bělimy a rohovky. Druhou vrstvu tvoří cévnatka, řasnaté tělísko a duhovka. Vnitřní světločivná neboli nervová vrstva se nazývá sítnice a obsahuje fotoreceptory. [2] [4] [5] [13]

Přední oční komora je prostor mezi duhovkou a rohovkou, je vyplněna nitrooční tekutinou, která vyrovnává tlak uvnitř oka. Na přední straně duhovky je zornice, která je ovládána svalovými vlákny a ty ji buď zužují, nebo rozšiřují. Oční koule je vyplněna rosolovitou hmotou zvanou sklivec. V přední části zrakového ústrojí je pružná čočka zavěšená na vlákněch řasnatého tělíska, která mění reflektoricky napětí a tím i vyklenutí čočky a její lomivost. [2] [4] [5] [13]

Pro ostré vidění je třeba, aby ohnisko bylo promítáno do žluté skvrny sítnice, kde je největší koncentrace čípků. Na tyčinky a čípky navazují vlákna zrakového nervu. Místo, kde navazuje zrakový nerv na oko, se nazývá slepá skvrna, v této oblasti nejsou žádné zrakové receptory. [2] [3] [4] [13]



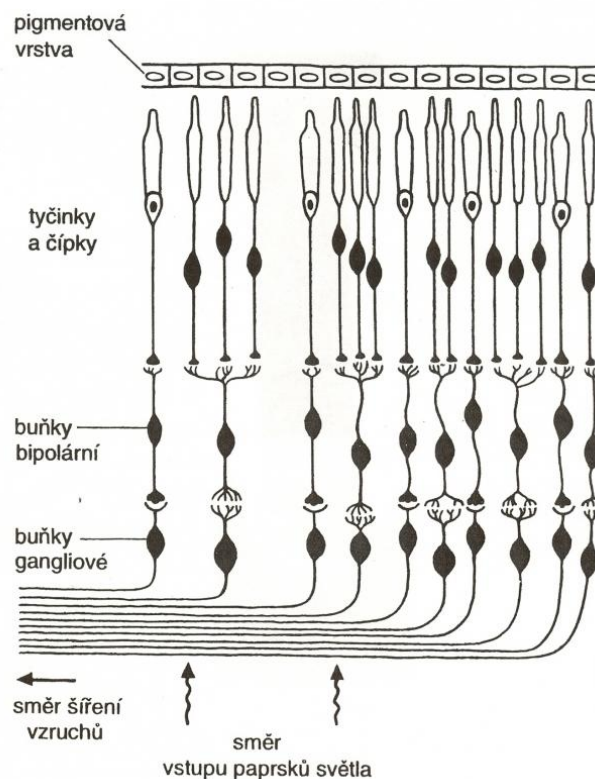
Obr. 1 Anatomie oka [15]

1.2 Anatomie sítnice

Sítnice (Obr. 2) je velmi jemná průsvitná blána růžové barvy, jejíž plocha zaujímá asi 266 mm^2 a tloušťka kolísá v rozmezí od $0,1$ do $0,3 \text{ mm}$. Nejsilnější je v okolí terče zrakového nervu, kde dosahuje tloušťky až $0,56 \text{ mm}$. Hlavními funkčními jednotkami sítnice jsou tyčinky a čípky, které jsou po celé ploše sítnice nerovnoměrně rozloženy. Tyčinek je asi 130 milionů a obsahují barvivo rhodopsin, který po dopadu světelného záření mění strukturu a vyvolá tak nervový vzruch. Čípků je podstatně méně, asi 7 milionů. Existují 3 typy čípků, které obsahují pigmenty pro zelené, modré a červené světlo. Kombinací těchto tří typů čípků vzniká vjem barevného obrazu. [5] [6]

1.2.1 Vrstvy sítnice

Samotná sítnice je anatomicky velmi složitá struktura složená z několika vrstev. První vrstvou ve směru dopadajícího světelného záření je vrstva pigmentová. Ta přiléhá na vrstvu obsahující fotoreceptory a brání zpětnému odrazu světla, které již zaznamenaly tyčinky a čípky. Fotony, které byly pohlceny fotoreceptorovou vrstvou jsou dále zpracovávány v elektrochemický signál. Tento signál je sbírán bipolárními buňkami a následně pomocí axonů gangliových buněk veden do mozku. [2] [6]

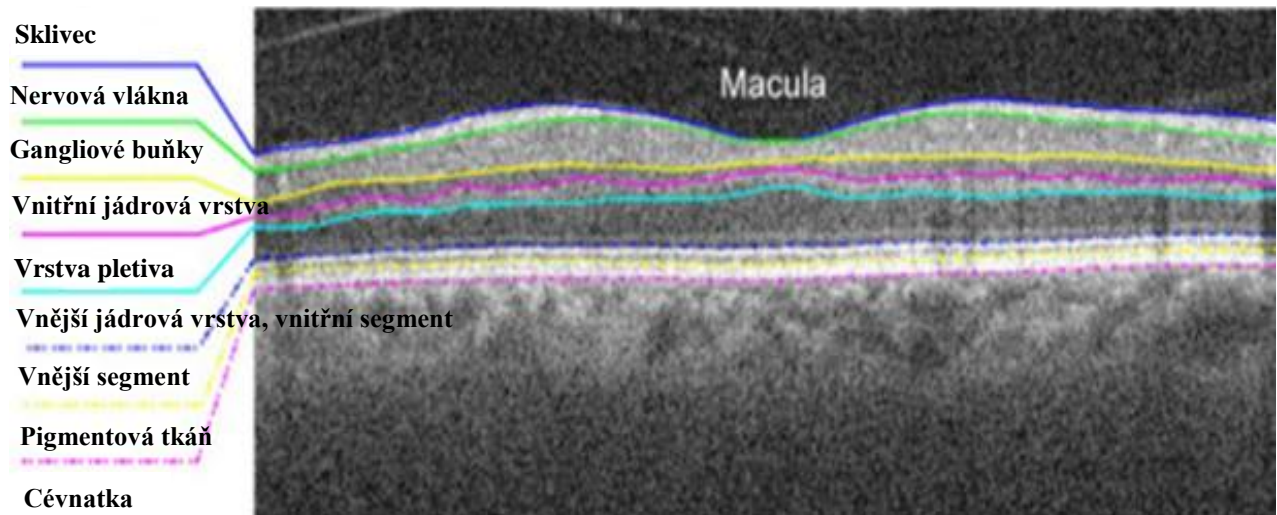


Obr. 2 Mikroskopická stavba sítnice [15]

1.2.2 Žlutá skvrna - makula

Místem největší koncentrace čípků a zároveň místem nejostřejšího vidění je žlutá skvrna. Uprostřed žluté skvrny je prohlubeň, jejímž středem prochází optická osa oka. Toto vklenutí je způsobeno odkloněním bipolárních a gangliových buněk. V této oblasti se nacházejí jen zevní segmenty čípků, což má za následek ostré vidění. [3] [6]

Jelikož je práce zaměřená na optickou koherentní tomografii, následuje ukázka B-scanu (viz. kapitola 2.3) OCT snímku (Obr. 3), na kterém je znázorněna anatomie sítnice.



Obr. 3 Anatomie sítnice znázorněná na B-scanu OCT snímku [23]

1.3 Patologické stavy sítnice

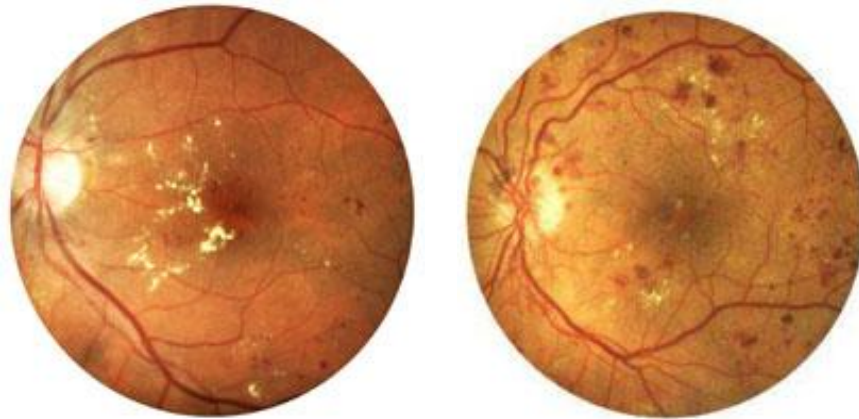
Patologických změn v oblasti sítnice je celá řada, mezi ty nejobvyklejší jsou řazeny:

- věkem podmíněná degenerace makuly,
- díry na sítnici,
- kumulace tekutiny v oblasti sítnice,
- glaukom (zelený zákal),
- nádorová onemocnění,
- diabetická retinopatie,
- makulární edém.

Uvedená onemocnění jsou běžně diagnostikována pomocí optické koherentní tomografie, na níž je tato práce zaměřená. V následujícím textu jsou stručně popsány nejvýznamnější patologické stavy, se kterými se současná medicína velmi často setkává.

1.3.1 Diabetická retinopatie

Nejčastějším cévním onemocněním sítnice je diabetická retinopatie (DR) (Obr. 4), která velmi často směřuje ke ztrátě zraku. Například v průmyslově vyspělých zemích je DR nejobvyklejší příčinou slepoty. DR je způsobena dlouhodobě trvajícím onemocněním zvané *diabetes mellitus*, který je zapříčiněn hyperglykemií způsobenou absolutním nebo relativním nedostatkem inzulínu. Průběh DR je charakterizován několika stádii, která bez včasné diagnostiky a léčby mohou mít za následek krvácení do sklivce, jizevnaté svaštění proliferací a pevnou adhezi sítnice. To vše vede k odchlípení sítnice a již zmíněné ztrátě zraku.[16]



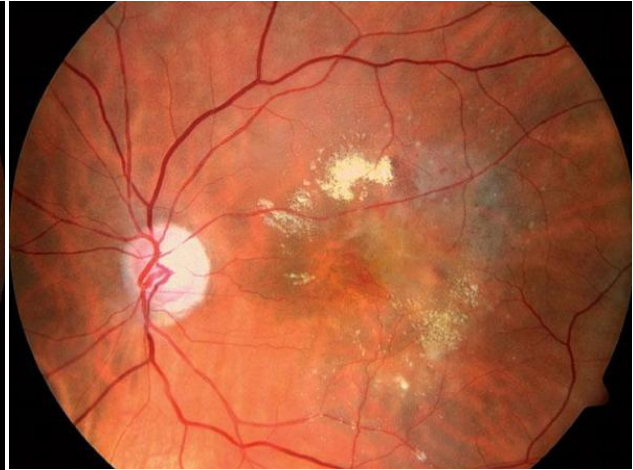
Obr. 4 Diabetická retinopatie [20]

1.3.2 Věkem podmíněná makulární degenerace

Věkem podmíněná degenerace makuly neboli žluté skvrny je nejčastější příčinou ztráty zraku u lidí ve věku nad 60 let. Toto onemocnění je způsobené vysokým věkem a je charakterizováno progresivním úbytkem kapilár sítnice, zajišťujících látkovou výměnu a výživu makulární oblasti sítnice. Pokud dojde k nadměrné ztrátě kapilár, tím pádem zhoršení podmínek pro metabolismus sítnice a vlastní žluté skvrny, může nezvratně docházet k poklesu zrakové ostrosti. Známý jsou dva typy věkem podmíněné degenerace makuly a to častější atrofická forma, které způsobuje v makulární krajině drúzy (Obr. 5) a vzácnější forma vlhká (Obr. 6). Drúzy jsou okrouhlá ložiska hyalinního materiálu, který se vytváří degenerací pigmentového epitelu.[16]



Obr. 5 Tvrdé drúzy v makule [21]



Obr. 6 Vlhká forma [21]

1.3.3 Glaukom

Glaukom, též známý jako zelený zákal je skupina onemocnění, která v souvislosti s vysokým nitroočním tlakem postihují zrakový nerv a způsobují tak degeneraci nervových vláken sítnice. Progresivní nárůst nitroočního tlaku a jeho pozdní diagnostika zpravidla vedou k zužování zorného pole a následné slepotě (Obr. 7). Většina forem glaukomových onemocnění často probíhá dlouhodobě bez příznaků, což komplikuje právě včasnou diagnostiku a oddaluje léčebný proces. Jsou známy i akutnější formy této nemoci, které mohou způsobit slepotu v průběhu několika dní či hodin.

Degenerace a úbytek nervových vláken se projevují především v oblasti zrakového terče. Zdravý zrakový terč má ve svém středu malou světlejší jamku, která se označuje jako exkavace. Při rozvinutí glaukomu mají tyto exkavace tendenci se rozšiřovat a vyplňují tak prázdný prostor po odumřelých zrakových vláknech.

Důležitou zmínkou je, že vysoký nitrooční tlak není výhradně jedinou příčinou glaukomu, pouze patří mezi nejvýznamnější z řady rizikových faktorů.[16]



Obr. 7 Srovnání pohledu zdravého oka a oka postiženého glaukomem [22]

2 OPTICKÁ KOHERENTNÍ TOMOGRAFIE

Optická koherentní tomografie (OCT) je dynamicky se rozvíjející vyšetřovací a především diagnostická zobrazovací technologie. Mezi její hlavní přednosti patří, že je naprosto bezkontaktní a neinvazivní. OCT umožňuje zobrazovat struktury sítnice *in vivo* v rozlišení 10 až $17\mu\text{m}$. V oftalmologii se OCT stala nepostradatelnou diagnostickou metodou umožňující monitorování patologií v oblasti makuly. [1] [7]



Obr. 8 Optický koherentní tomograf [17]

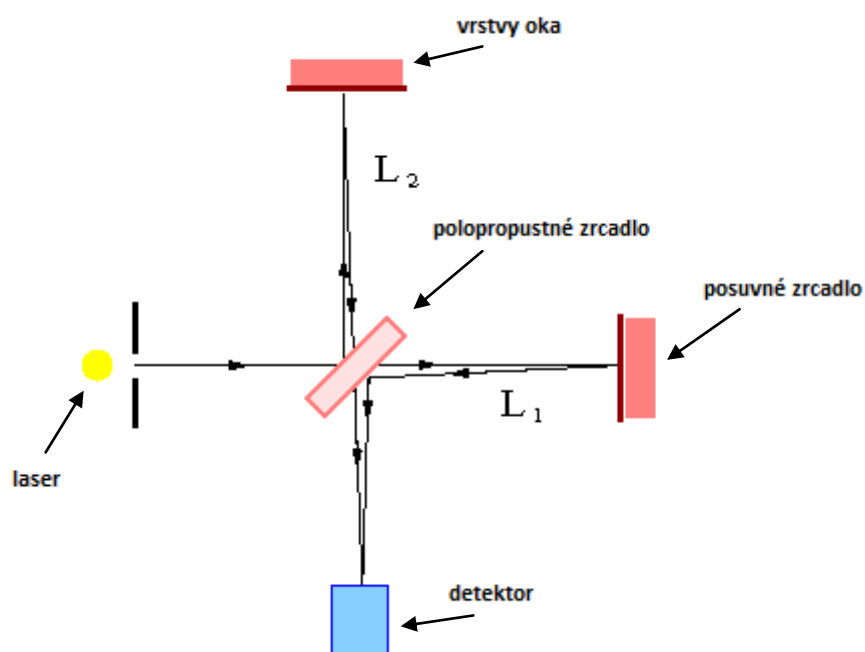
2.1 Vývoj optických koherentních tomografů

První, kdo sestrojil optický koherentní tomograf (Obr. 8), byl v roce 1991 profesor J. Fujimoto. Toto zařízení disponovalo značnými technickými nedostatky. V první řadě se jednalo o nízkou rozlišovací schopnost a dlouhou dobu snímání, tudíž nebyl vhodný pro používání v praxi. Od té doby technologie OCT zaznamenaly značný vývoj a již v roce 1993 byly pořízeny první snímky *ex vivo*. Postupné zdokonalování vedlo k následnému používání OCT v praxi, kdy v roce 1995 byl použit přístroj s názvem OCT I. V zápětí následovaly OCT II, OCT III a technicky doposud nejdokonalejší UHR-OCT. [7] [9]

Základním rozdílem mezi jednotlivými řadami je počet reflektovaných paprsků potřebných ke zmapování určené části plochy sítnice tzv. *field of view*. U OCT I a OCT II to bylo přibližně 100 paprsků a u OCT III až 768 paprsků. OCT III mapovalo sítnici s rychlostí 400 A-scanů za sekundu. Zlomový byl pro OCT rok 2006, kdy začal vývoj spektrálních OCT, které mají schopnost snímat až $100\ 000$ A-scanů za sekundu. [7] [9] [12]

2.2 Princip funkce OCT

Jednotlivé A-scany jsou získávány pomocí odrazu světelných vln od propustných vrstev oka. Základ je tvořen Michelsonovým interferometrem (Obr. 9). Zdrojem fotonů je laser, který vyzařuje koherentní světlo o vlnové délce přibližně 800 až 1600 nm. Toto záření dopadá na polopropustné zrcadlo a tím je rozděleno na dva paprsky. Jeden paprsek (referenční) dopadá na pohyblivé referenční zrcadlo, jehož poloha je známá. Druhý paprsek (měřicí) prostupuje okem, kde se odráží na rozhraních jednotlivých vrstev a na základě jejich odlišných vlastností se rozptyluje. Odražený měřicí paprsek prostupuje do detektoru a interferuje s paprskem referenčním. [8]



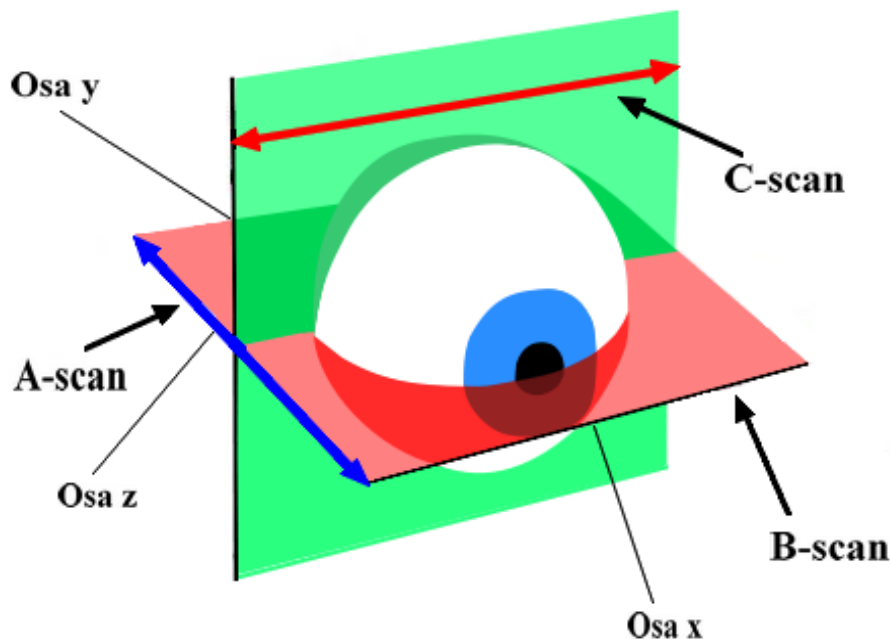
Obr. 9 Princip Michelsonova interferometru [18]

Je-li použito částečně koherentní světlo, je interference zaznamenána jen tehdy, když rozdíl dráhy, kterou urazí oba svazky fotonů, je blízký nule, přesněji v rozmezí plus minus polovina koherenční délky světla zdroje. Elektrický signál vystupující z detektoru je úměrný intenzitě světla odraženého od jednotlivých vrstev sítnice. [1] [8]

2.3 Typy scanů

Optické koherentní tomografy umí snímat tři různé typy obrazů (Obr. 10). Základním obrazem je takzvaný A-scan. Jedná se o jednorozměrný, axiální scan získaný měřením v jednom bodě sítnice, ležícím na ose z . Můžeme říci, že se jedná o zobrazení reflektivity

tkáně v závislosti na hloubce. Skládáním A-scanů podél trajektorie snímání, která může být příčná nebo kruhová kolem optického disku vzniká B-scan. V podstatě je to dvojrozměrný obraz ležící v rovině xz a znázorňuje příčný řez sítnice v určitém místě. Dalším režimem snímání je C-scan, který je také dvojrozměrný a je zobrazován v rovině xy . Zobrazování C scanů zatím nenašlo v oftalmologii širší uplatnění. [1]



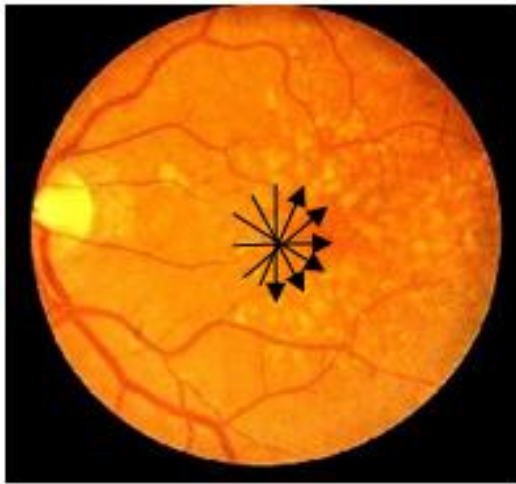
Obr. 10 Orientace scanů [13]

V současné době se pro zkvalitňování diagnostických vyšetření sítnice využívá trojrozměrného zobrazování. Trojrozměrný obraz vzniká skládáním rovnoběžných B-scanů. Tento obraz je citlivější vůči pohybovým nepřesnostem a proto je nutné snímat velké množství bodů. [1][7]

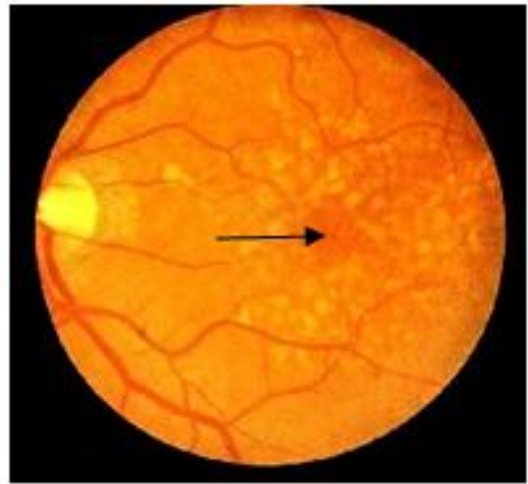
2.4 Základní skenovací vzorce

- Radiální scany (Obr. 11) – Tento typ scanu je složen z šesti paprskovitě probíhajících scanů, pomocí kterých se vytváří mapy buď zvolené oblasti nebo jednotlivých vrstev sítnice. V průběhu scanování může docházet k pohybu oka, který je pomocí tohoto vzorce eliminován. Obraz vzniklý pomocí tohoto vzorce má nízké rozlišení. [9] [10]

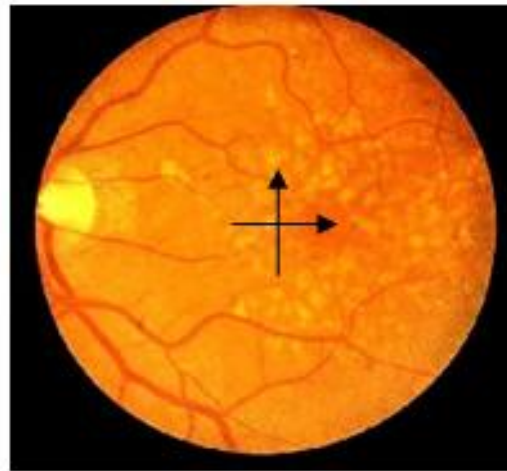
- Lineární scany (Obr. 12) – Jsou to scany mající vysoké rozlišení a jsou vyhodnocovány ve stupních šedi. Při tomto druhu scanování je nutné sledování intenzity odstínů šedé barvy, což umožňuje pozorování rozdílů odrazivosti jednotlivých vrstev sítnice. Toto scanování se využívá k podrobnému vyšetření makulárních chorob. [9] [10]
- Cross hair lineární scany (Obr. 13) – Jedná se o dva na sebe kolmé řezy, které mají proměnnou délku 3 nebo 6 mm. Cross hair scany slouží k detailnímu vyšetření makulárních chorob, kdy je potřebný náhled z další roviny.[9] [10]



Obr. 11 Radiální scan [19]



Obr. 12 Lineární scan [19]



Obr. 13 Cross hair scan [19]

2.5 Limitace metody

Největší výhodou optické koherentní tomografie je možnost kvantitativního měření tloušťky jednotlivých vrstev sítnice. Tato skutečnost umožňuje včasné odhalení některých patologií. V porovnání s jinými zobrazovacími systémy, které se běžně používají v oftalmologii, OCT disponuje poměrně vysokým prostorovým rozlišením. [1]

Mezi nevýhody řadíme relativně dlouhý čas, který je potřebný pro snímání B-scanů. Často se stává, že po sobě jdoucí body snímání mohou být zobrazeny v různých částech sítnice, což je způsobeno pohybem oka v průběhu skenování. [1]

Nalezení pozice B-scanu na zadním segmentu bývá značně obtížné, a proto se doporučuje kombinovat OCT vyšetření se skenovací laserovou oftalmoskopií. [1]

2.6 Využití OCT v oftalmologii

Při diagnostických vyšetřeních v současné oftalmologii hraje OCT velmi důležitou roli. U zobrazování předního segmentu oka, rovněž tak při vyšetřování jednotlivých vrstev sítnice, nachází optická koherentní tomografie široké uplatnění a tvoří tak nástroj pro odhalování patologií sítnice, jako jsou například makulární edémy, glaukomová onemocnění, diabetická retinopatie a věkem podmíněné makulární degenerace. [9] [10]

V makulární oblasti se dále diagnostikují: idiopatická makulární díra, makulární degenerace, melanocytární tumory cévnatky a ohraničený choroidální hemangiom. [9] [10]

3 STATISTICKÁ ANALÝZA SNÍMKŮ Z OCT

Měřená intenzita světla je závislá na odrazu světelného paprsku na různých rozhraních vrstev sítnice. Fakt, že sítnice je svojí strukturou nehomogenní tkáň způsobuje, že paprsky se od každé z vrstev sítnice odrážejí v závislosti na různých indexech lomu. Změny intenzit způsobené různými indexy lomu tvoří kontrast ve stupních úrovní šedi. Tím, že každá vrstva sítnice má jiný index lomu, který je známý, je umožněno pomocí OCT rozlišovat patologie od zdravé tkáně. Avšak moderní technologie OCT ještě nedosáhly takové úrovně, aby s přesností rozhodly, zda se jedná o patologické stavy nebo pouze o nervová zakončení či cévy. [11]

Cílem statistické analýzy snímků sítnice pořízených pomocí OCT je vytvoření modelu pro hustoty rozložení pravděpodobnosti intenzit. Tyto úpravy jsou založeny na pozorování závislosti několika parametrů, jak uvádějí autoři článku *Statistical Analysis of Retinal Tomographic Pseudo Images for Diagnostic Purpose*. [11]

Pro určení struktury pravděpodobnostní funkce hustoty intenzit sestrojili autoři výše zmíněného článku histogramy sbírající data ve 20 rovnoměrně rozložených intervalech. Z každé vrstvy sítnice se odhaduje 3 až 10 histogramů nepřesahujících jednotlivé podoblasti. Dalším krokem je normalizace histogramů a získání hustoty pravděpodobnostní funkce. Nashromážděná data z jednotlivých podoblastí jsou statisticky vyhodnocována a určují se z nich odchylky a průměr. [11]

Pokud jsou zobrazené oblasti sítnice dostatečně malé, pixely obrazů by měly vést k exponenciálnímu rozdělení intenzit. Jelikož různé pixely spadají do různých vrstev sítnice, distribuce nemusí být vyjádřena přesnou exponenciálou. Pak by distribuce byla směsí exponenciálních funkcí různých intenzit, což by nevedlo k uspokojivým výsledkům. [11]

Podle autorů výše uvedeného článku by pravděpodobnostní funkce rozložení hustoty intenzit měla odpovídat exponenciálnímu tvaru. Tato funkce se nazývá „*stretched exponential function*“, do češtiny ji lze překládat jako „roztázná exponenciální funkce“. [1] (1)

3.1 Roztažná exponenciální funkce

Tato funkce byla vytvořena pro práci s daty pořízenými pomocí OCT a slouží jako nástroj pro aproximaci histogramů vyjadřujících pravděpodobnost výskytu daného stupně šedi. Jak vyplývá již z názvu, roztázná exponenciální funkce má při vykreslení tvar klesající exponenciály. Rozhodující vliv na průběh této křivky mají parametry pravděpodobnostní funkce hustoty λ a β .

Roztažná exponenciální funkce je popsána rovnicí:

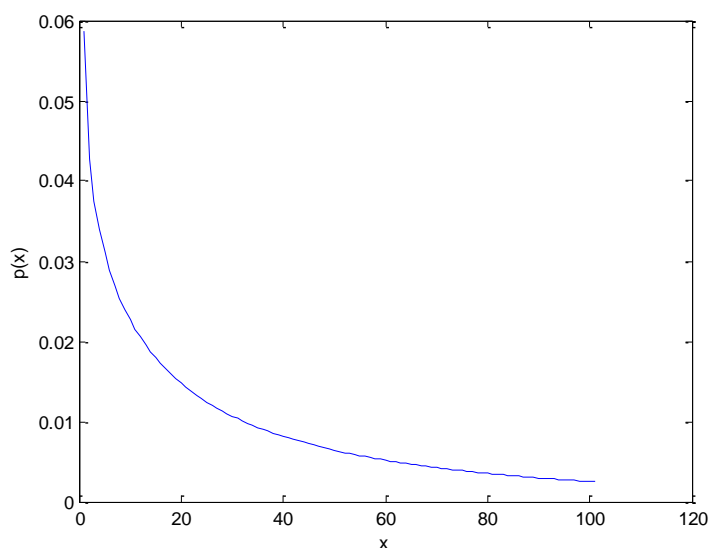
$$p(I) = k(\lambda, \beta) e^{-\left(\frac{I}{\lambda}\right)^\beta}, \quad (1)$$

kde

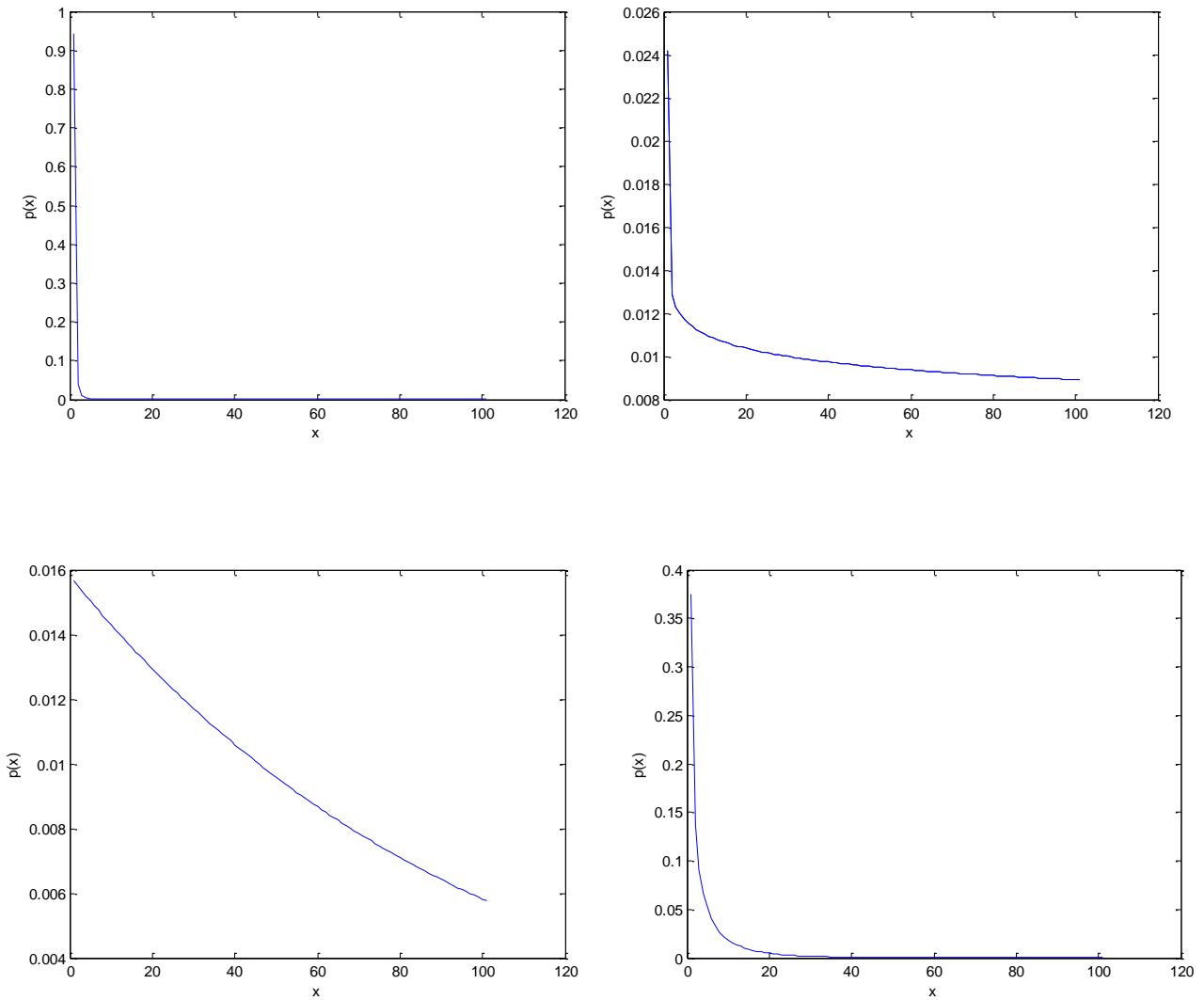
$$k(\lambda, \beta) = \frac{1}{\lambda \Gamma\left(\frac{\beta + 1}{\beta}\right)}, \quad (2)$$

kde λ a β jsou parametry pravděpodobnostní funkce hustoty, $\lambda < 0$ a $0 < \beta \leq 1$, k je normalizační konstanta (2) a Γ je gama funkce. [11]

Jak již bylo zmíněno průběh exponenciální roztažené funkce je ovlivněn hodnotou parametrů λ a β , kdy pro následnou optimalizaci se jeví jako nejvýhodnější počáteční hodnoty $\lambda=100$ a $\beta=0,5$ (Obr. 14). Tyto hodnoty byly při následné aproximaci histogramu použity jako počáteční hodnoty. Dále je znázorněno chování funkce při změně pravděpodobnostních parametrů λ a β (Obr. 15).



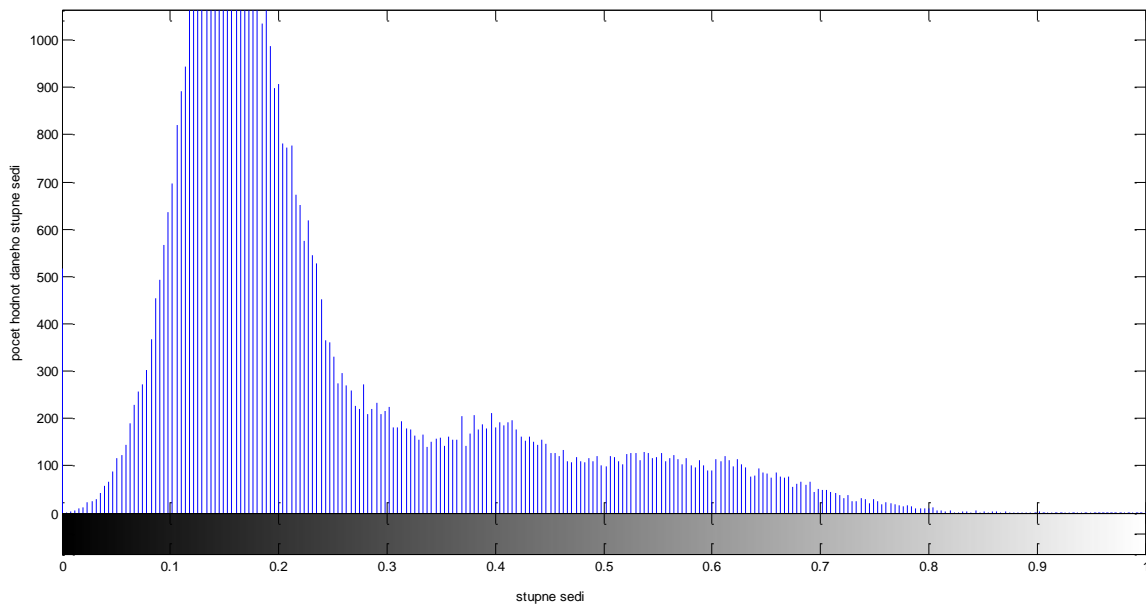
Obr. 14 Znáznornění počátečních hodnot parametrů λ a β



Obr. 15 Vliv změny parametrů λ a β na průběh roztažené exponenciální funkce. Postupně zleva se jedná o hodnoty: $\lambda=1$ a $\beta=0,5$; $\lambda=1000$ a $\beta=0,1$; $\lambda=1000$ a $\beta=1$; $\lambda=10$ a $\beta=0,5$

Osa x ve výše uvedených grafech představuje počty stupňů šedi a osa y označená jako $p(x)$ vyjadřuje pravděpodobnost výskytu daného stupně šedi.

Další krok analýzy snímku sítnice zahrnuje vytvoření histogramu z předem určené oblasti 3D obrázku. Vhodné je vytvoření histogramu z jednoho A-scanu (Obr. 16).



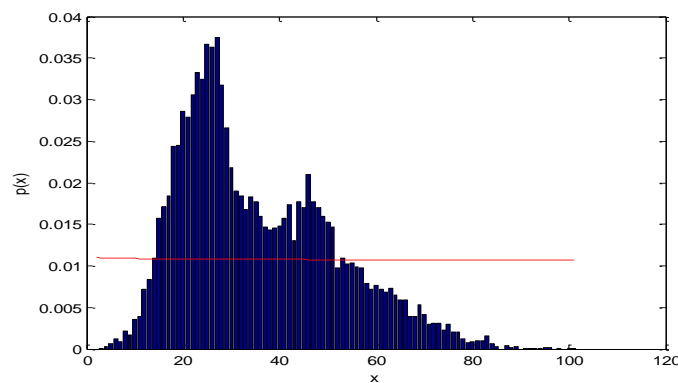
Obr. 16 Histogram jednoho A-scanu

Takovýto histogram byl aproximován pomocí namodelované roztažné exponenciální funkce. Použitím funkce `fminsearch`, která je nadefinována v programovacím prostředí MATLAB se ze zvolených počátečních parametrů dopočítávají parametry, ze kterých budou vytvořeny parametrické mapy. Jako optimalizační kritérium byla zvolena suma kvadrátů odchylek histogramu od roztažné exponenciální funkce (3).

$$R = \sum (h_i - p)^2 \quad (3)$$

Kde R je minimální hodnota odchylky hodnot histogramu h_i od parametrů p , které charakterizují průběh aproximační funkce.

Výsledek takovéto aproximace můžeme vidět na (Obr. 17)



Obr. 17 Aproximovaný histogram roztažnou exponenciální funkcí

Je patrné, že aproximace neproběhla podle předpokladů. Roztažná exponenciální funkce, která je znázorněna červeně má mírně klesající tendenci, čímž se snaží uplatnit svůj exponenciální charakter. Obsah histogramu je rozdělen přibližně na dvě poloviny, což znamená, že funkci $f_{\text{minsearch}}$ se podařilo najít nejmenší možné odchylky roztažné exponenciální funkce od hodnot histogramu. Bylo testováno několik odlišných oblastí snímků pro různé hodnoty počátečních podmínek, za účelem získání co nejpřesnějších informací o chování aproximační funkce vůči histogramu. Navzdory tomu, se výsledky jednotlivých aproximací zásadním způsobem nelišily.

Neúspěch aproximace histogramu je pravděpodobně způsoben tvarovou odlišností získaného histogramu a vytvořené roztažné exponenciální funkce.

Z tohoto důvodu bylo nutné najít novou funkci, pomocí které by se docílilo přesnější aproximace. V článku *Classification of Ultrasonic B-Mode Images of Breast Masses Using Nakagami Distribution* se můžeme dočíst o Nakagamiho funkci, která v oblasti aproximace disponuje obecnějšími vlastnostmi než roztažná exponenciální funkce.

3.2 Nakagamiho funkce

Pomocí Nakagamiho funkce (4) je vyjádřena distribuce odstínů šedi snímků prsů pořízených ultrazvukovým přístrojem. V praxi se taková distribuce využívá k odlišení zdravé tkáně od nádoru, popřípadě ke klasifikaci maligních a benigních nádorů. [24]

Průběh Nakagamiho funkce podobně jako u roztažné exponenciální funkce určují dva pravděpodobnostní parametry m a Ω , které nabývají kladných hodnot.

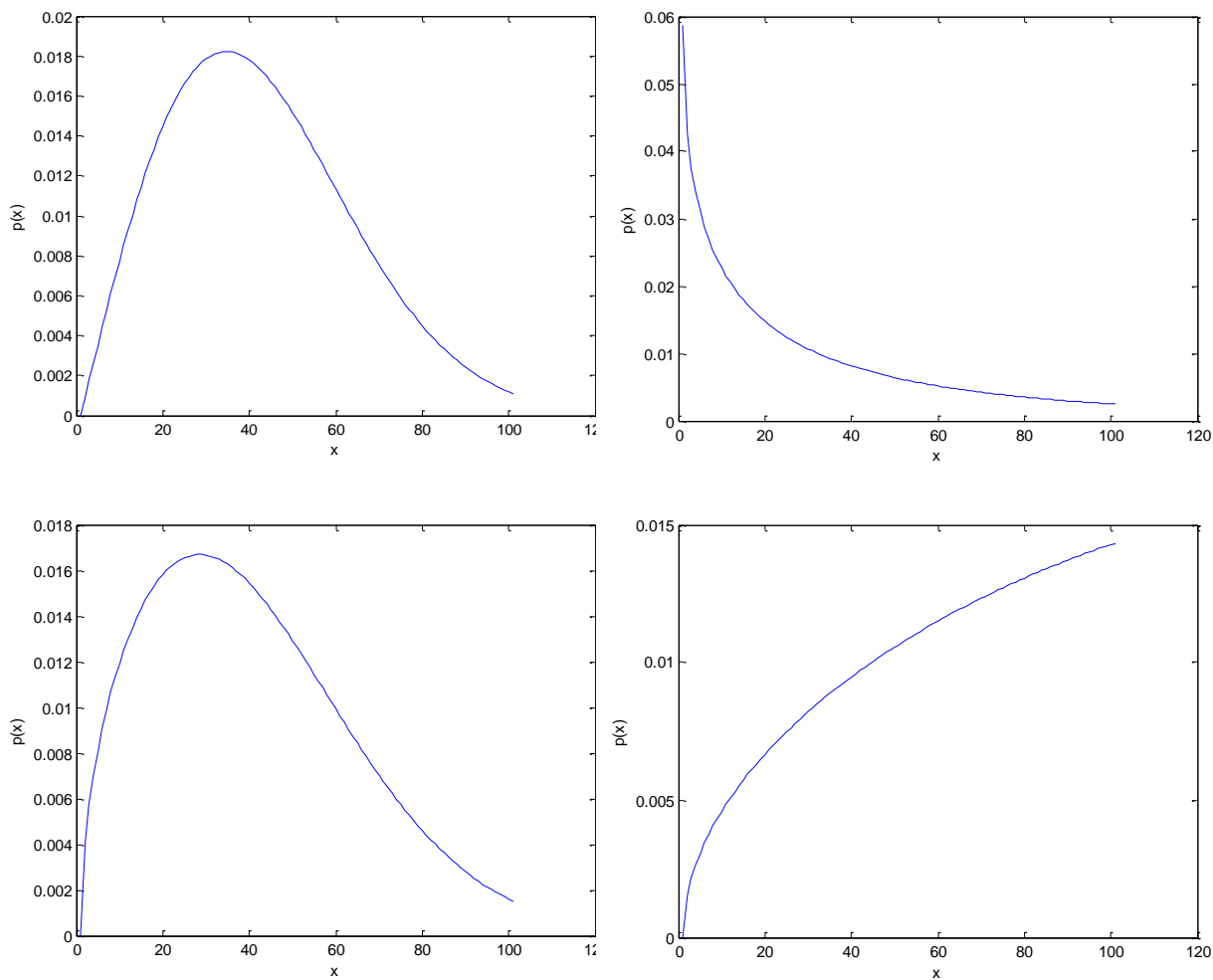
$$f(r) = \frac{2m^m r^{2m-1}}{\Gamma(m)\Omega^m} e\left(-\frac{m}{\Omega}r^2\right) U(r) \quad (4)$$

Kde m a Ω jsou pravděpodobnostní parametry, Γ je gama funkce a U je jednotkový skok.

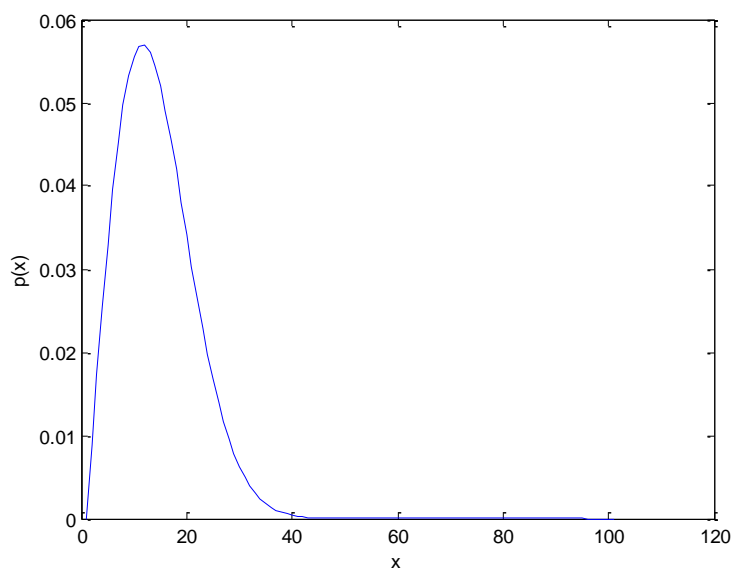
Díky pravděpodobnostním parametrům m a Ω lze dosáhnout téměř libovolných průběhů Nakagamiho funkce (Obr. 18). Při vhodné kombinaci správně zvolených parametrů, je možné přiblížit se průběhům, odpovídajících tvarům histogramů, které nám poskytují OCT snímky sítnice.

Při testování počátečních parametrů aproximace histogramů, se jako nejvýhodnější ve smyslu přesnosti a rychlosti aproximace ukázaly být $m=1$ a $\Omega=0,001$ (Obr. 19).

Osa x v dále uvedených grafech představuje počty stupňů šedi a osa y označená jako $p(x)$ vyjadřuje pravděpodobnost výskytu daného stupně šedi.



Obr. 18 Průběhy Nakagamiho funkce, postupně zleva pro parametry: $m=1$ a $\Omega=0,01$; $m=0,35$ a $\Omega=0,5$; $m=0,75$ a $\Omega=0,01$; $m=0,75$ a $\Omega=0,5$

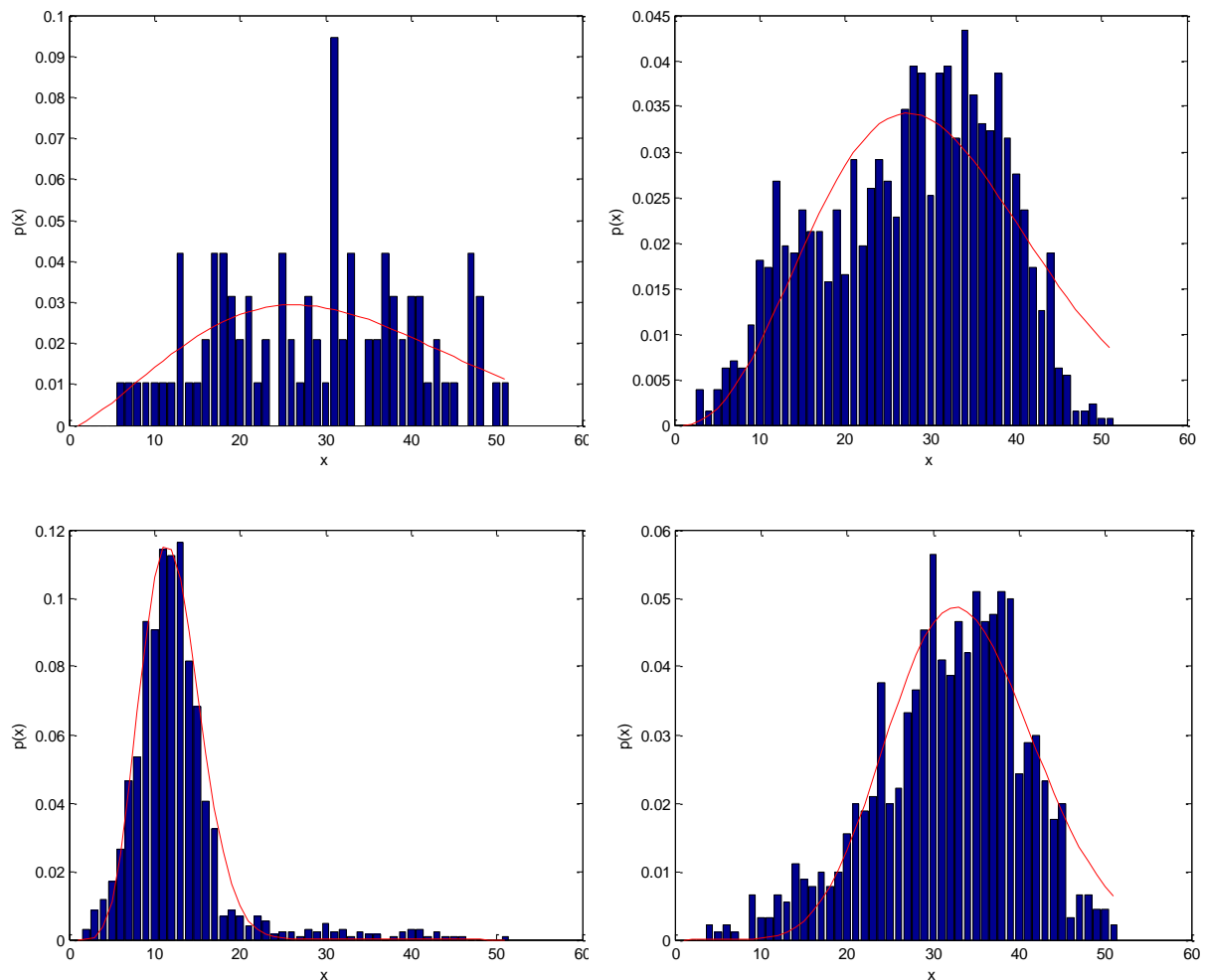


Obr. 19 Průběh Nakagamiho funkce pro počáteční hodnoty parametrů

Pro úspěšnou aproximaci histogramů vyjadřujících distribuci odstínů šedi pomocí Nakagamiho funkce je nutné nalezení minimálních odchylek hodnot histogramu od namodelované křivky. Pro získání takovýchto hodnot je opět vhodné použít funkci `fminsearch`.

Stejně jako u roztažené exponenciální funkce je i v tomto případě nezbytné zvolit optimalizační kritérium. Jako optimalizační kritérium byla znovu zvolena suma kvadrátů odchylek histogramu od namodelované křivky.

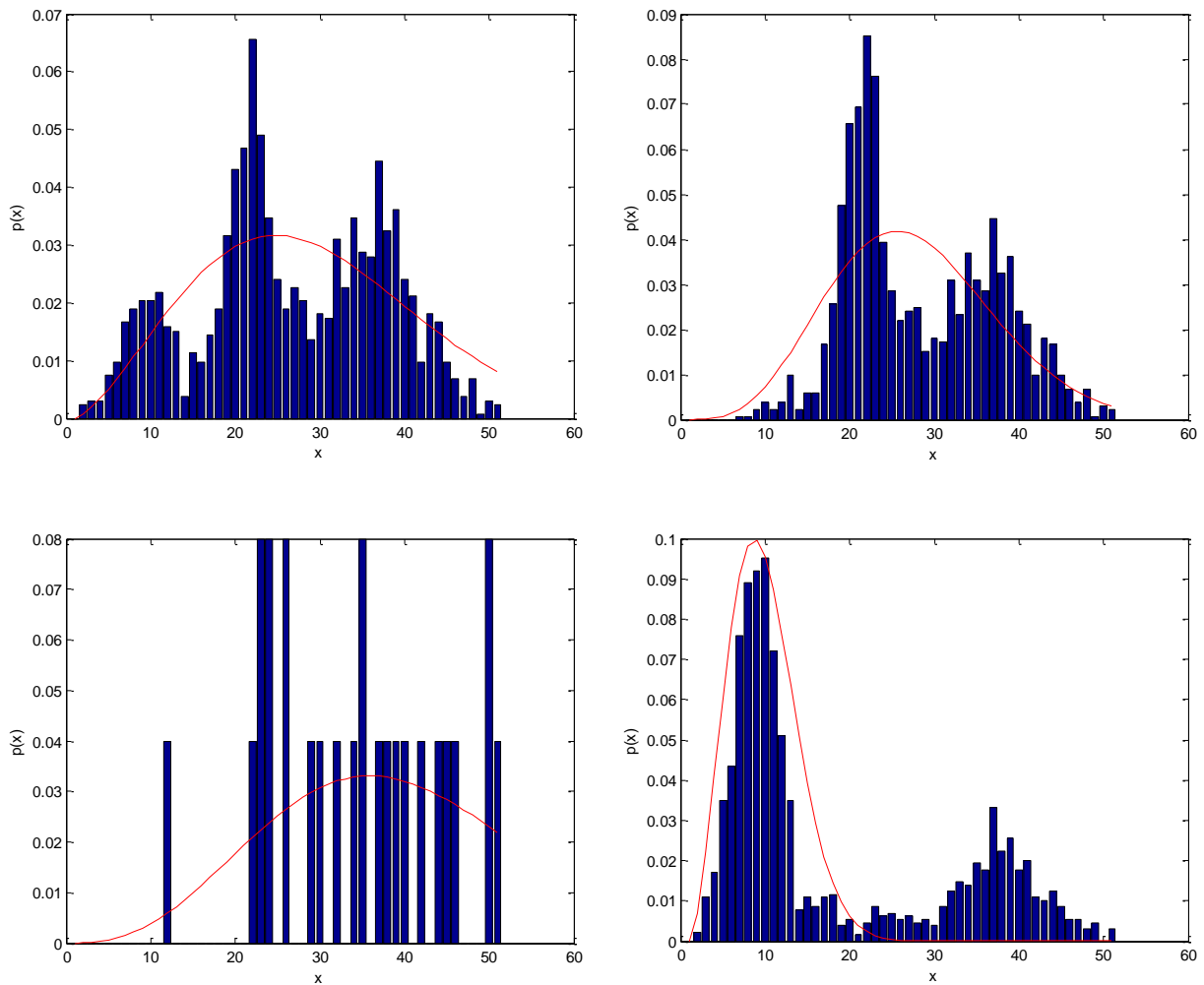
Chování aproximační křivky (Obr. 20) bylo testováno na 40 histogramech. Tyto histogramy byly vypočítány z různých snímků sítnice, z různých B-scanů a různých oblastí sítnice v rámci jednoho B-scanu. Oblastí je myšleno přesně vymezené okno ohraničující například jednu vrstvu sítnice, náhodnou oblast nebo optický disk.



Obr. 20 Úspěšná aproximace histogramu Nakagamiho funkcí

Daná aproximační funkce není schopná vystihnout situaci, kdy je histogram počítán z malého množství odstínů šedé barvy (Obr. 21), nebo v případech vícevrcholových histogramů. Jelikož se tato chyba vyskytuje velmi zřídka, lze ji zanedbat.

Na zpracování takových histogramů by bylo nutné použít složitější vícevrcholové aproximační křivky.



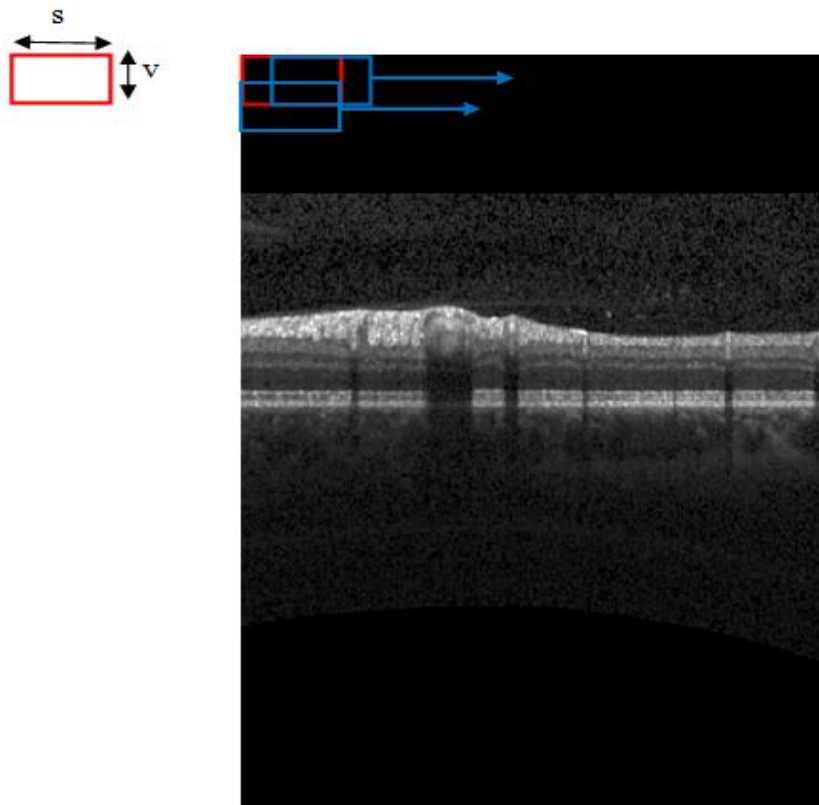
Obr. 21 Neúspěšná aproximace histogramu Nakagamiho funkcí

Po ukončení testování aproximace histogramů, bylo rozhodnuto, že i přes drobné nedostatky Nakagamiho funkce odpovídá tvarovým požadavkům histogramů, tudíž je vhodná pro následující statistickou analýzu snímků sítnice.

3.2.1 Plošné mapování snímků

Snímky sítnice pořízené pomocí OCT se skládají z několika desítek B-scanů. Při plošném mapování snímků je nutné zpracovávat informace o distribuci odstínů šedi postupně v každém B-scanu.

První krok mapování zahrnuje zvolení velikosti okna, přesně vymežujícího oblast daného B-scanu, ze které bude vytvořen histogram. Zde bylo zvoleno okno o takové velikosti, aby počet hodnot histogramu byl v rozmezí 400 – 500 vzorků. Toto rozmezí zajistí dostatečně reprezentativní histogram z dané oblasti. Příliš malé okno by znamenalo, že histogram je vypočítán z malého množství odstínů šedé barvy a jeho následná aproximace by byla zatížena chybou. Naopak s narůstající velikostí okna klesá rozlišení výsledné parametrické mapy a zvyšuje se pravděpodobnost, že histogram poskytnutý takovýmto oknem bude disponovat dvěma a více vrcholy, což opět snižuje kvalitu aproximace. Rychlost mapování je nepřímo úměrná velikosti okna. Z důvodu zvýšení rychlosti mapování je vhodné vytvořit okno obdélníkových rozměrů, protože odstíny šedé barvy jednotlivých vrstev sítnice se příliš neliší (Obr. 22).



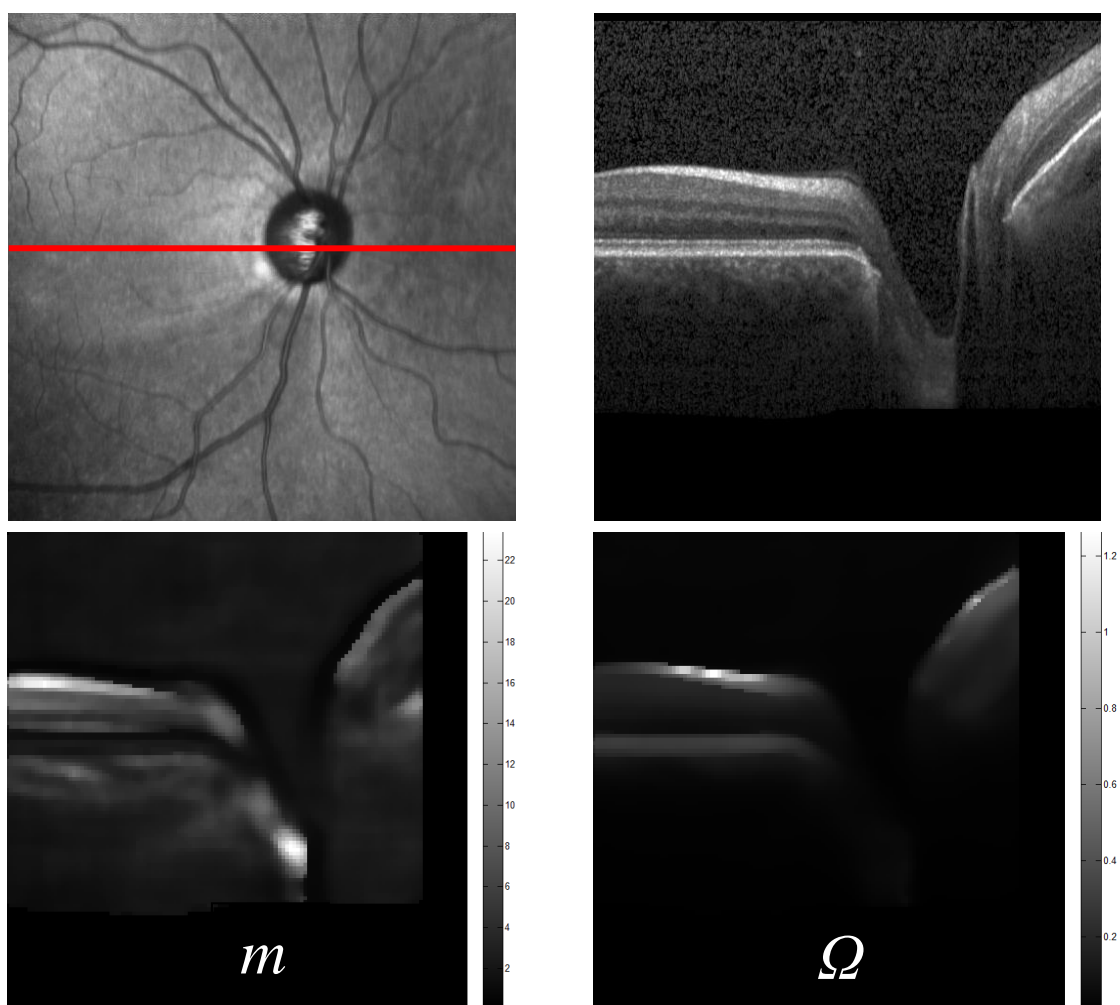
Obr. 22 Mapování B-scanu obdélníkovým oknem

Okno se po jednotlivých B-scanech pohybuje horizontálně s pevně stanoveným krokem. Po ukončení mapování prvního řádku B-scanu dochází k přesunu okna na začátek dalšího řádku, kterým se opět pohybuje v horizontálním směru. Tento cyklus se opakuje, dokud není zmapována celá plocha B-scanu.

Jak bylo zmíněno výše, vytvořené okno ohraničuje oblast snímku, ze kterého je vypočítán histogram, znázorňující distribuci šedé barvy. Tento histogram je následně aproximován Nakagamiho funkcí s nadefinovanými počátečními parametry m a Ω . Při posunu okna se ze zvolených počátečních parametrů dopočítávají parametry nové, které se stávají počátečními parametry při dalším posunu okna. Všechny takto získané hodnoty parametrů m a Ω jsou po ukončení procesu mapování zobrazeny ve formě parametrických map.

Z výše uvedeného obrázku je zřejmé, že histogramy z černých okrajů B-scanů nevykazují pro vykreslení parametrických map žádnou hodnotu, proto jsou hodnoty těchto parametrů nulovány a při prezentaci výsledků se neuvádějí.

Následují obrázky reprezentující typické příklady získaných parametrických map.

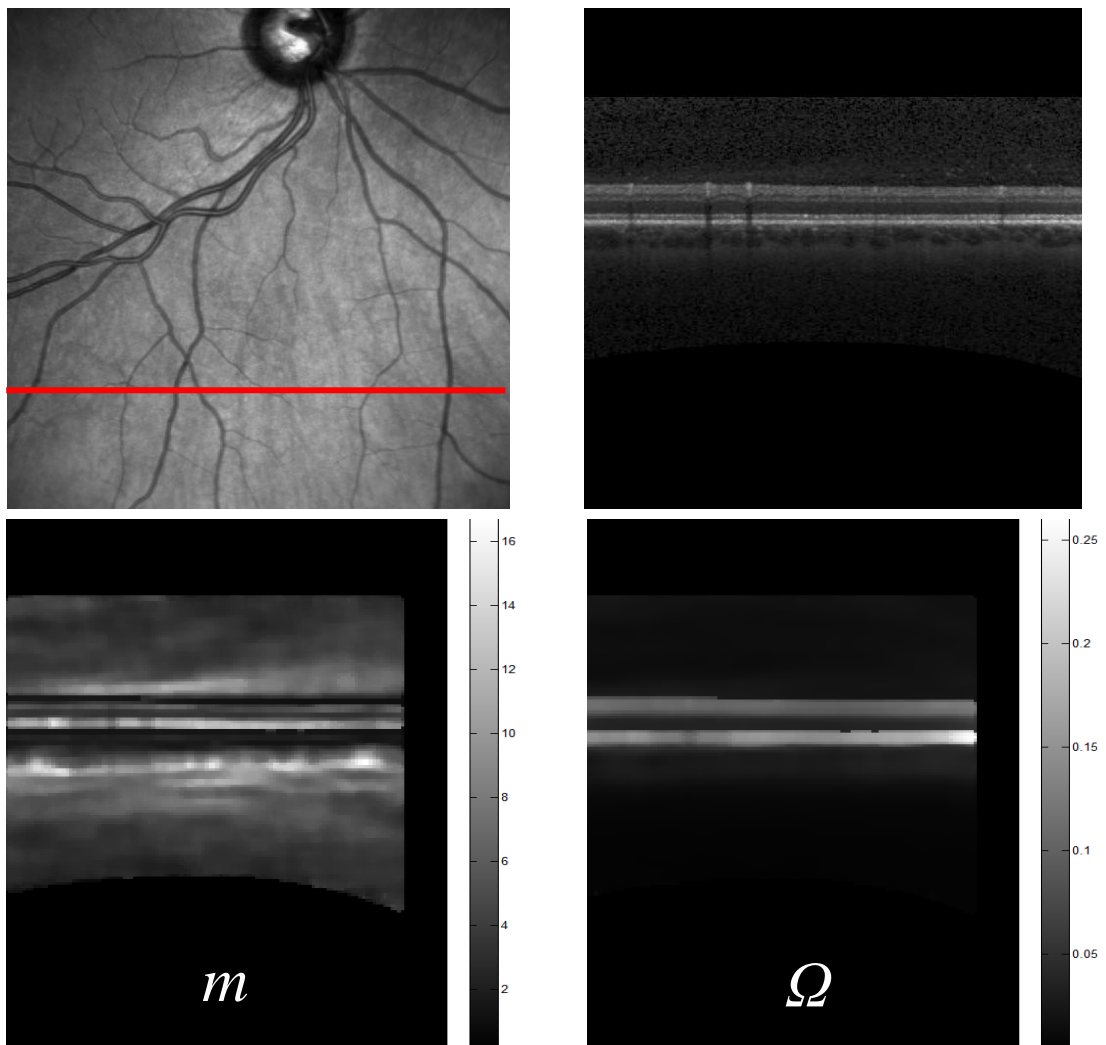


Obr. 23 Parametrické mapy z oblasti optického disku

V levém horním rohu můžeme vidět snímek sítnice, v pravém horním rohu B-scan, ze kterého jsou vytvořeny parametrické mapy. V dolní části jsou parametrické mapy, vlevo je vždy mapa znázorňující parametr m a vpravo je pak parametr Ω . Červená čára, na snímku sítnice značí, z jakého místa sítnice byl pořízen B-scan, ze kterého byly získány parametrické mapy. Těmito pravidly se řídí všechny obrázky parametrických map.

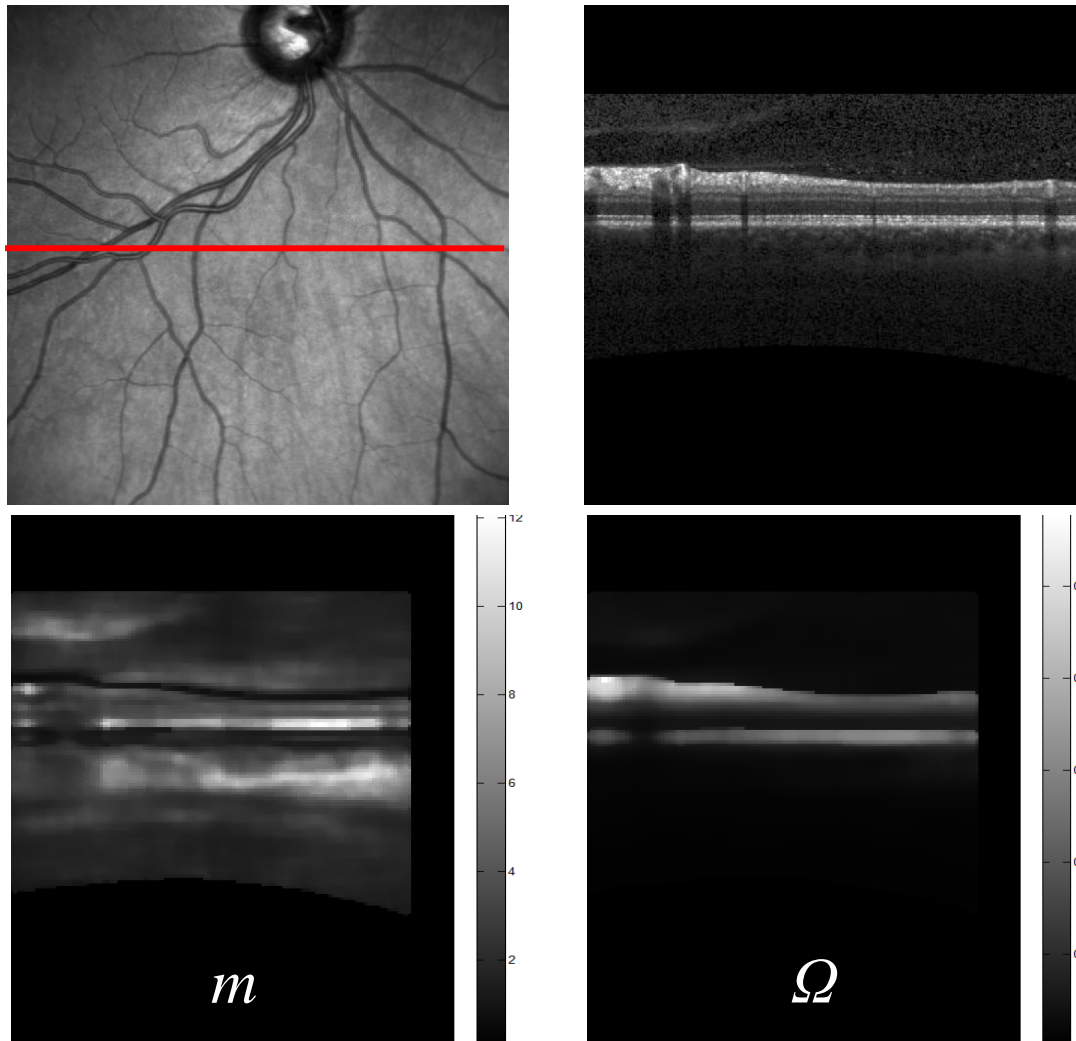
Při pohledu na parametrické mapy pořízené z oblasti optického disku (Obr. 23) můžeme vidět, že mapa získaná pomocí parametru m disponuje větším množstvím odstínů šedé barvy než je tomu u parametru Ω .

Nerovnoměrné rozložení odstínů šedi je způsobeno nerovnoměrným rozložením různých hodnot parametrů m a Ω . Světlé odstíny jsou reprezentovány parametry s vyššími hodnotami. Různé hodnoty obou parametrů, předpokládají různé průběhy Nakagamiho funkce, která nese informaci o tvaru pravděpodobnostního rozložení intenzit v oblasti zájmu. Lze vidět, že v oblasti optického disku je největší koncentrace vysokých hodnot parametru m , naopak parametr Ω v této oblasti nabývá hodnot nízkých.



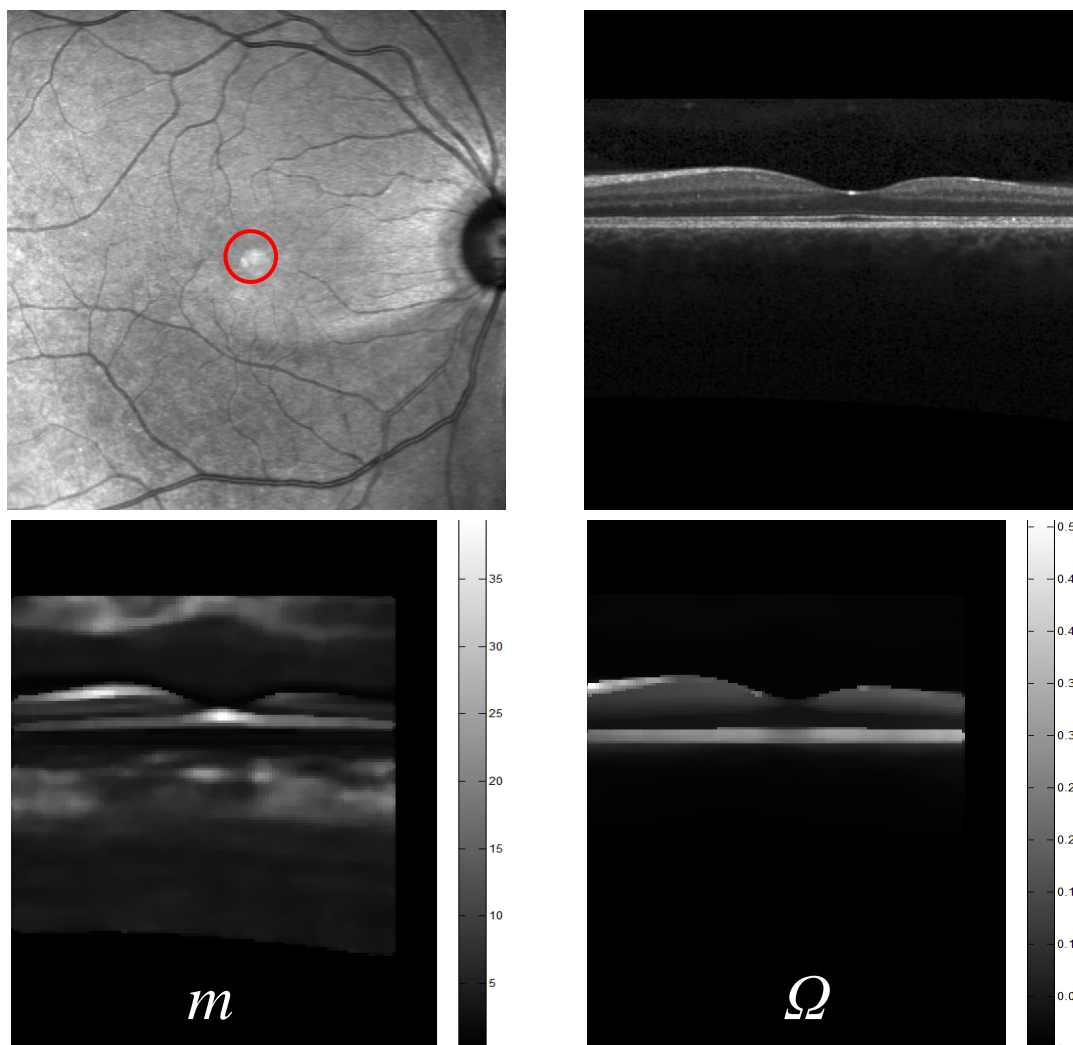
Obr. 24 Parametrické mapy znázorňující vrstvy sítnice

Parametrické mapy znázorňující jednotlivé vrstvy sítnice (Obr. 24) indikují malý počet parametrů m a Ω o hodnotách, zachovávající stíny, způsobené průchodem světla cévami. Při pohledu na parametrickou mapu m , je patrné, že parametr m na tomto snímku nabývá poměrně pestré škály hodnot, což způsobuje odlišitelnost jednotlivých vrstev sítnice. Parametr Ω svými hodnotami zkresluje informaci o počtu vrstev sítnice.



Obr. 25 Parametrické mapy z oblasti výskytu cév

Obě parametrické mapy vytvořené z B-scanu zobrazujícího významné prokrvení sítnice vlivem četného zastoupení cév (Obr. 25) téměř neumožňují detekovat jednotlivé vrstvy sítnice, což je způsobeno úzkým rozmezím hodnot obou parametrů. Na parametrické mapě Ω můžeme vidět světlejší místo, které znázorňuje vysoké prokrvení dané oblasti, v této oblasti je zaznamenána vyšší koncentrace vysokých hodnot parametru Ω . Vlivem nižších hodnot obou parametrů jsou respektovány cévní stíny.



Obr. 26 Parametrické mapy z oblasti makuly

Parametrické mapy vytvořené z B-scanu znázorňujícího makulární oblast, která je na snímku sítnice ohraničena červenou kružnicí (Obr. 26) potvrzují pravidlo, že parametrická mapa m je co do počtu odstínů šedé barvy bohatší než mapa Ω . Makula na snímku B-scanu pořízeného pomocí OCT představuje prohlubeň, jejíž dno je reprezentováno nejsvětlejšími odstíny šedé barvy vyskytující se na tomto snímku. Díky vysokým hodnotám parametru m je tento kontrastní rozdíl patrný také na parametrické mapě m . Parametry Ω tuto informaci potlačují.

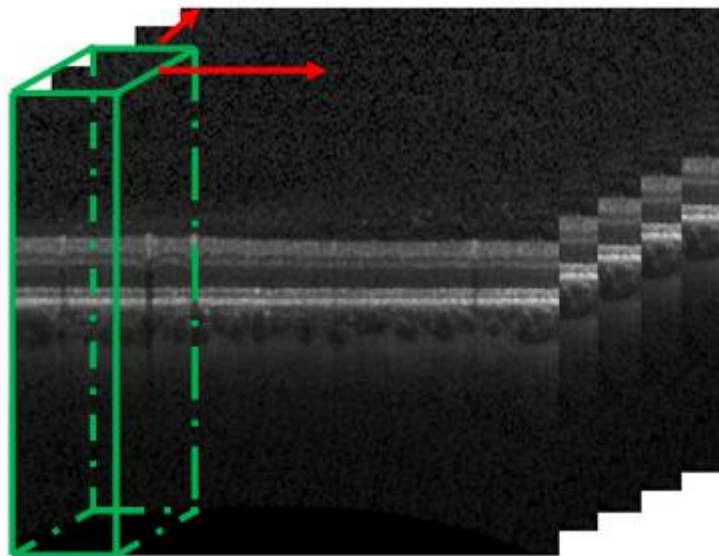
3.2.2 Hlubkové mapování snímků

V předcházejícím textu je uvedeno, že snímky sítnice z OCT jsou poskládány z několika B-scanů. Hlubkové mapování snímků sítnice probíhá velmi podobně jako mapování plošné, jen s tím rozdílem, že tentokrát okno pro čtení B-scanů není dvourozměrné, ale trojrozměrné. Jedná se o kvádrový výřez ze sady B-scanů (Obr. 27). Jestliže bychom si

tento kvádr představili v Kartézské soustavě souřadnic, jednotlivé osy by značily:

- osa x – část šířky B-scanu,
- osa y – počet B-scanů řazený za sebou,
- osa z – výška B-scanu.

Toto trojrozměrné okno se pohybuje s určitým krokem po ose x a pokaždé když se dostane na konec sady dat, dojde k jeho posunu se stejným krokem po ose y . Takto je zmapována kompletní sada B-scanů.



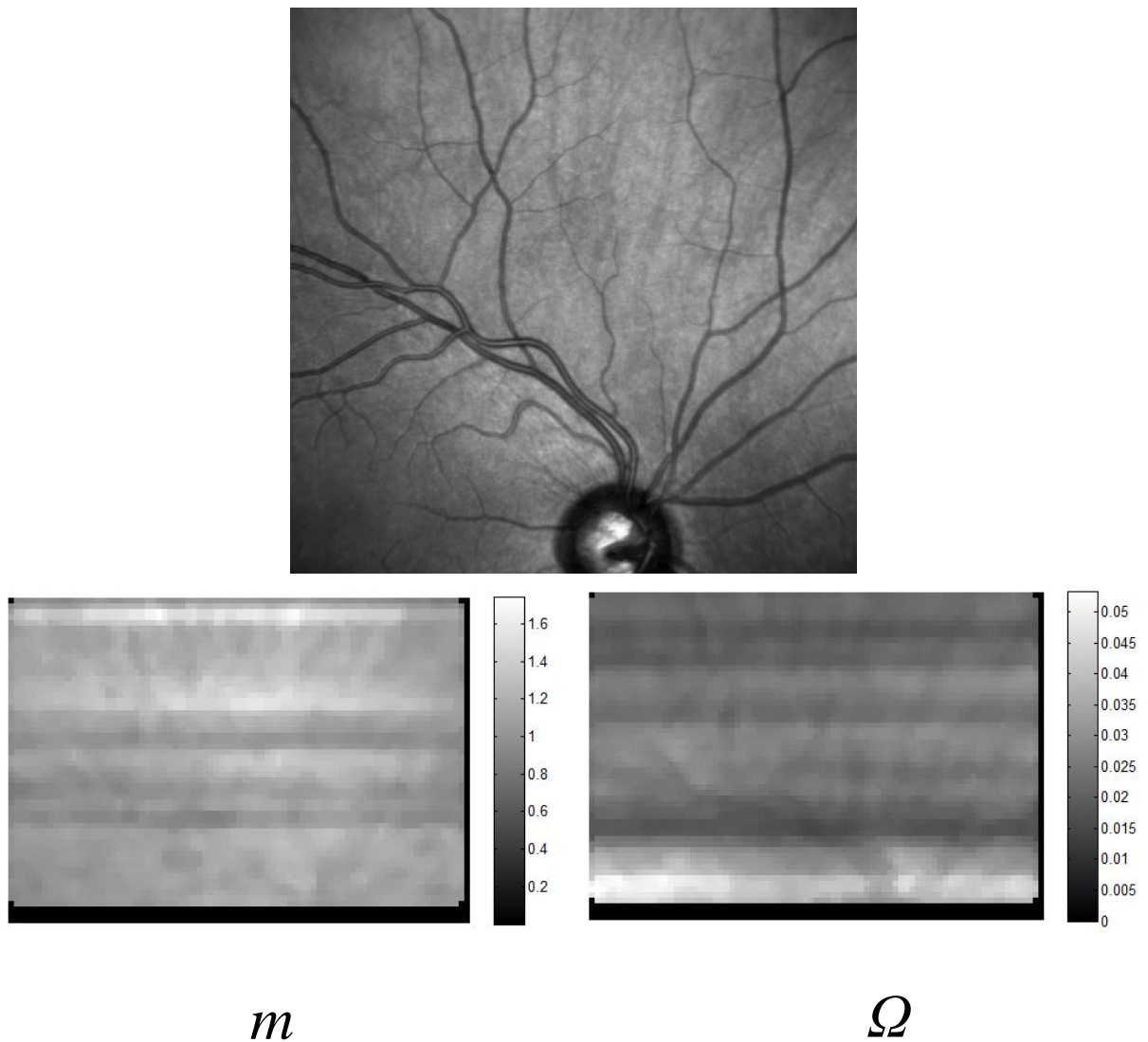
Obr. 27 Hloubkové mapování snímků sítnice

Postupně jsou získány histogramy odstínů šedi na všech pozicích okna, které jsou následně aproximovány Nakagamiho funkcí. Histogramy takto získaných dat mají podobnou distribuci odstínů šedi, jako histogramy získané plošným mapováním, tudíž je možné zachovat hodnoty počátečních parametrů aproximace.

Z počátečních parametrů se optimalizací získávají parametry nové, které se stávají novými počátečními parametry následné aproximace.

Počáteční parametry lze zobrazit opět jako parametrické mapy, jen je důležité si uvědomit, že nyní se nejedná o parametrické mapy jednotlivých B-scanů. Takto vytvořené parametrické mapy vyjadřují distribuci odstínů šedi při pohledu na sadu B-scanů ze shora. Takovou mapu je možné si představit jako horní stěnu kvádrového okna. Z trojrozměrných objemových dat vznikne dvourozměrný obrázek.

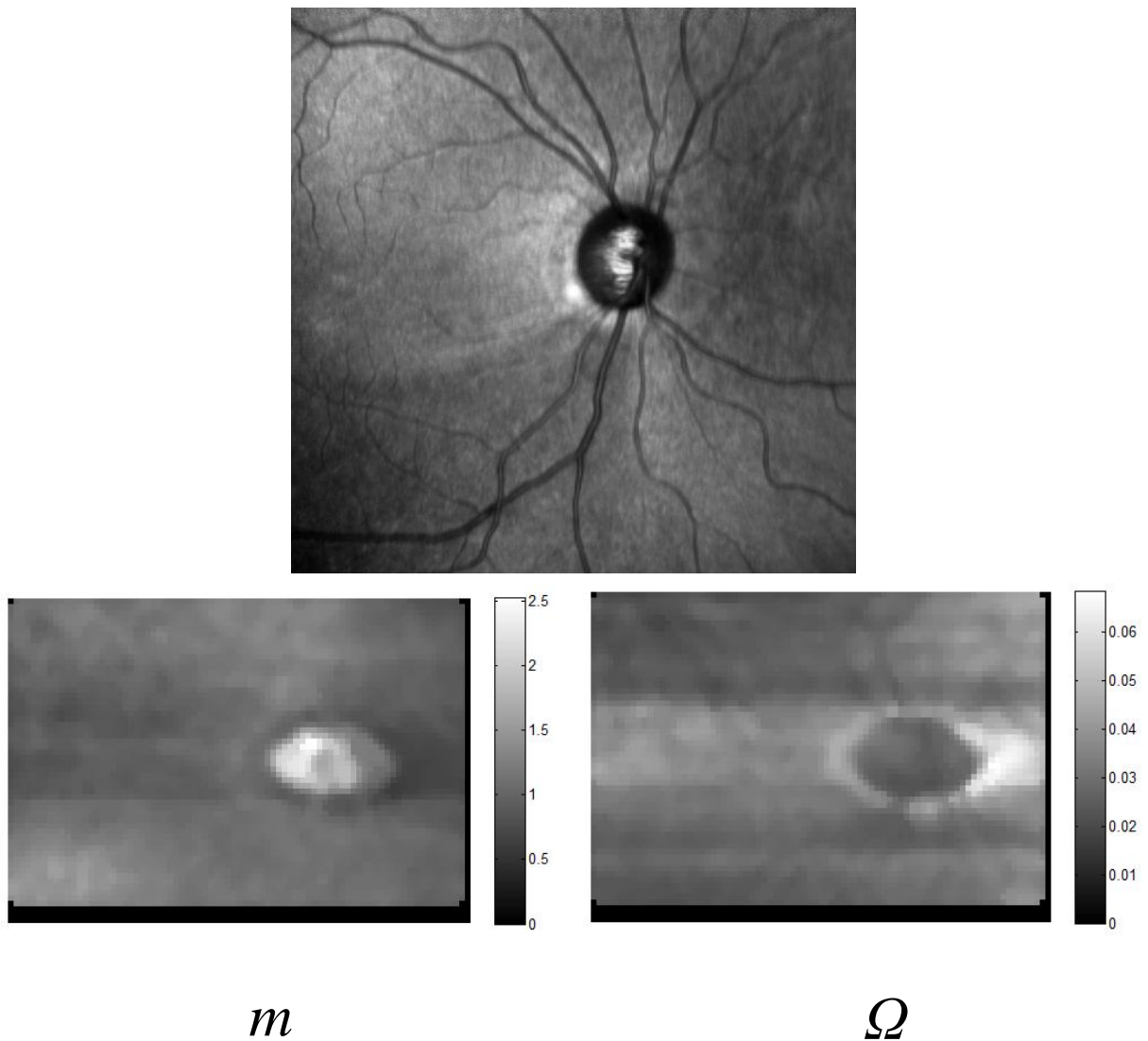
Dále jsou uvedeny získané parametrické mapy, které vždy představují typické části sítnice. Horní část obrázku zobrazuje, ze které části sítnice byla daná parametrická mapa pořízena. Parametrická mapa, vytvořená z parametru m , je vždy v levé spodní části obrázku. Naopak parametrická mapa reprezentující parametr Ω je umístěna v pravém spodním rohu obrázku. Získané parametrické mapy jsou doplněny sloupci, které vyjadřují zastoupení jednotlivých odstínů šedi.



Obr. 28 Parametrické mapy znázorňující prokrvení sítnice

Při pohledu na parametrické mapy ilustrující cévní zásobení sítnice (Obr. 28) lze vidět, že jednotlivé cévy nemají takový vliv na vytvořený histogram, jako okolní tkáň. Což způsobuje nízký počet vypočítaných parametrů m a Ω o hodnotách podílejících se na

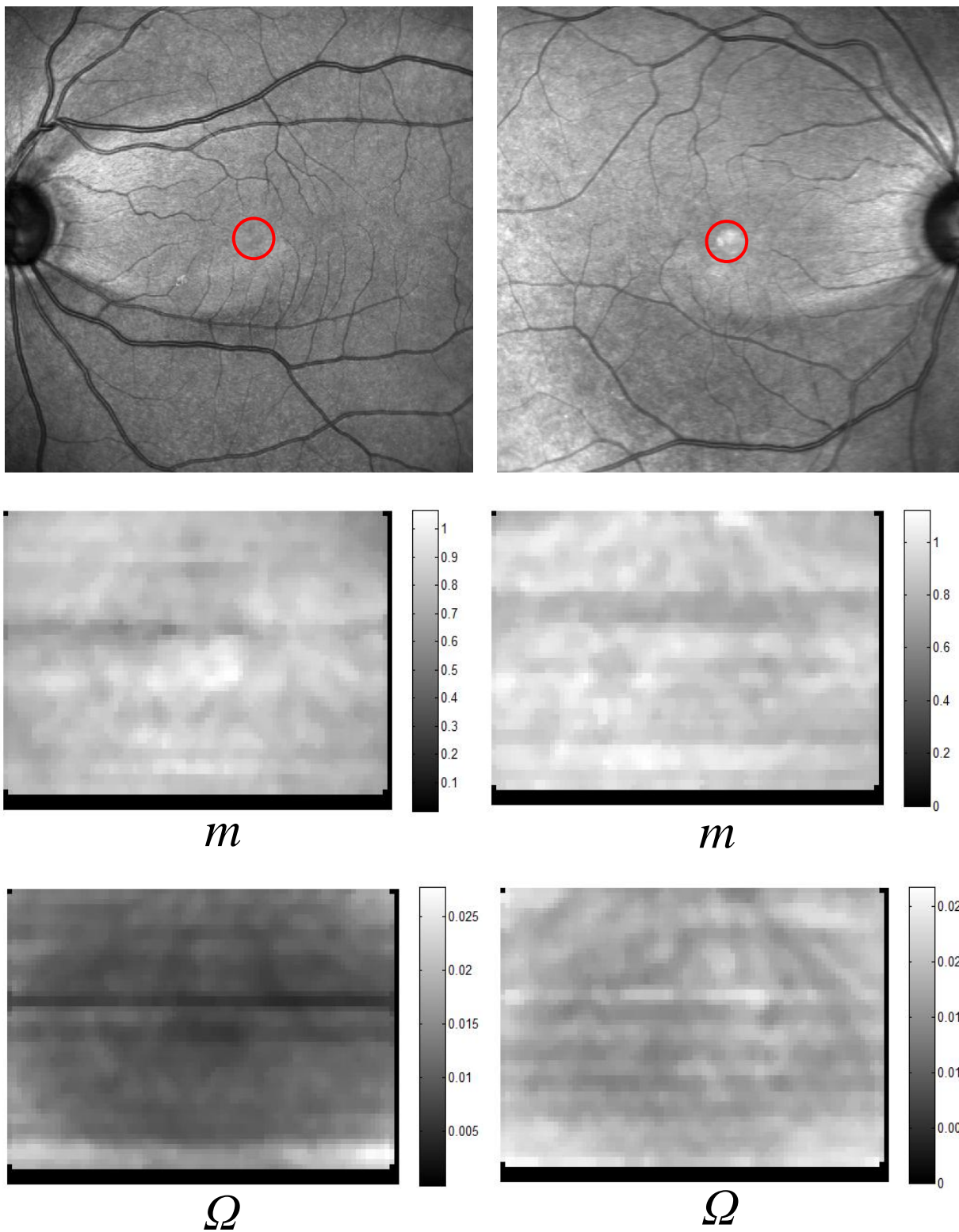
vykreslování cév. Parametrická mapa Ω je pro získání informací o krevním zásobení sítnice přesnější než mapa m .



Obr. 29 Parametrické mapy optického disku

Parametrické mapy vytvořené z oblasti zachycující optický disk (Obr. 29) podobně jako v předchozím případě zkreslují informace o počtu a velikosti cév nacházejících se v okolí optického disku. Navzdory tomu vlastní optický disk v naměřených OCT datech má poměrně značný vliv na vytvořený histogram. Tím pádem parametry m a Ω reprezentující optický disk nabývají odlišných hodnot než parametry získané z okolní tkáně. Parametr m disponuje vysokými hodnotami, tudíž je na parametrické mapě vytvořené pomocí odstínů šedi nejsvětlejší. Naopak je tomu u parametru Ω . Na pravé straně od optického disku lze vidět

kontrastní plochu, která je charakterizována výrazně odlišnými parametry než optický disk. Pravděpodobně se jedná o stín, způsobený pohybem oka při pořizování OCT snímku.



Obr. 30 Parametrické mapy pořizené ze snímků zachycujících makulu

Výše uvedený obrázek představuje parametrické mapy vytvořené z oblasti sítnice, ve které se nachází žlutá skvrna - makula (Obr. 30). Žlutá skvrna je zvýrazněna na původních snímcích sítnice červeným kroužkem.

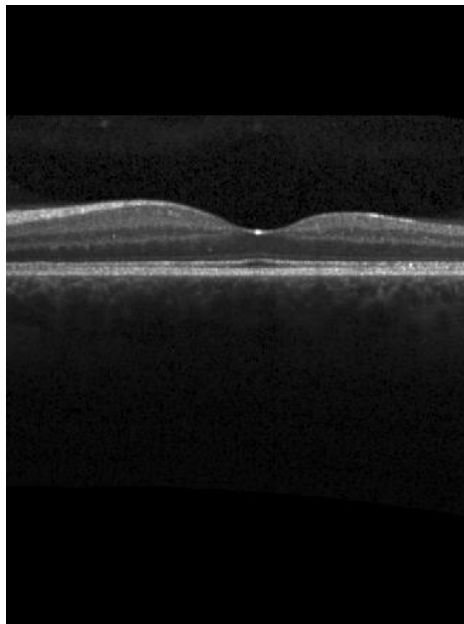
Obrázek je rozdělen na dvě poloviny, kdy levá polovina přísluší snímkům sítnice pravého oka a pravá polovina znázorňuje oko levé. Pod každým snímkem sítnice jsou uvedeny vytvořené parametrické mapy. První je parametrická mapa vytvořená z parametrů m a druhá z parametrů Ω .

Makulární oblast má v porovnání s okolní tkání minimální vliv na vytvořené histogramy. Tento fakt ovlivňuje tvar Nakagamiho křivky, která poskytuje informace o pravděpodobnostním rozložení intenzit, popřípadě o distribuci odstínů šedi v daném místě. Důsledkem je nízký počet parametrů m a Ω jejichž hodnoty zastupují právě makulární oblast, která není na výsledných parametrických mapách patrná.

3.2.3 Ovlivnění výsledků mapování

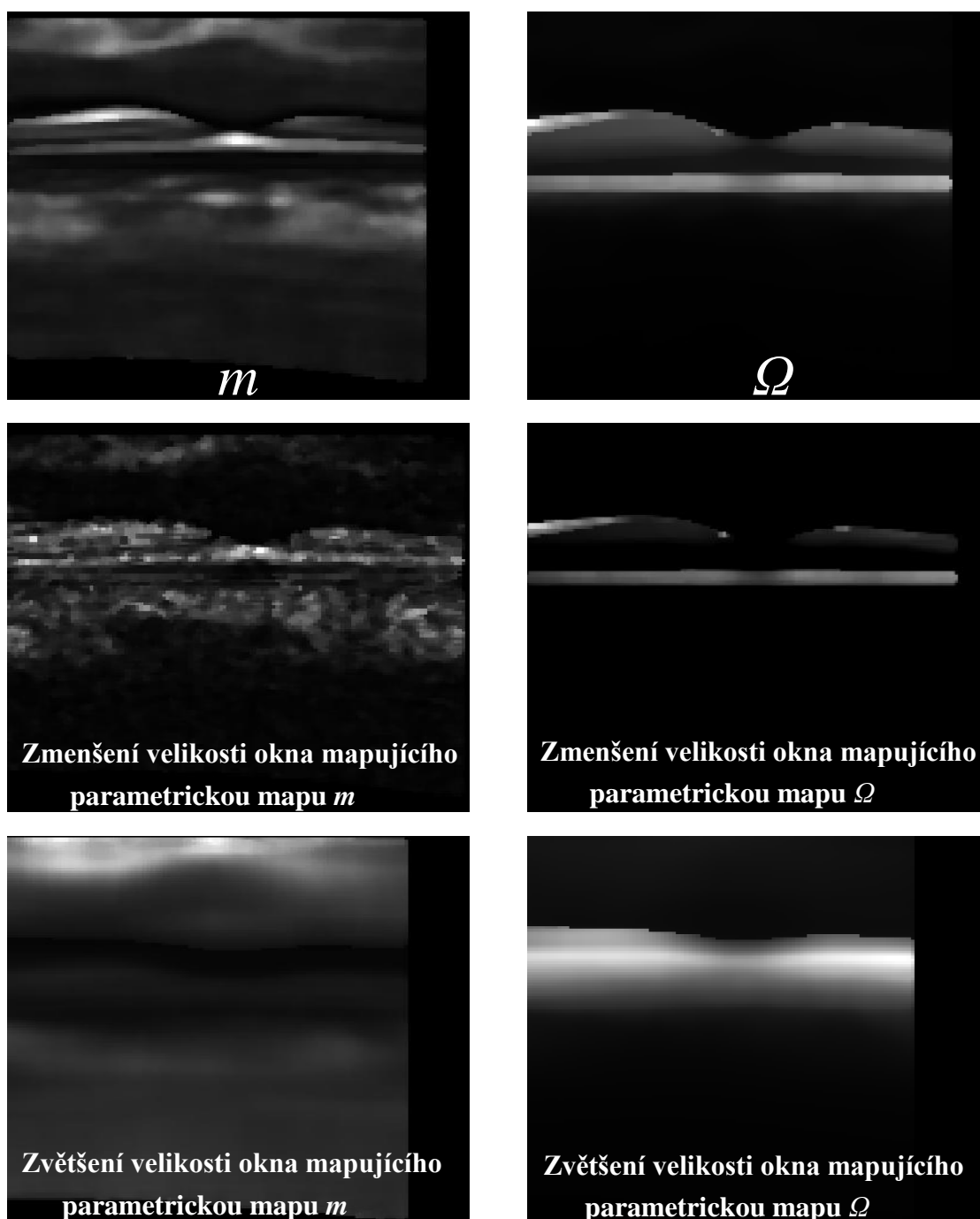
Výsledky mapování lze ovlivnit v několika krocích. Mezi významné patří volba počátečních pravděpodobnostních parametrů použitých k aproximaci dané křivky. Dále to je velikost okna, kterým je OCT snímek mapován a velikost kroku, se kterým se toto okno posunuje. Důležitostí volby počátečních parametrů se tato práce již zabývala.

Následující text nastiňuje vliv velikosti okna a kroku na parametrické mapy pořízené z libovolného B-scanu (Obr. 31).



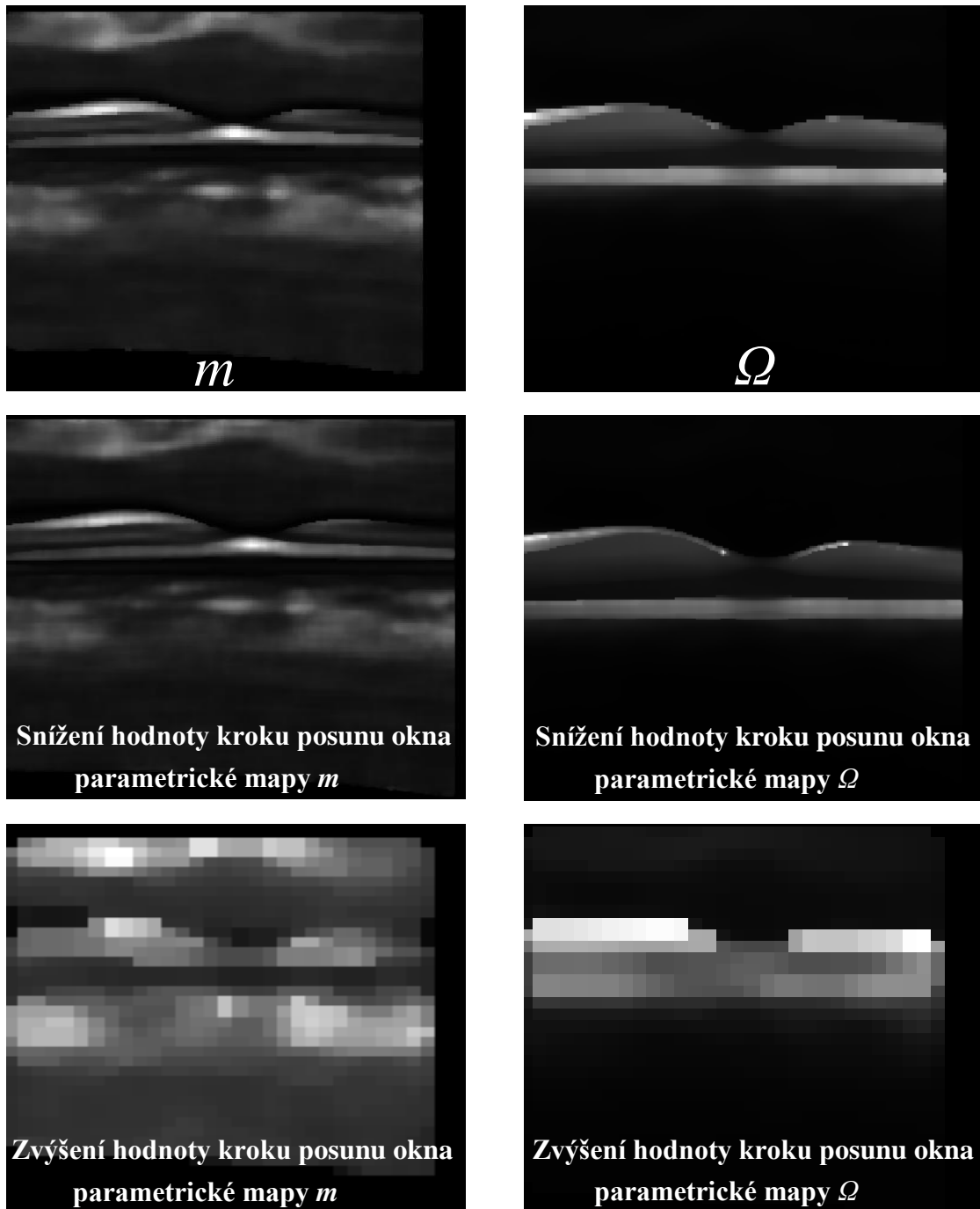
Obr. 31 B-scan, na kterém jsou ilustrovány změny vyvolané úpravou okna a kroku

Přesné nastavení velikosti okna vede k zajištění dostatečného počtu vzorků (400-500), které se podílejí na vytvoření dostatečně reprezentativního histogramu z dané oblasti. Malé okno neposkytuje uspokojivý počet odstínů šedi, ze kterých je histogram vytvořen. Následná aproximace nevykazuje přesné výsledky. Naopak velkým oknem se snižuje rozlišení výsledné parametrické mapy a narůstá pravděpodobnost vytvoření vícevrcholového histogramu, kdy aproximovaná křivka některé hodnoty histogramu zanedbává (Obr. 32).



Obr. 32 Ilustrace vlivu změny velikosti okna na výsledné parametrické mapy

Oba tyto případy prodlužují dobu vytvoření parametrických map. Malé okno provádí výpočty rychleji, ale je nuceno těchto výpočtů provést velké množství. Výpočtů při volbě většího okna sice ubývá, avšak vlivem značného počtu odstínů šedi, které toto okno zahrnuje, je každý výpočet mnohem náročnější.



Obr. 33 Ilustrace vlivu změny hodnoty kroku na výsledné parametrické mapy

Volba kroku, se kterým okno mapuje B-scany, popřípadě jednotlivé snímky sítnice, má rozhodující dopad na rozlišení výsledných parametrických map. Rozlišení map je nepřímo úměrné velikosti kroku, čím je krok menší, tím je rozlišení vyšší a naopak (Obr. 33).

Při snížení kroku na polovinu rozlišení výsledných map nedosahuje výrazného zlepšení a vlastní doba mapování snímku několikanásobně narůstá. Zvýšením kroku se celý proces výpočtů urychluje, ale z rozložení hodnot parametrů m a Ω je prakticky nemožné získat jakékoliv informace o stavu sítnice.

ZÁVĚR

Teoretická část této bakalářské práce se věnuje anatomii oka se zaměřením na sítnici a její patologické stavy. Následně jsou popsány základní principy a vlastnosti optické koherentní tomografie, jejíž kostra je tvořena Michelsonovým interferometrem. V práci jsou také nastíněny rozdíly mezi jednotlivými typy obrazů, především mezi A-scanem a B-scanem.

Praktická část práce se zabývá statistickou analýzou OCT snímků sítnice, která se provádí za účelem získání doplňujících informací o stavu sítnice. Vlastní analýza spočívá ve vytvoření histogramů z předem zvolených oblastí snímku sítnice. Histogramy představující distribuci odstínů šedi mohou být vytvořeny z libovolných oblastí sítnice, které poskytují uspokojivé množství vzorků pro vytvoření dostatečně reprezentativního histogramu. V další fázi analýzy je nutné vytvořený histogram aproximovat funkcí s vhodně zvolenými počátečními parametry. Práce nabízí dvě možná řešení aproximace, a to pomocí roztažné exponenciální funkce nebo pomocí Nakagamiho funkce. Obě tyto funkce jsou reprezentovány dvojicí pravděpodobnostních parametrů, které mají zásadní vliv na průběh funkcí.

Během řešení práce bylo zjištěno, že průběh roztažné exponenciální funkce tvarově nekorresponduje s vytvořenými histogramy, tudíž je pro aproximaci nevhodná. Nakagamiho funkce s vhodně zvolenými parametry disponuje značně obecnými tvary, které odpovídají tvarům histogramů. U aproximačních funkcí je důraz kladen na volbu počátečních parametrů, kdy u Nakagamiho funkce počáteční parametry nabývají hodnot $m=1$ a $\Omega=0,001$.

Následujícím krokem je optimalizace tvaru aproximační křivky na základě optimalizačního kritéria sumy kvadrátů odchylek hodnot histogramu od namodelované křivky.

Výše uvedené úpravy směřují k vytvoření parametrických map, reprezentujících parametry m a Ω . Parametrické mapy jsou v této práci znázorněny pomocí odstínů šedi. Zmapována byla místa, jako jsou například optický disk, makula nebo jednotlivé vrstvy sítnice.

Nerovnoměrné rozložení odstínů šedi je způsobeno nerovnoměrným rozložením různých hodnot parametrů m a Ω . Světlé odstíny jsou reprezentovány parametry s vyššími hodnotami. Různé hodnoty obou parametrů předpokládají různé průběhy Nakagamiho funkce, která nese informaci o tvaru pravděpodobnostního rozložení intenzit v oblasti zájmu.

Některé vrstvy sítnice nebo cévy procházející sítnicí, popřípadě makulární oblast a to především při hloubkovém mapování vlivem malého množství parametrů zastupujících tuto oblast na parametrických mapách ztrácejí svůj význam na úkor okolní tkáně, která disponuje větším počtem parametrů daných hodnot. Zajímavé by bylo pozorování hodnot parametrů tkání postižených určitými patologiemi.

Praktická část bakalářské práce byla vytvořena v programovacím prostředí MATLAB.

LITERATURA

- [1] CIULLA, Thomas, Carl REGILLO a Alon HARRIS. *Retina and optic nerve imaging*. Philadelphia [USA]: Lippincott Williams & Wilkins, 2003. ISBN 07-817-3433-9.
- [2] SINĚLNIKOV, R. D. *Atlas anatomie člověka*. 3. vydání. 1970: Zdravotnické nakladatelství AVICENUM, Praha. ISBN ISBN 08-064/III-70.
- [3] SILBERNAGL, Stefan a Agamemnon DESPOPOULOS. *Atlas fyziologie člověka*. 6. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Grada, 2004, XII, 435 s. ISBN 80-247-0630-X.
- [4] ROSYPAL, Stanislav. *Nový přehled biologie*. 1. vyd. Praha: Scientia, 2003, 797 s. ISBN 978-808-6960-234.
- [5] ROKYTA, Richard a František ŠŤASTNÝ. *Struktura a funkce lidského těla*. 1. vyd. Praha: Tigris, 2002, 175 s. ISBN 80-900-1302-3.
- [6] ŘEHÁK, Jiří a Matúš REHÁK. *Venózní okluze sítnice*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 138 s. ISBN 978-80-247-3480-4.
- [7] DREXLER, Wolfgang a James G FUJIMOTO. *Optical coherence tomography: technology and applications*. Berlin: Springer, 2008, 1346 s. Biological and medical physics, biomedical engineering. ISBN 35-407-7549-8.
- [8] ĎAĎO, Stanislav. *Senzory a měřicí obvody*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 1996, 315 s. ISBN 80-010-1500-9.
- [9] KUCHYNKA, Pavel. *Oční lékařství*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, [40], 768 s. ISBN 978-802-4711-638.
- [10] *Trendy soudobé oftalmologie*. Editor Pavel Rozsival. Praha: Galén, 2010, 259 s. ISBN 978-807-2626-618.
- [11] BRUNI, C., J. JUAN, C. FERRONE, D. GIANNINI, N. M. GRZYWACZ, D. HUANG, G. KOCH, V. RUSSO a O. TAN. Statistical Analysis of Retinal Tomographic Pseudo Images for Diagnostic Purpose. *Journal of Mathematical Modelling and Algorithms* [online]. 2010, roč. 9, č. 3, s. 257-273 [cit. 2012-12-04]. ISSN 1570-1166. DOI: 10.1007/s10852-010-9139-8.
- [12] KUNA, Zdeněk a Radim KOLÁŘ. Experimentální určení axiálního rozlišení u systému optické koherenční tomografie. [online]. [cit. 2012-12-04]. ISSN 1213-1539. Dostupné z: <http://www.elektrorevue.cz/>.

- [13] Zrak. [online]. [cit. 2012-11-14]. Dostupné z: <http://www.zrak.cz/o-vasem-zraku/zrakovy-organ/5-anatomie-zrakoveho-organu.html>.
- [14] PODOLEANU, Adrian Gh. a Richard B. ROSEN. Combinations of techniques in imaging the retina with high resolution. *Progress in Retinal and Eye Research* [online]. 2008, roč. 27, č. 4, s. 464-499 [cit. 2012-12-10]. ISSN 13509462. DOI: 10.1016/j.preteyeres.2008.03.002.
- [15] NOVOTNÝ, Ivan a Michal HRUŠKA. *Biologie člověka*. 3., rozš. a upr. vyd. Praha: Fortuna. ISBN 80-7168-819-3.
- [16] ROZSÍVAL, Pavel. *Oční lékařství*. Vyd. 1. Praha: Karolinum, 2006, 373 s. ISBN 80-246-1213-5.
- [17] Obchod.geodis. [online]. [cit. 2012-10-08]. Dostupné z: <http://obchod.geodis.cz/optika/tomografie>.
- [18] Brain.fuw.edu. [online]. [cit. 2012-11-07]. Dostupné z: http://brain.fuw.edu.pl/edu/Fizyka:Wyk%C5%82ad_z_Fizyki_I/Kinematyka_relatywistyczna.
- [19] Webvision. [online]. [cit. 2012-11-28]. Dostupné z: <http://webvision.med.utah.edu/book/part-i-foundations/simple-anatomy-of-the-retina/>.
- [20] locni. [online]. [cit. 2013-04-26]. Dostupné z: <http://www.locni.cz/ostrava/sitnice-a-sklivec/diabeticka-retinopatie.html>.
- [21] Zdravi.e15. [online]. [cit. 2013-04-26]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/clanek/postgradualni-medicina/vekem-podminena-makularni-degenerace-principy-a-lecba-450134>.
- [22] OčniHB. [online]. [cit. 2013-04-26]. Dostupné z: <http://ocnihb.cz/zeleny-zakal/co-je-zeleny-zakal/>.
- [23] CHIU, Stephanie J., Xiao T. LI, Peter NICHOLAS, Cynthia A. TOTH, Joseph A. IZATT a Sina FARSIU. Automatic segmentation of seven retinal layers in SDOCT images congruent with expert manual segmentation. *Optics Express* [online]. 2010, vol. 18, issue 18, s. 19413- [cit. 2013-05-17]. DOI: 10.1364/OE.18.019413.
- [24] SHANKAR, P.M., V.A. DUMANE, J.M. REID, V. GENIS, F. FORSBERG, C. W. PICCOLI a B. B. GOLDBERG. Classification of ultrasonic B-mode images of breast masses using Nakagami distribution. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* [online]. roč. 48, č. 2, s. 569-580 [cit. 2013-04-26]. ISSN 08853010. DOI: 10.1109/58.911740.

SEZNAM OBRÁZKŮ

| | |
|---|----|
| Obr. 1 Anatomie oka [15] | 2 |
| Obr. 2 Mikroskopická stavba sítnice [15]..... | 3 |
| Obr. 3 Anatomie sítnice znázorněná na B-scanu OCT snímku [23] | 4 |
| Obr. 4 Diabetická retinopatie [20] | 5 |
| Obr. 5 Tvrdé drúzy v makule [21] | 6 |
| Obr. 6 Vlhká forma [21] | 6 |
| Obr. 7 Srovnání pohledu zdravého oka a oka postiženého glaukomem [22] | 6 |
| Obr. 8 Optický koherentní tomograf [17]..... | 7 |
| Obr. 9 Princip Michelsonova interferometru [18] | 8 |
| Obr. 10 Orientace scanů [13]..... | 9 |
| Obr. 11 Radiální scan [19]..... | 10 |
| Obr. 12 Lineární scan [19]..... | 10 |
| Obr. 13 Cross hair scan [19] | 10 |
| Obr. 14 Znázornění počátečních hodnot parametrů λ a β | 13 |
| Obr. 15 Vliv změny parametrů λ a β na průběh roztažné exponenciální funkce. Postupně zleva se jedná o hodnoty: $\lambda=1$ a $\beta=0,5$; $\lambda=1000$ a $\beta=0,1$; $\lambda=1000$ a $\beta=1$; $\lambda=10$ a $\beta=0,5$ | 14 |
| Obr. 16 Histogram jednoho A-scanu | 15 |
| Obr. 17 Aproximovaný histogram roztažnou exponenciální funkcí..... | 15 |
| Obr. 18 Průběhy Nakagamiho funkce, postupně zleva pro parametry: $m=1$ a $\Omega=0,01$; $m=0,35$ a $\Omega=0,5$; $m=0,75$ a $\Omega=0,01$; $m=0,75$ a $\Omega=0,5$ | 17 |
| Obr. 19 Průběh Nakagamiho funkce pro počáteční hodnoty parametrů..... | 17 |
| Obr. 20 Úspěšná aproximace histogramu Nakagamiho funkcí | 18 |
| Obr. 21 Neúspěšná aproximace histogramu Nakagamiho funkcí..... | 19 |
| Obr. 22 Mapování B-scanu obdélníkovým oknem | 20 |
| Obr. 23 Parametrické mapy z oblasti optického disku | 21 |
| Obr. 24 Parametrické mapy znázorňující vrstvy sítnice | 22 |
| Obr. 25 Parametrické mapy z oblasti výskytu cév..... | 23 |
| Obr. 26 Parametrické mapy z oblasti makuly | 24 |
| Obr. 27 Hloubkové mapování snímků sítnice | 25 |
| Obr. 28 Parametrické mapy znázorňující prokrvení sítnice | 26 |
| Obr. 29 Parametrické mapy optického disku..... | 27 |
| Obr. 30 Parametrické mapy pořízené ze snímků zachycujících makulu | 28 |
| Obr. 31 B-scan, na kterém jsou ilustrovány změny vyvolané úpravou okna a kroku | 29 |
| Obr. 32 Ilustrace vlivu změny velikosti okna na výsledné parametrické mapy | 30 |
| Obr. 33 Ilustrace vlivu změny hodnoty kroku na výsledné parametrické mapy | 31 |

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

| | |
|-----------|---|
| $p(I)$ | Roztažná exponenciální funkce |
| λ | Pravděpodobnostní parametr |
| β | Pravděpodobnostní parametr |
| k | Normalizační konstanta |
| Γ | Gama funkce |
| $f(r)$ | Nakagamiho funkce |
| $U(r)$ | Jednotkový skok |
| m | Pravděpodobnostní parametr |
| Ω | Pravděpodobnostní parametr |
| R | Suma kvadrátů odchylek histogramu od funkce |
| h_i | Hodnoty histogramu |
| p | Aproximační funkce |
| DR | Diabetická retinopatie |
| OCT | Optical Coherence Tomography, optická koherentní tomografie |