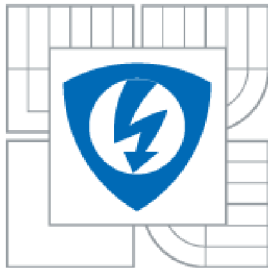




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

TEXTURNÍ ANALÝZA RETINÁLNÍCH SNÍMKŮ

TEXTURE ANALYSIS OF RETINAL IMAGES

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

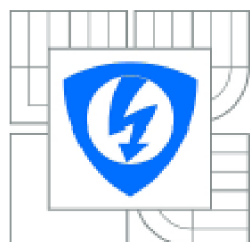
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. JAKUB MIKAUŠ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. JIŘÍ GAZÁREK

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Bc. Jakub Mikauš
Ročník: 2

ID: 78447
Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Texturní analýza retinálních snímků

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s dostupnými prameny o zpracování retinálních snímků, které se zabývají lokální detekcí vrstvy nervových vláken. Prostudujte vlastnosti retinálních snímků. Seznamte se s principem a metodami texturní analýzy. Zabývejte se principy segmentace nervových vláken pomocí přizpůsobených filtrů, případně dalšími metodami podle zadání vedoucího.

Práce musí obsahovat realizaci funkčního algoritmu pro detekci vrstvy nervových vláken, vytvořené uživatelské prostředí použitelné v klinické praxi a dále statistické zpracování úspěšnosti navržené detekce.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] JAN, J. Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration - Concepts and Methods. CRC New York 2006.
- [2] ODSTRČILÍK, J. Segmentation of vessel structure in retinal images by matched filtering. VUT v Brně, 2008.

Termín zadání: 12.10.2009

Termín odevzdání: 21.5.2010

Vedoucí práce: Ing. Jiří Gazárek

prof. Ing. Jiří Jan, CSc.
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové 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.

LICENČNÍ SMLOUVA POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Jakub Mikauš
Bytem: Nezamyslova 39, Brno, 636 00
Narozen/a (datum a místo): 24. června v Brně

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Ing. Jiří Jan, CSc, předseda rady oboru Biomedicínské a ekologické inženýrství
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- disertační práce
 - diplomová práce
 - bakalářská práce
 - jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
- (dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Texturní analýza retinálních snímků

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Jiří Gazárek

Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: 7. nebo 8. června 2010 *

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ihned po uzavření této smlouvy
 - 1 rok po uzavření této smlouvy
 - 3 roky po uzavření této smlouvy
 - 5 let po uzavření této smlouvy
 - 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 21. května 2010

.....

Nabyvatel

.....

Autor

ABSTRAKT

Práce se zabývá detekcí výpadku ve vrstvě nervových vláken retinálních snímků. V úvodu je seznámení s fyziologií lidského oka a analýza vstupních obrazových dat. Dále se zabývá práce texturní analýzou pomocí dvou metod. Zatímco metoda přizpůsobených filtrů nevykazuje uspokojivé výsledky, metoda hodnocení jasu dosahuje přijatelných výsledků. V závěru práce je část věnována realizovanému programu pro detekci výpadků ve vrstvě nervových vláken.

KLÍČOVÁ SLOVA

texturní analýza, nervová vlákana, přizpůsobený filtr, glaukom, sítnice

ABSTRACT

The thesis deals with the detection of the nerve fiber layer disruptions in retina scans. The introduction presents an overview of the human eye physiology and analyses the input image data. The thesis continues with an investigation of two texture analysis methods. While the method of adapted filters does not produce very good results, the method of brightness assessment is shown to work satisfactorily. The final part of the thesis describes the implemented tool for the detection of the nerve fiber layer disruptions.

KEYWORDS

texture analysis, nerve fiber, matched filter, glaucoma, retina

MIKAUŠ, J. *Texturní analýza retinálních snímků*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 54 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Jiří Gazárek.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Texturní analýza retinálních snímků jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce 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 § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 21. května 2010

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Jiřímu Gazárkovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne 21. května 2010

.....
podpis autora

OBSAH

ÚVOD	10
1.ANATOMIE LIDSKÉHO OKA A OBRAZOVÁ VSTUPNÍ DATA	11
1.1 Lidské oko	11
1.2 Digitální fundus kamera	14
1.2.1 Obecný popis fundus kamery	14
1.2.2 Fundus kamera CANON CF-60UVi.....	14
1.3 Charakteristika obrazových dat použitých k analýze	17
1.3.1 Obecný popis obrazů sítnice	17
2.ANALÝZA VSTUPNÍCH OBRAZOVÝCH DAT	22
2.1 Vlastnosti nervových vláken ve snímcích sítnice.....	22
2.2 Profily nervových vláken.....	24
3.TEXTURNÍ ANALÝZA.....	25
3.1 Maskování a interpolace cévního řečiště.....	25
3.2 Metoda přizpůsobených filtrů.....	27
3.2.1 Teoretický úvod	27
3.2.2 Návrh přizpůsobeného filtru	28
3.2.3 Filtrace	29
3.2.4 Prahování	32
3.2.5 Metoda Otsu.....	32
3.2.6 Výsledky metody přizpůsobených filtrů.....	34
3.3 Metoda hodnocení jasu	36
3.3.1 Převod do pravoúhlých souřadnic.....	36
3.3.2 Vyvážení jasu.....	37
3.3.3 Detekce výpadku nervových vláken	41
4.PROGRAM PRO DETEKCI VÝPADKU NERVOVÝCH VLÁKEN	44
5.VÝSLEDKY DETEKCE VÝPADKU NERVOVÝCH VLÁKEN	48
6.ZÁVĚR	52
Literatura	53
Seznam příloh.....	54
A Obsah přiloženého CD	55

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1: Řez lidským okem	11
Obr. 1.2: Sítnice a její buňky.....	12
Obr. 1.3: Retinální snímek, červeně vyznačen průběh nervových vláken	13
Obr. 1.4: Ztráta nervových vláken a postup exkavace vlivem zvýšeného nitroočního tlaku... 13	
Obr. 1.5: Principiální schéma fundus kamery	14
Obr. 1.6: Fundus kamera CANON CF-60 UVi.....	15
Obr. 1.7: Snímek levého a pravého oka digitální fundus kamerou	18
Obr. 1.8: Charakteristika filtru BPB 45.....	19
Obr. 1.9: Snímek pořízený s excitačním filtrem	19
Obr. 1.10: Komponenty snímku bez filtru	20
Obr. 1.11: Komponenty snímku s filtrem	21
Obr. 2.1: Detail nervových vláken na snímku sítnice	22
Obr. 2.2: Zelená složka snímku zdravého oka bez výpadku a nemocného oka s výpadkem... 23	
Obr. 2.3: Příklad jasových profilů nervových vláken	24
Obr. 3.1: Jednotlivé snímky procesu segmentace	26
Obr. 3.2: Princip výpočtu 2D diskrétní konvoluce	28
Obr. 3.3: Rotace filtračních masek s krokem 10° a velikosti masky 17x17 pixelů	29
Obr. 3.4: G složka filtrovaného obrazu	29
Obr. 3.5: Výsledky filtrace pro úhel natočení filtrační masky 25° ve vodorovném směru a svislém směru.....	30
Obr. 3.6: Vážený výsledek fúze pro vodorovný a svislý směr průběhu nervových vláken a výsledek fúze.....	31
Obr. 3.7: a) výřez z původního obrazu b) součet obrazů fúze z vodorovného a svislého směru	32
Obr. 3.8: Nalezení optimálního prahu	33
Obr. 3.9: Výsledky detekce	35
Obr. 3.10: Oblast zájmu, pro převod do pravoúhlých souřadnic a detekci výpadku nervových vláken	37
Obr. 3.11: Obraz oblasti zájmu v pravoúhlých souřadnicích	38
Obr. 3.12: Průběh jasů v hlavním řezu snímku zdravého a nemocného oka	39
Obr. 3.13: Charakteristický průběh jasu směrem od optického disku ke žluté skvrně	39
Obr. 3.14: Vyvážení jasu	40
Obr. 3.15: Snímky zdravých očí bez falešné detekce	41
Obr. 3.16: Snímky zdravých očí s falešnými detekcemi	42
Obr. 3.17: Snímky nemocných očí s detekovanými výpadky.....	42
Obr. 3.18: Snímky nemocných očí s detekovanými výpadky (pokračování)	43
Obr. 4.1: Hlavní okno programu	44
Obr. 4.2: Pravý informační panel a zobrazení načteného snímku.....	45
Obr. 4.3: Panel pro operace se snímky a pro maskování a interpolaci cév	45
Obr. 4.4: Panel pro výběr oblasti zájmu.....	46
Obr. 4.5: Panel pro převod do pravoúhlé soustavy a zpět a detekci výpadku.....	47
Obr. 4.6: Okno programu s vykresleným snímekem a označeným výpadkem.....	47
Obr. 5.1: Snímek VAL_01_R s označeným místem výpadku oftalmologem a metodou hodnocení jasu.....	50
Obr. 5.2: Snímek STA_02_L s označeným místem výpadku oftalmologem a metodou hodnocení jasu.....	50
Obr. 5.3: Snímek ZAP_01_R označeným místem výpadku oftalmologem a metodou hodnocení jasu.....	51

ÚVOD

Vyšetření moderní digitální fundus kamerou je stále na oftalmogických pracovištích hojně zastoupeno i když se mohlo zdát, že nástupem moderních diagnostických metod se tento způsob vyšetření sítnice vytratí. Vyšetření digitální fundus kamerou není však tak nákladné jako moderní metody. A také díky vývoji v oblasti digitální fotografie, je o digitální fundus kamery stále zájem.

Za pomoci automatizované analýzy lze ze snímků sítnice extrahovat různé vlastnosti objektů, jenž se na sítnici vyskytují. Jedná se například o automatické rozpoznávání a lokalizaci optického disku, žluté skvrny, cévního řečiště nebo také rozpoznání a měření vlastností vrstvy nervových vláken na sítnici. Také tato práce se zabývá detekcí nervových vláken ve snímcích sítnice pořízených digitální fundus kamerou.

Cílem práce bylo prostudovat principy a metody texturní analýzy a seznámit se s dostupnými prameny zabývající se zpracováním retinálních snímků a to především metodou přizpůsobené filtrace (*matched filtering*), případně dalšími metodami, například metodu hodnocení jasu. Žádnou podobnou práci zabývající se detekcí vrstvy nervových vláken pomocí přizpůsobené filtrace se nepodařilo nalézt, metodu hodnocení jasu se zabývají například práce [11],[12]. Výsledkem metody přizpůsobené filtrace jsou parametrické obrazy, které jsou prahovány pro získání binárního obrazu. Výsledkem metody hodnocení jasu je obraz, kde je označen případný výpadek nervových vláken.

Konečným výsledkem je grafické rozhraní, použitelné pro klinickou praxi využívající navržených algoritmů pro automatickou detekci vrstev nervových vláken. Práce byla vytvořena za pomoci programového prostředí MATLAB ve verzi 2008a a bylo využito reálných snímků sítnice, dostupných na ÚBMI FEKT v Brně, pocházejících z oftalmologické ordinace MUDr. Tomáše Kuběny ve Zlíně. Tyto snímky byly pořízeny fundus kamerou CANON CF-60 UVI s vestavěným fotoaparátlem CANON EOS-20D.

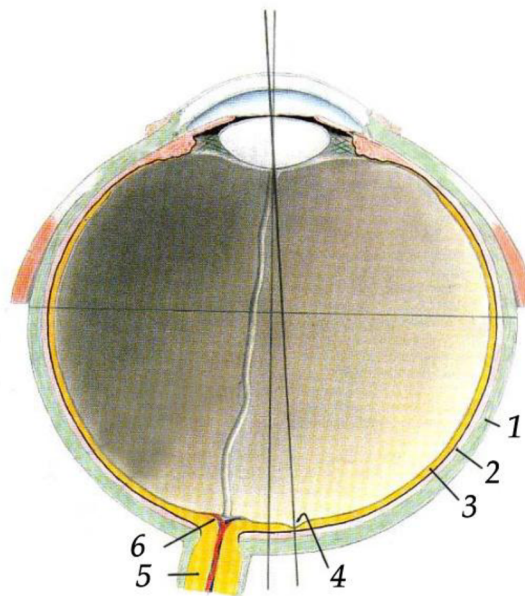
1. ANATOMIE LIDSKÉHO OKA A OBRAZOVÁ VSTUPNÍ DATA

1.1 Lidské oko

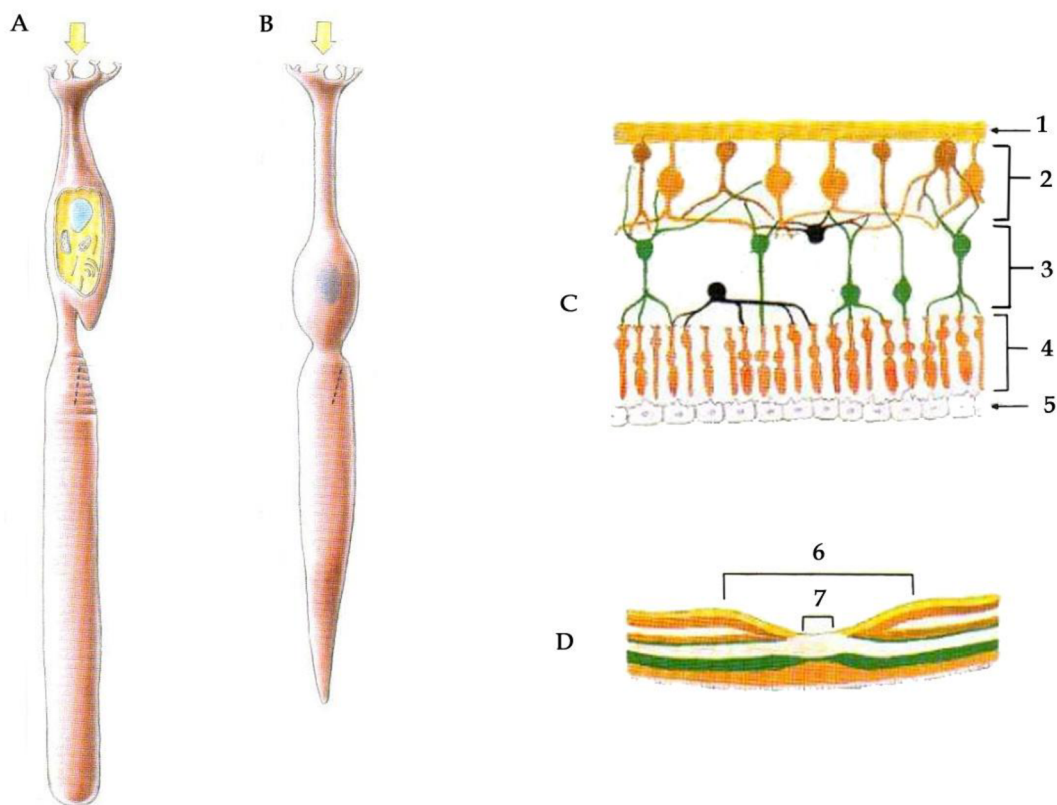
Vlastní zrakový orgán je tvořen především oční koulí. K oku jsou pak připojeny další struktury, zajišťující ochranu, pohyblivost a další funkce. Patří sem okohybné svaly, zajišťující postavení a pohyb očních bulbů. Dále pak víčka, spojivka a slzný aparát, chránící před poškozením, zánětem a vysycháním.

Samotná oční koule má tři vrstvy (obr. 1.1). Vazivovou vnější vrstvu, dělicí se na bělmo a rohovku. Cévnatou střední vrstvu oka mající oddíly, cévnatka, řásnaté těleso, duhovka a zornice. Třetí vrstvou je nervová vnitřní vrstva oka označovaná jako sítnice (*retina*). Uvnitř oční koule se poté nacházejí, komorový mok, čočka a sklivec.

Podrobněji se zaměříme na třetí tedy vnitřní nervovou vrstvu. Sítnice je složena opět z několika vrstev (obr. 1.2 C), fotosenzorické receptory jsou obsaženy nejzevnější vrstvě, tyto receptory předávají informaci další vrstvě obsahující bipolární buňky a dále pak informace pokračuje k nejvnitřnější vrstvě složené z buněk gangliových, jejichž výběžky tvoří axony. Tyto axony se sbíhají v zrakový nerv a oční kouli opouštějí v místě zvaném optický disk (*papilla*). Průběh nervových vláken v sítnici naznačuje obrázek obr. 1.3. [9][10]



Obr. 1.1: Řez lidským okem 1 – vazivová vnější vrstva, 2 – cévnatá střední vrstva, 3 – nervová vnitřní vrstva (sítnice), 4 – žlutá skvrna, 5 – optický nerv, 6 – optický disk [10]

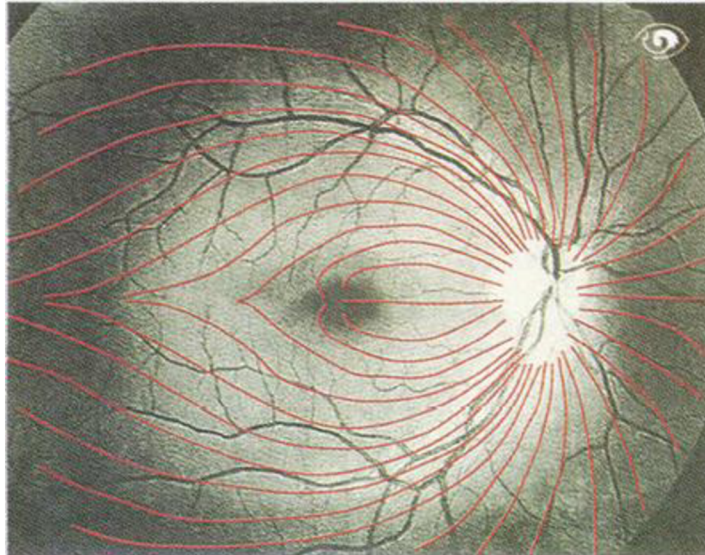


Obr. 1.2: Sítnice a její buňky, A – tyčinka, B – čípek, C – schématický řez sítnicí, D – řez sítnicí v místě žluté skvrny, 1 – vrstva nervových vláken, 2 - vrstva ganliových buněk, 3 – vrstva bipolárních buněk, 4 – vrstva tyčinek a čípků, 5 – pigmentový epitel, 6 – žlutá skvrna, 7 – nejtěsnější místo sítnice (průměr 0,2-0,4 mm ,obsahuje 2500 čípků) [10]

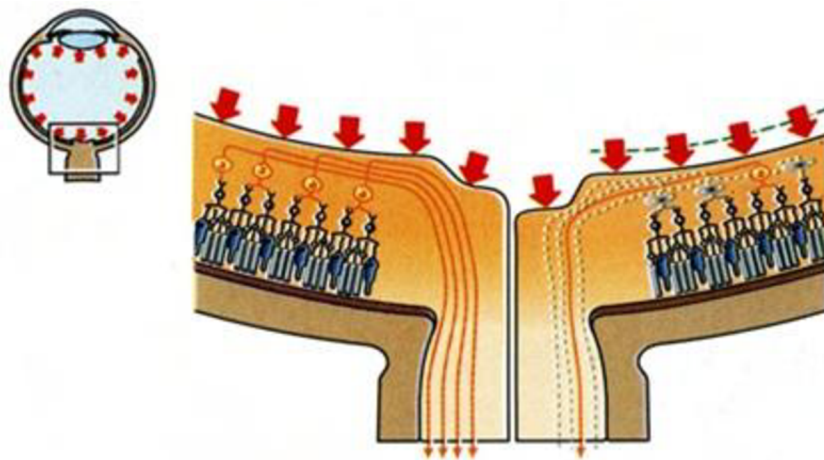
Světločivými elementy jsou tyčinky a čípky (detailněji zobrazeny na obrázku obr. 1.2 A,B), v sítnici je asi 120 miliónů tyčinek a 6-7 miliónů čípků. Tyčinky obsahují barvivo rhodopsin, ten vlivem dopadajících světelných paprsků vyvolává nervové vzruchy. U čípků se objevují tři poněkud odlišné typy barviva vyvolávající nervové vzruchy, které jsou různě citlivé ke světlu odlišných vlnových délek. Vzniká tak různá citlivost ke třem barvám ze kterých se skládá výsledný obraz. Jak tedy vyplývá z předešlého textu čípky slouží k barevnému (fotopickému) vidění a tyčinky slouží k černobílému (skotopickému) vidění, jsou však citlivější na dopadající světlo. Místem nejostřejšího vidění je žlutá skvrna (*fovea centralis*), kde je soustředěno nejvíce čípků.[9][10]

Nervová vlákna sítnice nemají na rozdíl od zrakového nervu myelin. Je to způsobeno potřebou transparentnosti, která je důležitá aby se světlo dostalo vrstvou nervových vláken až k samotným fotoreceptorům.

Ztráta nervových vláken je běžná i během každodenního života, důsledkem nemoci však dochází k výraznějšímu úbytku nervových vláken. Skupina onemocnění, často spojená se zvýšeným nitroočním tlakem, je označována jako glaukom. Při glaukomu postupně odumírají nervová vlákna a buňky. Tyčinky a čípky stále plní svoji funkci přerušena je však přenos informace do mozku. Vliv nitroočního tlaku na nervová vlákna je názorně zobrazen na obrázku obr. 1.4.[7]



Obr. 1.3: Retinální snímek, červeně vyznačen průběh nervových vláken [7]

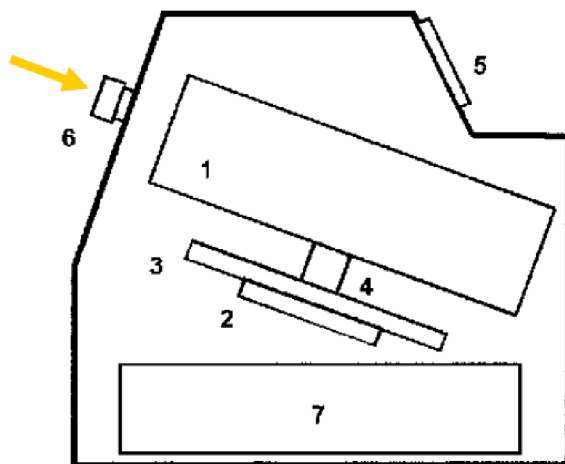


Obr. 1.4: Ztráta nervových vláken a postup exkavace vlivem zvýšeného nitroočního tlaku[7]

1.2 Digitální fundus kamera

1.2.1 Obecný popis fundus kamery

Pro hodnocení diagnosticky významných částí očního pozadí (oční sítnice), se v dnešní době používá kromě oftalmoskopu i digitální fundus kamery. Tyto kamery značně napomáhají diagnostice různých onemocnění nejen oka ale i kardiovaskulárního systému. Takovými onemocněními mohou být např. glaukom (zelený zákal), diabetes, degenerace sítnice, makulární degradace. Digitální fundus kamery obsahují zdroj bílého světla pro osvětlení sítnice a prvek CCD, kterým je poté obraz sítnice snímán. Optika obsažená v tomto zobrazovacím systému dokáže zlepšit vysoké hodnoty ametropie. Dalšími systémy, jimiž jsou kamery vybaveny, jsou systémy automatického ostření, automatického řízení intenzity osvětlení sítnice a systémy pro automatické nalezení středu sítnice. Základní schéma fundus kamery zobrazuje obrázek obr.1.5 [2][3].



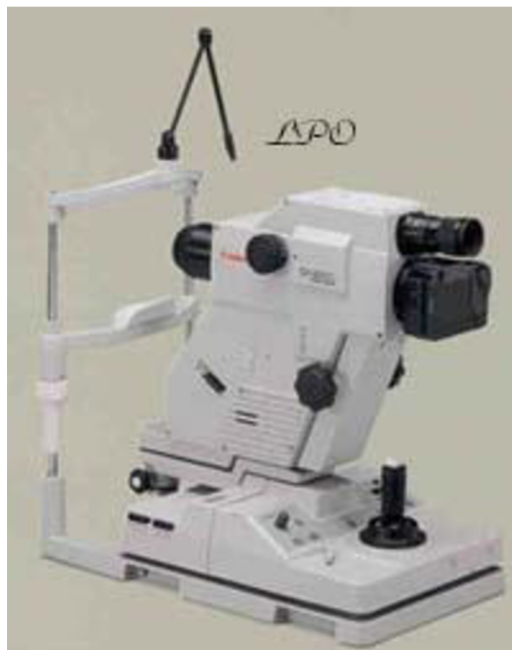
Obr. 1.5: Principiální schéma fundus kamery : 1 – zobrazovací jednotka; 2,3,4 – pozíční

1.2.2 Fundus kamera CANON CF-60UVi

Obrazová data použitá k analýze, byla čerpána z databáze ÚBMI. Tato data byla pořízena digitální fundus kamerou CANON CF-60 UVi s vestavěným digitálním fotoaparátem CANON EOS-20D s nastaveným zorným polem FOV = 60°. Obrázek toho přístroje je na obr.1.6. Vlastnosti a technické specifikace udávané výrobcem jsou následující [4].

Základní vlastnosti

- Zobrazení FOV (*Field of View*) 30°, 40°, a 60°,
- možnost fluoresceinové angiografie (FA) – standard,
- možnost indocyaninové angiografie (ICG) – volitelné rozšíření,
- možnost pořízení snímku s červeným a modrozeleným filtrem,
- přesný zaostřovací systém pomocí „dělené čáry“ a „spot“,
- automatické nastavování filtrů při FA a ICG angiografii,
- režim snímání při úzké zornici SP,
- automatická expozice 35 mm barevné fotografie,
- automatické natáčení,
- možnost tisku pořízených snímků,
- vestavěný fotoaparát CANON EOS-20D (8,2 Mpix CMOS snímač).



Obr. 1.6: Fundus kamera CANON CF-60 UVi [4]

Technické specifikace

Zorné pole FOV	60°, 40°, 30°
Zvětšení u 35 mm filmu	1.7 × (60°), 2.5 × (40°), 3.4 × (30°)
Velikosti snímků	ø29 mm × 22 mm (35 mm filmu) ø75 mm × 57 mm (Polaroid filmu)
Minimální průměr čočky	ø4 mm
Pracovní vzdálenost	45 mm
Rozsah nastavitelných dioptrií	-10 to +12D (bez kompenzační čočky) -6 to -27D (záporná kompenzační čočka) +9 to +32D (kladná kompenzační čočka)
Nastavení dioptrií obsluhy	± 5D
Zdroj bílého světla	300 W xenonová výbojka
Možnosti natáčení	Vertikálně: 38 mm Dopředu/dozadu: 70 mm Vpravo/vlevo: 120 mm Pohyb tváře: 65 mm
Rozměry	320 mm × 560 mm × 565 mm
Váha	26 kg

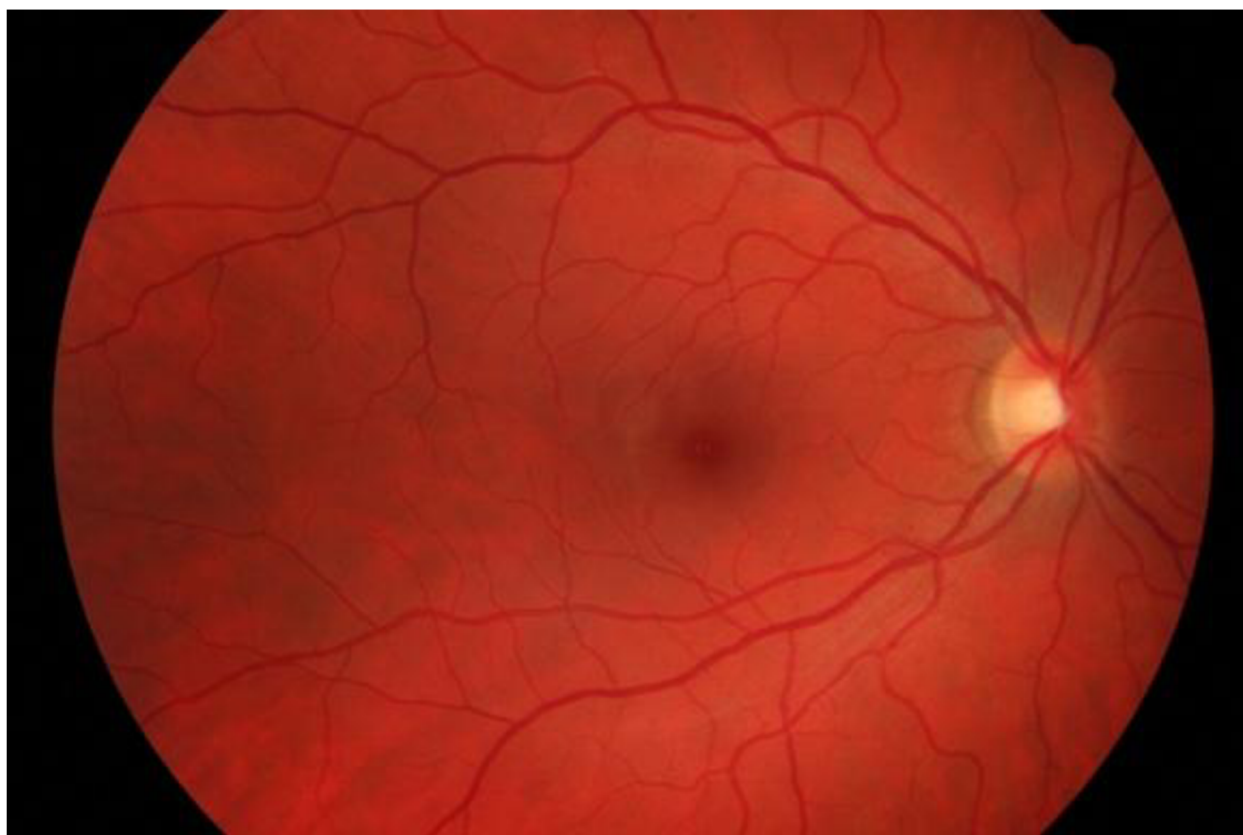
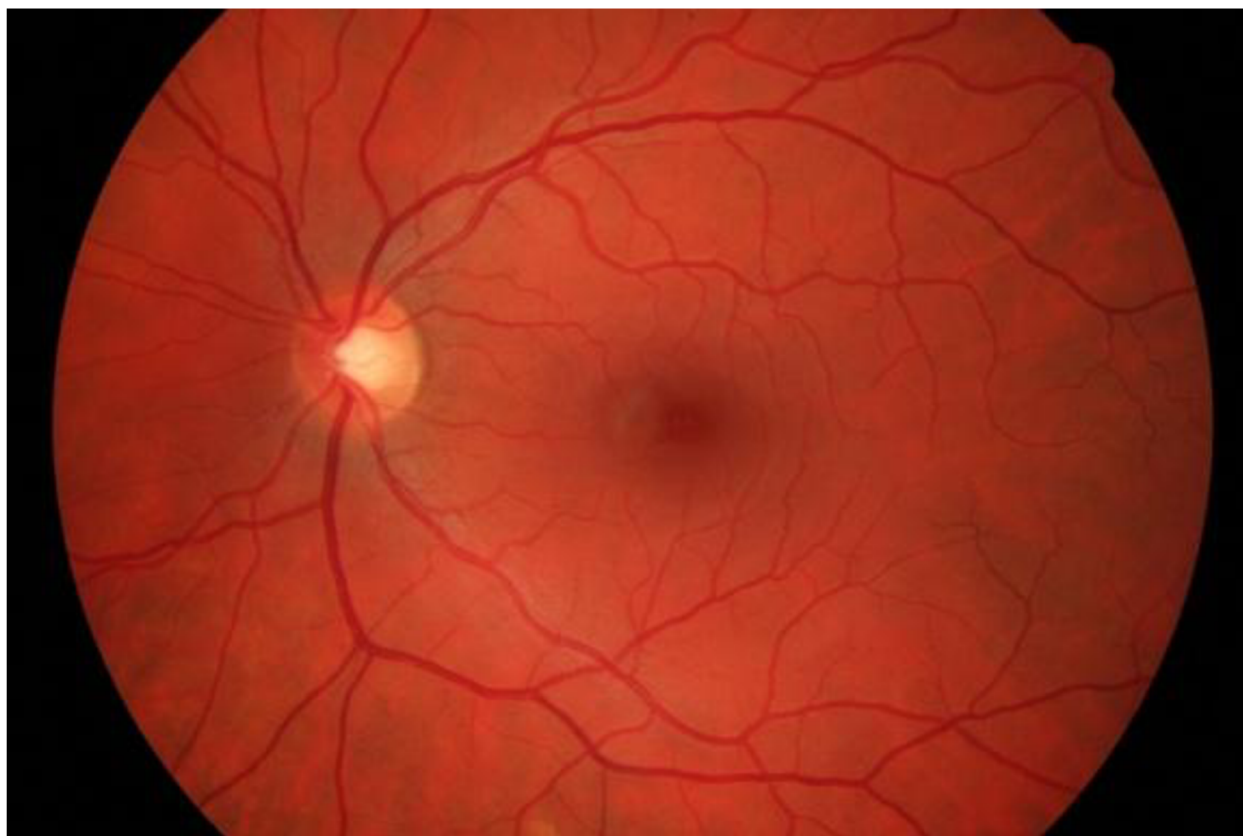
1.3 Charakteristika obrazových dat použitých k analýze

1.3.1 Obecný popis obrazů sítnice

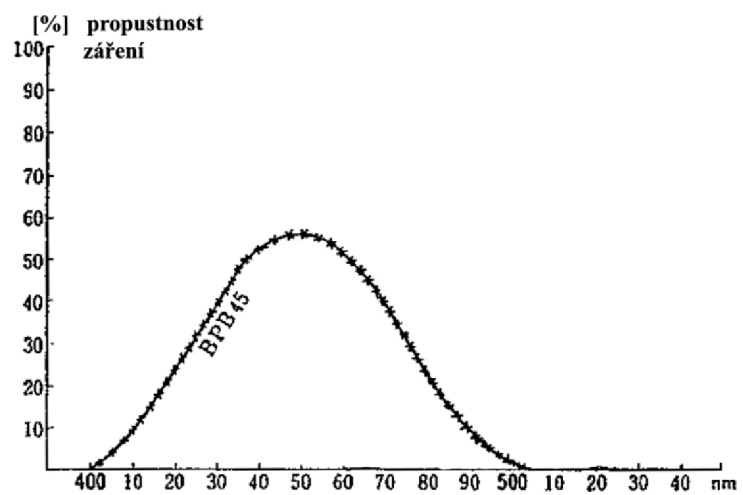
Získaný snímek z fundus kamery CANON CF-60 UVi s vestavěným digitálním fotoaparátem CANON EOS-20D je na obr.1.7. Zobrazena je zadní část sítnice, kde je možno přibližně uprostřed pozorovat žlutou skvrnu a u pravého oka v pravé polovině, u levého oka v levé polovině optický disk (*papilla*), ze kterého do oka vstupují zásobovací cévy. Dále jsou pozorovatelné nervová vlákna, která jsou charakterizována světlým žiháním, nejlépe jsou patrné v okolí optického disku, kde se sbíhají a následně opouštějí sítnici. V okolí žluté skvrny je koncentrace nervových vláken největší.

Databáze obrazových dat je tvořena snímky sítnice pořízenými digitálním fotoaparátem CANON EOS-20D s 60°FOV, pocházející z oční ordinace MUDr. Tomáše Kuběny ve Zlíně. Tato databáze je dostupná na ÚBMI, FEKT VUT v Brně. Databázi lze rozdělit na skupinu zdravých a nemocných očí a podle způsobu snímání poté tyto skupiny dále dělíme na snímky pořízené s využitím modrozeleného filtru BPB 45 a snímky pořízené bez zmíněného filtru. Frekvenční charakteristika tohoto filtru je uvedena na obr.1.8. Důvodem, proč se tohoto filtru využívá, je že nervová vlákna na snímcích s modrozeleným filtrem jsou subjektivně lépe rozeznatelná a tudíž se takto pořízený snímek využívá primárně k analýze vrstvy nervových vláken. Porovnání snímku pořízených s využitím modrozeleného filtru BPB 45 a bez filtru je na obrázku obr.1.9.

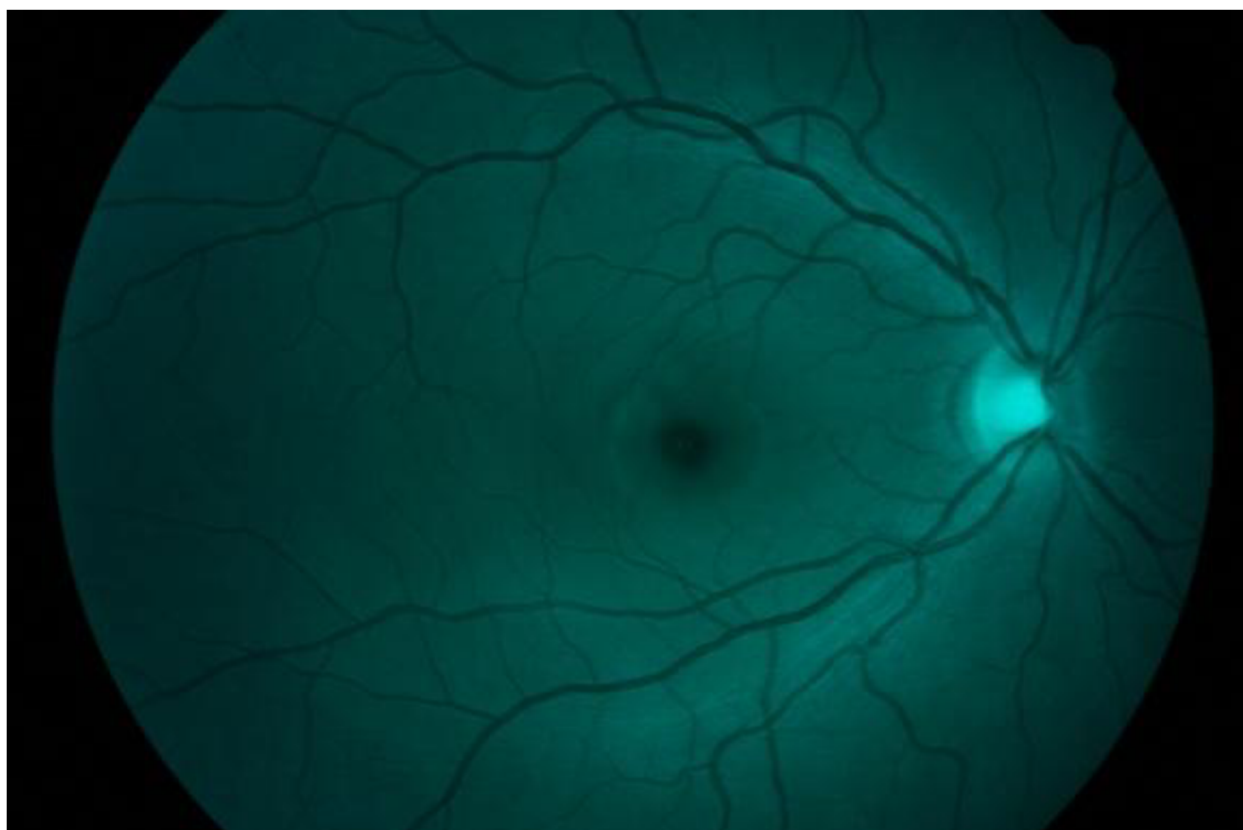
Snímky v databázi mají rozlišení 3504 x 2336 pixelů, jsou RGB s 24 bit. barevnou hloubkou a ke kompresi je využito standardu JPEG. Vstupní data jsou rozměru M x N x 3, jedná se tedy o tři stejně velké matice, přičemž každá zastupuje barevnou složku RGB obrazu (R – červená, G – zelená, B – modrá). Jednotlivé komponenty RGB obrazu jsou znázorněny na obr.1.10. Obr.1.11 zobrazuje tytéž složky avšak u snímku pořízeného přes modrozelený filtr BPB 45. U snímků přes modrozelený filtr zcela vymizí červená složka. Posoudíme-li snímky co do množství informace o distribuci nervových vláken na sítnici, lze brát zelenou složku jako nejvhodnější, i když u snímků pořízených přes excitační filtr, jsou složky modrá i zelená porovnatelné. K další analýze je tedy využito již pouze zelené složky, případně jsou zelená a modrá složka zprůměrovány.



Obr. 1.7: Snímek levého (nahore) a pravého (dole) oka digitální fundus kamerou



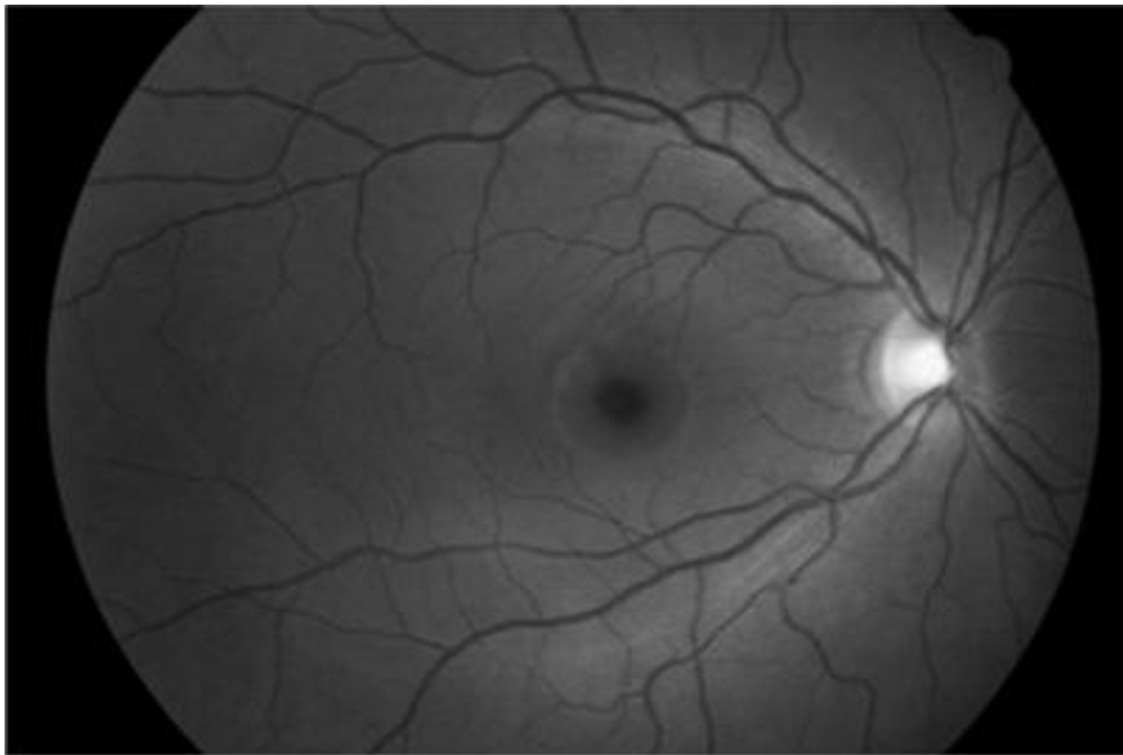
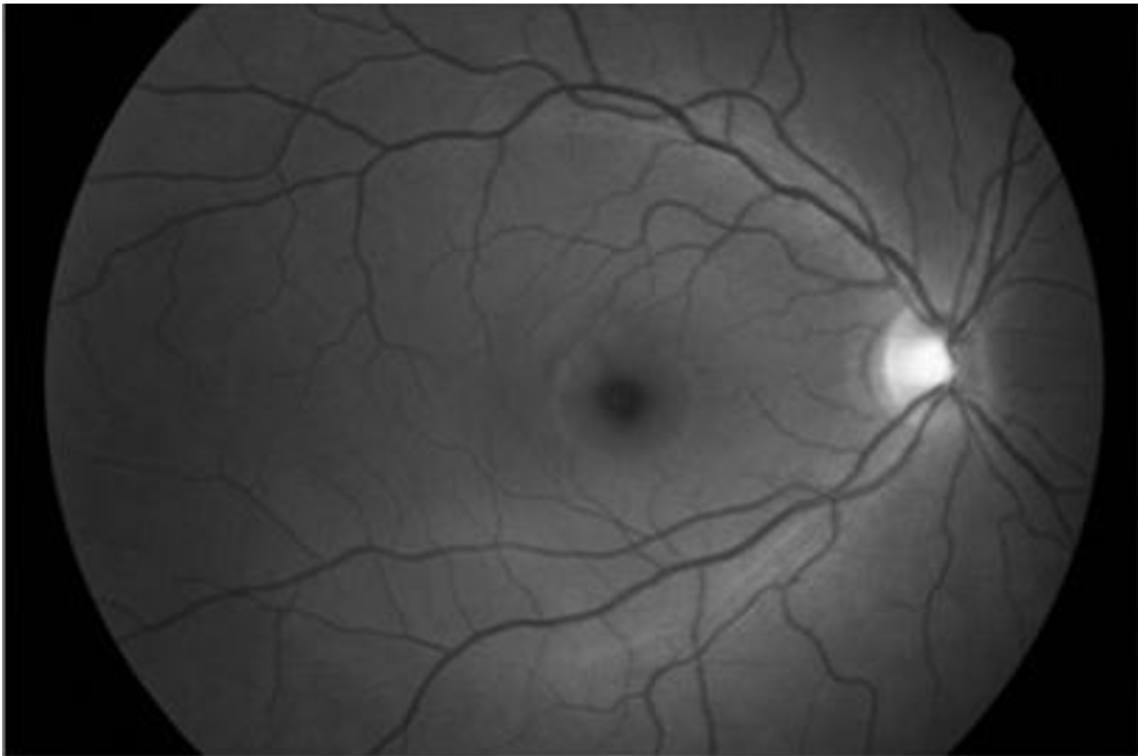
Obr. 1.8: Charakteristika filtru BPB 45; zdroj: ordinace MUDr. Tomáše Kuběny



Obr. 1.9: Snímek pořízený s excitačním filtrem (b)



Obr. 1.10: Komponenty snímku bez filtru, R (nahore), G (u prostred), B(dole)



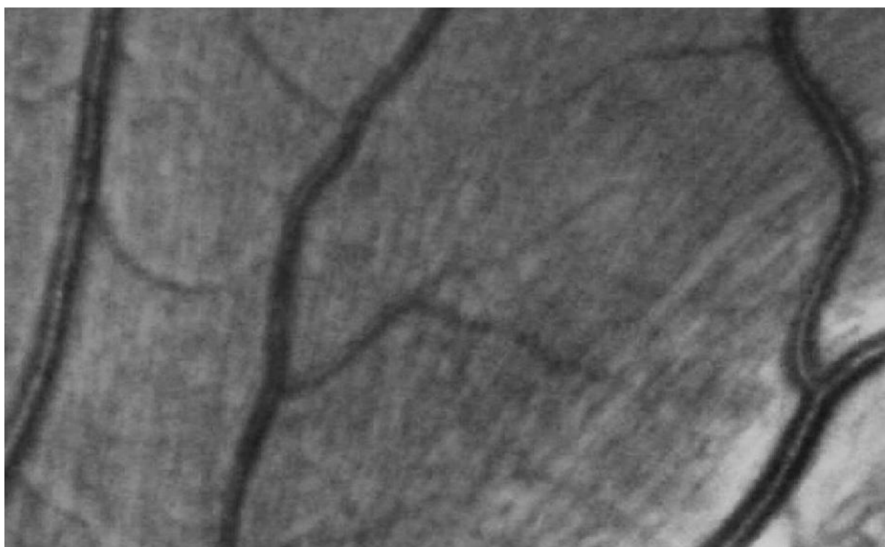
Obr. 1.11: Komponenty snímku s filtrem, G složka(nahoře), B složka (dole)

2. ANALÝZA VSTUPNÍCH OBRAZOVÝCH DAT

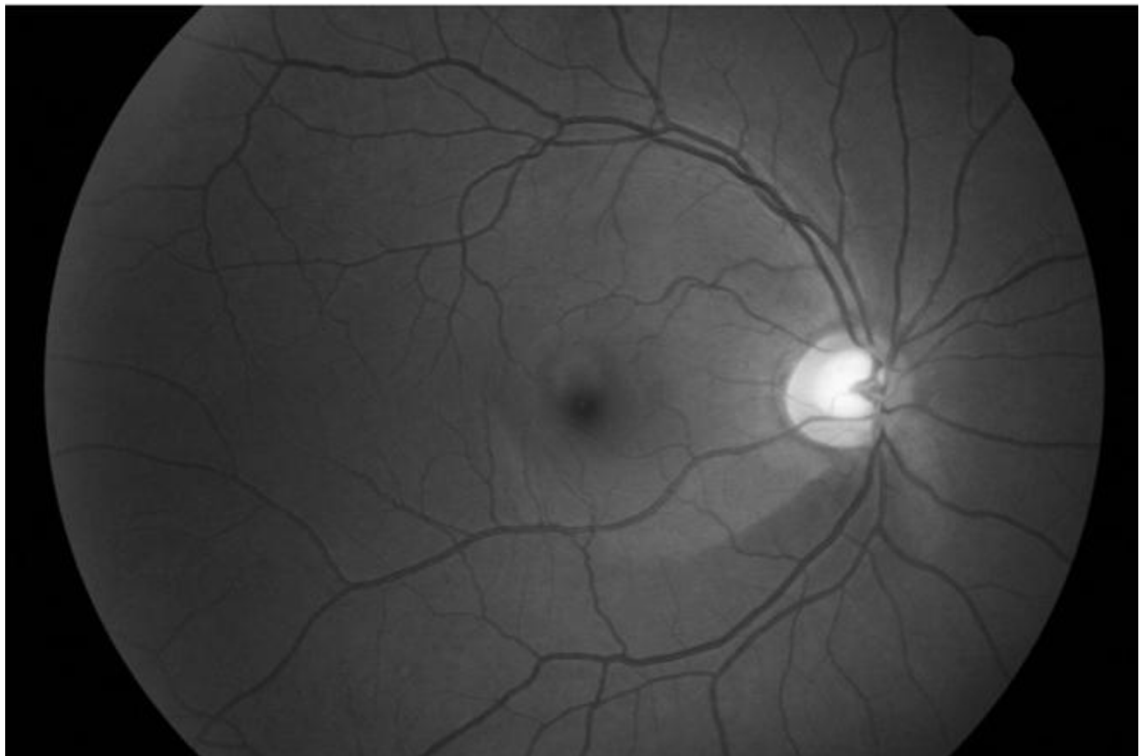
2.1 Vlastnosti nervových vláken ve snímcích sítnice

Nervová vlákna jsou průsvitná a tedy stěží viditelná, využívá se modrozeleného filtru pro jejich zvýraznění, poté jsou charakteristická světlým žiháním. Přibližně milion nervových vláken spojuje každé oko s mozkem. Vlákna jsou rozprostřena v nejvnitřnější vrstvě sítnice s největší koncentrací ve žluté skvrně. Jak již bylo zmíněno v kap. 1.1, nervová vlákna se sbíhají na terči zrakového nervu a ve svazcích jako optický nerv opouštějí zadní segment oka. Výpadek nervových vláken ve snímcích sítnice je charakteristický nižším jasem a vymizením již zmíněného žihání.

Nervová vlákna na snímcích jsou tvořena přerušovanými úseky, nemají tedy spojitý charakter jako například cévy. Detail nervových vláken ve snímku je zobrazen na obr.2.1. Délka takového úseku je proměnná a šířka se pohybuje přibližně v rozmezí 8-13 pixelů. Příklad mezi snímkem zdravého oka a oka s výpadkem nervových vláken je nastíněn na obr. 2.2[7].



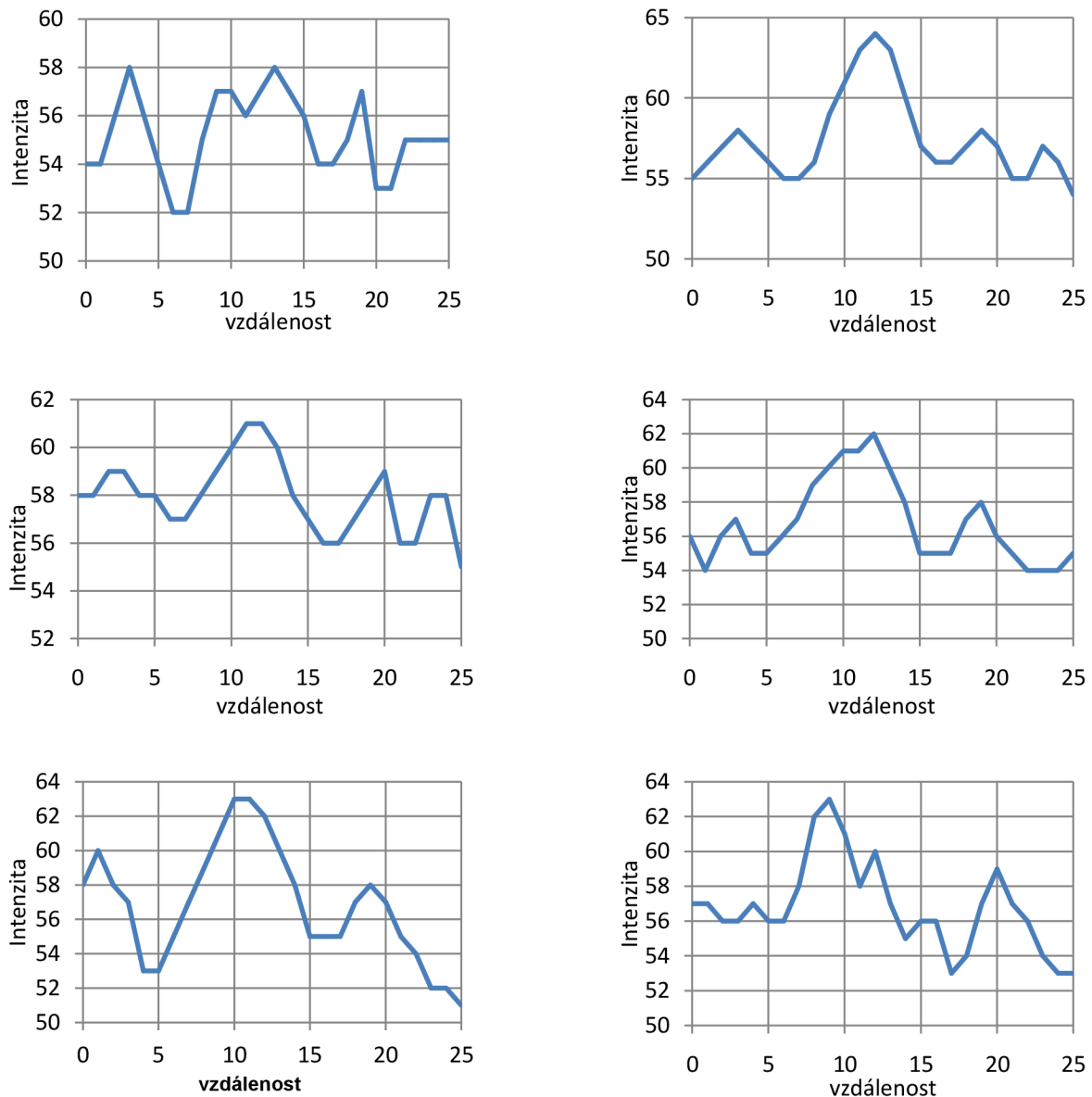
Obr. 2.1: Detail nervových vláken na snímku sítnice



Obr. 2.2: Zelená složka snímku zdravého oka bez výpadku (nahore) a nemocného oka s výpadkem (dole)

2.2 Profily nervových vláken

Podle místa výskytu se ve snímcích objevují nervová vlákna s větší či menší hustotou. Jasový profil nervových vláken nemá specifický průběh. Příklad několika profilů kolmých na průběh nervových vláken zobrazuje obr. 2.3. Ve všech jasových profilech lze pozorovat prvky připomínající části sinusovky.



Obr. 2.3: Příklad jasových profilů nervových vláken

3. TEXTURNÍ ANALÝZA

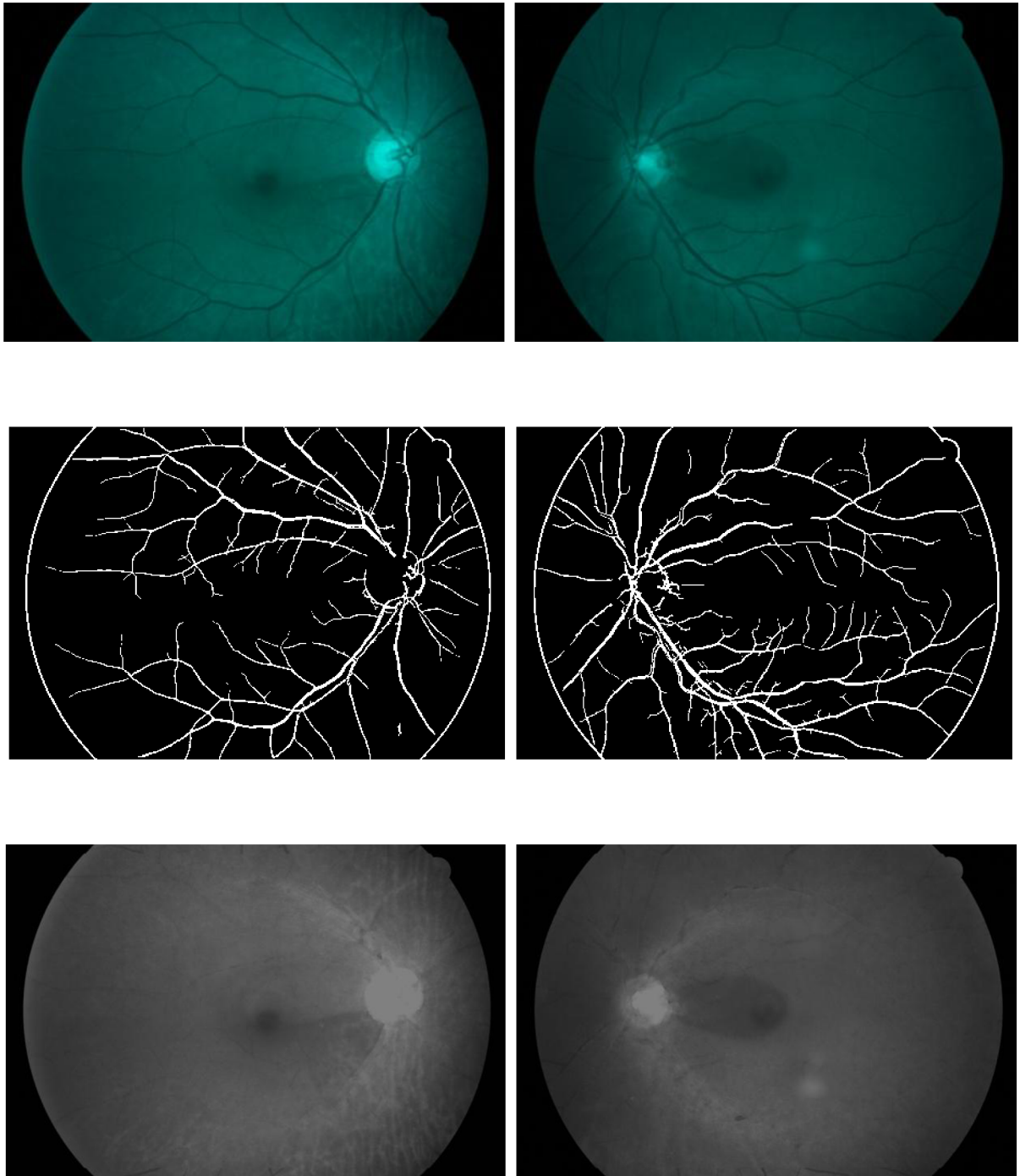
Textury se často objevují v běžných obrazech, včetně obrazů lékařských. Slouží jako důležitý prvek k určování hranic, charakteru ploch, druhu povrchů nebo struktur či tvarů objektů. Textura může být popsána jako obraz oblasti, kde rozdíly v intenzitě, mající charakteristické rysy, vnímá člověk nebo algoritmus jako jednotné. Je zřejmé, že se texturní analýza týká určité oblasti, nebo dokonce celého obrazu a poskytuje některé místní rysy, které mohou tvořit parametrické obrazy.

3.1 Maskování a interpolace cévního řečiště

Jelikož se cévní řečiště vyznačuje větším kontrastem než nervová vlákna, působí ve snímcích sítnice jako rušivý element. Je tedy potřeba před aplikací samotného algoritmu pro detekci nervových vláken segmentovat prvky cévního řečiště.

Pro segmentaci cévního řečiště, byl využit algoritmus dle [2]. Tento algoritmus využívá přizpůsobených filtrů (více o této metodě bude pojednáno v následující kapitole). Jsou navrženy tři masky – pro detekci malých cév, středně velkých cév a velkých cév s reflexem. Pomocí této funkce získáme binární hranovou reprezentaci cévního řečiště. Algoritmus dosahuje lepších výsledků, při segmentaci z G složky celobarevného RGB snímku než při segmentaci z G složky snímku pořízeného přes BPB45 filtr.

Následujícím krokem, je interpolace vymaskovaného cévního řečiště. K tomuto účelu je využita metoda nejbližšího souseda, kdy jsou pixely cévního řečiště nahrazeny hodnotami nejbližších pixelů, které nejsou označeny jako céva. Ukázka maskování a interpolace cév je na obr. 3.1.



Obr. 3.1: Jednotlivé snímky procesu segmentace, původní snímek (nahore), maska cévního řečiště (uprostřed), G složka snímku interpolovaného pomocí metody nejbližšího souseda (dole)

3.2 Metoda přizpůsobených filtrů

K segmentaci nervových vláken za pomoci přizpůsobených filtrů se využívá korelace mezi danou oblastí v obraze, kde se pravděpodobně vyskytnou nervová vlákna a filtrační maskou. Filtrační maska je navržena tak, aby odpovídala profilu nervového vlákna.

Vstupními daty jsou již zmíněné retinální snímky. Z matice $M \times N \times 3$ je vybrána zelená (G) složka jelikož tato složka poskytuje největší množství informace o prostorové distribuci nervových vláken v obraze. Případně je vybrána i modrá (B) složka obrazu, v tom případě jsou hodnoty těchto složek zprůměrovány. Také je upraven histogram obrazu pomocí funkce *adapthisteq* využívající adaptivní prahování histogramu, k dosažení lepšího kontrastu.

Vstupní data jsou konvolována s filtrační maskou, nejdříve ve vodorovném směru (ve vodorovném směru průběhu nervových vláken) při natáčení filtru o $\pm 45^\circ$ (s krokem 10°) a následně ve svislém směru (ve svislém směru průběhu nervových vláken), taktéž při natáčení filtru o $\pm 45^\circ$ (s krokem 10°). Tak získáme 20 parametrických obrazů (10 ve vodorovném a 10 ve svislém směru), které reprezentují odezvy po filtraci v jednotlivých směrech, označovaných jako MFR (*Matched Filter Response*). Z dílčích odezev pro vodorovný směr se určí maximální odezva, která je souborem maximálních odezev z jednotlivých směrů. Porovnávají se parametrické obrazy z daných směrů pro jednotlivé pixely a vybere se pixel s maximální hodnotou pro konkrétní pozici. Totéž opakujeme pro parametrické obrazy ve svislém směru. Tak získáme dva obrazy, které sečteme. Součtem obdržíme výsledný obraz, kde jsou při subjektivním porovnání s originálním obrazem zvýrazněna nervová vlákna a je tak zdůrazněna informace o jejich přítomnosti a orientaci.

Takto získaný obraz je následně prahován za pomoci metody Otsu. Výsledkem detekce by měl být binární obraz, kde nervová vlákna jsou reprezentována logickou 1 a pozadí logickou 0. Ve výsledku se však vyskytnou artefakty a zejména cévy, které jsou přizpůsobeným filtrem taktéž velmi dobře detekovány.

3.2.1 Teoretický úvod

Jedním ze základních principů, které se využívají při číslcovém zpracování je filtrace. V prostorové oblasti lze obecně definovat filtraci obrazového signálu jako 2D konvoluci vstupního obraz $f(x,y)$ s filtrační maskou $h(x,y)$ [1][6]:

$$g(x, y) = f(x, y) * h(x, y), \quad (1)$$

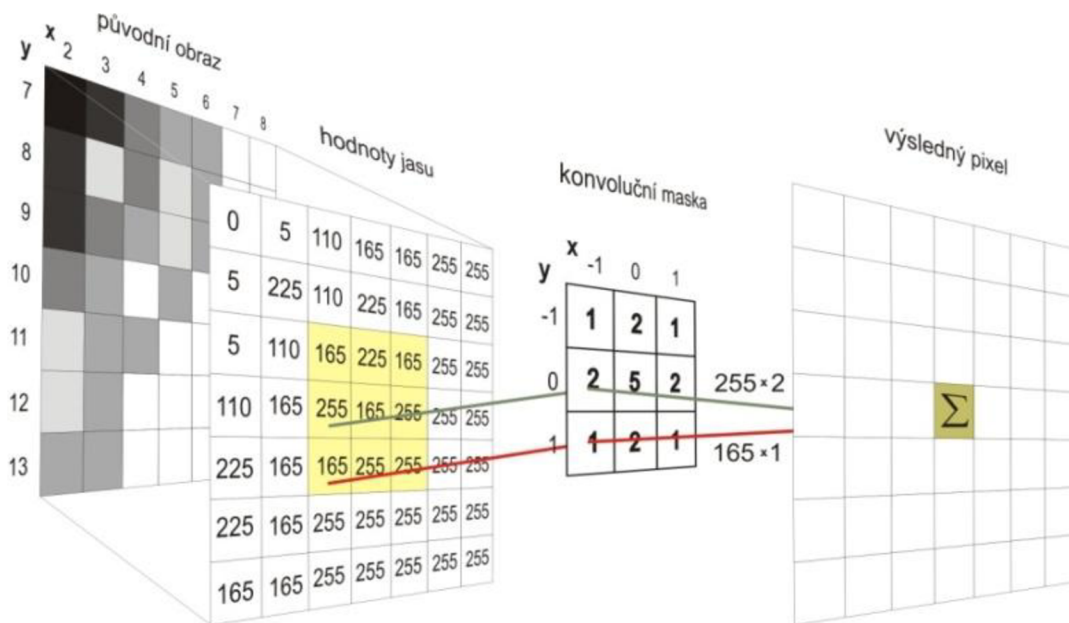
kde x, y – prostorové souřadnice.

V diskretní oblasti můžeme filtraci vyjádřit jako 2D diskretní konvoluci vstupní obrazové matice $f(i,k)$ s maskou $h(i,k)$ vztahem [1][6]:

$$g(i,k) = f * h(i,k) = h * f(i,k) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} f(i-m, k-n) h(m, n) \quad (2)$$

Během filtrace se po vstupním obraze postupně posouvá maska s rozměry $m \times n$. Obrazové hodnoty výsledné matice jsou poté tvořeny lineární kombinací hodnot pod maskou. Tak jak je naznačeno na obrázku obr. 3.2.

Přizpůsobená filtrace využívá filtrační masku, jenž je navržena podle profilu objektu v obraze, který odpovídá našemu zájmu. V místě, kde se bude profil masky nejvíce shodovat s profilem uvažované oblasti v obraze, získáme největší odezvu filtrace. To je způsobeno nejvyšší mírou korelace mezi maskou a obrazem. Pokud by však objekt zájmu byl natočen v jiném směru, je zapotřebí pro získání největší odezvy natočit i masku do stejného směru.

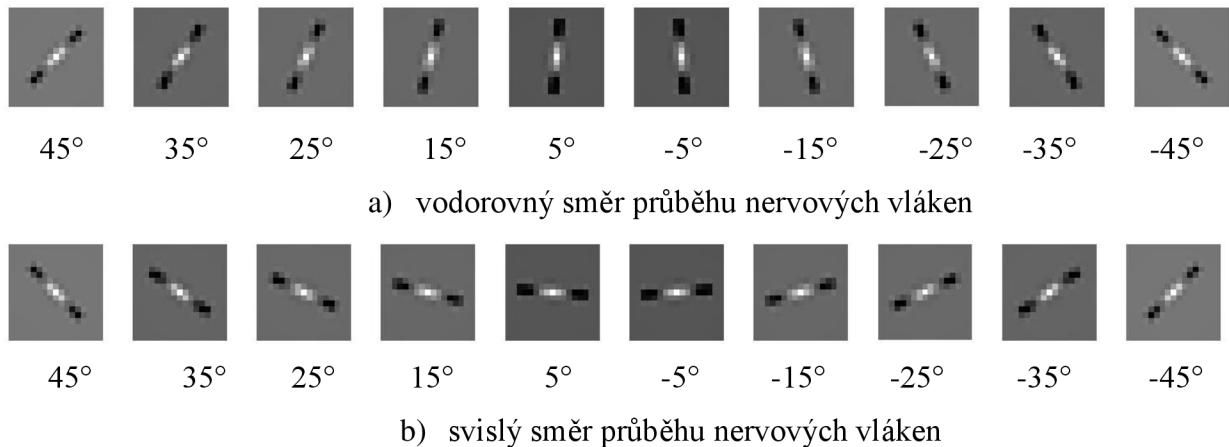


Obr. 3.2: Princip výpočtu 2D diskrétní konvoluce [6]

3.2.2 Návrh přizpůsobeného filtru

Jak již bylo zmíněno ve druhé kapitole, nervová vlákna nemají typický jasový profil. Průběhy těchto jasových profilů však částečně připomínají sinusovku, byl tedy heuristicky navržen filtr, který tomuto průběhu odpovídá.

Dvourozměrnou masku získáme doplněním 0 na čtvercovou matici o velikosti 17×17 pixelů. Jelikož nervová vlákna jsou orientována v různých směrech je maska natáčena o $\pm 45^\circ$ ve svislém a vodorovném směru. Tento krok je učiněn z důvodu zamezení falešné detekce. Ta je způsobena nespojitostmi nervových vláken. Náhled rotace masek je na obr. 3.3.

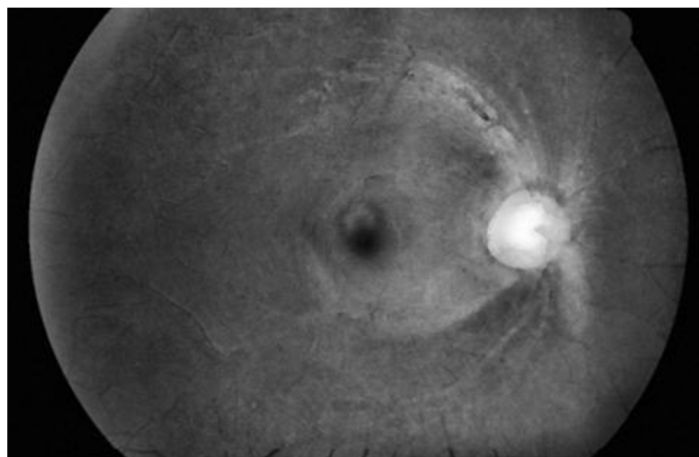


Obr. 3.3: Rotace filtračních masek s krokem 10° a velikosti masky 17×17 pixelů

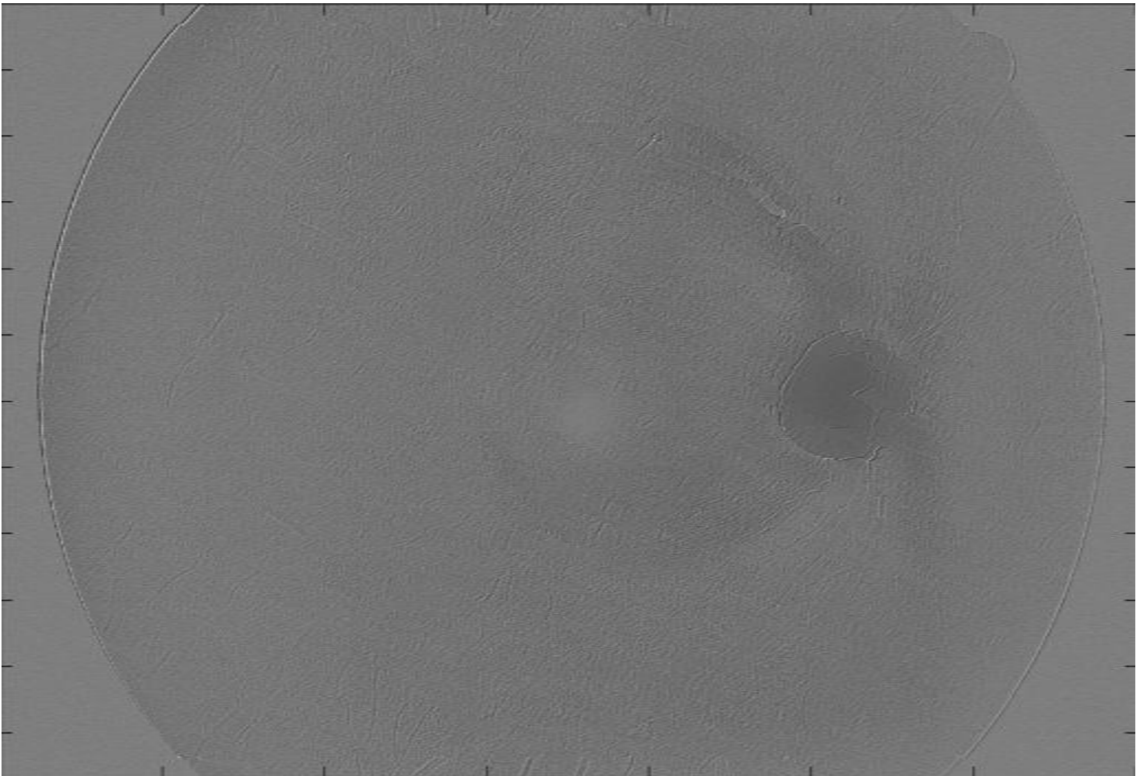
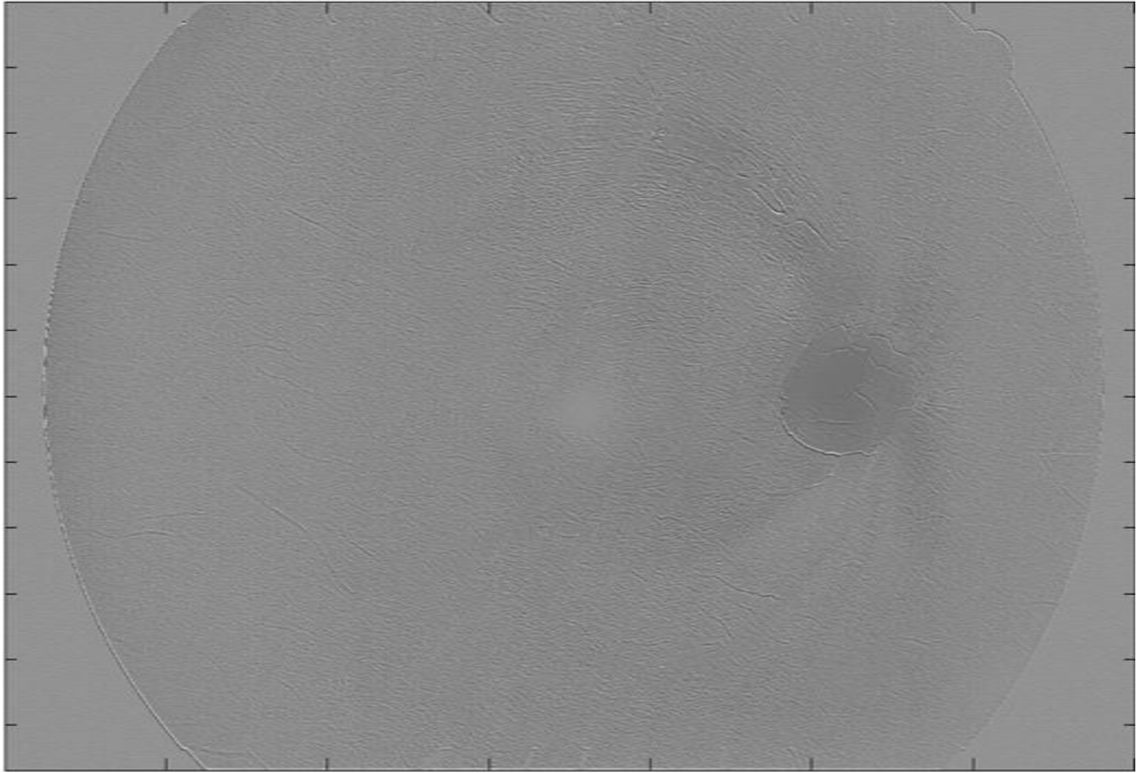
3.2.3 Filtrace

Filtrací získáme parametrické obrazy, kde největší odezvy představují oblasti s největší mírou korelace masky a segmenty odpovídající profilu nervových vláken. To obdržíme pomocí konvoluce 2D filtrační masky se vstupním obrazem (zelenou složkou případně průměrovanou zelenou a modrou složkou) a v daných směrech získáme parametrické obrazy. V místech, kde se maska shoduje s danou oblastí v obraze, je nejvyšší míra korelace a je tak vyzdvížena informace o přítomnosti a orientaci nervového vlákna. Z jednotlivých odezev pro dané směry je vytvořena celková odezva, představující soubor maximálních odezev z příslušných směrů na pixelové úrovni.

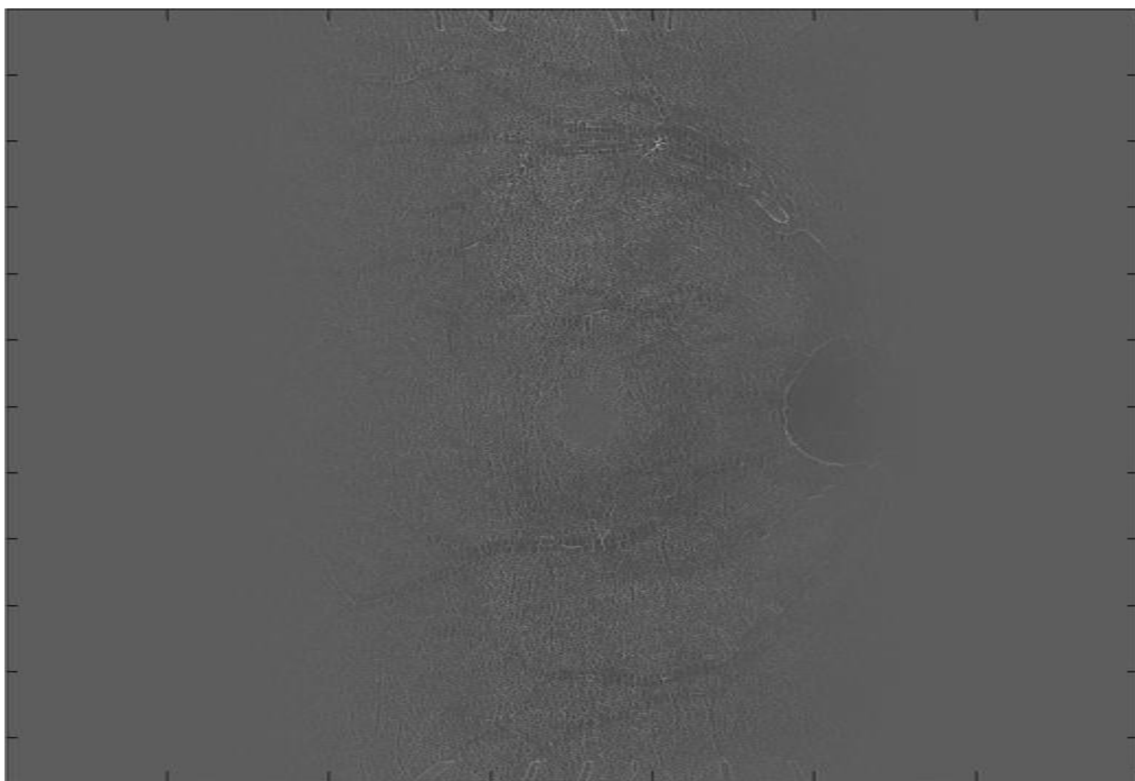
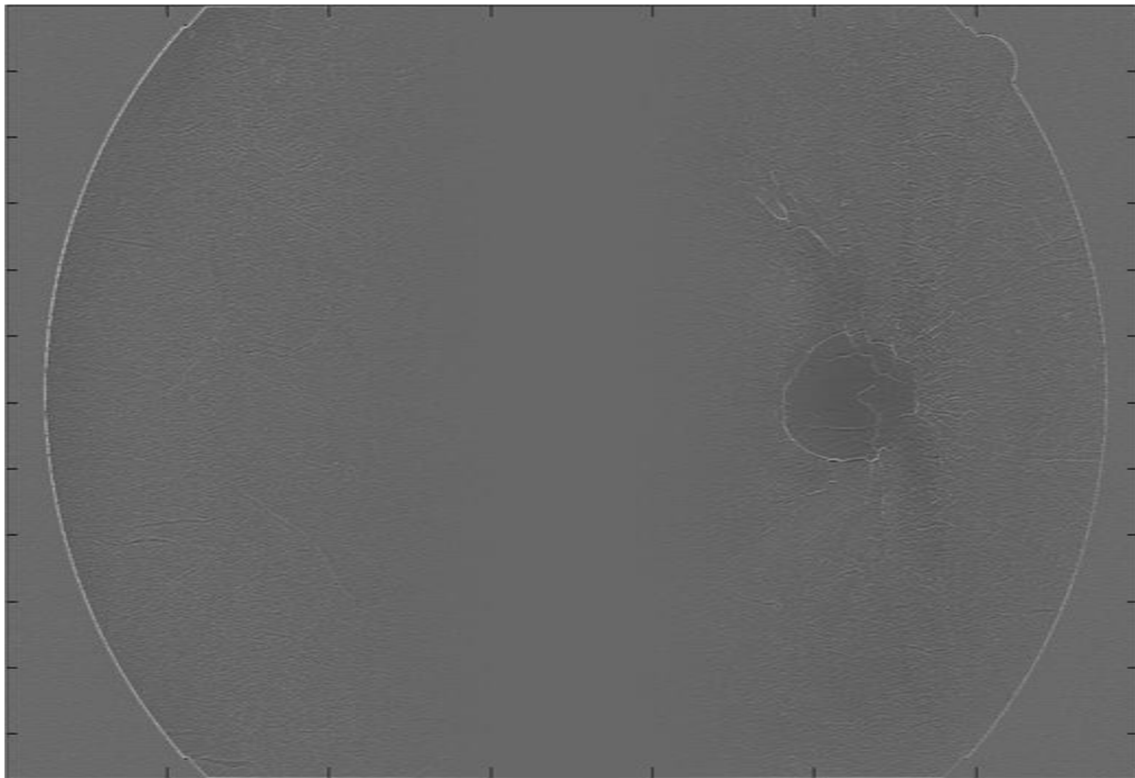
Původní obraz a výsledek filtrace pro úhel natočení 25° ve svislé i vodorovné orientaci filtrační masky (orientace masky je kolmá na průběhu nervových vláken) je na obr. 3.4, obr. 3.5. Výsledek fúze je na obr. 3.6. Výsledné obrazy fúze jsou ještě váhovány, za účelem snížení falešné detekce nespojitostí kolmých na průběhu nervových vláken. Obrazy jsou rozděleny na tři části, kde u vodorovného směru jsou váhovány krajní části obrazu a u směru svislého je váhována střední část obrazu. Na Obr. 3.7 je naznačen detail výsledku v případě, že byl obraz filtrován maskou v rozmezí 0° - 180° . Jsou zde patrné falešné detekce.



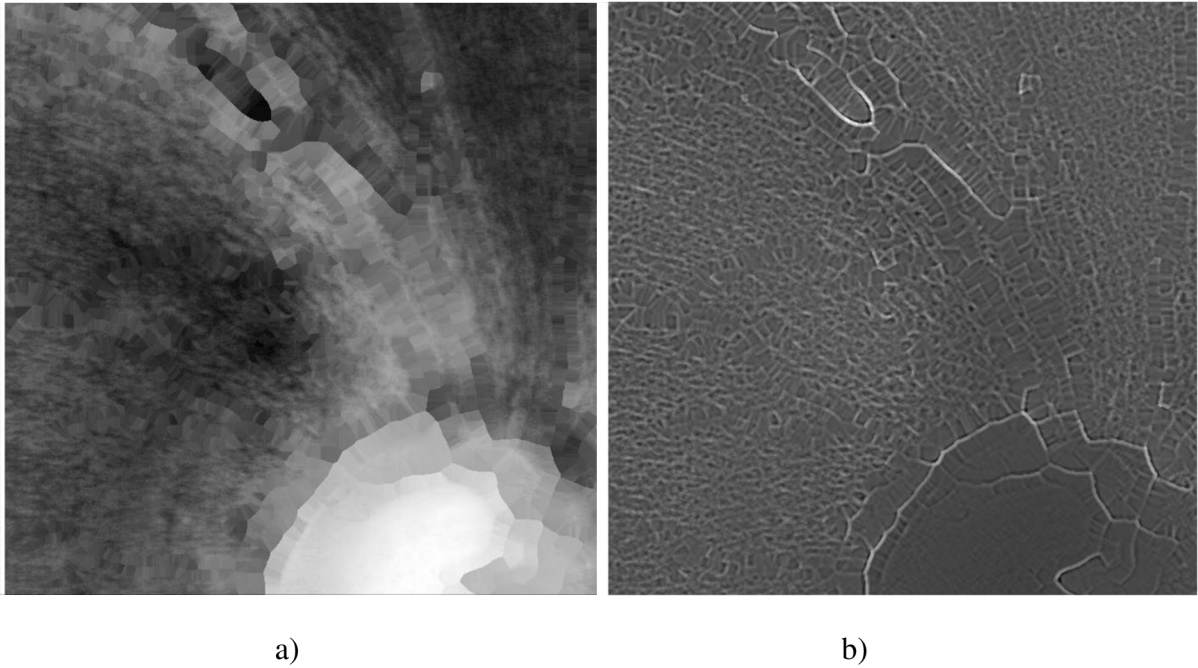
Obr. 3.4: G složka filtrovaného obrazu



Obr. 3.5: Výsledky filtrace pro úhel natočení foltrační masky 25° ve vodorovném směru (nahore) a svislém směru (dole)



Obr. 3.6: Váhovanyý výsledek fúze pro vodorovný (nahore) a svislý (dole) směr průběhu nervových vláken a výsledek fúze



Obr. 3.7: a) výřez z původního obrazu b) součet obrazů fúze z vodorovného a svislého směru

3.2.4 Prahování

Pro získání binárního obrazu, kde nervové vlákno je reprezentováno logickou 1 a pozadí logickou 0, je potřeba výsledný obraz prahovat.

Obecný vztah pro definování prahovaného obrazu je:

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{když } MFR(x, y) > T \\ 0 & \text{když } MFR(x, y) \leq T \end{cases}$$

kde $g(x, y)$ – výstupní prahovaný binární obraz,

$MFR(x, y)$ – parametrický obraz po filtraci,

T – práh.

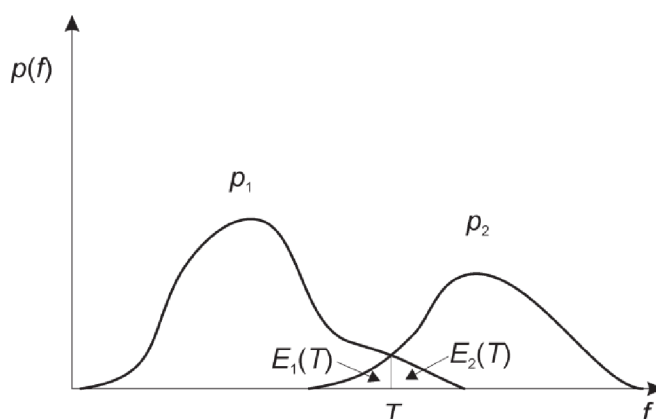
K nalezení nejvhodnějšího prahu je využita metoda podle Otsu.

3.2.5 Metoda Otsu

Metoda Otsu je technika prahování, která vyniká především svojí jednoduchostí a výpočetní nenáročností. Jakoukoliv metodu prahování lze charakterizovat jako pozičně nezávislou bodovou transformaci. Obecný vztah jsme si již uvedli.

Ze vztahu je patrné, že výslednou podobu obrazu určuje zvolený práh intenzity T . Pokud je volba prahu závazná pro celý obraz, jedná se o prahování globální. Je-li obraz rozdělen do několika pravidelných oblastí, a u každé z nich je volen práh nezávisle, pak se jedná o lokální prahování. Práh lze stanovit manuálně, avšak nevýhodou je nepřesnost odhadu. Tento krok lze zautomatizovat, kde práh volíme na základě analýzy histogramu obrazu [5].

V histogramu se formují takzvané clustery, kde jeden z nich odpovídá objektu v popředí a druhý v pozadí. Pokud je vzdálenost mezi clustery dostatečná, pak lze nalezení prahu převést na úlohu hledání lokálního minima v průběhu histogramu. Obvykle se však tyto clustery vzájemně překrývají. V takovém případě se ideální práh nachází tam, kde se protínají, jak je znázorněno na obr. 3.7 [5][8].



Obr. 3.8: Nalezení optimálního prahu [8]

Metoda Otsu realizuje hledání optimálního prahu na základě výpočtu rozptylu. Je definován vnitřní rozptyl (*within variance*) a mezi-rozptyl (*between variance*) následujícími vztahy:

$$\sigma^2_{\text{Within}}(T) = n_B(T)\sigma_B^2(T) + n_O(T)\sigma_O^2(T) \quad (3)$$

$$\begin{aligned} \sigma^2_{\text{Between}}(T) &= \sigma^2 - \sigma^2_{\text{Within}}(T) \\ &= n_B(T) [\mu_B(T) - \mu]^2 + n_O(T) [\mu_O(T) - \mu]^2 \end{aligned} \quad (4)$$

kde

$$n_B(T) = \sum_{i=0}^{T-1} p(i)$$

$$n_O(T) = \sum_{i=T}^{N-1} p(i)$$

$\sigma_B^2(T)$ – rozptyl pozadí (pod prahem)

$\sigma_O^2(T)$ – rozptyl popředí (nad prahem)

$\mu_B(T)$ – intenzita pozadí obrazu

$\mu_O(T)$ – intenzita popředí obrazu

σ^2 – celkový rozptyl v obraze

μ – celková intenzita v obraze

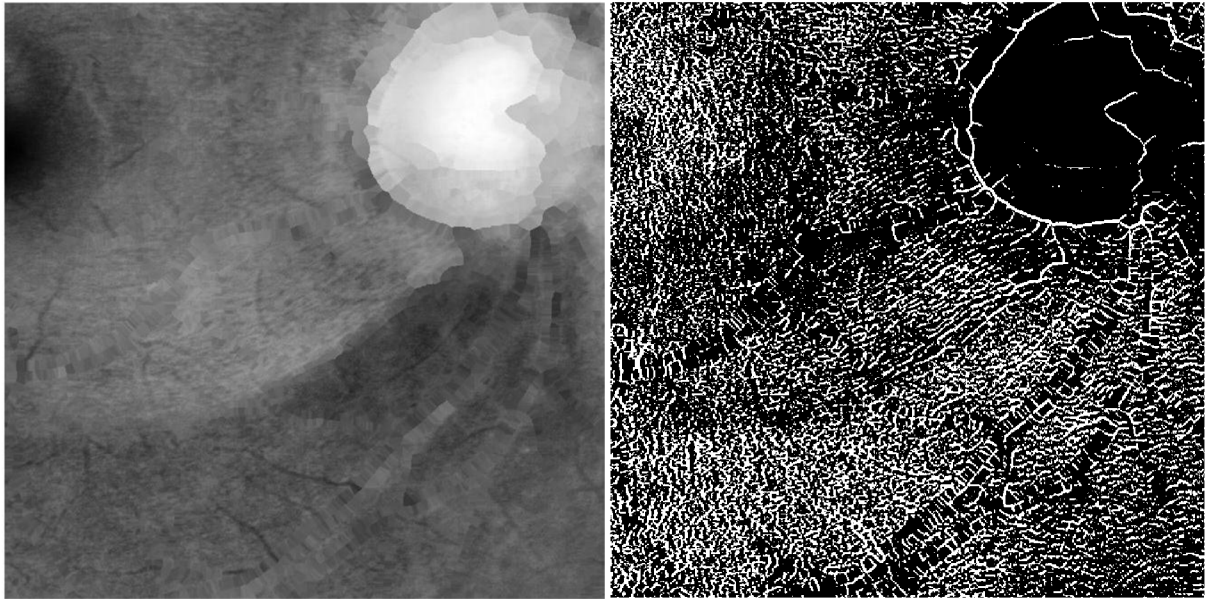
Interval $[0, N-1]$ odpovídá počtu úrovní intenzit v obraze. Mezi-rozptyl představuje vážený rozptyl průměrných hodnot intenzity popředí a pozadí okolo celkové průměrné hodnoty intenzity v obraze.

Cílem je najít takový práh T , který maximalizuje mezi-rozptyl, nebo alternativně minimalizuje vnitřní rozptyl. Počítat mezi-rozptyl je z hlediska výpočetní náročnosti výhodnější [5][8].

3.2.6 Výsledky metody přizpůsobených filtrů

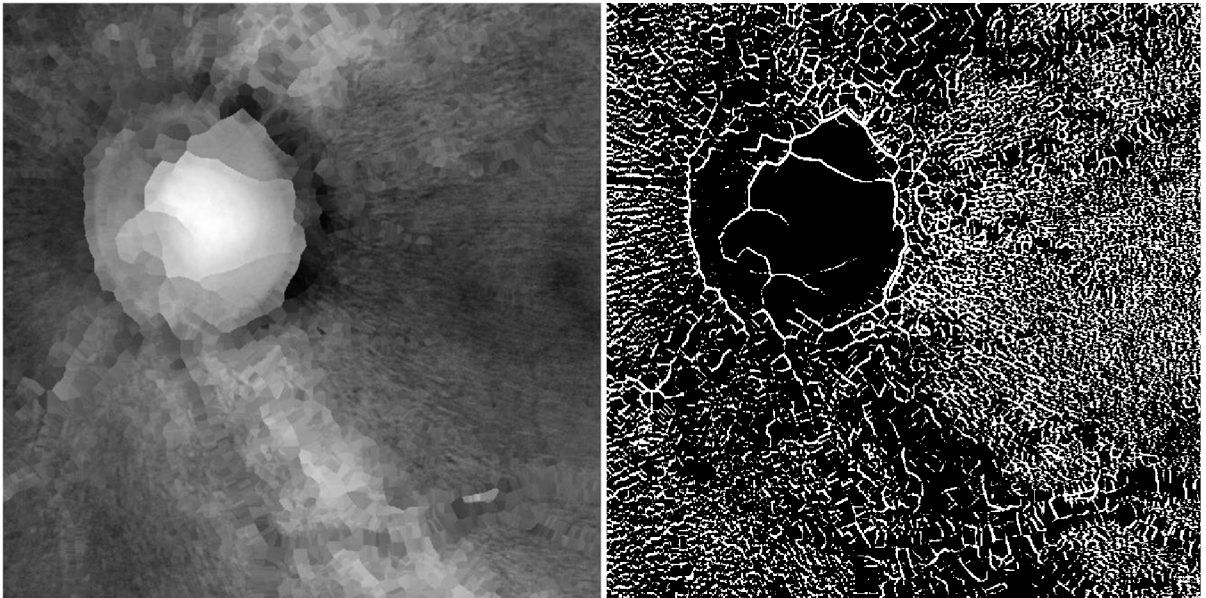
Detaily výsledku prahování jsou uvedeny na obr. 3.8. Jak ukazují obrázky u zdravých očí lze pozorovat drobnou směrovost charakterizující přítomnost nervových vláken. Avšak tato směrovost je velmi nepatrná a nelze dosáhnout správného rozlišení přítomnosti zdravé tkáně či výpadku nervových vláken.

Doba výpočtu od načtení dat až po vykreslení výsledku se pohybovala průměrně okolo 6 minut. Byla vytvořena jedna filtrační maska o rozměrech 17×17 pixelů. S touto maskou byl vstupní obraz dvakrát konvolován pro svislý a vodorovný směr v obou případech s rotací o $\pm 45^\circ$.



a)

b)



c)

d)

Obr. 3.9: Výsledky detekce a) interpolovaný obraz s výpadkem, b) binární obraz s výpadkem, c) interpolovaný obraz bez výpadku, d)binární obraz bez výpadku

3.3 Metoda hodnocení jasu

Metoda je založena na poznatku, že oblast s výpadkem nervových vláken nedosahuje takového jasu jako tkáň zdravá. Úrovně jasů však nejsou u všech snímků stejné, dokonce se hodnoty mohou lišit i u snímků téhož pacienta. Je to způsoben různými, těžko ovlivnitelnými faktory. Nelze tedy určit pevnou hranici jasu, od které by tkáň s určitou hodnotou byla považována za výpadek.

Převedeme-li okolí optického disku do pravoúhlé soustavy, můžeme získat obraz, ve kterém jednotlivé sloupce mohou charakterizovat průběh nervových vláken sítnice. Sumací sloupce konstantní délky získáme hodnoty, které lze považovat za výpadek či naopak za zdravou tkáň.[11][12]

Tento převod si můžeme dovolit, jelikož žihání charakteristické pro zdravou tkáň není určujícím faktorem, tak jako je tomu u metody přizpůsobených filtrů. Tam by se převodem tento faktor mohl zcela vytratit. Zde je určující hodnota jasu, která převodem změni svoji hodnotu jen minimálně.

3.3.1 Převod do pravoúhlých souřadnic

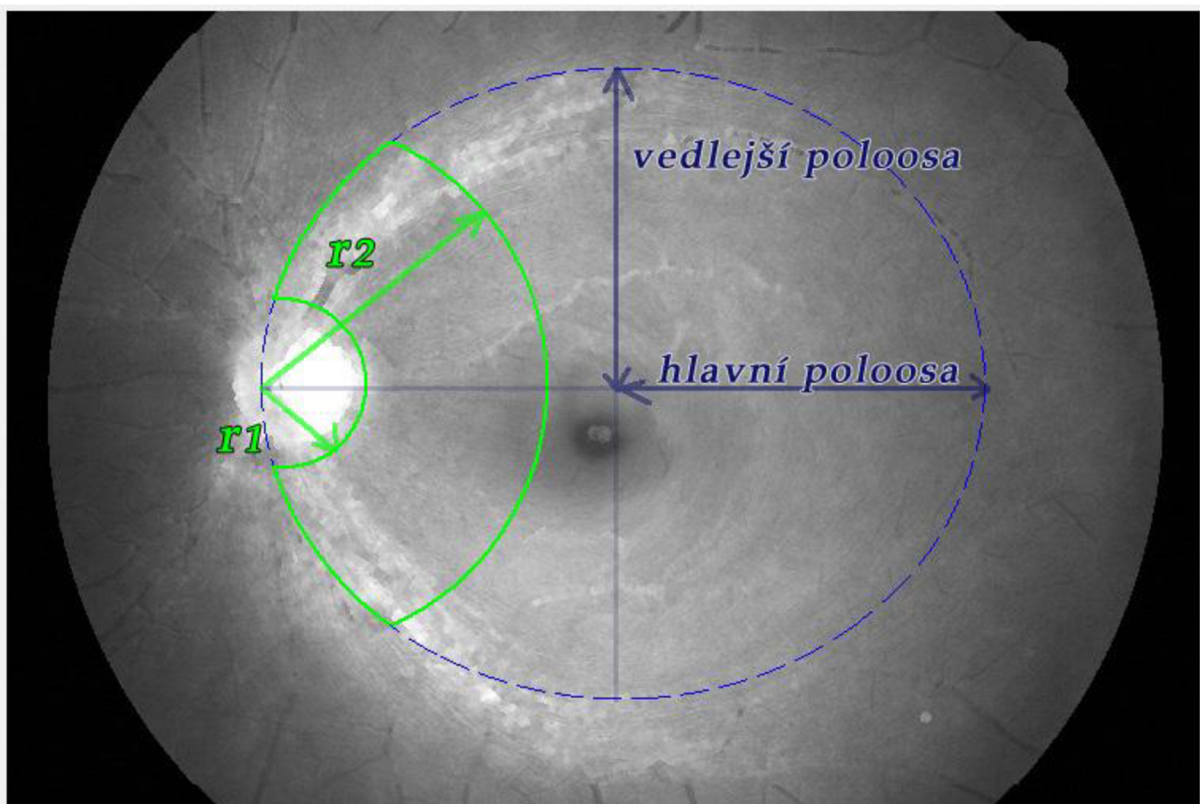
Pro převod snímku do pravoúhlých souřadnic, je potřeba určit střed optického disku. Zde se vychází z faktu, že optický disk má ve snímku nejvyšší jas. Po přibližném určení místa optického disku se určí jeho okraj využitím Cannyho hranového detektoru. Pomocí Houghovy transformace se zjistí střed a poloměr optického disku. V některých případech není střed určen přesně, jelikož hodnoty jasů a tvar optického disku může být ovlivněn vstupujícími cévami.

Jak je vidět na obr. 1.3 průběh nervových vláken ve snímku sítnice má eliptický charakter, proto se krajní meze volí jako součást takovéto elipsy. Aby hodnoty jasů optického disku v dalším zpracování neovlivňovali výsledky jsou tyto hodnoty rovnou při převodu do pravoúhlých souřadnic zanedbány. To je provedeno pomocí kruhové výseče, jejíž poloměr $r1$ již určila Houghova transformace. Druhá kruhová výseč o poloměru $r2$ větším než poloměr optického disku nám určí poslední hranici zvoleného obrazu. Získáme tak ohraničenou oblast zájmu obr. 3.9. [11][12]

Jednotlivé řádky obrazu po převodu do pravoúhlých souřadnic odpovídají kruhovým výsečím v dané oblasti zájmu, jejichž poloměr je v intervalu poloměrů $r1$ a $r2$. Hustota tohoto intervalu určuje kvalitu převodu. Podmínkou pro odpovídající převod snímku je, že všechny kruhové výseče musí mít stejný počet bodů s lineárním rozložením. Výsledný obraz po převodu oblasti zájmu do pravoúhlých souřadnic je na obr. 3.10.[11][12]

Výpis části programu pro převod do pravoúhlých souřadnic:

```
for b=r_k2:krok:r_k3
xk=round(x+b*cos(t3));
yk=round(y+b*sin(t3));
K(p,:,1)=xk;
K(p,:,2)=yk;
%% zapsání hodnot do matice Scan
if (0 < xk) & (0 < yk) & (x < 3504) & (y < 2336)%převod do pravoúhlých
%souradnic
    for q=1:length(t3)
        Scan(p,q)=I(K(p,q,2),K(p,q,1));
    end
end
end
```

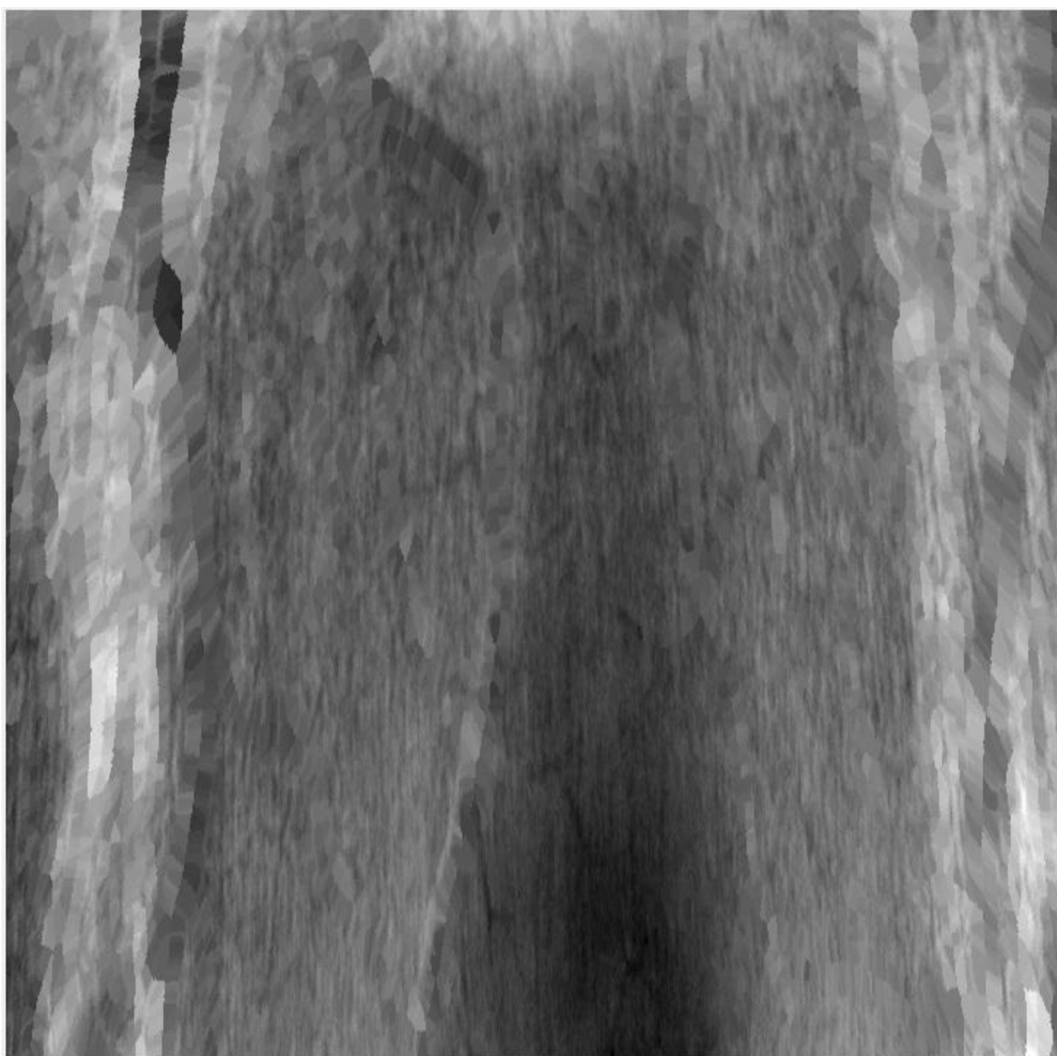


Obr. 3.10: Oblast zájmu, pro převod do pravoúhlých souřadnic a detekci výpadku nervových vláken

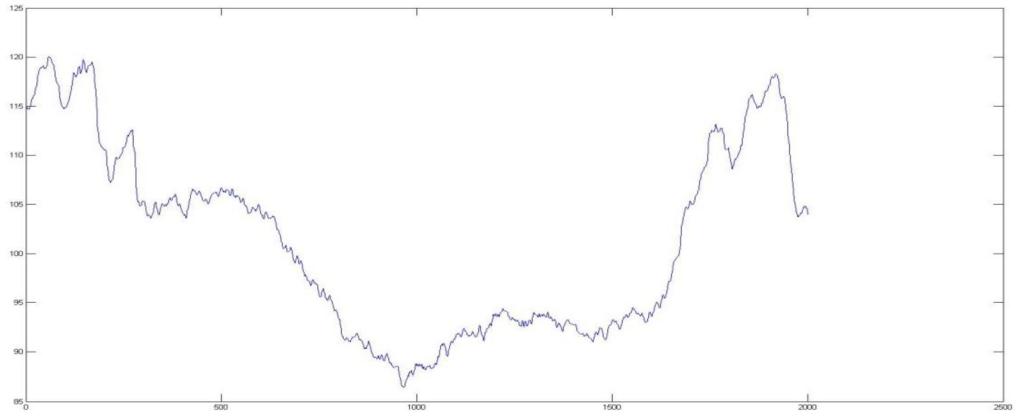
3.3.2 Vyvážení jasu

Jelikož ani snímky bez výpadků nemají vyvážený jas, zvyšuje se tak pravděpodobnost falešné detekce. Charakteristický průběh jasu v hlavním řezu obrazu převedeného do pravoúhlých souřadnic zdravého a nemocného oka je na obr. 3.11. Z obrázků je vidět, že v okolí cév je jas nejvyšší a směrem doprostřed snímku klesá, taktéž hodnoty jasů klesají směrem od optického disku k žluté skvrně, což je znázorněno na obr. 3.12.

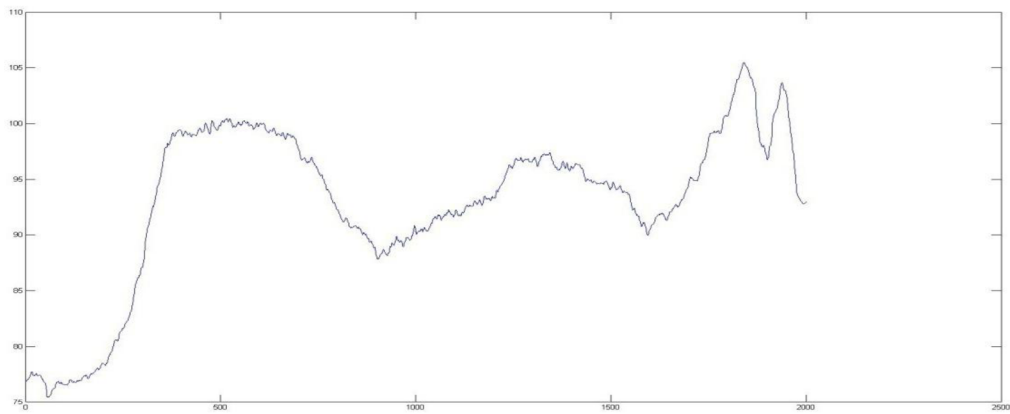
Z deseti snímků zdravých očí z databáze, byl zprůměrováním vytvořen snímek, jehož charakteristiky jsou téměř shodné. Následně byl tento obraz převeden na obraz inverzní. To je provedeno odečtením hodnot jasů jednotlivých bodů obrazu od maximální hodnoty jasů. Jelikož hodnota jasů nabývá hodnot 0 až 255, jsou tedy odečteny od hodnoty 255. Tento inverzní snímek je využíván k jasovému vyvážení všech snímků. Snímky jsou na obr. 3.13, kde je znázorněn i obraz před vyvážením a po vyvážení jasů. Jak je patrné především ze snímku nemocného oka, nejen že došlo k vyvážení jasů, ale zvýraznila se i oblast výpadku (v pravé části snímku).



Obr. 3.11: Obraz oblasti zájmu v pravoúhlých souřadnicích

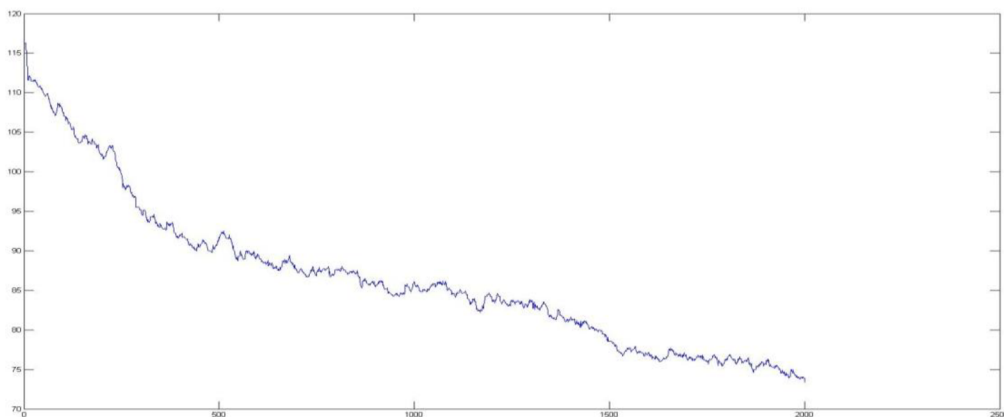


a)

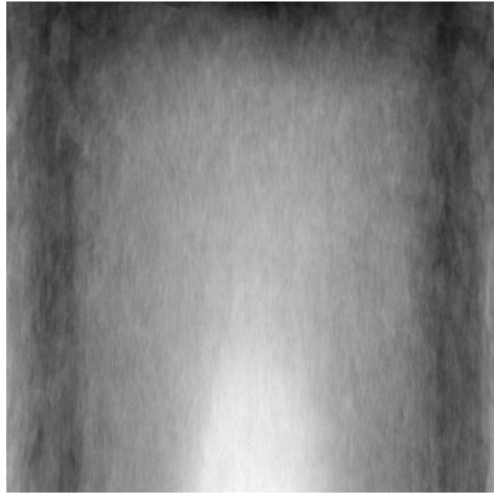


b)

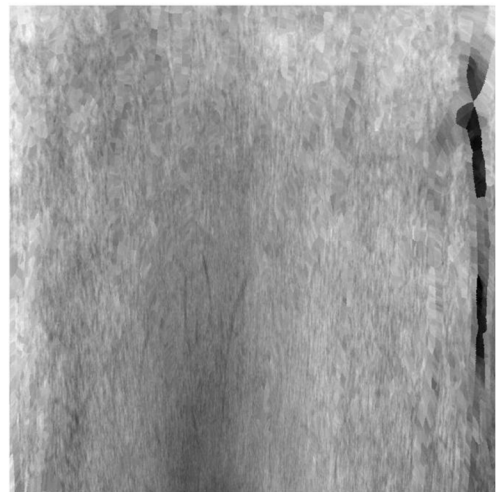
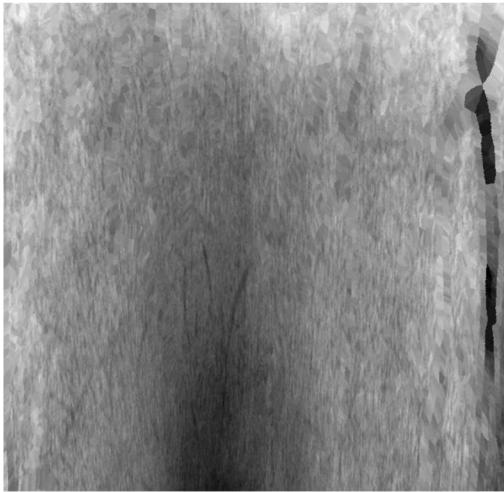
Obr. 3.12: Průběh jasů v hlavním řezu snímku a) zdravého oka, b) nemocného oka (výpadek nervových vláken v levé části průběhu)



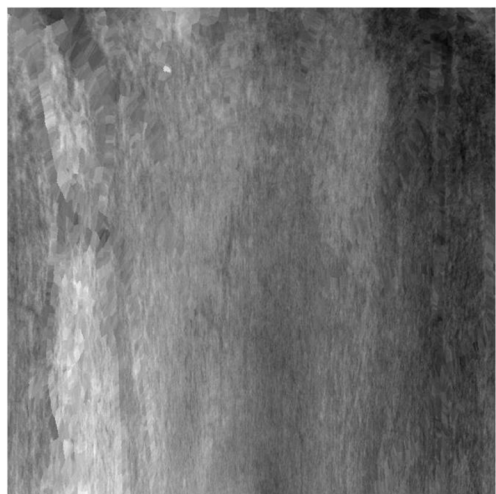
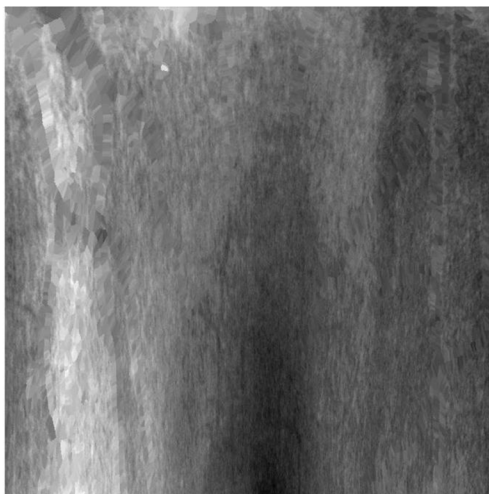
Obr. 3.13: Charakteristický průběh jasů směrem od optického disku ke žluté skvrně



a)



b)



c)

Obr. 3.14: Vyvážení jasu a) snímek využívaný k vyrovnání jasu, b) snímek zdravého oka před a po vyvážení, c) snímek nemocného oka před a po vyvážení

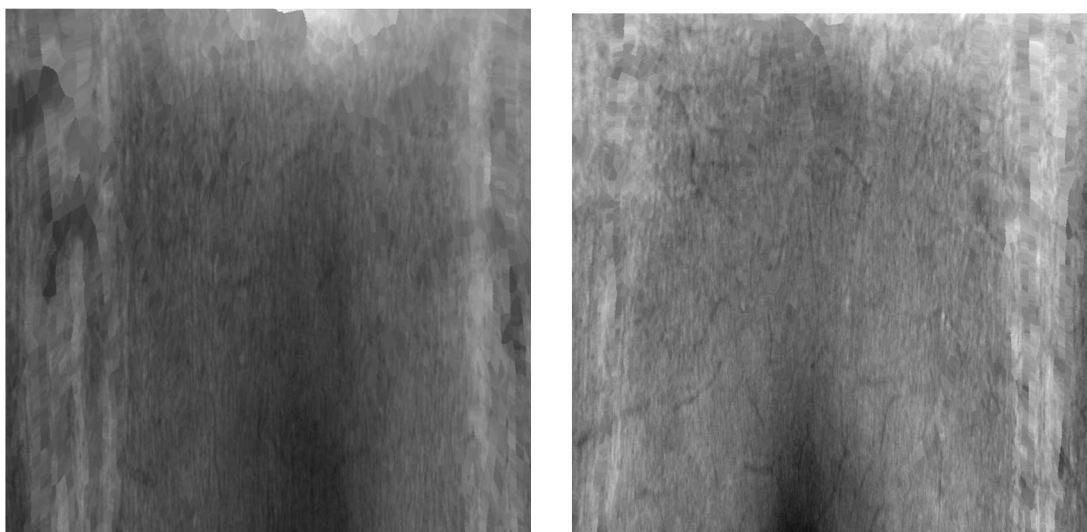
3.3.3 Detekce výpadku nervových vláken

Detekce výpadku nervových vláken, využívá obrazu převedeného do pravoúhlých souřadnic a vyváženého pomocí snímku na vyrovnání jasu. Využívá se sumace sloupce o pevně dané délce a šířce. Předpoklad je, že suma hodnot sloupce s výpadkem bude mít výrazně nižší hodnotu než suma stejně definovaného sloupce zdravé tkáně. Sumace sloupce je následující:

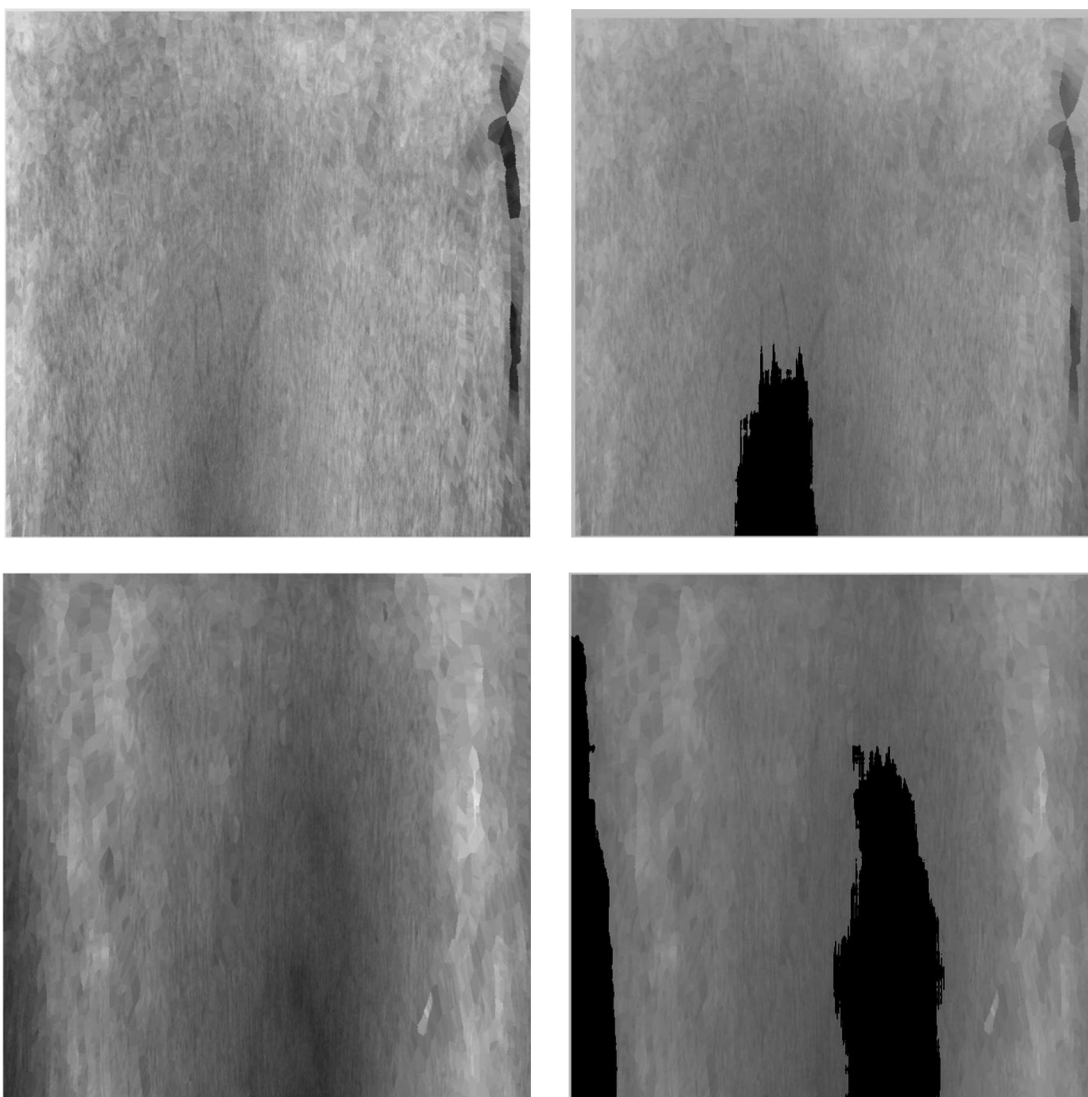
```
N = 200;M=1;  
  
k=1;l=1;  
  
for m = 1:N:X-N  
    l=1;  
    for n = 1:M:Y-M  
        in_s_sum(k,l)=sum(sum(im(m:m+N,n:n+M)));  
        l=l+1;  
    end  
    k=k+1;  
end
```

Prvky matice nižších hodnot, než prahová hodnota se označí jako možný výpadek. Prahová hodnota je určena jako rozdíl střední hodnoty snímku a konstanty. Tuto konstantu volíme v závislosti na maximální hodnotě jasu v obraze. Na následujících obrázcích jsou převedené obrazy do pravoúhlých souřadnic provedené detekci výpadku nervových vláken. Obr. 3.14 zobrazují snímky zdravých očí bez falešné detekce, obr. 3.15 poté snímky zdravých očí s falešnými detekcemi a na obr. 3.16 snímky nemocných očí s vyznačenými výpadky.

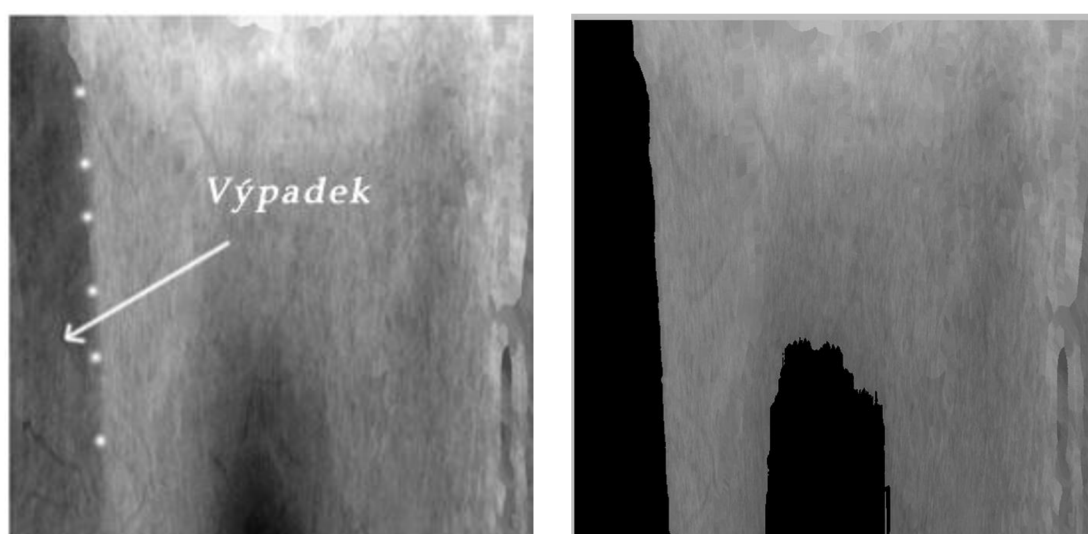
Funkce využívá i drobné korekce prahu, tak že postupně snižuje svoji hodnotu se zvětšující se vzdáleností od optického disku. I přesto však dochází u některých snímků, a to nejen zdravých očí, k falešné detekci. Ve většině případů je falešně detekována jako výpadek žlutá skvrna.



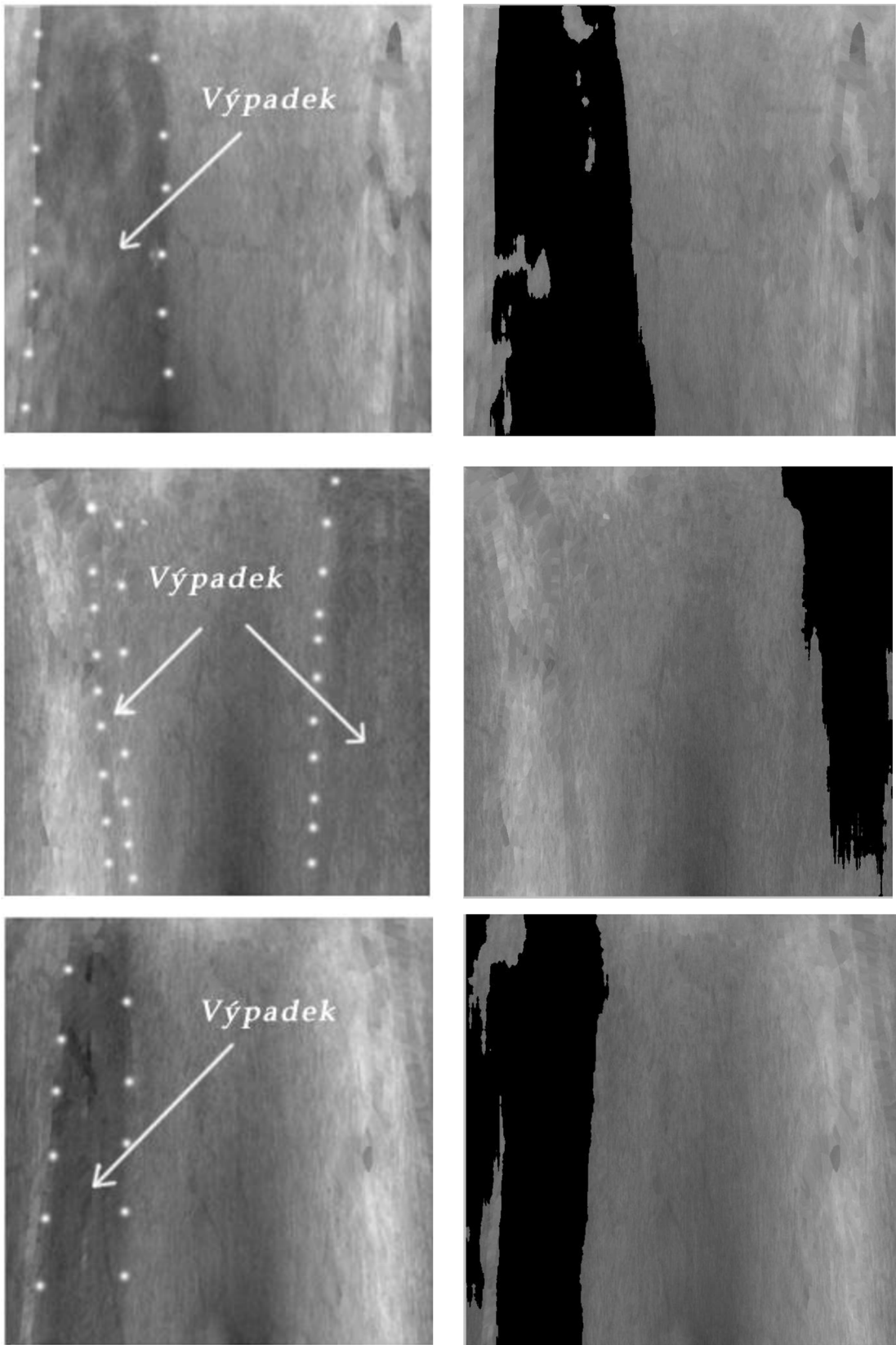
Obr. 3.15: Snímky zdravých očí bez falešné detekce



Obr. 3.16: Snímky zdravých očí s falešnými detekcemi (vlevo před, vpravo po detekci)



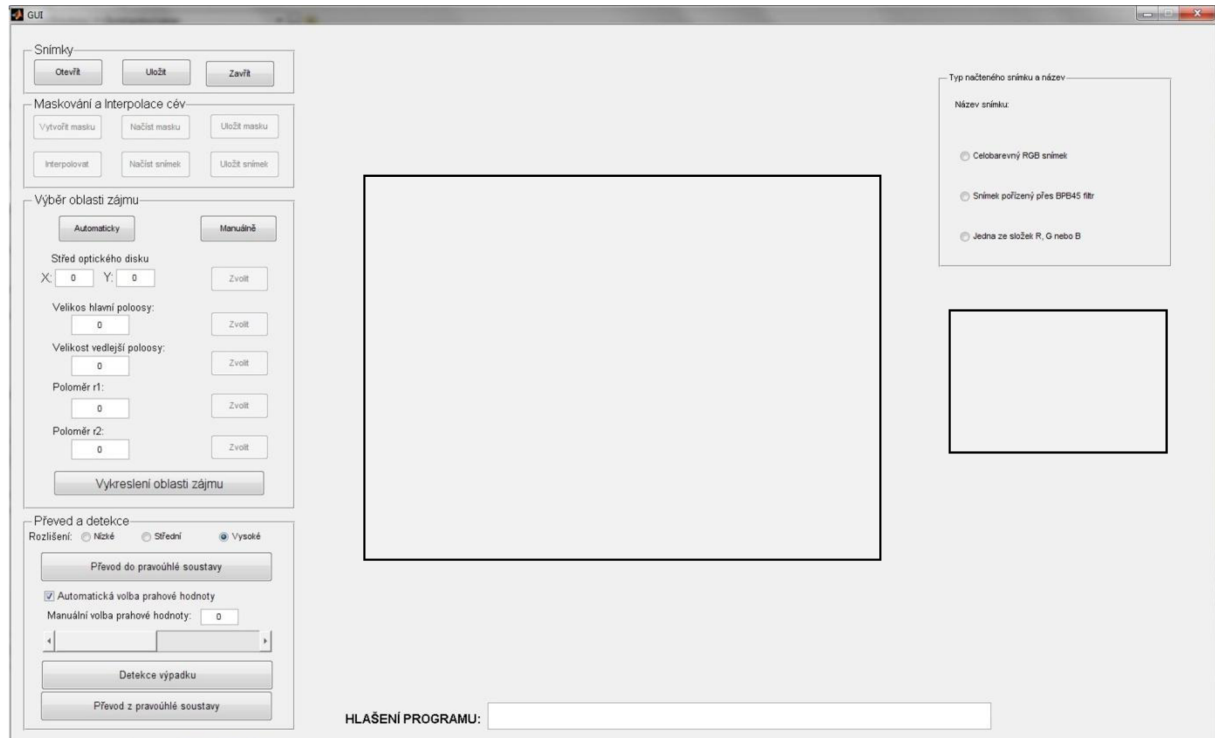
Obr. 3.17: Snímky nemocných očí s detekovanými výpadky (vlevo před, vpravo po detekci)



Obr. 3.18: Snímky nemocných očí s detekovanými výpadky (vlevo před, vpravo po detekci)
(pokračování)

4. PROGRAM PRO DETEKCI VÝPADKU NERVOVÝCH VLÁKEN

Při spuštění programu se zobrazí grafické rozhraní. Toto grafické rozhraní obsahuje několik panelů obr. 4.1. V levé části jsou panely **Snímky**, **Maskování a Interpolace cév**, **Výběr oblasti zájmu**, **Převod a detekce**. V pravé části je pak panel informační. Prostřední část je prostor na zobrazování aktuálně zpracovávaných snímků a hlášení programu.

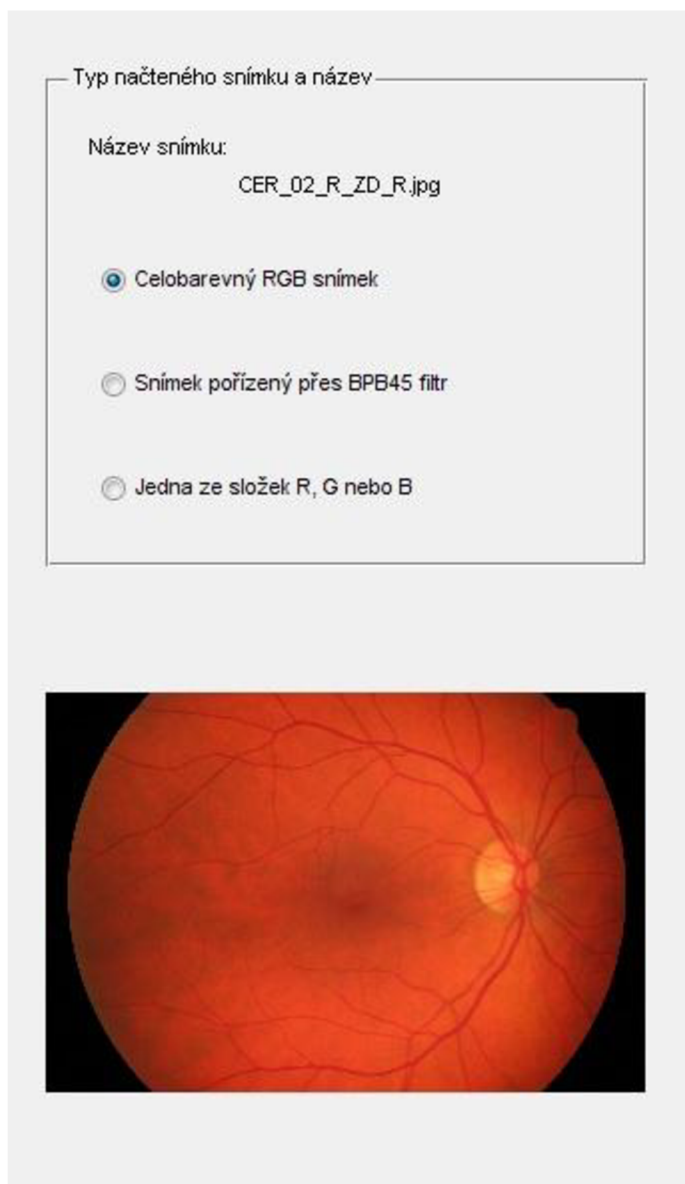


Obr. 4.1: Hlavní okno programu

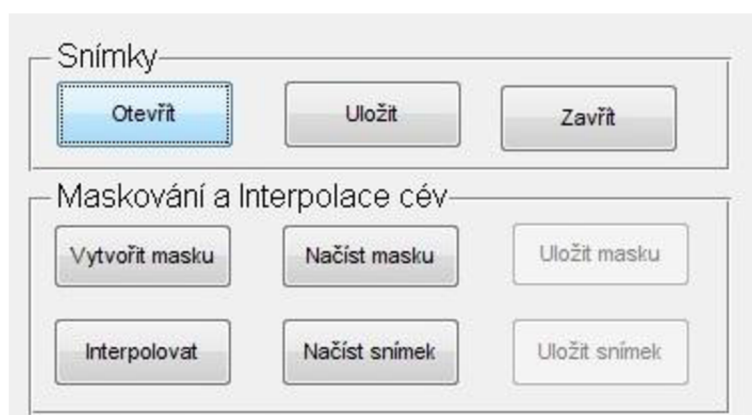
Panel **Snímky** obsahuje tři tlačítka tlačítka pro otevření snímku, pro uložení snímku a pro zavření snímku. Po otevření snímku se v pravém informačním panelu obr. 4.2, zapíše název souboru, zatrhne se typ souboru a vykreslí se načtený snímek. V malém obrazovém poli se také zobrazí vstupní snímek a zůstává zobrazený celou dobu práce se snímkem.

Panel **Maskování a Interpolace cév** obsahuje šest tlačítek, tři pro maskování cév a tři pro interpolaci cév obr. 4.3. Jsou zde tlačítka pro otevření již existujících masek nebo interpolovaných snímků či jejich uložení. Podstatné jsou však tlačítka **Vytvořit masku**, které volá funkci maskování cév a tlačítka **Interpolovat**, které vytváří interpolovaný obraz.

Dalším panelem, který se v programu nachází, je panel **Výběr oblasti zájmu** obr. 4.4. Zde jsou podstatná dvě tlačítka. Tlačítka pro automatickou detekci oblasti zájmu a tlačítka manuální volby parametrů. Automatická detekce po provedení detekce oblasti zájmu zapíše hodnoty do příslušných polí. Tam je lze zvolit i ručně zapsáním hodnoty. Tlačítka manuální volby, však zpřístupní sadu tlačítek. Tato tlačítka umožní po aktivaci zvolit si body přímo v obraze kliknutím myši. Po změnách volitelných parametrů, je nutné pro vykreslení oblasti zájmu stisknout tlačítka **Vykreslení oblasti zájmu**.



Obr. 4.2: Pravý informační panel a zobrazení načteného snímku



Obr. 4.3: Panel pro operace se snímky a pro maskování a interpolaci cév

Posledním panelem který se v programu nachází je panel **Převod a detekce**. Obsahuje tlačítka pro převod oblasti zájmu do pravoúhlých souřadnic, následnou detekci případného výpadku a převodu obrazu v pravoúhlých souřadnicích zpět do původního snímku obr. 4.5. Před samotnou volbou převodu, lze zvolit kvalitu výsledného obrazu. Tento krok má vliv nejen na kvalitu, ale také na dobu převodu snímku do pravoúhlých souřadnic. Se zvyšující se kvalitou se doba převodu prodlužuje. Při volbě tlačítka **Detekce výpadku**, je nastaven automatický práh, to lze změnit odškrtnutím políčka volby automatického prahu a zadáním vlastní hodnoty prahu, případně nastavením posuvníku na požadovanou hodnotu. Posledním krokem je převedení obrazu zpět do snímku s vyznačením místa výpadku jak ukazuje obr. 4.6.

Výběr oblasti zájmu

Automaticky Manuálně

Střed optického disku
X: 0 Y: 0 Zvolit

Velikost hlavní poloosy:
0 Zvolit

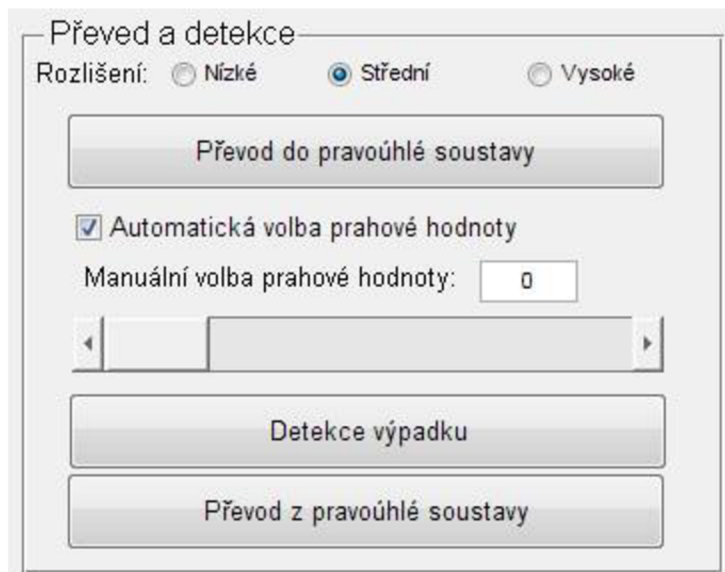
Velikost vedlejší poloosy:
0 Zvolit

Poloměr r1:
0 Zvolit

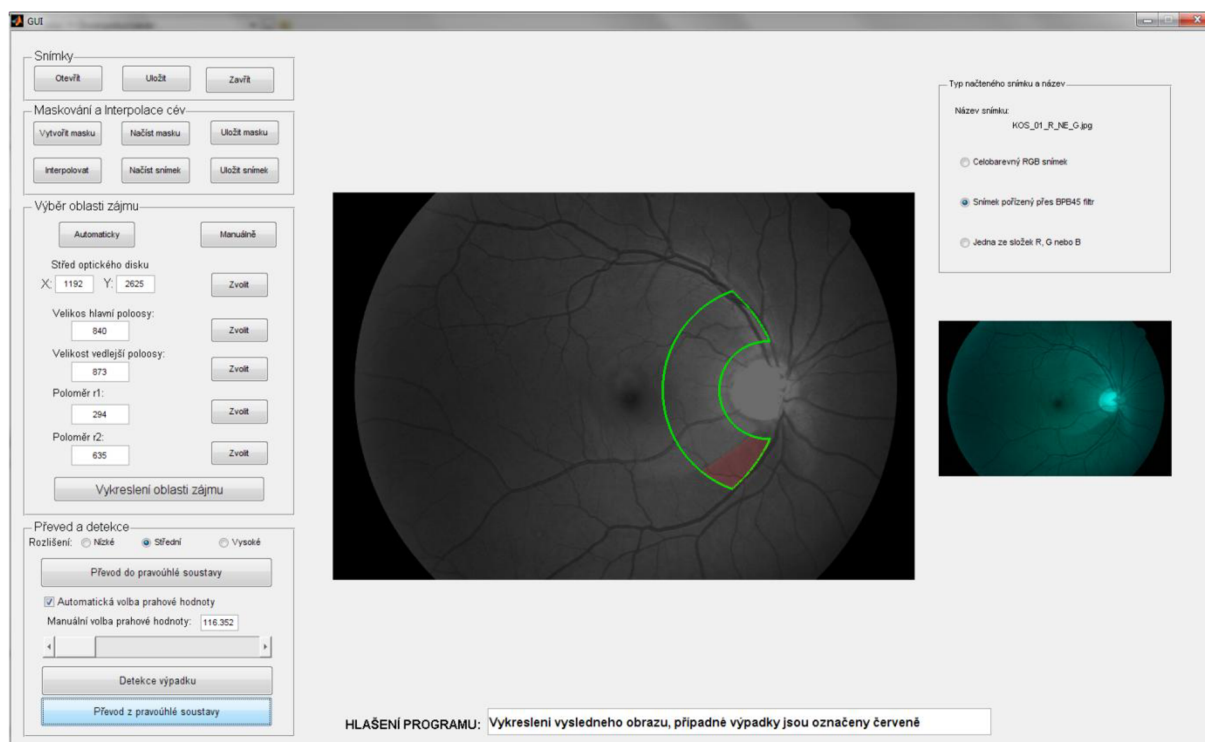
Poloměr r2:
0 Zvolit

Vykreslení oblasti zájmu

Obr. 4.4: Panel pro výběr oblasti zájmu



Obr. 4.5: Panel pro převod do pravoúhlé soustavy a zpět a detekci výpadku



Obr. 4.6: Okno programu s vykresleným snímkem a označeným výpadkem

5. VÝSLEDKY DETEKCE VÝPADKU NERVOVÝCH VLÁKEN

Program a metody detekce nervových vláken byly vytvořeny a testovány na snímcích z databáze ÚBMI, jejichž bližší popis je uveden v kapitole 2. Pro vytvoření programu bylo využito programového prostředí MATLAB ve verzi 7.6.0.324 (R2008a). Testování probíhalo na osobním počítači s dvoujádrovým procesorem firmy AMD s označením Athlon64 X2 3800+, jehož nominální frekvence je 2,0 GHz, operační paměť tvořenou moduly DDR II s frekvencí 800 MHz o velikost 3GB a s 64-bitovým operačním systémem Microsoft Windows 7™.

Výsledky metody přizpůsobených filtrů byli již zmíněny v kapitole 3.6.2. Jelikož tato metoda nepadávala uspokojivé výsledky, bylo od ní upuštěno.

Metoda hodnocení jasu byla na výpočet náročnější, a to především z důvodu převodu do pravoúhlé soustavy. Tento výpočet byl ovšem závislý na požadované kvalitě, takže zatímco převod s nízkou kvalitou trval v průměru 5 minut, převod střední kvality do 15 minut a převod vysoké kvality dosahoval času potřebného k vytvoření obrazu v pravoúhlých souřadnicích až 50 minut. Samotná detekce poté proběhla v několika málo dalších minutách.

Snímky s detekcí byly porovnány se snímky označenými odborným lékařem, výsledky detekce ukazuje následující tabulka

Tabulka senzitivity, specifity a přesnosti dané metody pro snímky zdravé a nemocné tkáně:

snímky zdravých očí					
Snímek	CER_01_R	DLA_01_R	DLA_02_L	GRE_01_R	GRE_02_L
Specifita [%]	95,8	100,0	100,0	80,7	80,7
Přesnost [%]	95,8	100,0	100,0	80,7	80,7
Snímek	KRA_01_R	KRA_02_L	MIC_01_R	MUL_01_R	MUL_02_L
Specifita [%]	100,0	100,0	100,0	84,2	100,0
Přesnost [%]	100,0	100,0	100,0	84,2	100,0
snímky nemocných očí					
Snímek	FAJ_02_L	HOU_02_L	KOS_01_R	KRE_01_R	KRE_02_L
Senzitivita [%]	67,6	60,9	98,0	65,1	57,3
Specifita [%]	94,5	99,5	90,9	99,5	99,3
Přesnost [%]	86,8	90,1	92,0	93,4	87,4
Snímek	STA_02_L	VAL_01_R	VAL_02_L	VIC_01_L	VIT_01_L
Senzitivita [%]	94,5	87,1	44,1	90,4	36,4
Specifita [%]	90,4	98,2	99,4	97,5	100,0
Přesnost [%]	90,8	94,5	73,1	96,6	84,7
Snímek	ZAP_01_R	ZAP_02_L			
Senzitivita [%]	65,9	90,0			
Specifita [%]	76,1	87,8			
Přesnost [%]	76,1	88,6			

Senzitivita je definována jako pravděpodobnost ,že test bude pozitivní u nemocných a specificita je definována jako pravděpodobnost,že test je negativní u osob bez nemoci.

K výpočtům slouží tyto vzorce:

$$\text{Senzitivita} = \frac{SP}{SP+FN} \cdot 100 \quad [\%] \quad (5)$$

$$\text{Specificita} = \frac{SN}{SN+FP} \cdot 100 \quad [\%] \quad (6)$$

$$\text{Přesnost} = \frac{SP+SN}{SP+SN+FP+FN} \cdot 100 \quad [\%] \quad (7)$$

kde

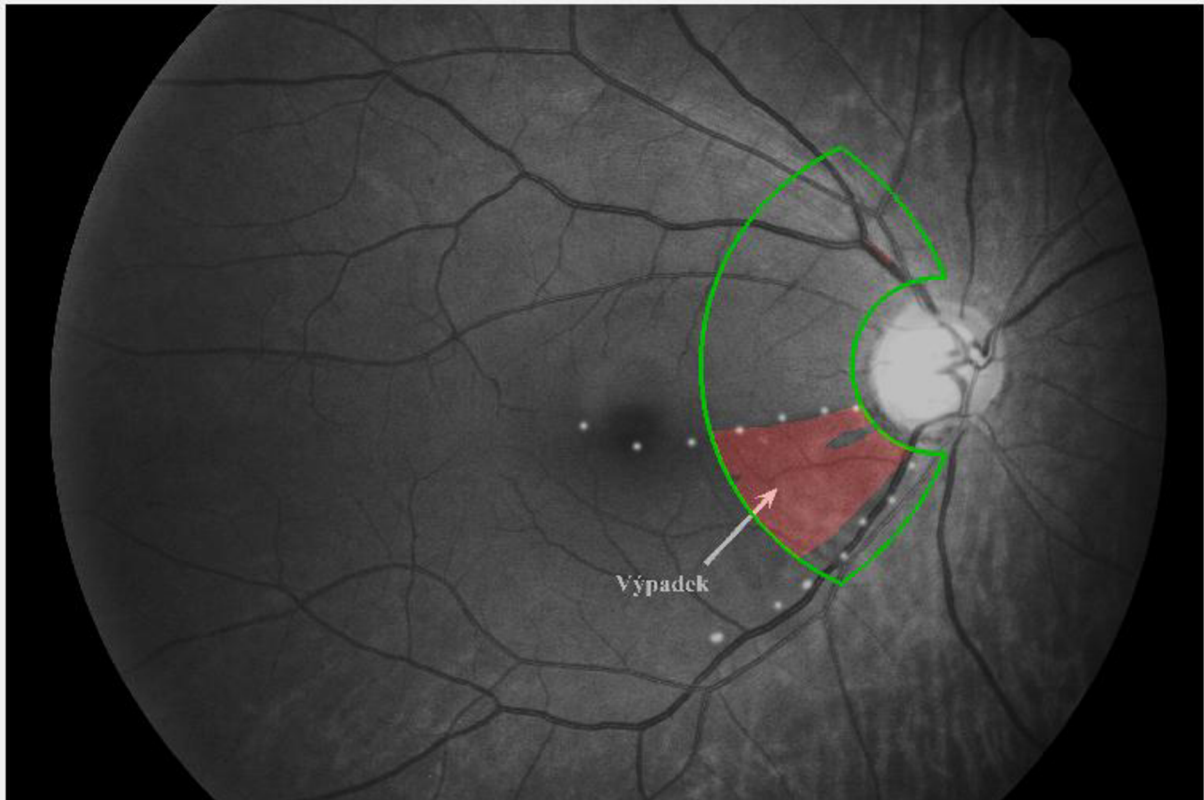
SP.....správně pozitivní

SN.....správně negativní

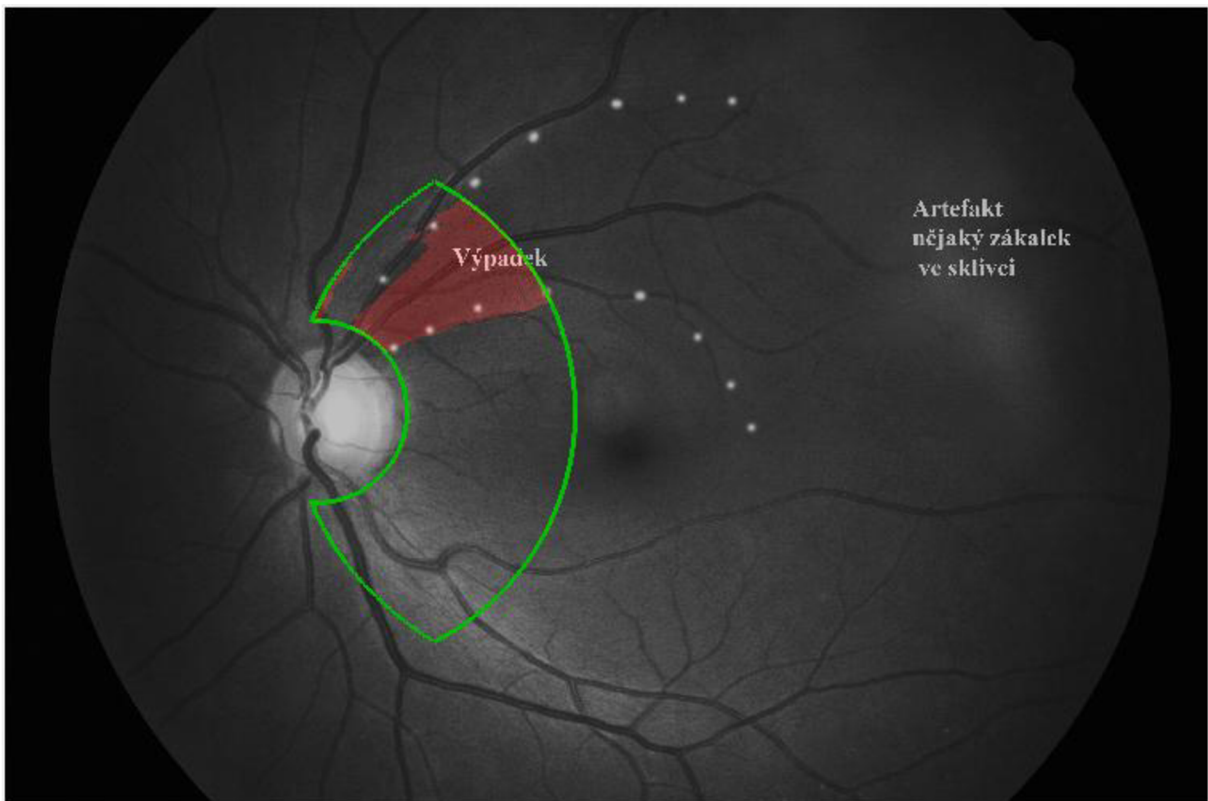
FP.....falešně pozitivní

FN.....falešně negativní

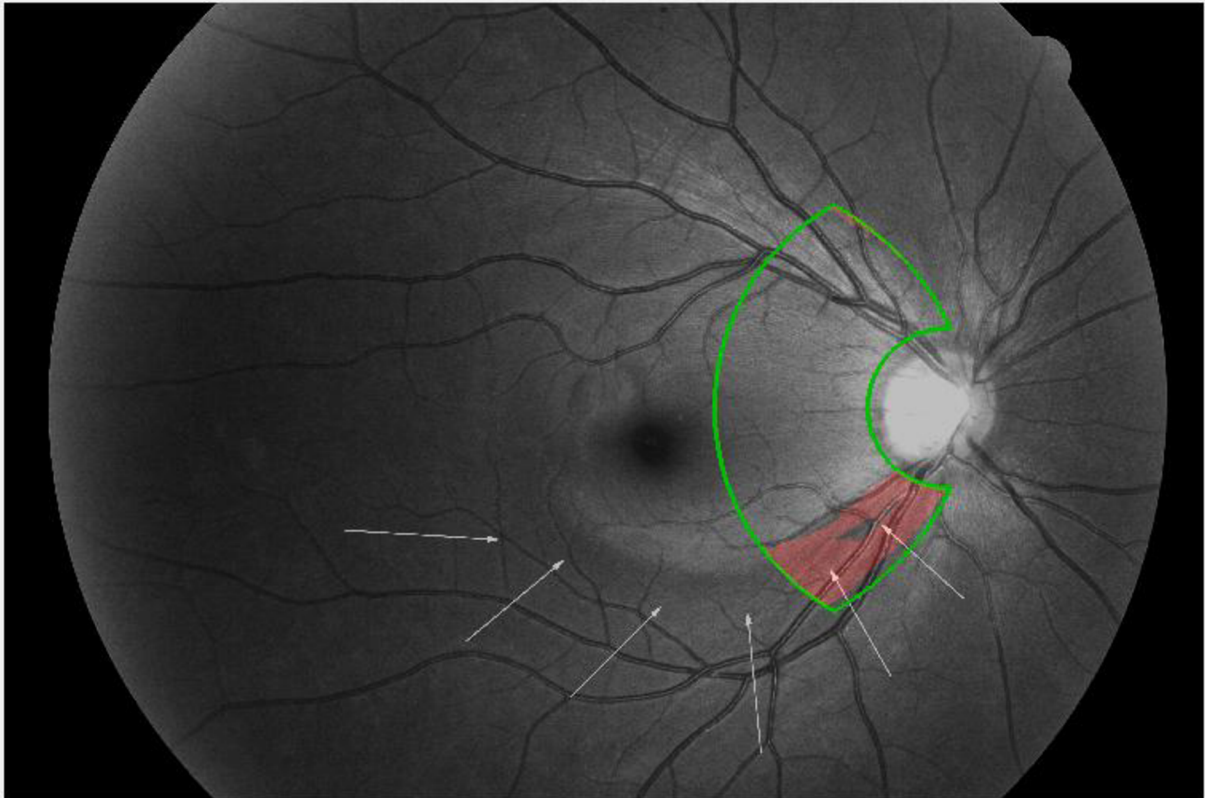
Jak je patrné z výsledků, u snímků nemocných očí je průměrná hodnota senzitivity přibližně 71% a průměrná hodnota specificity se pohybuje okolo 94%. Průměrná přesnost metody činí 87%. U snímků zdravých očí se hodnota výjimečně vyskytne pod hodnotou 100%, což způsobují falešné detekce tmavých míst ve snímcích. Výsledky detekce některých snímků jsou na obr. 5.1, obr. 5.2 a obr. 5.3.



Obr. 5.1: Snímek VAL_01_R s označeným místem výpadku oftalmologem a metodou hodnocení jasu



Obr. 5.2: Snímek STA_02_L s označeným místem výpadku oftalmologem a metodou hodnocení jasu



Obr. 5.3: Snímek ZAP_01_R označeným místem výpadku oftalmologem a metodou hodnocení jasu

6. ZÁVĚR

Obsahem této práce, bylo vytvoření algoritmu pro detekci vrstvy nervových vláken v retinálních snímcích. I když primárním cílem bylo využití metody přizpůsobených filtrů, tato metoda nedosahovala dostatečného výsledku, tudíž nebyl realizován algoritmus pro detekci nervových vláken v obrazech sítnice. Byl navržen algoritmus na základě poznatků o metodě hodnocení jasu. Algoritmus byl vytvořen za pomoci snímků pořízených z digitální fundus kamery CANON CF-60 UVi.

Práce je rozdělena na několik částí. V první části se práce zabývá fyziologií lidského zrakového orgánu a seznamuje s vlastnostmi použitých obrazových dat pořízených digitální fundus kamerou CANON CF-60 UVi. V další části pojednává o způsobech detekce nervových vláken a to metodou přizpůsobených filtrů a metodou hodnocení jasu. Výsledkem metody přizpůsobených filtrů je binární obraz, kde by nervová vlákna měla být charakterizována logickou 1. Ve výsledném obraze však není logickou 1 charakterizován pouze průběh nervových vláken, ale velmi často různé nespojitosti v obraze a šum. Při snaze rušivé elementy odstranit, případně odfiltrovat, jsou odstraněny i ty prvky obrazu, které charakterizují vlastnosti nervových vláken. Proto tato metoda nebyla využita pro další zpracování. K dalšímu zpracování je použita metoda hodnocení jasu, která podávala dobré výsledky. Bylo zde využito převedení oblasti zájmu do pravoúhlých souřadnic a to umožnilo použití méně náročných metod pro detekce výpadků. Poslední část je věnována tvorbou programu pro detekci výpadků nervových vláken. Program pracuje s vytvořeným algoritmem pro převod oblastí zájmu do pravoúhlých souřadnic a provádí detekci výpadku nervových vláken na základě principu metody hodnocení jasu. Program dosahuje výborných výsledků při vhodně zvoleném výběru oblasti zájmu, proto je oblast zájmu jedním z určujících faktorů pro správně detekované tkáně s výpadky nervových vláken. Při nevhodném zvolení oblasti zájmu je možné, že výsledkem budou falešné detekce. Program tedy nepracuje správně ve všech částech snímku, ale pouze v oblasti okolí optického disku.

Literatura

- [1] JAN, J. *Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration - Concepts and Methods*. CRC New York 2006. ISBN 0-8247-5849-8.
- [2] ODSTRČILÍK, J. *Analýza barevných snímků sítnice se zaměřením na segmentaci cévního řečiště: diplomová práce*. Brno: VUT v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 82 s
- [3] KOLÁŘ, J. *Diagnostika bio- a ekosystémů, 5.přednáška –Některé optické zobrazovací systémy, diagnostika oka* [online].ÚBMI, FEKT VUT. 2008. [cit. 3. května 2009]. Dostupné z [www:< https://www.vutbr.cz/elearning/course/view.php?id=76288>](http://www.vutbr.cz/elearning/course/view.php?id=76288).
- [4] *Specifikace fundus kamery CANON CF-60 UVi* [online]. [cit. 3. května 2009]. Dostupné na [www: <http://www.lpoproducts.com/Products/LPO13.asp>](http://www.lpoproducts.com/Products/LPO13.asp).
- [5] *Poznátky o metodě Otsu* [online]. [cit. 3. května 2009]. Dostupné na [www: <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/CVonline/LOCAL_COPIES/MORSE/threshold.pdf>](http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/CVonline/LOCAL_COPIES/MORSE/threshold.pdf)
- [6] *Poznátky o konvoluci* [online]. [cit. 3. května 2009]. Dostupné na [www: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Konvoluce>](http://cs.wikipedia.org/wiki/Konvoluce)
- [7] FLAMMER, J. *Glaukom : průvodce pro pacienty : úvod pro zdravotníky : příručka pro rychlou informaci* . Praha: Triton, 2003. 417s. ISBN 80-7254-351-2
- [8] DOBEŠ, M. *Zpracování obrazu a algoritmy v C#* BEN, 2008. 144s. ISBN 978-80-7300-233-6
- [9] HONZÍKOVÁ, N. ; HONZÍK, P. *Biologie člověka* [online]. Brno : FEKT VUT v Brně, 2003. [cit. 3. května 2009]. Dostupné z WWW: <http://www.feec.vutbr.cz/et/skripta/ubmi/Biologie_cloveka_S.pdf?PHPSESSID=de779de9c54736cb234bcb35e322707e>.
- [10] ČIHÁK, R. *Anatomie 3 : 2., upr. a dopl.vyd.*. Praha : Grada Publishing, 2004. 673 s. ISBN 80-247-1132-X
- [11] HAYASHI, Yoshinori , et al. Detection of Retinal Nerve Fiber Layer Defects in Retinal Fundus Images using Gabor Filtering. *Medical Imaging 2007: Computer-Aided Diagnosis* [online]. 2007, Vol. 6514, [cit. 5.května 2010]. Dostupný z WWW: <<http://www.fjt.info.gifu-u.ac.jp/publication/499.pdf>>.
- [12] DARDJAT, D.T.;Ernastuti. Application of an image processing technice for early diagnosis and monitoring of glaucoma. *Proceedings, Komputer dan Sistem Intelijen (KOMMIT2004)*[online]. 2004. [cit.5.května.2010]. Dostupný z WWW: <repository.gunadarma.ac.id:8000/Kommit2004_kecerdasan_014_928.pdf>. ISSN:1411-6286

Seznam příloh

A	Obsah přiloženého CD	55
---	----------------------------	----

A Obsah přiloženého CD

Obsah jednotlivých adresářů:

- *Textová část* – obsahuje tuto diplomovou práci ve formátech DOCX a PDF a dále soubory s metadaty.
- *Programová část* – obsahuje vytvořen grafické prostředí s potřebnými soubory