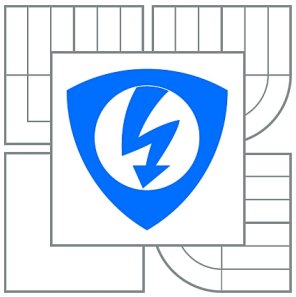
VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

PŘEDZPRACOVÁNÍ SNÍMKŮ SÍTNICE ZA ÚČELEM ZLEPŠENÍ DIAGNOSTIKY GLAUKOMU

PREPROCESSING OF RETINAL IMAGES AIMED AT SUPPORT DIAGNOSIS OF GLAUCOMA

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

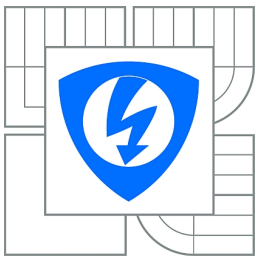
AUTOR PRÁCE — ANNA HOLÁSKOVÁ

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE — Ing. JAN ODSTRČILÍK

SUPERVISOR

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Anna Holásková ***ID:*** 147615
Ročník: 3 ***Akademický rok:*** 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Předzpracování snímků sítnice za účelem zlepšení diagnostiky glaukomu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte vlastnosti barevných oftalmologických obrazů sítnice a zaměřte se zejména na vlastnosti vrstvy nervových vláken. 2) Dále proveďte rešerši dostupných metod zvýrazňování obrazu a zaměřte se zejména na využití těchto metod v oblasti zpracování retinálních snímků. 3) Vybrané metody blíže nastudujte a navrhněte metodiku předzpracování snímků z pohledu zvýraznění vrstvy nervových vláken za účelem další analýzy. 4) Metody implementujte s využitím libovolného programového prostředí. 5) Implementované metody vhodně otestujte s využitím dostupných obrazových dat. 6) Získané výsledky diskutujte a zhodnoťte účinnost a využitelnost aplikovaného řešení. 7) K vytvořeným programovým modulům sepište přehledný návod k obsluze.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] JAN, J. Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration - Concepts and Methods. New York: CRC Tylor and Francis, 2005.
[2] FRISEN, L. Anisotropic Enhancement of the Retinal Nerve Fiber Layer. Neuro-Ophthalmology, vol. 31, pp. 99-103, 2007.

Termín zadání: 10.2.2014 ***Termín odevzdání:*** 30.5.2014

Vedoucí práce: Ing. Jan Odstrčilík
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

Předzpracování snímků sítnice je prvním stupněm k dalšímu zpracování retinálních snímků nebo prvním krokem k diagnostice řady očních onemocnění. Předzpracování představuje takové úpravy obrazu, které zlepší jeho vizuální stránku. Je to především odstranění šumu vznikajícího při akvizici dat, transformace kontrastu a jasu, detekce hran a prahování. V této práci se zabýváme základními metodami předzpracování obrazu a dále konkrétními metodami předzpracování snímků sítnice. Mezi ně patří globální jasové korekce, filtry typu horní propust, homomorfní filtrace a adaptivní zvýraznění. Kromě těchto metod, které lze implementovat do programového prostředí, existují i techniky ruční, založené na zkušenostech lékaře. V této práci je proto zmíněn i postup pro ruční úpravu snímků sítnice za pomocí programu Adobe Photoshop. Z výše zmíněných metod byly vybrány tři, které byly podrobněji nastudovány a implementovány do programového prostředí MATLAB. Jedná se o homomorfní filtraci, CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) a adaptivní zvýraznění. K těmto metodám byly vytvořeny funkce a byly otestovány na dostupných obrazových datech. V závěru práce jsou diskutovány výsledky vybraných metod. Uveden je také návod k použití.

Klíčová slova: předzpracování, glaukom, vrstva nervových vláken sítnice, vylepšení obrazu, homomorfní filtrace, CLAHE, adaptivní zvýraznění

Abstract

Preprocessing of retinal images can serve as a first phase of the further image analysis or the first step preceding diagnosing of various eye diseases. The preprocessing thus represents methods of image adjustments that can improve visual characteristics of fundus images. These methods mainly include the removal of noise generated during data acquisition, contrast and brightness transformations, edge detection and thresholding. This work handles with the basic methods of image preprocessing and specific methods of preprocessing of retinal images. The preprocessing includes global illumination correction, high-pass and homomorphic filtering and adaptive enhancement of the images. Manual methods for fundus image preprocessing that are usually based on the doctor's experience can be used as well. Hence, a procedure for enhancement of retinal images using Adobe Photoshop is mentioned in this work too. Three methods for preprocessing of fundus images were selected and implemented in MATLAB programming software. These methods include homomorphic filtering, CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) and adaptive enhancement. Experimental program functions were created and tested on the available image data. Results of the selected methods are mentioned in the conclusion section. Instructions for use of implemented functions are in appendix.

Keywords: image preprocessing, glaucoma, retinal nerve fiber layer, image enhancement, homomorphic filtering, CLAHE, adaptive enhancement

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Předzpracování snímků sítnice za účelem zlepšení diagnostiky glaukomu jsem vypracovala 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 bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma 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 30. května 2014 .....

podpis autora

HOLÁSKOVÁ, A. *Předzpracování snímků sítnice za účelem zlepšení diagnostiky glaukomu.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 43 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jan Odstrčilík.

Poděkování

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucímu své práce Ing. Janu Odstrčilíkovi za odbornou pomoc a vedení při psaní bakalářské práce, za ochotu komunikovat a poskytovat cenné rady v oblasti zpracování retinálních snímků.

V Brně dne 30. května 2014

.....

podpis autora

Obsah

1 Úvod 4
2 Sítnice (Retina) 6
2.1 Zrakový nerv (Nervus opticus) 6
2.2 Žlutá skvrna (Macula lutea) 6
2.3 Vrstva nervových vláken 6
3 Glaukom 7
3.1 Ztráta nervových vláken 7
3.2 Glaukomová ztráta tkáně 7
3.3 Diagnostika glaukomu 8
3.4 Rizikové faktory 8
4 Barevné snímky sítnice 9
4.1 Fundus kamera 10
4.2 Vlastnosti vrstvy nervových vláken 11
5 Metody zvýraznění obrazů 12
5.1 Bodové operace 12
5.1.1 Transformace kontrastu – zvýraznění kontrastu 12
5.1.2 Úprava jasu a negativ 13
5.2 Lokální operace 14
5.2.1 Detekce hran 14
5.2.2 Prahování 15
5.2.3 Ekvalizace histogramu 15
5.3 Globální operace 16
5.3.1 Využití Fourierovy transformace 16
6 Metody předzpracování snímků sítnice z pohledu zvýraznění vrstvy nervových vláken 18
6.1 Adobe Photoshop 19
7 Databáze experimentálních obrazových dat 21
8 Aplikované metody 22
8.1 Homomorfní filtrace 22
8.2 CLAHE 23

8.3 Adaptivní zvýraznění kontrastu 24
9 Implementace metod a návod k obsluze 25
9.1 Programové prostředí MATLAB ® 25
9.1.1 Image Processing Toolbox 25
9.2 Aplikované metody 26
9.2.1 Homomorfní filtrace 26
9.2.2 CLAHE 29
9.2.3 Adaptivní zvýraznění 30
10 Dosažené výsledky a diskuze 32
11 Závěr 35
Seznam použité literatury 36

Seznam obrázků

Obrázek 1: Část snímku sítnice; modrá šipka- vrstva nervových vláken, jemné proužkování; červená šipka- sítnice bez nervových vláken [9] 7
Obrázek 2: Snímek sítnice se základními strukturami 9
Obrázek 3: RGB složky; a) červená složka, b) zelená složka, c) modrá složka 9
Obrázek 4: Výřez snímku sítnice získaný odstraněním R složky a zprůměrování G a B složky 10
Obrázek 5: Zjednodušený zobrazovací systém fundus kamery [11]....10
Obrázek 6: Schéma průběhu nervových vláken na snímku sítnice [9] 11
Obrázek 7: Transformace kontrastu a jasu; a) originální GB snímek, b) výstup funkce `imadjust`, kontrast zvýšen o 50%, c) výstup funkce `imadjust`, jas zvýšen o 15% 13
Obrázek 8: Lokální maskový operátor [12]....14
Obrázek 9: a) Detekce hran, výstup funkce `edge`, b) Prahování, výstup funkce `im2bw` s prahem 0,1789 15
Obrázek 10: Ekvalizace histogramu pomocí funkce `histeq`; a) původní obraz, b) obraz po ekvalizaci, c) původní histogram, d) nový histogram 16
Obrázek 11: Vylepšení snímku sítnice s klínovitými defekty; a) ekvalizace histogramu, b) lokálním doostřováním obrazu [2]....18
Obrázek 12: Vylepšení snímku sítnice; a) homomorfní filtrací, b) adaptivním zvýrazňováním [2] 19
Obrázek 13: a) Originál; b) Snímek sítnice upravený pomocí Adobe Photoshop CS5....20
Obrázek 14: a) Snímek zdravého oka, b) Průměr zelené a modré složky snímku zdravého oka, c) Snímek sítnice s klínovitým defektem, d) Průměr zelené a modré složky snímku sítnice s klínovitým defektem 21
Obrázek 15: Schéma homomorfní filtrace [3] 22
Obrázek 16: Redistribuce pixelů nad clip limitem....23
Obrázek 17: Hlavička funkce homomorfni.mat....26
Obrázek 18: Maska pro snímky sítnice 26
Obrázek 19: Fourierova transformace ve skriptu homomorfni.mat....27
Obrázek 20: Výstup funkce homomorfni.mat....28
Obrázek 21: Hlavička funkce adaptivni.mat....29
Obrázek 22: Výstup funkce adaptivni.mat 29
Obrázek 23: Hlavička funkce adaptivni2.mat....30
Obrázek 24: Výpočet nových výstupních rozsahů....31
Obrázek 25: Výstup funkce adaptivni2.mat....31
Obrázek 26: Vlevo nastaven nízký clip limit (0.01), vpravo vysoký clip limit 0.3 32
Obrázek 28: Snímek zdravé (nahoře) a nemocné (dole) sítnice po úpravě homomorfní filtrací (a, d), po úpravě metodou CLAHE (b, e), po úpravě adaptivním zvýrazněním (c, f)....34

1 Úvod

Předzpracování snímků sítnice, získaných pomocí fundus kamery, je zásadním krokem k dalším úpravám obrazu, případně prvním krokem k detekci řady očních onemocnění. Na snímcích sítnice se vyskytuje několik základních struktur, které k této detekci slouží.

Tato práce se zabývá zvýrazňováním obrazu ve vrstvě nervových vláken. Jejich úbytek je jasným ukazatelem glaukomového poškození tkáně. Nervová vlákna ale nejsou na originálních snímcích dobře patrná, proto je zapotřebí určitých úprav. Vzhledem k tomu, že obnova odumřených nervových vláken je nemožná, je včasná detekce onemocnění zásadní. Momentálně neexistuje žádná rutině používaná metoda kvantifikace vrstvy nervových vláken. Je to proto, že ne všechny snímky lze upravit stejným způsobem. Kvůli této situaci je důležité nejprve všechny fotografie sítnice předzpracovat. Většinou jde v prvním kroku o odstranění šumu nebo o použití techniky pro zvýšení kontrastu a úpravy šedotónových snímků. [1]

V případě retinálních snímků se jedná především o zvýraznění vrstvy nervových vláken. Jak je zmíněno níže v této práci, je vrstva nervových vláken typická svým pruhovaným vzorem. Toto žíhání vystupuje z optického disku a rovnoměrně se sbíhá ve žluté skvrně. Na obyčejném fundus snímku je ale žíhání jen lehce patrné, a proto je snaha tuto vrstvu zvýraznit tak, aby nejlépe „každé“ nervové vlákno bylo viditelné od svého začátku po svůj konec, a bylo oproti zbytku obrazu co nejvíce kontrastní. Takového zvýraznění se snáz dosahuje při zpracovávání barevných snímků sítnice bez červené složky, která bývá obvykle přeexponovaná. V této složce obraz neobsahuje kontrastní struktury a vytváří v něm nežádoucí šum.

Cílem bakalářské práce je v první řadě seznámení se se základními postupy vylepšení obrazu v oblasti retinálních snímků, které jsou probírány v teoretické části práce, a dále volba vhodných metod, pomocí kterých lze zvýraznit požadované struktury s jejich implementací v libovolném programovém prostředí včetně testování na vhodných obrazových datech.

Teoretická část mé bakalářské práce mne vedla k návrhu metodiky předzpracování snímků sítnice s cílem zvýšit kontrast vrstvy nervových vláken (VNV) a jednotlivých vláken, protože ty se na snímcích jeví jako světlé struktury potlačované prosvitem cévnatky, a zbytek snímku udržet na stejné úrovni, nebo ztmavit, aby nezkresloval oblasti nervových vláken. Hlavním zdrojem zkreslení se v tomto případě stává papila zrakového nervu, protože dosahuje přibližně stejného jasu jako nervová vlákna, a jak je zmíněno výše také R složka obrazu.

Požadavkům na zvýraznění VNV nejlépe vyhovovala globální operace v podobě homomorfního filtrování zmíněná v článcích [2] a [3], lokální operace zastoupená adaptivní ekvalizací histogramu z práce [4] a adaptivní zvýraznění na základně lokálních charakteristik každého pixelu z článku [5]. K výběru zvolených metod vedly převážně postupy a výsledky zmíněných článků, ale také články [6] a [7]. Pro implementaci těchto metod jsem zvolila programové prostředí MATLAB®.

Výstupem této práce jsou tři různé funkce vybrané pro předzpracování snímků sítnice. Metoda homomorfní filtrace se jeví jako nejvhodnější metodou s ohledem na velmi dobré zvýraznění VNV, ale na druhou stranu zde vzniká určitý šum. Druhá, velmi známá metoda CLAHE, vykazuje také přijatelné výsledky a vzniká při ní mnohem menší šum. Třetí funkce nedosahuje takových kvalit jako dvě předchozí, dochází zde k mírnému potlačení nervových vláken a pravděpodobně nebude pro účel této práce příliš vhodná. Velmi záleží na vhodně zvolených vstupních parametrech.

2 Sítnice (Retina)

Sítnice je světločivná vrstva oka, která se skládá z deseti vrstev. Jsou to pigmentový list, vrstva fotoreceptorů, zevní hraniční membrána, zevní nukleární vrstva, zevní plexiformní vrstva, vnitřní nukleární, vnitřní plexiformní vrstva, vrstva gangliových buněk, nervových vláken a vnitřní hraniční membrána. Ve vrstvě fotoreceptorů je sítnice, složena ze zrakových elementů. Fotoreceptory jsou dvojího druhu – tyčinky a čípky. Jejich rozložení ve vrstvě sítnice není pravidelné. Největší nakupení čípků je v tzv. žluté skvrně, která je místem nejostřejšího vidění. Funkcí čípků je především fotopické vidění a vnímání barev. S odstupem od žluté skvrny jich ubývá. Celkový počet čípků je asi 6–7 milionů. Tyčinky se objevují v největší koncentraci v kruhu 20° od žluté skvrny a jejich úlohou je vidění skotopické – vidění za šera a rozlišování kontrastů. Počet tyčinek je cca 120 milionů. [8]

Mezi diagnosticky významné úseky sítnice se řadí zrakový nerv (optický disk), žlutá skvrna, vrstva nervových vláken a případně i cévní zásobení sítnice (viz Obrázek 2). Pokud v těchto částech sítnice dochází ke strukturálním změnám, bývá to znakem očního onemocnění.

2.1 Zrakový nerv (Nervus opticus)

Všechna nervová vlákna sítnice se sbíhají nazálně od žluté skvrny a vytvářejí zde papilu zrakového nervu. Ten neobsahuje žádné fotoreceptory ani další vrstvy sítnice, ale pouze axony gangliových buněk. Papila, nebo také zrakový terč, je místem, od kterého odstupuje zrakový nerv. Tento úsek je nazýván fyziologickou slepou skvrnou, jelikož mozek si část chybějícího obrazu dotváří sám, nezpůsobuje tento úsek člověku žádné problémy s viděním.

2.2 Žlutá skvrna (Macula lutea)

Žlutá skvrna je krajinou bez jakýchkoliv cév a její název vznikl od žlutého barviva xantofylinu. Uprostřed žluté skvrny se nachází fovea – jamka nejostřejšího vidění. Jak je zmíněno výše, je to proto, že je zde oblast s největším nakupením čípků.

2.3 Vrstva nervových vláken

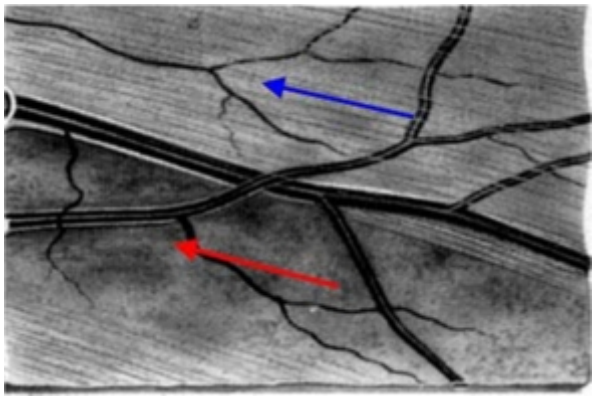
Nervová vlákna tvoří zrakovou dráhu oka. Vedou zrakový vjem od fotoreceptorů směrem do mozku. Jejich vrstva je nejsilnější kolem optického disku a postupně k okraji se tloušťka snižuje. Je snaha hodnotit glaukomové poškození právě z této vrstvy, protože variabilita vrstvy nervových vláken je 3%, naproti tomu diagnostika podle papily zrakového nervu není snadná, jelikož variabilita vzhledu zrakového terče je až 99%. [9]

3 Glaukom

Glaukom je neurodegenerativní onemocnění sítnice, při kterém dochází k postupnému odumírání nervových buněk a vláken. Tím je narušováno spojení mezi okem a mozkem a dochází k poruchám vidění. V lidském oku tak vznikají další slepé skvrny, které již nejsou fyziologické a mohou způsobovat nemalé potíže. Vlivem zvýšeného nitroočního tlaku dochází ke ztrátám částí zorného pole až slepotě.

3.1 Ztráta nervových vláken

Každé oko spojuje s mozkem asi jeden milion nervových vláken, která se nacházejí ve vnitřní vrstvě sítnice a oko opouštějí v podobě optického nervu. Během stárnutí každého člověka dochází k přirozenému odumírání těchto nervových vláken. U pacientů postižených glaukomem se však ztráta nervových vláken děje podstatně rychleji. Toto je pak pozorovatelné na snímcích sítnice (viz Obrázek 1). Úbytek nervových vláken je významným diagnostickým ukazatelem.



Obrázek 1: Část snímku sítnice; modrá šipka – vrstva nervových vláken, jemné proužkování; červená šipka- sítnice bez nervových vláken [9]

3.2 Glaukomová ztráta tkáně

Jiný název pro glaukomovou ztrátu je atrofie, tedy „bez výživy“. Znamená to, že nervová vlákna tvořící zrakový nerv zanikají a to buď z části, nebo úplně. Pro toto poškození existují dva typické znaky. Prvním z nich je vyhloubení (exkavace) terče zrakového nervu (jinak papila), které vzniká odumíráním podpůrných gangliových buněk a cév krevního zásobení. Druhým znakem je otáčení krevních cév přes okraj exkavace a tím způsobené drobné krvácení v okolí optického terče. [10]

3.3 Diagnostika glaukomu

Diagnostikování glaukomového poškození oka není jednoznačná záležitost. Jeho včasné odhalení je důležitým krokem k zahájení správné léčby. Je ale nutné, aby pacient navštěvoval svého očního lékaře, i když nepociťuje významnější změny svého vidění, protože patologické změny sítnice předcházejí jakýmkoliv změnám v zorném poli. Příznaky nemoci jsou většinou odhalitelné právě až u specialisty. Mezi časnější projevy nemoci patří úbytek nervových vláken, který bývá pozorován na snímcích sítnice, nebo také výše zmíněná exkavace optického terče zrakového nervu. Problémy se zorným polem, způsobené právě ztrátou nervových vláken, nemusí pacient vůbec pozorovat. Tzv. skotomy, neboli „díry v zorném poli“ se mohou objevovat až v pozdním stadiu této nemoci nebo je pacient ani nepocítí. Lidský mozek je totiž schopen tyto „díry“ automaticky zaplňovat. [10]

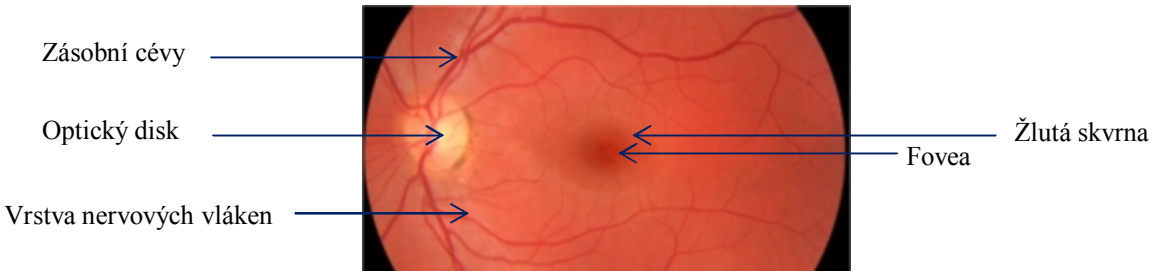
3.4 Rizikové faktory

Mezi rizikové faktory glaukomového poškození, které se dají zjistit z rodinné anamnézy a vyšetření pacienta, patří především zvýšený nitrooční tlak, krátkozrakost, migrény, ztenčená rohovka a vazospazmy[1]. Tyto faktory ale nejsou (ani všechny společně) jasným ukazatelem glaukomu. Pouze zvyšují pravděpodobnost jeho výskytu. Naproti tomu, pokud je při vyšetření očním lékařem zjištěno poškození vrstvy nervových vláken, je to jednoznačně jeden z projevů nemoci a vede k zařazení pacienta mezi glaukomatiky.

[1](l. vas céva, ř. spasmos křeč) vazospazmus – cévní křeč, křečovité zúžení cévního průsvitu vzniklé na funkčním podkladě

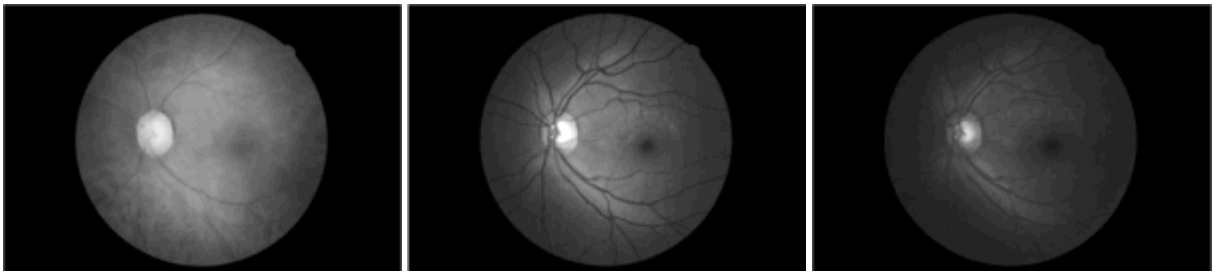
4 Barevné snímky sítnice

Barevné oftalmologické obrazy, v našem případě fundus snímky, jsou snímky zadního segmentu sítnice, které se získávají pomocí fundus kamery. Na těchto snímcích lze rozeznat několik základních struktur (viz Obrázek 2). Je to již zmíněná vrstva nervových vláken, optický disk a z něj vystupující cévy vyživující sítnici a žlutá skvrna s foveou ve svém středu. Snímky sítnice jsou načervenalé barvy, což je způsobenou prosvítáním cévnatky, která je bohatá na pigmentové buňky. Tyto snímky se využívají při diagnostice diabetické retinopatie, glaukomu a dalších onemocnění oka.



Obrázek 2: Snímek sítnice se základními strukturami

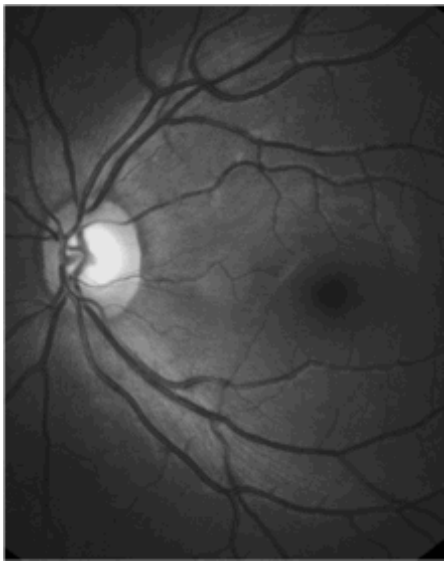
Snímky, které zpracováváme, jsou RGB obrazy a jsou tedy složeny ze tří barevných složek, R – červené, G – zelené a B – modré (viz. Obrázek 3). Každá barevná složka nabývá hodnot z intervalu 0–255. Na RGB snímcích není vrstva nervových vláken příliš zřetelná. Je to způsobenou právě červenou složkou RGB snímku. Červená vrstva totiž dodává obrazu v tomto případě nežádoucí šum. Je to způsobeno vysokou expozicí a přesvětlením R složky [6]. V takovém obraze je pak špatný kontrast detailních struktur sítnice. Nervová vlákna jsou nejlépe viditelná na zelené a modré složce obrazu, a proto se snímky obvykle zpracovávají v tzv. „bezčerveném“ světle. Je to také dáno tím, že lidské oko je nejcitlivější na světlo o vlnové délce 565 nm, která odpovídá přechodu mezi zelenou a žlutou barvou.



a) b) c)

Obrázek 3: RGB složky: a) červená složka, b) zelená složka, c) modrá složka

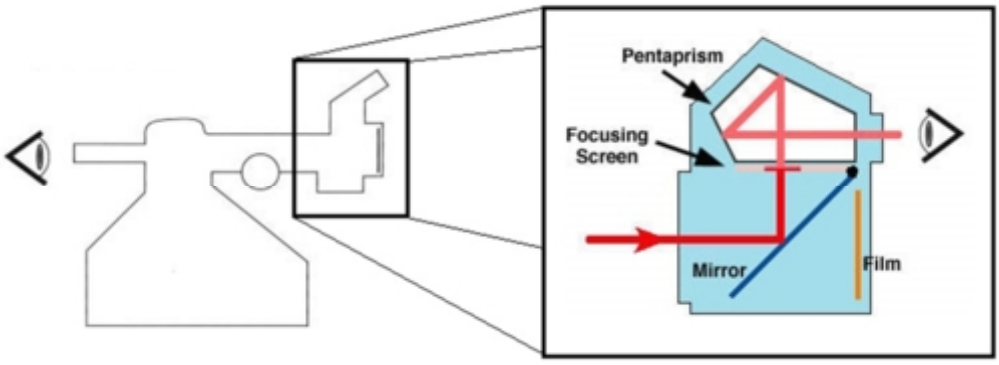
Základem je tedy odstranit R složku obrazu, abychom mohli aplikovat další úpravy pouze na GB obraz. GB obraz je pak získán jako průměr zelené a modré složky (Obrázek 4).



Obrázek 4: Výřez snímku sítnice získaný odstraněním R složky a zprůměrování G a B složky

4.1 Fundus kamera

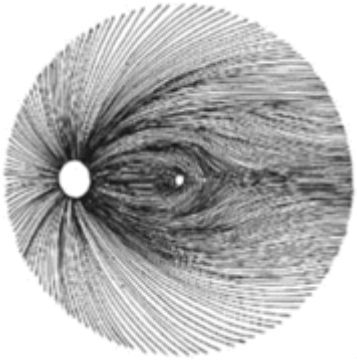
Fundus kamera (Obrázek 5) je speciální nízkoenergetický mikroskop s připojenou kamerou. Ve své nejjednodušší formě je složená ze čtyř částí: zdroje světla, optického systému, mechanického systému a kamery. Její optický systém je tvořen pozorovaným objektem, zdrojem světla, čočkou a okulárem. Oko pacienta je osvětlováno úzkým paprskem světla, které prochází přes rohovku a na sítnici se odráží, a vznikající obraz prochází optickým systémem zpět na zrcadlo a zobrazovací plochu. Pokud je zrcadlo v základní pozici, je paprsek pentagonálním hranolem (pentaprism) vychylován do okuláru. Když se zrcadlo zvedne do horní pozice, dochází k expozici snímku na film nebo digitální kameru.



Obrázek 5: Zjednodušený zobrazovací systém fundus kamery [11]

4.2 Vlastnosti vrstvy nervových vláken

Vrstva nervových vláken je pro diagnostiku glaukomu ta nejpodstatnější. Podle stupně atrofie papily a odumírání nervových vláken můžeme diagnostikovat přítomnost či stádium glaukomu. Proto je při hodnocení snímků sítnice důležité, aby byla tato vrstva dobře viditelná. Nervová vlákna vytvářejí na snímcích sítnice typický pruhovaný vzor, který je velice podobný u všech pacientů a existuje tak jakýsi „standard“ (viz Obrázek 6). Na originálních RGB snímcích jsou nervová vlákna jen stěží čitelná nebo nejsou vidět vůbec, jelikož je jejich světlé pruhování zastřeno tmavou cévnatkou, která se promítá do stejné vrstvy. Proto je důležité předzpracování těchto snímků s cílem zvýraznit vrstvu nervových vláken. Pokud na takovémto snímku objevíme výpadek nervových vláken, je to jasným ukazatelem glaukomového postižení.



Obrázek 6: Schéma průběhu nervových vláken na snímku sítnice [9]

5 Metody zvýraznění obrazů

Metody zvýraznění či vylepšení obrazu se řadí mezi zpracování 2D obrazů za účelem zlepšení senzorického vjemu. Způsob vylepšení závisí na druhu zpracovávaného obrazu a cíli jeho využití. Výsledky těchto úprav se mohou lišit v závislosti na subjektivních vjemech uživatele. K těmto úpravám se řadí také odstranění nedokonalostí obrazu vzniklých během procesu snímání nebo zobrazování, případně odstranění šumu. Zvýraznění obrazu hraje v případě hodnocení snímků sítnice významnou roli.

5.1 Bodové operace

Mezi bodové operace, patří takové, u kterých je výstupní hodnota pixelu ovlivněna pouze vstupní hodnotou toho samého pixelu (ležícího na stejných souřadnicích). Vlastnosti okolních pixelů výstup neovlivňují. Bodové operace se řadí mezi základní operace s obrazy a patří sem především transformace kontrastu, úprava jasu nebo vytvoření negativu.

Rovnice (5.1) popisuje princip bodových operací. Člen $g(x, y)$ určuje výstupní pixel a člen $f(x, y)$ pixel vstupní. $\mathbb{N}_r$ je tzv. transformační funkce operátoru a bývá předem určena typem operace.

$$g(x, y) = \mathbb{N}_r(f(x, y)) \tag{5.1}$$

5.1.1 Transformace kontrastu – zvýraznění kontrastu

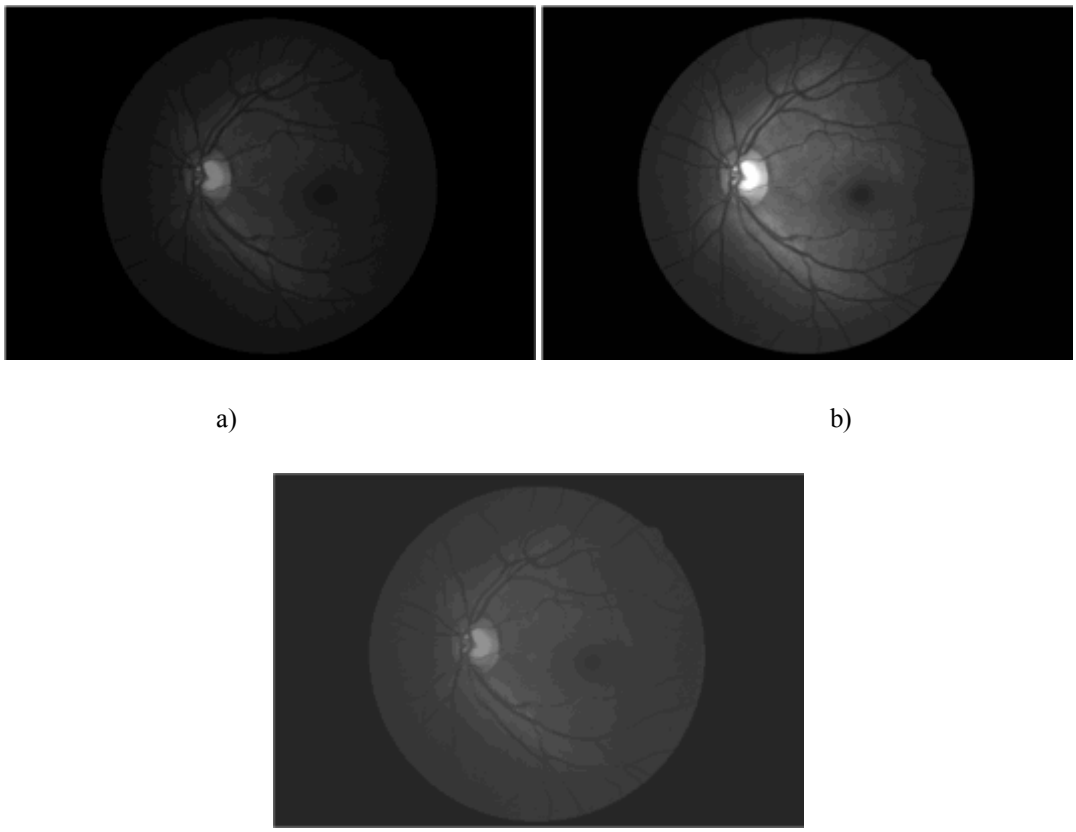
Vzhled obrazu, stejně jako možnosti rozpoznávání diagnostických znaků obrazu, záleží především na jeho kontrastu. Nejčastěji používaná bitová hloubka obrazu je 8 bitů. Vezmeme-li pak obraz v odstínech šedi, je jeho škála 0 až 2^8 (jednobitová reprezentace obrazu), kde 0 značí černou a 255 bílou barvu. Změny kontrastu se často dosahuje pomocí bodových operací pixelu. Mezi tyto operace patří v tomto případě například násobení nebo dělení. Změna kontrastu může být ale také operací lokální a to v případě využití ekvalizace histogramu (viz dále). [12]

Jako bodová operace může být transformace kontrastu lineární – zlepšení diagnostické výtěžnosti, po částech lineární – zvýšení kontrastu v určité oblasti na úkor zhoršení kontrastu v jiné, nebo nelineární – např. γ korekce.

5.1.2 Úprava jasu a negativ

Zvýšení či snížení jasu je uskutečňováno přičtením nebo odečtením určité hodnoty od hodnoty vstupní. Součástí úpravy jasu může být i transformace obrazu na jeho negativ. Výstupní hodnota je pak rovna rozdílu maxima jasových hodnot obrazu (255) a vstupní hodnoty.

Základní úprava kontrastu i jasu byla provedena v Matlabu pomocí funkce `imadjust`. Pro zvýšení kontrastu o 50% byly vstupní parametry `[low_in; high_in],[low_out; high_out]` zvoleny jako `[0 0.5], [0 1]`. Pro zvýšení jasu o 15% pak byly použity hodnoty `[0 1],[0.15 1]`. Výsledky obou úprav jsou na Obrázku 7.



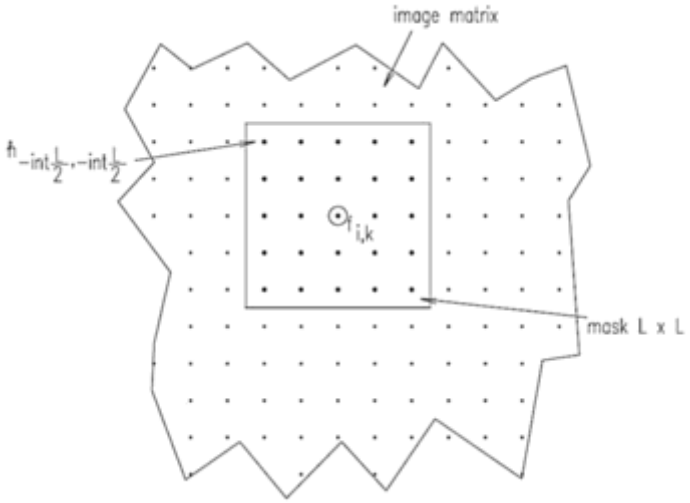
a) b)

c)

Obrázek 7: Transformace kontrastu a jasu; a) originální GB snímek, b) výstup funkce `imadjust`, kontrast zvýšen o 50%, c) výstup funkce `imadjust`, jas zvýšen o 15%

5.2 Lokální operace

Pro lokální operace platí, že výstupní pixel je ovlivňován určitým okolím (viz Obrázek 8) ve vstupním obrazu. Toto okolí je definováno tzv. submaticí neboli maskou o velikosti L × L. Velikost submatice je obvykle podstatně menší než vstupní obraz (matice N). Platí L << N.



Obrázek 8: Lokální maskový operátor [12]

Funkce lokálních konvolučních operátorů je vyjádřená rovnicí (5.2). Váhová maska je zastoupena proměnnou *h* a je prostorově invariantní. Tato maska se posouvá pixel po pixelu celým obrazem a vytváří tak pomocí operace konvoluce hodnoty výstupních pixelů $g(i,k)$. Mezi lokální operace patří například vyhlazovací operátory, detekce hran, prahování a úpravy histogramu.

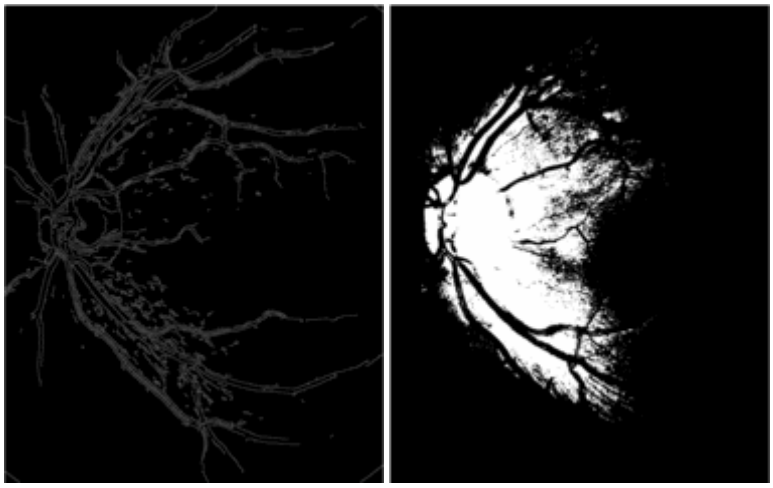
$$g(i,k) = \sum_{m=i-int\frac{L}{2}}^{i+int\frac{L}{2}} \sum_{n=k-int\frac{L}{2}}^{k+int\frac{L}{2}} f\,(m,n) h_{i,k}(m-i, n-k) \tag{5.2}$$

5.2.1 Detekce hran

Detekce nebo zvýraznění hran (Obrázek 9 a)) se využívá jako předzpracování pro následnou segmentaci v obraze nebo pro lepší čitelnost pozorovaných objektů. Operátory detekce hran jsou založeny na hledání hranic mezi dvěma oblastmi o různém jasu. V místě, kde byla detekována hrana, je bodu přidělena hodnota 1, ostatním bodům hodnota 0.

5.2.2 Prahování

Prahování obrazu je operace, ve které snižujeme počet odstínů šedi v obraze. Může být jednoduché nebo víceúrovňové. Jednoduché prahování (Obrázek 9 b)) je určení hodnoty ze škály 0–255, od které budou všechny menší hodnoty zobrazeny na výstupu jako černé a hodnoty větší jako bílé. Víceúrovňové prahování vymezí více úrovní odstínů šedi podobným způsobem mezi více hodnot.

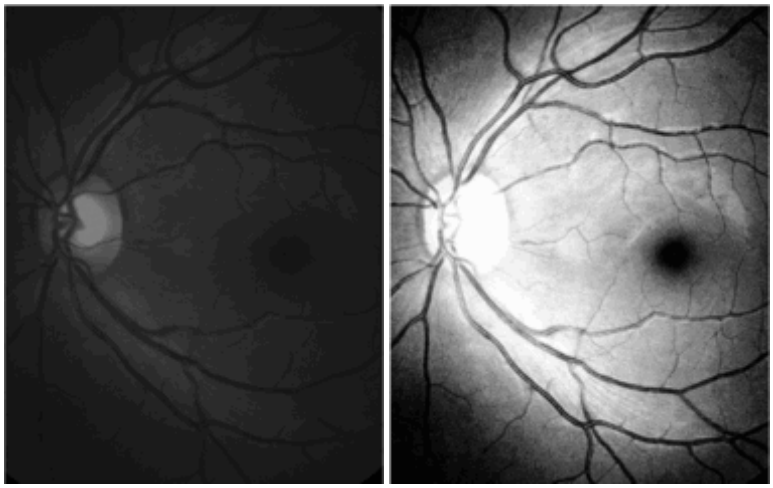


a) b)

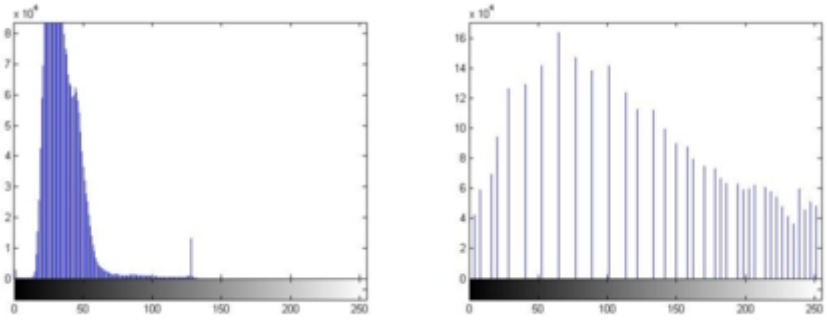
Obrázek 9: a) Detekce hran, výstup funkce `edge`, b) Prahování, výstup funkce `im2bw` s prahem 0.1789

5.2.3 Ekvalizace histogramu

Cílem ekvalizace histogramu je využití celé jasové stupnice (viz Obrázek 10) a dosažení tzv. brilantního obrazu, tedy obrazu, ve kterém jsou rovnoměrně zastoupeny všechny jasové složky včetně obou extrémů. Toto rozšíření vede ke zlepšení kontrastu obrazu. Ze základní ekvalizace histogramu vycházejí další dvě známé metody. První metodou je metoda adaptivní ekvalizace histogramu (AHE), druhou metodou je kontrastem limitovaná adaptivní ekvalizace histogramu (CLAHE). Obě tyto metody jsou blíže popsány v kapitole 8.



a) b)



c) d)

Obrázek 10: Ekvalizace histogramu pomocí funkce `histeq`; a) původní obraz, b)obraz po ekvalizaci, c) původní histogram, d) nový histogram

5.3 Globální operace

Mezi globální operace patří takové, u kterých je každý výstupní pixel ovlivněn všemi pixely vstupního obrazu. Patří mezi ně restaurační mechanismy, jako je odstraňování šumu nebo dvojrozměrné operace s využitím Fourierovy transformace. [12]

5.3.1 Využití Fourierovy transformace

Fourierova transformace (FT) slouží jako prostředek pro získání frekvenčního spektra obrazu. Z něj mohou být dále odstraňovány nežádoucí (nízké) frekvence obrazu. Tyto frekvence většinou tvoří šum nebo vzhled „zamlženého obrazu“. V případě 2D signálů je spektrum získáváno dvourozměrnou Fourierovou transformací. Ta je rozšířením základní jednorozměrné Fourierovy transformace.

Základem dvourozměrné FT je prostorová frekvence, která se dá vyjádřit jako sinusový průběh v ploše. Narůstající frekvence je určována vzdáleností výsledných hodnot od počátku frekvenční osy. Každá hodnota udává amplitudu a fázi, výsledný obraz je pak určován součtem všech frekvencí s příslušnými amplitudami.

Pro práci s obrazy se využívá diskrétní 2D Fourierova transformace, protože obrazy jsou signály s konečným rozměrem. 2D diskrétní Fourierova transformace je definována jako:

$$F(u,v) = \frac{1}{M\,N}\sum_{m=0}^{M-1}\sum_{n=0}^{N-1} f(m,n)exp\left[-2\pi j\left(\frac{mu}{M}\right)+\frac{nv}{N}\right] \tag{5.3}$$

kde $u = 0, 1, \dots, M-1; v = 0, 1, \dots, N-1$ jsou prostorové frekvence. Zpětná Fourierova transformace slouží k navrácení signálu z frekvenční oblasti do prostorové oblasti a to bez ztráty informace. Vzorec pro výpočet inverzní Fourierovy transformace:

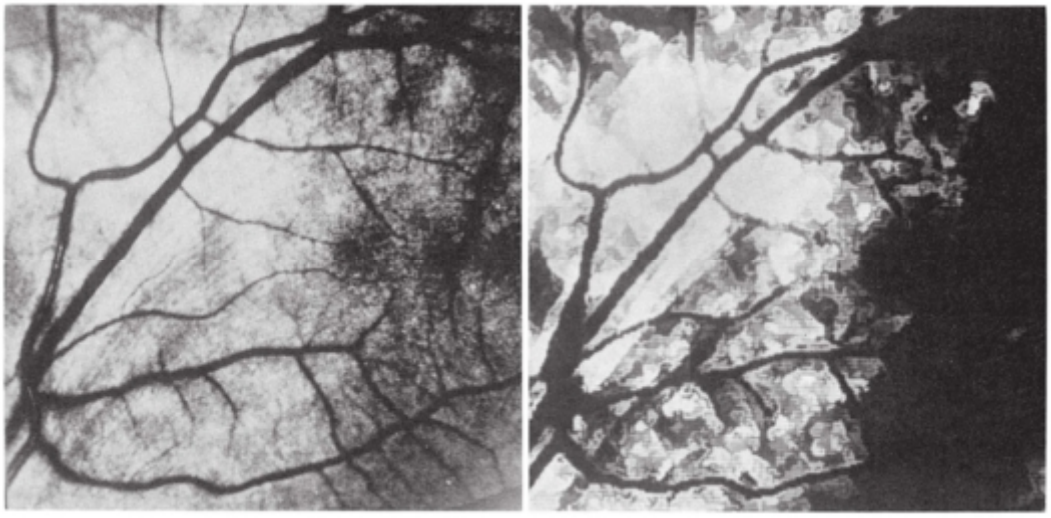
$$f(m,n) = \sum_{u=0}^{M-1}\sum_{v=0}^{N-1} F(u,v)exp\left[2\pi j\left(\frac{mu}{M}\right)+\frac{nv}{N}\right] \tag{5.4}$$

Výstupem filtrace založené na Fourierově transformaci může být například zvýraznění hran, odstranění šumu, segmentace obrazu, detekce objektů a další. [13][14]

6 Metody předzpracování snímků sítnice z pohledu zvýraznění vrstvy nervových vláken

Pro předzpracování snímků sítnice existuje mnoho postupů, které lze v základní rovině rozdělit na dva typy – algoritmy, které zvýrazňují vrstvu nervových vláken samotnou a algoritmy, které dokážou zvýraznit případné defekty.

Vzhledem k tomu, že defekty ve vrstvě nervových vláken jsou dvojího druhu, dělí se tak dále i úpravy snímků. Defekt může být buď v podobě klínovitého, nebo štěrbinovitého vymizení nervových vláken. Klínovité defekty se pak řeší pomocí postupů pro vylepšení kontrastu (viz Obrázek 11). Jsou to algoritmy, jako je například výše zmíněná globální operace ekvalizace histogramu nebo lokální doostřování obrazu pomocí zvýraznění hran (str. 14). Štěrbinovité defekty se pak řeší například aproximací nervových vláken sérií paralelního linkování. [1] [2] [15]

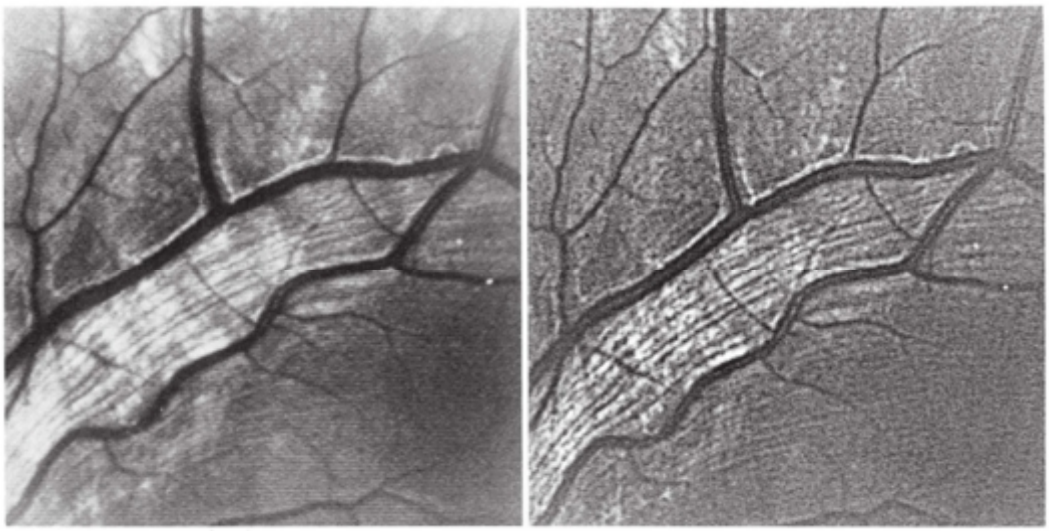


a) b)

Obrázek 11: Vylepšení snímku sítnice s klínovitými defekty; a) ekvalizací histogramu, b) lokálním doostřováním obrazu [2]

Naproti tomu klasické znaky ve vrstvě nervových vláken zdravého oka se řeší filtry typu horní propust, homomorfní filtrací a adaptivním zvýrazňováním (Obrázek 12).

Homomorfní filtrace je globální operací, která vylepšuje obrazy degradované stíny a zamlžením vznikajícím při snímaní zadního segmentu oka. Tato technika předpokládá, že šumy jsou nízkofrekvenční a důležité oblasti a znaky v obraze jsou vysokofrekvenční. Nežádoucí složky jsou pak odstraňovány pomocí Fourierovy transformace. Adaptivní vylepšování obrazu se řadí mezi operace lokální, ale řeší stejný problém. Vylepšení je založeno na principu modifikace kontrastu jako funkce lokálního průměru jasu.[2][3]



a) b)

Obrázek 12: Vylepšení snímku sítnice; a) homomorfní filtrací, b) adaptivním zvýrazňováním [2]

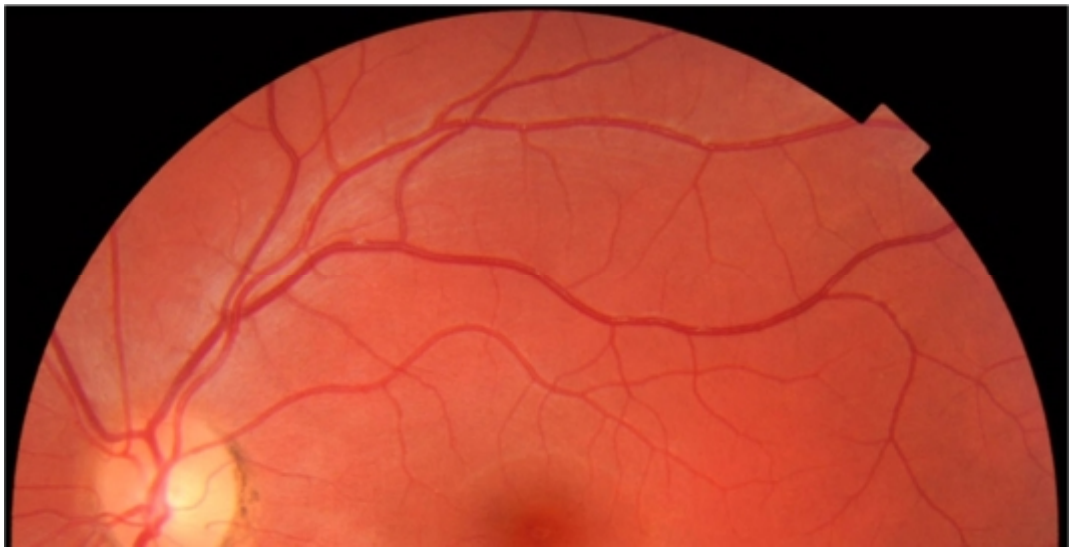
Jak je zmíněno v článku [6], získaná data je potřeba upravit v oblasti jasové stupnice. Při snímání totiž dochází k jasovým nesrovnalostem způsobených především různým úhlem naklonění pacientova oka ke kameře. Obraz pak má nerovnoměrně rozloženy jasové složky v rámci jednoho snímku. K této úpravě se využívají globální jasové korekce nebo korekce pozadí. Tyto metody jsou založeny na odečítání pozadí od snímku, čímž se dosáhne homogenního snímku. Snímek s upraveným jasem se poté snáz upravuje pomocí dalších operací.

Vzhledem k tomu, že nemáme zkušenosti lékařů, musíme vybrat takovou operaci, která by zvýraznila obraz co možná nejlépe jak pro jakýkoliv typ poškození, tak i pro zdravé oko a to globálně pro jakýkoliv získaný snímek.

6.1 Adobe Photoshop

Snímky sítnice lze upravovat i ručně pomocí počítačových programů pro úpravu fotografií. Tyto úpravy jsou však vysoce subjektivní a je k nim nutná odborná znalost v oblasti očních nemocí. Proto zde jako zmínku uvádím postup MUDr. Tomáše Kuběny v programu Adobe Photoshop. [9] Je to však ruční metoda, která je časově náročnější a není ji možné tedy aplikovat rutinně jako předzpracování velkého množství obrazů.

Vstupním parametrem je snímek sítnice získaný fundus kamerou. Prvním krokem je úprava jasových úrovní daného snímku, což je ve své podstatě ekvalizace histogramu. Dalším krokem je změna jasu a kontrastu. Jas snižujeme a kontrast zvyšujeme. Poslední úprava je pak konvertování snímku do stupňů šedi. Výsledný snímek se vyznačuje vyšším kontrastem v oblasti nervových vláken, která jsou zde lépe patrná než na vstupním snímku. Tento postup jsem si vyzkoušela v Adobe Photoshop CS5 na originálním RGB snímku (Obrázek 13a)). Výsledek je patrný na Obrázek 13 b).



a)

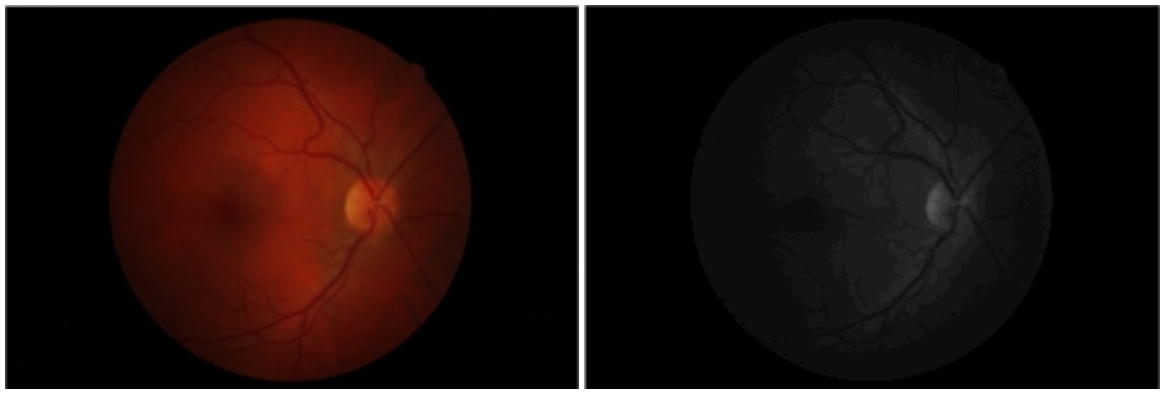
b)

Obrázek 13:a) Originál; b) Snímek sítnice upravený pomocí Adobe Photoshop CS5

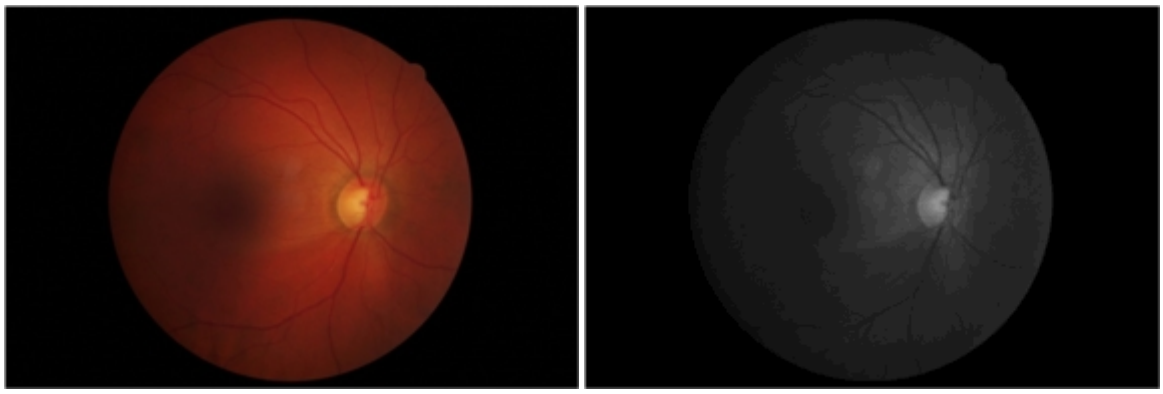
7 Databáze experimentálních obrazových dat

Databáze Ústavu biomedicínského inženýrství FEKT VUT v Brně obsahuje data dvojího typu: snímky sítnic poškozených glaukomem a snímky sítnic nepoškozených glaukomem. Vlastnosti těchto snímků jsou zmíněny již v kapitole 3. Snímky, které jsem využila pro testování vybraných metod, pocházejí z Erlangenu v Německu. Jedná se o RGB snímky o rozměrech 2592 × 3888 px pořízené digitální fundus kamerou CANONCR–1 (EOS 40D) s 60° zorným polem.

Ke své práci jsem využila 27 cirkulárních snímků sítnice, z toho 19 zdravých a 8 postižených glaukomem, vyznačujících se klínovitou ztrátou nervových vláken. Od každého pacienta byl vyfocen pouze snímek jedné sítnice. Databáze obsahuje také objemové snímky sítnice získané OCT systémem, ty jsem však ve své práci nevyužila. Z dostupného souboru dat pak byly náhodně zvoleny dva snímky (Obrázek 14), jeden snímek zdravého a jeden snímek nemocného oka, na kterých budou demonstrovány dosažené výsledky.



a) b)



c) d)

Obrázek 14: a) Snímek zdravého oka, b) Průměr zelené a modré složky snímku zdravého oka, c) Snímek sítnice s klínovitým defektem, d) Průměr zelené a modré složky snímku sítnice s klínovitým defektem

8 Aplikované metody

Z článků, ze kterých jsem čerpala v kapitole 6, jsem vybrala následující tři metody, které jsem aplikovala v programovém prostředí MATLAB® a jejich výsledky dále prezentuji. Jsou to metody: homomorfní filtrace, kontrastem limitovaná adaptivní ekvalizace histogramu (CLAHE) a adaptivní zvýraznění.

8.1 Homomorfní filtrace

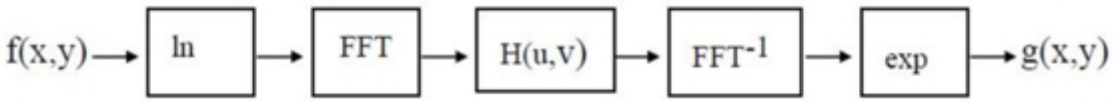
Homomorfní filtrace (Obrázek 15) je globální operací a vychází z toho, že každý dvourozměrný obraz F (i, j) je složen z jasové složky obrazu I(i, j) a jasových nehomogenit E (i, j) v podobě šumu, jejichž vztah by se dal vyjádřit jejich násobkem (viz rovnice 8.1).

Pokud chceme tyto dvě složky od sebe oddělit, respektive odstranit nežádoucí složku E (i, j), je vhodným řešením přejít do logaritmické oblasti a celou rovnici zlogaritmovat jako je uvedeno v rovnicích (8.2) a (8.3). [2][3]

$$F(i,j) = I(i,j).E(i,j) \tag{8.1}$$

$$\ln(F(i,j)) = \ln(I(i,j)E(i,j)) \tag{8.2}$$

$$\ln[F(i,j)] = \ln[I(i,j)] + \ln[E(i,j)] \tag{8.3}$$



Obrázek 15: Schéma homomorfní filtrace [3]

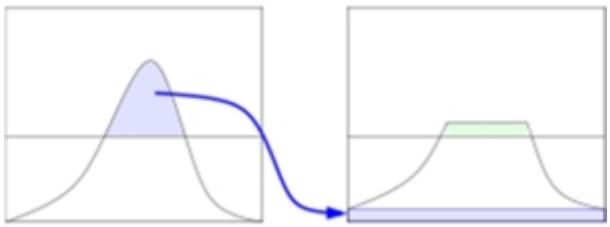
Dalšími kroky jsou Fourierova transformace a filtrace horní propustí. Fourierovou transformací získáme frekvenční spektrum obrazu, a pokud na toto spektrum aplikujeme filtr H (u, V) typu horní propust, dojde k odstranění nežádoucích (= dolních) frekvencí. Následuje zpětná Fourierova transformace a „návrat“ z logaritmické oblasti. [3][16]

8.2 CLAHE

Kontrastem limitovaná adaptivní ekvalizace histogramu (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization = CLAHE) je metoda, která vychází z adaptivní ekvalizace histogramu (AHE). To je technika, která využívá ekvalizace histogramu za účelem zvýšení kontrastu v obraze. Vyrovnávání histogramu však v tomto případě není globální operací, jako u klasické ekvalizace, ale srovnávání několika histogramů, z nichž každý odpovídá jiné části obrazu (okolí jiného pixelu). Ekvalizace histogramu zvyšuje kontrast jasovým úrovním z horní části histogramu (blízko maxim)a snižuje jej hodnotám blízkým minimu. Výsledkem AHE je pak upravení jasového rozsahu, zlepšení lokálního kontrastu a zvýraznění detailů.

Nevýhodou adaptivní ekvalizace histogramu je ale fakt, že v homogenních oblastech obrazu přidává šum. Proto byla tato metoda vylepšena pomocí limitace kontrastu. [17][18]

CLAHE pracuje s malými oblastmi obrazu a je založena na uživatelem zvoleném limitu, který zajistí, aby nebyl zvyšován kontrast v homogenních oblastech. Ten totiž v obraze vytváří nežádoucí šum a redukuje stíny vznikající v blízkosti hran. Tzv. clip limit je hodnota, zajišťující ořez pixelů v lokálním histogramu, které se nalézají nad limitem. Tyto pixely jsou pak rovnoměrně rozděleny do zbývající části histogramu, aby měl výsledný histogram stejnou velikost (Obrázek 16). Clip limit je zvolen ještě před výpočtem distribuční funkce a je nazýván také jako kontrast – faktor. Pokud je tato hodnota zvolena jako malé číslo, pak je sklon histogramu malý, se zvětšujícím se limitem se zvětšuje i sklon. [4][19]



Obrázek 16: Redistribuce pixelů nad clip limitem

8.3 Adaptivní zvýraznění kontrastu

Metoda adaptivního zvýraznění, která byla zvolena pro tuto práci, je založená na adaptivní transformační funkci vytvořené na základně lokálních charakteristik každého pixelu. Jedná se o lokální minimum, lokální maximum a lokální průměr intenzit v daném okně. Obraz F (i, j) je jednoduše rozdělen do dvou komponent – složka nízkých frekvencí F_L (i, j) lokálních průměrů jasu a složka vysokých frekvencí F_H (i, j). Složka vysokých frekvencí je násobkem F_L (i, j) větším než 1. [2]

$$F(i,j) = F_L(i,j) + F_H(i,j) \tag{8.4}$$

Na složku lokálních průměrů jasů je aplikovaná určitá nelineární transformační funkce a poté jsou původní i transformovaná komponenta vhodně spojeny ve výsledný obraz. [5]

Obecně byly metody adaptivního zvýraznění vytvořeny s cílem odstraňovat zamlžení a nežádoucí stíny. Podle článku [2] je hlavní výhodou této metody to, že oproti homomorfní filtraci, která je globální operací, počítá s lokálními oblastmi a veškeré změny kontrastu probíhají lokálně a nejsou tak ovlivněny velkým okolím. Takovéto úpravy vedou k zvýšení kontrastu v oblasti VNV a snížení v oblasti zásobních cév.

9 Implementace metod a návod k obsluze

Pro implementaci vybraných metod bylo zvoleno programové prostředí MATLAB, jelikož v tomto prostředí pracujeme během studia a jsme s ním dobře seznámeni.

9.1 Programové prostředí MATLAB®

MATLAB z anglického matrix laboratory, je program společnosti The Mathworks, Inc., který pracuje s různě velkými maticemi. Je to software, s jehož pomocí lze provádět řadu operací, spojených s matematickými výpočty, modelováním, analýzou a vizualizací dat, jejich měření a zpracování, vývoj algoritmů a mnohé další. MATLAB obsahuje několik základních částí, kterými jsou výpočetní jádro, grafický subsystém, pracovní nástroje, otevřenou architekturu a toolboxy. Pomocí rozmanitých druhů toolboxů lze pracovat s různými typy dat. [20]

V mé práci jsem se rozhodla MATLAB využít pro zpracování obrazů pomocí Image Processing Toolboxu.

9.1.1 Image Processing Toolbox

Image Processing Toolbox je výkonný, pružný a snadno ovladatelný nástroj pro zpracování a analýzu obrazu. Na základě mohutného výpočetního potenciálu MATLABu jsou vybudovány nadstavby pro návrhy filtrů, rekonstrukci a analýzu obrazů, dále nadstavby pro manipulaci s barvami, geometrií a strukturou obrazů včetně 2D transformací. Na technologii zpracování obrazu jsou založeny špičkové metody lékařské i průmyslové diagnostiky, analýzy dat a automatizace. Pro svou výpočetní mohutnost, otevřenost a strukturu aplikačních knihoven je MATLAB spolu s Image Processing Toolboxem optimálním nástrojem v tak mnoha oborovém prostředí jako je digitální zpracování obrazu. [21]

Image Processing Toolbox podporuje mnoho různých typů obrazů včetně obrazů gigapixelového rozlišení nebo vysokého dynamického rozsahu a tomografických snímků. Vizualizační funkce tohoto toolboxu umožňuje mimo jiné restauraci obrazů, zkoumání oblastí zájmu nebo určitých regionů pixelů, vylepšení kontrastu, zobrazení a úpravy histogramů, detekci hran, prahování, vylepšení barevných kanálů a mnoho jiného. [22][23]

9.2 Aplikované metody

Základem všech tří programů je načtení snímku a poté získání průměru modré a zelené složky obrazu. Touto základní úpravou vznikají černobílé snímky, které jsou rozměrově menší, a proto se v nich člověk dokáže lépe orientovat. Lidské oko je schopno rozlišit asi 50 odstínů šedi a mnohem lépe vnímá rozdíly mezi černou a bílou, než mezi jednotlivými odstíny barevného spektra.

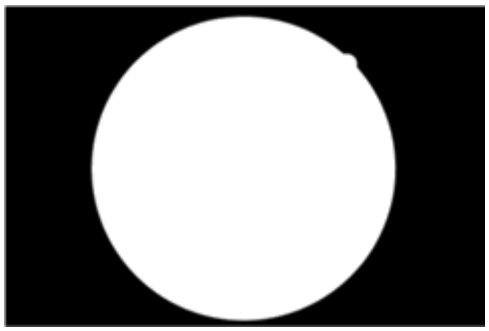
9.2.1 Homomorfní filtrace

První funkcí pro úpravu snímků sítnice je funkce homomorfni.mat. Tato funkce je založena na homomorfní filtraci, která je zmíněna výše. Funkce má dva vstupy a dva výstupy (Obrázek 17). Vstupem je pouze originální RGB snímek sítnice získaný z fundus kamery a koeficient sigma, využitý ve výpočtu Gaussovy funkce. V této práci byl zvolen koeficient s hodnotou 8. Snímek je načten do proměnné `O` a upraven na průměr GB složek. Průměr je pak jedním z výstupů, druhým výstupem je snímek po homomorfní filtraci v proměnné `Obr`.

```
function [Obr,GB] = homomorfni (Snimek, sigma)
O= imread(Snimek);
```

Obrázek 17: Hlavička funkce homomorfni.mat

Zásadním prvkem celé funkce je maska (viz Obrázek 18), která zde slouží jako rozlišení oblasti zájmu a nežádoucího černého okraje a je načtena v úvodu funkce. Přítomnost této masky má velký vliv pro další úpravy. Černý okraj snímku totiž v obraze vytváří velké procento vysokých frekvencí a působí tak nežádoucně. Následují kroky zmíněné ve schématu homomorfní filtrace (Obrázek 15). V první řadě se jedná o převedení obrazové matice do matice v logaritmické oblasti. K tomuto účelu slouží matlabovská funkce `im2double`. Aplikace masky na obraz je provedena ve for cyklu, ve kterém je separován každý řádek obrázku, a do vektoru `temp` jsou ukládány pouze ty pixely, které mají v masce hodnotu 255.



Obrázek 18: Maska pro snímky sítnice

Také jsou zde vytvořeny dva vektory `L` a `R`, které slouží k uchování počtu „prázdných pixelů“ masky, tj. ty co mají hodnotu nula. Pomocí těchto dvou vektorů a vektoru `temp` je na konci funkce složen obraz opět dohromady. For cyklus je ukončen až za zpětnou Fourierovou transformací. Tento cyklus provádí všechny následující kroky po řádcích, včetně diskrétní Fourierovy transformace.

V dalším kroku následuje tvorba horní propusti. Nejprve je vytvořena dolní propust jako Gaussova funkce. Gaussova funkce pro 2D signály se vypočítá podle vzorce 9.1, kde x a y jsou rozměry mřížky, o velikosti dvakrát větší než je původní snímek, vytvořené příkazem `meshgrid`, x_0 a y_0 odpovídají středu této mřížky. Sigma σ je směrodatná odchylka, volena s hodnotou 8, proměnná A je amplituda, která je rovna 1. Abychom dostali horní propust, je potřeba vypočtenou funkci odečíst od 1.

$$H(x,y) = \mathrm{A}\exp(-(\frac{(x-x_0)^2}{2\sigma_x^2} + \frac{(y-y_0)^2}{2\sigma_y^2})) \tag{9.1}$$

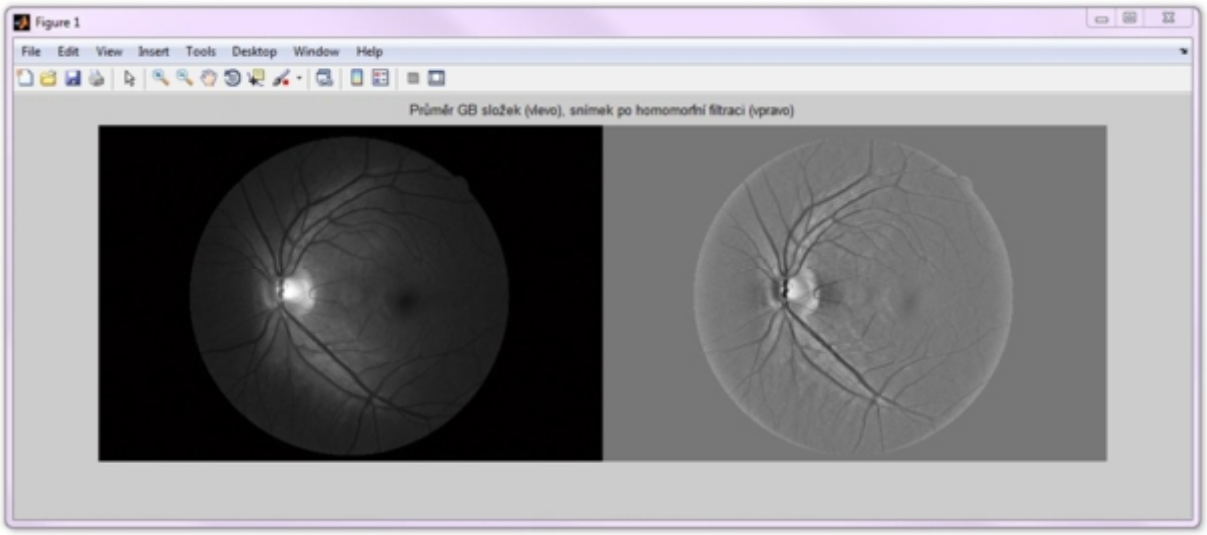
Spektrum je vhodnější zobrazovat centrované, tzn., aby nízké frekvence byly zobrazeny uprostřed spektra v počátku souřadnic. K tomuto účelu slouží v MATLABu funkce `fftshift`, která převádí necentrované spektrum na centrované tak, že za předpokladu existence čtyř kvadrantů, přehodí tyto kvadranty podle obou diagonál. Tím získáme nízké frekvence ve středu filtru. [13]

Po vytvoření filtru horní propust je na řadě 2D diskrétní Fourierova transformace (viz str. 16). Pro tuto slouží funkce `fft2` se vstupy `temp`, `M` a `N` (Obrázek 19). Vypočítané frekvenční spektrum se uloží do proměnné `If` a na tu je poté aplikován filtr `H`. Následuje zpětná Fourierova transformace, která je získána příkazem `ifft2` a je aplikována na snímek, na který byl již použit filtr. Aby byly zachovány původní rozměry obrázku, následuje změna na původní velikost a návrat z logaritmické oblasti.

```
  %% Fourierova transformace
If= fft2(temp,M,N);
  IH= H.*If; % Aplikace filtru
Iout= real(ifft2(IH)); % Zpetna DFT
Iout= Iout(1:size(temp,1),1:size(temp,2));
  I{i}= exp(Iout)-1; % Navrat z log oblasti
```

Obrázek 19: Fourierova transformace ve skriptu homomorfni.mat

V posledním kroku je vytvořen výstup tak, že je složen do matice `Obr` po řádcích, které odpovídají hodnotám z vektoru `temp`, doplněné na levé straně počtem nul z vektoru `L` a na pravé straně počtem nul z vektoru `R`, aby byl zachován původní tvar a rozměr snímku. Upravený snímek sítnice je poté zobrazen pomocí příkazu `imshowpair` společně s GB snímkem. Výstup této funkce je na Obrázku 20.



Obrázek 20: Výstup funkce homomorfni.mat

9.2.2 CLAHE

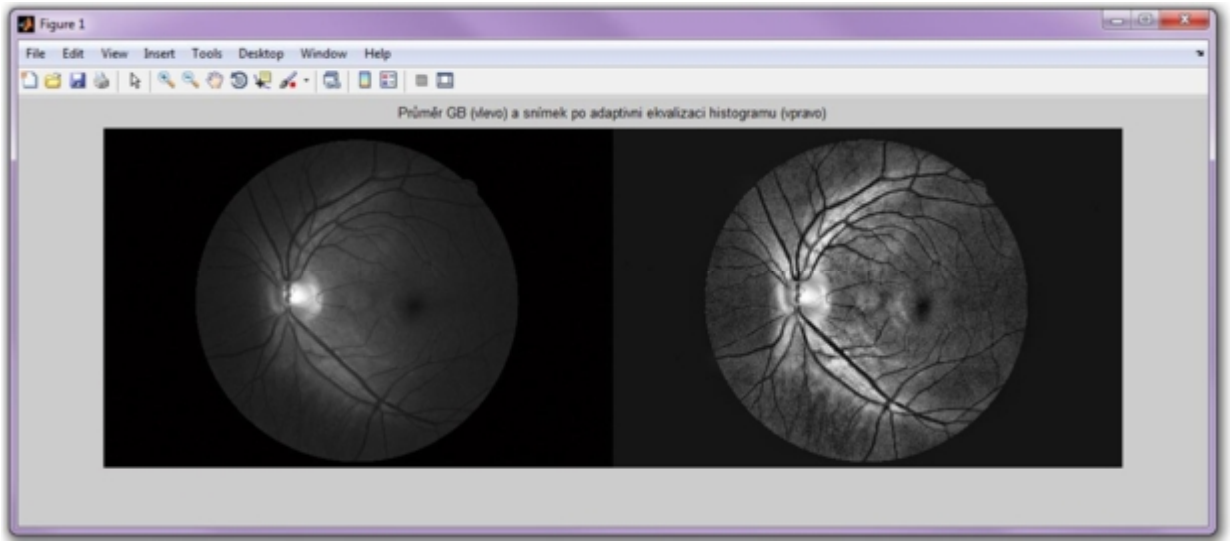
Druhou funkcí, kterou sem využila k úpravě kontrastu, je funkce adaptivni.mat. V podstatě se jedná pouze o krátký skript s aplikací CLAHE metody. Tato technika je založena na adaptivní ekvalizaci histogramu. Pro tuto metodu je zde aplikována funkce `adapthisteq`, která je již v MATLABu vytvořena. Vstupem tohoto skriptu je cirkulární RGB snímek sítnice, výstupem je šedotónový snímek po úpravě metodou CLAHE a GB obraz původního snímku. Opět je v úvodu funkce snímek načten, upraven na průměr modré a zelené složky a poté je takto upravený snímek načten do zmíněné funkce.

```
function [Ad, GB] = adaptivni (Snimek)
O= imread(Snimek);
```

Obrázek 21: Hlavička funkce adaptivni.mat

U funkce adapthisteq lze nastavit několik parametrů. Jedná se o následující parametry. 'NumTiles' – představuje počet lokálních oblastí, ve kterých se provádí ekvalizace. 'ClipLimit' – limit pro zvýraznění kontrastu z rozsahu [0 1], kde hodnota 0 odpovídá 0, 0.5 odpovídá 127.5 a 1 odpovídá 255. 'NBins' zastupuje počet úrovní histogramu. 'Range' – rozsah hodnot výstupního obrazu lze volit z rozsahu [0 255], kdy defaultní nastavení odpovídá rozsahu vstupního obrazu. Posledními parametry jsou 'Distribution' – distribuční funkce a 'Alpha' – distribuční parametr alfa. [18]

V této práci bylo využito intuitivního nastavení dvou parametrů a to clip limitu na hodnotu 0.04 a rozměr lokálních oblastí 20 × 20. Výstup funkce s těmito parametry je na Obrázku 22.



Obrázek 22: Výstup funkce adaptivni.mat

9.2.3 Adaptivní zvýraznění

Třetí funkce je nazvána adaptivni2.mat. Podstatou této funkce je vytvoření transformační funkce na základě výpočtu lokálních charakteristik každého pixelu – tj. lokální minimum, lokální maximum a průměrný lokální jas. Celá funkce je sestavena podle výpočtů článku. [5]

Funkce má čtyři vstupy a dva výstupy (Obrázek 23). Prvním vstupem je RGB snímek, druhým vstupem je proměnná `a`, která udává velikost lokální masky. Třetí vstup je conductivity factor `C` z rozmezí 0 až 1 a posledním vstupem je práh `w0`. Práh `w0` rozhoduje o tom, zda budou nižší frekvence v obraze zachovány nebo odstraněny (viz dále).

```
function [Obr2, GB] = adaptivni2 (Snimek,a,C,w0)
O= imread(Snimek);
```

Obrázek 23: Hlavička funkce adaptivni2.mat

V první části skriptu jsou z obrazu počítány lokální charakteristiky – minimum, maximum a průměr v lokální oblasti o velikosti `[a a]`. Tato část programu trvá nejdéle, protože snímek je velkých rozměrů a při zvolení jakkoliv velké masky tak dlouho trvá, než projde celý obraz. Čím větší maska, tím s více hodnotami pak maska počítá a celková doba se prodlužuje. Získané matice `minmat`, `maxmat` a `avgmat` ale mohou v závislosti na rozměrech masky způsobovat tzv. blokový artefakt. Ten se dá eliminovat například použitím Gaussova filtru nebo pomocí tzv. propagation scheme. V tomto článku je využito propagačního schématu, které zajišťuje vyhlazení rozložení minim a maxim. [5]

V dalším kroku je definována transformační funkce. Stejně jako u mnoha dalších metod je základem i této rozšíření vstupního rozsahu. V tomto případě se za vstupní rozsah pixelu považuje absolutní hodnota rozdílu maxima a minima daného pixelu.

$$X = |maxmat(m,n) - minmat(m,n)|$$

Tato hodnota je následně použita pro výpočet nových výstupních rozsahů Y podle rovnic 9.2 a 9.3, které zajišťují širší výstupní rozsah.

$$Pokud\ x \leq w0, pak\ Y(m,n) = w_0 - \sqrt{w_0^2 - X^2}$$

$$Jinak\ Y(m,n) = w_0 + \sqrt{(255 - w_0)^2 - (255 - X)^2}$$

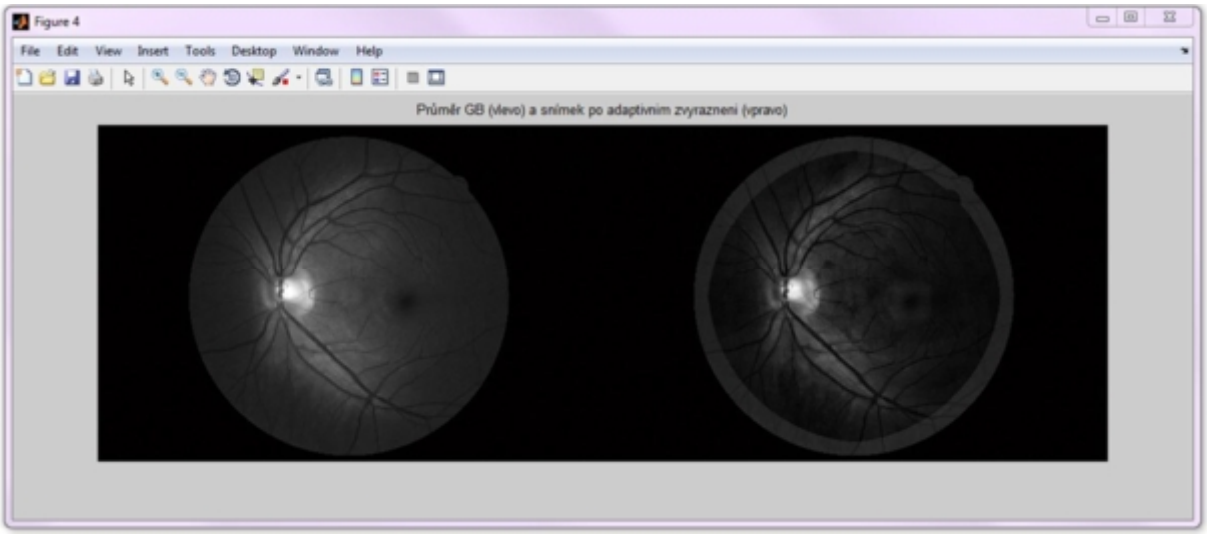
kde w0 je fixní hodnota a je jedním ze vstupů funkce a X je vstupní rozsah. Podle rovnic budou tedy vstupní hodnoty, které jsou menší než práh w0, na výstupu nižší než na vstupu a hodnoty, které jsou vyšší než w0, budou na výstupu vyšší než na vstupu. Realizace je na Obrázku 24.

```
for m= 1:x
for n= 1:y
    X=abs(maxmat(m,n)-minmat(m,n));
if X <= w0
      Y(m,n)=w0-sqrt(double((w0^2)-(X^2)));
else
Y(m,n)=w0+sqrt(double(((255-w0)^2)-((255-X)^2)));
end
end
end
```

Obrázek 24: Výpočet nových výstupních rozsahů

Po získání širšího rozsahu následuje výpočet nových matic obrazu `O2` a matice průměrů `avgmat2` a jejich „roztažení“ do nového rozsahu hodnot, na které pak bude aplikována transformační funkce. Transformační funkce je založena na parametru α, který se vypočítává z přepočtených rozsahů.

Transformační funkce je poté aplikována na nové intenzity `O2` a dále je společně s maticí minim odečtena od původního obrazu. Tento výsledek je poté zobrazen na výstupu (Obrázek 25).



Obrázek 25: Výstup funkce adaptivni2.mat

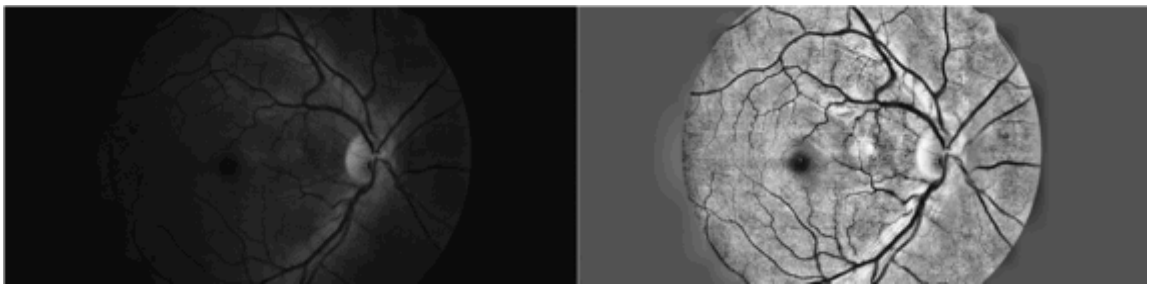
10 Dosažené výsledky a diskuze

Metody zmíněné výše byly otestovány na dostupných obrazových datech v podobě RGB snímků sítnice pořízených fundus kamerou. V prvé řadě byly vytvořené funkce testovány na snímcích zdravých očí, poté na snímcích sítnic postižených glaukomem. Pro demonstraci výsledků byly náhodně zvoleny dva snímky, jeden snímek bez poškození a druhý s glaukomovým postižením. Výsledky všech tří metod pro tyto dva snímky jsou zobrazeny na Obrázku 27.

Veškeré hodnocení lze provádět pouze subjektivně a velmi intuitivně. Odborné, ale také subjektivní hodnocení by mohl poskytnout oční lékař. Objektivního hodnocení by bylo využito v případě, že bychom na výsledné snímky využili některou z analýz sloužících k dalšímu zpracování retinálních snímků a jejich výsledky by nás přivedly k závěru, zda je ta či ona metoda vhodnější pro předzpracování daných snímků. K těmto postupům by se daly zařadit například postupy uvedené v článcích [24] a [25].

Nejprve byla otestována metoda homomorfní filtrace. Tato metoda využívá filtry typu horní propust pro odstranění nízkých nežádoucích frekvencí. Výsledky této metody předzpracování jsou dle mého názoru nejlepší ze všech tří metod. Výsledek je vidět například na Obrázku 27 a) a d). Na obou druzích snímků je velmi dobře patrná vrstva nervových vláken a v případě snímků poškozených sítnic je dobře čitelný i výpadek nervových vláken. Nevýhodou této úpravy je fakt, že v určité míře zvýrazňuje i zásobní cévy. Celý snímek kromě nervových vláken je podstatně ztmaven, ty jsou naopak více rozjasněna, a proto jsou velice dobře patrná.

Funkce využívající techniky CLAHE byla testována jako další v pořadí. Výstup této funkce pro snímek zdravé a nemocné sítnice vidíme na Obrázku 27 b) a e). Tato metoda vykazuje také příznivé výsledky. Z původního GB snímku nervová vlákna s využitím clip limitu 0.04 vystoupila. Pokud bychom clip limit zvolili menší, nebylo by zvýraznění tak zřetelné, a pokud bychom volili větší hodnoty, vykazoval by obraz už nepřijatelně vysoký zrnitý šum (viz. Obrázek 26).



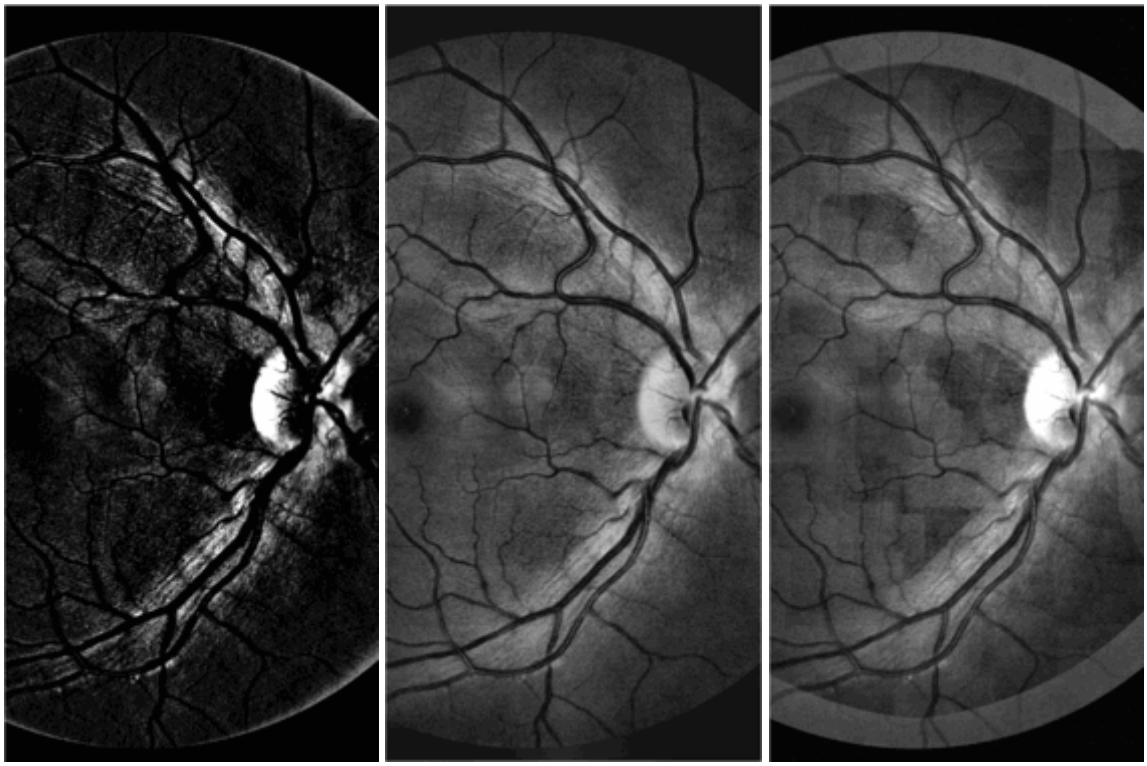
Obrázek 26: Vlevo nastaven nízký clip limit (0.01), vpravo vysoký clip limit 0.3

Metoda pramenící z lokálních charakteristik vychází z testování s nejméně uspokojivými výsledky. Její výstup se sice podobá dvěma předchozím, ale vznikající artefakty jsou zde hodně viditelné. Jejich přítomnost se odvíjí od velikosti masky. Zde je použita maska o velikosti 201 × 201 px. Byly vyzkoušeny i menší rozměry masky, avšak v těchto případech byla vrstva nervových vláken spíše už potlačována, než zvýrazněna. V případě snímku zdravého oka je VNV dobře zviditelněna. V případě snímku sítnice s glaukomem je bohužel zesvětlena i oblast s výpadkem nervových vláken a to by mohlo způsobit špatný úsudek jak lékaře, tak i dalších analýz.

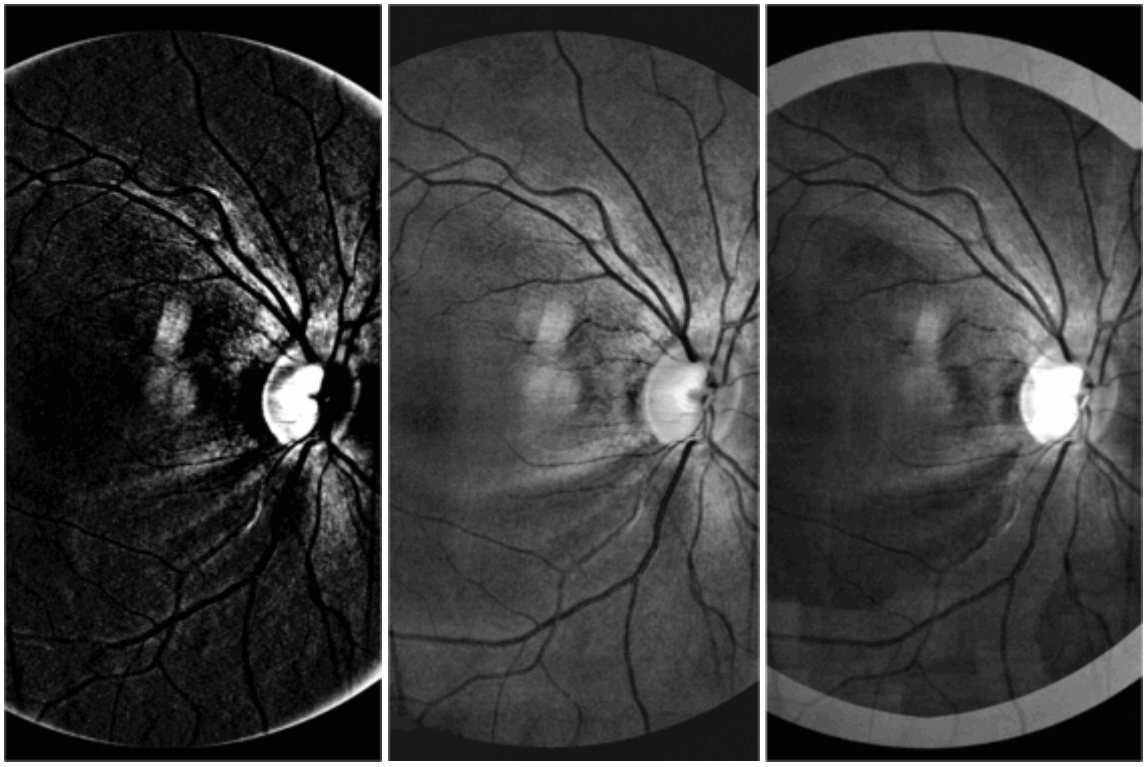
Metody byly na základě několika parametrů ohodnoceny podle stupnice 1–3. Jedná se o parametry: stupeň zvýraznění vrstvy nervových vláken, ostrost snímku, artefakty vznikající v procesu předzpracování a šum. Toto hodnocení je uvedeno v Tabulce 1. Pokud tedy srovnáme všechny tři vybrané postupy podle daných parametrů, dosahuje nejlepšího hodnocení metoda CLAHE. Při použití této metody nevznikají žádné artefakty a při zvoleném clip limitu zde nevzniká ani žádný šum. Ostrost je velmi dobrá a zvýraznění VNV také. Metoda má srovnatelné výsledky i pro snímky poškozené glaukomem. Druhá v pořadí je technika homomorfní filtrace. U té je zvýraznění nejvíce patrné, pravděpodobně je to způsobeno velkým kontrastem. Ostrost snímku, artefakty a vznikající šum jsou na tom hůře než u metody CLAHE, ale nepůsobí až tolik rušivým dojmem. Nejhůře z hodnocení vychází funkce založená na adaptivním zvýraznění. Výsledky metody CLAHE a adaptivního zvýraznění jsou si sice velice podobné, ale vznikající artefakty způsobené lokální maskou působí velice rušivě a vyskytují se v celém obraze. Také je v tomto případě nejmenší ostrost snímků, které působí lehce uhlazeným dojmem. Z hodnocení i výsledků vyplývá, že je tato metoda nejméně vhodná k účelu této práce.

Tabulka 1: Hodnocení vybraných metod, známky od 1 (nejlepší) do 3

	Homomorfní filtrace	**CLAHE**	**Adaptivní zvýraznění**
Zvýraznění VNV	1	2	2
Ostrost	2	2	3
Artefakty	2	1	3
Šum	2	1	1
Průměr	**1,75**	**1,5**	**2,25**



a) b) c)



d) e) f)

Obrázek 27: Snímek zdravé (nahoře) a nemocné (dole) sítnice po úpravě homomorfní filtrací (a, d); po úpravě metodou CLAHE (b, e); po úpravě adaptivním zvýrazněním (c, f)

11 Závěr

V této bakalářské práci jsem se zabývala technikami zpracování obrazů se zaměřením na předzpracování retinálních snímků s cílem zvýraznění vrstvy nervových vláken. Zpočátku jsem se věnovala seznámení se s oftalmologickými obrazy sítnice, její anatomickou strukturou a problematikou glaukomu. Cílem bylo dosáhnout takových výsledků, které budou dále využitelné pro další zpracování a identifikaci glaukomového postižení pomocí dostupných metod analýzy. Veškeré mé další kroky vycházely z tohoto teoretického úvodu a provedené rešerše z dostupných metod.

Z článků, ze kterých jsem čerpala, byly dále vybrány tři metody předzpracování retinálních snímků, které jsem dále nastudovala a poté implementovala v programovém prostředí MATLAB. Jedná se o techniku využívající filtr typu horní propust v logaritmické oblasti – homomorfní filtraci, dále o metodu založenou na adaptivní ekvalizaci histogramu – CLAHE a metodu využívající adaptivní zvýraznění, jehož podstatou jsou lokální charakteristiky jednotlivých pixelů. Pro tyto tři postupy byly vytvořeny programové funkce a všechny byly otestovány na dostupných experimentálních obrazových datech dvojího typu – snímcích sítnice zdravých jedinců a snímcích sítnice jedinců s glaukomatickým poškozením oka.

Výsledky těchto metod jsou diskutovány v kapitole 10. První dvě metody – homomorfní filtrace a metoda CLAHE, se ze subjektivního hlediska jeví jako techniky vhodné pro předzpracování retinálních snímků. U obou dochází při použití hodnot, které byly v této práci zvoleny, k uspokojivému zvýraznění žíhání nervových vláken. Bohužel v obou případech dochází v některých homogenních oblastech ke vzniku šumu. Dle mého názoru ale není šum v případě zvolených parametrů natolik rušivý. Výstup třetí metody se přibližuje výstupu metody založené na adaptivní ekvalizaci histogramu. Zde ale vznikají největší artefakty, které jsou závislé na velikosti použité masky. Zesvětlení se vyskytuje i v oblasti vyživujících cév a to by mohlo být v další analýze nežádoucí.

Ke všem třem metodám byla vypracována také přehledná technická zpráva s vysvětlením všech funkcí.

V této práci by bylo možné pokračovat a využít objektivních analýz popsaných v článcích [24] a [25]. Zde jsou zmíněny výsledky dalšího zpracování snímků sítnice a rozdíl ve zpracování surových dat a dat s určitým předzpracováním. Výsledky těchto rozborů by objektivně ukázaly, která technika předzpracování byla nejlepší, a zda je potřeba dalšího zdokonalení vybraných technik a odstranění jejich nedostatků. Rozšířením práce by mohly být některé další metody využívané k medicínskému předzpracování dat s přihlédnutím k tloušťce vrstvy nervových vláken anebo postupy, které by odstranily vyživující cévy a až poté by došlo ke zvýraznění VNV.

Seznam použité literatury

1. **PELI, E.** Enhacement of Retinal Images: Pros and Problems. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews.* 1993, Sv. Vol. 17, 477-482.

2. **PELI, Eli, HEDGES, R. Thomas a SCHWARTZ, Bernard.** Computerized enhacement of retinal nerve fiber layer. *ACTA OPHTHALMOLOGICA.* 1986, s. 113-122, Sv. 64, 2.

3. **HAILAN, Gu a WENZHE, Lv.** A Modified Homomorphic Filter for Image Enhancement. Paris, France, Atlantis Press, 2012.

4. **PIZER, S. M., AMBURN, E. P. a al, AUSTIN J. D. et.** Adaptive Histogram Equalization and Its Variations. *Computer Vision, Graphics and Image Proc.* 1987, Sv. vol. 39, pp. 355-368.

5. **YU, Z. a BAJAJ, Ch.** A Fast and Adaptive Method for Image Contrast Enhancement. *International Conference on Image Processing.* IEEE, pp. 1001-1012, 2004.

6. **RÜDIGER, B., Meier, J. a spol.** Glaucoma risk index: Automated glaucoma detection from colour fundus image. *Medical Image Analysis.* 2010, 14, s 471-481.

7. **SAINE, P.J. a Tyler, M. E.** *Ophthalmic Photography: Retinal Photography, Angiography, and Electronic Imaging, 2nd Edition.* místo neznámé : Butterworth-Heinemann Limited, 2002. ISBN: 0750673729.

8. **KVAPILÍKOVÁ, Květa.** *Anatomie a embryologie oka: učební texty pro oční optiky a oční techniky, optometristy a oftalmology. 1. vyd.* Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 2000. ISBN 80-701-3313-9.

9. **KUBĚNA, Tomáš.** Detekce glaukomu v praxi. *MUDr. Tomáš Kuběna, oční ordinace...* [Online] Oční ordinace, MUDr. Tomáš Kuběna, s. r. o., 8. Únor 2011. [Citace: 5. 11 2013.] http://www.kubena.cz/text/pro-lekare/glaukom/detekce.php.

10. **FLAMMER, Josef.** *Glaukom: průvodce pro pacienty: úvod pro zdravotníky: příručka pro rychlou informaci. 1. české vydá.* Praha : Triton, 2013. ISBN 80-725-4351-2.

11. **PATRICK, J. Same.** Focusing The Fundus Camera: A Clinical Approach. *Journal of Ophthalmic Photography.* September 1992, Sv. Vol. 14, No. 1.

12. **JAN, Jiří.** *Medical Image Processing Reconstruction and Restoration: Concept and Methods.* Boca Raton : Taylor, 2006, 730 s. ISBN 0-8247-5849-8.

13. **HLAVÁČ, Václav.** Fourierova transformace v 1D a 2D. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE, České, Sv. Přednáška,[cit. 1.12. 2013]. Dostupné z:< http://cmp. felk. cvut. cz/~ hlavac/TeachPresCz/11DigZprObr/12FourierTxCz. pdf, 2012.

14. **RICHTER, Miloslav.** Fourierova transformace ve 2D. [Online] 25. Září 2009. [Citace: 3. Prosinec 2013.] http://www.uamt.feec.vutbr.cz/~richter/vyuka/0910_mpov/tmp/integral_tr_2DFT.html.en.

15. **PRATT, W., K.** Image Enhancement and Restoration in Digital Image Processing. 1978, pp 307-470, John Wiley & Sons, New York.

16. **EDDINS, Steve.** Steve on Image Processing. *Blogs MathWorks.* [Online] The MathWorks, Inc., 25. 6 2013. [Citace: 2. 3 2014.] http://blogs.mathworks.com/steve/2013/06/25/homomorphic-filtering-part-1/.

17. **ZIMMERMAN, J. B. a PIZER, S. M. a spol.** An Evaluation of the Effectiveness of Adaptive Histogram Equalization for Contrast Enhancement. Vol. 7, No. 4., pp. 304-312, 1988.

18. **ZUIDERVELD, K.** Contrast Limited Adaptive Histograph Equalization. 1994, 474–485, Graphic Gems IV. San Diego: Academic Press Professional.

19. **KIM, S. J. a MIN, a spol.** Determining Parameters in Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization. Cebu, Philippines, SERSC, 2013, ASTL Vol. 21, pp. 204 - 207.

20. **ZAPLATÍLEK, Karel a DOŇAR, Bohuslav.** *MATLAB pro začátečníky.* Praha : BEN-technická literatura, 2005, s152. ISBN: 80-7300-175-6.

21. **HUMUSOFT.** Image Processing Toolbox™. *HUMUSOFT- Technické výpočty, řídící technika, simulace...* [Online] HUMUSOFT, 1991 - 2013. [Citace: 20. Listopad 2013.] http://www.humusoft.cz/produkty/matlab/aknihovny/image/.

22. **The Mathworks, Inc.** *Image Processing Toolbox™ User's Guide.* místo neznámé : MathWorks, 2013.

23. **The MathWorks, Inc.** *MathWorks- MATLAB and Simulink for Technical Computing.* [Online] The MathWorks, Inc, 1994-2013. [Citace: 20. Listopad 2013.] http://www.mathworks.com/.

24. **ODSTRČILÍK J., KOLÁŘ R., TORNOW R. P., et al.** Thickness Related Textural Properties of Retinal Nerve Fiber Layer in Colour Fundus Images . *Computerized Medical Imaging and Graphics, 2014 (accepted for publication).*

25. **ODSTRČILÍK, J., a další, a další.** Analysis of the retinal nerve fiber layer texture related to the thickness measured by optical coherence tomography. *In Computational Vision and Medical Image Processing IV. 4.* London: Taylor & Francis Group, 2013. p. 105-110.