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

SEGMENTACE CÉVNÍHO ŘEČIŠTĚ NA SNÍMCÍCH SÍTNICE

BLOOD VESSEL SEGMENTATION IN FUNDUS IMAGES

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE PAVEL ŠŤASTNÝ
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

Student:	Pavel Šťastný	***ID:***	133987
Ročník:	3	***Akademický rok:***	2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Segmentace cévního řečiště na snímcích sítnice

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principem snímání očního pozadí pomocí fundus kamery a s vlastnostmi takto získaných obrazových dat. Přednostně se zaměřte na charakteristické vlastnosti cévního řečiště. 2) Proveďte rešerši dostupné literatury z oblasti segmentace cévních struktur na snímcích sítnice a zaměřte se zejména na metody využívající filtraci a klasifikační přístupy. 3) Dle pokynů vedoucího vybraný přístup implementujte v programovém prostředí MATLAB. 4) Vytvořenou metodu otestujte na dostupných obrazových datech a vyhodnoťte její účinnost. 5) Proveďte diskusi výsledků a zhodnoťte využitelnost aplikovaného řešení. 6) K vytvořeným programovým funkcím sepište přehledný návod k obsluze.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] ODSTRČILÍK J., et al. Retinal vessel segmentation by improved matched filtering: evaluation on a new high–resolution fundus image database. IET Image Processing, vol. 7, no. 4, pp. 373-383, 2013.
[2] LUPASCU A. C., et al. FABC: Retinal vessel segmentation using AdaBoost. IEEE Trans. on Inf. Technol. in Biomed., vol. 14, no. 5, pp. 1267-1274, 2010.

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

Segmentace cévního řečiště na snímcích sítnice je velmi důležitá pro hodnocení a diagnostiku očních onemocnění, převážně diabetické retinopatie a glaukomu. Tato práce se zabývá segmentací cévního řečiště pomocí klasifikačních metod. Pro kvalifikaci byla použita Gaborova filtrace. Nejdříve byla vytvořena banka filtrů a následně pomocí konvoluce aplikována na snímek. Po klasifikaci byl snímek ještě upraven a prahován. Nakonec bylo vše porovnáno se zlatým standardem. Průměrné hodnoty z hodnocení pro zdravé snímky byly senzitivita 0,8340, specificita 0,8709 a přesnost hodnocení 0,8663.

Klíčová slova fundus kamera, snímky sítnice, segmentace cév, metody segmentace cévního řečiště, gaborův filtr

Abstract

Segmentation blood vessel the local images of retinal is very important for evaluation and for diagnostics eye's disease, especially diabetic retinopathy and glaucoma. This bachelor's thesis is deal with segmentation blood vessel by classification methods. I used gabor filtrer as a classifier. First was created filter bank and then using the convolution applicator pan the image. At the end I compared all information with gold standard. Average values from score for healthy images were sensitivity 0,8340, specificity 0,8709 and accuracy score 0,8663.

Keywords fundus camera, retinal images, blood vessels segmentation, methods of automatic vessel segmentation, gabor filter

ŠŤASTNÝ, P. *Segmentace cévního řečiště na snímcích sítnice*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 42 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jan Odstrčilík.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Segmentace cévního řečiště na snímcích sítnice pomocí klasifikačních technik jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne 30. 5. 2014 ……..

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Janu Odstrčilíkovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 30. 5. 2014 ……..

podpis autora

Obsah

Úvod 1
1. Obrazová data z fundus kamery Canon CF- 60 UVi 3
1.1. Fundus kamera 3
1.2. Parametry fundus kamery Canon CF- 60 UVi 4
Vlastnosti 4
Technické specifikace 5
1.3. Vlastnosti barevných snímků z fundus kamery 5
1.4. Cévní struktury na snímcích sítnice 6
2. Databáze obrazů z fundus kamery pro segmentaci cévního řečiště 8
2.1. Projekt STARE 8
2.2. Databáze DRIVE 9
2.3. Databáze HRF 10
3. Známé způsoby řešení problematiky segmentace cévního řečiště 12
3.1. Sledování 12
3.2. Pomocí neuronových sítí 12
3.3. Filtrací 13
4. Návrh metody segmentace pomocí Gabor filtru 15
4.1. Teorie Gabor filtrů 15
4.2. Konvoluce 15
4.3. Prahování 16
4.4. Implementování aplikace 16
5. Diskuze a zhodnocení výsledků 20
5.1. Kritéria k hodnocení 20
Sensitivita 20
Specificita 20
Accuracy – přesnost měření 20
5.2. Výsledky testování a zhodnocení metody 22
Snímky zdravých pacientů 22
Snímky pacientů s diabetickou retinopatií 25
Snímky pacientů postižených glaukomem 28
6. Návod k aplikaci 31

Spouštěcí program start.m 31
Funkce filtry.m, gabor_fnk.m, filtrace.m, prahovani.m 31
Funkce hodnoceni.m 31
7. Závěr 32
Použitá literatura 33
Použité zkratky 35

Seznam obrázků

Obr. 1.1: Fundus kamera Canon CF - 60 UVi převzato z [18] 3
Obr. 1.2: Konstrukční schéma fundus kamery: 1 - zobrazovací jednotka; 2, 3, 4 - poziční jednotka; 5 - operační panel pro lékaře; 6 - objektiv, 7 – PC, převzato z [1] 4
Obr. 1.3: Snímek zádní části sítnice z databáze HRF 6
Obr. 1.4: Zobrazení ve třech kanálech: a) červený kanál, b) zelený kanál, c) modrý kanál 6
Obr. 1.5: Struktura cévního řečiště na sítnici, v zeleném kanálu. 7
Obr. 1.6: Detail cév, můžeme zde vidět tepny, žíly a centrální reflex. 7
Obr. 2.1: Obrazová data z projektu STARE: a) originální obraz, b) a c) jsou zlaté standardy, převzato z[4] 9
Obr. 2.2: Obrázky z databáze DRIVE: a) originální obraz, b) manuálně segmentovaný zlatý standard, převzato z [5] 9
Obr. 2.3: z databáze HRF: a) obraz sítnice s onemocněním diabetické retinopatie, b) obraz s glaukomem. 10
Obr. 2.4: Obrazy z databáze HRF: a) obraz zdravého oka, b) ručně segmentovaný zlatý standard. Převzato z [6]. 11
Obr. 3.1: Obrázek cévního řečiště po přizpůsobené filtraci, převzato z [14]. 14
Obr. 4.1: Vstupní snímky: a)originální snímek s fundus kamery, b) upravený snímek, který je filtrován 16
Obr. 4.2: Ukázka filtrů s různými hodnotami lambda, převzato z [19] 17
Obr. 4.3: Ukázka filtrů s různými hodnotami théta, převzato z [19] 17
Obr. 4.4: Ukázka filtrů s různými hodnotami gama, převzato z [19] 17
Obr. 4.5: Ukázka filtrů s různými hodnotami bw, převzato z [19] 17
Obr. 4.6: Banka filtrů, použita k segmentaci 18
Obr. 4.7: Ukázka snímku získaného sloučením dvanácti vrstev 19
Obr. 5.1: Výsledky segmentace u snímku 02h: a) snímek filtrovaný pomocí gabor filtr, b) výsledný snímek, c) zlatý standard 23
Obr. 5.2: Výsledky segmentace u snímku 08h: a) snímek filtrovaný pomocí gabor filtr, b) výsledný snímek, c) zlatý standard 24
Obr. 5.3: Výsledky klasifikace u snímku 05dr: a) snímek filtrovaný pomocí gabor filtr, b) výsledný snímek, c) zlatý standard 26
Obr. 5.4: Výsledky klasifikace u snímku 10dr: a) snímek filtrovaný pomocí gabor filtr, b) výsledný snímek, c) zlatý standard 27
Obr. 5.5: Výsledky klasifikace u snímku 08g: a) snímek filtrovaný pomocí gabor filtr, b) výsledný snímek, c) zlatý standard 29
Obr. 5.6: Výsledky klasifikace u snímku 10g: a) snímek filtrovaný pomocí gabor filtr, b) výsledný snímek, c) zlatý standard 30

Seznam tabulek

Tab. 1.1: Technické specifikace fundus kamery Canon CF - 60 UVi, převzato z [3] 5
Tab. 5.1: Výsledky testování na smících zdravých pacientů 22
Tab. 5.2: Hodnoty ze zdravých snímků pro porovnání, převzato z [23] 22
Tab. 5.3: Výsledky testování na smících zdravých pacientů 25
Tab. 5.4: Hodnoty ze snímků s DR pro porovnání, převzato z [23] 25
Tab. 5.5: Výsledky testování na smících zdravých pacientů 28
Tab. 5.6: Hodnoty ze snímků s glaukomem pro porovnání, převzato z [23].....28

Úvod

Segmentované snímky cévního řečiště sítnice patří v dnešní době mezi přední diagnostické nástroje vhodné k diagnostice diabetické retinopatie a glaukomu. Obecně se dají využít jako předzpracování pro hlubší analýzu a detekci případných dalších patologií. Proto je potřeba metody segmentace a klasifikace cévního řečiště sítnice z fundus obrazů neustále zdokonalovat a rozvíjet pomocí nových poznatků v úpravě a klasifikaci obrazů.

Na obrázcích z fundus kamery je zobrazená vrstva s cévním řečištěm. Dále zde můžeme rozlišit tepny a cévy, optický disk, žlutou skvrnu a nervová vlákna. U pacientů, trpících onemocněním postihující cévní řečiště sítnice, můžeme vidět patologické nálezy, které jsou pro nás důležité při diagnóze a včasnému zákroku.

Cílem této bakalářské práce je seznámit se s principy segmentace cévního řečiště ze snímků z fundus kamery a jednu metodu implementovat v programovém prostředí. Dále tato bude otestována, zhodnocena a porovnána s jinou segmentační metodou.

První kapitola je věnována fundus kameře, kterou jsou pořizovány snímky cévního řečiště. Během bakalářské práce proběhne seznámení a vyzkoušení si pořídit snímek na fundus kameře. V druhé kapitole je pojednáváno o databázích, které se používají pro vývoj a hodnocení nově vytvořených metod segmentace a klasifikace. V této práci je používána databáze HRF[6], která obsahuje obrazy s velkým rozlišením, proto je pro hodnocení a trénovaní klasifikace nejvýhodnější.

Dnes je segmentace již z velké části automatizovaná. Tato automatizovaná segmentace se využívá převážně v rámci preventivních screeningových vyšetření, uplatňující automatické počítačové analýzy, které zjednoduší včasné odhalení onemocnění. Poslední slovo má však v konečné fázi lékař, který potvrdí diagnózu navrženou pomocí automatického analyzátoru.

Segmentace může být provedena pomocí filtrování [7] dále pomocí neuronových sítí, které mají velmi zajímavé vlastnosti pro klasifikování, více v [8], [9], [10], [11]. A také pomocí přizpůsobené filtrace podle článku [14], ze které jsou využívány výstupní obrazy pro metodu klasifikace navrženou v této práci.

Po konzultaci s vedoucím práce bylo dohodnuto, že tato práce bude věnována seznámení se s prací s obrazy v programovém prostředí Matlab a s filtrací pomocí gaborových filtrů. Náplní této práce je proto implementace gaborova filtru do programového prostředí Matlab. Více o Gabor filtru je napsáno v kapitole 4.1.

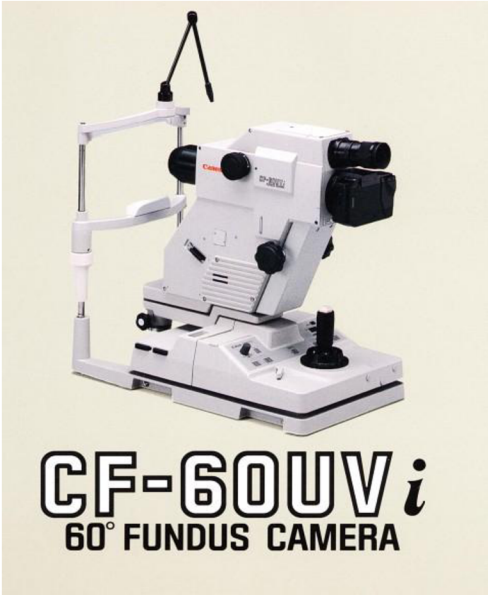
Myšlenka využití filtrace pro segmentaci cévního řečiště, vychází z článku [24], ve kterém je popsáno, jak lze k této metodě přistupovat a řešit ji. Jsou zde uvedeny matematické rovnice pro gabor filtr a nastavení, které využívá autor pro samotnou segmentaci.

Filtrovaný obraz je následně prahován pomocí vlastního programu, který využívá implementované funkce matematické morfologie v Matlabu.

Algoritmus bylo potřeba otestovat a zhodnotit výsledky. To bylo provedeno na snímcích z databáze HRF a porovnáno s výsledky z [23]. Pro hodnocení byla použita sensitivita, specificita, accuracy – přesnost měření.

1. Obrazová data z fundus kamery Canon CF-60 UVi

Pro snímání očního pozadí se v dnešní době častěji než oftalmoskopy používají fundus kamery. Jsou to přístroje, které jsou schopny snímat obraz digitálně, díky tomu je jednoduší archivace snímků. Vyšetření, která jsou pomocí fundus kamery prováděna, jsou převážně diagnostika glaukomu a diabetické retinopatie. Na Obr. 1.1 je pro názornost vyobrazena fundus kamera. [1]

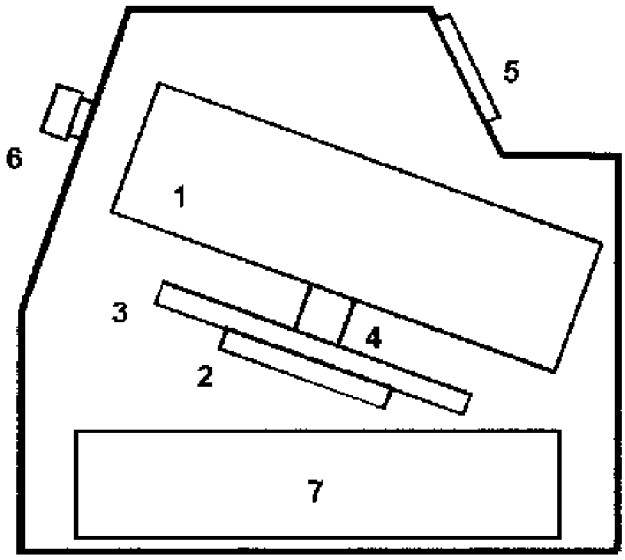


Obr. 1.1: Fundus kamera Canon CF - 60 UVi převzato z [18]

1.1. Fundus kamera

První, co na fundus kameře uvidíme, je mechanická část, pomocí které fixujeme pacienta. Pacient si sedne na židličku, bradu položí na bradovou podložku a čelo si opře o předem připravenou opěrku. Fixace pacienta je důležitá, protože i malé pohnutí může mít za následek neostrost obrazu. Rameno kamery je pohyblivé, to nám umožní správné zaostření a vycentrování zaměřovacího křížku na střed zornice. [1], [2]

Uvnitř šasi se nachází hlavní část kamery, lze ji vidět i na Obr. 2.1 a jedná se o optický systém obsahující dva zdroje osvětlení. První zdroj slouží pro zaměření oka, zpravidla se jedná o diodu. Druhý je zdroj bílého světla, který má funkci blesku fotoaparátu. Tento digitální fotoaparát obsahuje CCD snímač, pomocí kterého se snímá výsledný obraz. K zaměřování středu zornice slouží druhý CCD snímač - kamera, ta snímá obraz pro operační panel obsluhy. Na panelu se provádí automatické nebo ruční nastavení parametrů obrazu, pomocí optiky pro fokusaci a zaostření obrazu, různých filtrů (například zelený, červený), clon, apertury pro měření a iluminaci. [1], [2]



Obr. 1.2: Konstrukční schéma fundus kamery: 1 - zobrazovací jednotka; 2, 3, 4 - poziční jednotka; 5 - operační panel pro lékaře; 6 - objektiv, 7 – PC, převzato z [1]

1.2. Parametry fundus kamery Canon CF- 60 UVi

K této práci je použita HRF databáze, která je poté blíže popsána v kapitole 2.3. Proto jsou zde uvedeny parametry fundus kamery, pomocí nichž je tato databáze pořízena.

Vlastnosti

- zobrazení FOV 30°, 40°, 60°
- přesný zaostřovací systém
- nastavení pracovní vzdálenosti
- automatická expozice na 35mm barevné fotografie
- automatické natáčení
- volitelně snímání s červeným a modrozeleným filtrem
- možnost fluorescenční a indocyanínové angiografie (automatické nastavování filtrů)
- režim snímání při úzké zornici
- vestavěný fotoaparát CANON EOS-20D s 8,2 Mpix CMOS snímačem
- možnost tisku snímků

Parametry převzaty z [3].

Technické specifikace

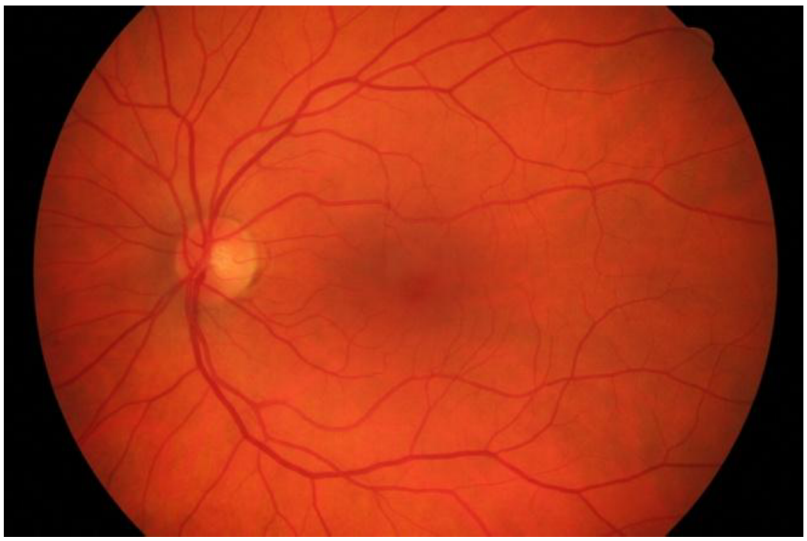
Tab. 1.1: Technické specifikace fundus kamery Canon CF - 60 UVi, převzato z [3]

Zorné pole FOV 60°, 40°, 30°	60°, 40°, 30°
Zvětšení u 35 mm filmu	1.7x (60°), 2.5x (40°), 3.4x (30°)
Velikost snímků	ø29 mm ´ 22 mm (35 mm film) ø75 mm ´ 57 mm (Polaroid film)
Minimální průměr čočky	Ø 4 mm
Pracovní vzdálenost	45 mm
Rozsah 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 x 560 mm x 565 mm
Váha	26 kg

1.3. Vlastnosti barevných snímků z fundus kamery

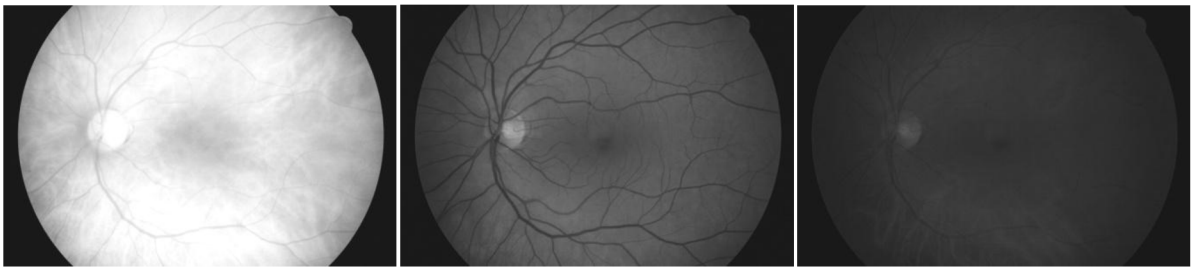
Z anatomického hlediska najdeme na snímcích z fundus kamery žlutou skvrnu (fovea), ta se nachází uprostřed, viz Obr. 1.3. Na pravé straně můžeme dále vidět optický disk, ze kterého, jak je patrné, vychází všechny cévy (tepny a žíly), které tvoří zásobovací cévní systém sítnice. Pozice očního disku a rozložení cévního řečiště je velmi důležité při diagnostice očních onemocnění, proto je kvalita snímku rozhodující pro diagnostiku. [3], [20]

Na snímcích můžeme vidět i nervová vlákna, která jsou charakteristická světlým žíháním. Tyto vlákna jsou nejvíce patrné v místě optického disku, protože pomocí zrakového nervu opouští oko. Ve skutečnosti je však jejich největší koncentrace ve středu oka, kde se nachází žlutá skvrna. [3], [20]



Obr. 1.3: Snímek zádní části sítnice z databáze HRF

Snímky jsou uložené v RGB kódování, to znamená, že se každý snímek skládá ze tří barevných kanálů. Na Obr. 1.4 je vidět, že nejvíce informací nám poskytne zelený kanál, který je využit k přizpůsobené filtraci, ze které je používán výstup. Také je zde vidět největší rozdíl cév vůči pozadí a i ostatní anatomické části oka jsou zde dobře rozpoznatelné a lokalizovatelné. [3]



a) b) c)

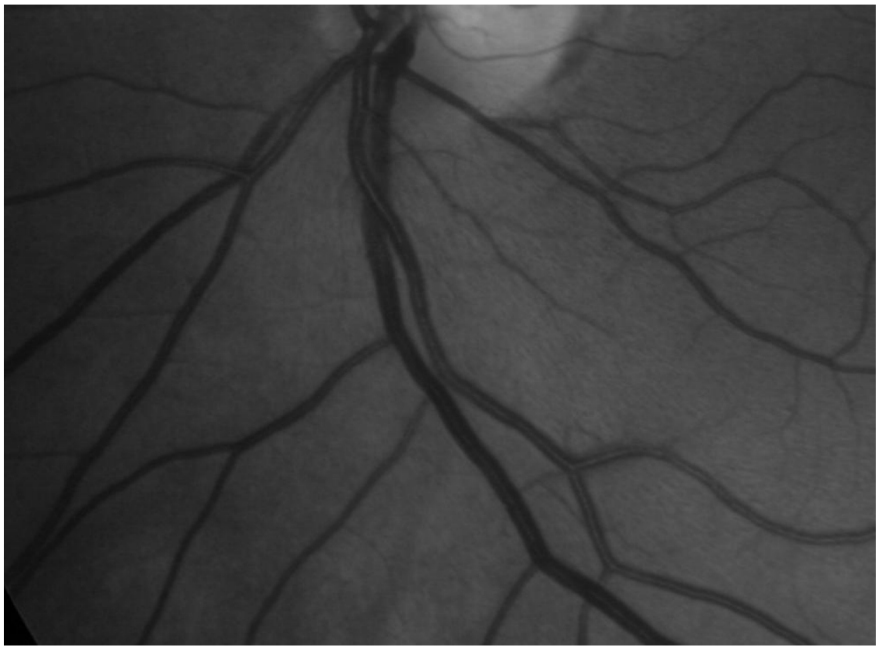
Obr. 1.4: Zobrazení ve třech kanálech: a) červený kanál, b) zelený kanál, c) modrý kanál

1.4. Cévní struktury na snímcích sítnice

Pro popis struktury cév jsou použity snímky v zeleném kanálu, protože se zde projeví nejlepší kontrast mezi pozadím a cévou. Cévy se postupně od optického disku, ze kterého vychází, zmenšují, viz Obr. 1.5.

Obr. 1.5: Struktura cévního řečiště na sítnici, v zeleném kanálu.

Zejména širší cévy obsahují uprostřed tzv. centrální reflex, který poznáme podle světlého proužku uvnitř cévy. Dle anatomického hlediska jsou v cévním řečišti tenčí tepny a tlustší žíly. Tepny jsou světlejší a žíly tmavší a tlustší. Pro diagnostiku kardiovaskulárních chorob je zaveden poměr šířky tepna/žíla, u zdravého jedince bývá tento poměr 2:3. Detail lze vidět na Obr. 1.3. [3], [21]



Obr. 1.6: Detail cév, můžeme zde vidět tepny, žíly a centrální reflex.

2. Databáze obrazů z fundus kamery pro segmentaci cévního řečiště

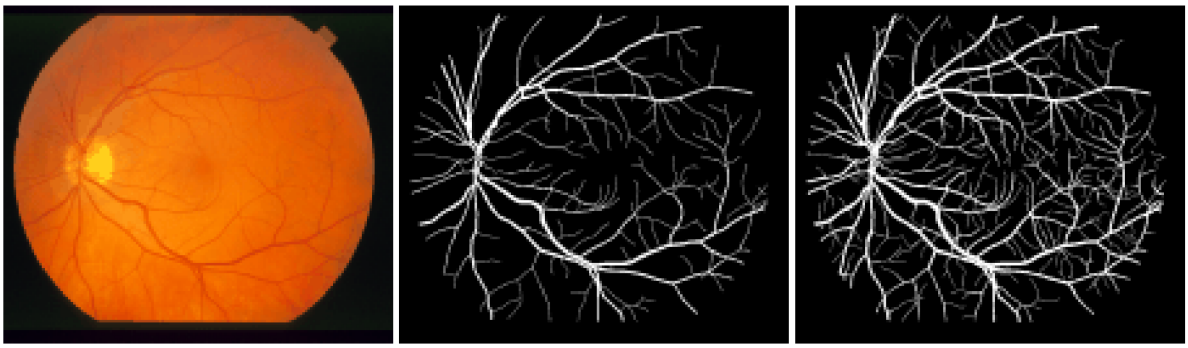
Databáze obrazů obsahují, mimo jiné, i zlaté standardy, které se používají pro porovnání různých metod segmentace. Zlatý standart pro segmentaci cévního řečiště by měl reprezentovat nejlepší výsledky segmentační metody, se kterými se porovnávají nové nebo zdokonalené metody segmentace. Existuje několik databází používajících se na celém světě. [3]

2.1. Projekt STARE

Tento projekt započal v roce 1975 na kalifornské universitě pod vedením doktora Michaela Goldbauma. Dnes už se počet pracovníků pohybuje okolo třiceti a jedná se převážně o lékaře a inženýry. Data byla získána z Shiley Eye Center na universitě v Kalifornii, San Diegu a Veterans Administration Medical Center v San Diegu. [4]

Cílem projektu je zjednodušení diagnostiky očních onemocnění pomocí databáze různých očních onemocnění a zlepšení automatické diagnostiky onemocnění. Doba trvání tohoto projektu nám umožňuje sledovat různé degradace v čase a také zlepšit diagnózu. Projekt má snahu vyvinout nástroj, který bude automaticky diagnostikovat oční onemocnění. Snaží se ho vytvořit tak, aby se choval jako skutečný lékař, který vytvoří, v nejlepším případě, stejnou diagnózu. Analýza se skládá ze dvou funkčních bloků. V prvním případě je potřeba obraz upravit a zpracovat do vhodné podoby, proto se v projektu řeší problém segmentace cévního řečiště, lokalizací očního disku, aby šel automaticky diagnostikovat. Druhý blok má za úkol provést návrh vhodné diagnózy. Ukázky obrazových dat z projektu STARE, viz Obr. 2. 1. [3],[4]

V databázi nalezneme 402 snímků, ke každému jsou dva možné typy zlatého standardu, které obsahují detailní rozměření anatomických struktur nacházející se na sítnici. Tohoto se využívá pro sledování časové progrese patologií. Snímky jsou uloženy ve formátu PPM, jejich rozlišení je 700 × 605 pixelů a barevná hloubka je 8 bitů. Snímky mají FOV 60° pro standardní panoramatický snímek a 10°pro snímání detailů. [4]



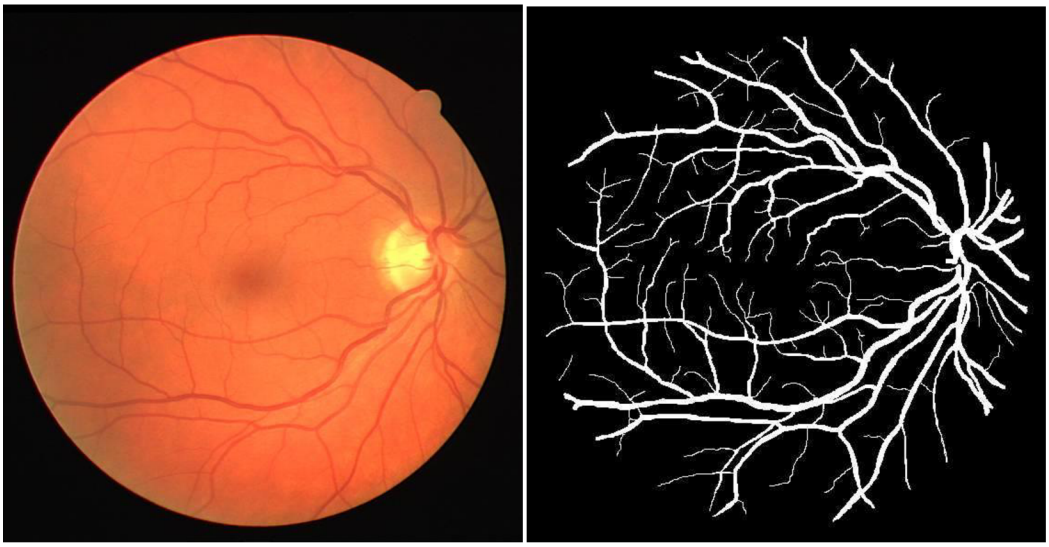
a) b) c)

Obr. 2.1: Obrazová data z projektu STARE: a) originální obraz, b) a c) jsou zlaté standardy, převzato z[4]

2.2. Databáze DRIVE

DRIVE je zkratka pro Digital Retinal Images for Vessel Extraction, což v překladu znamená digitální sítnicové obrazy pro cévní zvýraznění. Tato databáze byla vytvořena v roce 2004, aby sloužila výzkumným organizacím k testování a porovnávání jejich segmentačních metod. Proto je volně ke stažení. Výsledky jednotlivých metod jsou zveřejněny pro porovnání na stránkách databáze. [5]

Databáze obsahuje 40 snímků rozdělených po 20 snímcích do skupiny k trénování a testování metod. Snímky pochází ze screeningového programu diabetu v Nizozemsku. Jsou pořízeny pomocí digitální fundus kamery Cannon CR5, která je ne-mydriatická s 3CCD čipem a 45° FOV – Field of View. Rozlišení snímků je 564 × 584 pixelů a jsou uloženy ve formátu JPEG s 8 bitovou barevnou hloubkou. Obrázky jsou ořezané pomocí masky, která vychází z FOV (Field of View) na kruhový průměr přibližně 540 pixelů. Na Obr. 2.2 je ukázka originálního snímku a zlatého standardu v podobě manuálně segmentovaného snímku. [3],[5]



a) b)

Obr. 2.2: Obrázky z databáze DRIVE: a) originální obraz, b) manuálně segmentovaný zlatý standard, převzato z [5]

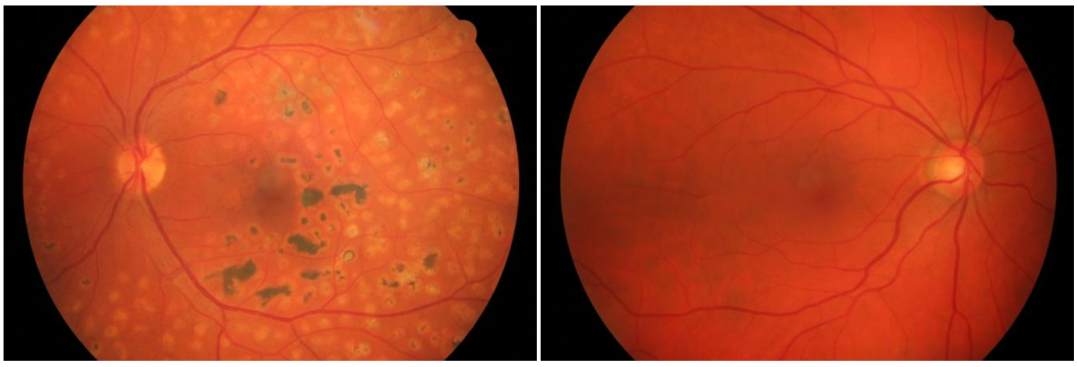
2.3. Databáze HRF

Všechny výše uvedené databáze mají nízké rozlišení originálních snímků a zlatých standardů, které jsou pro testování nových metod velmi nevýhodné. Tímto může být v případě použití databáze s nízkým rozlišením problém s detaily ve snímku, i když bude vypadat, že metoda v porovnání se zlatým standardem funguje kvalitně. [23]

Proto vznikla nová databáze HRF, anglická zkratka High-Resolution Fundus Image Database, jejíž rozlišení je 8 Mpix a díky tomu je zachována dostatečná rozlišovací schopnost beze změny velikosti obrazu. Další výhodou je, že obsahuje jak zdravé pacienty, tak i nemocné s diabetickou retinopatií a glaukomem (zelený zákal). V každé skupině je 15 snímků. Díky vysokému rozlišení jsou mnohem více vidět tenké cévy a konce cév. Rozlišení zlepší i včasnou diagnostiku lézí, které můžeme začít dříve léčit. [6], [23]

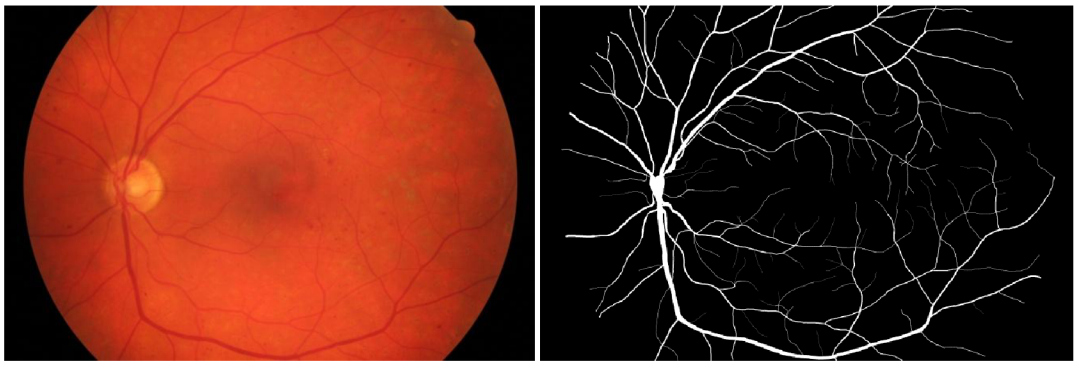
Databáze byla získána mydriatickou fundus kamerou Canon CF-60 UVi s připojeným digitálním fotoaparátem Canon EOS-20D s 60° FOV a rozlišením 3504 × 2336 pixelů. Všechny obrázky jsou uloženy ve formátu JPEG s 24 bitovou barevnou hloubkou. Zlaté standardy byly vytvořeny ruční metodou, které přes časově náročný proces získají velmi dobrou kvalitu. Dále databáze obsahuje také masky, určující FOV jednotlivých snímků. Již na Obr. 2.3 je vidět lepší rozlišení. [6], [23]

Tato databáze pochází z Ústavu biomedicínského inženýrství, Fakulty elektrotechniky a komunikací, VUT v Brně. Ve spolupráci s oční ordinací MUDr. Tomáše Kuběny ve Zlíně, díky které byla testovací sada obrázků poskytnuta.



a) **b)**

Obr. 2.3: z databáze HRF: a) obraz sítnice s onemocněním diabetické retinopatie, b) obraz s glaukomem. Převzato z [6]



a) **b)**

Obr. 2.4: Obrazy z databáze HRF: a) obraz zdravého oka, b) ručně segmentovaný zlatý standard. Převzato z [6].

3. Známé způsoby řešení problematiky segmentace cévního řečiště

Dnes je na téma segmentace cévního řečiště ze snímku sítnice napsáno v mnoho odborných článcích. Lze je rozdělit do několika kategorií podle přístupu dané metody. Pro tuto práci byly nejzajímavější články o metodách filtrace.

3.1. Sledování

V článku [7] je popsána klasifikace založená na sledujícím algoritmu, který zvýší výkon třídění základní techniky s prodlužujícím se sledovacím oknem, na kterém se třídění uskutečňuje a uplatní silný odhad z lokálního sestavení cévy.

3.2. Pomocí neuronových sítí

Sítnicová členitost cévní metody, založené na buněčných neuronových sítích (CNNs), je navrhovaná v článku [8]. Návrh neutronové sítě se vyznačuje virtuálním šablonovým zvětšením získaným skrz vícestupňovou operaci. To je založené na lineárním prostoru-stálých 3 x 3 šablonách a může být zjištěné použití existujících modelů čipu, jako je ACE16K. Navrhovaný vzorek je schopný vykonat segmentaci cévy v krátkém výpočetním čase. Toto bylo testováno na veřejně dostupné databázi barevných obrazů sítnic, použitím provozních charakteristik příjemce. Výsledky simulace ukazují dobrý výkon srovnatelný s nejlepšími existujícími způsoby. K dalším prací od Ricciho a Perfettiho [9] patří práce, zabývající se Line detektorem, kde jde o vektorové zpracování pro přiřazení jednotlivých pixelů k cévnímu řečišti.

Další metoda [10] využívá kombinaci 2D Gaussova přizpůsobeného filtru, zjednodušené PCNN (Pulzně vázaná neuronová síť) a rychlého 2D-Otsu algoritmu. První, 2D Gaussův přizpůsobený filtr, zvětší obrazy na sítnici a zjednodušený PCNN je použitý k oddělení na úseky krevní cév porovnáním se sousedními neurony. Poté rychlý 2D-Otsu algoritmus, který hledá nejlepší práh pro dokončení segmentace.

Metodu Marín a kol. [11], používající pro segmentaci 7 - mi dimenzionální matici. Tato metoda překonává všechny dosavadní metody segmentace, zejména při použití patologických snímků. Užívá neuronovou síť pro třídění a vypočítání právě 7 – rozměrných vektorů skládajících se z šedých-úrovní. Metoda byla zhodnocená právě na veřejně dostupných DRIVE a STARE databázích, které jsou široce používané za účelem testování nových algoritmů. Metoda testovaná na obou souborech obrazů je lepší, než další existující řešení v literatuře. Zvláště přesná pro cévní rozpoznání obrazů ze STARE. Její účinnost a robustnost s různými obrazovými podmínkami, její jednoduchost a rychlá implementace, vytvoří tuto cévní segmentaci, vhodnou pro počítačové rozbory obrazů na sítnice, jako automatizované třídění pro včasné nalezení diabetického onemocnění sítnice.

3.3. Filtrací

Základní filtrační metody velmi dobře popsali ve své práci Zana a Klain [12], kteří vytvořili algoritmus kombinující morfologické filtry a hodnocení specifického tvaru cév pro sestavení masky ze základních znalostí cévních struktur, která slouží pro oddělení cévní struktury od pozadí. Ve své práci používají metody matematické morfologie pro zvýraznění cév a dalších vlastností v cévních strukturách.

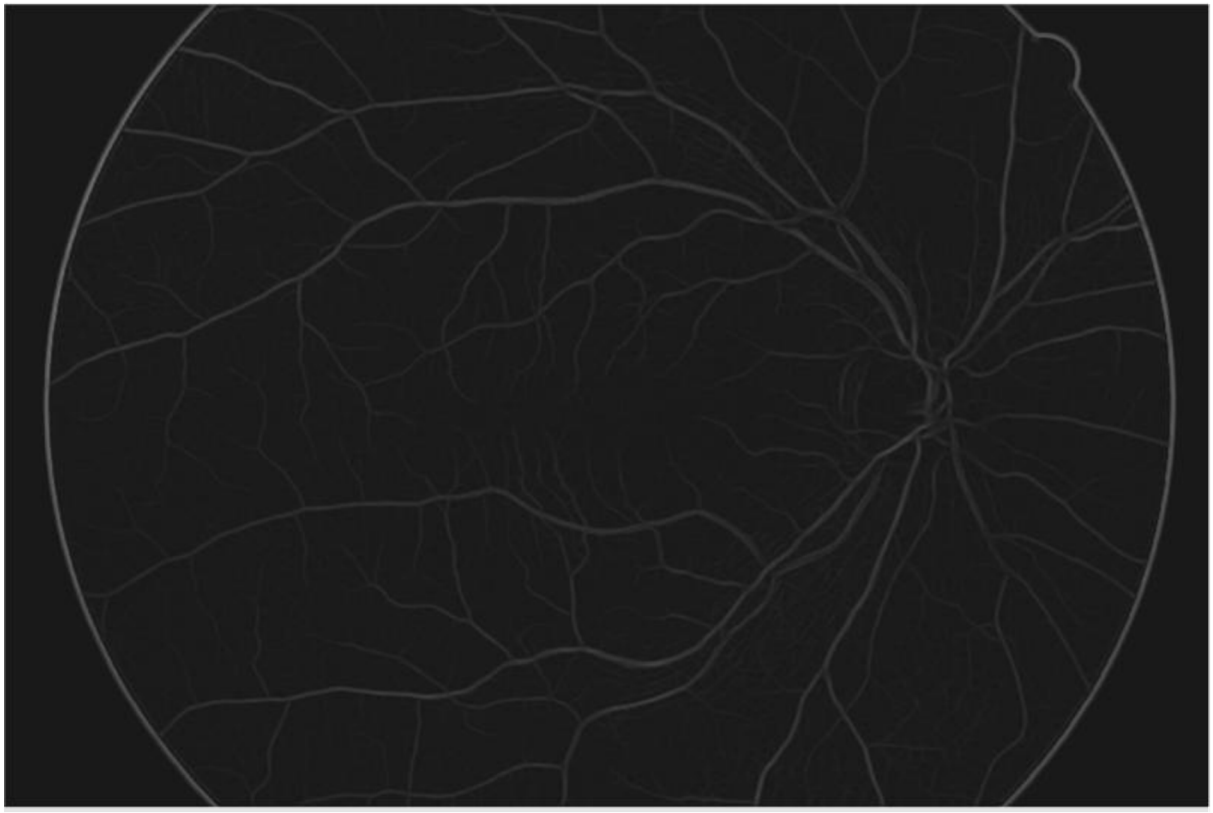
Další metoda, patřící do kategorie pomocí filtrace, používá přizpůsobený filtr pro odhalení cévy, článek popisující metodu poskytující přesnější výsledky se jmenuje *Detekce cévního řečiště v opthalmoskopických obrazech použitím přizpůsobené filtrace a algoritmu mravenčí kolonie* [13]. Používání tohoto filtru nedokázalo obnovit všechny cévy (zvláště kapilární). Tento článek popisuje nový přístup, který je navrhnut, aby překonal nedostatek z přizpůsobené filtrace. Navrhovaná metoda je hybridní model přizpůsobeného filtru a algoritmu mravenčí kolonie. Navrhovaná metoda ukazuje své úspěchy při používání dobře známých očních obrazů v DRIVE databáze.

Druhá metoda segmentace cévního řečiště automatickou metodou s využitím přizpůsobených filtrů [14]. Tato metoda bude více rozpracována, protože pro je použita pro klasifikaci, jako vstup dat z této filtrace. Ukázka snímku vyfiltrovaného přizpůsobenou filtrací lze vidět na Obr. 3.1.

Principem metody [14] je využití korelace mezi lokální oblastí v obraze, která obsahuje části cévy a filtrační maska. K navržení této masky bylo potřeba měření jasového profilu cév v obraze z databáze HRF uvedené v kapitole 2.3. Poté máme pro filtraci definováno pět 2D matic, které představují právě dané filtry. Při tvorbě těchto matic se vychází z rozdělení cév na pět různých šířek cév. Vstupem je RGB obraz, ze kterého při filtraci využíváme pouze zelenou G složku.

Vstupní data jsou postupně konvolovány natáčenými filtračními maskami, kde krok natáčení je v rozmezí 0° až 165° s krokem 15°. Touto konvolucí získáme 60 parametrických obrazů, představující dílčí odezvy, ze kterých je složena celková odezva - obraz. Sloučení provádíme tak, že lokální maximální odezva je vybraná mezi 60 hodnotami pro každý pixel. Vyplývající obraz tak obsahuje místní informaci o odhadovaném stupni cévní existence. Tento obraz může být okamžitě prahován, nalezením prahu podle standardní Otsu metody[15]. Některé krátké části cév (převážně tenké části) jsou jasně chybějící a jsou poté doplněny podle souvislé podmínky v oblasti kolem konce cévy. Je také pátráno po možném pokračování v přibližném směru očekávaného pokračování. V oblasti kruhového sektoru vhodné hloubky a šíře je se hledá pokračování cévy a v případě nalezení se lineární prvek propojí v souvislou cévu s cévní šíří z výchozího konce. Na závěr se morfologicky očistí dvojitý obraz, který

umožňuje odstranění malých nebo krátkých artefaktů kvůli šumu nebo dalším obrazovým strukturám, které nepatří cévnímu stromu.



Obr. 3.1: Obrázek cévního řečiště po přizpůsobené filtraci, převzato z [14].

4. Návrh metody segmentace pomocí Gabor filtru

Tato práce je zaměřena na segmentaci cévního řečiště sítnice. Aby bylo možné segmentovat cévní řečiště, je nutné se rozhodnout, jaký matematický popis textury zvolit. V této práci je používán popis pomocí Gáborových filtrů. Tento filtr je pojmenován po Dennisovi Gáborovi. Jde o lineární filtr vhodný pro detekci hran neboli přechodů mezi jednotlivými strukturami na snímku. Využívá podobné zpracování jako lidský vizuální systém. Proto je zvláště vhodný pro texturové analýzy, počítačové vidění a rozpoznávání znaků. Nakonec je celý obraz prahován pomocí matematické morfologie.

4.1. Teorie Gabor filtrů

Gáborovy filtry jsou úspěšně nasazovány na segmentaci a klasifikaci textury. Ukázalo se, že tato analýza je optimální ve smyslu principu neurčitosti mezi frekvencí a polohou. Gáborovy filtry jsou jako většina filtrů aplikovány na obraz pomocí konvoluce. [china kidney]

Třída dvojrozměrných Gáborových funkcí je definována jako:

$$G(x,y) = exp\left(-\frac{x'^2}{2\sigma_x^2}\right) exp\left(-\frac{y'^2}{2\sigma_y^2}\right) cos\left(\frac{2\pi x'^2}{\lambda} + \varphi\right), \tag{4.1}$$

kde:

$$x' = (x - m_x)\cos(\gamma) - \left(y - m_y\right)\sin(\gamma) \tag{4.2}$$

$$y' = (x - m_x)\sin(\gamma) + \left(y - m_y\right)\cos(\gamma) \tag{4.3}$$

Parametr γ určuje úhel natočení filtru, parametr φ určuje fázový posun a parametry m_x a m_y určují polohu středu filtru a směrodatné odchylky σ_x a σ_y určují rozsah filtru, to znamená, kolik pixelů bude mít ve směru x a y. Při volbě parametrů je důležité, aby byly voleny právě tak, aby pokryly široké spektru ve všech směrech. Pro lepší představu je filtr uveden filtr na obrázku. [16]

4.2. Konvoluce

Důležité je si uvědomit, že texturu můžeme analyzovat vždy jen na nějakém větším množství pixelů. Nikdy se nemůžeme rozhodnout na základě jednoho pixelu. Vzhledem k tomu, že chceme pomocí textury co nejlépe detekovat hrany, musíme tyto filtry upravit tak, abychom byli schopni detekovat co nejpřesněji rozhraní dvou textur. [16],[17]

Konvoluce je provedena pro každý filtr zvlášť. Záleží, kolik si zvolíme velikostí a směrů filtrů. Poté nezískáme jednu matici podobností, ale výsledkem jsou matice pro každou velikost a směr filtru. V každé z těchto matic je informace o parametrickém obraze v jednom ze

směru. Celkovou představu o hranách získáme vytvořením nové matice, ve které je vybrané vždy maximum ze všech směrů, v případě této práce dvanáct z dvanácti dílčích obrazů byl vytvořen jeden výsledný. [17]

4.3. Prahování

Prahování bylo využito k závěrečné úpravě obrazu, kdy se všechna obrazová data převádí na černobílý obraz. To znamená, že je převeden z obrazu ve stupních šedi na binární obraz, kde jsou cévy zastoupeny logickou jedničkou - bílá barva a pozadí je černé - logická nula. Tento krok je velmi důležitý pro vyhodnocení celé segmentace a závěrečné úpravy na obraze, kdy byl odstraněn šum vzniklý při filtraci pomocí gabor filtru.

4.4. Implementování aplikace

Aplikace byla implementována - naprogramována v programovém prostředí Matlab. Obsahem celého programu je několik částí: spouštěcí program s*tart,* funkce *filtry, gabor_fnk,* funkce *filtrace* a *prahování.*

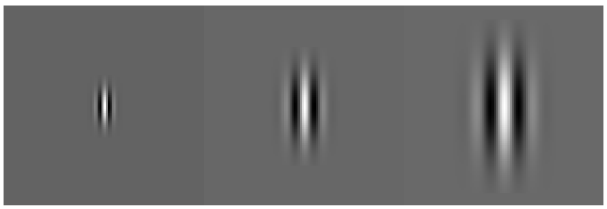
Spouštěcí program - *Start* se používá jako ovládací prvek pro celý program. Skládá se z několika částí. První je nastavení hodnot gabor filtru, v programu jsou již přednastavené hodnoty, které byly použity pro filtraci v této bakalářské práci.

a) **b)**

Obr. 4.1: Vstupní snímky: a)originální snímek s fundus kamery, b) upravený snímek, který je filtrován

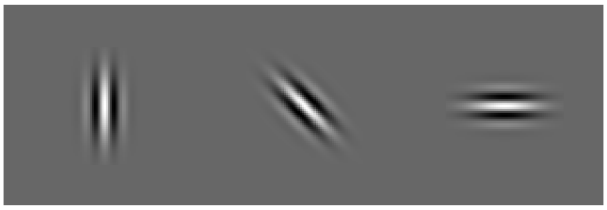
Popis hodnot:

- **lambda λ** – vlnová délka, její hodnota se udává v pixelech. Platné hodnoty jsou větší nebo rovnající se 2



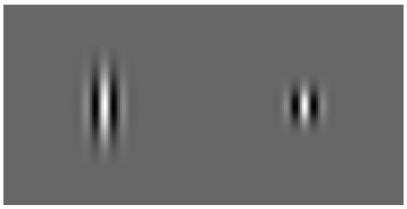
Obr. 4.2: Ukázka filtrů s různými hodnotami lambda, převzato z [19]

- **theta θ** – určuje orientaci normálních až paralelních pruhů ve filtru, hodnota je udávaná ve stupních, hodnoty se rovnají 0 - 360°



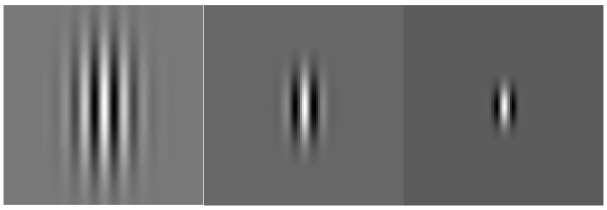
Obr. 4.3: Ukázka filtrů s různými hodnotami théta, převzato z [19]

- **fi φ** – fázový posun v argumentu kosinus je uvedena ve stupních, hodnoty jsou reálná čísla mezi -180 až 180
- **gamma γ** – poměr stran, určuje eliptičnost funkce, $\gamma = 1$ - je kruhová, $\gamma < 1$ je protáhlá ve směru paralelních pruhů



Obr. 4.4: Ukázka filtrů s různými hodnotami gama, převzato z [19]

- **bw** – šířka pásma – prostorová frekvence pásma



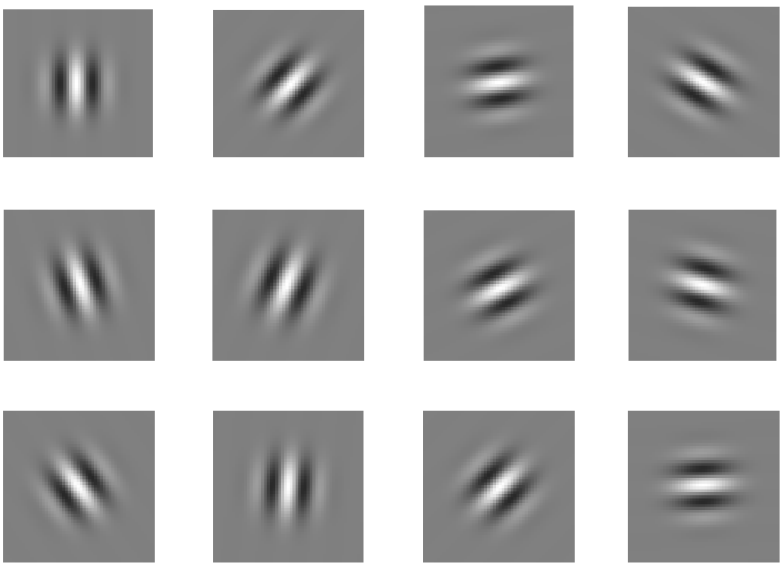
Obr. 4.5: Ukázka filtrů s různými hodnotami bw, převzato z [19]

- **N** – počet orientací, určuje počet směrů rotace filtru

Hned pod nastavením je nahrání obrázku, který se bude filtrovat. S obrázkem je potřeba načíst i masku, která je obsažena v databázi HRF. Poté se postupně provede funkce *filtry* a funkce *filtrace* a nakonec je celý obraz upraven pomoci funkce *prahovani*. Spouštěcí pro-

gram také během cyklu zobrazí výstup po filtrování snímek a nakonec zobrazí výsledný snímek.

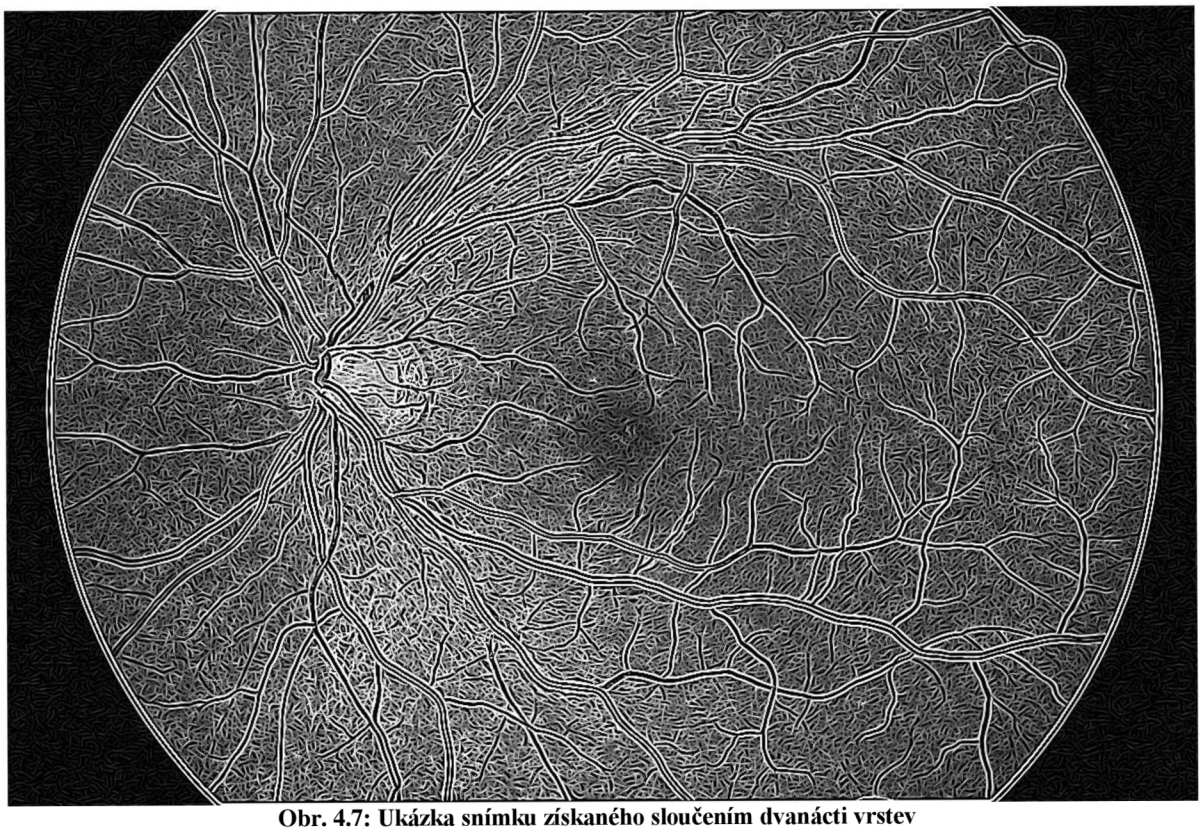
Funkce *filtry* vytvoří banku 12 filtrů pro směry 0° až 165° z krokem 15°. K vytvoření filtrů je potřeba funkce *gabor_fnk,* která slouží k výpočtu jednoho filtru. Je složena s matematického popisu gabor filtru a výpočtu rozsahu filtru.



Obr. 4.6: Banka filtrů, použita k segmentaci

Gabor_fnk je funkce, která vypočítá filtr podle předem nastavených parametrů. Nejdříve je potřeba si vypočítat sigmu – rozsah filtru, poté pomocí sigmy velikost filtru. Nakonec se vypočítá samotný filtr z předem nedefinovaných hodnot a dopočítaných hodnot. Tento filtr si lze na závěr funkce zobrazit.

Druhou nejdůležitější funkcí je funkce *filtrace*, která provede filtraci pomocí konvoluce. V matlabu je využita funkce *conv2*, je to před-programovaná funkce. Po konvoluci pro všech dvanáct směrů, bylo potřeba vytvořit z dvanácti snímků nový obraz. To bylo provedeno pomocí cyklu *for,* kde byla vždy vybrána maximální odezva z dvanácti vrstev a zapsána do nového souboru. Takto vzniklý snímek byl upraven pomocí matematické morfologie.



Obr. 4.7: Ukázka snímku získaného sloučením dvanácti vrstev

Nakonec je vše ve funkci *prahovani* upraveno pomocí několika příkazů. Nejdříve je obraz prahován. Prahování bylo provedeno pomocí funkce *for* a příkazu *if, k*terý pomocí masky (maska je obsažena v databázi HRF) omezuje prostor prahování. Dále jsou cévy v obrazu rozšířeny, tím došlo k propojení, pak je smazán šum a cévy ztenčeny.

Vše je poté otestováno na databázi HRF a pomocí jednoduchého algoritmu byly vypočítány hodnoty pro hodnocení algoritmu, jsou to TP, TN, FP, FN. Tyto hodnoty byly dále zpracovávány pomocí programu Microsoft Excel.

5. Diskuze a zhodnocení výsledků

Klasifikační metodu bylo potřeba zhodnotit. Nejdříve bylo zapotřebí získat hodnoty testováním, které bylo provedeno na databázi snímků HRF, která je více popsána v kapitole 2.3., poté byly výsledky zhodnoceny. Jestliže všechny hodnoty v následujících tabulkách vydělíme číslem 100, dostaneme výsledné hodnoty v procentech.

5.1. Kritéria k hodnocení

Pro hodnocení je potřeba stanovit si hodnotící kritéria, pomocí kterých dále probíhá samotné hodnocení výsledků práce.

Nejdříve si nadefinujeme následující pojmy používané při hodnocení:

- TP - True Positive (správně detekovaný bílý pixel): bílý pixel byl očekáván a detekován
- FP - False Positive (špatně detekovaný bílý pixel): byl očekáván černý pixel, ale detekován byl bílý
- TN - True Negative (správně detekovaný černý pixel): černý pixel byl očekáván a detekován
- FN – False Negative (špatně detekovaný černý pixel): byl očekáván bílý pixel, ale detekován byl černý

Sensitivita

Sensitivita, nebo také TPR – True Positive Rate, uvádí míru pravdivé pozitivity. Je to pravděpodobnost, že bílý pixel má patřit do cévního řečiště. Sensitivita je vyjádřena pomocí rovnice[22]:

$$TPR = \frac{TP}{TP+FN} \tag{5.1}$$

Specificita

Specificita, neboli TNR - True Negative Rate, je popsána jako míra pravdivé negativity. Uvádí pravděpodobnost, že černý pixel má patřit do pozadí. Popisuje jí rovnice[22]:

$$TNR = \frac{TN}{TN+FP} \tag{5.2}$$

Accuracy – přesnost měření

Jde o odchylku od skutečné hodnoty měřené veličiny. Vypočte se dle vztahu 5.3[3]:

$$ACC = \frac{TP+TN}{TP+FN+TN+FP} \tag{5.3}$$

Jestliže se přesnost měření přibližuje hodnotě 1 (resp. 100 %), tím je měření mnohem přesnější, a naopak. Samotná přesnost měření závisí na přesnosti použitého algoritmu hodnocení, v tomto případě tedy senzitivity, specificity a schopnosti počítat správné hodnoty. [3].

5.2. Výsledky testování a zhodnocení metody

Snímky zdravých pacientů

Tab. 5.1: Výsledky testování na smících zdravých pacientů

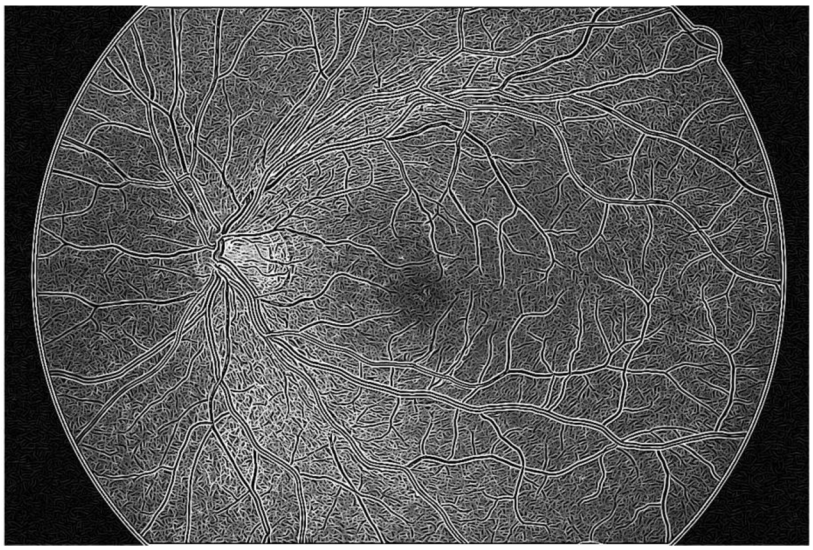
	SE	SP	ACC
h01	0,7795	0,9089	0,8817
h02	0,8945	0,9117	**0,9073**
h03	0,8370	0,8315	0,8327
h04	0,8848	0,8464	0,8538
h05	**0,6796**	**0,9136**	0,8925
h06	0,8822	0,8426	0,8509
h07	0,8302	0,9017	0,8886
h08	0,8494	0,8827	0,8758
h09	0,8123	0,9135	0,8973
h10	0,8088	0,9007	0,8844
h11	0,8869	0,8293	0,8404
h12	**0,9000**	**0,8160**	0,8341
h13	0,8181	0,8181	**0,8258**
h14	0,8436	0,8436	0,8417
h15	0,8024	0,9029	0,8867
průměr	0,8340	0,8709	0,8663
směrodatná odchylka	0,0569	0,0387	0,0272

minimální a maximální hodnota je vyznačena tučně

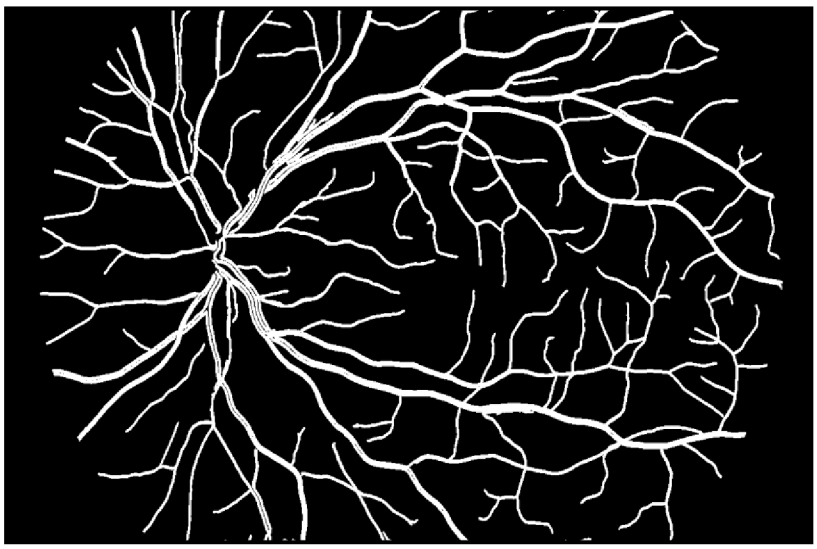
Tab. 5.2: Hodnoty ze zdravých snímků pro porovnání, převzato z [23]

	SE	SP	ACC
průměr	0,7861	0,9750	0,9539
směrodatná odchylka	0,0392	0,0065	0,0075

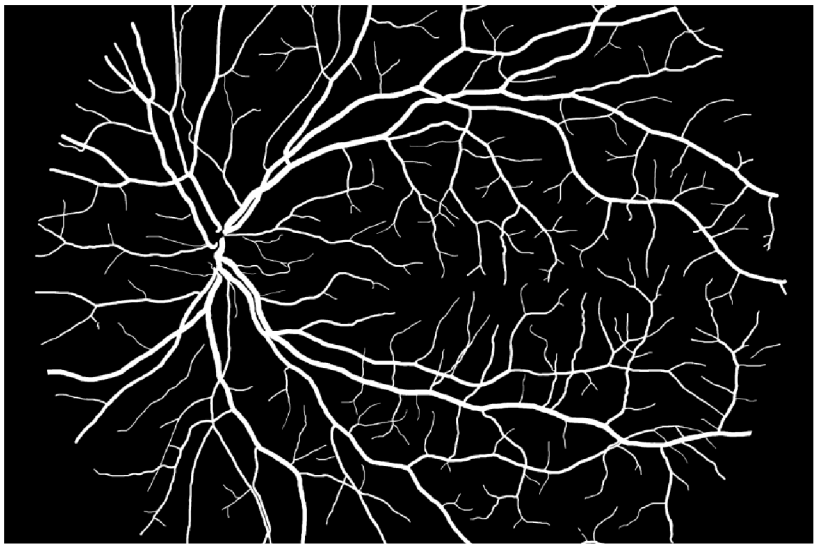
Snímky zdravých pacientů byly klasifikovány dostatečně, i když je u této metody vidět na Obr. 5.1 a 5.2 nižší schopnost klasifikace nejmenších cévních struktur. Průměr hodnoty SE - sensitivity jsou v této práci 0,8340, což značí pravděpodobnost, že bílý pixel je správně klasifikován, jako céva. Rozhodující je však hodnota ACC, jenž udává přesnost hodnocení a počítání SE a SP. Průměr ACC značí, že přesnost testování je více než 86 %, v porovnání s hodnotou z metody [23], která je přibližně 95 %. Rozdíl je nejspíš způsobený nedostatečným odstraněním šumu z filtru, ale snahou je, aby se hodnota přiblížila co nejvíce 1. Celkově je klasifikace pomocí [23] u zdravých pacientů lepší.



a)

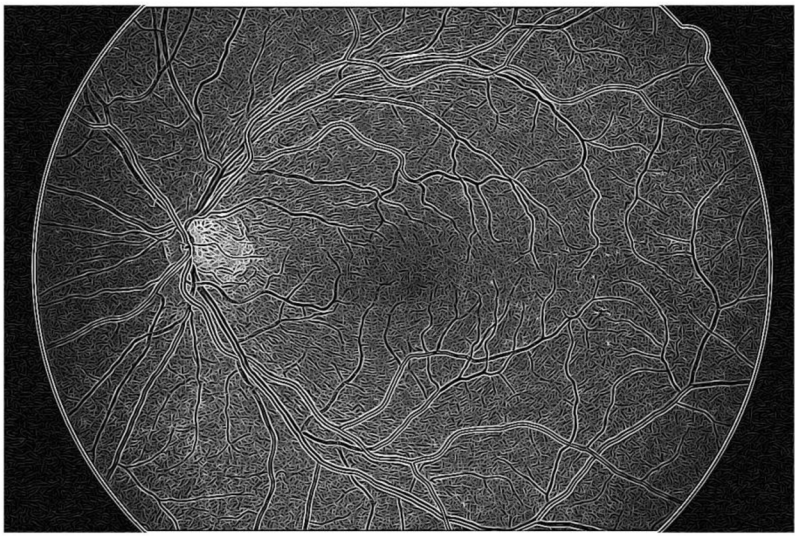


b)

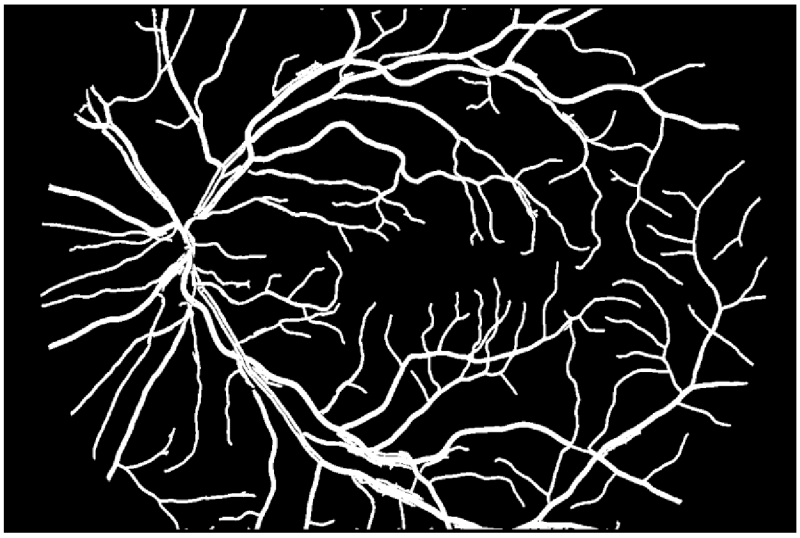


c)

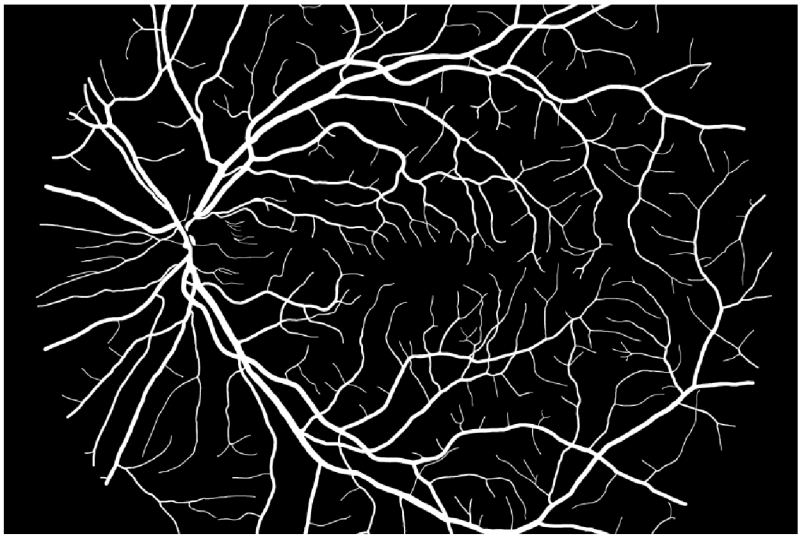
Obr. 5.1: Výsledky segmentace u snímku 02h: a) snímek filtrovaný pomocí gabor filtr, b) výsledný snímek, c) zlatý standard



a)



b)



c)

Obr. 5.2: Výsledky segmentace u snímku 08h: a) snímek filtrovaný pomocí gabor filtr, b) výsledný snímek, c) zlatý standard

Snímky pacientů s diabetickou retinopatií

Tab. 5.3: Výsledky testování na smících zdravých pacientů

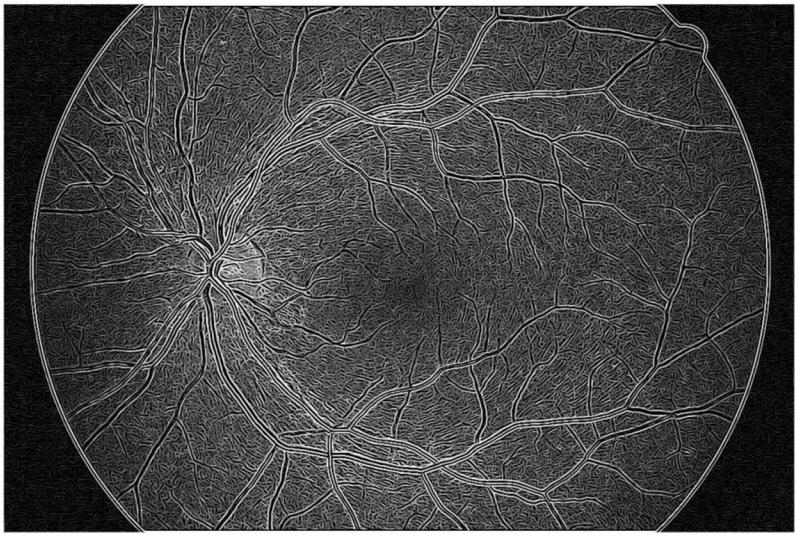
	SE	SP	ACC
dr01	0,8509	0,8930	0,8844
dr02	**0,9395**	0,8349	0,8558
dr03	0,8527	0,8455	0,8470
dr04	0,9168	0,8148	0,8342
dr05	0,8061	**0,9635**	**0,9369**
dr06	0,8362	0,9412	0,9197
dr07	0,9457	**0,7917**	**0,8195**
dr08	0,7977	0,9566	0,9244
dr09	0,8587	0,9016	0,8949
dr10	**0,7587**	0,9554	0,9211
dr11	0,8564	0,9476	0,9303
dr12	0,8675	0,9391	0,9239
dr13	0,8950	0,8674	0,8723
dr14	0,7938	0,9402	0,9143
dr15	0,8287	0,9540	0,9342
průměr	0,8536	0,9031	0,8942
směrodatná odchylka	0,0539	0,0582	0,0394

minimální a maximální hodnota je vyznačena tučně

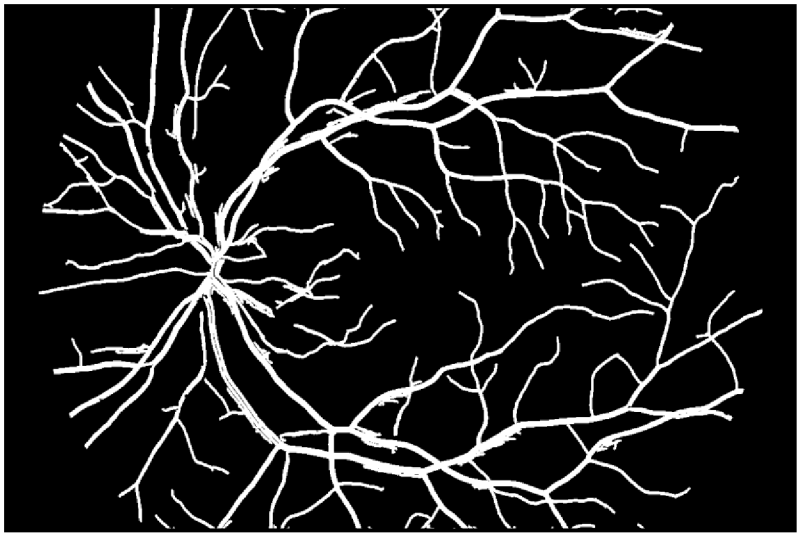
Tab. 5.4: Hodnoty ze snímků s DR pro porovnání, převzato z [23]

	SE	SP	ACC
průměr	0,7463	0,9619	0,9445
směrodatná odchylka	0,0566	0,0077	0,0084

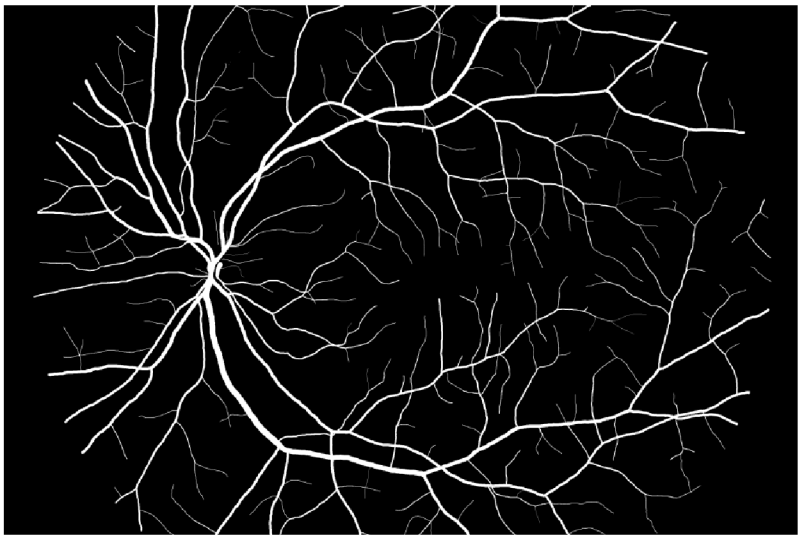
Dále byly klasifikovány snímky pacientů s diabetickou retinopatií, jejichž výsledky se ukázaly jako nepřesné. U této metody je již na první pohled zřejmá malá schopnost klasifikace nejmenších cévních struktur, a to z obrázků 5. 3. a 5. 4. Průměrná hodnota SE senzitivity se zde pohybuje okolo 85 %. Tato hodnota nám značí pravděpodobnost, kdy je bílý pixel správně klasifikován jako céva. Rozhodujícím ukazatelem je zde hodnota ACC, díky které zjišťujeme přesnost hodnocení a počítání SE a SP. Průměrná hodnota ACC poukazuje na 89% přesnost testování. V porovnání s hodnotou z metody [23], jejichž hodnota dosahuje 94 %, je zřejmý 5 % rozdíl. Tento je způsobován danými příznaky diabetické retinopatie, v tomto případě je tedy klasifikace složitější.



a)

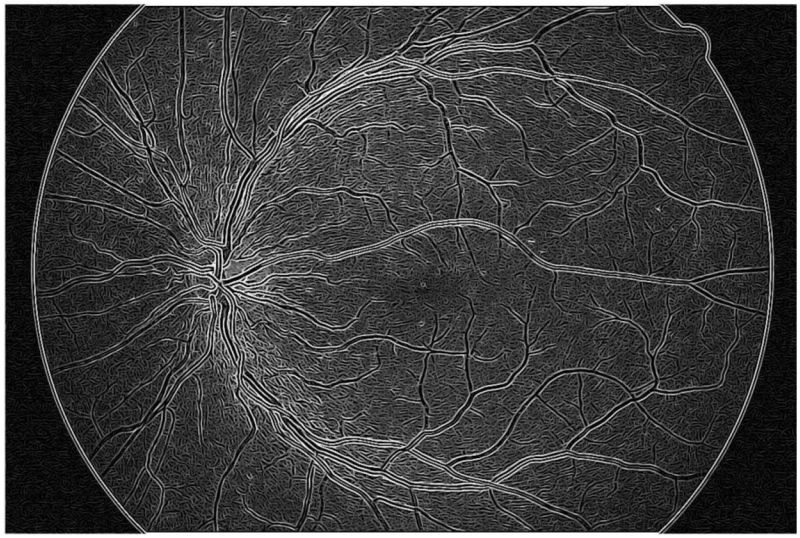


b)

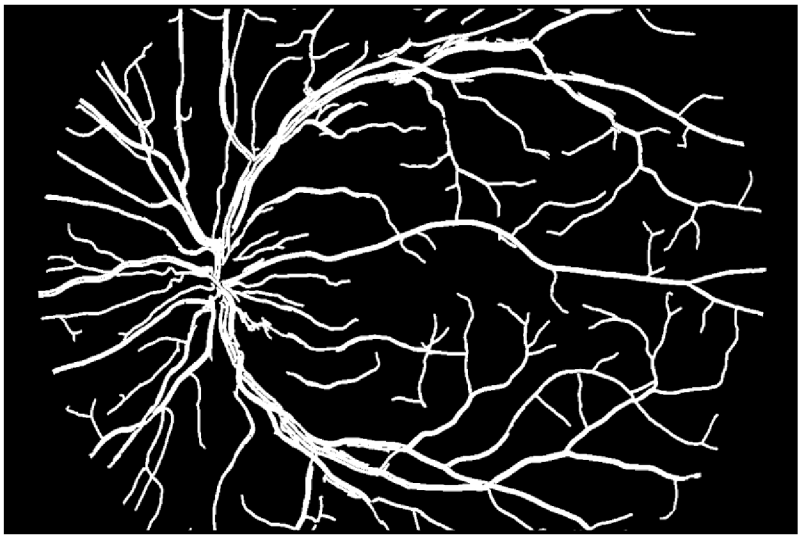


c)

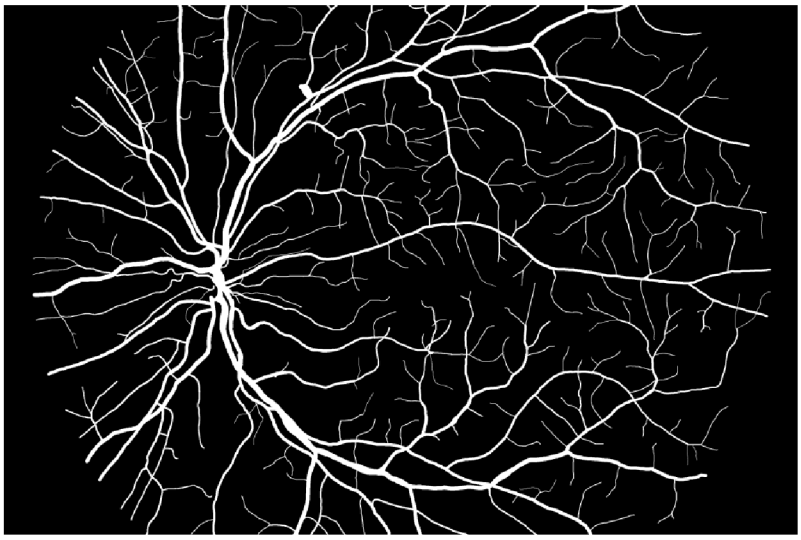
Obr. 5.3: Výsledky klasifikace u snímku 05dr: a) snímek filtrovaný pomocí gabor filtr, b) výsledný snímek, c) zlatý standard



a)



b)



c)

Obr. 5.4: Výsledky klasifikace u snímku 10dr: a) snímek filtrovaný pomocí gabor filtr, b) výsledný snímek, c) zlatý standard

Snímky pacientů postižených glaukomem

Tab. 5.5: Výsledky testování na smících zdravých pacientů

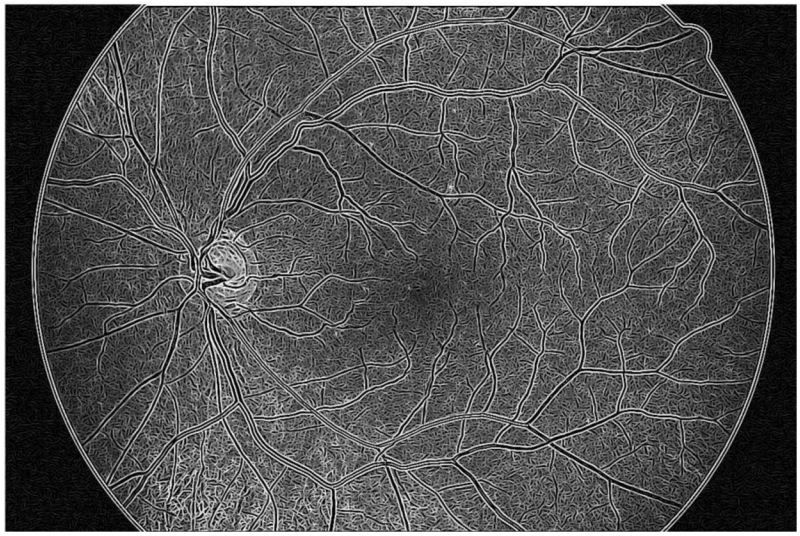
	SE	SP	ACC
g01	0,6847	0,9564	0,9197
g02	0,6661	0,9646	0,9197
g03	**0,5734**	**0,9806**	0,9331
g04	0,6460	0,9740	0,9313
g05	0,6717	0,9776	**0,9372**
g06	0,6921	0,9713	0,9327
g07	0,7162	0,9570	0,9253
g08	0,7812	0,9421	0,9200
g09	0,6784	0,9642	0,9260
g10	**0,7918**	0,9349	0,9159
g11	0,7126	0,9569	0,9191
g12	0,7566	0,9428	0,9117
g13	0,7080	0,9494	0,9163
g14	0,7241	**0,9311**	**0,9015**
g15	0,6747	0,9638	0,9209
průměr	0,6985	0,9578	0,9220
směrodatná odchylka	0,0545	0,0153	0,0092

minimální a maximální hodnota je vyznačena tučně

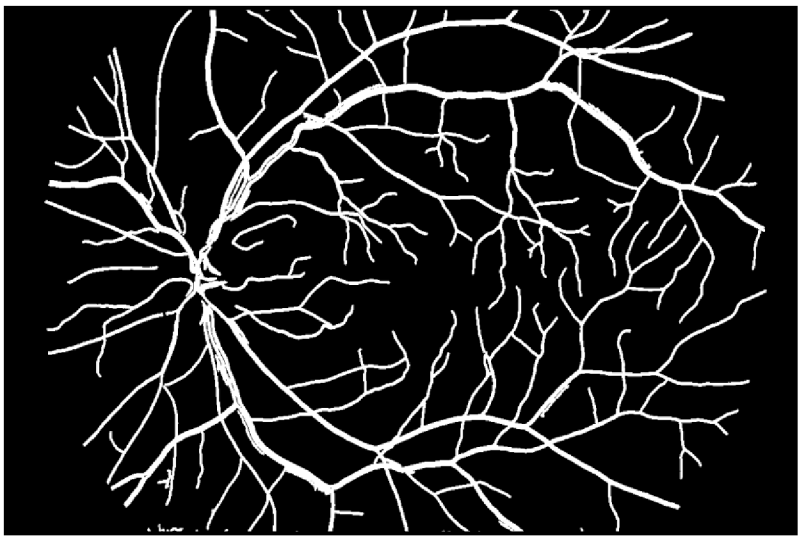
Tab. 5.6: Hodnoty ze snímků s glaukomem pro porovnání, převzato z [23]

	SE	SP	ACC
průměr	0,7900	0,9638	0,9497
směrodatná odchylka	0,0318	0,0069	0,0061

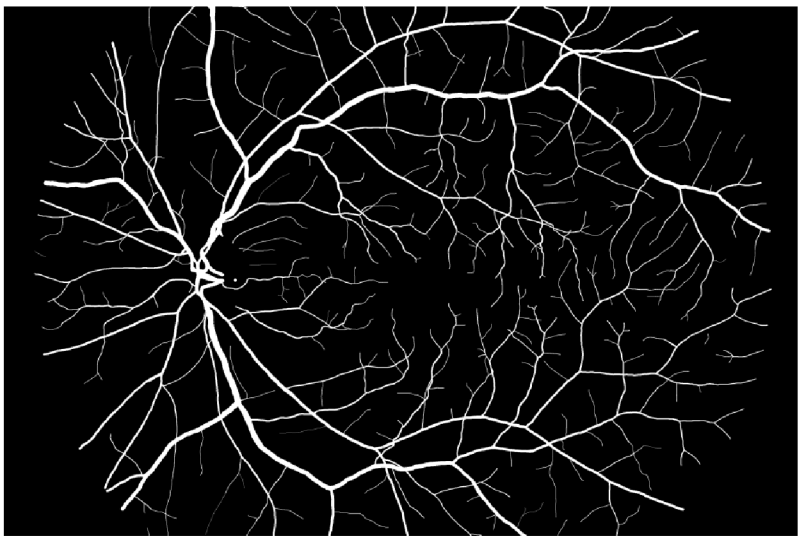
Jako poslední byly klasifikovány snímky pacientů s postižením glaukomu. Průměrná hodnota SE sensitivity, tedy pravděpodobnost, kdy je bílý pixel správě klasifikován jako céva, dosahuje necelých 70 %. Sensitivita SE se sice snížila, ale specificita SP je téměř stejná, jako hodnota u klasifikace snímků u zdravých pacientů. Průměrná hodnota ACC, tedy rozhodující ukazatel pro přesnost hodnocení a počítání SE a SP, ukazuje na 92 % přesnost při testování. V porovnání s hodnotou z metody [23], která činí 95 % je zde pouze 3 % odchylka. Při testování nebyl tento algoritmus příliš účinný, protože se zde zvýrazní mnoho příznaků již zmíněného glaukomu, tedy zeleného zákalu.



a)

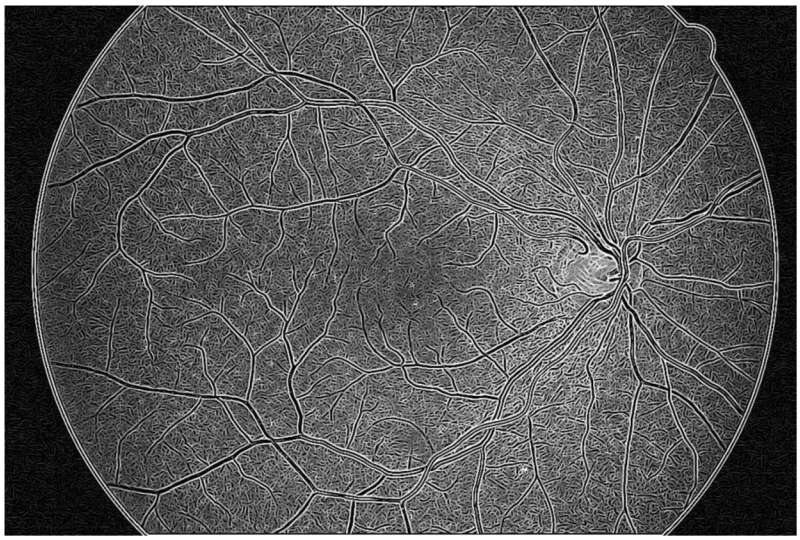


b)

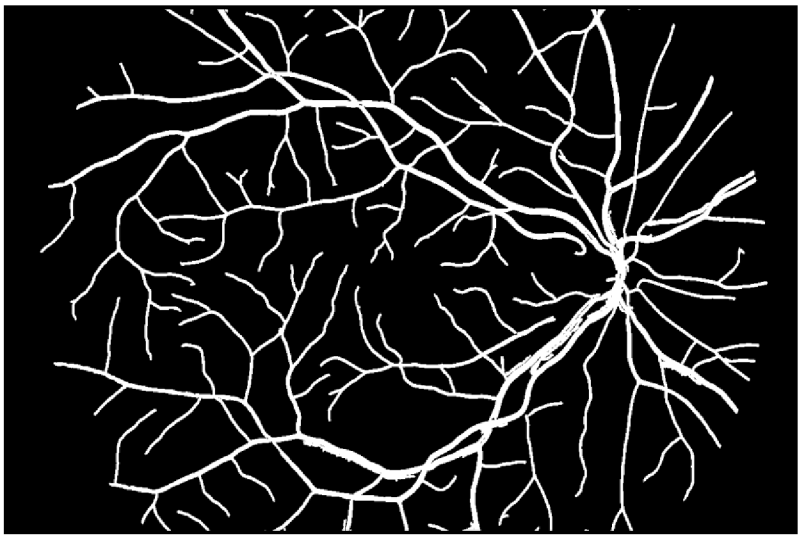


c)

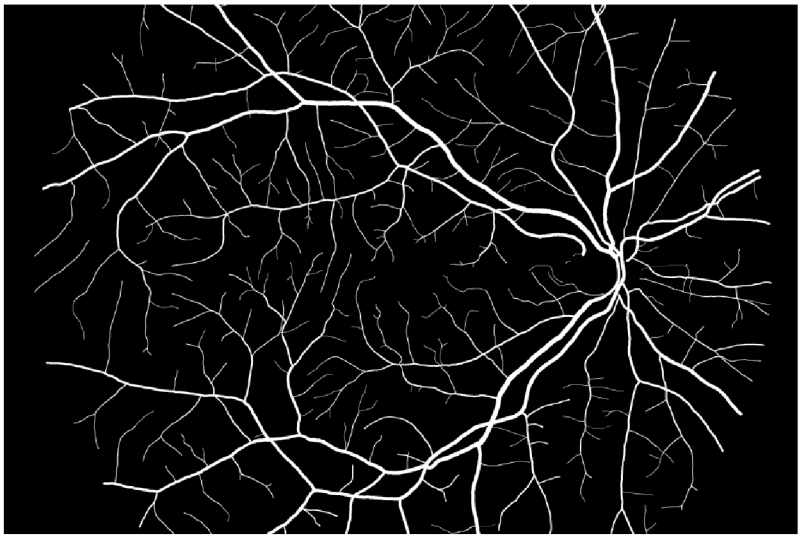
Obr. 5.5: Výsledky klasifikace u snímku 08g: a) snímek filtrovaný pomocí gabor filtr, b) výsledný snímek, c) zlatý standard



a)



b)



c)

Obr. 5.6: Výsledky klasifikace u snímku 10g: a) snímek filtrovaný pomocí gabor filtr, b) výsledný snímek, c) zlatý standard

6. Návod k aplikaci

Program se skládá z několika funkcí, které se spouští pomocí programu *start*. Program start se spouští pomocí tlačítka run na liště nástrojů v Editor okně.

Spouštěcí program start.m

Pomocí této části se nastavují hodnoty filtru, snímek, který chceme filtrovat, a postupně jsou spouštěny jednotlivé funkce.

1. První je potřeba nastavit parametry filtru

   Příklad: v závorkách jsou uvedeny hodnoty, které byly pro segmentaci použity.

```
lambda   = 12;          % frekvence (12)
theta    = 0;           % orientace (0)
fi       = [0 pi/2];    % fazovy posun  [0 pi/2]
gamma    = 1.5;         % pomer stran (1.5)
bw       = 1;           % sirka pasma (1)
N        = 12;          % pocet orientaci (12)
```

2. Poté je nastavíme na snímek a masku:

   Příklad: Fialová část, představuje název snímků, která se mění, pokud chceme vložit jiný snímek.

   `I = imread('01_h.jpg')` snímek pro učení

   `M = imread('01_h_mask.tif')` maska

Funkce filtry.m, gabor_fnk.m, filtrace.m, prahovani.m

V těchto funkcích není třeba nic nestavovat, automaticky se spustí po spuštění programu start.m a provedou výpočet automaticky.

Funkce hodnoceni.m

Tato funkce slouží pouze k zjištění hodnot potřebných pro hodnocení. Není zde potřeba nic nastavovat a ani měnit. Stačí ji jen spustit po provedené segmentaci.

7. Závěr

Cílem této práce bylo aplikovat vybranou metodu, pomocí které se budou segmentovat snímky z fundus kamery. Pro práci byla použita segmentace cévního řečiště pomocí gaborova filtru. Nejdříve byl snímek filtrován a poté prahován.

Implementace Gaborova filtru do programového prostředí Matlab byla provedena bez větších komplikací, v podstatě šlo o naprogramování rovnice 4.1 a možnosti vytvořit banku dvanácti filtrů pro 0° - 165° s krokem po 15°. Problém nastal až při správném nastavení vstupních parametrů pro vypočet filtru, aby byl snímek správně filtrován. Filtry byly na příslušný snímek aplikovány pomocí konvoluce. Konvoluci již matlab obsahuje jako přeprogramovanou funkci pod názvem conv2.

Druhý a zásadní problém nastal při hledání možnosti prahování. Původně bylo zamýšleno využít jednoduchou neuronovou síť- perceptron, pomocí které by byl celý obraz prahován. To, ale nebylo možné pro nedostatečnou klasifikační schopnost jednoduchého perceptronu. Proto byla zvolena varianta závěrečné úpravy pomocí příkazů matematické morfologie, které obsahuje matlab. Došlo k analýze a hledání správného postupu, jak použít nástroje matematické morfologie k optimální klasifikaci. Nakonec bylo použito několik nástrojů.

Celý program byl otestován na databázi HRF, která obsahuje 15 zdravých snímků, 15 snímku postižených glaukomem a 15 s diabetickou retinopatií. Při testování byla počítána senzitivita, specificita a přesnost hodnocení, která představuje odchylku od skutečně měřené veličiny. Výsledky hodnocení byly porovnávány s metodou přizpůsobené filtrace a prahování [23]. Metoda popisovaná v této práci se u skupiny snímků zdravých pacientů jevila přibližně stejná, v některých případech i o něco slabší. U snímků nemocných pacientů se tento rozdíl zvětšil a metoda přizpůsobené filtrace se projevila jako silnější klasifikační nástroj.

Do budoucna by se dalo zabývat nalezením vhodnější metody prahování a závěrečné úpravy obrazu, aby bylo možné správně klasifikovat i malé cévky. Nebo použít místo přizpůsobené filtrace jinou metodu pro před úpravu, která lépe odstraní nežádoucí šum.

Použitá literatura

[1] KOLÁŘ R.: *Diagnostika bio- a eko- systémů; Fundus kamery, konfokální mikroskopie přednáška* [pdf dokument]. ÚBMI VUT Brno. 2007 [cit. 24. listopadu 2012]. Dostupné z URL:http://www.ubmi.feec.vutbr.cz/~kolarr/mdbe/Kolar_MDBE_3.pdf

[2] DOSTÁL, V.: *Předzpracování obrazů sítnice: diplomová práce.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 60 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.

[3] SVOBODA, O.*: Hodnocení automatických metod segmentace cévního řečiště. Brno:* Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 56 s., 1 příloha. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jan Odstrčilík.

[4] *STructured Analysis of the Retina* [HTML dokument]. [cit. 25. listopadu 2012]. Dostupné z URL: <http://www.ces.clemson.edu/~ahoover/stare/>

[5] DRIVE: *Digital Retinal Images for Vessel Extraction* [HTML dokument]. [cit. 25. listopadu 2012]. Dostupné z URL: <http://www.isi.uu.nl/Research/Databases/DRIVE/>

[6] OPHTHALMIC DATA PROCESSING GROUP: *High-Resolution Fundus (HRF) Image Database* [HTML dokument]. [cit. 27. listopadu 2012]. Dostupné z URL: <http://ophthalmo.ubmi.feec.vutbr.cz/ophthalmo/page/hrf-database>

[7] GIANINI A., GRISAN E., RUGGERI A.: *Enhanced Classification-Based Vessel Tracking Using Vessel Models and Hough Transform.* Proc. of the 3rd European Medical and Biological Engineering Conference EMBEC 2005. November 20-25, 2005, Prague, Czech Republic. vol. 11, no. 1, ISSN 1727-1983

[8] PERFETTI R., RICCI E., CASALI D., COSTANTINI G.: *Cellular Neural Networks With Virtual Template Expansion for Retinal Vessel Segmentation.* IEEE Transactions on circuits and systems - II: Express briefs, vol. 54, no. 2, February 2007

[9] RICCI E., PERFETTI R.: *Retinal Blood Vessel Segmentation Using Line Operators and Support Vector Classification.* IEEE Trans. October 2007. On Medical Imaging, vol. 26, No. 10. pp. 1357-1365.

[10] CHANG Y., Hou-jin CH.:*Automated retinal blood vessels segmentation based on simplified PCNN and fast 2D-Otsu algorithm.* J. Cent. South Univ. Technol. (2009) 16: 0640−0646

[11] MARÍN D., AQUINO A., GERÚNDEZ-ARIAS M. E., et al.: *A New Supervised Method for Blood Vessel Segmentation in Retinal Images by Using Gray-Level and Moment Invariants-based Features.* IEEE Trans. on Medical Imaging, vol. 30, no. 1, 2011.

[12] ZANA F., KLEIN J. C. : *Segmentation of Vessel-Like Patterns Using Mathematical Morphology and Curvature Evaluation.* IEEE Transactions on image processing, vol. 10, no. 7, July 2001

[13] CINSDIKICI G. M., AYDIN D.: *Detection of blood vessels in ophthalmoscope images using MF/ant (matched filter/ant colony) algorithm* Ege University Int'l Computer Institute, Izmir, Turkey

[14] ODSTRČILÍK J., et al. *Improvement of Vessel Segmentation by Matched Filtering in Colour Retinal Images.* IFMBE Proceedings, vol. 25, pp. 327-330, 2009.

[15] OTSU, N A *Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms.* IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics 9(1):62-66, 1979

[16] JUN XIE, YIFENG JIAND and HUNG-TAT TSUI *Segmentation of Kidney From Ultrasound Images Based on Texture and Shape Priors* IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL. 24, NO. 1, JANUARY 2005

[17] M.JIRIK, T. RYBA, M. ZELEZNY, *Texture Based Segmentation Using Graph Cut and Gabor Filters,* ISSN 1054_6618, Pattern Recognition and Image Analysis, 2011, Vol. 21, No. 2, pp. 258–261.

[18] *Zdroj obrázku fundus kamery* [HTML dokument]. [cit. 11. dubna 2014]. Dostupné z URL: <http://www.kubena.cz/text/o-nas/pristrojove-vybaveni.php>

[19] *Zdroj obrázku gabor filtrů* [HTML dokument]. [cit. 1. května 2014]. Dostupné z URL: < http://matlabserver.cs.rug.nl/edgedetectionweb/web/edgedetection_params.html >

[20] ROZSÍVAL, P. *Oční lékařství.* 1. vyd. Praha: Galén, Karolinum, 2006. 373 s. ISBN 8072624040

[21] HO A. C., BROWN C. G., McNAMARA A. J., RECCHIA M. F., REGILLO D. C., VANDER F. J.: *Color atlas & synopsis of clinical opthalmology, Wills eye hospital*, 2003. pp. 2-129, ISBN: 0-07-137596-1

[22] PROVAZNÍK I: *Úvod do biomedicínské informatiky; Pravděpodobnost v rozhodování-přednáška* [pdf dokument].ÚBMI VUT Brno. 2011.

[23] ODSTRČILÍK J., et al., *Retinal Vessel Segmentation by Improved Matched Filtering: Evaluation on a New High-Resolution Fundus Image Diabase.,* IET Image Processing, vol. 4, p.12, 2013. ISSN 1751-9659

[24] ALIREZA OSAREH and BITA SHADGAR *Retinal Vessel Extraction Using Gabor Filters and Support Vector Machines* H. Sarbazi-Azad et al. (Eds.): CSICC 2008, CCIS 6, pp. 356–363, 2008. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2008

Použité zkratky

HRF	High-Resolution Fundus Image Database - databáze snímku z fundus kamery
FOV	Field of View – zorné pole
RGB	Red-Green-Blue – kanály v obrazu
TPR	True positive rate
FPR	False positive rate
TP	True positive
FP	False positive
TN	True negative
FN	False negative
ACC	Accuracy – přesnost měření