



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## DETEKCE OPTICKÉHO DISKU V SÉRIÍCH SNÍMKŮ Z VIDEO OFTALMOSKOPU

OPTIC DISC DETECTION IN VIDEO SEQUENCES FROM VIDEO OPHTHALMOSCOPE

### DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Marek Čermák

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D.

BRNO 2017

# Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské a ekologické inženýrství**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Student:** Bc. Marek Čermák

**ID:** 145981

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2016/17

**NÁZEV TÉMATU:**

## **Detekce optického disku v sériích snímků z video oftalmoskopu**

**POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:**

1) Seznamte se s principem snímání očního pozadí pomocí experimentálního video oftalmoskopu a s vlastnostmi takto získaných obrazových dat. Zejména se zaměřte na charakteristickou strukturu, kterou na snímcích tvoří optický disk (OD). 2) Proveďte literární rešerši prací zabývajících se analýzou fundus fotografií, zejména detekcí a segmentací OD. Zaměřte se hlavně na metody, které jsou robustní vůči šumu a artefaktům v obraze. 3) Vybrané metody blíže nastudujte a proveďte jejich implementaci v programovém prostředí MATLAB. 4) Implementované algoritmy otestujte a vyhodnoťte jak na veřejné databázi statických snímků sítnice, tak na dostupných experimentálních datech z video oftalmoskopu. 5) Proveďte diskusi dosažených výsledků a zhodnoťte účinnost a využitelnost aplikovaného řešení. 6) K vytvořeným programovým funkcím sepište přehledný návod k obsluze.

**DOPORUČENÁ LITERATURA:**

[1] MURAMATSU, Ch., et al. Automated segmentation of optic disc region on retinal fundus photographs: comparison of contour modeling and pixel classification methods. *Comp. Methods and Prog. in Biomed.*, vol. 2011, no. 101, pp. 23-32, 2011.

[2] CHENG, J., et al. Superpixel classification based optic disc and optic cup segmentation for glaucoma screening. *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 32, no. 6, pp. 1019-1032, 2013.

**Termín zadání:** 6.2.2017

**Termín odevzdání:** 19.5.2017

**Vedoucí práce:** Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D.

**Konzultant:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**  
*předseda oborové rady*

**UPOZORNĚNÍ:**

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

## **Abstrakt**

Tato práce je zaměřena na automatickou detekci optického disku v sítnicových obrazech. Je zde stručně popsána anatomie lidského oka, principy snímání očního pozadí a také přehled používaných metod pro detekci optického disku. Praktická část popisuje vytvořené postupy pro detekci optického disku, tedy detekci založenou na metodě rozvodí, aktivních konturách a také na metodě narůstání oblastí. Stěžejní metodou této práce je metoda kruhové transformace, která jako jediná umožnila detekovat optický disk na snímcích z video oftalmoskopu a také na kvalitních snímcích z fundus kamer. Metoda kruhové transformace byla otestována na třech databázích. Na databázi HRF dosáhla průměrného překrytí 92,44 %, na databázi DRIONS 91,03 % a na snímcích z video oftalmoskopu pak 77,36 %.

## **Klíčová slova**

Optický disk, sítnice, detekce optického disku, segmentace optického disku, oční pozadí, kruhová transformace

## **Abstract**

This work is focused on automatic detection of optic disc in retinal images. There is briefly described anatomy of human eye, principles of retinal imaging and also overview of the methods used for optic disc detection. The practical part describes developed procedures for optic disc detection, ie detection based on watershed transform, active contours and also on region growing technique. The main method of this work is the method of circular transformation, which as the only one allowed to detect the optic disc on the images of video ophtalmoscope and also on the high quality images from fundus cameras. This method was tested on three datasets. The average overlap 92,44 % was achieved for HRF dataset, 91,03 for DRIONS dataset and 77,36 for images of video ophtalmoscope.

## **Keywords**

Optic disc, retina, optic disc detection, optic disc segmentation, fundus, circular transformation

### **Bibliografická citace:**

ČERMÁK, M. *Detekce optického disku v sériích snímků z video oftalmoskopu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 103 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D..

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Detekce optického disku v sériích snímků z video oftalmoskopu jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne .....

.....

podpis autora

## **Poděkování**

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Janu Odstrčilíkovi, Ph.D. za jeho ochotu, čas a rady, které mi pomohly při tvorbě této práce.

V Brně dne .....

.....  
podpis autora

# Obsah

1. Úvod .....	11
2. Anatomie oka.....	13
2.1 Anatomie sítnice.....	14
3. Metody zobrazení očního pozadí.....	15
3.1 Oftalmoskopie .....	15
3.2 Fundus kamera .....	16
3.2.1 Vlastnosti obrazu fundus kamery.....	17
4. Vstupní data.....	19
4.1 HRF databáze.....	19
4.2 DRIONS databáze .....	19
4.3 Experimentální video oftalmoskop .....	20
4.3.1 Vlastnosti obrazu experimentálního video oftalmoskopu.....	21
4.3.2 Sada snímků z video oftalmoskopu.....	22
5. Segmentace a detekce optického disku.....	23
5.1 Rešerše metod segmentace optického disku.....	23
6. Aplikované metody .....	28
6.1 Detekce optického disku založená na metodě rozvodí.....	28
6.2 Detekce optického disku pomocí aktivních kontur .....	30
6.3 Segmentace optického disku pomocí metody narůstání oblastí .....	33
6.4 Zhodnocení metod.....	35
7. Detekce optického disku pomocí kruhové transformace .....	36
7.1 Kruhová transformace .....	36
7.2 Implementace kruhové transformace .....	39
7.2.1 Redukce prohledávaného prostoru .....	39
7.2.2 Předzpracování vstupního obrazu .....	46
7.2.3 Prohledávání obrazu.....	52
7.2.4 Tvorba OD mapy.....	59
7.2.5 Filtrace bodů PM .....	62
7.2.6 Symetrie.....	64
7.2.7 Výpočet souřadnic bodů PM .....	65

7.2.8	Vykreslení .....	66
8.	Výsledky a diskuse .....	68
8.1	Hodnotící parametry .....	68
8.2	Výsledky pro HRF databázi.....	69
8.3	Výsledky pro DRIONS databázi .....	73
8.4	Výsledky pro snímky z video oftalmoskopu.....	76
8.5	Srovnání s ostatními metodami .....	81
9.	Uživatelské rozhraní a návod k obsluze .....	84
9.1	Návod k obsluze .....	85
10.	Závěr .....	88
	Literatura .....	90
	Seznam příloh.....	97
A.	Příloha.....	98
B.	Příloha.....	100
C.	Příloha.....	102



## Seznam obrázků

Obr. 1 – Řez okem [2] .....	13
Obr. 2 – Princip přímé oftalmoskopie [7] .....	15
Obr. 3 – Princip nepřímé oftalmoskopie [8] .....	16
Obr. 4 – Schéma fundus kamery [10] .....	17
Obr. 5 – Snímek očního pozadí (Obraz z HRF databáze) .....	18
Obr. 6 – Snímek z databáze DRIONS .....	20
Obr. 7 – Snímek získaný z experimentálního video oftalmoskopu .....	21
Obr. 8 – Sada snímků z video oftalmoskopu .....	22
Obr. 9 - Posloupnost zpracování obrazu: (a) Vstupní obraz, (b) šedotónový obraz, (c) morfologické uzavření, (d) gradientní obraz, (e) watershed transformace, (f) oblasti potenciálního optického disku, (g) sloučení vnitřních oblastí, (h) segmentovaný optický disk .....	29
Obr. 10 – Optický disk detekovaný metodou rozvodí .....	30
Obr. 11 – Výstup metody Template matching .....	31
Obr. 12 – Vstupní obraz metody aktivních kontur s vyznačeným středem optického disku a počáteční konturou .....	32
Obr. 13 – Optický disk detekovaný aktivními konturami .....	32
Obr. 14 – Posloupnost zpracování obrazu: (a) šedotónový obraz, (b) morfologické uzavření, (c) Top-hats transformace, (d) roztažení kontrastu, (e) mediánová filtrace (f) výstup metody narůstání oblastí .....	34
Obr. 15 – Optický disk detekovaný metodou narůstání oblastí .....	35
Obr. 16 – Ukázka 40 radiálních přímků se středem v černém centrálním bodě [37] .....	37
Obr. 17 – Gradientní obraz $E_1$ .....	41
Obr. 18 – Vstupní obraz a jemu odpovídající horizontální signál $H_h$ .....	42
Obr. 19 – Gradientní obraz $E_2$ .....	43
Obr. 20 – Část vstupního obrazu, po kterém je posouváno okno a jemu odpovídající vertikální signál $H_v$ .....	44
Obr. 21 – Lokalizovaný optický disk (nahore) a binární mapa centrovaná na lokalizovaný bod (dole) .....	45

Obr. 22 – Snímek s tmavým pruhem.....	47
Obr. 23 – Předzpracování obrazů z video oftalmoskopu.....	49
Obr. 24 – Snímek z HRF databáze (nahore) a stejný snímek po předzpracování (dole).....	51
Obr. 25 – Princip prohledávání obrazu.....	52
Obr. 26 – PM matice .....	53
Obr. 27 – Relativní souřadnice vůči centrálnímu pixelu (černá buňka) .....	55
Obr. 28 – Vizualizace výpočtu relativních souřadnic do matice pozic.....	57
Obr. 29 – Matice pozic .....	57
Obr. 30 – Vizualizace výpočtu jednoho pixelu OD mapy.....	60
Obr. 31 – Předzpracovaný vstupní obraz a jemu odpovídající OD mapa .....	62
Obr. 32 – Filtrace bodů PM dle hodnoty variace .....	63
Obr. 33 – Filtrace bodů PM dle jejich vzdáleností od centrálního pixelu .....	64
Obr. 34 – Vizualizace výpočtu obrazových souřadnic z OD matice a matice pozic .	65
Obr. 35 – Segmentovaný optický disk s nevyhlazenou hranicí .....	66
Obr. 36 – Oblasti pro výpočet hodnotících parametrů [5] .....	68
Obr. 37 – Nejlépe (vlevo) a nejhůře (vpravo) segmentované obrazy z HRF databáze .....	71
Obr. 38 – Histogram snímků HRF databáze dle výsledné hodnoty překrytí.....	73
Obr. 39 – Rozdíl referenčních kontur od dvou expertů.....	74
Obr. 40 – Histogram snímků DRIONS databáze dle výsledné hodnoty překrytí .....	75
Obr. 41 – Nejlépe (vlevo) a nejhůře (vpravo) segmentované obrazy z databáze DRIONS.....	76
Obr. 42 – Chybná nebo neúplná segmentace optického disku vlivem deformace optického disku (vlevo) a vlivem nadměrné velikosti optického disku (vpravo) v obraze .....	77
Obr. 43 – Neúplná nebo chybná segmentace optického disku vlivem nevýrazné hranice (vlevo) a vlivem chybné lokalizace (vpravo) .....	78
Obr. 44 – Nejlépe segmentované obrazy z video oftalmoskopu .....	79
Obr. 45 – Histogram snímků z video oftalmoskopu dle výsledné hodnoty překrytí .....	80
Obr. 46 – Grafické uživatelské rozhraní .....	85

# 1. ÚVOD

Oko představuje pro člověka velmi důležitý orgán, díky kterému je schopen vidět a zprostředkovává mu tak většinu příchozích informací z okolí. Oko však stejně jako jiné části těla může postihnout některé onemocnění, které může v krajním případě vést až ke slepotě, což má na danou osobu fatální dopad. Případně se na oku a především na očním pozadí může projevit onemocnění jiné části těla. Oční pozadí v tomto případě hraje jedinečnou roli, protože zde prochází řada obnažených cév a nervových vláken, které je možné, jako na jediném místě na těle, neinvazivně pozorovat skrz zornici. Snímání očního pozadí je tedy důležitým nástrojem, díky kterému je možné diagnostikovat a léčit množství chorob postihujících nejen oko.

Pro zobrazení očního pozadí existuje množství zobrazovacích systémů, které jsou v dnešní době schopny poskytnout snadné a rychlé vyšetření. Zlepšováním zobrazovací kvality a dostupnosti těchto systémů však také roste nárok na zpracování snímků, které poskytují. Pro jednodušší a rychlejší zpracování snímků očního pozadí bylo vytvořeno mnoho technik s cílem nalézt a analyzovat jednotlivé struktury jako jsou optický disk, žlutá skvrna a cévní řečiště a případně také detekovat různé abnormality. Tyto techniky umožňují snadnější diagnózu patologických stavů, nebo je mohou dokonce předpovídat.

Tato práce se zaměřuje na dílčí část těchto technik, konkrétně na automatickou detekci optického disku. Detekcí optického disku se předpokládá jeho co nejpresnější ohraničení. Byť se tento úkol může zdát poměrně jednoduchým, existuje řada komplikací, které jej znesnadňují, a proto dosud nebyla vyvinuta metoda se stoprocentní úspěšností.

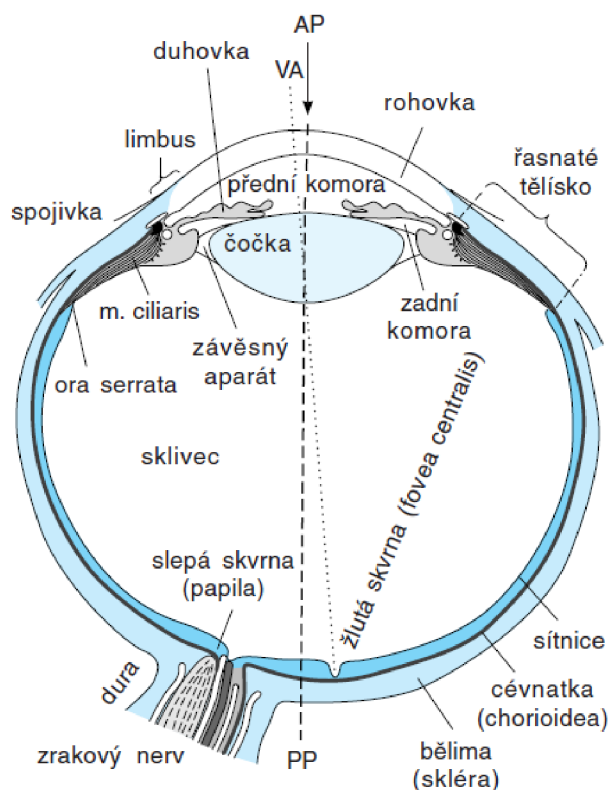
Cílem této práce však není tvorba nové metody pro detekci optického disku, ale spíše nalezení, implementace a případná modifikace již existující metody, za účelem detekce optického disku na snímcích z experimentálního video oftalmoskopu. Protože jsou dnešní metody vytvářeny pro kvalitní snímky z fundus kamer, představují pro většinu z nich snímky z video oftalmoskopu, které jsou kvalitativně podstatně horší, značný problém.

Práce je tedy uspořádána následovně. V druhé kapitole je pro přiblížení problematiky nejprve popsána anatomie oka a sítnice, na kterou navazuje třetí kapitola s nejčastějšími technikami zobrazení očního pozadí. Čtvrtá kapitola popisuje vlastnosti obrazů a databází, které jsou v této práci použity. Pátá kapitola obsahuje rešerši prací zabývajících se detekcí a segmentací optického disku. Jsou

zde popsány především často používané metody, které jsou již různými autory několikrát modifikovány, a tedy ověřeny. Následující šestá kapitola představuje postupy, které byly v průběhu hledání vhodné metody vytvořeny. Sedmá kapitola pak již detailně popisuje metodu kruhové transformace, jakožto stěžejní metodu této práce. V osmé kapitole jsou zhodnoceny výsledky, kterých metoda kruhové transformace dosáhla na všech typech vstupních obrazů. Devátá kapitola představuje vytvořené grafické uživatelské rozhraní a návod k jeho obsluze. Poslední desátá kapitola pak shrnuje dosažené výsledky.

## 2. ANATOMIE OKA

Zrak je pro člověka nejdůležitějším smyslem, jelikož poskytuje přibližně 70 % všech informací o okolním světě. Umožňuje vnímat elektromagnetické záření ve viditelné části spektra, tedy přibližně od 450 nm (fialové světlo) do 750 nm (červené světlo), v širokém rozmezí intenzit. Je zprostředkováván pomocí zrakových smyslových orgánů – očí. Oční kouli (bulbus), jejíž řez je možné vidět na Obr. 1, tvoří bělima (skléra), cévnatka a sítnice (retina). Bělíma je vnější ochranná vrstva oka, vpředu přecházející v průhlednou rohovku, která umožňuje průchod světelných paprsků. Cévnatka je vrstva obsahující velké množství cév, které vyživují struktury oka. Sítnice označuje nervovou tkáň v oku obsahující receptorové buňky. [1] [2] [3]



Obr. 1 – Řez okem [2]

Oko reaguje na světlo pomocí fotoreceptorů umístěných na sítnici. Aby byl zrakový vjem kvalitní, musí se na sítnici vytvořit obraz pozorované scény (převrácený a zmenšený). Toho je dosaženo pomocí optických rozhraní (přední plocha rohovky, přední a zadní plocha čočky), které lámou dopadající světlo a zaostřují jej na sítnici. Pro možnost pozorovat jak blízké, tak vzdálené objekty, má čočka schopnost akomodace, neboli změny tvaru, která umožňuje úpravu lomivosti dopadajících světelných paprsků. Změny tvaru čočky jsou způsobeny stahem ciliárních svalů a

řízeny parasympatikem. Množství světla vstupujícího do oka reguluje duhovka. Ta obsahuje hladká svalová vlákna, která umožňují zúžení a rozšíření zornice. Zornice je pak kruhový otvor ve středu duhovky, jímž prochází světelné paprsky dále do oka. Mezi rohovkou a čočkou se nachází komorový prostor, který duhovka rozděluje na přední a zadní komoru, vyplněné komorovou tekutinou. Ta se tvoří v řasnatém tělísku, což je přední ztluštělá část cévnatky a přesouvá se přes zornici do přední komory oka, kterou také vyplňuje. Vnitřní prostor oka mezi čočkou a sítnicí pak vyplňuje gelovitá průhledná hmota – sklivec. Tvar oční koule je určen jejím obalem (bělím) a také nitroočním tlakem, který je vyšší než tlak okolí (běžně 10 – 21 mmHg). Vysoký nitrooční tlak může způsobit snížení průtoku krve v sítnici a zhoršit tak průběh glaukomu (zeleného zákalu). [1] [2] [3]

## 2.1 Anatomie sítnice

Sítnice je světločivá vrstva na vnitřní stěně oka zasahující téměř až k řasnatému tělísku. Tvoří ji několik vrstev. Vnitřní vrstva (směrem k cévnatce) je tvořena světločivými elementy, tedy tyčinkami a čípkami, a také pigmentovými buňkami zabraňujícími zpětnému odrazu již zaznamenaného světla. Na ně navazuje vrstva bipolárních a gangliových buněk, jejichž axony se a na vnější straně sítnice sbíhají a tvoří zrakový nerv. Vnější vrstva obsahuje také retinální cévy. Místo s největší koncentrací fotoreceptorů na sítnici se nazývá žlutá skvrna (macula lutea) a nachází se v centrální oblasti sítnice. V centru žluté skvrny se ještě nachází drobná prohlubeň - centrální jamka (fovea centralis), což je místo, ve kterém se nevyskytují žádné tyčinky, ale přitom je zde vysoká koncentrace čípků, nad kterými je jen malé množství buněk a žádné cévy. Jde tedy o oblast s nejvyšší zrakovou ostrostí. Místo, kde zrakový nerv vystupuje z oka, nazýváme optický disk (slepá skvrna, papila). Optický disk je zároveň místem, kudy do oka vstupují tepny a z oka vystupují žíly. Má nejčastěji kruhový nebo eliptický tvar s průměrem přibližně 1,5 mm a nenachází se zde žádné fotoreceptory, je tedy slepé. Změny tvaru nebo barvy optického disku indikují patologické stavy (například glaukom). Proto jsou zobrazovací metody velmi důležité z hlediska diagnostiky těchto poruch. [2] [4] [5]

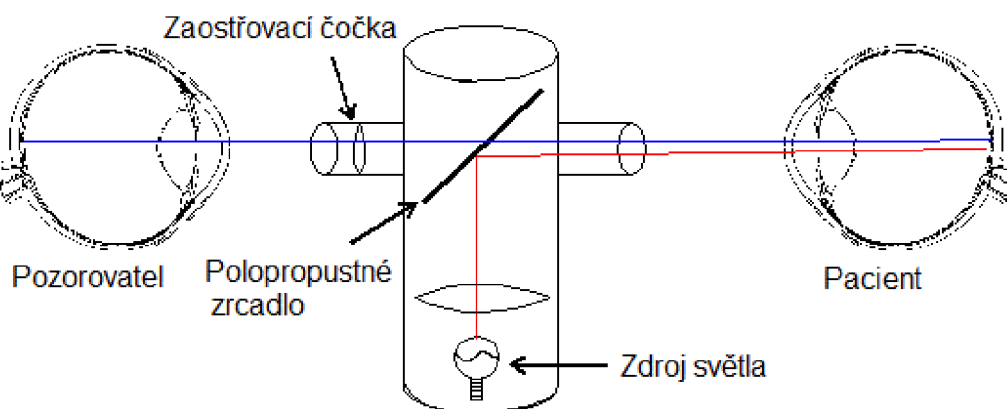
### 3. METODY ZOBRAZENÍ OČNÍHO POZADÍ

Snímáním očního pozadí rozumíme vyšetření zadního segmentu oka, tedy sítnice včetně optického disku a sklivce. Vyšetření je možné provést pomocí několika metod. Mezi ty základní patří oftalmoskopie a fundus kamera.

#### 3.1 Oftalmoskopie

Oftalmoskopie představuje vyšetření zadního segmentu oka, tedy především sítnice, pohledem. Principiálně se jedná o osvětlení vnitřku oka viditelným světlem a následné sledování paprsků odražených od sítnice. Odražené paprsky jsou však pozorovatelné pouze pokud je osa pozorování přibližně stejná, jako je osa osvětlení. Proto nelze běžně pozorovat sítnici například pomocí ruční svítilny. Protože povrchové vrstvy sítnice jsou jediným místem na těle, kde jsou tepny a žíly obnažené a snadno viditelné, má oftalmoskopické vyšetření značný význam při diagnostice chorob zasahujících cévy, jako je například hypertenze a cukrovka. Oftalmoskopie může být buď přímá, nebo nepřímá. [2] [6]

Přímý oftalmoskop je jednoduchý přístroj, skládající se z polopropustného zrcadla, zdroje světla a několika čoček. Princip je velmi jednoduchý. Zdroj světla svítí na polopropustné zrcadlo, ze kterého je světlo odraženo do vyšetřovaného oka, kde dopadá na sítnici. Světlo odražené od sítnice putuje zpět do oftalmoskopu, prochází přes polopropustné zrcadlo a zaostřovací čočku přímo do oka pozorovatele (viz Obr. 2).

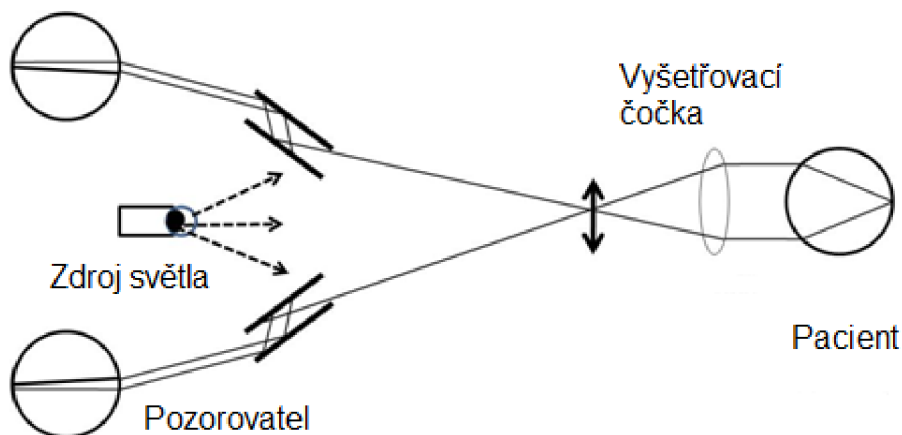


Obr. 2 – Princip přímé oftalmoskopie [7]

Tímto způsobem je možné najednou zobrazit pouze oblast sítnice o průměru přibližně 2 mm. Pro vyšetření větší plochy sítnice, je nutné měnit úhel pozorování.

Mezi další nevýhody patří ztráta prostorového vjemu, protože pozorování probíhá pouze jedním okem a také nemožnost uchování snímků. Pozorování probíhá z krátké vzdálenosti (přibližně 2 cm) a pozorovaný obraz je několikanásobně zvětšený (cca 15x). [6]

Nepřímý oftalmoskop se od přímého liší především ve vzdálenosti vyšetření. To probíhá z větší vzdálenosti (cca 50 cm) za pomoci vyšetřovací čočky a zdroje světla připevněném na hlavě pozorovatele, nejčastěji ve formě čelenky či brýlí. Vyšetřovatel drží čočku v blízkosti pacientova oka a přes ni osvětluje a současně pozoruje sítnici. Pozorovaný obraz je pak na rozdíl od přímého oftalmoskopu převrácený a méně zvětšený. Je však zobrazena větší plocha sítnice (zorné pole je až 45°), a tak je vyšetření přehlednější. Oproti přímé oftalmoskopii také nedochází ke ztrátě prostorového vjemu, protože pozorování probíhá oběma očima. Princip nepřímého oftalmoskopu je možné vidět na Obr. 3. [6]



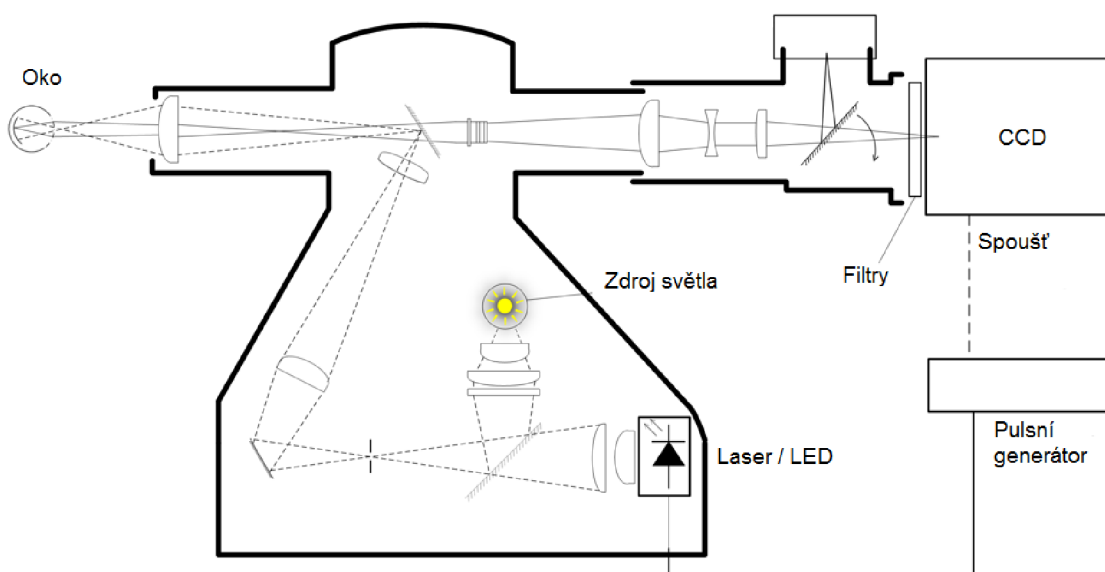
Obr. 3 – Princip nepřímé oftalmoskopie [8]

## 3.2 Fundus kamera

Fundus kamera je zařízení umožňující vyšetření očního pozadí fotografickou cestou. Umožňuje na rozdíl od oftalmoskopů zaznamenat a uložit obraz sítnice ve formě nejčastěji digitálního obrazu. Princip záznamu je podobný nepřímé oftalmoskopii (viz Obr. 4). Světelný paprsek je pomocí soustavy čoček a zrcadel směřován do pacientova oka umístěného v blízkosti objektivu přístroje. Po dopadu na sítnici se světelné paprsky odrážejí a putují zpět do objektivu přístroje, procházejí polopropustným zrcadlem (zrcadlem s otvorem), soustavou čoček a filtrů do CCD snímače, kde dojde k záznamu a současně také do okuláru, kterým vyšetřovatel sleduje scénu. Zdroje světla jsou ve fundus kameře přítomny dva. První slabší zdroj



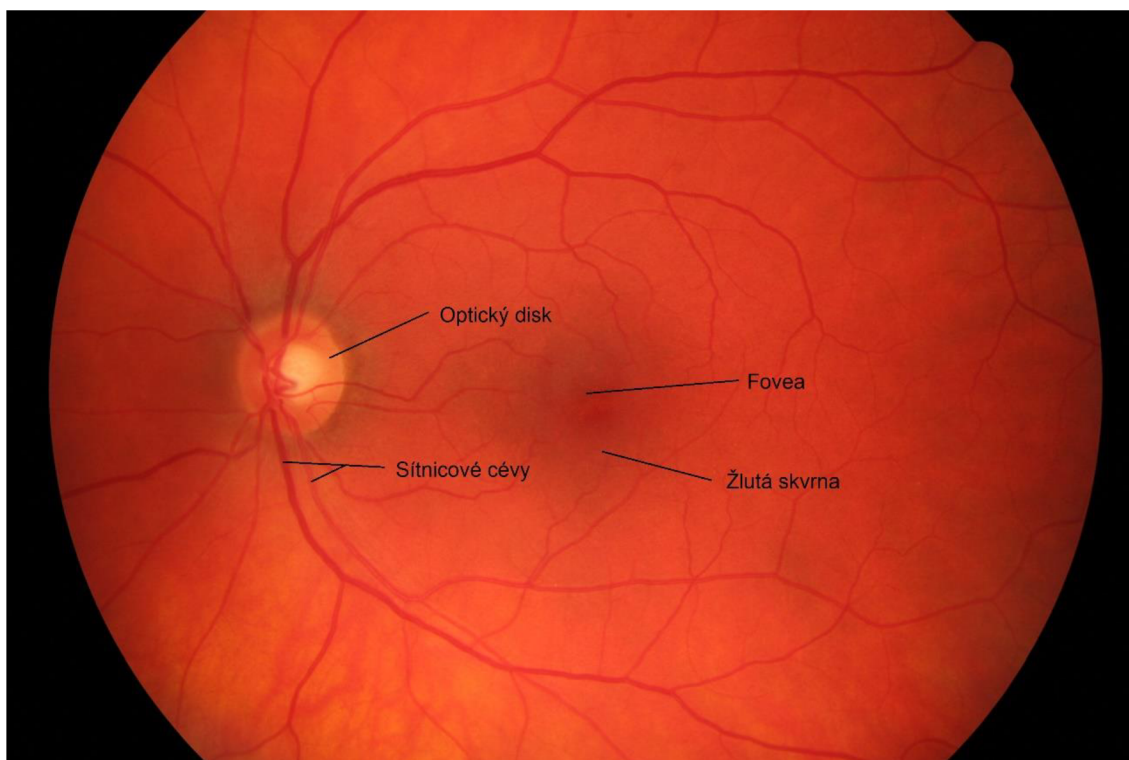
světla slouží vyšetřovateli k zaměření a zaostření scény, druhý intenzivní zdroj viditelného světla (blesk) pak slouží k pořízení snímku. V momentě pořízení snímku jsou světelné paprsky jdoucí do okuláru pozorovatele odkloněny, aby nedošlo k jeho oslnění. Zorné pole fundus kamery je možné měnit v rozsahu přibližně 15° až 60°, lze tedy zobrazit poměrně velkou oblast sítnice. Pro zvýraznění některých struktur sítnice (například nervová vlákna nebo retinální cévy) lze do cesty světelných paprsků předřadit barevné filtry – nejčastěji červený (640 nm), zelený (540 nm) a modrý (450 nm). [6] [9]



Obr. 4 – Schéma fundus kamery [10]

### 3.2.1 Vlastnosti obrazu fundus kamery

Výstupem klasické fundus kamery je nepřevrácený několikanásobně zvětšený digitalizovaný RGB obraz očního pozadí. Je tedy tvořen souborem pixelů ve 2D rovině, kde každý pixel nabývá určité amplitudy, tedy jasu. V RGB obrazu je pak jeden pixel tvořen třemi barevnými složkami - R (red - červená), G (green - zelená), B (blue - modrá), přičemž každá složka může nabývat jiného jasu. Kombinací těchto složek vzniká barevný odstín. Jde tedy o barevný (multichromatický) obraz.



Obr. 5 – Snímek očního pozadí (Obraz z HRF databáze)

Obr. 5 zobrazuje typický obraz získaný fundus kamerou. Takovýto obraz má vysoké rozlišení a vysokou obrazovou kvalitu. Obraz má obecně červené zbarvení, což je dáno odrazem světla od prokrvené cévnatky. [6] Jsou na něm vidět všechny základní struktury. V centrální oblasti se nachází žlutá skvrna s centrální jamkou (foveou), které mají podobu tmavé kruhové oblasti, jejíž jas se směrem k centru žluté skvrny snižuje. V této oblasti se nenachází žádné krevní cévy, pouze ji obklopují. Tyto cévy, které jsou na obraze patrné jako tenké linie s lokálně nižším jasnem, se pak postupně sdružují a všechny směřují do optického disku. Optický disk je jasně viditelný nažloutlý kruhový nebo eliptický objekt, který dosahuje největšího jasů z celého obrazu a má jasně definované okraje. Jeho jas se směrem k okrajům postupně snižuje. Jak již bylo zmíněno, z optického disku vystupuje veškeré cévní zásobení. Této skutečnosti lze využít při lokalizaci optického disku.

## 4. VSTUPNÍ DATA

Pro vývoj a testování algoritmů v této práci jsou použity tři typy vstupních dat.

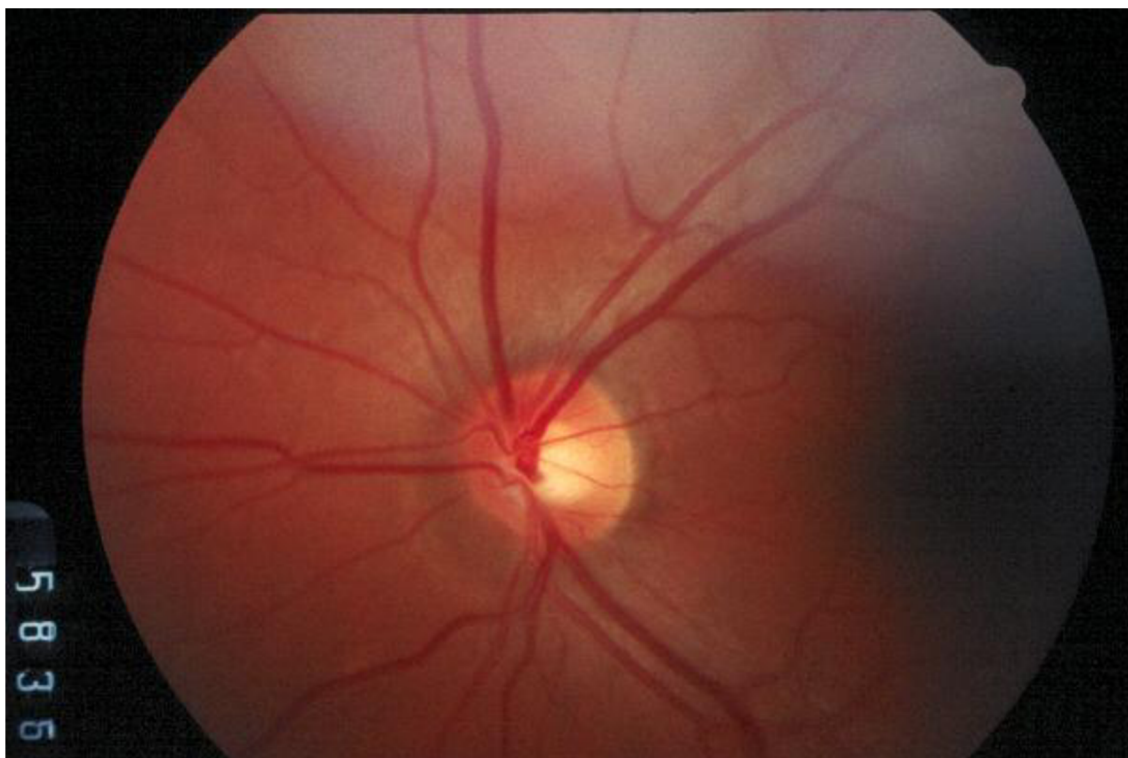
### 4.1 HRF databáze

Prvním typem vstupních dat využitých v práci je HRF databáze. Jde o databázi tvořenou snímky získanými z fundus kamery CANON CF-60 UVi opatřené fotoaparátem CANON EOS-20D. Obrazy tedy mají vysoké rozlišení (3504 × 2336 pixelů) a bitovou hloubku 24 bitů. Databáze obsahuje celkem 45 snímků, přičemž 15 snímků pochází od zdravých pacientů, 15 od pacientů s diabetickou retinopatií a 15 od pacientů s glaukomem. Obrazy tedy vykazují symptomy těchto onemocnění. Příklad snímku od zdravého pacienta z HRF databáze je možné vidět na Obr. 5. Pro vyhodnocení výsledné přesnosti algoritmu byl u těchto obrazů ručně označen optický disk autorem této práce. [11]

### 4.2 DRIONS databáze

Druhým typem vstupních dat je DRIONS databáze. Jde o veřejnou databázi obsahující 110 retinálních snímků získaných analogovou fundus kamerou s následnou digitalizací scannerem. Snímky mají oproti snímkům z HRF databáze horší kvalitu, obsahují více šumu, rozlišení je pouze 600 × 400 pixelů, osvětlení sítnice je nerovnoměrné a variabilita snímků je vyšší. Snímky byly dále pořízeny na pacientech s glaukomem a oční hypertenzí, optický disk tedy nese známky těchto onemocnění. Ukázka jednoho snímku z databáze se nachází na Obr. 6. [12]

Výhodou této databáze oproti většině ostatních je, že pro každý obraz databáze obsahuje také dvojici ručně ohraničených obrysů optického disku, získaných od dvou různých expertů (medicínsky vzdělané osoby se zkušenostmi v oftalmologii). Pomocí těchto ručních kontur lze vyhodnotit přesnost segmentačních algoritmů.



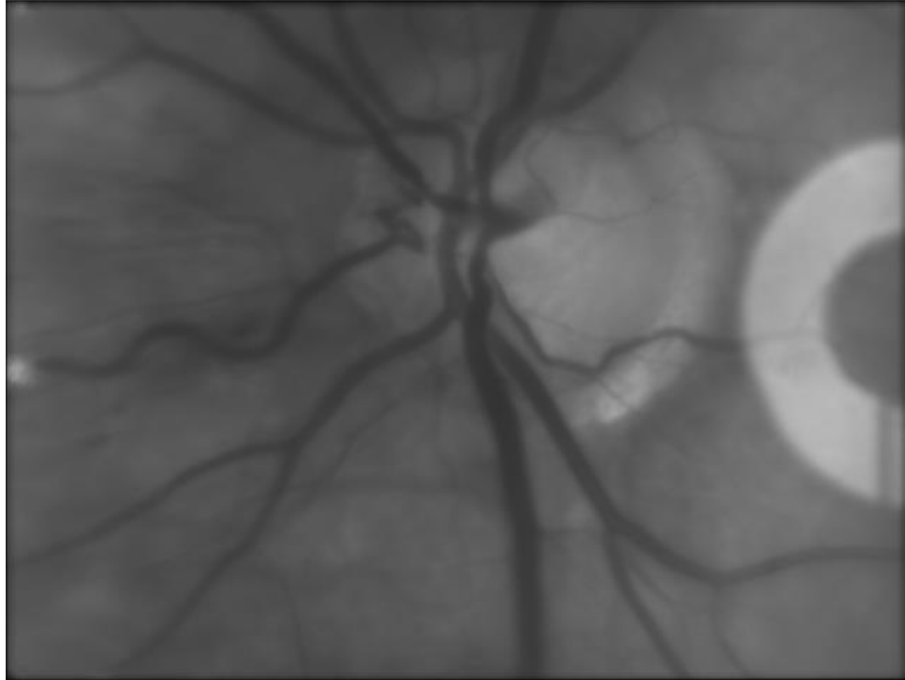
Obr. 6 – Snímek z databáze DRIONS

### 4.3 Experimentální video oftalmoskop

Třetím a posledním typem vstupních dat jsou obrazy získané z experimentálního video oftalmoskopu.

Tento oftalmoskop se podobně jako fundus kamera skládá ze soustavy čoček, které směřují paprsky z očního pozadí do CCD snímače, který snímá s rozlišením  $640 \times 480$  pixelů v odstínech šedi. Zorné pole činí  $20^\circ \times 15^\circ$  s obrazem centrováním na optický disk. Pro osvětlení sítnice je použita běžná 575 nm LED, avšak na rozdíl od běžné fundus kamery je pro osvětlení využita centrální oblast zornice a pro snímání její okraje. Z důvodu minimalizace počtu rušivých odrazů a minimalizace světelné expozice oka je snímána pouze obdélníková oblast okolí optického disku, zbytek sítnicového obrazu je odstíněn. Oftalmoskop umožňuje pořizovat videosekvence ze sítnice s frekvencí 25 snímků za sekundu. Jak napájení, tak sběr dat je řešen pomocí USB z počítače. [13] [14]

### 4.3.1 Vlastnosti obrazu experimentálního video oftalmoskopu

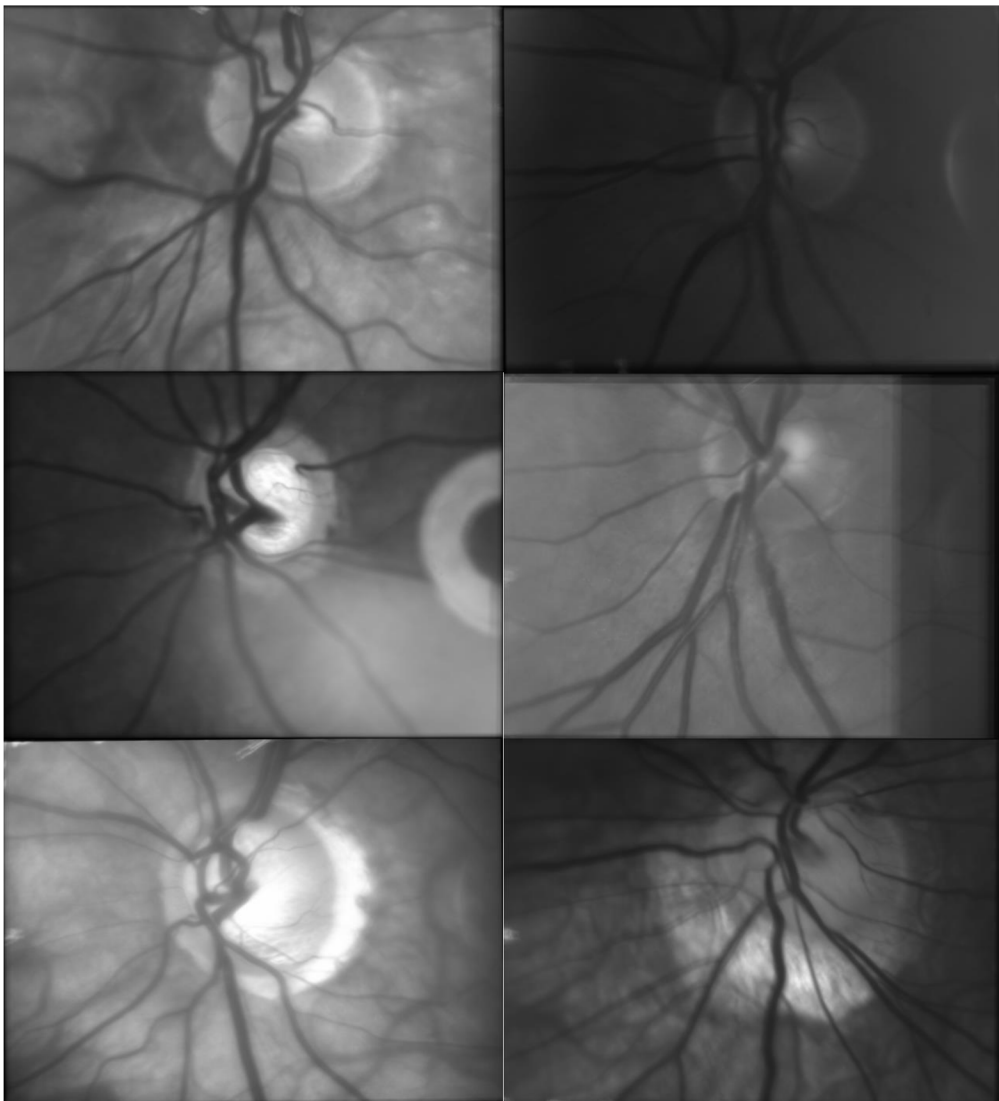


Obr. 7 – Snímek získaný z experimentálního video oftalmoskopu

Na Obr. 7 vidíme jeden snímek z videosekvence získaný z experimentálního video oftalmoskopu. Oproti klasickým retinálním snímkům získaným z fundus kamery jsou zde patrné četné rozdíly. Na první pohled je zřejmé, že získaný obraz má pouze jednu barevnou složku, pracujeme tedy pouze v odstínech šedi. To je značné omezení oproti většině dnes existujících přístupů segmentace a detekce optického disku, které většinou využívají zelenou, červenou, nebo kombinaci těchto dvou složek obrazu. Je možné pozorovat nerovnoměrné osvětlení zorného pole, nepřiliš vysoký kontrast a ostrost snímku. Některé obrazy pak dále obsahují světelné artefakty, které mohou mít kruhový tvar a nabývat větších jasových hodnot, než má vlastní optický disk. Na obrázku je také patrné, že optický disk často nemá jasně vymezenou hranici a postupně splývá s okolní sítnicí, nebo má lokálně dokonce i nižší jas než okolní sítnice. Všechny tyto nedostatky znesnadňují a v některých případech znemožňují úspěšnou segmentaci optického disku.

### 4.3.2 Sada snímků z video oftalmoskopu

Pro detekci optického disku je použita sada 198 snímků z video oftalmoskopu. Každý obraz z této sady je vytvořen slícováním snímků jedné video sekvence a jejich následným zprůměrováním. Detekce optického disku tedy probíhá vždy na jednom statickém zprůměrovaném snímku a nikoliv na jednotlivých snímcích z video sekvence. Obrazy mají rozlišení  $640 \times 480$  pixelů. K 128 z nich jsou pro vyhodnocení dostupné ručně označené referenční kontury. Velký problém při detekci optického disku na těchto snímcích představuje vysoká variabilita jednotlivých obrazů, kterou je možné vidět na Obr. 8.



Obr. 8 – Sada snímků z video oftalmoskopu

## 5. SEGMENTACE A DETEKCE OPTICKÉHO DISKU

Segmentací rozumíme rozdělení obrazu na jednotlivé oblasti, které odpovídají skutečným objektům či oblastem ve zobrazované scéně. Výstupem segmentace je tedy stejný obraz jako obraz vstupní, s tím rozdílem, že jsou v něm vyznačeny jednotlivé segmentované oblasti. To může být realizováno vícero způsoby. Může být vyznačena pouze hranice oblastí, případně mohou být jednotlivé oblasti vyplněny některým rozlišujícím značením (například barvou nebo indexem), v poslední řadě může být výstupem pouze binární obraz s rozlišeným objektem a pozadím. [15]

Cílem segmentačních metod optického disku je přesná detekce hranic mezi sítnicí a diskem. Optický disk je jednou z nejdůležitějších oblastí obrazu sítnice. Různé změny jeho tvaru a barvy mohou indikovat některé oční onemocnění, proto má automatická segmentace optického disku a měření jeho velikosti značný diagnostický význam. Tyto segmentační techniky mohou pomoci klinickému personálu s diagnózou a monitoringem onemocnění. Patologické stavy jako například papilární atrofie však do jisté míry ovlivňují přesnost segmentace. Ta je dále ovlivněna hustotou cév v retinálním obraze překrývajících části disku, postupně klesajícím jasnem disku směrem k jeho okrajům, proměnnou kvalitou retinálních obrazů, atd. [16]

### 5.1 Rešerše metod segmentace optického disku

Pro detekci a segmentaci optického disku bylo během řady let vytvořeno velké množství různých technik a metod. Každý přístup má své přednosti, ale také limitace, proto nelze považovat žádný z postupů za univerzálně funkční. Cílem této kapitoly není podat vyčerpávající seznam všech existujících přístupů, ale spíše ukázat nejčastěji používané metody a nastínit tak možný postup v praktické části práce.

Zubair a kol. [17] detekovali optický disk na základě jeho vysokého jasů. Postup je následující. Nejprve je na zelenou složku obrazu vstupního obrazu použita adaptivní ekvalizace histogramu (CLAHE) za účelem zvýšení kontrastu mezi pozadím a popředím (optický disk a okolní sítnice). Úpravy kontrastu poté ještě pokračují roztážením histogramu. Na negativ takto upraveného obrazu se následně aplikuje transformace extended minima. Takto je získán obraz se zvýrazněnými

kandidátními oblastmi, mezi které patří také optický disk. Tento obraz je poté morfologicky upravován (eroze, dilatace) s cílem odstranit všechny oblasti, které nedosahují velikosti optického disku. Přesnost metody testované na 1200 obrazech MESSIDOR databáze je uváděna na 98,65 %.

Aquino a kol. [18] představili metodu k získání kruhové aproximace hranice optického disku. Jako vstupní informace je vyžadována pozice pixelu nacházejícího se uvnitř optického disku. Za účelem lokalizace tohoto pixelu jsou použity tři nezávislé metody, kdy každá z nich určí jeden kandidátní pixel a finální pixel je poté zvolen hlasovacím postupem. Všechny tyto metody pracují v zelené složce RGB obrazu, protože poskytuje nejlepší kontrast. Segmentace optického disku se provádí pouze ve výřezu ( $400 \times 400$  px) originálního obrazu vytvořeného kolem lokalizovaného pixelu. Je prováděna současně v červené a zelené složce obrazu a jako výsledek je zvolena kvalitnější z obou variant. Nejprve jsou odstraněny krevní cévy pomocí morfologického zpracování, pak je vytvořena binární maska kandidátů hranic optického disku použitím hranové detekce a Otsu prahování. Nakonec je použita Houghova transformace k určení vlastní hranice optického disku. Vytvořené postupy byly otestovány na MESSIDOR databázi. Lokalizační algoritmy byly úspěšné v 99 % případů a výsledky segmentace vykazovaly se skutečnými oblastmi optického disku průměrně 86 % překrytí.

Yu a kol. [19] provedli segmentaci optického disku ve třech základních krocích: 1. odhad velikosti optického disku, 2. lokalizace optického disku pro určení centra disku a 3. segmentace hranice optického disku. Odhad velikosti (průměru) optického disku v obraze je založen na známé velikosti zorného pole fundus kamery, tedy i známé velikosti snímané plochy sítnice, dále na známé velikosti výstupního obrazu fundus kamery a na známé průměrné velikosti optického disku lidského oka. Následuje lokalizace kandidátních oblastí optického disku, která se provádí pomocí metody Template matching v barevném prostoru CIElab. Ten poskytuje rovnoměrnější osvětlení (v L složce) než červená složka RGB obrazu a také vysoký kontrast okrajů optického disku. Velikost šablon byla volena podle odhadu velikosti optického disku získaného v prvním bodě. 0,5 % míst s největšími odezvami z Template matching bylo zvoleno jako kandidátní pro optický disk. Z kandidátních oblastí je poté výsledná pozice disku vybrána pomocí přizpůsobené filtrace, která detekuje hlavní cévy v optickém disku. Segmentace je řešena použitím rychlého hybridního level set modelu na obraz, kde byly odstraněny cévy a výrazné body použitím alternating sequential filtru a morfologické rekonstrukce. Přesnost algoritmů byla vyhodnocena na MESSIDOR databázi. Lokalizační algoritmy



dosahovaly 99% přesnosti, průměrná střední absolutní vzdálenost mezi segmentovanou hranicí a hranicí referenční je 10 %.

Priyadharshini a kol. [20] použili pro segmentaci optického disku metodu narůstání oblastí. Vstupní obraz je nejprve převeden na šedotónový obraz, na kterém je provedena adaptivní ekvalizace histogramu. Dále jsou z obrazu odstraněny krevní cévy. Ze zelené složky obrazu jsou cévy extrahovány pomocí morfologických operací a vzniklý obraz je odečten od šedotónového předzpracovaného obrazu. Výsledný obraz je vyhlazen mediánovým filtrováním a poté je použit algoritmus narůstání oblastí.

Metodu narůstání oblastí pro segmentaci optického disku využil také Singh a kol. [21]. Celý postup je možné rozdělit na tři základní části – předzpracování obrazu, detekce středu optického disku a vlastní segmentaci optického disku. Předzpracování obrazu zahrnuje úpravy intenzity červené a zelené složky obrazu a také mediánovou filtraci pro zmírnění šumu a potlačení vlivu sítnicových cév na segmentaci. Střed optického disku je automaticky detekován v zelené složce obrazu tak, že jednotlivé řádky obrazu jsou procházeny oknem, které získává hodnoty maximálního jasů pro každý řádek. Řádek s maximální hodnotou jasů je poté procházen dalším oknem po sloupcích a sloupec s maximální hodnotou je určen jako střed optického disku. Následuje segmentace metodou narůstání oblastí, přitom za iniciační bod algoritmu je zvolen střed optického disku získaný při lokalizaci.

Khan a kol. [22] segmentovali mimo jiné optický disk za účelem detekce glaukomu. Originální obraz byl převeden do HSV barevného modelu a z něj byla extrahována V složka, ve které optický disk dosahoval největšího kontrastu. V složka byla dále převedena do stupňů šedi a z obrazu byla spočtena střední hodnota. Ta byla použita jako práh pro převod na binární obraz prahováním, které odstranilo všechny objekty kromě optického disku. V optickém disku však zůstaly mezery po odstraněných krevních cévách, byla tedy použita morfologická dilatace s následnou erozí a na výsledný obraz byl aplikován Gaussův filtr pro vyhlazení hranic obrazu.

Phyo a kol. [23] použili pro detekci optického disku morfologické operace. Nejprve převedli vstupní RGB obraz do HSI modelu, na který byl použit mediánový filtr pro odstranění šumu. Poté je použita adaptivní ekvalizace histogramu (CLAHE) pro zlepšení kontrastu. Následují morfologické operace (uzavření) a Otsu prahování pro získání binárního obrazu optického disku.

Tjandrasa a kol. [24] segmentují optický disk tak, že obraz je nejprve převeden do šedé škály a následně filtrován homomorfickou filtrací za účelem potlačení

nerovnoměrného osvětlení. Krevní cévy a nervová vlákna jsou v obraze poté detekovány prahováním a rozmazány mediánovým filtrem. Segmentace je rozdělena do dvou částí. První z nich je lokalizace a hrubá segmentace optického disku pomocí Houghovy transformace. Druhou částí je upřesnění hranic optického disku pomocí aktivních kontur, kdy počáteční křivkou je hranice získaná Houghovou transformací. Průměrná přesnost metody testované na 30 obrazech DRIVE databáze je 75,56 %.

Issaac a kol. [25] se pokusili o segmentaci optického disku pomocí prahování. Prvním krokem je předzpracování. Je vybrána pouze červená složka obrazu (poskytuje největší kontrast mezi optickým diskem a zbytkem obrazu), ze které je vypočtena střední hodnota a směrodatná odchylka všech pixelů. Střední hodnota a směrodatná odchylka je pak odečtena od všech pixelů v červené složce. Cílem předzpracování je získat obraz obsahující pouze oblast optického disku. Předzpracovaný obraz je poté prahován pomocí prahové hodnoty získané z histogramu předzpracovaného obrazu vyhlazeného Gaussovým oknem. Výsledný binární obraz je nakonec upraven morfologickými operacemi – morfologické uzavření následované morfologickým otevřením s kruhovým strukturálním elementem.

V práci od Devasia a kol. [26] je pro segmentaci nejprve vybrána červená složka vstupního sítnicového obrazu, na kterou je aplikováno morfologické uzavření pro odstranění cév. Následně je pro extrakci optického disku použito Fuzzy C-means shlukování společně s prahováním. Tím je získán binární obraz optického disku, ale také některých dalších objektů, které jsou následně odstraněny pomocí měření kompaktnosti, kdy jako výsledný optický disk je zvolen objekt s vysokou kompaktností. Výsledný obraz optického disku může obsahovat drobné nechtěné objekty, v posledním kroku je tedy použita morfologická eroze pro odstranění těchto objektů. Podobný postup segmentace optického disku použili i Khalid a kol. [27], pouze místo červené složky obrazu použili složku zelenou.

Li a Chutatape [28] provedli segmentaci modifikovaným Active shape modelem. Vstupní obraz není nijak předzpracován, je provedena přímo lokalizace optického disku metodou PCA. Protože je metoda PCA výpočetně značně náročná, je použita jen na kandidátní oblasti, které jsou vybrány na základě intenzity (1 % pixelů s největší intenzitou) a velikosti (oblast musí být větší než 0,04 % celkové velikosti obrazu). Pro detekci hranic optického disku je následně použit Active shape model. Detekce hran optického disku byla s tímto přístupem úspěšná v 94 % případů.

Wong a kol. [29] detekují hranice optického disku pomocí variační level-set metody. Pro určení pozice disku je vybráno 0,5 % pixelů s nejvyšší intenzitou. Vstupní obraz je rozdělen na 64 oblastí a oblast obsahující největší počet vybraných pixelů je označena jako střed disku. Jako iniciační křivka pro level-set metodu je poté vytvořen kruh o dvojnásobném poloměru běžného optického disku, se středem v oblasti vybrané dříve. Hranice optického disku jsou poté určeny variační level-set metodou v červené složce obrazu. Protože jsou však kvůli krevním cévám vstupujícím do optického disku takto získané hranice často nepřesné, pro vyhlazení získaných hranic nakonec ještě následuje ellipse fitting. Podobný přístup použili také Murthi a kol. [30]

Noor a kol. [31] navrhli jednoduchý postup pro segmentaci optického disku, kde je ze vstupního obrazu nejprve vyříznuta oblast zájmu (optický disk a blízké okolí), následně je tato oblast rozdělena na jednotlivé barevné složky, které jsou segmentovány prahováním. Práh je přitom zjišťován iterativně z průměrných hodnot jasových složek pixelů nacházejících se nad prahem a pod ním v předchozí iteraci.

Padmanaban a kol. [32] pro segmentaci využívají zelenou složku obrazu, která je filtrována mediánovým filtrem pro potlačení šumu. Dále je vybrána oblast optického disku jako čtvercová oblast velikosti  $360 \times 360$  pixelů se středem v nejjasnějším pixelu obrazu. Na tuto oblast je poté použito Fuzzy C-means shlukování a morfologické operace pro vyhlazení výsledku.

## 6. APLIKOVANÉ METODY

V průběhu hledání vhodné metody pro detekci optického disku na snímcích z video oftalmoskopu byla v rámci práce ve zjednodušené míře implementována řada metod v programovém prostředí MATLAB R2016a. Tyto algoritmy byly nejprve vytvářeny a testovány na sadě snímků z HRF databáze s cílem ověřit jejich funkčnost a poté testovány a upravovány pro použití na snímky z video oftalmoskopu. Úspěšného ohraničení optického disku na snímcích z HRF databáze dosáhly metody, které jsou stručně představeny v této kapitole.

### 6.1 Detekce optického disku založená na metodě rozvodí

Metoda rozvodí (watershed) je segmentační metoda založená na myšlence pocházející z geografie. Obraz je zde považován za reliéf, jehož hřebeny odpovídají vysokému jasů v obraze a nížiny naopak tmavým oblastem. Tento reliéf je postupně zaplavován od lokálních minim. V místech, kde by mohlo dojít ke slití oblastí, se začnou stavět hráze, které rostou až do chvíle, kdy je dosaženo zaplavení nejvyššího bodu v reliéfu. Výstupem metody je tedy obraz rozčleněný do jednotlivých oblastí oddělených vytvořenými hrázemi. [13]

Výhodou této metody při detekci optického disku je, že jejím výstupem je v přímo přesná hranice optického disku. V ideálním případě tedy není nutné další použití některých metod pro přesné ohraničení, jako například aktivní kontury. Nevýhodou je obecně sklon k nadměrné segmentaci, kdy je vytvořeno neúměrně velké množství oblastí, které nesouvisí s obrazem. Metoda byla s úpravami zpracována na základě práce [33].

Před použitím vlastní metody rozvodí je nutné obraz předzpracovat. Nejprve je vstupní RGB obraz transformován na obraz šedotónový. Byl zvolen klasický přepočít dle vztahu [34]:

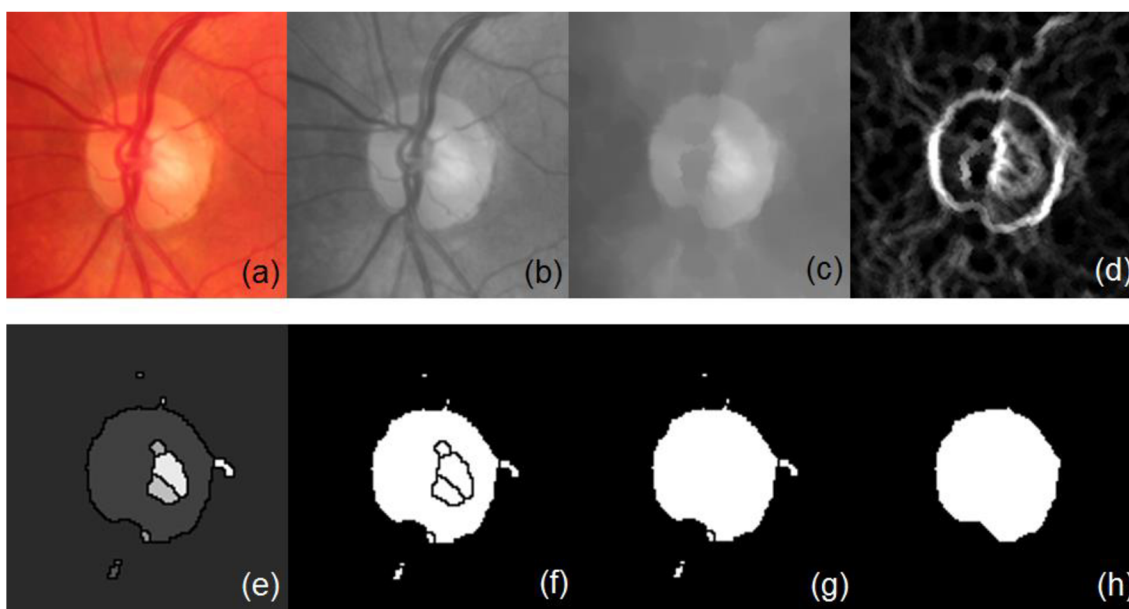
$$I = 0,299 \cdot I_R + 0,587 \cdot I_G + 0,114 \cdot I_B \quad (1)$$

kde  $I_R$ ,  $I_G$  a  $I_B$  představují jasové intenzity červené, zelené a modré složky RGB obrazu a  $I$  výstupní šedotónový obraz.

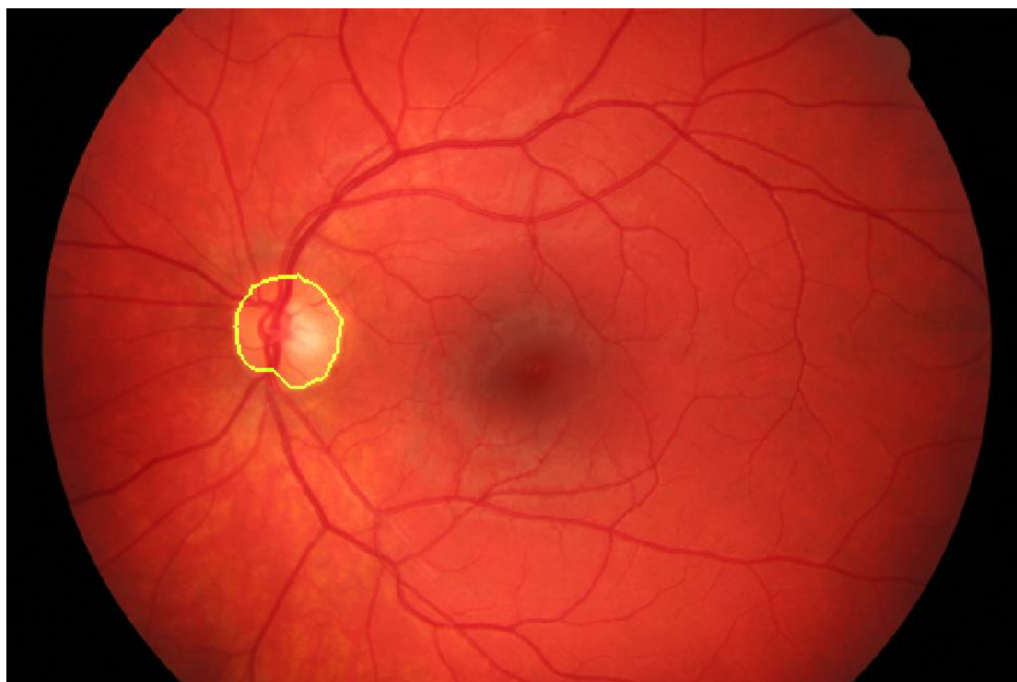
Po této operaci následují morfologické úpravy. Nejprve je aplikováno morfologické uzavření s cílem odstranit cévní řečiště z prostoru optického disku. Je použit

kruhový strukturální element, jehož průměr je větší, než je průměr nejširší cévy. Z takto upraveného obrazu je vytvořen gradientní obraz. Toho je docíleno odečtením erodovaného obrazu od obrazu dilatovaného. Gradientní obraz je poté ještě prahován na několik kvantovacích úrovní s cílem snížit přesegmentování výsledného obrazu. Na takto upravený gradientní obraz je použita metoda rozvodí, jejímž výstupem je obraz rozdělený do jednotlivých oblastí, přičemž jedna nebo několik sousedních oblastí tvoří optický disk. Všechny tyto oblasti lze na základě jejich plochy (obsahu) roztrždit na oblasti pozadí a oblasti potenciálního optického disku. Oblasti s obsahem větším, než je určitý práh, jsou tedy kategorizovány jako oblasti pozadí a vyřazeny z výběru. Zbývající oblasti jsou dále upravovány. Oblasti, které jsou zcela obklopeny většími oblastmi, jsou nejprve sloučeny a ostatní oblasti s obsahem menším, než je určitý práh, jsou odstraněny. Tímto je segmentace optického disku dokončena. Na výsledek je nakonec ještě aplikováno morfologické uzavření pro vyhlazení případných nespojitostí.

Výsledek této metody a posloupnost zpracování je zobrazen na Obr. 9 a 10. Z obrázku 9 (posloupnosti) lze vyvodit i největší nevýhodu tohoto segmentačního postupu. Pokud je hranice optického disku v obraze nevýrazná nebo neúplná, segmentace není úspěšná a výsledná hranice pak neodpovídá optickému disku ani přibližně.



Obr. 9 - Posloupnost zpracování obrazu: (a) Vstupní obraz, (b) šedotónový obraz, (c) morfologické uzavření, (d) gradientní obraz, (e) watershed transformace, (f) oblasti potenciálního optického disku, (g) sloučení vnitřních oblastí, (h) segmentovaný optický disk



Obr. 10 – Optický disk detekovaný metodou rozvodí

## 6.2 Detekce optického disku pomocí aktivních kontur

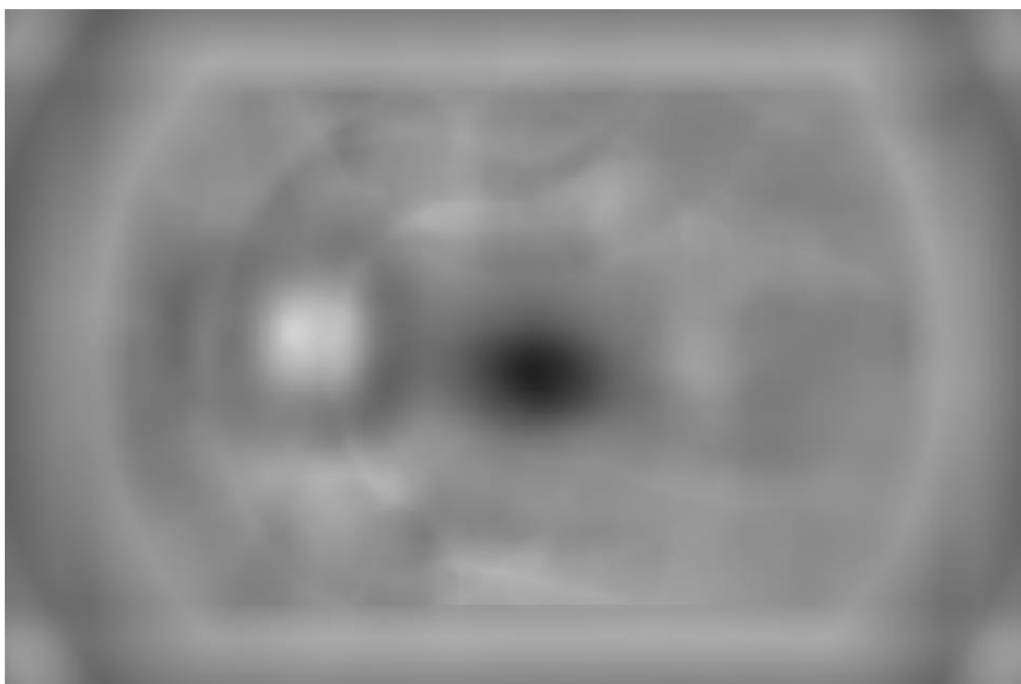
Jedním z nejčastěji používaných postupů segmentace optického disku je metoda aktivních kontur. Zjednodušeně lze tuto metodu popsat jako postupné tvarování uzavřené kontury (křivky) ke hranám objektů v obraze, které je založeno na minimalizaci energie dané kontury. Při tvorbě algoritmu bylo vycházeno z práce [35], byla však učiněna řada úprav.

Protože aktivní kontury pro svou korektní funkčnost vyžadují umístění počáteční křivky do blízkosti optického disku, je za cílem lokalizace optického disku v obraze použita metoda Template matching (vyhledávání vzorů). Metoda Template matching zjednodušeně porovnává vzorový obraz (šablonu) s neznámým vstupním obrazem tak, že šablona je posouvána po neznámém obraze a pro každou pozici je vyhodnocována korelace (míra podobnosti) mezi šablonou a obrazem. Stejného výsledku je možné dosáhnout vynásobením šablony a obrazu ve frekvenční doméně a následným převodem zpět do domény prostorové, jak je popsáno ve vztahu [36]:

$$I_F = I_G \otimes I_T = F^{-1}(F(I_G) \cdot F(I_T)) \quad (2)$$

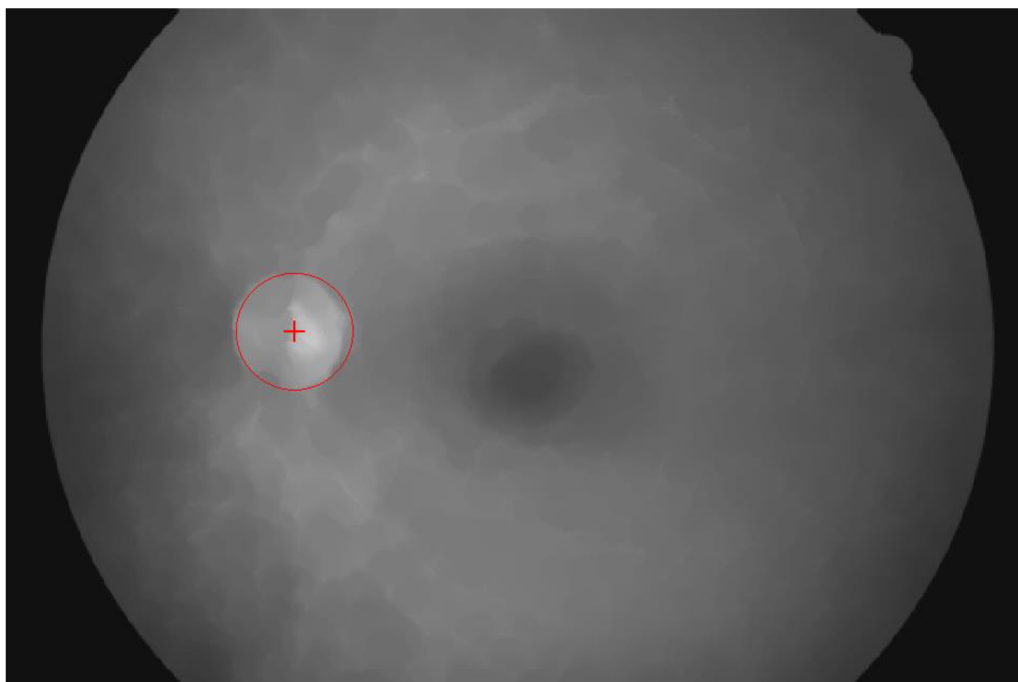
kde  $F$  a  $F^{-1}$  reprezentují 2D Fourierovu transformaci a inverzní 2D Fourierovu transformaci.  $I_G$  a  $I_T$  pak představují vstupní obraz a šablonu. Provedení korelace

tímto způsobem podstatně sníží výpočetní náročnost. Výstupem je pak šedotónový obraz  $I_F$  o stejných rozměrech jako vstupní obraz, u kterého místo s největší intenzitou odpovídá pozici největší shody šablony s obrazem (viz Obr. 11). Jako šablona je v tomto případě použit jednoduchý kruhový binární obraz s poloměrem odpovídajícím průměrnému poloměru optického disku v sérii retinálních snímků. Tímto postupem je tedy získán přibližný střed optického disku. Dále je na obraz aplikováno morfologické uzavření pro odstranění nehomogenit a potlačení cév. Takto upravený sítnicový obraz je zobrazen na Obr. 12, na kterém je dále vyznačen střed optického disku získaný metodou Template matching a počáteční kontura (viz dále).

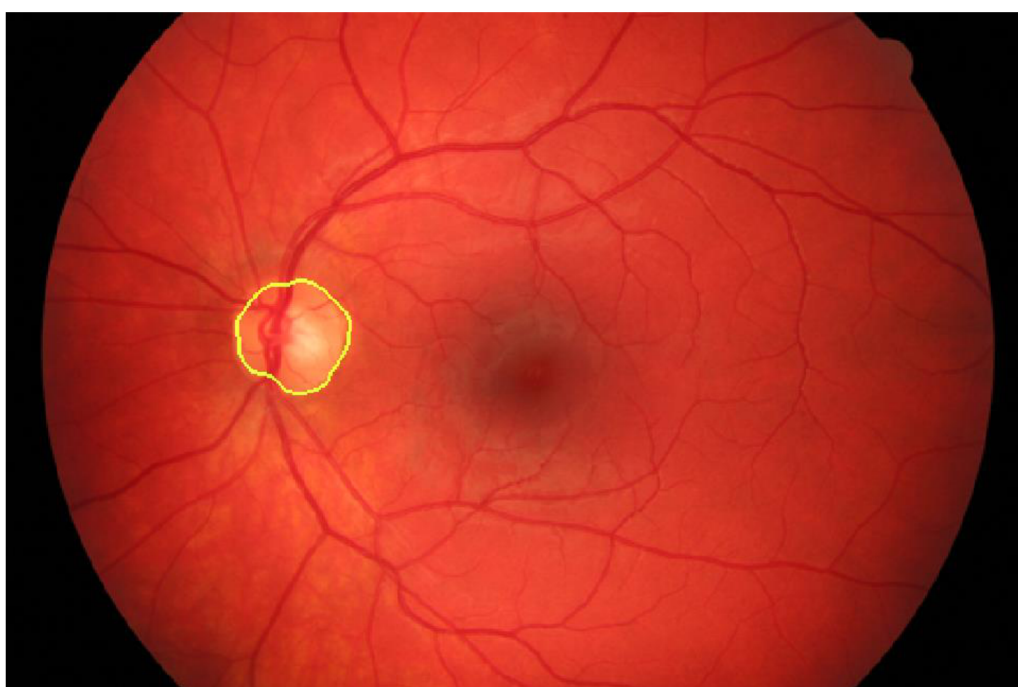


Obr. 11 – Výstup metody Template matching

Po předchozích operacích je použita metoda aktivních kontur tak, že počáteční kontura je vytvořena jako kružnice se středem umístěným na pozici dříve nalezeného středu optického disku a poloměrem stejným, jako byl poloměr šablony u metody Template matching (viz Obr. 12). Počet iterací konvergence byl experimentálně nastaven na hodnotu 150, jde však o jistý kompromis, který nemusí být vhodný pro všechny případy. Výsledek metody je zobrazen na Obr. 13.



Obr. 12 – Vstupní obraz metody aktivních kontur s vyznačeným středem optického disku a počáteční konturou



Obr. 13 – Optický disk detekovaný aktivními konturami



## 6.3 Segmentace optického disku pomocí metody narůstání oblastí

Další z aplikovaných metod je metoda narůstání oblastí. Název metody poměrně dobře vystihuje její princip. Na začátku algoritmu je zvolen jeden nebo několik iniciačních bodů, jejichž okolí je iterativně kontrolováno dle zvoleného kritéria (například jasu) a pokud danému kritériu okolí vyhovuje, je přidáno do dané oblasti, která se tedy postupně rozrůstá. Metoda byla vypracována dle článku [36], nicméně i tento postup se neobešel bez úprav.

Původní algoritmus při zpracování využívá zelené složky obrazu s odůvodněním nejlepšího obrazového kontrastu. Vzhledem k principu zpracování obrazu metodou narůstání oblastí však vysoký kontrast není tak důležitý jako homogenita oblasti optického disku, kterou naopak poskytuje červená složka obrazu. Problém červené obrazové složky je však ten, že je často silně satureovaná a maximální jasové intenzity je dosaženo nejen uvnitř optického disku, ale také mimo něj. Pro následné zpracování byl tedy použit poměrně široce rozšířený vztah kombinující zelenou a červenou složku [21]:

$$I = 0,75 \cdot I_R + 0,25 \cdot I_G \quad (3)$$

kde  $I_R$  a  $I_G$  reprezentují červenou a zelenou složku obrazu a  $I$  značí výstupní šedotónový obraz. Použití této kombinace složek místo složky zelené výrazně zvýšilo úspěšnost algoritmu.

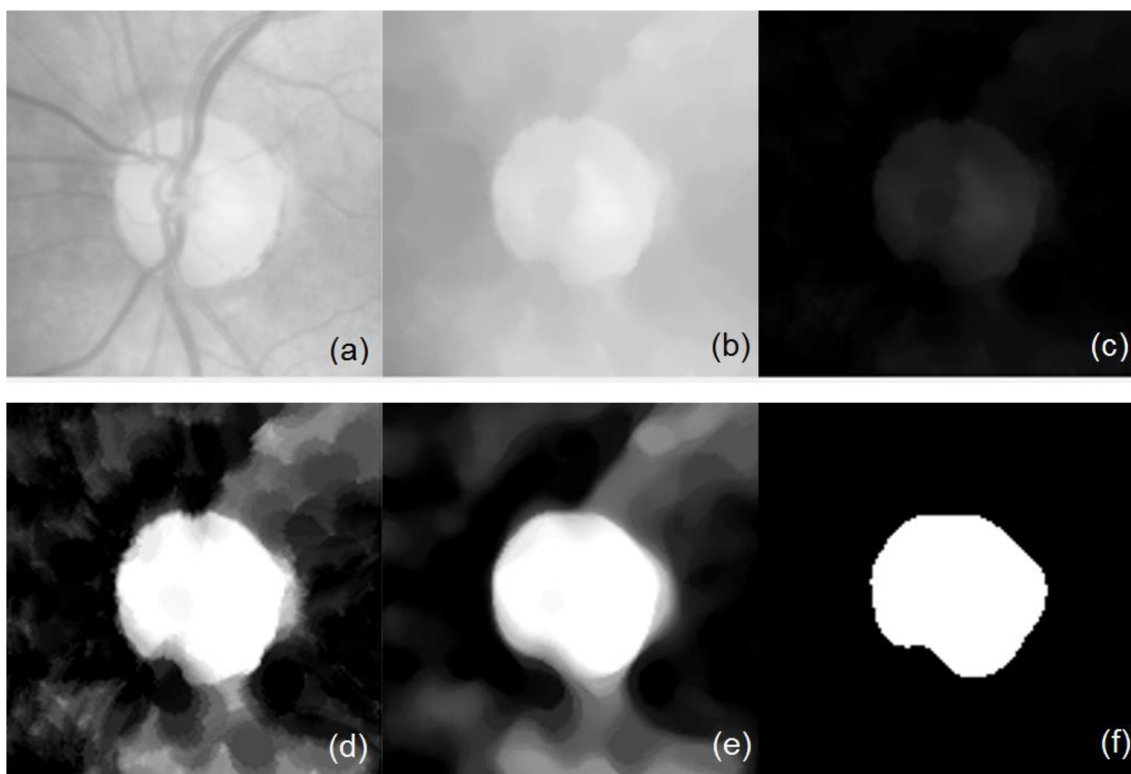
Na takto vytvořený obraz je pak s cílem najít střed optického disku použita metoda Template matching již zmíněná v předchozí podkapitole. Jako šablona je opět použit binární kruhový obraz o přibližném poloměru optického disku. Pixel nalezený touto metodou slouží v závěrečné části jako iniciační bod metody narůstání oblastí.

Obraz je dále také upraven pomocí technik předzpracování. Je aplikováno morfologické uzavření (potlačení cév) a Top-hats transformace, která je vytvořena odečtením obrazu získaného operací morfologického otevření od vstupního obrazu (zde tedy vstupní obraz s již aplikovaným morfologickým uzavřením). Strukturní element pro morfologické otevření je zvolen kruhový s poloměrem takovým, aby obsáhl celou oblast optického disku. Top-hats transformace zvýrazňuje světlé struktury, tedy především oblast optického disku, celkově má však tendenci obraz podexponovat. To je napraveno následným roztažením kontrastu, čímž je získán kontrastní obraz se zvýrazněnou oblastí optického disku, jejíž jas však může být

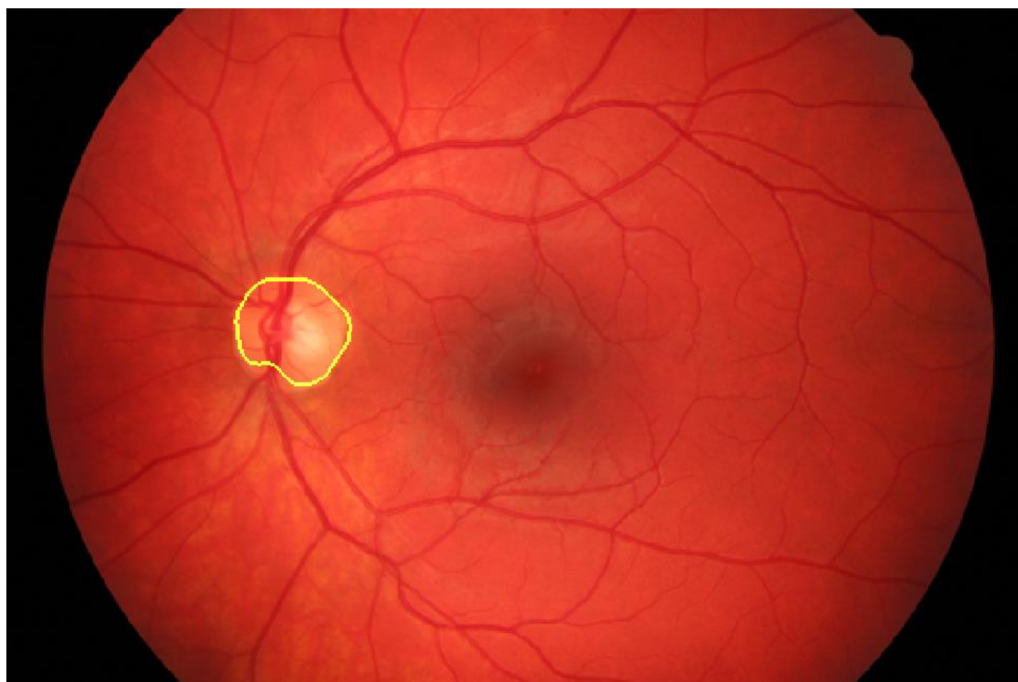
vlivem morfologických operací nehomogenní a tvar nepravidelný. Následuje tedy ještě mediánová filtrace, která tyto nedostatky potlačí.

Předzpracovaný obraz je následně segmentován metodou narůstání oblastí s prahem. Za počáteční bod je zvolen pixel získaný metodou Template matching a práh je nastaven pevně na hodnotu 0,3, která byla stanovena experimentálně. Zde je další změna oproti původnímu článku, ve které byl práh stanoven na základě Otsu metody a směrodatné odchylky obrazu. Tento přístup však poskytoval nesourodé výsledky, byl tedy nahrazen pevným prahem.

Výhodou této metody je její relativní stálost, optický disk je tedy většinou rámcově dobře označen. Nevýhodou je, že vlivem poměrně agresivního předzpracování může být přesná hranice disku zkreslena a detekovaná hranice pak nemusí být zcela přesná. Posloupnost zpracování a výsledek detekce je zobrazen na Obr. 14 a 15.



Obr. 14 – Posloupnost zpracování obrazu: (a) šedotónový obraz, (b) morfologické uzavření, (c) Top-hats transformace, (d) roztažení kontrastu, (e) mediánová filtrace (f) výstup metody narůstání oblastí



Obr. 15 - Optický disk detekovaný metodou narůstání oblastí

## 6.4 Zhodnocení metod

Všechny předcházející metody byly schopny úspěšně detekovat optický disk alespoň na několika snímcích z HRF databáze, ačkoli jejich přesnost a spolehlivost byla rozdílná. Jejich použití na snímky z video oftalmoskopu se však ukázalo jako problematické. Hlavním problémem výše uvedených metod (a také většiny ostatních publikovaných metod) je, že spoléhají na celistvost okraje optického disku a také na přibližně rovnoměrné rozložení jasu optického disku, které však snímky z video oftalmoskopu většinou nemají. Tyto metody tedy při zpracovávání těchto méně kvalitních snímků naprosto selhávaly. Jejich další vývoj byl z tohoto důvodu vždy ukončen a byla hledána vhodnější metoda. Za vhodnou variantu pro detekci na snímcích z video oftalmoskopu byla nakonec zvolena metoda kruhové transformace představená v dalším textu.

## 7. DETEKCE OPTICKÉHO DISKU POMOCÍ KRUHOVÉ TRANSFORMACE

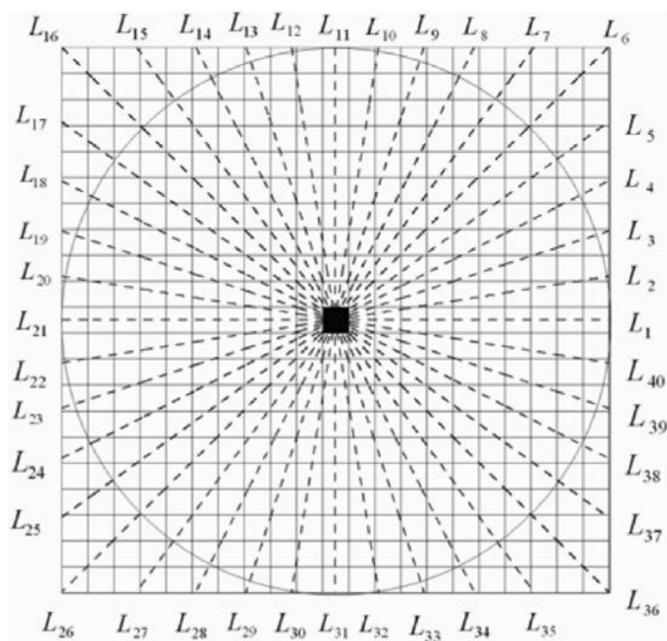
Název metody může být mylně vyložen jako Houghova kruhová transformace, jejíž princip je však odlišný. Informace o kruhové transformaci jsou čerpány z práce [37].

Metoda, na rozdíl od postupů zmíněných výše, umožňuje stanovení hranic optického disku i v případě, že část jeho hranice splývá s okolím (není tedy v obraze vůbec viditelná), v případě poškození sítnice jasnými lézemi a také v případech, kdy je jas optického disku nerovnoměrný. Postup je dále robustní vůči obrazovým artefaktům, které se na snímcích z video oftalmoskopu také objevují. Rozdílem oproti většině ostatních přístupů je, že lokalizace disku a detekce jeho hran neprobíhá odděleně po sobě, ale současně. Nevýhodou pak může být větší výpočetní náročnost pro větší vstupní obrazy. Tuto nevýhodu je však možné potlačit předchozí hrubou lokalizací optického disku, viz dále.

### 7.1 Kruhová transformace

Jak již název napovídá, kruhová transformace slouží k vyhledání kruhových oblastí v obraze. Její výhodou je, že hledaná oblast nemusí mít přesně kruhovou podobu, stačí jakkoliv zakulacený tvar. Transformace je založena na skutečnosti, že odchylky vzdáleností bodu ležícího uvnitř kruhové oblasti od okrajů této oblasti jsou ve všech směrech minimální, pokud bod leží přesně v centru této oblasti. To je možné ilustrovat na Obr. 16. Centrální černý bod zde má ke kružnici ve všech směrech stejnou vzdálenost. Pokud by se černý bod vychýlil kterýmkoli směrem, vzdálenost ke kružnici by již byla v různých směrech různá.

Zjednodušeně je tedy pro každý pixel obrazu prohledáváno jeho okolí a v definovaných směrech jsou hledány pixely s největší změnou jasu (zkráceně PM – pixels with the maximum variation). Prohledávání je prováděno pomocí paprskovitě orientovaných přímků o předem definované délce. Příklad o počtu  $n = 40$  radiálních přímků se středem v  $(x_0, y_0)$  je možné vidět na Obr. 16.



Obr. 16 – Ukázka 40 radiálních přímek se středem v černém centrálním bodě [37]

Změna jasu (variance) podél jedné radiální přímky může být označena následovně [37]:

$$v(x_{i,j}, y_{i,j}) = I(x_{i,j-1}, y_{i,j-1}) - I(x_{i,j+1}, y_{i,j+1}) \quad (4)$$

$$i = 1, \dots, n, \quad j = 1, \dots, p$$

kde  $I(x_{i,j-1}, y_{i,j-1})$  a  $I(x_{i,j+1}, y_{i,j+1})$  značí intenzity dvou pixelů na  $i$ -té radiální přímce sousedící s pixelem  $(x_{i,j}, y_{i,j})$ . Nutno dodat, že pixel  $(x_{i,j-1}, y_{i,j-1})$  leží blíže středovému pixelu  $(x_0, y_0)$  než pixel  $(x_{i,j+1}, y_{i,j+1})$ . Proto v případě, že středový pixel leží uvnitř optického disku, jsou výsledné variance většinou kladné, protože vnitřní plocha optického disku má obvykle vyšší intenzitu, než jeho okolí. Na Obr. 16. je dále možné zpozorovat, že přímky prochází hranicemi pixelů přímo jen ve směrech o násobcích úhlu  $90^\circ$ , a tak je výběr pixelů pro radiální přímky ve směrech mimo tyto úhly nutné přepočítávat.

Pro každý pixel obrazu je tedy získán soubor maximálních variací a jejich vzdáleností od pixelu, přičemž jejich počet odpovídá počtu radiálních přímek. Soubor maximálních variací je označen [37]:

$$V(x_0, y_0) = [v(x_{i,k1}, y_{i,ki}), \dots, v(x_{n,kn}, y_{n,kn})] \quad (5)$$

kde  $v(x_{i,k1}, y_{i,ki})$  značí maximální změnu jasu podél  $i$ -té radiální přímky ve vzdálenosti  $k$  od centrálního pixelu  $(x_0, y_0)$ .

Současné vzdálenosti všech pixelů s maximální variací od jejich středového pixelu mohou být označeny jako vektor [37]:

$$D(x_0, y_0) = [ d_i(x_0, y_0), \dots, d_n(x_0, y_0) ] \quad (6)$$

kde  $d_i(x_0, y_0)$  značí vzdálenost pixelu s maximální variací na  $i$ -té radiální přímce ke středovému pixelu  $(x_0, y_0)$ .

Pro obrazové pixely ležící uvnitř optického disku leží velké množství pixelů s maximální variací (dále již jen PM) na hranici optického disku (což je žádoucí), některé PM však mohou ležet v místě, kde probíhá sítnicová céva, léze apod. Pro odstranění těchto nežádoucích bodů PM je použita filtrace na základě jejich vlastností. Nejprve jsou odstraněny body PM se zápornou a nulovou maximální variací. Jde o pixely, jejichž středový pixel se v obraze nacházel v místě s nízkou intenzitou (například uvnitř cévy či žluté skvrny).

Zbývající body PM jsou filtrovány podle jejich vzdáleností od středového pixelu. Prahová vzdálenost je spočtena dle vzorce [37]:

$$Td(x_0, y_0) = f_{mdn}(\|D'(x_0, y_0) - f_{mdn}(D'(x_0, y_0))\|) \quad (7)$$

kde  $f_{mdn}$  značí mediánovou funkci a  $D'(x_0, y_0)$  je vektor vzdáleností ze vztahu (6) upravený předchozí filtrací.

Po těchto úpravách je ze získaných dat vypočítána OD mapa dle vztahu [37]:

$$OD(x, y) = \frac{\sum V''(x, y)}{(\sum (D''(x, y) - D''_{\mu}(x, y))^2)^{1/2}} \quad (8)$$

kde  $V''(x, y)$  a  $D''(x, y)$  značí vektory maximálních variací a jejich vzdáleností po předchozí filtraci a  $D''_{\mu}(x, y)$  značí střední hodnotu z  $D''(x, y)$ . Čitatel v tomto vztahu tedy reprezentuje celkovou variaci všech filtrovaných bodů PM pro středový pixel  $(x, y)$  a jmenovatel směrodatnou odchylku filtrovaných vzdáleností bodů PM od středového pixelu  $(x, y)$ .

OD mapa je obraz o takové velikosti jako ta část obrazu, která byla kruhovou transformací zpracována a ve které je nejjasnějším pixelem vyznačen střed optického disku.

Když je znám střed optického disku, není již problém vyznačit jeho hranice, které jsou dány právě pixely PM nalezenými pro tento středový pixel. Většina bodů PM by v tomto případě měla ležet přesně na hranici optického disku. Je však pravděpodobné, že určité množství bodů PM pro tento středový pixel bylo odstraněno při filtrování, protože bylo detekováno v jiném místě, než se nachází

hranice OD. Pokud je navíc hranice OD v obraze neúplná, může chybět značná část bodů PM. Tento problém je řešen pomocí středové symetrie. Tedy pokud v některé části obrazu chybí bod PM z důvodu filtrace a současně bod PM nalezený na radiální přímce v opačném směru zůstal zachován, do prázdného místa je dosazen nový PM středově symetrický (se středem v centrálním pixelu) se zachovaným bodem PM.

## 7.2 Implementace kruhové transformace

V této podkapitole je popsán vlastní algoritmus zpracování vstupního obrazu kruhovou transformací. Lze jej rozdělit na několik základních částí. Prvním krokem je redukce prohledávaného prostoru s cílem snížit výpočetní náročnost, následuje předzpracování vstupního obrazu, vlastní kruhová transformace a segmentace optického disku. Vzhledem k tomu, že předpokládanými vstupními obrazy jsou obrazy trojího typu (HRF databáze, DRIONS databáze a snímky z video oftalmoskopu) s různými vlastnostmi, jsou některé z dílčích kroků algoritmu přizpůsobeny potřebám daného typu snímku. V dalším textu je však na tyto modifikace vždy upozorněno.

### 7.2.1 Redukce prohledávaného prostoru

Redukce prohledávaného prostoru ve své podstatě značí hrubou lokalizaci optického disku. Cílem této části programu je rychle a efektivně detekovat pozici optického disku v obraze. Není přitom snaha nalézt přesný střed optického disku, ale pouze libovolný bod nacházející se uvnitř nebo alespoň v těsné blízkosti optického disku. Přesnost detekce je tedy v tomto případě až druhořadá, protože je pouze nutné vymezit část obrazu, která bude zpracovávána kruhovou transformací. Úspěšně provedená redukce tedy umožní několikanásobné snížení výpočetní doby kruhové transformace a ostatních programových částí. Tomuto účelu vyhovuje práce [38], dle které byla vlastní redukce aplikována.

Metoda je založena na převodu 2D obrazového prostoru na dva 1D signály. Toho je docíleno promítnutím jistých obrazových vlastností na horizontální a vertikální osu. Z dvojice 1D signálů lze následně určit horizontální a vertikální pozici optického disku.

Při tvorbě 1D signálů je využito dvou základních vlastností sítnicových obrazů. U první z nich se využívá skutečnosti, že sítnicové cévy vycházejí z optického disku nejprve především ve vertikálním směru a poté se větví a směřují dále

v horizontálním směru. Pokud je tedy umístěno vertikální okno (s výškou totožnou jako je výška obrazu a s vhodnou šířkou) na pozici optického disku u gradientního obrazu, budou se v něm nacházet především vertikální hrany (cévy). Na jiných pozicích může toto okno také obsahovat vertikální hrany, ale mimo pozici optického disku bývají dominantní spíše hrany horizontální z horizontálních sítnicových cév.

Druhou vlastností, které se využívá při tvorbě 1D signálů je, že optický disk je většinou oblastí s vysokým jasem. Při umístění vertikálního okna na pozici optického disku tedy bude součet jasových intenzit uvnitř okna často vyšší než na ostatních pozicích.

Algoritmus redukce je téměř totožný pro všechny typy vstupních obrazů, pouze u snímků z HRF a DRIONS databáze je za vstupní obraz zvolena zelená složka snímků, protože dosahuje nejvyššího kontrastu mezi cévami a ostatními strukturami sítnice.

### **Horizontální lokalizace optického disku**

Vzhledem k tomu, že pro tvorbu 1D signálu je využito dvou vlastností obrazu (jasu a směru hran), jsou zde použity i dva vstupní obrazy. Prvním z nich je nepředzpracovaný vstupní sítnicový obraz  $I$  pro získání jasových vlastností a druhým je obraz gradientu  $E_1$ . Tento obraz je vytvořen odečtením gradientu v horizontálním směru  $E_h$  od gradientu ve vertikálním směru  $E_v$  dle vzorce [38]:

$$E_1 = |E_v| - |E_h| \quad (9)$$

Ve výsledném gradientním obraze jsou tedy přítomny pouze vertikální hrany (viz Obr. 17). Gradient v horizontálním a vertikálním směru je pak vytvořen použitím gradientního Sobelova operátoru na vstupní obraz  $I$ .





Obr. 17 – Gradientní obraz  $E_1$

Dvojice vstupních obrazů  $I$  a  $E_1$  je následně procházena posuvným oknem  $W_v$ , jehož výška se rovná výšce vstupních obrazů a šířka je rovna přibližně dvojnásobku nejširší sítnicové cévy. Posuvné okno prochází obrázky zleva doprava a vytváří tak pro každý vstupní obraz jeden 1D signál sumací všech pixelů uvnitř okna:

$$F_h = \sum (W_v \cap I) \quad (10)$$

$$G_h = \sum (W_v \cap E_1) \quad (11)$$

Vzniká signál  $G_h$ , který poskytuje informace o jasnosti a signál  $F_h$ , který poskytuje informace o vertikálních hranách. Z těchto dílčích signálů je poté vypočten výsledný 1D signál pro horizontální směr dle vzorce [38]:

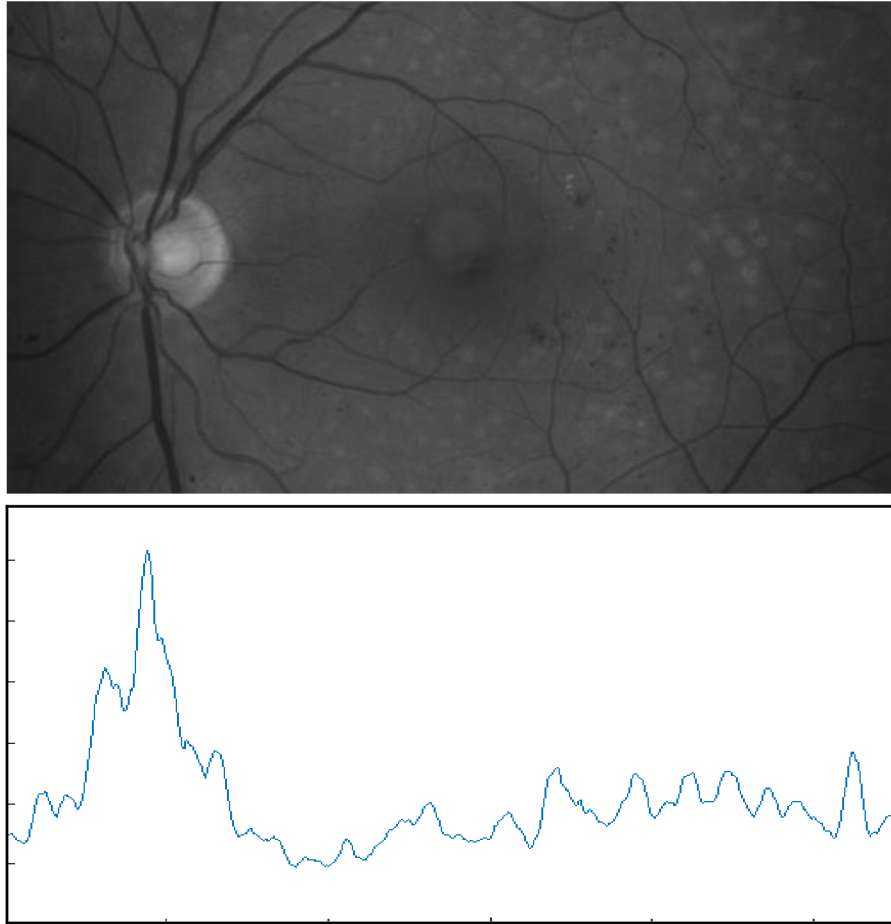
$$H_h = F_h / G_h \quad (12)$$

případně pak:

$$H_h = F_h \cdot G_h \quad (13)$$

První ze vztahů je použit pro snímky z video oftalmoskopu a druhý pro HRF a DRIONS databáze, jelikož poskytuje konzistentnější výsledky pro tyto typy snímků.

Horizontální pozice optického disku je nakonec určena jako pozice maxima v signálu  $H_h$ . Vstupní obraz a jemu odpovídající signál  $H_h$  jsou zobrazeny na Obr. 18.

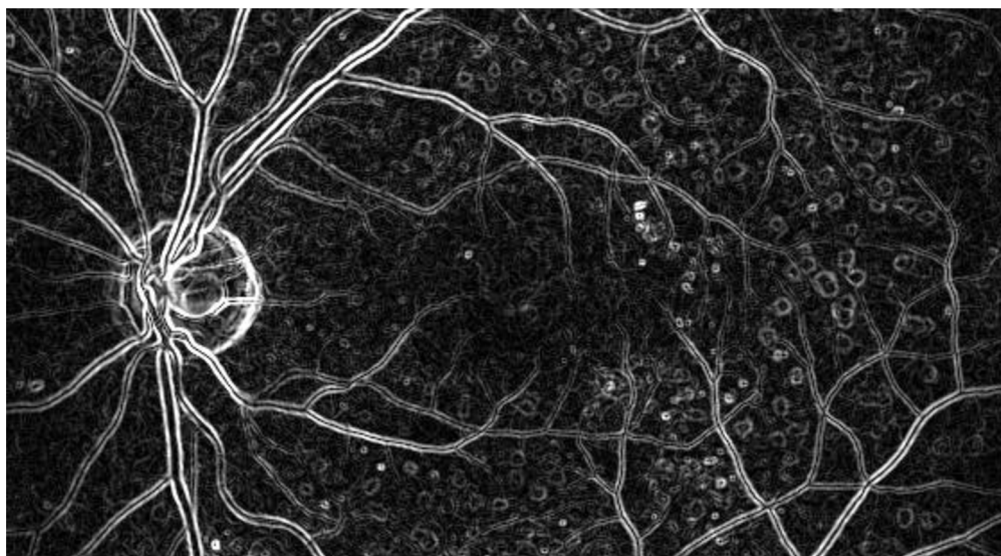


Obr. 18 – Vstupní obraz a jemu odpovídající horizontální signál  $H_h$

### **Vertikální lokalizace optického disku**

Vertikální lokalizace probíhá obdobně jako lokalizace horizontální, pouze s drobnými změnami. První z nich je změna vstupního gradientního obrazu, který je v tomto případě vytvořen součtem vertikálního a horizontálního gradientu:

$$E_2 = |E_v| + |E_h| \quad (14)$$



Obr. 19 – Gradientní obraz  $E_2$

Gradientní obraz tedy obsahuje vertikální i horizontální hrany (viz Obr. 19). Druhou změnou je, že okno, kterým je obraz procházen, je čtvercové o šířce a výšce rovné přibližně průměru optického disku a je centrováno na horizontální pozici, která byla zjištěna při vertikální lokalizaci. Obrazy, respektive pouze úzké pruhy obrazů, jsou pak procházeny shora dolů a je opět prováděna sumace jasových hodnot uvnitř okna. Signály  $G_v$  a  $F_v$  jsou tedy získány dle vztahů:

$$F_v = \sum (W_h \cap I) \quad (15)$$

$$G_v = \sum (W_h \cap E_2) \quad (16)$$

Kde  $W_h$  značí posuvné okno,  $I$  značí vstupní obraz a  $E_2$  pak gradientní obraz obsahující vertikální i horizontální hrany. Výsledný signál pro vertikální směr získán dle vztahu:

$$H_v = F_v \cdot G_v \quad (17)$$

Pozice maxima signálu  $H_v$  určuje vertikální pozici optického disku, jak je možné vidět na Obr. 20. Vlevo možné vidět část obrazu, po které prochází posuvné čtvercové okno (tedy výřez, ve kterém by se měl dle předchozí horizontální lokalizace nacházet optický disk) a vpravo jemu odpovídající signál  $H_v$ , jehož maximum značí vertikální pozici optického disku.

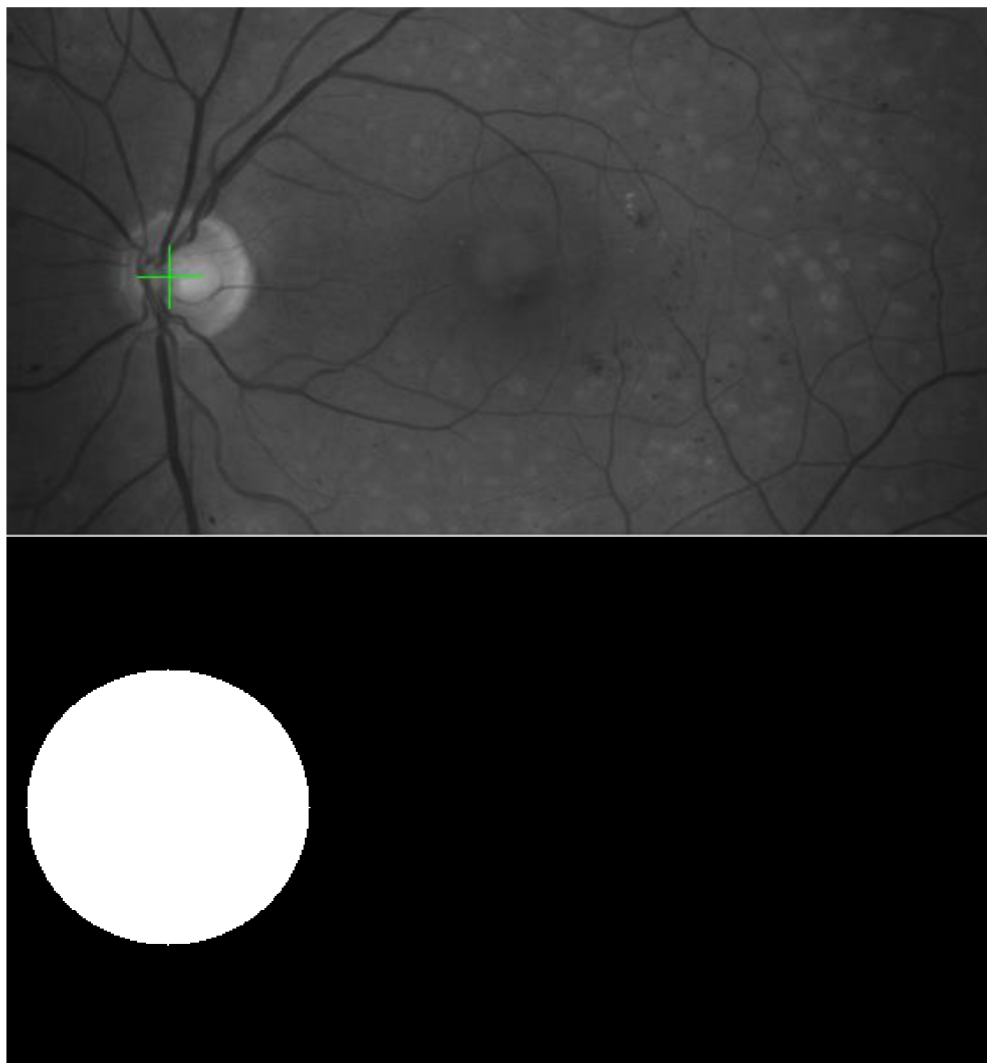


Obr. 20 – Část vstupního obrazu, po kterém je posouváno okno a jemu odpovídající vertikální signál  $H_v$

Získaná pozice optického disku je v posledním kroku redukce využita k tvorbě binární mapy, která v následujících krocích algoritmu určuje, jaká část obrazu bude prohledávána kruhovou transformací. Ve výsledku tedy není zapotřebí prohledávat celý obraz, což je značně výpočetně náročné, ale pouze oblast v okolí optického disku. Výpočetní čas se v závislosti na typu vstupního obrazu zkrátí až dvacetinásobně proti výpočetní době bez použití redukce. Vhodně vytvořená binární mapa také omezením prohledávaného prostoru sníží pravděpodobnost chyby kruhové transformace, která může některé jasné kruhové artefakty a jiné kruhové struktury o vhodném poloměru chybně vyhodnotit jako optický disk.

Binární mapa je vytvořena jednoduchým vytvořením kruhové oblasti se středem v bodě získaným lokalizací (viz Obr. 21). Poloměr tohoto kruhu se liší v závislosti na typu vstupního obrazu. Nutno zdůraznit, že kruhová oblast pro správnou detekci OD nemusí obsahovat celý optický disk, protože je to pouze oblast, jejíž pixely budou u kruhové transformace brány jako výchozí (centrální) a jejichž okolí bude následně prohledáváno. Pro korektní detekci optického disku kruhovou transformací je tedy pouze důležité, aby se uvnitř vytvořené kruhové oblasti (binární mapy) nacházel střed optického disku. Méně přesná lokalizace v kombinaci nedostatečného poloměru kruhové oblasti, může vést k tomu, že kruhová oblast nebude obsahovat střed optického disku, což způsobí podstatné snížení přesnosti detekce optického disku kruhovou transformací, nebo chybnou detekci.

Snižování poloměru kruhové oblasti snižuje výpočetní náročnost, ale současně zvyšuje pravděpodobnost chyby v případě chybné lokalizace. Pro snímky z video oftalmoskopu je poloměr kruhové oblasti standardně nastaven na 35 pixelů (při poloměru OD 48 px), pro obrazy HRF databáze pak 50 pixelů (při poloměru OD 40 px) a pro obrazy z databáze DRIONS 60 pixelů (při poloměru OD 50 px).



Obr. 21 – Lokalizovaný optický disk (nahore) a binární mapa centrovaná na lokalizovaný bod (dole)

Poloměr kruhové oblasti pro snímky z video oftalmoskopu je úmyslně nastaven na nižší hodnotu, než je poloměr optického disku. Lokalizační algoritmus redukce totiž dosahuje vyšší přesnosti, než je lokalizační přesnost kruhové transformace u těchto snímků, a proto přísnějším omezením prohledávané oblasti dojde ke snížení chybných detekcí a tím také ke zvýšení přesnosti detekce optického disku kruhovou transformací. Jinými slovy, u snímků z video oftalmoskopu je často hranice optického disku nevýrazná a algoritmus kruhové transformace je více náchylný

k nalezení jiných výraznějších kruhových objektů v obraze s vyšším kontrastem vůči pozadí (půlkruhové cévy, kruhové artefakty, atd.) než je optický disk. Striktnějším omezením prostoru v obraze pro hledání těchto kruhových oblastí se tedy sníží pravděpodobnost chybného vyhodnocení těchto struktur jako optického disku.

Poloměr kruhové oblasti pro snímky z HRF a DRIONS databáze je naopak vyšší, než je poloměr optického disku. To je dáno tím, že kruhová transformace je u těchto obrazů schopna lokalizovat a detekovat optický disk účinněji než vlastní lokalizační algoritmus. Lokalizační algoritmus zde plní pouze úlohu zkrácení doby výpočtu a nikoliv zlepšení přesnosti detekce kruhové transformace tak jako u snímků z video oftalmoskopu. Pokud tedy lokalizační algoritmus chybně označí optický disk mimo jeho skutečnou pozici, je žádoucí, aby kruhová transformace tuto chybu mohla napravit. Při ponechání dostatečně velkého poloměru kruhové oblasti pak i při chybné lokalizaci dojde ke správné detekci optického disku kruhovou transformací (při chybě lokalizace se většinou nalezená pozice optického disku nachází v blízkosti skutečné pozice optického disku).

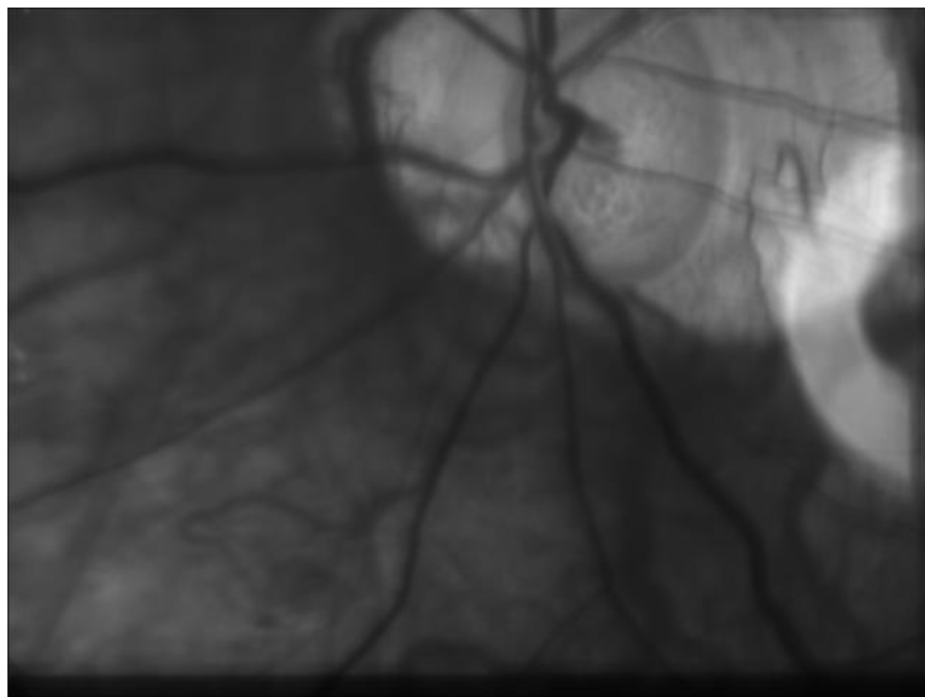
## **7.2.2 Předzpracování vstupního obrazu**

Předzpracování obrazu je soubor metod a postupů, kterými se upravuje vstupní obraz za účelem zvýraznění požadované informace v obraze, nebo potlačení nežádoucí informace. Patří sem například metody ostření obrazu, úprava jasu, potlačení šumu, atd. Cílem předzpracování u snímků sítnice pro detekci optického disku je nejčastěji odstranění cévních struktur, které většinou snižují přesnost detekce, a také zvýraznění kontrastu mezi optickým diskem a pozadím. Úkolem je tedy co nejvíce usnadnit práci algoritmu detekce optického disku. Předzpracování obrazů v této práci je pro všechny typy vstupních obrazů odlišné, protože všechny typy vstupních obrazů mají odlišné vlastnosti.

### **Předzpracování snímků z video oftalmoskopu**

Obrazy z video oftalmoskopu mají rozlišení  $640 \times 480$  pixelů. I když nejde o nikterak vysoké rozlišení, pro potřeby detekce optického disku je to pořád zbytečně mnoho. Prvním krokem předzpracování je tedy zmenšení vstupního obrazu. Obrazy jsou zmenšeny na polovinu původního rozlišení – tedy na  $320 \times 240$  pixelů. Toto zmenšení rozlišení negativně neovlivní přesnost detekce a současně sníží výpočetní dobu na čtvrtinu.

Dalším krokem předzpracování je ořez obrazu. U většiny vstupních snímků se na jejich okrajích nachází tmavé pruhy o různých šířkách, které mohou negativně ovlivnit přesnost detekce, jak je možné vidět na Obr. 22. Fixním ořezem o 20 pixelů z každé strany obrazu jsou tyto pruhy u většiny snímků odstraněny.



Obr. 22 – Snímek s tmavým pruhem

Následuje předzpracování morfologickými operacemi. Při testování vlivu typu předzpracování na přesnost detekce optického disku dosáhla nejlepších výsledků metoda z práce [36]. Protože sítnicové cévy u snímků z video oftalmoskopu tvoří linie o vysokém kontrastu vůči okolí, představují především ty s kruhovým tvarem riziko chybného vyhodnocení kruhovou transformací jako optický disk. K eliminaci těchto cév je použito morfologické uzavření. Strukturní element má mít velikost větší než je šířka nejširší cévy. Zde je použit kruhový strukturní element o poloměru 20 pixelů. Jeho průměr značně přesahuje šířku nejširších cév, které většinou dosahují šířky do 10 pixelů. Takovýto rozměr je zvolen s ohledem na to, že uvnitř optického disku se často nachází několik cév těsně u sebe, a tak je nutné použít větší strukturní element pro jejich potlačení.

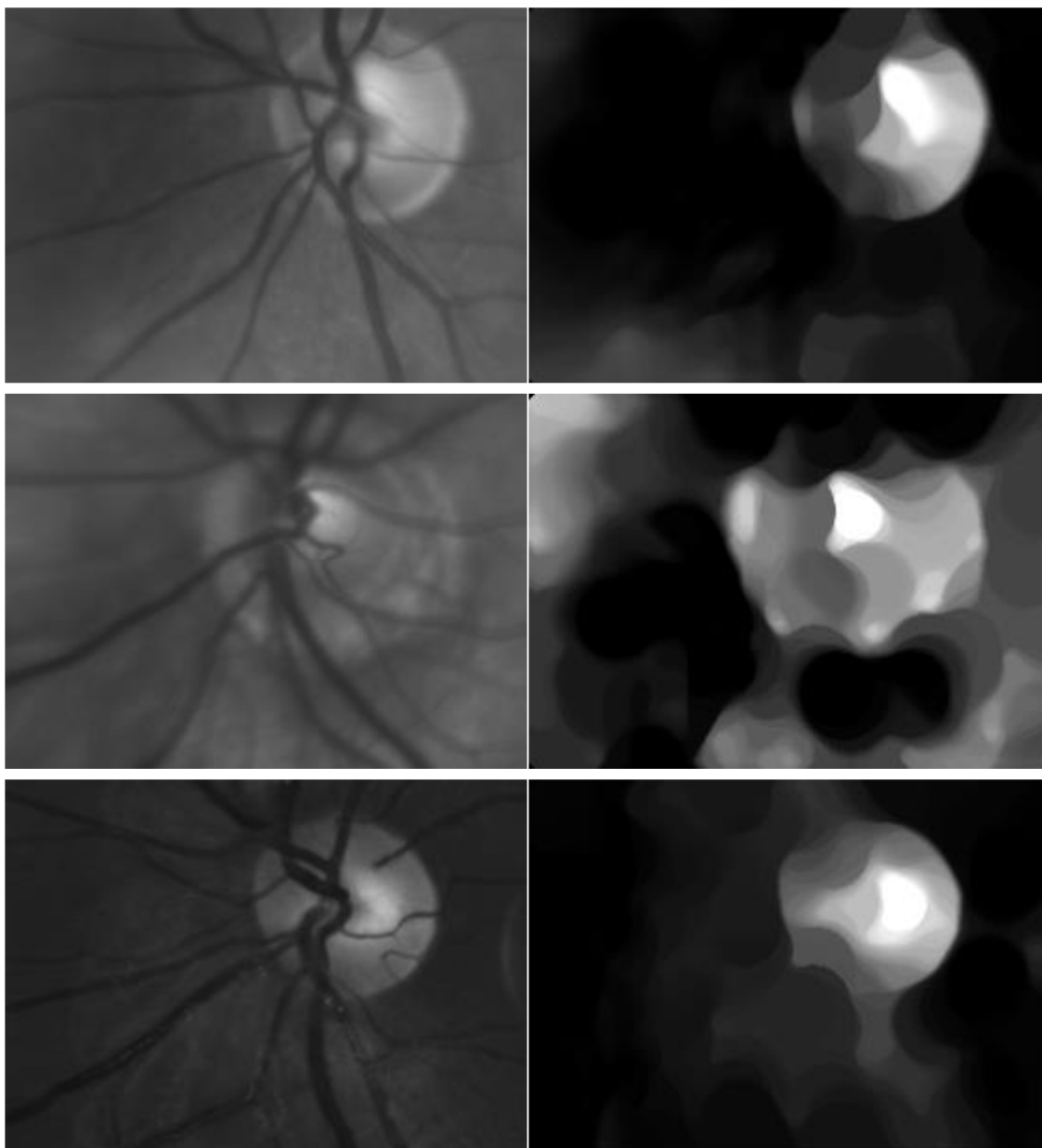
Poté je aplikováno několik operací s cílem zvýšit kontrast mezi optickým diskem a pozadím. Na obraz získaný morfologickým uzavřením je aplikováno morfologické otevření s velkým kruhovým strukturním elementem. Jeho poloměr je nastaven na 100 pixelů. Je tedy přibližně dvakrát větší, než optický disk. Takto je získán obraz, který přibližně obsahuje jasové rozložení pozadí původního snímku, avšak žádný

optický disk. Obraz získaný morfologickým otevřením se následně odečte od obrazu získaného morfologickým uzavřením (top-hats transformace), čímž vzniká obraz, ve kterém je dominantní optický disk. Tento obraz je však výrazně podexponován, a proto je dalším krokem roztažení kontrastu. Posledním krokem předzpracování je použití mediánového filtru. Vlivem předchozích operací totiž v obraze i uvnitř plochy optického disku vznikly hrubé jasové přechody (jasové skoky), které mohou v některých krajních případech ovlivnit detekci optického disku. Mediánový filtr o velikosti masky  $10 \times 10$  pixelů tyto přechody vyhladí.

Jak je možné vidět na Obr. 23, charakter a vysoká variabilita obrazů z video oftalmoskopu neumožňuje vstupní obrazy předzpracovat tak, aby si výstupní obrazy vzhledově odpovídaly a aby v nich byl optický disk jasně odlišen. Často je tedy v obraze po předzpracování viditelná jen část optického disku nebo jeho několik oddělených částí. Právě z tohoto důvodu není schopna většina existujících metod pro detekci optického disku správně segmentovat optický disk na snímcích z video oftalmoskopu.

Výše představená metoda předzpracování byla zvolena, protože umožňuje detekovat optický disk na největším počtu snímků. Nevýhodou však je, že předzpracování může negativně ovlivnit hrany optického disku a výsledná detekovaná hranice nemusí být natolik přesná jako u některých jiných postupů předzpracování. Jde tedy o kompromisní volbu, která však statisticky dosahuje největší úspěšnosti detekce na celém souboru vstupních snímků.





Obr. 23 – Předzpracování obrazů z video oftalmoskopu

### **Předzpracování snímků z HRF databáze**

Obrazy HRF databáze jsou oproti snímkům z video oftalmoskopu mnohem kvalitnější a stálejší, a proto nevyžadují tak výrazné předzpracování. Nejprve je ale obraz opět zmenšen, protože původní rozlišení  $3504 \times 2336$  pixelů by kladlo velmi vysoké časové nároky při dalších výpočtech. Obrazy jsou tedy zmenšeny na 20 % původní velikosti.

Protože kruhová transformace pracuje pouze se šedotónovými obrazy, je dalším krokem převod vstupního RGB obrazu na obraz šedotónový. Žádoucí přitom je, aby

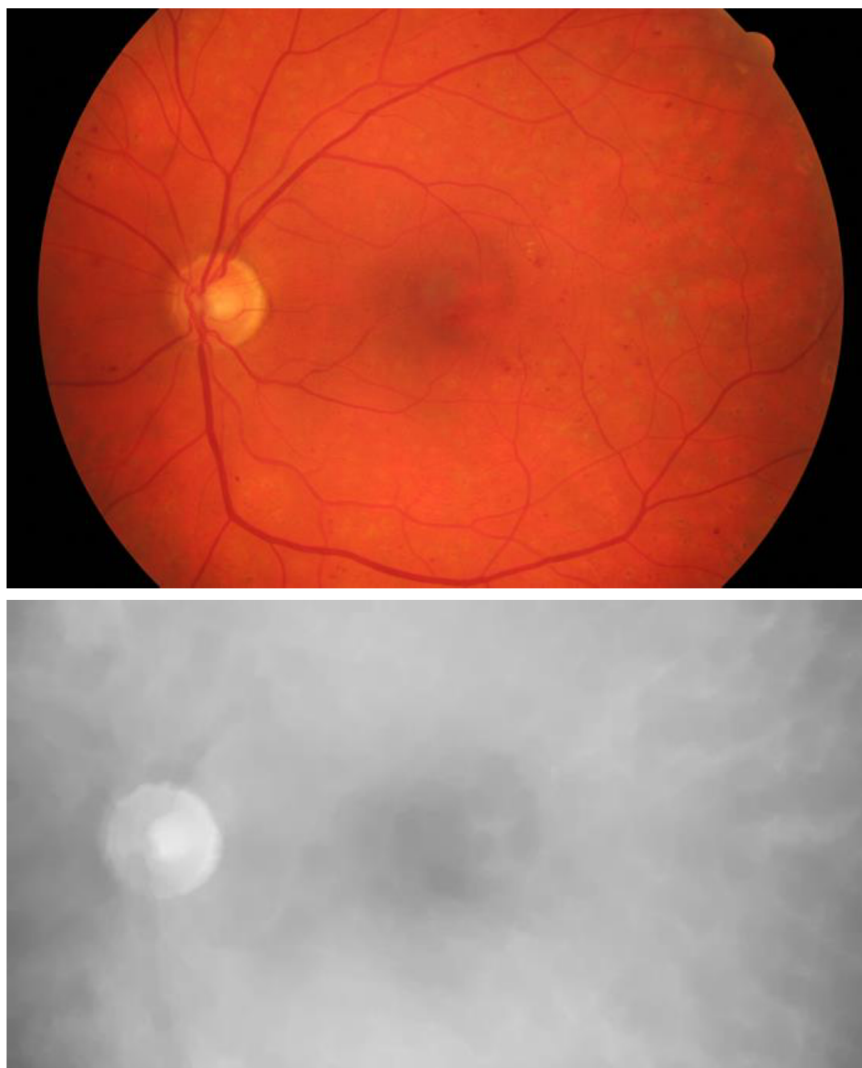
tento obraz měl co nejvyšší kontrast mezi optickým diskem a pozadím. Je proto použit vztah [37]:

$$I = 0,75 \cdot I_R + 0,25 \cdot I_G \quad (18)$$

kde  $I_R$  a  $I_G$  představují červenou a zelenou složku vstupního obrazu. Červené složce je přidělena větší váha, díky vysoké homogenitě jasu optického disku. Kombinace se zelenou složkou, která má nižší váhu, jednak potlačí saturaci červené složky a současně zvýší kontrast mezi optickým diskem a pozadím.

Stejně jako u snímků z video oftalmoskopu je následně vstupní obraz oříznut. Zde je však důvod ořezu odlišný. Protože optický disk se u obrazů HRF databáze nikdy nenachází v okrajových oblastech obrazu, je možné tyto okraje odstranit a zmenšit tak oblast výpočtů, což opět vede ke snížení pravděpodobnosti chyby a potenciálně i ke snížení výpočetní doby. Současně ořezem dojde k odstranění tmavých oblastí vně zorného pole pořizovací kamery. Obraz je oříznut o 80 pixelů na horní a dolní straně a o 70 pixelů z obou bočních stran.

Finálním krokem předzpracování je aplikace morfologického uzavření na šedotónový oříznutý snímek. Takto jsou potlačeny cévy zasahující do optického disku. Strukturní element je opět kruhový s poloměrem 5 pixelů. V tomto případě je velikost strukturního elementu přibližně stejná, jako je průměr nejtlustší sítnicové cévy. Použití většího strukturního elementu zde není zapotřebí, protože cévy u těchto snímků nemají příliš vysoký kontrast, a tak je účinně potlačí i menší strukturní element. Obr. 24 zobrazuje výsledek předzpracování obrazu.



Obr. 24 – Snímek z HRF databáze (nahore) a stejný snímek po předzpracování (dole)

### **Předzpracování snímků z DRIONS databáze**

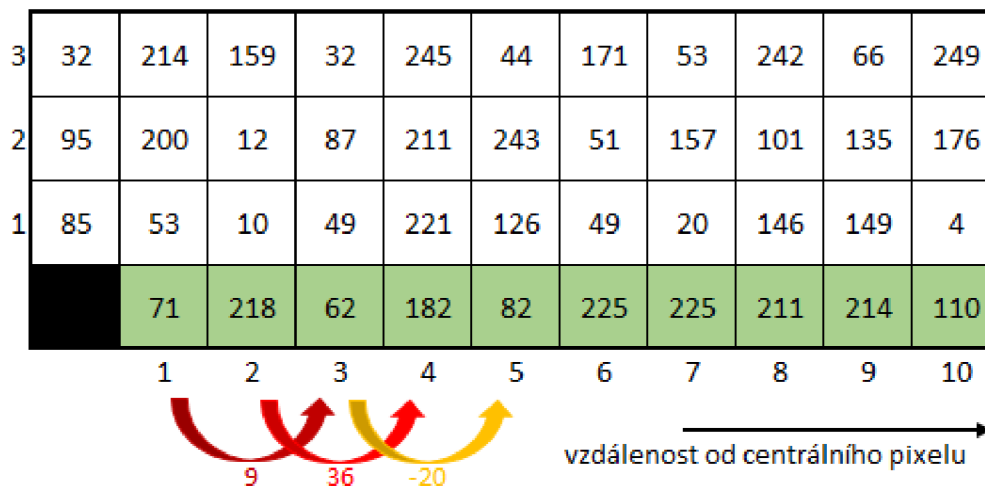
Snímky z DRIONS databáze jsou předzpracovány téměř stejným způsobem jako obrazy HRF databáze, pouze s jinými parametry. U těchto snímků však není žádoucí další snižování rozlišení vstupních obrazů; výchozí rozlišení  $600 \times 400$  pixelů je pro další zpracování optimální. Zde je možné vidět rozpor v porovnání se snímky z video oftalmoskopu, které byly při rozlišení  $640 \times 480$  pixelů zmenšeny na polovinu. V jejich případě to však bylo možné, protože optický disk na těchto snímcích zaujímá podstatně větší plochu a ve výsledku tak na zmenšeném obraze optický disk dosahuje přibližně stejného poloměru jako optický disk na nezmenšeném obraze v databázi DRIONS.

Vstupní RGB obraz je poté stejně jako v HRF databázi převeden na obraz šedotónový dle vztahu (18) a oříznut o 80 pixelů nahore a dole a o 100 pixelů zleva a zprava

především z důvodu odstranění tmavých oblastí mimo zorné pole fundus kamery. Nakonec je na obraz aplikováno morfologické uzavření s kruhovým strukturálním elementem o poloměru 15 pixelů.

### 7.2.3 Prohledávání obrazu

Tímto krokem začíná vlastní algoritmus kruhové transformace. Vše probíhá dle teoretických podkladů popsanych v podkapitole 7.1. Jak již bylo uvedeno, kruhová transformace prohledává okolí každého jednotlivého pixelu v obraze pomocí pomyslných radiálních přímk. Podél každé jednotlivé radiální přímky (která značí jeden směr prohledávání) je hledáno místo, kde dochází k největší lokální změně jasu. To je v praxi realizováno dvojicí *for* cyklů, jež prochází vstupní obraz pixel po pixelu, resp. prochází pouze pixely, které jsou vymezeny binární mapou. Pro každý takto procházený pixel (centrální pixel) je pak spuštěna další dvojice *for* cyklů. První z nich určuje úhel (směr), ve kterém bude okolí právě zpracovávaného pixelu prohledáváno a druhý vnořený cyklus pak určuje vzdálenost od tohoto pixelu, ve které se určí lokální změna jasu mezi sousedními pixely. Pro každý pixel v obraze je tedy nejprve vybrán úhel (směr), ve kterém je následně určena změna jasu ve všech definovaných vzdálenostech od středu a poté se vše opakuje pro další směr (úhel).



Obr. 25 – Princip prohledávání obrazu

Vše je možné objasnit na Obr 25, kde je možné vidět tabulku představující pomyslnou část obrazu. Jednotlivé buňky tabulky představují pixely obrazu a čísla uvnitř jasovou hodnotu konkrétních pixelů. Buňka vyplněná černě představuje centrální pixel neboli pixel v obraze, jehož okolí je prohledáváno. Zeleně označené buňky pak představují aktuálně procházený směr obrazu. Při zachování konvence

z programové části tento směr představuje úhel 90 stupňů. Čísla pod tabulkou označují vzdálenost od centrálního pixelu. V prvním kroku zpracování pro tento směr je vypočítán rozdíl jasových hodnot prvního a třetího pixelu. Pro vzdálenost 2 ve směru 90 stupňů tedy lokální jasová změna (variance) dle obrázku činí hodnotu 9. Pro vzdálenost 3 ve směru 90 stupňů je lokální jasová změna 36, atd. Takto jsou vyhodnoceny všechny vzdálenosti pro aktuální směr a vše se opakuje pro následující úhel (směr). Ze získaných hodnot lokálních změn jasu pro daný směr je pro další práci vybrána a uložena pouze ta největší z nich (maximální změna jasu) a současně je také uložena vzdálenost, ve které byla maximální změna jasu zjištěna. Ve výsledku je v této části algoritmu uloženo poměrně vysoké množství dat, která jsou ukládána do tzv. PM matice pro další zpracování. Každý řádek této matice přitom obsahuje všechny potřebné informace o jednom tzv. bodě PM, neboli pixelu s maximální variací. Pro zopakování jde právě o bod v okolí centrálního pixelu, ve kterém došlo k největší změně jasu podél jedné radiální přímky (viz podkapitola 7.1). Každý řádek PM matice tedy obsahuje tyto informace (viz Obr. 26):

- Vertikální pozice centrálního pixelu pro tento bod PM (1. sloupec)
- Horizontální pozice centrálního pixelu pro tento bod PM (2. sloupec)
- Hodnota změny jasu (variance) tohoto bodu PM (3. sloupec)
- Vzdálenost tohoto bodu PM od centrálního pixelu (4. sloupec)
- Úhel (směr), ve kterém byl tento bod PM zjištěn (5. sloupec)

1	2	3	4	5
142	96	0.0110	43	3
142	96	0.0108	40	6
142	96	0.0097	36	9
142	96	0.0122	37	12
142	96	0.0060	47	15
142	96	0.0079	46	18
142	96	0.0078	34	21
142	96	0.0084	38	24
142	96	0.0140	36	27
142	96	0.0128	36	30

Obr. 26 – PM matice

Z těchto hodnot lze jednoznačně určit pozici každého bodu PM v obraze. Například pro první řádek z PM matice na Obr. 26 tedy platí, že jde o bod PM, který byl nalezen v úhlu 3° od počátečního vertikálního směru a ve vzdálenosti 43 pixelů od jeho


centrálního pixelu, který se nachází na souřadnicích (142,96). Hodnota variace tohoto bodu PM je 0,011, což znamená, že rozdíl jasových hodnot jeho dvou sousedních pixelů v daném směru je právě tato hodnota. Výstupem této části programu je tedy PM matice obsahující na každém řádku informace o jednom bodě PM.

Zde je možné vidět, proč je kruhová transformace značně výpočetně náročná. Je to proto, že pro každý pixel v obraze je vyhodnocováno a ukládáno vysoké množství dat. Při standardním nastavení je pro každý obrazový pixel uloženo 600 hodnot, což by při použití nezmenšených vstupních obrazů ve výsledku představovalo téměř 5 miliard uložených hodnot, které je nutné dále zpracovat.

### **Výpočet pozic pixelů podél radiálních přímk**

Pro úplnost je ještě třeba vysvětlit, jak konkrétně dochází k prohledávání okolí centrálního pixelu v různých směrech. Jak již bylo několikrát řečeno, okolí centrálního pixelu je prohledáváno podél pomyslných radiálních přímk. Těchto přímk je vysoké množství (desítky až stovky), což znamená, že mezi sebou svírají úhel v řádu jednotek stupňů. Obraz je však tvořen pravoúhlou mřížkou pixelů a lze ho tak přímo prohledávat jen v násobcích úhlu 90 stupňů, jak bylo znázorněno na Obr. 25. V ostatních směrech však radiální přímky procházejí pixely nepravidelně a je tedy nutné určit, které pixely náležejí které radiální přímce v jaké vzdálenosti. To je prakticky realizováno tvorbou tzv. matice pozic, která pro každou vzdálenost od středového pixelu a pro každý směr radiální přímky přiřazuje relativní souřadnice pixelu.

10	0,10	1,10	2,10	3,10	4,10	5,10	6,10	7,10	8,10	9,10	10,10
9	0,9	1,9	2,9	3,9	4,9	5,9	6,9	7,9	8,9	9,9	10,9
8	0,8	1,8	2,8	3,8	4,8	5,8	6,8	7,8	8,8	9,8	10,8
7	0,7	1,7	2,7	3,7	4,7	5,7	6,7	7,7	8,7	9,7	10,7
6	0,6	1,6	2,6	3,6	4,6	5,6	6,6	7,6	8,6	9,6	10,6
5	0,5	1,5	2,5	3,5	4,5	5,5	6,5	7,5	8,5	9,5	10,5
4	0,4	1,4	2,4	3,4	4,4	5,4	6,4	7,4	8,4	9,4	10,4
3	0,3	1,3	2,3	3,3	4,3	5,3	6,3	7,3	8,3	9,3	10,3
2	0,2	1,2	2,2	3,2	4,2	5,2	6,2	7,2	8,2	9,2	10,2
1	0,1	1,1	2,1	3,1	4,1	5,1	6,1	7,1	8,1	9,1	10,1
		1,0	2,0	3,0	4,0	5,0	6,0	7,0	8,0	9,0	10,0
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

 vzdálenost od centrálního pixelu

Obr. 27 – Relativní souřadnice vůči centrálnímu pixelu (černá buňka)

Vše je opět možné ilustrovat na Obr 27. Tabulka zde opět představuje obraz a jednotlivé buňky jednotlivé pixely. Světle zelený pruh označuje směr 90 stupňů a tmavě zelený pruh značí směr 0, případně 360 stupňů (počáteční vertikální směr). Uvnitř buněk se však nyní nenacházejí jasové hodnoty obrazu, ale relativní souřadnice vztažené k centrálnímu černému pixelu. Číslo před čárkou značí horizontální pozici vůči centrálnímu pixelu a číslo za čárkou značí vertikální pozici daného pixelu vůči centrálnímu pixelu. Červeně označené buňky značí pixely spadající do směru 60 stupňů v jednotkových vzdálenostech od sebe (například pixel ve vzdálenosti 5 od centrálního pixelu ve směru 60 stupňů má relativní souřadnice (4,2)). Matice pozic tedy ve svých sloupcích odpovídajících úhlu 60 stupňů obsahuje právě červeně označená čísla z Obr. 27. Pokud je tedy v obraze prohledáván tento směr, jsou z matice pozic vybrány tyto relativní souřadnice a ty jsou přičteny k souřadnicím centrálního pixelu, čímž jsou získány právě skutečné

souřadnice pixelů v obraze, se kterými je již možné pracovat. Tímto způsobem se usnadní manipulace s pixely v okolí centrálního pixelu.

Pokud se tedy centrální pixel nachází například na pozici (15,15) v obraze a chceme získat lokální změnu jasu v úhlu 60 stupňů a ve vzdálenosti 2 (viz Obr. 27), jsou nejprve získány relativní souřadnice pixelu ve vzdálenosti 1 od centrálního pixelu (1,0) a relativní souřadnice pixelu ve vzdálenosti 3 od centrálního pixelu (3,1). Tyto relativní souřadnice jsou přičteny k souřadnicím centrálního pixelu, čímž jsou získány skutečné obrazové souřadnice pixelu ve vzdálenosti 1, tedy (16,15) a pixelu ve vzdálenosti 3, tedy (18,16). Když jsou známy tyto obrazové souřadnice, jsou získány jasové hodnoty z těchto pixelů, které se od sebe odečtou a je tak získána variace (lokální změna jasu) ve vzdálenosti 2 od centrálního pixelu. Vše se následně opakuje pro všechny vzdálenosti od centrálního pixelu pro daný směr, uloží se informace o pixelu s největší změnou jasu a poté se vše opakuje pro všechny ostatní úhly (směry). Celý tento soubor úkonů se pak provádí pro všechny prohledávané (centrální) pixely obrazu.

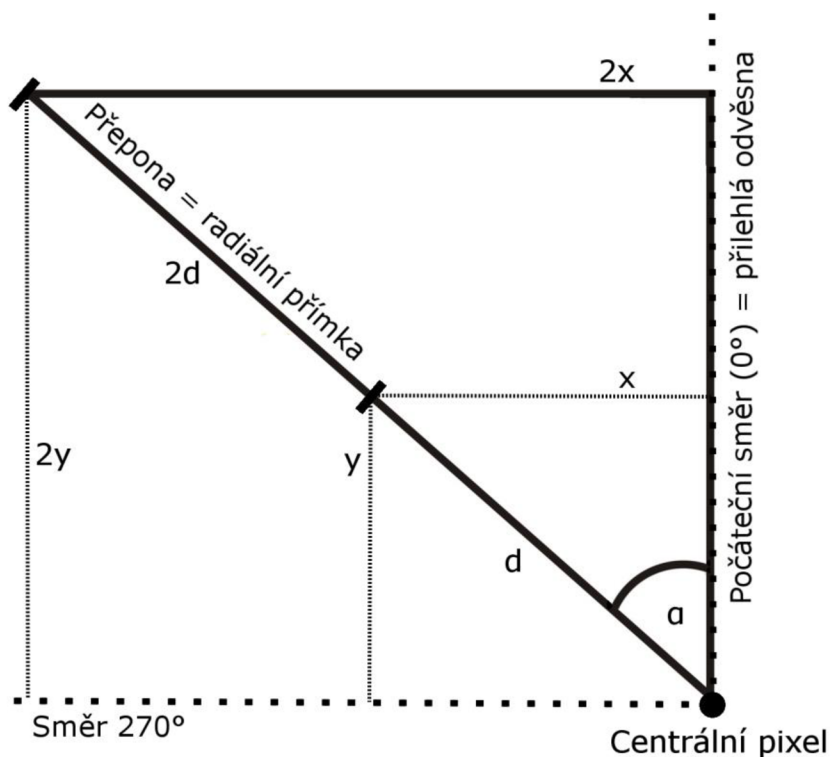
Před vlastním prohledáváním vstupního obrazu je tedy nejprve nutné vypočítat matici pozic. Jde o poměrně snadný úkol. Cílem je vypočítat relativní horizontální a vertikální souřadnice pro každou vzdálenost od středu na všech radiálních přímkách (úhlech). Protože je znám celkový počet radiálních přímek, je znám i úhel svíraný mezi jednotlivými přímkami. Současně jsou také známy vzdálenosti od centrálního pixelu. Vzdálenosti jsou vždy všechna celá čísla od 1 do limitu maximální vzdálenosti (délka radiálních přímek), který je také známý. Radiální přímku si lze tedy představit také jako přeponu pravoúhlého trojúhelníku, která svírá s přilehlou odvěsnou násobek úhlu, který je svíraný mezi jednotlivými radiálními přímkami (viz Obr. 28). Přilehlá odvěsna je pak totožná se směrem 0 resp. 360 stupňů v obraze. Jde tedy o vertikální úsečku. Hodnoty délky přilehlé a protilehlé odvěsny pak představují právě relativní souřadnice. Pomocí goniometrických funkcí lze tyto hodnoty jednoduše spočítat dle vztahů:

$$x \doteq \sin(\alpha) \cdot d \quad (19)$$

$$y \doteq \cos(\alpha) \cdot d \quad (20)$$

kde  $x$  a  $y$  představují horizontální, resp. vertikální výslednou relativní souřadnici,  $\alpha$  představuje úhel (směr), pro který jsou tyto relativní souřadnice počítány a  $d$  představuje vzdálenost od centrálního pixelu, pro kterou jsou tyto relativní souřadnice počítány. Tímto způsobem jsou tedy vypočítány všechny relativní souřadnice uvnitř matice pozic (pro všechny úhly  $\alpha$  a všechny vzdálenosti  $d$ ).





Obr. 28 – Vizualizace výpočtu relativních souřadnic do matice pozic

Matice pozic se po jejím výpočtu už nemění a je stejná pro všechny výpočty, resp. stejná matice pozic je použita pro všechny pixely obrazu, jejichž okolí je prohledáváno. Mohlo by se zdát, že matice je pokaždé stejná, a proto by mohla být pevně uložena v paměti programu, aby nemusela být při každém spuštění znovu sestrojována. To by však bylo možné, pouze pokud by se neměnily vstupní parametry programu. Jakmile se změní počet radiálních přímek nebo uvažovaná maximální prohledávaná vzdálenost od středu, je nutné změnit i matici pozic.

		0	1	2	3	4	5	6	7
1	3	0	0	0	0	0	0	0	0
1	3	0	1	2	3	4	5	6	7
2	6	0	0	0	0	0	1	1	1
2	6	0	1	2	3	4	5	6	7
3	9	0	0	0	0	1	1	1	1
3	9	0	1	2	3	4	5	6	7

Obr. 29 – Matice pozic

Obr. 29 zobrazuje malou část matice pozic. První řádek udává vzdálenosti od centrálního pixelu, první sloupec udává index (pořadí) úhlu a druhý sloupec informuje přímo o číselné hodnotě úhlu. Na druhém řádku a třetím sloupci začínají vlastní hodnoty matice pozic. Jak je na obrázku vidět, jednomu úhlu jsou vždy

vyhrazeny dva řádky. Je to proto, že první řádek obsahuje informace o horizontální (x-ové) relativní souřadnici a druhý řádek o vertikální (y-ové) relativní souřadnici. Pokud je tedy například třeba vyhodnotit v obraze pixel ve vzdálenosti 5 pixelů a v úhlu 6 stupňů od centrálního pixelu, z matice pozic vyplývá, že se tento pixel nachází 1 pixel horizontálně a 5 pixelů vertikálně nad centrálním pixelem (viz Obr. 29).

## **Parametry prohledávání**

Algoritmus prohledávání má několik základních parametrů, které mohou výrazně ovlivnit výsledky detekce optického disku a které je třeba pečlivě nastavit pro dosažení nejlepších výsledků. Tyto parametry byly již několikrát v předchozím textu zmíněny, nyní je nutné ozřejmit jejich význam a použité hodnoty.

Prvním parametrem je počet radiálních přímk. Jde o parametr, který určuje, v kolika směrech bude prohledáváno okolí jednoho pixelu a současně i počet výstupních bodů PM pro jeden pixel obrazu. Použití většího množství radiálních přímk zvětší přesnost vymezení hranice optického disku (hranice OD bude vymezena větším počtem bodů), nicméně také zvyšuje výpočetní náročnost. Současně také při zvyšování této hodnoty nad určitou mez již nedochází ke zvyšování přesnosti detekce. S ohledem na další kroky algoritmu, kde dochází k odstraňování některých bodů PM bylo použito 120 radiálních přímk. V případě odstranění vysokého počtu bodů PM pak stále zbývá dostatečné množství bodů PM pro vykreslení hranice. Zvyšování hodnoty nad 120 přímk již nepřináší další zkvalitnění detekce.

Dalším důležitým parametrem je délka radiálních přímk, která vymezuje do jaké vzdálenosti od centrálního pixelu je prohledáváno okolí centrálního pixelu. Tato hodnota musí být vždy větší, než je předpokládaný poloměr optického disku, protože jinak je výsledná detekce většinou chybná. U tohoto parametru je již použita rozdílná hodnota pro různé typy vstupních obrazů. Je to logické, protože u všech typů snímků má optický disk rozdílný poloměr. Pro snímky z video oftalmoskopu dosáhla nejlepších výsledků hodnota 68 pixelů (při předpokládaném poloměru optického disku 48 pixelů), u snímků z HRF databáze je pak použita hodnota 50 pixelů při poloměru optického disku 40 pixelů a u DRIONS databáze 60 pixelů při poloměru optického disku 50 pixelů.

Posledním a současně nejkritičtějším parametrem je minimální vzdálenost prohledávání od centrálního pixelu. Nastavením tohoto parametru na vhodnou

hodnotu je tedy přeskočeno blízké okolí centrálního pixelu a prohledáváno je až ve větší vzdálenosti. Tím je velmi výrazně ovlivněna přesnost detekce optického disku, protože v blízkosti středu optického disku se často nachází sítnicové cévy (nebo jejich pozůstatky), které by byly detekovány jako místo s největší změnou jasu. Hodnota musí být vždy menší, než je poloměr optického disku. V opačném případě je sice detekce optického disku většinou relativně úspěšná, část detekované hranice pak ovšem neodpovídá skutečné hranici. Hodnoty jsou nastaveny na 44 pixelů pro snímky z video oftalmoskopu, 30 pro snímky z HRF databáze a 39 pro snímky z databáze DRIONS.

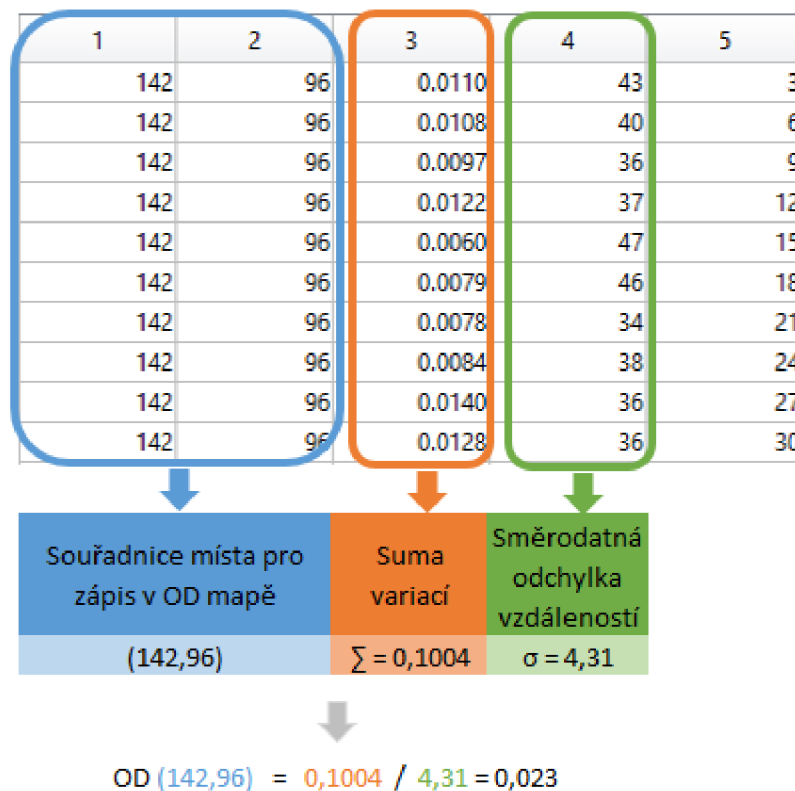
Zvolené hodnoty minimální a maximální prohledávané vzdálenosti jsou kompromisní a dosahují tedy nejlepších výsledků na celých sadách snímků. V případě některých jednotlivých snímků (především u snímků z video oftalmoskopu) lze změnou těchto hodnot zlepšit přesnost detekce, čímž však dojde ke snížení přesnosti detekce u snímků ostatních.

## 7.2.4 Tvorba OD mapy

Vstupem této části algoritmu je PM matice obsahující informace o všech bodech PM, která byla získána v části prohledávání obrazu. Cílem je pak z této matice vytvořit OD mapu, což je šedotónový obraz o stejných rozměrech jako má vstupní obraz, ve kterém je nejjasnějším pixelem vyznačen střed optického disku (případně střed nejvýraznější detekované kruhové oblasti).

Tvorba OD mapy začíná vytvořením obrazu o rozměrech vstupního obrazu se všemi pixely nulovými. Tím je zaručeno, že OD mapa nebude mít jiné, než požadované rozměry, což by se jinak mohlo stát, vzhledem k vymezení prohledávané oblasti vstupního obrazu binární mapou.

Dále začíná zpracování vstupní PM matice a postupné plnění OD mapy. To probíhá pomocí *for* cyklu. Ze vstupní PM matice jsou v každém kroku načteny všechny body PM odpovídající jednomu centrálnímu pixelu, spočtena směrodatná odchylka jejich vzdáleností od jejich centrálního pixelu a také vypočtena suma jejich variací. Následně je suma variací vydělena směrodatnou odchylkou vzdáleností, čímž je získána hodnota jednoho pixelu OD mapy. Pozice pixelu v OD mapě, na který se hodnota zapíše, je určena jako pozice centrálního pixelu bodů PM, ze kterých byla tato hodnota vypočtena. Postup se pak opakuje, dokud nejsou z PM matice využity všechny body PM pro tvorbu OD mapy, čímž je pak tvorba OD mapy dokončena.



Obr. 30 – Vizualizace výpočtu jednoho pixelu OD mapy

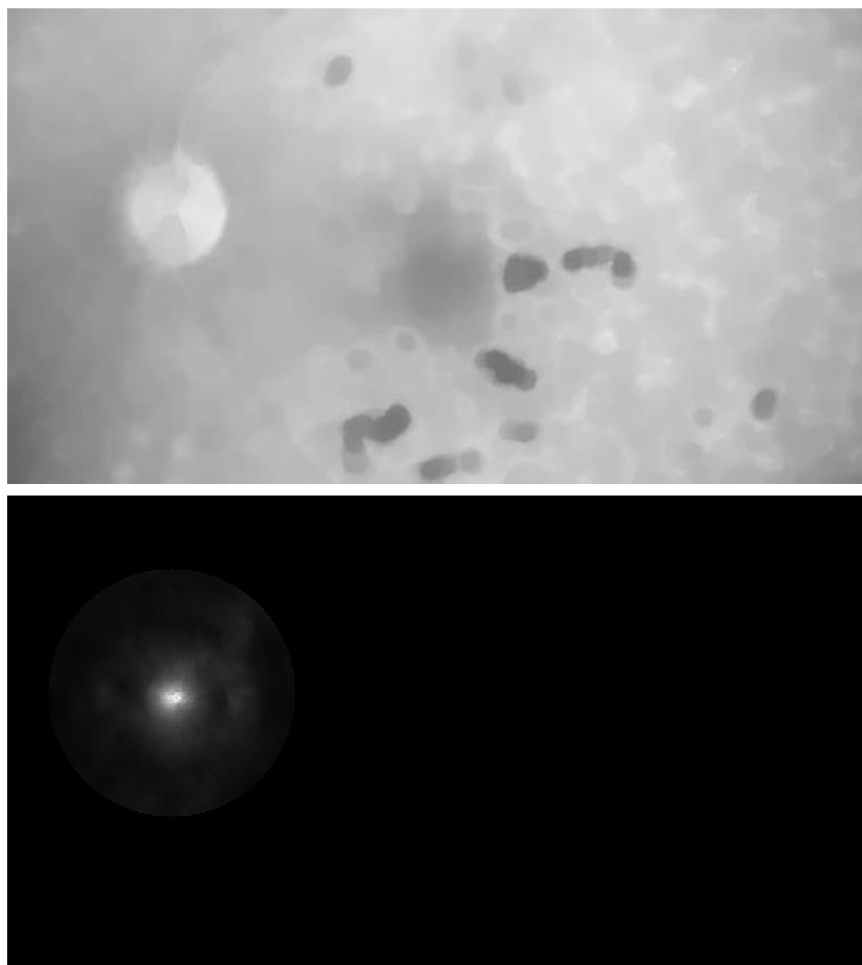
Postup výpočtu jednoho pixelu OD mapy je znázorněn na Obr. 30. Na něm se nachází PM matice, která nese v každém řádku informace o jednom bodě PM. Pro zjednodušení lze předpokládat, že se na obrázku nacházejí všechny body PM odpovídající jednomu centrálnímu pixelu (v praxi jich není 10, ale přibližně 120).

Na Obr. 30 je také možné pozorovat, že čím je menší hodnota směrodatné odchylky vzdáleností (čím je vzdálenost bodů od centrálního pixelu rovnoměrnější – tzn. body jsou umístěny v kruhu kolem centrálního pixelu), tím je výsledná hodnota výpočtu vyšší a pixel v OD mapě jasnější. Současně je pixel v OD mapě jasnější, čím je vyšší suma variací (čím je detekovaná hranice v bodech PM výraznější). Pokud je tedy zpracováván centrální pixel, který odpovídá středu optického disku, předpokládá se, že body PM nalezené pro tento centrální pixel jsou umístěny v kruhu kolem tohoto centrálního pixelu (podél okraje optického disku) a mají od něj všechny přibližně stejnou vzdálenost. Výsledná směrodatná odchylka těchto vzdáleností je pak minimální, suma variací vysoká a tedy vypočtená hodnota pixelu OD mapy je pak také vysoká. Tento středový pixel se v OD mapě zobrazí jako nejjasnější ze všech.

U snímků z HRF databáze výše uvedený postup bezpečně detekuje střed optického disku a tím i optický disk. U snímků z video oftalmoskopu a je však situace komplikovanější. Vzhledem k tomu, že optický disk má na těchto snímcích podstatně

horší odlišení od pozadí a jeho hranice tak často není rozlišitelná od pozadí, má algoritmus tendenci upřednostňovat objekty s výraznou hranou, i když jejich tvar není příliš kruhový. Vysoká suma variace při výpočtu OD mapy převyší i vyšší směrodatnou odchylku vzdáleností a dojde tak k chybné detekci. Tento problém je napraven úpravou výpočtu OD mapy u těchto snímků. Místo výpočtu sumy variací se použije pouze počet bodů PM, které odpovídají jednomu centrálnímu pixelu. Pomyslně je tedy každému bodu PM nastavena variace na hodnotu 1 a udělána jejich suma. Všechny body PM tedy mají stejnou váhu – jak bod detekovaný na výrazné, tak na nevýrazné hraně. Použití tohoto přístupu u snímků z video oftalmoskopu zvýší citlivost pro kruhové oblasti s méně výraznou hranicí. Také u snímků z DRIONS databáze vede použití tohoto přístupu k lepším výsledkům, protože některé tyto snímky mají nevýraznou hranici optického disku.

Jakmile je OD mapa dokončena, je v ní jednoduše nalezeno maximum. Tím je získána pozice středu optického disku v obraze (finální lokalizace optického disku). Současně, když je znám tento střed, je možné použít jeho body PM pro vymezení hranice optického disku. V PM matici jsou tedy nalezeny všechny body PM odpovídající tomuto středovému pixelu a umístěny do výstupní, tzv. OD matice, která tak obsahuje pouze body PM označující hranice optického disku v obraze.



Obr. 31 – Předzpracovaný vstupní obraz a jemu odpovídající OD mapa

Na Obr. 31 je nahoře zobrazen předzpracovaný vstupní obraz a dole pak jemu odpovídající OD mapa. V OD mapě je možné pozorovat, že většina obrazu je černá. To je způsobeno tím, že vstupní obraz nebyl prohledáván celý, ale pouze jeho část vymezená binární mapou. Mimo prohledávané pixely tedy OD mapa není definována. Dále je v OD mapě možné vidět, že její nejjasnější místo přesně koresponduje se středem optického disku ve vstupním obraze.

### 7.2.5 Filtrace bodů PM

Filtrace bodů PM umožňuje především zlepšit přesnost detekce optického disku tím, že odstraní body PM, které pravděpodobně nepřísluší optickému disku. V původní práci [37] byla filtrace aplikována již před tvorbou OD mapy, která tak byla touto operací ovlivněna. V této práci byl zvolen jiný přístup, protože filtrace před tvorbou OD mapy v některých případech způsobila chybnou finální lokalizaci optického disku a tím i chybnou segmentaci. Před tvorbou OD mapy tak jsou pouze v PM matici

označeny potenciální neplatné body PM a kvlastní filtraci dochází až po vyhodnocení středu optického disku v OD matici. Tento přístup je výhodný tím, že v případě potřeby umožňuje filtrovat body PM před tvorbou OD mapy i po ní. Vše záleží na použitých snímcích. Standardně je však filtrace použita až po tvorbě OD mapy a může tak ovlivnit pouze body PM optického disku, a tedy pouze výslednou hranici optického disku a nikoli jeho lokalizaci.

Prvním krokem filtrace je odstranění bodů PM, jejichž variace je nulová nebo záporná. Zápornou variaci mají body PM, které označují hranu, jejíž jas se s postupující vzdáleností od centrálního pixelu zvyšuje. Tyto body PM nemohou označovat hranici optického disku, protože jas této hranice směrem od středu disku klesá. Jsou tak jednoduše odstraněny celé řádky v OD matici (případně v PM matici v závislosti na tom, zda probíhá filtrace před tvorbou OD mapy nebo po ní), v jejichž sloupci odpovídajícím variaci se nachází záporné číslo nebo nula, viz Obr. 32.

1	2	3	4	5
99	91	0.0054	31	201
99	91	0.0053	30	204
99	91	0.0053	31	207
99	91	0.0053	32	210
99	91	-4.0554e-04	37	213
99	91	0	37	216
99	91	0.0085	36	219

Obr. 32 – Filtrace bodů PM dle hodnoty variace

Dalším krokem je filtrace na základě vzdáleností od centrálního pixelu. Je spočítán medián vzdáleností bodů PM od jejich centrálního pixelu a pokud se některý z bodů od tohoto mediánu výrazněji odchyľuje, je odstraněn. Prahová odchylka od mediánu je dána vztahem:

$$Td = f_{mdn}(\|D - f_{mdn}(D)\|) \quad (21)$$

kde  $f_{mdn}$  značí mediánovou funkci a  $D$  označuje vzdálenosti bodů PM k jejich centrálnímu pixelu. Body PM, které výše uvedené podmínce nevyhovují, jsou v PM matici označeny (je přidán další sloupec matice, který nese informaci o platnosti bodu PM) a v momentě filtrace jsou díky označení odstraněny.

1	2	3	4	5	6
99	93	0.0039	48	255	1
99	93	0.0039	47	258	1
99	93	0.0039	47	261	1
99	93	0.0038	49	264	0
99	93	0.0055	45	267	1
99	93	0.0063	47	270	1
99	93	0.0086	49	273	0
99	93	0.0043	49	276	0
99	93	0.0043	34	288	1

Obr. 33 – Filtrace bodů PM dle jejich vzdáleností od centrálního pixelu

Obr. 33 zobrazuje část PM matice, na které je zeleně označen přídatný sloupec, který udává platnost bodu PM. Body PM s hodnotou 1 v tomto sloupci jsou platné, body s hodnotou 0 v tomto sloupci jsou neplatné a při filtraci jsou odstraněny.

Tímto krokem jsou tak odstraněny body PM, které pravděpodobně neleží na hranici optického disku, protože byly nalezeny ve větší nebo menší vzdálenosti od centrálního pixelu než ostatní body PM. Jde tedy často o body, které se nacházejí na hranici obrazového artefaktu, léze apod. V případě výraznějšího zploštění optického disku v obraze (optický disk má elipsovité tvar) ale také mohou být odstraněny body ležící v místech hlavních vrcholů elipsy (jsou vzdálenější od středu než ostatní body). K prahové hodnotě  $Td$  je tedy přičtena toleranční hodnota rovna desetíně mediánu vzdáleností bodů PM od centrálního pixelu. Tato tolerance zlepšuje přesnost detekce v případě zploštění optického disku, ale současně může umožnit drobné odchylky od skutečné hranice optického disku u detekované hranice. Jde tedy opět o kompromisní nastavení.

## 7.2.6 Symetrie

Po dokončení filtrace obsahuje OD matice pouze platné body PM, které leží na hranici optického disku. Filtrací však mohlo být odstraněno značné množství bodů PM a výsledná hranice může obsahovat mezery po odstraněných bodech. Tento problém řeší středová symetrie.

OD matice je procházena po jednotlivých řádcích (bodech PM) a pokud je zjištěn chybějící bod PM, je hledán jeho středově souměrný protějšek. Pokud protějšek existuje (nebyl také odfiltrován), pak je chybějící bod doplněn tímto bodem. Pokud protějšek neexistuje, chybějící bod zůstane nenahrazen.

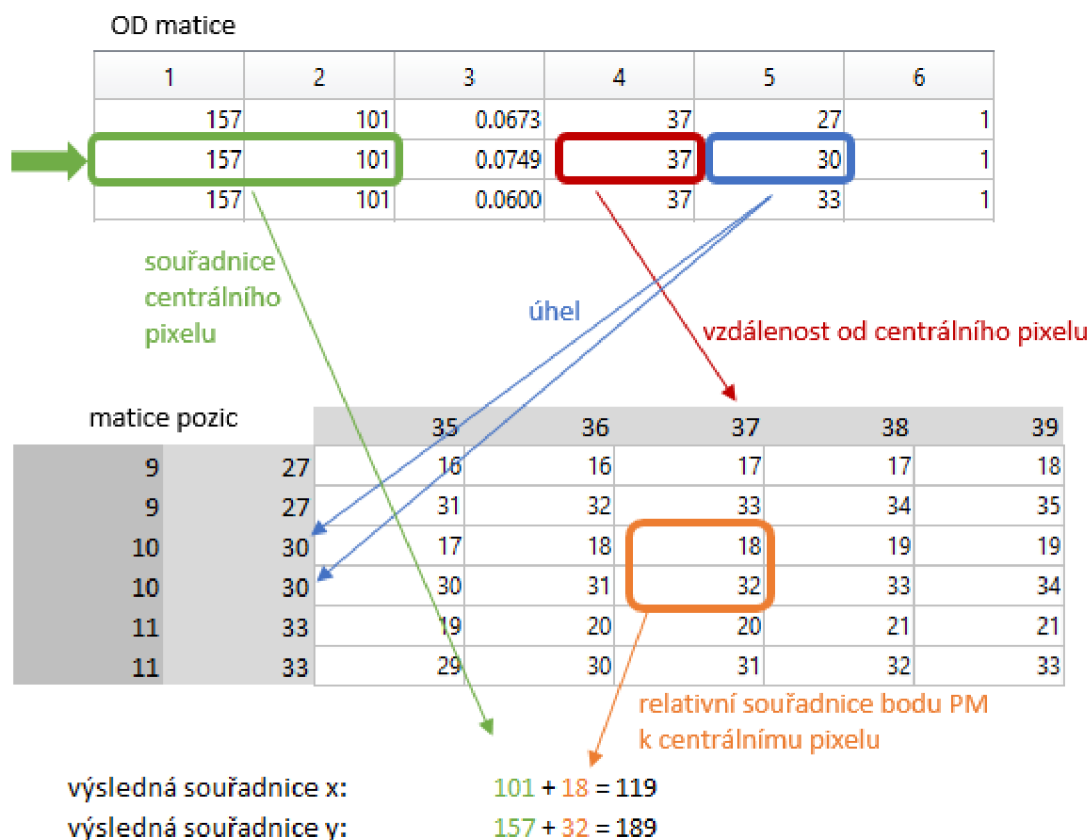


V praxi nahrazení funguje tak, že je v OD matici nalezen takový řádek, jehož úhel se od chybějícího bodu PM liší o  $\pm 180^\circ$ , tento celý řádek je zkopírován na místo chybějícího řádku a jeho úhel je přepsán na hodnotu chybějícího bodu PM.

## 7.2.7 Výpočet souřadnic bodů PM

Protože v OD matici je pozice bodů PM pouze relativně vztažena k jejich centrálnímu pixelu (vzdálenost a úhel od centrálního pixelu), je nutné je před jejich vykreslením do obrazu přepočítat na obrazové souřadnice. Jde vlastně o inverzní operaci k zápisu do PM matice, proto je zde opět použita matice pozic z podkapitoly 7.2.3.

OD matice je *for* cyklem procházena po jednotlivých řádcích (bodech PM), přičemž je vždy zjištěn úhel daného bodu PM a jeho vzdálenost od centrálního pixelu. Dle těchto hodnot jsou v matici pozic nalezeny relativní souřadnice tohoto bodu k centrálnímu pixelu a na jejich základě jsou vypočteny skutečné obrazové souřadnice. Postup výpočtu obrazových souřadnic jednoho bodu PM je opět znázorněn na Obr. 34.



Obr. 34 – Vizualizace výpočtu obrazových souřadnic z OD matice a matice pozic

Výsledkem této části programu je matice obsahující obrazové souřadnice všech pixelů (bodů PM), které označují hranici optického disku.

### 7.2.8 Vykreslení

Závěrečným krokem algoritmu je vykreslení hranic optického disku do vstupního obrazu. Vykreslení přitom probíhá do původních obrazů, které nebyly zmenšeny při předzpracování. Hodnoty z matice obrazových souřadnic hraničních bodů optického disku získané v předchozím kroku algoritmu jsou tak nejprve vynásobeny hodnotou zmenšení (pokud byl obraz při předzpracování zmenšen na jednu pětinu, jsou zde obrazové souřadnice hraničních bodů vynásobeny číslem 5) a poté je z nich pomocí funkce *roipoly* vytvořena binární oblast optického disku. Vytvořená binární oblast je však často nepravidelná a může obsahovat drobné výčnělky a prohlubně, jak je možné vidět na Obr. 35. To je dáno tím, že na některých místech v obraze byla hranice optického disku přerušena vystupujícími cévami, po jejichž odstranění zůstala hranice optického disku nepravidelná. Dalším důvodem nepravidelnosti je obecně vzhled obrazů po předzpracování, na kterých hranice optického disku nebývá úplně hladká a v neposlední řadě hladkost této oblasti ovlivňují také případné mezery po odstraněných bodech PM ve fázi filtrace. Před vykreslením hranice do obrazu je tak vhodné binární oblast vyhladit.



Obr. 35 – Segmentovaný optický disk s nevyhlazenou hranicí

Vyhlazení a získání hranice binární oblasti je realizováno v jednom kroku použitím Cannyho hranového detektoru na tento binární obraz s tím, že jeho dílčí částí je aplikace Gaussova filtru, který umožní právě vyhlazení nepravidelností. Směrodatná odchylka Gaussova filtru je přitom volena dle vstupního obrazu (dle jeho velikosti). Velký objekt v binárním obraze potřebuje pro stejnou míru vyhlazení větší

směrodatnou odchylku filtru než objekt malý. Pro HRF obrazy je tedy použita hodnota 50, pro DRIONS obrazy hodnota 10 a pro snímky z video oftalmoskopu hodnota 20. Tyto hodnoty zaručí vyhlazení i výraznějších nepravidelností při současném zachování přesnosti hranice. Tímto krokem je tedy získána výsledná vyhlazená hranice, která je superponována na vstupní obraz.

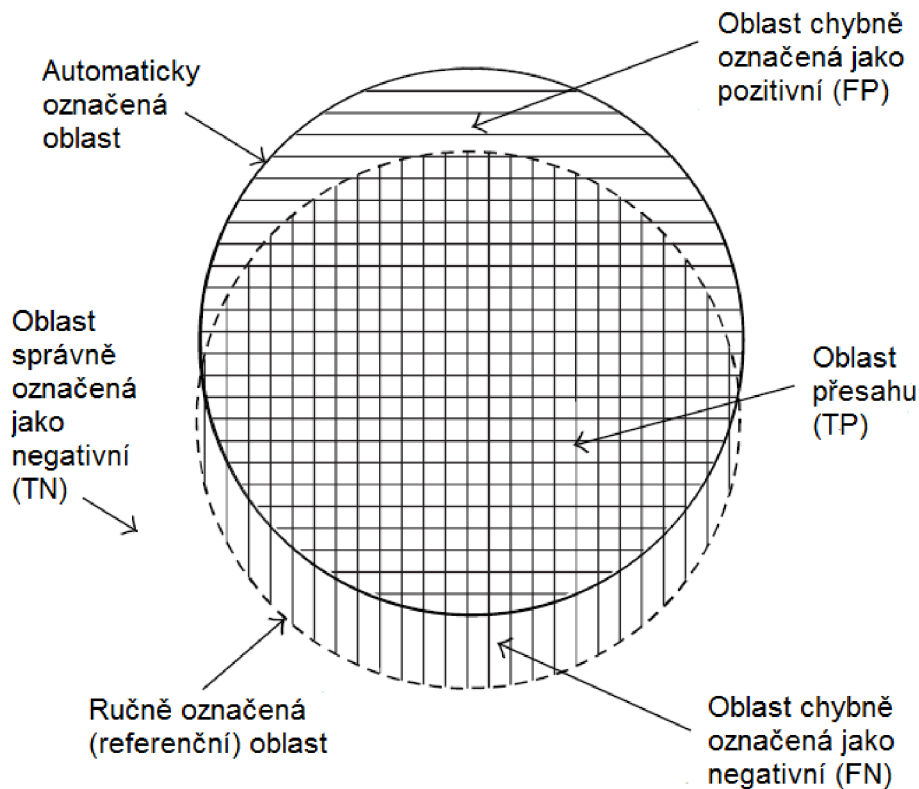
## 8. VÝSLEDKY A DISKUSE

Pro vyhodnocení přesnosti algoritmu byly použity tři sady snímků. První z nich je HRF databáze, druhá je DRIONS databáze a třetí pak sada snímků z video oftalmoskopu. Ke všem snímkům HRF databáze (45 snímků), DRIONS databáze (110 snímků) a 128 snímkům z video oftalmoskopu byly pro vyhodnocení dostupné referenční ručně označené hranice optického disku. Vyhodnocení tedy probíhalo celkem na 283 snímcích.

### 8.1 Hodnotící parametry

Pro vyhodnocení úspěšnosti algoritmu je použito pět parametrů. První z nich určuje korektní lokalizaci optického disku. Za úspěšnou lokalizaci optického disku je považován případ, kdy detekovaný střed optického disku leží uvnitř ručně označené referenční hranice optického disku.

Pro vyhodnocení přesnosti segmentace jsou pak vypočítány čtyři hodnotící parametry na základě oblastí zobrazených na Obr. 36.



Obr. 36 – Oblasti pro výpočet hodnotících parametrů [5]

Oblasti TP a TN představují správnou funkci algoritmu. Oblast TP je taková, která byla automaticky označena jako oblast optického disku a optický disk se na této pozici skutečně nachází. Oblast TN naopak algoritmem označena nebyla a optický disk se zde nenachází. Oblasti FN a FP pak představují chybnou funkci algoritmu. Oblast FP byla automaticky označena jako oblast optického disku, ale optický disk se zde nenachází. Na oblasti FN se pak optický disk ve skutečnosti nachází, ale algoritmus toto místo neoznačil jako optický disk.

Na základě těchto čtyř oblastí, resp. počtu pixelů spadajících do těchto oblastí, je možné vypočítat základní parametry pro vyhodnocení přesnosti segmentačních algoritmů.

První z použitých parametrů je senzitivita, která udává schopnost označit skutečnou oblast optického disku jako optický disk, definována jako [5]:

$$SN = \frac{TP}{TP + FN} \quad (22)$$

Dále specificita, která určuje schopnost ponechat oblast nenáležící optickému disku neoznačenou [5]:

$$SP = \frac{TN}{TN + FP} \quad (23)$$

Přesnost, která do jisté míry kombinuje výsledky senzitivity a specificity, je považována za celkové měřítko účinnosti metody a je dána [5]:

$$ACC = \frac{TP + TN}{TP + FN + TN + FP} \quad (24)$$

Pravděpodobně nejčastěji používaným parametrem s největší výpovědní hodnotou pro statistické vyhodnocení účinnosti algoritmu je dále překrytí, které je definováno jako [5]:

$$OL = \frac{TP}{TP + FN + FP} \quad (25)$$

Tyto hodnoty byly vyhodnoceny u každého testovaného snímku.

## 8.2 Výsledky pro HRF databázi

Tabulka 1 uvádí souhrnné výsledky výše uvedených parametrů u pro snímky HRF databáze. Vzhledem k tomu, že HRF databáze obsahuje snímky jak zdravé sítnice, tak sítnice poškozené diabetickou retinopatií (DR) a glaukomem, obsahuje tabulka

průměrné hodnoty výsledných parametrů pro každou tuto kategorii zvlášť a také celkový průměrný výsledek pro celou databázi. Poslední řádek udává směrodatnou odchylku výsledných parametrů pro celou databázi. Kompletní hodnoty pro všechny snímky HRF databáze jsou pak uvedeny v příloze A.

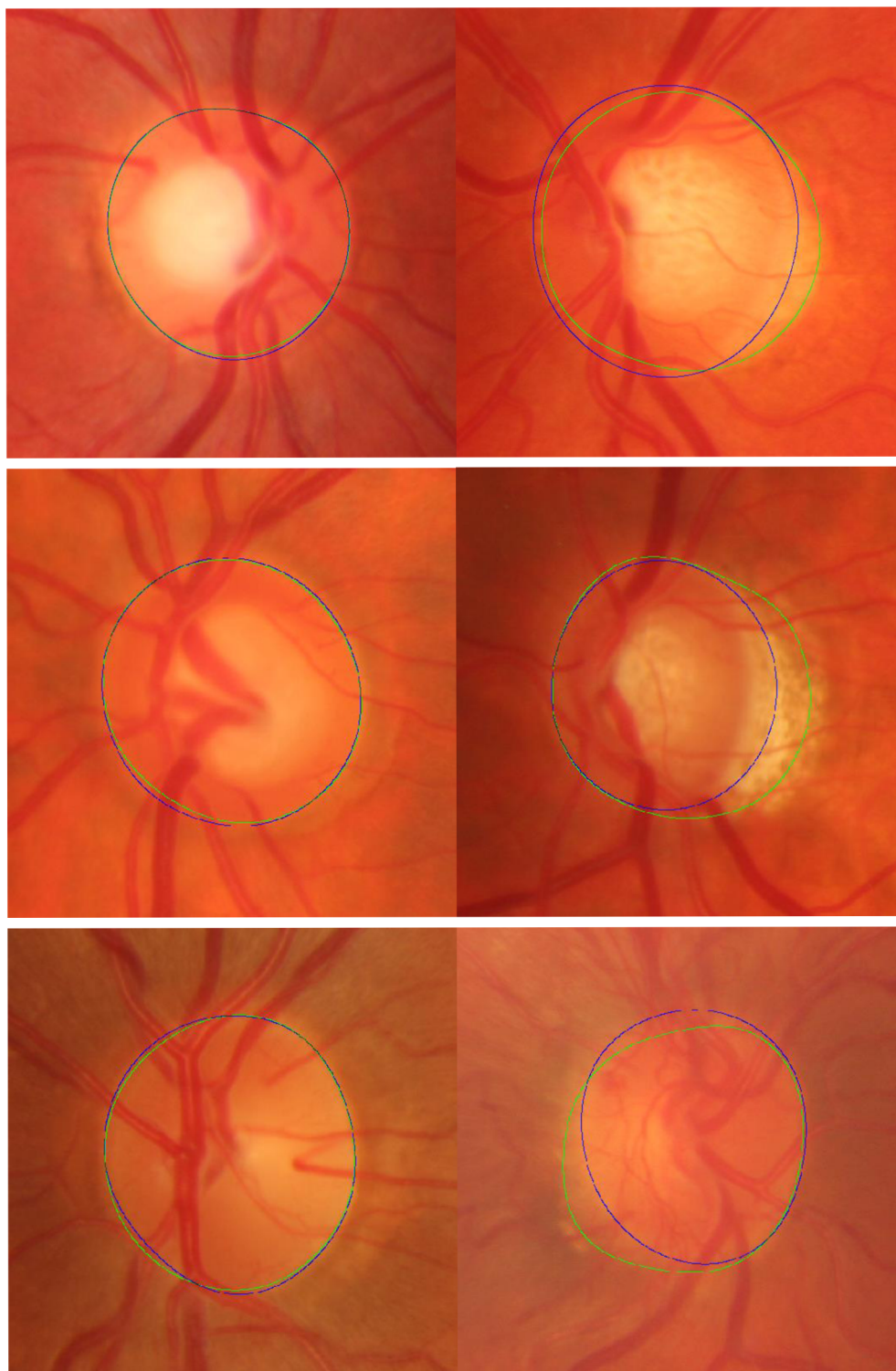
Tabulka 1 – Průměrné výsledky pro databázi HRF

	Lokalizace [%]	SN [%]	SP [%]	ACC [%]	OL [%]
Zdravá	100	96,12	99,98	99,92	94,49
Glaukom	100	95,63	99,94	99,88	91,05
DR	100	96,74	99,94	99,91	91,77
Celkem	100	96,16	99,95	99,90	92,44
Sm. odch.	-	2,64	0,06	0,05	4,15

Z tabulky vyplývá, že algoritmus má podobné výsledky pro všechny typy obrazů v databázi. Nejlepších výsledků bylo dosaženo u snímků zdravé sítnice, u kterých je obecně optický disk nejlépe odlišen od okolní sítnice. Hranice optického disku má většinou velký gradient, a tak bývá snadno detekovatelná. Hodnota překrytí (OL) zde dosahuje průměrně více než 94 %, což znamená, že detekovaná hranice se až na drobné odchylky nachází v blízkosti referenční hranice. V případě snímků sítnice poškozené diabetickou retinopatií a glaukomem je účinnost algoritmu oproti snímkům zdravé sítnice mírně snížena. Především u snímků sítnice poškozených glaukomem dochází k typickému blednutí okrajů optického disku, jehož hranice pak postupně přechází v okolní sítnici a je nejednoznačná. Algoritmus pak určí hranici v jiné vzdálenosti od středu, než se skutečně nachází.

Příklady snímků s nejvyššími a nejnižšími výslednými hodnotami hodnotících parametrů ze sady zdravých snímků jsou zobrazeny na Obr. 37. První dvojice odpovídá snímkům zdravé sítnice, druhá dvojice snímkům s glaukomem a třetí pak zobrazuje snímky sítnice poškozené diabetickou retinopatií. Modrá linie zobrazuje referenční hranici optického disku a zelená pak hranici detekovanou kruhovou transformací. Levé snímky vždy zobrazují snímek s nejvyšší hodnotou překrytí z celé sady, pravé snímky zobrazují nejhorší výsledek z celé sady. Pro představu snímek nahoře vlevo zobrazuje zdravou sítnici a hodnota překrytí (OL) zde dosáhla 98 %. Jde tak o snímek s nejvyšší hodnotou z celé HRF databáze. Referenční hranice a hranice detekovaná jsou v tomto případě téměř totožné. Snímek vpravo dole pak dosáhl hodnoty překrytí pouze 83 %. Jde o snímek s diabetickou retinopatií, který dosáhl nejhoršího výsledku z celé HRF databáze. Automaticky označená hranice se

již od té referenční odchyluje. Optický disk je zde na jedné straně jasně ohraničen od okolní sítnice, ale na druhé straně postupně přechází v okolní sítnici. Na jedné straně tak algoritmus hranici označil shodně s referenční křivkou, na druhé straně je pak došlo k odchýlení.



Obr. 37 – Nejlépe (vlevo) a nejhůře (vpravo) segmentované obrazy z HRF databáze

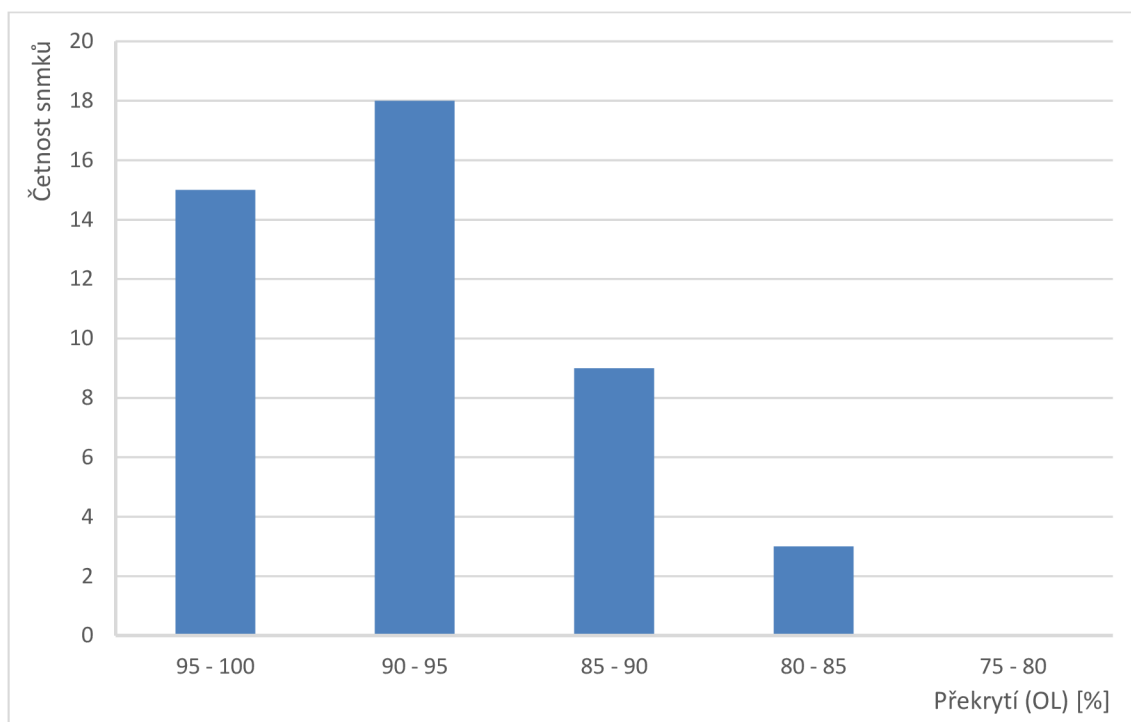
Z pohledu celé HRF databáze byl algoritmus schopen úspěšně lokalizovat optický disk na všech snímcích, lokalizační přesnost je tedy stoprocentní. Celková přesnost (ACC) metody je 99,9%, což znamená, že 99,9 % pixelů ze vstupního obrazu bylo algoritmem správně označeno jako pixely buď náležící, nebo nenáležící optickému disku. Průměrná hodnota překrytí (OL) je 92,4 %. Plochy vymezené automaticky detekovanou hranicí optického disku a referenční hranicí se tedy průměrně překrývají z 92,4 %. Senzitivita (SN) dosáhla v průměru hodnoty 96,2 %, a tedy 96,2 % pixelů ze skutečné oblasti optického disku v obraze bylo algoritmem označeno jako pixely optického disku. Poslední vyhodnocenou hodnotou je specifita (SP) s průměrnou hodnotou 99,9 %. Pixely nenáležící optickému disku tedy správně nebyly z 99,9 % označeny algoritmem jako pixely optického disku.

Takto vysoké hodnoty přesnosti a specifity jsou způsobeny tím, že optický disk na snímcích v HRF databázi zaujímá pouze malou plochu z celkového obrazu. Pokud je pak optický disk správně lokalizován a současně označen alespoň přibližně správně, jsou tyto hodnoty vždy vysoké. Oproti tomu hodnoty senzitivity se při chybě snižují podstatně více. Záleží ale přitom na tom, jak chybně je optický disk označen. Pokud bude algoritmus soustavně ohraničovat optický disk jako velkou plochu zahrnující skutečnou oblast optického disku, bude hodnota senzitivity stoprocentní, i když je disk označen chybně. Naopak pokud je optický disk označen jen s malou odchylkou od referenční kontury, ale nachází se uvnitř takto ohraničené oblasti, senzitivita se snižuje. Na výsledné hodnoty je tedy nutno pohlížet jako na celek a brát v úvahu také vlastnosti vstupního obrazu, protože jednotlivé parametry podávají jen omezenou informaci o účinnosti detekce. Z tohoto pohledu má nejvyšší výpovědní hodnotu parametr překrytí, jehož vysoká hodnota bez ohledu na ostatní parametry zaručuje kvalitní výsledek.

Při pohledu na hodnoty směrodatných odchylek vypočtených parametrů lze konstatovat, že výsledky jednotlivých snímků se obecně příliš neodlišují od průměrných hodnot. Je to dáno tím, že pokud je optický disk kruhovou transformací správně lokalizován, z principu kruhové transformace pak vyplývá, že hranice optického disku musí alespoň rámcově odpovídat skutečné hranici optického disku (alespoň v případě vhodného nastavení parametrů kruhové transformace). Pokud je tedy lokalizační úspěšnost algoritmu stoprocentní, nedošlo u žádného snímku k výrazné chybě, a proto výsledné hodnoty parametrů pro vyhodnocení přesnosti segmentace nedosahují u jednotlivých snímků výrazně odlišných hodnot. Tuto skutečnost dokazuje také histogram na Obr. 38, zobrazující četnost snímků dle jejich výsledné hodnoty překrytí. Je zde vidět, že nejvíce snímků má hodnoty překrytí



v intervalu 90 – 95 %, což odpovídá právě průměrné hodnotě. Se snižující se hodnotou překrytí klesá postupně četnost až po interval 80 – 85 %. Menší hodnoty překrytí již žádný ze snímků nedosahuje. Detekci lze tedy na těchto snímcích označit za velmi úspěšnou, protože v žádném případě nedošlo k výrazným odchylkám detekované hranice od hranice referenční.



Obr. 38 – Histogram snímků HRF databáze dle výsledné hodnoty překrytí

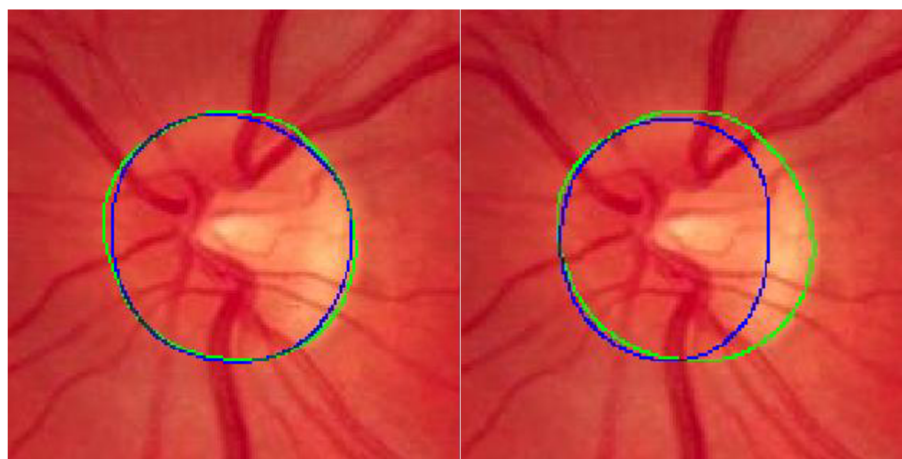
### 8.3 Výsledky pro DRIONS databázi

Databáze DRIONS obsahuje dvojici referenčních hranic optického disku od dvou expertů. Tabulka 2 tedy obsahuje průměrné výsledky pro celou databázi při použití referenční hranice od obou expertů zvlášť a také celkové výsledky dané průměrem výsledných hodnot pro dvojici expertů. Veškeré výsledky pro databázi DRIONS jsou uvedeny v příloze B.

Tabulka 2 – Průměrné výsledky pro databázi DRIONS

	Lokalizace [%]	SN [%]	SP [%]	ACC [%]	OL [%]
Expert 1	100	95,99	99,86	99,73	92,08
Expert 2	100	95,82	99,80	99,67	89,98
Celkem	100	95,90	99,83	99,70	91,03
Sm. odch.	-	4,10	0,30	0,32	8,14

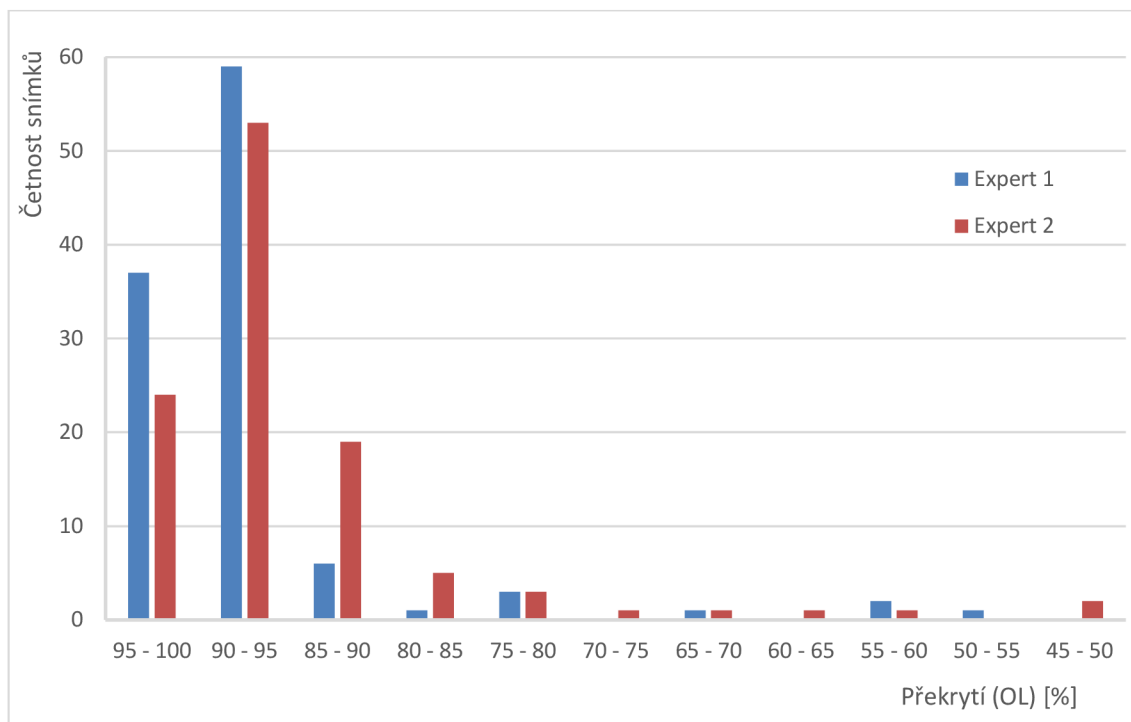
Na první pohled je zřejmé, že výsledky se pro oba typy referenčních hranic mírně liší, a to především v parametru překrytí. V některých případech dosahuje rozdíl ve výsledné hodnotě překrytí mezi dvěma typy referenčních kontur u stejného snímku až 16 %. Přesnost metody může být tedy výrazně ovlivněna i prostým použitím odlišné referenční hranice při vyhodnocení. Tuto situaci znázorňuje Obr. 39. Při použití stejného snímku se stejným výsledkem detekce (zelená hranice), je výsledná hodnota překrytí výrazně rozdílná vlivem odlišného označení optického disku dvojicí expertů (modré hranice). Zatímco na levém snímku dosahuje výsledná hodnota překrytí téměř 95 %, u pravého snímku je to pouze 78 %. Průměrně však rozdíl mezi oběma oftalmology není natolik vysoký a výsledná hodnota překrytí se tak v průměru liší přibližně o dvě procenta.



Obr. 39 – Rozdíl referenčních kontur od dvou expertů

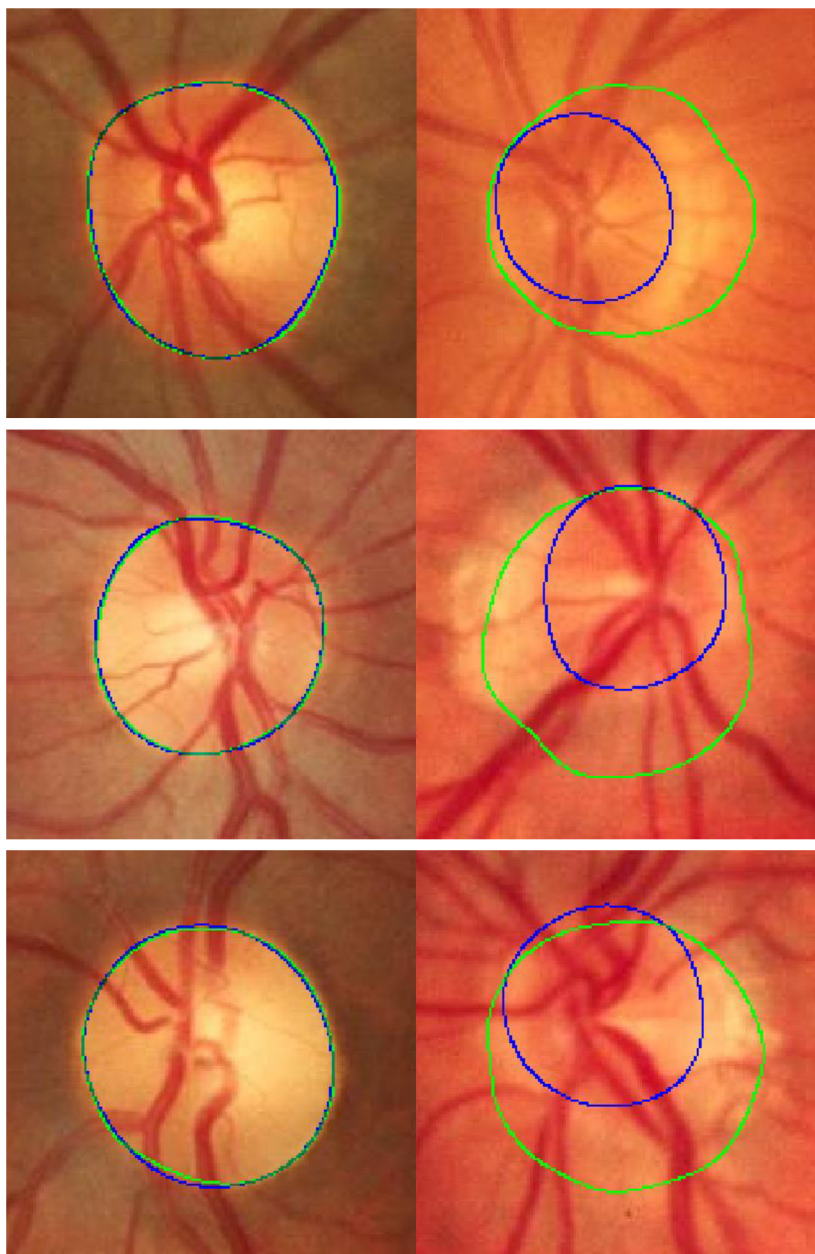
Celkově bylo na této databázi dosaženo podobných výsledků jako v případě HRF databáze. Úspěšné lokalizace bylo docíleno u všech snímků. Průměrná přesnost je 99,7 % a průměrná hodnota překrytí 91 %. Navzdory horší kvalitě a větší proměnlivosti snímků této databáze oproti databázi HRF je tedy průměrná hodnota překrytí nižší pouze o 1,43 %. Směrodatné odchylky výsledných parametrů však již nabývají vyšších hodnot. Je to dáno tím, že na několika snímcích již došlo k větším chybám a výsledné hodnoty hodnotících parametrů jsou tak u nich nižší a odchylují se výrazněji od průměru. To je také možné vidět na histogramu na Obr. 40. Na něm jsou zobrazeny četnosti výsledků překrytí pro oba typy referenčních hranic. Jasně zde převládají vysoké hodnoty překrytí, ale objevují se zde i jednotlivé případy horších výsledků. Také je zde patrné, že výsledky s referenčními hranicemi označenými expertem 1 jsou obecně lepší, protože naprostá většina snímků dosáhla hodnoty překrytí větší než 90 %. Výsledky s referenčními hranicemi označenými

expertem 2 dosahují také dobrých výsledků, ale jsou obecně posunuty více vpravo. Není zde tedy tolik snímků s překrytím vyšším než 90 % a místo nich je více snímků v oblasti 80 – 90 %. Také snímků s horšími výsledky v oblasti pod 80 % je více, než s hranicemi od experta 1, jde ale o jednotky případů.



Obr. 40 – Histogram snímků DRIONS databáze dle výsledné hodnoty překrytí

Nejhůře segmentované snímky je možné vidět na Obr. 41 vpravo. Trojice nejkvalitněji segmentovaných optických disků z DRIONS databáze se pak nachází na témže obraze vlevo. Modré hranice jsou opět referenční a zelené jsou hranice vytvořené kruhovou transformací. Všechny snímky vlevo dosáhly hodnoty překrytí větší než 97 %. Optický disk má na těchto snímcích jasně vymezenou hranici a algoritmus tak nemá problém ji správně vytyčit. Snímky na pravé straně pak mají hodnotu překrytí přibližně 50 %. Jak je možné na těchto snímcích pozorovat, optický disk je zde značně deformován a jeho hranice je nejasná. U těchto snímků se také od sebe výrazně liší ohraničení dvou expertů. Obecně lze tedy algoritmus pro databázi DRIONS označit jako účinný. Až na několik málo snímků je detekce hranice velmi přesná a u snímků se sníženou přesností není chyba natolik vysoká, aby šlo detekci označit za neúspěšnou.



Obr. 41 – Nejlépe (vlevo) a nejhůře (vpravo) segmentované obrazy z databáze DRIONS

## 8.4 Výsledky pro snímky z video oftalmoskopu

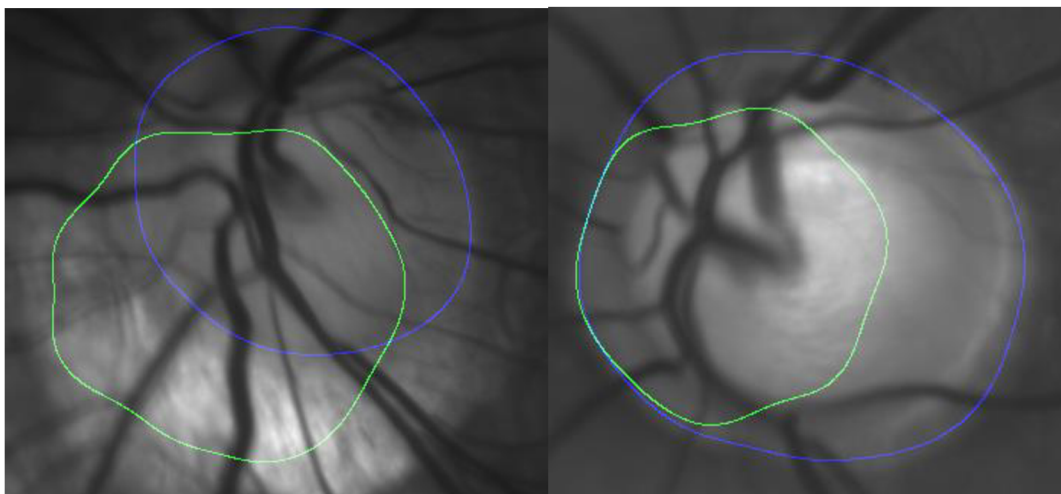
Průměrné výsledky pro snímky z video oftalmoskopu jsou uvedeny v Tabulce 3. Dle předpokladu jsou výsledné hodnoty nižší než u zbylých dvou databází. Kompletní výsledky pro všechny vyhodnocené snímky z video oftalmoskopu jsou uvedeny v příloze C.

Tabulka 3 – Průměrné výsledky pro snímky z video oftalmoskopu

	Lokalizace [%]	SN [%]	SP [%]	ACC [%]	OL [%]
Celkem	95,31	84,04	98,46	96,49	77,36
Sm. odch.	-	21,30	2,49	4,32	21,76

Lokalizace optického disku byla úspěšná u 122 snímků ze 126. Chybně lokalizované snímky pak automaticky vykazují i špatné výsledky segmentace. Nejčastější příčinou chybné lokalizace jsou obrazové artefakty. Obecně v celé sadě snímků vzrostl počet snímků s výrazně chybnou detekcí, což dokazují i vysoké hodnoty směrodatných odchylek v tabulce. Chyby bývají způsobené celou řadou faktorů.

Prvním z nich je výrazná deformace optického disku na snímku, viz Obr. 42 vlevo. Skutečná hranice je v tomto případě nevýrazná a současně za ní dochází ke zvětšování jasových hodnot v obraze. Algoritmus pro svou správnou funkci předpokládá klesání jasu a není tak schopen určit správnou hranici.

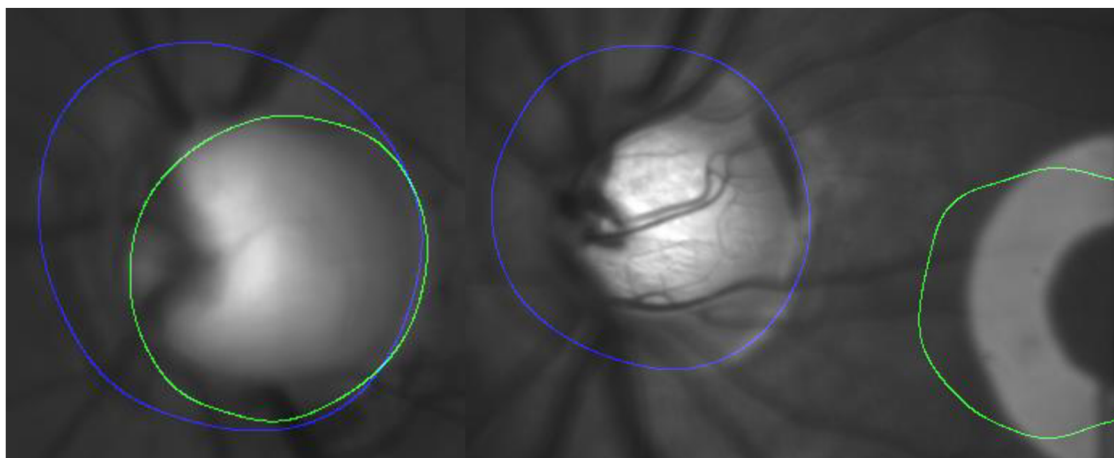


Obr. 42 – Chybná nebo neúplná segmentace optického disku vlivem deformace optického disku (vlevo) a vlivem nadměrné velikosti optického disku (vpravo) v obraze

Na Obr. 42 vpravo je pak znázorněna další chybná detekce způsobená abnormální velikostí optického disku v obraze. Optický disk je zde výrazně větší, než na většině ostatních snímků a přesahuje přednastavenou předpokládanou maximální velikost optického disku (parametr délky radiálních přímků v podkapitole 7.2.3). Algoritmus pak nevyhledává takto velké útvary a výsledek označuje optický disk jen z části. Zvětšení maximální předpokládané velikosti optického disku sice vede ke zlepšení segmentace u těchto abnormálních snímků, zhorší však segmentaci u snímků

s průměrnou velikostí optického disku. Celkový výsledek v rámci celé databáze se tak zhorší, a proto není možné tento nedostatek potlačit.

Problém dále představuje případ, kdy má optický disk v blízkosti jeho středu vysoké jasové hodnoty, které však nedaleko středu rychle klesají a v blízkosti hranice optického disku už jsou téměř konstantní. Hranice tak splývá s okolní sítnicí, jak je možné vidět na Obr. 43 vlevo. Algoritmus přitom nalezne nejvýraznější změny jasu ve všech směrech od středu optického disku. Pokud nejvýraznější změna nepřísluší hranici optického disku, jako tomu bývá u běžných snímků z fundus kamer, je výsledek zkreslený.



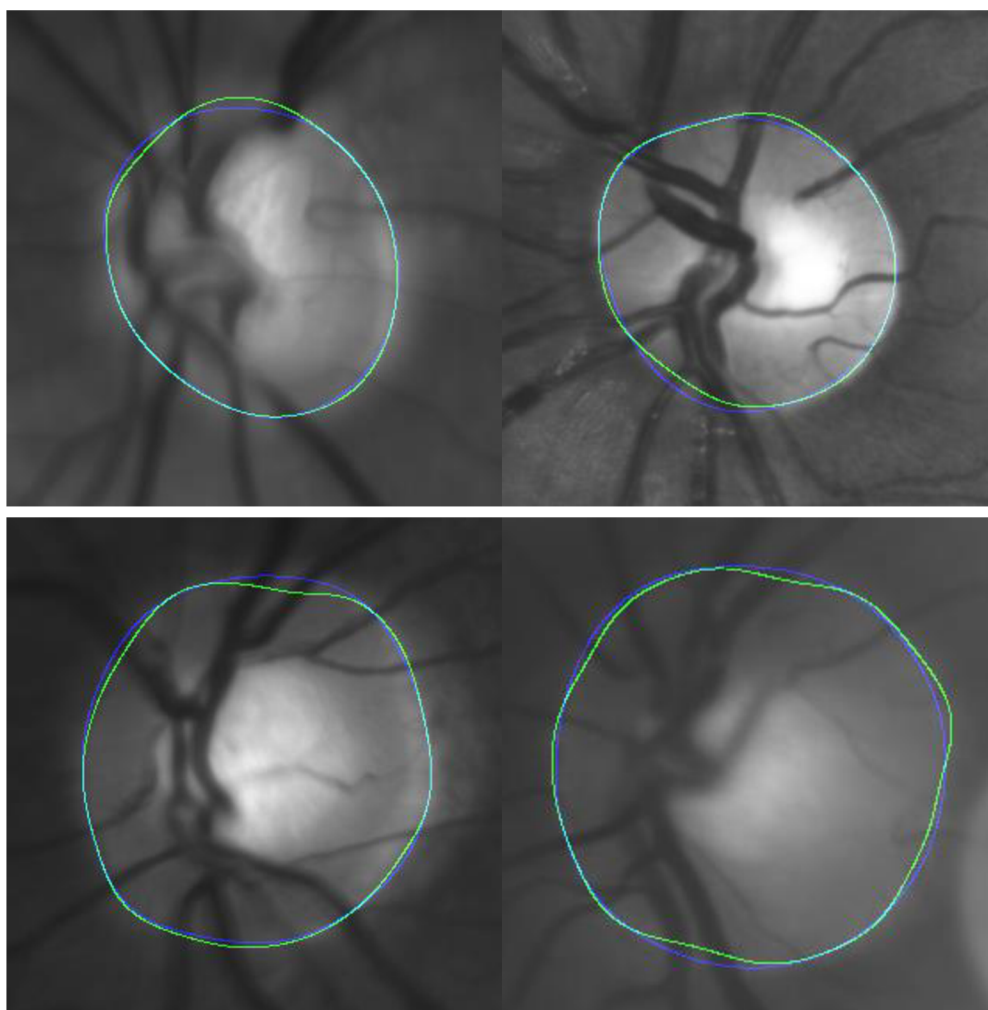
Obr. 43 – Neúplná nebo chybná segmentace optického disku vlivem nevýrazné hranice (vlevo) a vlivem chybné lokalizace (vpravo)

Další příčinou chyby je chybná lokalizace. Jde o nejzávažnější typ chyby, protože výsledek segmentace v těchto případech nemusí ani vzdáleně odpovídat skutečnému optickému disku v obraze. Tento problém je vidět na Obr. 43 vpravo. Vlivem kruhového obrazového artefaktu došlo k chybné lokalizaci a výsledný detekovaný optický disk se tak nachází mimo skutečnou pozici optického disku. Tyto chyby nejvíce snižují celkovou přesnost algoritmu, protože detekovaná a referenční oblast se nepřekrývají ani z části a parametry senzitivity a překrytí jsou tak nulové.

V neposlední řadě může být chybná detekce způsobena také předzpracováním, které u těchto snímků značnou měrou ovlivňuje vstupní obraz. Z pohledu celé databáze však předzpracování jednoznačně zvyšuje účinnost algoritmu.

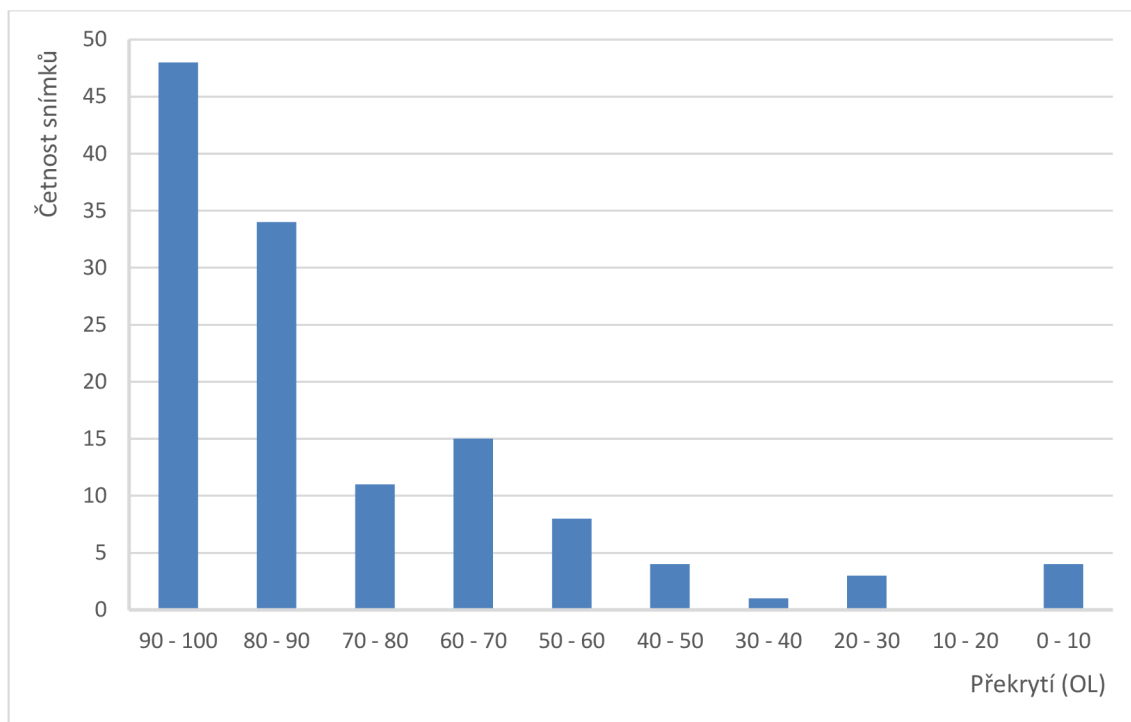
Metoda tedy při použití snímků z video oftalmoskopu nedosahuje takových výsledků jako u dvou předchozích databází vlivem horší kvality těchto snímků. Detekovaná hranice je častěji vytyčena s odchylkami apod. Příklady chybných

detekcí již byly zobrazeny výše, na Obr. 44 jsou tedy naopak zobrazeny nejkvalitnější výsledky z celé databáze dosahující hodnoty překrytí přes 96 %.



Obr. 44 – Nejlépe segmentované obrazy z video oftalmoskopu

Celkově metoda dosáhla při použití snímků z video oftalmoskopu průměrné hodnoty překrytí 77,36 %. Při pohledu na histogram na Obr. 45 je možné vidět, že alespoň průměrné hodnoty překrytí dosáhly přibližně dvě třetiny všech snímků z této sady. Je zde ale také nezanedbatelné množství snímků, jejichž výsledek je neuspokojivý. S ohledem na variabilitu vstupních dat se nepodařilo tyto případy odstranit. Na základě práce [39], ve které je předpokladem pro úspěšnou segmentaci optického disku hodnota překrytí větší než 50 %, je možné považovat 90,63 % snímků optického disku z video oftalmoskopu za úspěšně segmentované.



Obr. 45 – Histogram snímků z video oftalmoskopu dle výsledné hodnoty překrytí

Vzhledem ke zpracování obrazů z video oftalmoskopu, které vznikly zprůměrováním jednotlivých snímků z video sekvencí, se nakonec nabízí otázka, jaké účinnosti by algoritmus dosáhl při zpracování jednotlivých nezprůměrovaných snímků z video sekvencí, které mají nižší poměr signál-šum (snímky jsou více postiženy šumem). V tomto případě je možné očekávat určité statistické zhoršení přesnosti detekce, nicméně vše opět závisí na vzhledu aktuálně zpracovávaného snímku a video sekvence. Lze předpokládat, že na video sekvencích, jejichž zprůměrovaný obraz dosahoval vysokého kontrastu optického disku vůči okolí, by detekce byla bezproblémová a algoritmus by dosahoval stejně kvalitních výsledků. Na video sekvencích, na jejichž zprůměrovaných obrazech byla hranice optického disku nevýrazná, ale současně byla správně detekována, by detekce pravděpodobně dosahovala horších výsledků. Jejich hranice by vzhledem k šumu byly vytyčeny s většími odchylkami od referenčních hranic než u zprůměrovaných obrazů. V poslední řadě na snímcích z video sekvencí, na jejichž průměrných obrazech došlo při detekci k výrazným chybám, by opět došlo ke stejně výrazným chybám, protože tyto chyby jsou většinou způsobeny abnormalitou v obraze (artefakt, vzhled optického disku, atd.). Z obecného hlediska však pravděpodobně nelze očekávat výrazné zhoršení výsledků při použití jednotlivých snímků z video sekvencí, protože hrubá lokalizace (ve fázi redukce prohledávaného prostoru) u těchto snímků poměrně striktně vymezení prostor prohledávání vstupních obrazů a neumožní tak



kruhové transformaci ve většině případů detekovat optický disk výrazně chybně. Hrubá lokalizace je přitom pouze málo citlivá na šum v obraze (chybuje především v případě obrazových artefaktů) a její přesnost by tedy pravděpodobně byla nezměněna.

## 8.5 Srovnání s ostatními metodami

Pro představu o účinnosti algoritmu je vytvořená metoda porovnána s metodami uvedenými v rešerši v kapitole 5. Uvedeny jsou pouze metody, u kterých byl číselně vyhodnocen alespoň jeden z hodnotících parametrů. Přehled je zobrazen v Tabulce 4. Tabulka dále obsahuje několik dalších prací, které bývají často zmiňovány v ostatních článcích. V případě, že autor testoval více metod nebo jednu metodu na více databázích, je uvedena pouze kombinace, která dosáhla nejlepších výsledků.

Tabulka 4 – Porovnání výsledků vybraných metod

Autor	Databáze	Snímků	Lok. [%]	SN [%]	SP [%]	ACC [%]	OL [%]
Aquino [18]	MESSIDOR	1200	99,00	-	-	-	86,00
Dashtbozorg [41]	MESSIDOR	1200	-	-	-	-	89,00
Esmaeili [42]	DIARETDB1	-	100,00	-	-	-	93,42
Gonzales [43]	DRIVE	40	84,64	-	-	-	82,40
Cheng [44]	ORIGA	487	-	-	-	-	90,00
Khan [22]	-	50	-	-	-	94,00	-
Li [28]	SNEC	35	99,00	94,00	-	-	-
Lu [37]	STARE	80	98,77	-	-	-	93,40
Morales [33]	DRIONS	110	-	-	-	99,21	-
Muramatsu [40]	-	30	-	-	-	-	89,00
Noor [31]	DRIVE	27	-	41,80	100,00	70,90	-
Osareh [35]	-	75	-	-	-	-	90,32
Saleh [36]	DRIVE	20	100,00	91,27	99,81	98,68	87,16
Sarathi [45]	MESSIDOR	-	-	-	-	-	89,00
Tjandrasa [24]	DRIVE	30	-	-	-	-	75,56
Welfer [46]	DIARETDB1	89	97,75	-	-	-	43,65
Zilly [47]	DRISHTI-GS	50	-	-	-	-	89,50
Zubair [17]	MESSIDOR	1200	-	100,00	98,25	98,65	-
Vytvořená metoda	HRF	45	100,00	96,16	99,95	99,90	92,44
Vytvořená metoda	DRIONS	110	100,00	95,90	99,83	99,70	91,03
Vytvořená metoda	Vid. Oftalm.	128	95,31	84,04	98,46	96,49	77,36

Porovnání vytvořeného algoritmu s ostatními metodami je problematické, protože většina metod je vyhodnocována na odlišných databázích, jejichž obrazy jsou

pořízeny různými přístroji, na různých lidech, s různými poškozeními sítnice a s různou kvalitou. Současně je referenční hranice optického disku pro vyhodnocení většinou značena u každé metody a autora jinou osobou, protože jednotlivé databáze tyto referenční hranice neobsahují. Jak již bylo dříve zmíněno a jak je uvedeno v práci [40], v některých případech mohou různí odborníci označit hranici optického disku na stejném snímku výrazně odlišně, což do celého procesu vyhodnocení zavádí nejistoty. Hodnoty v tabulce mají tedy spíše informativní charakter a přímo porovnatelné jsou prakticky pouze metody vyhodnocené s databází DRIONS, která již označené hranice obsahuje a je tedy možné je vždy vyhodnotit stejným způsobem.

Při pohledu do tabulky je možné vidět, že vytvořená metoda dosáhla většinou lepších výsledků než metody uvedených autorů. Zajímavé je srovnání s prací [37]. Jde o práci, ve které je pro segmentaci optického disku využita kruhová transformace a ze které bylo při tvorbě vytvořeného algoritmu primárně vycházeno. Autor zde dosáhl průměrného výsledku překrytí na 80 snímcích ze STARE databáze 93,40 %. Společně s prací [42], která dosahuje průměrné hodnoty překrytí 93,42 % je tento výsledek nejlepší v rámci souboru 90 prozkoumaných dokumentů. Autor tedy při použití stejné metody dosáhl v průměru o jedno procento lepšího výsledku, než je nejlepší průměrný výsledek vytvořeného algoritmu (pro HRF databázi). Rozdíl může být přitom dán celou řadou příčin od odlišného způsobu implementace kruhové transformace až po vhodněji označené referenční hranice. Obecně se však tyto dva výsledky zásadním způsobem neliší. Účinnost a přesnost vytvořeného algoritmu na databázích HRF a DRIONS tak lze s přihlédnutím k ostatním metodám v tabulce obecně označit za nadprůměrnou.

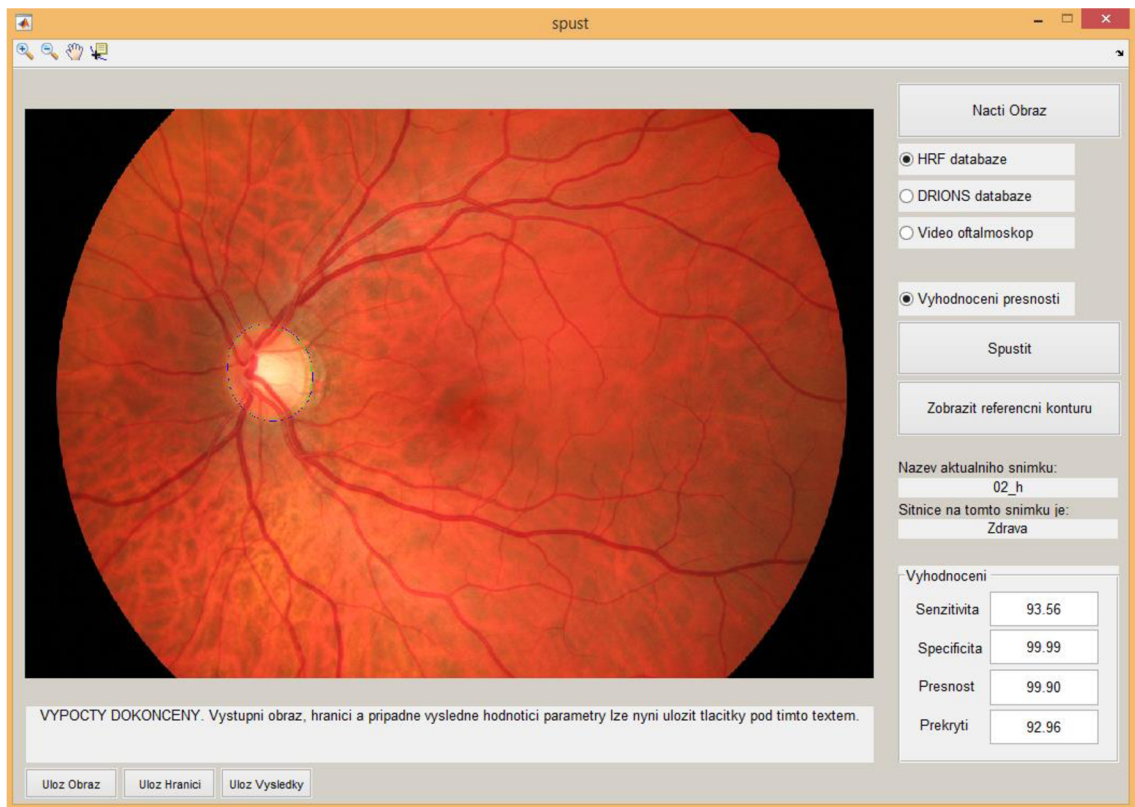
Dále je možné v tabulce porovnat výsledky vytvořeného algoritmu pro snímky z video oftalmoskopu. V tomto případě je porovnání ještě více zavádějící, protože všechny databáze uvedené v tabulce obsahují snímky z fundus kamer, které jsou značně kvalitnější a méně variabilní než snímky z video oftalmoskopu. Výsledné hodnotící parametry pro snímky z video oftalmoskopu tedy často dosahují horších hodnot než ostatní metody v tabulce. Není tomu tak ale vždy a rozdíl není nikterak propastný. Dále je nutné si uvědomit, že v tabulce jsou jen nejlepší dosažené výsledky uvedeného autora. Často tak stejný autor se stejnou metodou dosáhl na jiné databázi i výrazně horších výsledků. Většina uvedených metod by navíc pravděpodobně vůbec nebyla schopna optický disk na snímcích z video oftalmoskopu detekovat. S ohledem na vlastnosti vstupních dat lze tedy vytvořený algoritmus při použití na snímky z video oftalmoskopu označit za úspěšný. Výsledky

pro tento typ snímků je však vždy nutné přijímat s obezřetností, protože v některých případech mohou být chybné.

## 9. UŽIVATELSKÉ ROZHŘANÍ A NÁVOD K OBSLUZE

Pro zjednodušení ovládání vytvořených algoritmů bylo vytvořeno grafické uživatelské rozhraní, které je zobrazeno na Obr. 46. Rozhraní bylo navrženo s cílem co nejjednodušší obsluhy bez potřeby znalostí programových funkcí. Na ovládacím panelu tedy nejsou přítomny žádné ovladače umožňující přenastavení výpočetních parametrů, protože pro správné nastavení uživatel musí rozumět principu algoritmu. Jediné nastavení, které uživatel zadává, je typ zpracovávaného vstupního obrazu (obraz z HRF databáze, DRIONS databáze, nebo z video oftalmoskopu) a volba vyhodnocení přesnosti detekce optického disku. Podle zvoleného typu obrazu je pak algoritmus nastaven na vhodné výpočetní parametry.

Rozhraní je dále vytvořeno takovým způsobem, aby nedocházelo k chybnému zadání typu vstupních obrazů uživatelem a tím i chybnému nastavení výpočetních parametrů algoritmu. V takovém případě je uživatel upozorněn na pravděpodobnou chybu volby a je mu umožněno volbu opravit. Dále je ve spodní části ovládacího panelu umístěna nápověda, která uživateli v každém kroku sděluje, jaké jsou jeho možnosti, co má udělat, případně co se s programem aktuálně děje. Rozhraní je tedy uzpůsobeno tak, aby jej mohl ovládat uživatel bez jakýchkoli znalostí o algoritmu, nebo vstupních obrazech.



Obr. 46 – Grafické uživatelské rozhraní

Základní funkcí rozhraní je spustit vytvořený algoritmus kruhové transformace a po jeho dokončení vykreslit detekovanou hranici optického disku do zvoleného vstupního obrazu. Další možností je provést vyhodnocení, při kterém je ze souboru načtena referenční hranice a porovnána s detekovanou hranicí. Výstupem je tedy vykreslení detekované a referenční hranice do vstupního obrazu a také zobrazení výsledných hodnotících parametrů (Senzitivita, Specificita, Přesnost, Překrytí). Poslední funkcí programu je pak samotné vykreslení referenční hranice do vstupního obrazu.

Všechny programové výstupy lze také uložit do souboru. Je tedy možné uložit výstupní obraz s vykreslenou detekovanou hranicí ve formátu JPG, PNG nebo TIFF. Dále je možné uložit souřadnice vrcholů detekované hranice optického disku do textového souboru. V poslední řadě je možné do textového souboru uložit také výsledné hodnotící parametry z vyhodnocení.

## 9.1 Návod k obsluze

Ovládání programu je velmi jednoduché a ošetřené proti chybné manipulaci, proto je důležité se zaměřit spíše na práci se soubory a vstupními daty. Pro správnou

funkci všech částí programu je tedy důležité, aby se všechny dílčí m-soubory programu nacházely ve stejné složce (složka program). Pro možnost úspěšného vyhodnocení přesnosti detekce optického disku je dále nutné, aby se vstupní obrazy nacházely ve vlastních složkách dle svých databází. Ve složkách jednotlivých databází pak musí být umístěna složka s textovými soubory referenčních kontur. Pro bezproblémovou funkci je také nežádoucí změna názvu některých souborů a složek. Při dodržení těchto podmínek je pak veškerá práce se soubory automatizovaná a nevyžaduje zásah uživatele. Podrobnější soupis těchto podmínek je umístěn také v textovém souboru u složky s programem.

Vlastní spuštění programu se provádí souborem *spust.m* ve složce program. Jeho otevřením a spuštěním dojde k zobrazení grafického ovládacího panelu, ve kterém se již uživatel může řídit zobrazovanou nápovědou. Zde je nutné upozornit, že pro správnou funkci programu je vyžadován MATLAB verze R2012b a novější.

Vlastní ovládání je tvořeno posloupností několika kroků. Prvním z nich je načtení vstupního obrazu, které se provádí tlačítkem *Načti Obraz* na ovládacím panelu. Dojde k otevření dialogového okna, ve kterém se standardně objeví tři složky obsahující vstupní obrazy. Každá složka obsahuje obrazy z jedné databáze (HRF, DRIONS, video oftalmoskop). Uživatel tedy otevře požadovanou složku a vybere z nich vstupní obraz. Načtený obraz se poté zobrazí na ovládacím panelu.

V dalším kroku uživatel musí zadat, ze které databáze obraz pochází. Zadávání je realizováno výběrem jednoho ze tří ovladačů na hlavním panelu. Dle zvoleného typu vstupního obrazu jsou pak při detekci optického disku nastaveny vstupní parametry algoritmu. Na volbu pravděpodobně chybného typu vstupního obrazu je uživatel upozorněn textem v nápovědě a dále varováním při spuštění výpočtů. Po tomto výběru již uživatel může spustit výpočty tlačítkem *Spustit*. Tím dojde ke spuštění algoritmu, detekci optického disku v obraze a výslednému vykreslení detekované hranice do obrazu zobrazeného na ovládacím panelu. Před stiskem tlačítka *Spustit* uživatel navíc může na hlavním panelu zatrhnout volbu *Vyhodnocení přesnosti*. Pokud je tato volba aktivní a uživatel stiskne tlačítko *Spustit*, je opět spuštěn algoritmus detekce, ale kromě vykreslení detekované hranice do obrazu dojde současně k vykreslení hranice referenční. Je tak možné vizuálně zhodnotit úspěšnost detekce. Kromě toho dojde také k výpočtu hodnotících parametrů (senzitivita, překrytí, atd.) pro aktuálně detekovanou hranici optického disku a k jejich zobrazení na ovládacím panelu. Mimo tlačítka *Spustit* lze použít ještě tlačítko

*Zobrazit referenční konturu*, které do vstupního obrazu vykreslí pouze referenční hranici.

Po dokončení výpočtů a zobrazení uživatel může načíst jiný vstupní obraz a postup opakovat, nebo má možnost uložit výsledky do souboru. Stisknutím příslušného tlačítka *Ulož Obraz*, *Ulož Hranici*, nebo *Ulož Výsledky*, dojde vždy k otevření dialogového okna, ve kterém uživatel může zvolit složku pro uložení souboru, název a případně formát ukládaného souboru. Složka, název i formát jsou přitom standardně předem nastaveny dle typu a názvu vstupního obrazu a dle typu výsledku.

Pro pokročilé ovládání je ve složce program také umístěn soubor *spustbezGUI.m*. Jde o soubor, jímž lze program také spouštět a ovládat, ale již bez grafického rozhraní. Je určen pro uživatele, který rozumí principům kruhové transformace a umožňuje mu tak ručně přenastavit jednotlivé výpočetní parametry a povolit, resp. zakázat volitelné programové funkce.

## 10.ZÁVĚR

Cílem práce bylo především nalézt a implementovat vhodnou metodu, která je schopna detekovat a segmentovat optický disk na snímcích z experimentálního video oftalmoskopu a také na snímcích z veřejné databáze.

Segmentace optického disku na snímcích z video oftalmoskopu je vzhledem k vlastnostem těchto dat pro většinu metod složitý problém. Jediná metoda z vytvořených postupů, která toho byla schopna, je metoda kruhové transformace. Jde o stěžejní metodu této práce, která v obraze vyhledává přibližně kruhové objekty a umožňuje detekovat a segmentovat optický disk i na obrazech s horší obrazovou kvalitou. Metoda také umožňuje detekovat optický disk v případě, že značná část jeho hranice splývá s okolní sítnicí. Implementace kruhové transformace proběhla s různými modifikacemi, které zvýšily účinnost metody pro konkrétní typ vstupních obrazů.

Vytvořené algoritmy byly otestovány na trojici databází. U databáze HRF, která obsahuje 45 snímků vysoké obrazové kvality (15 snímků přitom nese známky poškození glaukomem a 15 diabetické retinopatie), algoritmus dosáhl celkové průměrné přesnosti 99,9 % a průměrné hodnoty překrytí 92,45 %. Jde o vyšší hodnoty, než kterých dosahuje naprostá většina dnešních metod.

Další testovanou databází byla databáze DRIONS obsahující 110 obrazů sítnic pacientů postižených glaukomem a oční hypertenzí. Snímky této databáze mají již horší kvalitu. Obsahují více šumu a často výrazně nerovnoměrné osvětlení. Celková přesnost algoritmu u této databáze je 99,7 % a průměrná hodnota překrytí pak 91,03 %. Opět jde o nadprůměrné výsledky.

Posledním typem testovaných vstupních obrazů jsou snímky z video oftalmoskopu. Testovaných snímků bylo celkem 128. Vzhledem k vysoké proměnlivosti a nízké kvalitě těchto obrazů je výsledná průměrná hodnota přesnosti 96,33 % a překrytí 77,15 %. Tyto hodnoty již v porovnání s ostatními existujícími metodami nepředstavují nadprůměr, nicméně s ohledem na vlastnosti vstupních obrazů je možné výsledky označit za úspěch.

Vytvořený program umožňuje detekci na statických snímcích sítnice. Pro případné budoucí rozšíření vytvořených programových funkcí se tedy nabízí možnost detekce optického disku ve video sekvencích. Ze segmentovaných snímků video



sekvencí by pak bylo možné hodnotit morfologické změny optického disku v čase, případně v kombinaci s jasovými změnami optického disku v čase extrahovat fotopletysmografický signál. V případné navazující práci by dále bylo například možné důkladně prozkoumat, porovnat a otestovat pokročilé techniky předzpracování obrazu s cílem sjednotit vzhled vstupních obrazů a zvýraznit na nich optický disk, resp. jeho okraje. Použitím vhodné techniky předzpracování by mohlo dojít i k výraznému zvýšení přesnosti detekce optického disku pomocí kruhové transformace na snímcích z video oftalmoskopu.

# LITERATURA

- [1] ROKYTA, Richard. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV nakladatelství, 2000. ISBN 80-85866-45-5.
- [2] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-7262-311-7.
- [3] SILBERNAGL, Stefan a Florian LANG. *Atlas patofyziologie člověka*. Vyd. 1. české. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-968-3.
- [4] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [5] ALMAZROA, Ahmed, Ritambhar BURMAN, Kaamran RAAHEMIFAR a Vasudevan LAKSHMINARAYANAN. Optic Disc and Optic Cup Segmentation Methodologies for Glaucoma Image Detection: A Survey. *Journal of Ophthalmology* [online]. 2015, **2015**, 1-28 [cit. 2016-12-28]. DOI: 10.1155/2015/180972. ISSN 2090-004x. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/joph/2015/180972/>
- [6] HLOŽÁNEK, Martin a Blanka BRŮNOVÁ. *Přístrojová technika v oftalmologii*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, 2006. ISBN 80-902160-9-9.
- [7] K. KAISER, Peter. *The Joy of Visual Perception* [online]. York: York University, c1996-2005 [cit. 2016-12-28]. Dostupné z: <http://www.yorku.ca/eye/ophthal.htm>
- [8] MIHIR, Kothari. Direct Ophthalmoscopic Indirect Ophthalmoscopy (DIDO) and Estimation Dynamic Distance Direct Ophthalmoscopy (E-DDDO). The Two Novel Uses of Direct Ophthalmoscope!. *Advances in Ophthalmology & Visual System* [online]. 2015-8-24, **2**(6), - [cit. 2016-12-28]. DOI: 10.15406/aovs.2015.02.00068. ISSN 23774290. Dostupné z: <http://medcraveonline.com/AOVS/AOVS-02-00068.php>
- [9] DOHNALOVÁ, Pavla, ROZSÍVAL, Pavel, ed. *Trendy soudobé oftalmologie*. Praha: Galén, 2005. Trendy soudobé oftalmologie, sv. 2. ISBN 80-7262-326-5.

- [10] PAPOUR, Asael, Zachary TAYLOR, Oscar STAFSUDD, Irena TSUI a Warren GRUNDFEST. Imaging autofluorescence temporal signatures of the human ocular fundus in vivo. *Journal of Biomedical Optics* [online]. 2015, **20**(11), 110505- [cit. 2016-12-28]. DOI: 10.1117/1.JBO.20.11.110505. ISSN 1083-3668. Dostupné z: <http://biomedicaloptics.spiedigitallibrary.org/article.aspx?doi=10.1117/1.JBO.20.11.110505>
- [11] ODSTRČILÍK, Jan. *Analysis of retinal image data to support glaucoma diagnosis* [online]. Brno, 2014 [cit. 2017-05-02]. Dostupné z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=72791](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=72791). Vysoké učení technické v Brně.
- [12] CARMONA, Enrique J., Mariano RINCÓN, Julián GARCÍA-FEIJOO a José M. MARTÍNEZ-DE-LA-CASA. Identification of the optic nerve head with genetic algorithms. *Artificial Intelligence in Medicine* [online]. 2008, **43**(3), 243-259 [cit. 2017-05-02]. DOI: 10.1016/j.artmed.2008.04.005. ISSN 09333657. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0933365708000547>
- [13] KOLAR, Radim, Ralf. P. TORNOW, Jan ODSTRČILÍK a Ivana LIBERDOVA. Registration of retinal sequences from new video-ophthalmoscopic camera. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 2016, **15**(1), - [cit. 2016-12-28]. DOI: 10.1186/s12938-016-0191-0. ISSN 1475-925x. Dostupné z: <http://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12938-016-0191-0>
- [14] TORNOW, Ralf-Peter, Radim KOLAR a Jan ODSTRČILÍK. Ophthalmoscope measures fast temporal changes in the human retina. *SPIE Newsroom* [online]. 2015, , - [cit. 2016-12-28]. DOI: 10.1117/2.1201509.006061. ISSN 18182259. Dostupné z: <http://www.spie.org/x115530.xml>
- [15] WALEK, P.; LAMOŠ, M.; JAN, J. *Analýza biomedicínských obrazů. Analýza biomedicínských obrazů*. Brno: 2013. s. 1-138. ISBN: 978-80-214-4792-9.
- [16] ALLAM, Ali, Aliaa YOUSSEF a Atef GHALWASH. Automatic Segmentation of Optic Disc in Eye Fundus Images: A Survey. *Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis* [online]. 2015, **2015**(1-20), 20 [cit. 2016-12-29]. Dostupné z: <http://elcvia.cvc.uab.es/article/view/680>

- [17] ZUBAIR, Muhammad, Abubakar YAMIN a Shoab A. KHAN. Automated detection of Optic Disc for the analysis of retina using color fundus image. In: *2013 IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques (IST)* [online]. IEEE, 2013, s. 239-242 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1109/IST.2013.6729698. ISBN 978-1-4673-5791-3. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6729698/>
- [18] AQUINO, Arturo, Manuel Emilio GEGÚNDEZ-ARIAS a Diego MARÍN. Detecting the Optic Disc Boundary in Digital Fundus Images Using Morphological, Edge Detection, and Feature Extraction Techniques. *IEEE Transactions on Medical Imaging* [online]. 2010, **29**(11), 1860-1869 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1109/TMI.2010.2053042. ISSN 0278-0062. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5487392/>
- [19] YU, H., E. S. BARRIGA, C. AGURTO, S. ECHEGARAY, M. S. PATTICHIS, W. BAUMAN a P. SOLIZ. Fast Localization and Segmentation of Optic Disk in Retinal Images Using Directional Matched Filtering and Level Sets. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* [online]. 2012, **16**(4), 644-657 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1109/TITB.2012.2198668. ISSN 1089-7771. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6198352/>
- [20] PRIYADHARSHINI, Lydia a L. ANITHA. *A Region Growing Method of Optic Disc Segmentation in Retinal Images* [online]. 2014 [cit. 2016-12-29]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=6892618>
- [21] SINGH, Anushikha, Malay Kishore DUTTA, M. PARTHASARATHI, Radim BURGET a Kamil RIHA. An efficient automatic method of Optic disc segmentation using region growing technique in retinal images. In: *2014 International Conference on Contemporary Computing and Informatics (IC3I)* [online]. IEEE, 2014, s. 480-484 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1109/IC3I.2014.7019713. ISBN 978-1-4799-6629-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7019713/>
- [22] KHAN, Fauzia, Shoab A. KHAN, Ubaid Ullah YASIN, Ihtisham UL HAQ a Usman QAMAR. Detection of glaucoma using retinal fundus images. In: *The 6th 2013 Biomedical Engineering International Conference* [online]. IEEE, 2013, s. 1-5 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1109/BMEiCon.2013.6687674. ISBN 978-1-4799-1467-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6687674/>

- [23] PHYO, Oakar. AUTOMATIC DETECTION OF OPTIC DISC AND BLOOD VESSELS FROM RETINAL IMAGES USING IMAGE PROCESSING TECHNIQUES. *International Journal of Research in Engineering and Technology* [online]. 2014, **03**(03), 300-307 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.15623/ijret.2014.0303056. ISSN 23217308. Dostupné z: <http://esatjournals.net/ijret/2014v03/i03/IJRET20140303056.pdf>
- [24] TJANDRASA, Handayani, Ari WIJAYANTI a Nanik SUCIATI. Optic Nerve Head Segmentation Using Hough Transform and Active Contours. *Telekomnika* [online]. 2012, 531-536 [cit. 2016-12-29]. Dostupné z: <http://journal.uad.ac.id/index.php/TELKOMNIKA/article/view/833>
- [25] ISSAC, Ashish, M. PARTHASARTHI a Malay Kishore DUTTA. An adaptive threshold based algorithm for optic disc and cup segmentation in fundus images. In: *2015 2nd International Conference on Signal Processing and Integrated Networks (SPIN)* [online]. IEEE, 2015, s. 143-147 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1109/SPIN.2015.7095384. ISBN 978-1-4799-5991-4. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7095384/>
- [26] DEVASIA, Thresiamma, Poulose JACOB a Tessamma THOMAS. Fuzzy Clustering Based Glaucoma Detection Using the CDR. *Signal & Image Processing : An International Journal* [online]. 2015, **6**(3), 55-70 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.5121/sipij.2015.6305. ISSN 22293922. Dostupné z: <http://www.airconline.com/sipij/V6N3/6315sipij05.pdf>
- [27] KHALID, Noor Elaiza Abdul, Noorhayati Mohamed NOOR a Norharyati Md. ARIFF. Fuzzy c-Means (FCM) for Optic Cup and Disc Segmentation with Morphological Operation. *Procedia Computer Science* [online]. 2014, **42**, 255-262 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1016/j.procs.2014.11.060. ISSN 18770509. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877050914014987>
- [28] LI, H. a O. CHUTATAPE. Automated Feature Extraction in Color Retinal Images by a Model Based Approach. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2004, **51**(2), 246-254 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1109/TBME.2003.820400. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1262102/>

- [29] WONG, D. W. K., J. LIU, J.H. LIM, X. JIA, F. YIN, H. LI a T. Y. WONG. Level-set based automatic cup-to-disc ratio determination using retinal fundus images in ARGALI. In: *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2008, s. 2266-2269 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1109/IEMBS.2008.4649648. ISBN 978-1-4244-1814-5. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4649648/>
- [30] MURTHI, A. a M. MADHESWARAN. Enhancement of optic cup to disc ratio detection in glaucoma diagnosis. In: *2012 International Conference on Computer Communication and Informatics* [online]. IEEE, 2012, s. 1-5 [cit. 2016-12-30]. DOI: 10.1109/ICCCI.2012.6158789. ISBN 978-1-4577-1583-9. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6158789/>
- [31] NOOR, NM, NEA KHALID a NM ARIFF. Optic cup and disc color channel multi-thresholding segmentation. In: *2013 IEEE International Conference on Control System, Computing and Engineering* [online]. IEEE, 2013, s. 530-534 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1109/ICCSCE.2013.6720022. ISBN 978-1-4799-1508-8. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6720022/>
- [32] PADMANABAN, K. a R. Jagadeesh KANNAN. Localization of optic disc using Fuzzy C Means clustering. In: *2013 International Conference on Current Trends in Engineering and Technology (ICCTET)* [online]. IEEE, 2013, s. 184-186 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1109/ICCTET.2013.6675941. ISBN 978-1-4799-2584-1. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6675941/>
- [33] MORALES, Sandra, Valery NARANJO, David PÉREZ, Amparo NAVEA a Mariano ALCANIZ. Automatic detection of optic disc based on PCA and stochastic watershed. *Signal Processing Conference (EUSIPCO), 2012 Proceedings of the 20th European* [online]. 2012, 2605-2609 [cit. 2016-12-29]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=6333792>
- [34] GÜNEŞ, Ali, Habil KALKAN a Efkan DURMUŞ. Optimizing the color-to-grayscale conversion for image classification. *Signal, Image and Video Processing* [online]. 2016, **10**(5), 853-860 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1007/s11760-015-0828-7. ISSN 1863-1703. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11760-015-0828-7>
- [35] OSAREH, A., M. MIRMEHDI, B. THOMAS a R. MARKHAM. Comparison of colour spaces for optic disc localisation in retinal images. In: *Object recognition supported by user interaction for service robots* [online]. IEEE Comput. Soc, 2002, s. 743-746 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1109/ICPR.2002.1044865. ISBN 0-7695-1695-X. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1044865/>

- [36] SALEH, Marwan D., N. D. SALIH, C. ESWARAN a Junaidi ABDULLAH. Automated segmentation of optic disc in fundus images. In: *2014 IEEE 10th International Colloquium on Signal Processing and its Applications* [online]. IEEE, 2014, s. 145-150 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1109/CSPA.2014.6805737. ISBN 978-1-4799-3091-3. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6805737/>
- [37] SHIJIAN LU. Accurate and Efficient Optic Disc Detection and Segmentation by a Circular Transformation. *IEEE Transactions on Medical Imaging* [online]. 2011, **30**(12), 2126-2133 [cit. 2016-12-29]. DOI: 10.1109/TMI.2011.2164261. ISSN 0278-0062. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5981395/>
- [38] MAHFOUZ, Ahmed Essam a Ahmed S. FAHMY. *Ultrafast Localization of the Optic Disc Using Dimensionality Reduction of the Search Space* [online]. s. 985 [cit. 2017-05-02]. DOI: 10.1007/978-3-642-04271-3\_119. Dostupné z: [http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-04271-3\\_119](http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-04271-3_119)
- [39] NIEMEIJER, Meindert, Michael D. ABRAMOFF a Bram VAN GINNEKEN. Segmentation of the Optic Disc, Macula and Vascular Arch in Fundus Photographs. *IEEE Transactions on Medical Imaging* [online]. 2007, **26**(1), 116-127 [cit. 2017-05-02]. DOI: 10.1109/TMI.2006.885336. ISSN 0278-0062. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4039534/>
- [40] MURAMATSU, Chisako, Toshiaki NAKAGAWA, Akira SAWADA, Yuji HATANAKA, Takeshi HARA, Tetsuya YAMAMOTO a Hiroshi FUJITA. Automated segmentation of optic disc region on retinal fundus photographs: Comparison of contour modeling and pixel classification methods. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. 2011, **101**(1), 23-32 [cit. 2017-05-02]. DOI: 10.1016/j.cmpb.2010.04.006. ISSN 01692607. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S016926071000091X>
- [41] DASHTBOZORG, Behdad, Ana Maria MENDONÇA a Aurélio CAMPILHO. Optic disc segmentation using the sliding band filter. *Computers in Biology and Medicine* [online]. 2015, **56**, 1-12 [cit. 2017-05-02]. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2014.10.009. ISSN 00104825. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010482514002832>
- [42] ESMAEILI, Mahdad, Hossein RABBANI a Alireza Mehri DEHNAVI. Automatic optic disk boundary extraction by the use of curvelet transform and deformable variational level set model. *Pattern Recognition* [online]. 2012, **45**(7), 2832-2842 [cit. 2017-05-02]. DOI: 10.1016/j.patcog.2012.01.002. ISSN 00313203. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0031320312000234>

- [43] SALAZAR-GONZALEZ, Ana, Djibril KABA, YONGMIN LI a XIAOHUI LIU. Segmentation of the Blood Vessels and Optic Disk in Retinal Images. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* [online]. 2014, **18**(6), 1874-1886 [cit. 2017-05-02]. DOI: 10.1109/JBHI.2014.2302749. ISSN 2168-2194. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6725621/>
- [44] JUN CHENG, JIANG LIU, YANWU XU, et al. Superpixel classification for initialization in model based optic disc segmentation. In: *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. IEEE, 2012, s. 1450-1453 [cit. 2017-05-02]. DOI: 10.1109/EMBC.2012.6346213. ISBN 978-1-4577-1787-1. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6346213/>
- [45] SARATHI, M. Partha, Malay Kishore DUTTA, Anushikha SINGH a Carlos M. TRAVIESO. Blood vessel inpainting based technique for efficient localization and segmentation of optic disc in digital fundus images. *Biomedical Signal Processing and Control* [online]. 2016, **25**, 108-117 [cit. 2017-05-02]. DOI: 10.1016/j.bspc.2015.10.012. ISSN 17468094. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809415001780>
- [46] WELFER, Daniel, Jacob SCHARCANSKI, Cleyson M. KITAMURA, Melissa M. DAL PIZZOL, Laura W.B. LUDWIG a Diane Ruschel MARINHO. Segmentation of the optic disk in color eye fundus images using an adaptive morphological approach. *Computers in Biology and Medicine* [online]. 2010, **40**(2), 124-137 [cit. 2017-05-02]. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2009.11.009. ISSN 00104825. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0010482509002042>
- [47] ZILLY, Julian G., Joachim M. BUHMANN a Dwarikanath MAHAPATRA. *Boosting Convolutional Filters with Entropy Sampling for Optic Cup and Disc Image Segmentation from Fundus Images* [online]. s. 136 [cit. 2017-05-02]. DOI: 10.1007/978-3-319-24888-2\_17. Dostupné z: [http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-24888-2\\_17](http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-24888-2_17)



## **SEZNAM PŘÍLOH**

- A. Příloha – Výsledné hodnoty pro HRF databázi
- B. Příloha – Výsledné hodnoty pro DRIONS databázi
- C. Příloha – Výsledné hodnoty pro snímky z video oftalmoskopu
- D. Příloha – CD s elektronickou verzí této práce

## A. Příloha

### Výsledné hodnoty pro HRF databázi

Tabulka 5 – Výsledné hodnoty pro snímky se zdravou sítnicí

Snímek	SN [%]	SP [%]	ACC [%]	OL [%]
01_h	91,12	100,00	99,88	91,10
02_h	93,56	99,99	99,90	92,96
03_h	94,94	99,97	99,89	92,92
04_h	95,49	99,97	99,91	93,62
05_h	98,84	99,97	99,95	96,65
06_h	95,56	99,99	99,94	95,07
07_h	96,90	99,96	99,92	94,83
08_h	92,01	99,90	99,80	85,82
09_h	98,07	100,00	99,97	97,80
10_h	96,33	100,00	99,96	96,33
11_h	95,89	99,94	99,89	91,75
12_h	99,56	99,95	99,95	95,89
13_h	98,75	100,00	99,98	98,50
14_h	98,00	100,00	99,97	97,55
15_h	96,84	100,00	99,96	96,51
Průměr	96,12	99,98	99,92	94,49
Sm. odch.	2,38	0,03	0,05	3,17

Tabulka 6 – Výsledné hodnoty pro snímky poškozené glaukomem

Snímek	SN [%]	SP [%]	ACC [%]	OL [%]
01_g	98,82	99,88	99,87	88,25
02_g	94,74	99,92	99,86	88,87
03_g	95,35	99,90	99,84	88,85
04_g	97,31	99,98	99,94	95,74
05_g	97,42	99,99	99,96	96,51
06_g	96,26	99,96	99,92	92,68
07_g	93,65	100,00	99,91	93,49
08_g	87,31	100,00	99,84	87,31
09_g	95,42	99,96	99,90	91,96
10_g	99,32	99,75	99,75	83,53
11_g	90,21	99,99	99,84	89,58
12_g	97,28	100,00	99,96	96,99
13_g	95,57	99,99	99,94	94,44
14_g	99,91	99,80	99,80	82,83
15_g	95,83	99,98	99,93	94,77
Průměr	95,63	99,94	99,88	91,05
Sm. odch.	3,21	0,07	0,06	4,32

Tabulka 7 – Výsledné hodnoty pro snímky poškozené diabetickou retinopatií

Snímek	SN [%]	SP [%]	ACC [%]	OL [%]
01_dr	93,94	99,99	99,91	93,41
02_dr	95,07	100,00	99,93	94,92
03_dr	100,00	99,88	99,88	87,89
04_dr	97,31	99,96	99,93	94,06
05_dr	93,63	100,00	99,93	93,57
06_dr	96,05	99,99	99,94	94,80
07_dr	97,74	99,99	99,96	96,56
08_dr	96,03	99,87	99,83	86,50
09_dr	93,06	99,87	99,80	82,62
10_dr	96,00	99,96	99,91	92,82
11_dr	99,28	99,90	99,89	90,95
12_dr	98,25	99,87	99,86	86,31
13_dr	97,42	99,93	99,91	90,38
14_dr	97,80	99,97	99,95	95,20
15_dr	99,51	99,97	99,96	96,54
Průměr	96,74	99,94	99,91	91,77
Sm. odch.	2,09	0,05	0,05	4,06

## B. Příloha

### Výsledné hodnoty pro DRIONS databázi

Tabulka 8 – Výsledné hodnoty pro referenční konturu od Expert 1

č.	SN	SP	ACC	OL	č.	SN	SP	ACC	OL	č.	SN	SP	ACC	OL
1	97,48	99,91	99,86	94,01	38	71,91	99,10	98,24	56,34	75	96,98	99,93	99,84	94,76
2	97,65	99,93	99,87	95,03	39	94,58	99,82	99,65	89,60	76	99,62	99,81	99,81	93,40
3	95,54	99,97	99,86	94,58	40	97,75	99,91	99,85	94,31	77	91,18	99,98	99,70	90,53
4	98,76	99,31	99,30	77,80	41	97,31	99,96	99,89	96,09	78	95,16	99,88	99,72	91,93
5	97,06	99,91	99,82	94,66	42	91,81	99,96	99,59	90,96	79	80,25	99,81	99,00	76,85
6	98,29	99,96	99,90	97,23	43	89,61	99,84	99,40	86,42	80	96,97	99,99	99,91	96,49
7	98,45	99,96	99,91	97,16	44	98,66	99,97	99,93	97,64	81	96,43	99,96	99,86	95,08
8	94,60	98,64	98,52	65,27	45	96,56	99,91	99,82	93,35	82	98,63	99,86	99,82	94,39
9	96,91	98,28	98,25	56,51	46	98,02	99,89	99,81	95,30	83	89,33	100,0	99,65	89,21
10	96,30	99,97	99,83	95,45	47	97,29	99,93	99,86	95,11	84	93,15	99,98	99,75	92,76
11	95,85	99,89	99,75	93,26	48	97,35	99,93	99,86	95,09	85	96,86	99,97	99,87	95,94
12	97,49	99,91	99,82	94,98	49	94,41	99,96	99,75	93,43	86	96,40	99,92	99,81	94,27
13	99,54	99,86	99,86	93,96	50	94,88	99,98	99,80	94,35	87	97,60	99,85	99,79	92,84
14	98,71	99,86	99,83	93,54	51	95,62	99,92	99,78	93,51	88	99,01	99,73	99,72	88,46
15	96,61	99,98	99,89	95,79	52	99,99	99,73	99,74	92,25	89	94,72	99,99	99,81	94,35
16	99,08	99,91	99,89	95,89	53	97,80	99,95	99,89	95,82	90	91,48	99,97	99,68	90,59
17	95,64	99,91	99,76	93,12	54	96,79	99,87	99,78	92,63	91	77,29	99,97	99,20	76,61
18	97,06	99,91	99,83	94,25	55	94,76	99,98	99,83	94,08	92	96,83	99,99	99,89	96,67
19	96,76	99,91	99,81	94,29	56	96,40	99,97	99,85	95,47	93	92,98	99,96	99,72	92,09
20	95,76	99,93	99,77	94,27	57	95,70	99,99	99,86	95,24	94	99,40	99,86	99,85	94,66
21	98,61	99,90	99,85	96,13	58	96,51	99,93	99,82	94,65	95	99,18	99,93	99,91	96,82
22	98,93	99,86	99,83	93,78	59	96,78	99,90	99,80	93,75	96	97,22	99,97	99,88	96,15
23	98,65	99,83	99,80	92,70	60	97,63	99,92	99,86	94,62	97	98,41	99,89	99,84	94,72
24	98,40	99,93	99,87	96,46	61	95,66	99,96	99,85	94,35	98	96,47	99,98	99,88	95,72
25	99,60	99,93	99,92	97,81	62	99,29	99,82	99,81	92,42	99	95,71	99,82	99,67	91,29
26	100,0	98,29	98,32	51,85	63	97,47	99,96	99,90	95,90	100	96,32	99,98	99,86	95,69
27	96,25	99,90	99,74	94,14	64	98,24	99,87	99,83	94,09	101	91,61	99,98	99,67	91,14
28	82,80	99,95	99,28	81,88	65	98,52	99,95	99,91	96,92	102	95,83	99,94	99,80	94,10
29	99,63	99,82	99,82	93,00	66	95,05	99,98	99,82	94,59	103	94,30	99,96	99,82	92,83
30	97,40	99,96	99,89	96,17	67	97,78	99,80	99,74	91,47	104	95,45	99,97	99,85	94,33
31	99,37	99,91	99,89	95,68	68	99,19	99,70	99,68	90,76	105	91,76	99,98	99,75	91,16
32	98,83	99,90	99,87	95,49	69	96,96	99,92	99,82	94,73	106	94,23	99,76	99,59	87,93
33	97,65	99,96	99,87	96,55	70	95,96	99,76	99,68	86,93	107	90,84	100,0	99,71	90,84
34	93,10	100,0	99,82	93,10	71	95,85	100,0	99,86	95,74	108	98,74	99,71	99,68	90,40
35	96,08	99,97	99,86	94,95	72	98,35	99,96	99,91	96,94	109	96,27	99,81	99,70	90,89
36	96,31	99,95	99,82	95,04	73	98,63	99,81	99,77	94,11	110	98,23	99,89	99,84	95,27
37	99,09	99,87	99,84	95,66	74	98,27	99,97	99,91	97,45	Avg.	95,99	99,86	99,73	92,08

Tabulka 9 – Výsledné hodnoty pro referenční konturu od Expert 2

č.	SN	SP	ACC	OL	č.	SN	SP	ACC	OL	č.	SN	SP	ACC	OL
1	97,14	99,80	99,74	89,26	38	75,81	99,10	98,40	58,66	75	95,99	99,98	99,86	95,31
2	99,50	99,81	99,80	92,03	39	94,28	99,75	99,58	87,64	76	97,72	99,86	99,80	93,38
3	98,55	99,84	99,81	92,30	40	99,84	99,80	99,80	92,32	77	90,76	100,0	99,70	90,71
4	99,59	99,16	99,17	73,56	41	95,31	99,98	99,85	94,73	78	93,93	99,99	99,78	93,57
5	98,79	99,56	99,53	85,93	42	96,08	99,92	99,76	94,31	79	78,43	99,83	98,92	75,61
6	99,82	99,73	99,73	92,33	43	93,21	99,29	99,07	78,07	80	96,05	100,0	99,89	96,03
7	99,51	99,54	99,54	85,05	44	99,49	99,92	99,91	96,85	81	94,67	99,92	99,78	92,18
8	99,49	97,87	97,90	49,05	45	95,08	99,93	99,80	92,80	82	91,81	99,88	99,61	88,83
9	93,67	98,05	97,96	49,96	46	95,70	99,89	99,72	93,20	83	87,11	100,0	99,57	87,11
10	97,33	99,77	99,68	91,60	47	95,46	99,94	99,81	93,52	84	93,99	99,93	99,73	92,24
11	95,47	99,73	99,58	88,75	48	98,42	99,65	99,61	86,58	85	93,20	100,0	99,77	93,11
12	98,13	99,71	99,66	90,15	49	97,72	99,93	99,85	95,91	86	96,26	99,98	99,86	95,81
13	100,0	99,71	99,72	88,17	50	91,97	100,0	99,70	91,97	87	95,92	99,93	99,82	93,80
14	95,07	99,97	99,83	94,05	51	94,59	99,88	99,70	91,48	88	99,04	99,75	99,73	89,06
15	94,60	100,0	99,85	94,52	52	99,75	99,67	99,67	90,28	89	92,78	100,0	99,75	92,71
16	98,86	99,72	99,70	88,65	53	92,98	99,99	99,80	92,70	90	97,51	99,95	99,88	96,09
17	97,10	99,86	99,77	93,33	54	97,11	99,99	99,91	96,78	91	83,93	99,98	99,47	83,33
18	99,10	99,59	99,57	85,08	55	94,63	99,75	99,62	86,51	92	97,67	99,97	99,90	96,94
19	96,52	99,69	99,60	87,59	56	92,88	99,98	99,74	92,36	93	94,29	99,92	99,73	92,18
20	99,60	99,37	99,37	83,72	57	91,70	100,0	99,74	91,70	94	97,94	99,43	99,40	78,51
21	98,89	99,73	99,70	92,02	58	98,35	99,88	99,83	94,88	95	98,64	99,93	99,89	96,21
22	99,38	99,55	99,55	82,90	59	99,20	99,01	99,01	67,65	96	97,39	99,93	99,86	95,30
23	97,22	99,70	99,64	86,61	60	96,98	99,87	99,80	92,41	97	94,39	99,96	99,79	93,09
24	99,64	99,73	99,73	92,38	61	97,77	99,98	99,92	96,90	98	94,24	99,98	99,81	93,74
25	97,91	99,96	99,89	97,01	62	95,25	99,98	99,85	94,48	99	98,50	99,87	99,82	95,15
26	98,57	98,64	98,64	61,29	63	95,61	99,94	99,83	93,35	100	96,23	99,91	99,79	93,69
27	96,08	99,87	99,71	93,36	64	97,74	99,93	99,87	95,61	101	95,09	99,95	99,77	93,69
28	82,72	99,99	99,30	82,54	65	94,22	99,98	99,80	93,59	102	98,59	99,95	99,90	97,09
29	99,18	99,83	99,81	92,94	66	97,02	99,97	99,88	96,15	103	95,08	99,93	99,81	92,49
30	96,30	99,95	99,85	94,67	67	96,52	99,88	99,78	93,01	104	94,47	99,86	99,72	89,46
31	99,09	99,90	99,88	95,28	68	97,98	99,61	99,56	87,37	105	87,34	99,91	99,56	84,80
32	97,79	99,81	99,75	91,46	69	97,59	99,97	99,89	96,63	106	96,64	99,72	99,63	88,80
33	94,12	99,98	99,75	93,63	70	95,22	99,83	99,72	88,68	107	98,93	99,87	99,84	94,59
34	96,27	99,98	99,88	95,43	71	93,31	100,0	99,77	93,21	108	98,07	99,74	99,69	90,77
35	96,98	99,92	99,85	94,25	72	91,18	99,99	99,70	90,83	109	95,38	99,83	99,69	90,49
36	96,67	99,95	99,84	95,42	73	97,15	99,91	99,80	95,05	110	97,33	99,92	99,84	95,23
37	99,20	99,87	99,84	95,74	74	97,70	99,97	99,89	96,76	Avg.	95,82	99,80	99,67	89,98

## C. Příloha

### Výsledné hodnoty pro snímky z video oftalmoskopu

Tabulka 10 – Výsledné hodnoty pro snímky z video oftalmoskopu (1. část)

Snímek	SN [%]	SP [%]	ACC [%]	OL [%]	Snímek	SN [%]	SP [%]	ACC [%]	OL [%]
01_001	99,94	99,34	99,40	94,58	13_001	88,04	99,81	97,89	87,20
01_002	99,93	99,09	99,18	92,57	14_001	90,10	99,82	98,68	88,88
01_003	93,27	98,63	98,07	83,44	15_003	100,0	98,11	98,28	83,45
02_001	56,32	99,89	90,64	56,08	16_002	98,76	99,79	99,69	96,88
02_002	55,13	100,0	90,59	55,12	17_002	98,97	99,13	99,11	91,61
02_003	52,29	99,96	90,20	52,20	19_002	99,93	98,54	98,68	87,92
03_001	96,77	99,41	99,11	92,46	20_001	98,42	99,22	99,14	91,21
03_002	98,21	99,01	98,93	90,85	21_003	98,58	98,67	98,66	89,48
03_003	96,88	99,74	99,42	94,85	22_001	95,33	99,77	99,32	93,40
04_001	63,08	92,12	87,74	43,67	23_002	96,16	99,66	99,31	93,30
04_002	54,84	91,93	86,81	36,46	24_003	100,0	97,00	97,30	78,47
04_003	65,42	92,32	88,47	44,81	25_003	96,64	99,46	99,05	93,65
05_001	87,38	99,79	98,42	85,93	26_003	99,23	99,60	99,57	95,11
05_002	83,82	99,45	97,69	80,36	27_003	98,96	98,61	98,65	89,56
05_003	85,32	99,53	97,93	82,28	28_003	97,99	99,79	99,62	96,10
06_001	96,19	99,25	98,91	90,54	29_002	97,51	99,81	99,48	96,41
06_002	89,54	99,78	98,51	88,13	30_002	89,51	99,46	98,14	86,41
06_003	89,71	99,74	98,58	87,94	31_001	98,70	99,51	99,43	94,30
07_001	94,09	99,51	98,82	90,99	31_002	95,88	99,23	98,91	89,44
07_002	93,08	99,87	99,00	92,25	31_003	96,96	99,84	99,56	95,52
07_003	93,85	99,67	98,92	91,84	32_001	93,80	96,02	95,79	69,81
08_001	51,80	100,0	89,33	51,80	32_002	87,13	96,37	95,32	67,99
08_002	54,12	99,99	90,44	54,10	32_003	90,06	96,97	96,16	73,32
08_003	51,09	100,0	88,90	51,09	33_001	98,97	98,92	98,92	92,14
09_001	98,70	98,67	98,68	85,23	33_002	99,70	98,65	98,78	91,00
09_002	98,38	98,62	98,60	84,30	33_003	97,62	98,30	98,22	87,28
09_003	91,27	98,65	98,04	79,20	34_001	97,69	98,13	98,08	85,30
10_001	99,49	99,10	99,13	90,98	34_002	97,10	98,33	98,19	85,48
10_002	97,72	98,34	98,28	83,97	34_003	95,48	98,38	98,06	84,61
10_003	98,07	98,25	98,24	82,78	35_001	93,16	99,97	99,21	92,95
11_001	83,90	99,99	97,12	83,85	35_002	94,33	99,81	99,23	92,87
12_001	93,65	98,23	97,85	78,47	35_003	93,13	99,98	99,24	92,96

Tabulka 11 – Výsledné hodnoty pro snímky z video oftalmoskopu (2. část)

Snímek	SN [%]	SP [%]	AC [%]	OL [%]	Snímek	SN [%]	SP [%]	AC [%]	OL [%]
36_002	62,86	95,01	90,45	48,28	47_003	93,82	99,53	98,89	90,46
36_003	65,84	94,83	90,73	50,12	48_001	70,31	98,62	95,38	63,55
37_001	94,95	99,06	98,64	87,51	48_002	65,58	99,15	94,94	61,91
37_002	99,11	99,46	99,42	94,62	48_003	68,74	99,20	95,24	65,23
37_003	96,15	99,69	99,32	93,71	49_001	98,95	98,59	98,62	84,17
38_001	43,86	98,16	87,77	40,70	49_002	97,55	97,84	97,82	76,85
38_002	75,36	99,87	95,55	74,89	50_001	90,04	99,28	98,31	84,85
38_003	90,68	99,80	98,17	89,85	50_002	85,58	99,05	97,61	79,32
39_001	92,69	99,62	98,63	90,60	50_003	91,83	99,79	98,89	90,30
39_002	92,62	99,77	98,75	91,36	51_001	44,73	87,73	82,81	22,95
39_003	96,53	99,67	99,24	94,57	51_002	36,38	88,89	82,33	20,46
40_001	60,50	99,86	94,01	60,02	51_003	91,11	99,45	98,47	87,50
40_002	64,48	99,27	94,30	61,78	52_002	66,02	99,80	95,39	65,13
40_003	71,17	99,99	95,83	71,14	53_002	70,44	97,72	93,77	62,09
41_001	87,44	99,98	98,56	87,33	53_003	74,35	97,91	94,56	66,04
41_002	93,74	99,85	99,21	92,59	54_001	99,07	99,21	99,20	90,79
41_003	92,41	100,0	99,15	92,41	54_002	99,63	99,19	99,23	91,52
42_001	1,11	99,35	91,18	1,04	54_003	100,0	98,65	98,76	86,33
42_002	79,68	97,38	95,90	61,89	55_001	97,79	99,67	99,41	95,83
42_003	93,36	97,39	97,02	74,31	55_002	96,87	99,75	99,34	95,43
43_001	84,38	97,08	95,96	64,72	55_003	94,99	99,76	99,06	93,69
43_002	94,28	99,22	98,80	86,92	56_001	83,04	98,81	97,27	74,83
43_003	2,08	87,41	79,50	0,93	56_002	87,08	98,43	97,39	75,42
43_004	4,65	87,54	80,50	1,99	57_001	96,57	99,84	99,54	95,08
44_001	92,50	99,36	98,44	88,86	57_002	95,73	99,63	99,27	92,41
44_002	94,64	99,56	98,94	91,89	57_003	98,84	99,56	99,50	94,59
45_001	99,94	98,87	99,01	93,02	58_001	0,00	99,56	86,55	0,00
45_002	98,29	99,46	99,30	95,05	58_002	94,68	98,64	98,11	87,00
46_002	44,79	90,05	83,51	28,20	58_003	93,65	98,46	97,82	85,14
46_003	97,05	99,80	99,44	95,82	59_001	74,02	98,82	96,07	67,58
47_001	60,83	97,38	93,15	50,68	59_002	69,71	98,18	94,96	61,03
47_002	92,73	99,60	98,83	89,84	59_003	72,14	97,78	95,07	60,69
					Průměr	84,04	98,46	96,49	77,36