



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ**

**ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## **SEGMENTACE CÉV SÍTNICE VE 3D OBRAZECH Z OPTICKÉ KOHERENTNÍ TOMOGRAFIE**

SEGMENTATION OF RETINAL BLOOD VESSELS IN 3D IMAGES FROM OPTICAL COHERENCE  
TOMOGRAPHY

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**ELIŠKA ŽÁKOVÁ**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. PETRA PODLIPNÁ**

BRNO 2014



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

**Biomedicínská technika a bioinformatika**

**Studentka:** Eliška Žáková

**ID:** 145804

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2013/2014

## NÁZEV TÉMATU:

**Segmentace cév sítnice ve 3D obrazech z optické koherentní tomografie**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principem snímání očního pozadí pomocí optického koherentního tomografu. Zaměřte se na zobrazení cévního řečiště. 2) Proveďte rešerši vhodné literatury týkající se metod segmentace cévního řečiště ve snímcích z optického koherentního tomografu. 3) S pomocí volně dostupného programu OCTSEG proveďte segmentaci vrstev sítnice s následnou manuální korekcí. 4) Na základě takto segmentovaných zájmových oblastí snímků sestavte 2D projekce z 3D OCT dat. 5) Navrhněte vhodný algoritmus pro segmentaci cévního řečiště ve 2D projekcích a v programovém prostředí Matlab proveďte jeho realizaci. 6) Realizovaný algoritmus otestujte na dostupných obrazových datech a vyhodnoťte jeho účinnost. Proveďte diskuzi výsledků a zhodnoťte úspěšnost zvolené metody.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] NIEMEIJER, M. et al Vessel segmentation in 3D spectral OCT scans of the retina. Proc. of SPIE. 2008, vol. 6914, 69141R, 69141R-69141R-8. DOI: 10.1117/12.772680.

[2] XU, J. et al Blood vessel segmentation with three-dimensional spectral domain optical coherence tomography [patent]. WO 2010/138645 A2. Uděleno 2010.

**Termín zadání:** 10.2.2014

**Termín odevzdání:** 30.5.2014

**Vedoucí práce:** Ing. Petra Podlipná

**Konzultanti bakalářské práce:** Ing. Pavlína Macková

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*Předseda oborové rady*

## UPOZORNĚNÍ:

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

## **ABSTRAKT**

Práce je věnována teoretickému seznámení se s optickou koherentní tomografií, strukturou oka a sítnice a možnostmi segmentace cév sítnice ve snímcích z OCT.

Dále práce se zabývá segmentací vrstev sítnice pomocí programu OCTSEG, které jsou důležité pro segmentování cév. Následně jsou pomocí čtyř různých algoritmů využívajících průměr, medián, minima a maxima, vytvořeny 2D projekce cév v zájmové vrstvě sítnice. Jako zájmová vrstva jsou zvoleny vrstvy sítnice, ve kterých jsou nejpatrnější stíny cév. Tato oblast byla segmentována programem OCTSEG. V projekcích jsou následně segmentovány cévy a výsledky jsou porovnány. Nejpřesnější detekce se dosáhlo z projekcí vytvořených metodou maxim. Ve druhém případě byla úspěšnější detekce uvažující složku pozadí.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Optická koherentní tomografie (OCT), segmentace cév sítnice, automatická segmentace, 2D projekce cév sítnice

## **ABSTRACT**

The thesis deals with optical coherence tomography theory, eye and retinal structure and possibilities of retinal blood vessel segmentation in OCT scans.

Further the segmentation of retinal layers used for blood vessels segmentation by OCTSEG application is shown. In the end 2D projections in the chosen layer of retinal blood vessels by different algorithms using mean, median, minimums and maximums in which are later segmented blood vessels are made and the results are compared. The best detection of blood vessels is in 2D projections made by algorithm using maximums. In the second case was better results of detection including background noise.

## **KEYWORDS**

Optical coherence tomography, segmentation of retinal blood vessels, automatic segmentation, 2D projections of retinal blood vessels.

### **Bibliografická citace**

ŽÁKOVÁ, E. *Segmentace cév sítnice ve 3D obrazech z optické koherentní tomografie*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 31 s. Vedoucí práce: Ing. Petra Podlipná



## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Segmentace cév sítnice ve 3D obrazech z optické koherentní tomografie jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucí bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne 29. května 2014

.....

(podpis autora)

## **PODĚKOVÁNÍ**

Ráda bych poděkovala vedoucí své bakalářské práce Ing. Petře Podlipné a konzultantce Ing. Pavlíně Mackové, za trpělivost, pedagogickou a odbornou pomoc a cenné rady při zpracovávání mé bakalářské práce.

V Brně dne 29. května 2014

.....

(podpis autora)

# OBSAH

<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>1 Optická koherentní tomografie</b>	<b>2</b>
1.1 Princip zobrazení OCT.....	3
1.1.1 Matematický popis .....	4
<b>2 Snímání očního pozadí pomocí OCT</b>	<b>8</b>
2.1 Anatomická struktura .....	8
2.2 Princip snímání očního pozadí pomocí OCT .....	9
2.3 SLO obraz .....	11
<b>3 Segmentace sítnice</b>	<b>12</b>
3.1 Vrstvy sítnice .....	12
3.2 Segmentace cév ve 3D OCT .....	12
3.3 Postup segmentace cév.....	13
3.3.1 Segmentace vrstev .....	13
3.3.2 Projekce obrazu cév.....	13
3.3.3 Pixelová klasifikace založená na segmentaci cév .....	14
<b>4 Program OCTSEG</b>	<b>15</b>
4.1 Segmentace vrstev sítnice v programu OCTSEG.....	15
<b>5 Vytvoření 2D projekcí a detekce cév</b>	<b>19</b>
5.1 Realizace 2D projekcí v prostředí Matlab .....	19
5.1.1 Metoda zprůměrování a mediánu .....	19
5.1.2 Metoda minim a maxim.....	20
5.2 Detekce cév ve 2D projekcích.....	21
<b>6 Výsledky segmentace</b>	<b>22</b>
<b>7 Zhodnocení výsledků</b>	<b>24</b>
<b>8 Závěr</b>	<b>29</b>
<b>Literatura</b>	<b>30</b>
<b>Seznam symbolů, veličin a zkratk</b>	<b>31</b>

# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1: Souřadnicový systém OCT snímku (převzato z [10]) .....	2
Obr. 1.2: Michaelsonův interferometr (převzato z [2]).....	3
Obr. 1.3: Axiální sken a přiřazení odstínu šedi podle intenzity odraženého světla (převzato z [1]).....	4
Obr. 2.1: Stavba oka (převzato z [9] ).....	8
Obr. 2.2: Schéma vrstev sítnice (převzato z [6] ) .....	9
Obr. 2.3: Porovnání zobrazení sítnice konvenčním OCT (nahore) a Ultra-high resolution OCT (dole), (převzato z [1]) .....	10
Obr. 2.4: Schéma SLO obrazu (převzato z [10]) .....	11
Obr. 3.1: Viditelnost stínů cév ve spodních vrstvách sítnice.....	14
Obr. 4.1: Snímek po automatické segmentaci vrstev sítnice programem OCTSEG .....	16
Obr. 4.2: Snímek po manuální korekci automatické segmentace.....	16
Obr. 4.3: Snímek po velmi přesné automatické segmentaci.....	17
Obr. 4.4: Snímek po automatické segmentaci s nutností manuální korekce .....	17
Obr. 4.5: Přerušování vrstev ve snímku v místě optického disku.....	18
Obr. 5.1: Projekce 2D, metoda zprůměrování .....	20
Obr. 5.2: Projekce 2D, metoda mediánu.....	20
Obr. 5.3: Projekce 2D, metoda minim .....	21
Obr. 5.4: Projekce 2D, metoda maxim .....	21
Obr. 6.1: Porovnání 2D projekce metodou zprůměrování (vlevo) a segmentovaných cév z této projekce (vpravo) pro soubor 71084 .....	22
Obr. 6.2: Porovnání 2D projekce metodou minim (vlevo) a detekcí cév z této projekce (vpravo) pro soubor 71084.....	22
Obr. 6.3: Detekce cév s filtrací složky pozadí .....	23
Obr. 6.4: Detekce cév součtem projekcí.....	23
Obr. 7.1: Porovnání detekce cév v projekci 2D metodou zprůměrování se snímkem SLO .....	24

Obr. 7.2: Porovnání detekce cév v projekci 2D metodou mediánu se snímkem SLO....	24
Obr. 7.3: Porovnání detekce cév v projekci 2D metodou minim se snímkem SLO .....	25
Obr. 7.4: Porovnání detekce cév v projekci 2D metodou maxim se snímkem SLO .....	25
Obr. 7.5: Porovnání detekce cév v projekci metodou zprůměrování a SLO obrazu .....	25
Obr. 7.6: Porovnání detekce cév v projekci metodou mediánu a SLO obrazu.....	26
Obr. 7.7: Úspěšnost detekce cév ve 2D projekci metodou zprůměrování.....	26
Obr. 7.8: Úspěšnost detekce cév ve 2D projekci metodou mediánu .....	26
Obr. 7.9: Úspěšnost detekce cév ve 2D projekci metodou maxim.....	27
Obr. 7.10: Úspěšnost detekce cév ve 2D projekci metodou minim.....	27
Obr. 7.11: Úspěšnost detekce cév součtem projekcí .....	28
Obr. 7.12: Úspěšnost detekce cév s filtrací složky pozadí.....	28

# ÚVOD

Optická koherentní tomografie je relativně novou optickou, neinvazivní a diagnostickou zobrazovací metodou. Umožňuje dvourozměrné a trojrozměrné "in vivo" zobrazení vnitřní mikrostruktury. Využití dosáhla ve výzkumu materiálů a v různých odvětvích biologie a medicíny jako jsou kardiologie, dermatologie, nejvíce se však uplatňuje v oftalmologii. Díky tomu se rychle rozvíjí a moderní OCT přístroje dosahují vysokého rozlišení 1-3  $\mu\text{m}$ .

Práce seznamuje s optickou koherentní tomografií, principem snímání očního pozadí a segmentací cév sítnice a jejími metodami ve 3D snímcích z OCT. Segmentace cév sítnice má několik částí, první z nich je segmentace retinálních vrstev. V práci je pro jejich segmentaci využit volně dostupný program OCTSEG, který umožňuje následnou manuální korekci.

Cílem této práce je segmentace cév sítnice a vytvoření 2D projekcí těchto cév pomocí algoritmu v prostředí Matlab a porovnání jejich přesnosti.

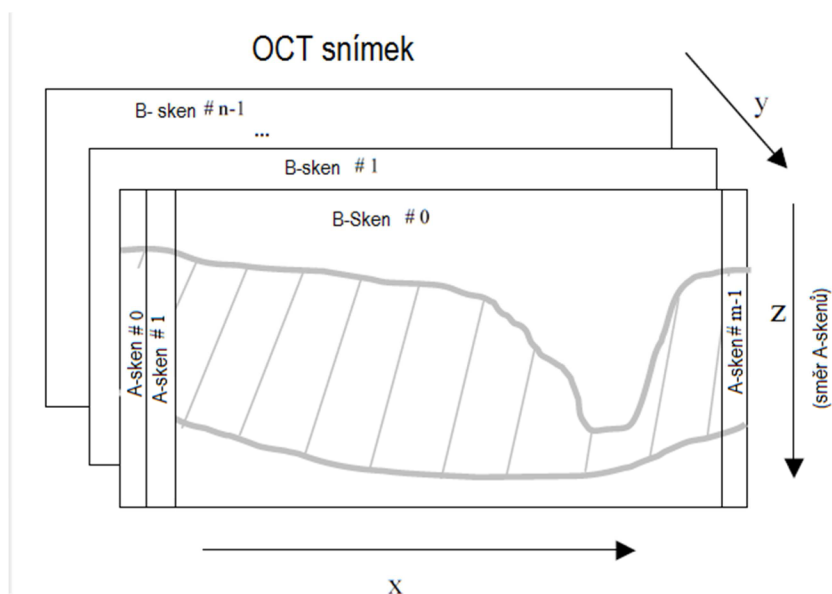
# 1 OPTICKÁ KOHERENTNÍ TOMOGRAFIE

Optická koherentní tomografie (OCT) byla představena týmem Jamese G. Fujimota v roce 1991. Jedná se o neinvazivní a bezkontaktní zobrazovací diagnostickou metodu, umožňující zobrazení v reálném čase. Je využívána v různých odvětvích biologie, medicíny a v oblasti výzkumu materiálů.

Díky schopnosti zobrazit řezy jednotlivých částí oka a struktury sítnice ve vysokém rozlišení, se její využití rychle rozvíjí zejména v oftalmologii, kde pomáhá při diagnóze rozličných onemocnění sítnice jako jsou např. diabetická retinopatie a glaukom.

První "in vivo" tomogram lidské sítnice byl pořízen roku 1993. Do běžné klinické praxe se využití OCT začíná pomalu zavádět až o dva roky později. V roce 2001 byl poprvé předveden snímek s rozlišením 3  $\mu\text{m}$ , ve kterém bylo možné segmentovat vrstvy sítnice "in vivo".[1][3][8]

Nová generace spektrálních OCT přístrojů umožňuje ve vysokém rozlišení ( $<10 \mu\text{m}$ ). i 3D zobrazení sítnice. Trojrozměrný obraz je složen ze série průřezových snímků (B-skenů v rovinách x až z). Každý B-sken je složen z daného počtu jednorozměrných snímků ve vysokém rozlišení skládaných ve směru osy z (A-skeny). Schéma tohoto souřadnicového systému uspořádání OCT snímku je zobrazeno na Obr. 1.1. Cévy na vnější vrstvě sítnice vytváří stíny, síť těchto stínů můžeme zvýraznit zprůměrováním A-skenů. [10][11]



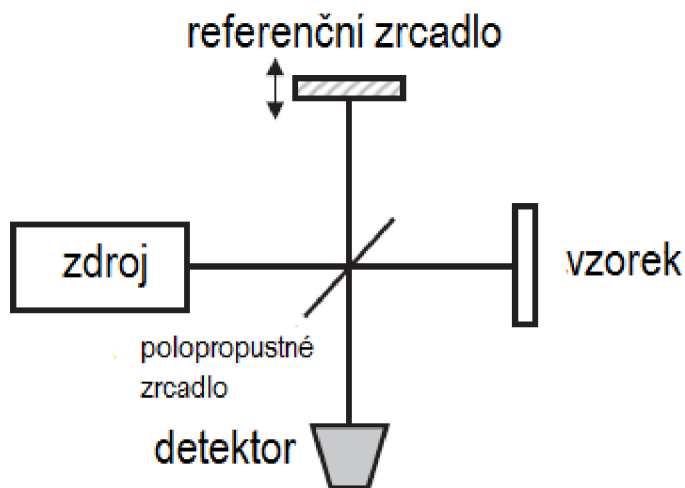
Obr. 1.1: Souřadnicový systém OCT snímku (převzato z [10])

## 1.1 Princip zobrazení OCT

Zobrazování OCT je analogicky nejpodobnější B-módu ultrazvukového zobrazení. Hlavním rozdílem je nahrazení zvukové vlny světelným paprskem. Odraz světla je v porovnání se zvukem lépe detekovatelný, avšak rychlost světla je příliš vysoká a zpoždění není možné měřit přímo. [2][3]

V biologických tkáních využívá OCT elektromagnetické záření v optickém rozsahu. Základním principem je přivádění optických pulzů na optická vlákna, která pulzy částečně nebo zcela odráží. Změření časového zpoždění mezi původním a odraženým pulzem umožňuje lokalizovat poškození. Výsledkem je dvourozměrný obraz řezu, jenž je tvořen sérií navazujících jednorozměrných snímků v optickém rozsahu. Protože je však rychlost světla je vysoká, používá se ke změření zpoždění metody nízkokoherentní interferometrie nebo optické koherentní reflektometrie.

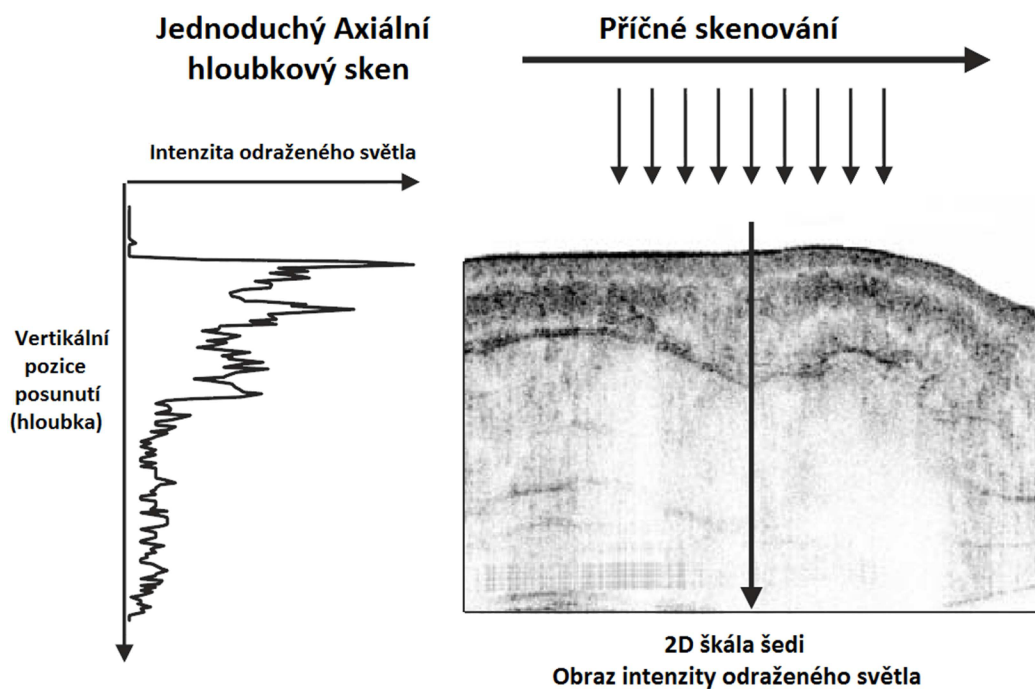
Nízkokoherentní interferometrii využívá Michelsonův interferometr (Obr. 1.2). Nízkokoherentní světlo ze zdroje je polopropustným zrcadlem částečně odráženo na referenční zrcadlo a částečně propouštěno na vzorek. Odražené a rozptýlené světlo ze vzorku se na polopropustném zrcadle spojuje se světlem odraženým z referenčního zrcadla a je odesláno na fotodetektor. Elektrický signál z fotodetektoru je filtrován pásmovou propustí, demodulován, digitalizován a uložen do počítače. [2][3]



Obr. 1.2: Michelsonův interferometr (převzato z [2])

Použití nízkokoherentního světla zabezpečuje, že k interferenci světla dochází pouze, pokud si optické dráhy mezi dvěma rameny interferometru odpovídají. Pozicí referenčního zrcadla (RZ) je určena hloubka, z níž je ve vzorku měřen odraz. Pozice RZ se mění ve vertikálním směru. Skenováním odražených dat ze vzorku je získán

jednoduchý axiální hloubkový snímek. Při více axiálních měřeních se snímají v příčném směru místa dopadu světelného paprsku, takto vzniká pole dvou, tří nebo čtyřdimensionálních dat reprezentujících optický tkáňový rozptyl. Podle intenzity odraženého světla je danému bodu přiřazena barva, nebo odstín šedi, z těchto bodů je pak sestaven OCT obraz (Obr. 1.3).[2][3]



Obr. 1.3: Axiální sken a přiřazení odstínu šedi podle intenzity odraženého světla (převzato z [1])

### 1.1.1 Matematický popis

Základem pro matematický popis OCT je vyjádření elektrického pole  $E(v)$  Fourierovou transformací (FT)

$$E(v) = \int_{-\infty}^{\infty} E(t) 2\pi i v t \, dt = FT\{E(t)\} \quad (1.1)$$

$E(t)$  značí elektrické pole proměnné v čase,  $v$  označuje rychlost změny a  $t$  časový úsek.  $E(v)$  koresponduje s analytickým signálem  $V(t)$

$$V(t) = 2 \int_{-\infty}^{\infty} E(v) e^{-2\pi i v t} \, dv = A(t) e^{i\Phi(t) - 2\pi i \bar{v} t} \quad (1.2)$$

kde  $A(t)e^{i\Phi(t)}$  vyjadřuje komplexní obálku  $V(t)$ ,  $A(t) = |V(t)|$  a je reálnou obálkou,  $\bar{v}$  označuje frekvenci výkonového spektra signálu  $V(t)$ .



Dále definujeme okamžitou intenzitu  $I(t)$  vztahem

$$I(t) = V^*(t)V(t) \quad (1.3)$$

Také nesmíme opomenout popsat interferenční fenomén světelného vlnění jako korelaci 2. řádu. Celková koherenční funkce světelného vlnění  $V_V$  (vlnění ze vzorku) a  $V_R$  (referenční vlnění) je křížová korelační funkce 2. řádu.

$$\Gamma_{VR}(\tau) = \langle V_V^*(t)V(t + \tau) \rangle \quad (1.4)$$

Lomené závorky značí celkový průměr,  $t$  a  $\tau$  pak časové konstanty. Pokud uvažujeme stacionární a ergodické vlny, jsou všechny celkové průměry nezávislé na počátečním čase a mohou být nahrazeny časovými průměry.

Průměrná intenzita je dána autokorelací  $ACF_{V(\tau)}$  v čase  $\tau=0$ .

$$\bar{I} = \langle I(t) \rangle = \langle V_V^*(t)V(t + \tau) \rangle|_{\tau=0} = ACF_{V(\tau)}|_{\tau=0} = \Gamma(\tau)|_{\tau=0} \quad (1.5)$$

Aby se co nejvíce uplatňoval zákon interference zavádíme časového zpoždění  $\Delta t$ , na výstupu interferometru (označeno indexem E) dostaneme světlo ze vzorku interferující s paprskem odraženým od referenčního zrcadla.

$$V_E(t; \Delta t) = V_V(t) + V_R(t + \Delta t) \quad (1.6)$$

Průměrná intenzita v interferometru je potom dána vztahem

$$\begin{aligned} \bar{I}_E(\Delta t) &= \langle I_E(t; \Delta t) \rangle = \Gamma_{EE}(0; \Delta t) = \langle V_E^*(t; \Delta t)V_E(t; \Delta t) \rangle = \\ &= \langle I_V(t) \rangle + \langle I_R(t) \rangle + G_{VR}(\Delta t) \end{aligned} \quad (1.7)$$

Zdvojnásobením reálných částí křížové korelace analytického signálu dvou interferujících paprsků získáme interferogram  $G_{VR}(\Delta t)$

$$\begin{aligned} G_{VR}(\Delta t) &= 2Re\{\langle V_V^*(t)V_R(t + \Delta t) \rangle\} = 2Re\{\Gamma_{VR}(\Delta t)\} = \\ &= 2\sqrt{\langle I_V(t) \rangle \langle I_R(t) \rangle} |\gamma_{VR}(\Delta t)| \cos[\alpha_{VR} - \delta_{VR}(\Delta t)] \end{aligned} \quad (1.8)$$

$\gamma_{VR}(\Delta t)$  značí komplexní stupeň koherence dvou vln,  $|\gamma_{VR}(\Delta t)|$  vyjadřuje stupeň soudržnosti,  $\delta_{VR}(\Delta t) = 2\pi\bar{\nu}\Delta t$  značí fázi zpoždění,  $\Delta t = \Delta z/c$  je časové zpoždění,  $\Delta z$  je rozdíl cest mezi paprsky,  $c$  značí rychlost světla,  $\alpha_{VR}$  je fázová konstanta.

Funkce  $G(\tau)$  může být vyjádřena z reálné části  $G(\tau) = 2Re\{\langle V_V^*(t)V_R(t + \Delta t) \rangle\}$ , díky tomu, že je analytickou funkcí. V analytickém tvaru pak

$$\Gamma(\tau) = \frac{1}{2}G(\tau) + \frac{i}{2}HT\{G(\tau)\} \quad (1.9)$$

kde  $HT$  vyjadřuje Hilbertovu transformaci a  $G(\tau)$  získáme ze signálu nízkokoherentní interferometrie (LCI).

LCI a OCT jsou založeny na fotoelektrickém signálu  $U_G(t)$  interferogramu  $G_{VR}$  v nízkokoherentním interferometru (získaném filtrací střídavého signálu z heterodynního interferometru pásmovou propustí). Obecně jsou používány jako detektory fotodiody, které mají omezenou funkčnost v oblastech šumu. Signál z fotodiody měříme jako proud, v porovnání s měřením napětí je lineárnější, vykompenzovanější a má vhodnější šířku pásma. Generovaný fotoproud je přímo úměrný výkonu dopadajícího světla a je převáděn na napětí transimpedančním zesilovacím elektrickým obvodem. Toto napětí označujeme  $U_G(t)$ , někdy pouze  $G_{VR}$ , LCI signál nebo OCT signál.

$$U_G(t) \propto i_G(t) = \frac{q_e \eta}{h \bar{\nu}} \int_{Ar(r)} G_{VR}(r, t) d^2 r \quad (1.10)$$

$i_G(t)$  vyjadřuje fotoelektrický proud,  $q_e$  je elektrický náboj,  $\eta$ - kvantová účinnost detektoru,  $h$ - Planckova konstanta,  $\bar{\nu}$ - optická frekvence a  $Ar(r)$ - senzitivní detekční plocha.

Pokud je povrch fotodetektoru a interferometru v jedné rovině s vlnoplochami interferujících paprsků dostáváme

$$G_{VR}(r, t) = G_{VR}(t) \propto i_G(t) \quad (1.11)$$

Reálnou obálku koherenční funkce  $\Gamma_{VR}(t) = Ar(t) e^{i\Phi(t)}$  získáme ze vztahu

$$Ar(t) = \frac{1}{2} \sqrt{(G_{VR}(t))^2 + (HT\{G_{VR}(t)\})^2} \quad (1.12)$$

Fázi získáme ze vztahu

$$\Phi(t) = \arctan \left[ \frac{HT\{G_{VR}(t)\}}{G_{VR}(t)} \right] \quad (1.13)$$

Použijeme odpovídajících vztahů z Wiener- Khintchineova teorému. Nejprve vyjádříme výkonové spektrum světelné vlny získané z FT autokorelace

$$S(\nu) = FT\{\Gamma(\tau)\} \quad (1.14)$$

Funkce spektrální hustoty dvou vln ( $V_V$  a  $V_R$ ) je získána pomocí FT z křížové korelační funkce

$$W_{VR}(\nu) = FT\{\Gamma_{VR}(\tau)\} \quad (1.15)$$

Zákon spektrální interference je reprezentován jako

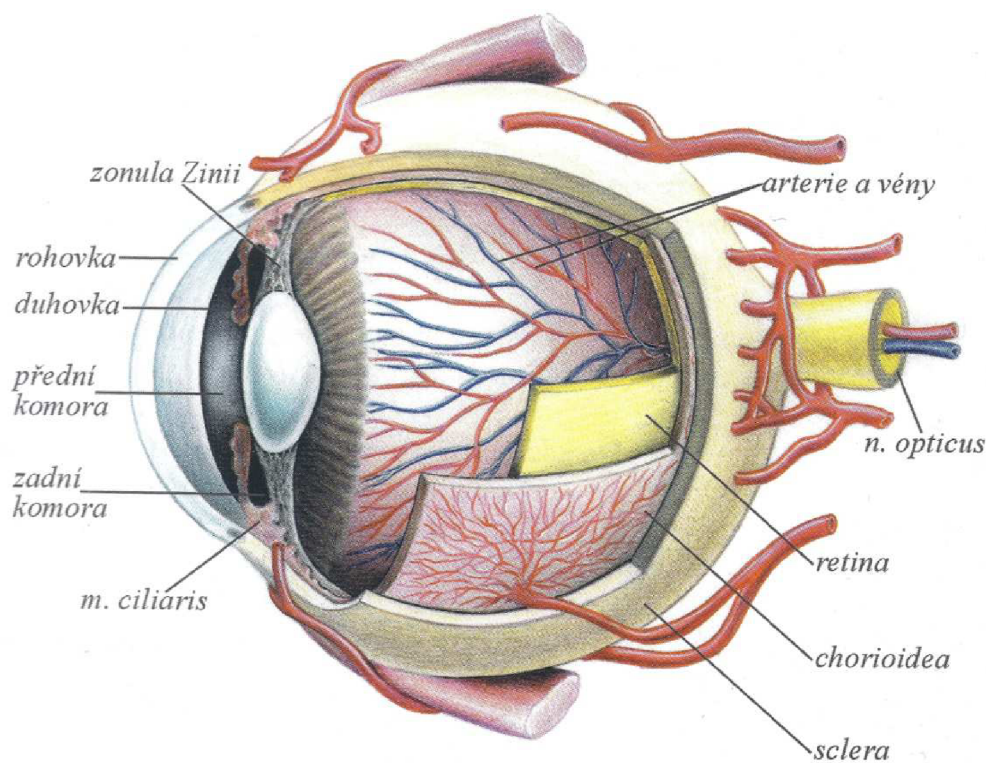
$$S(\nu; \Delta t) = S_V(\nu) + S_R(\nu) + 2\text{Re}[W_{VR}(\nu)]\cos(2\pi\nu\Delta t) \quad (1.16)$$

[2]

## 2 SNÍMÁNÍ OČNÍHO POZADÍ POMOCÍ OCT

### 2.1 Anatomická struktura

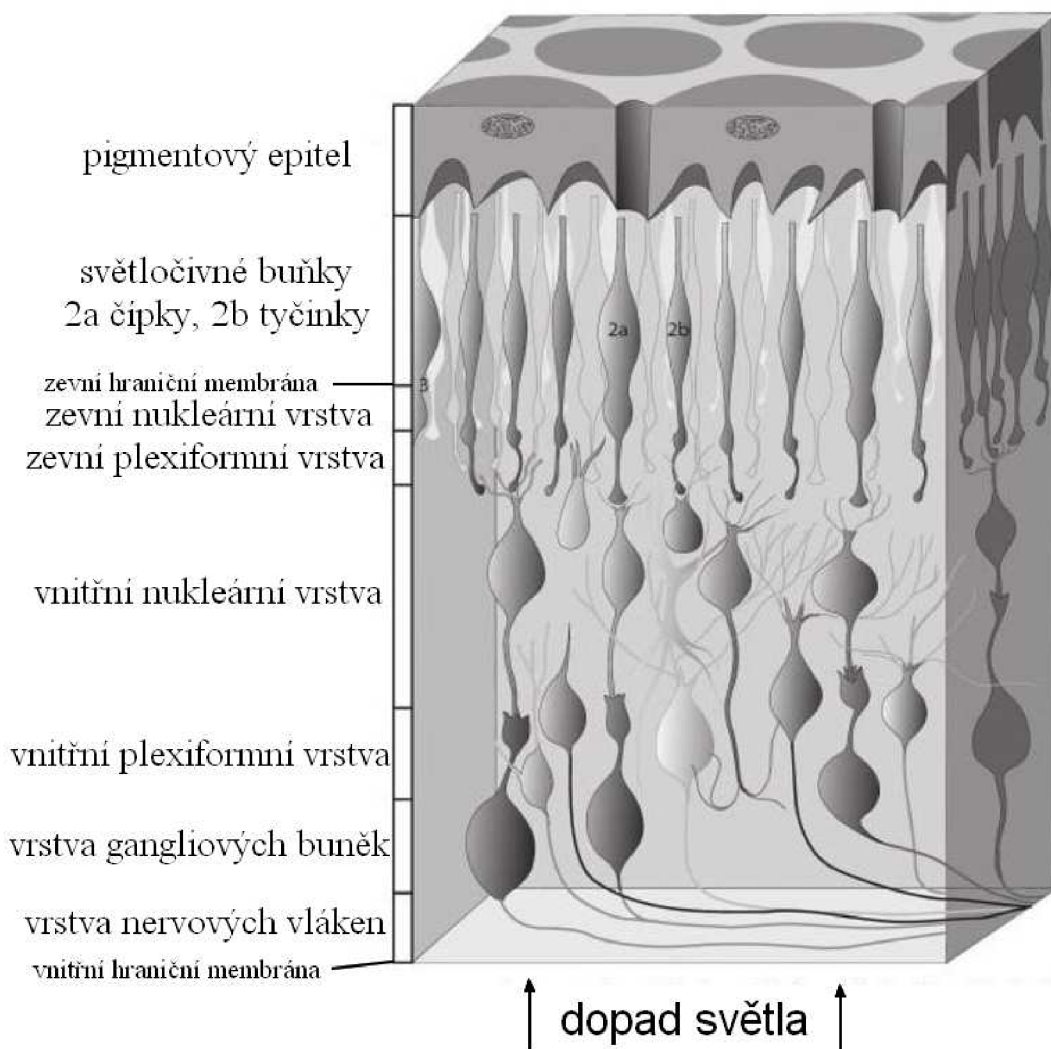
Na Obr. 2.1 je zobrazena základní struktura oka. Světelný paprsek přichází na rozhraní dvou prostředí a láme se. V našem případě se jedná o lom na optické soustavě oka (vzduch / rohovka / komorová voda / čočka / sklivec). Aby nastal daný zrakový vjem, musí dojít k podráždění vlastních receptorů, ale ještě před tím musí paprsek projít několika vrstvami sítnice. Sítnice je nejvnitřnější vrstva oční koule s tloušťkou od 0,1 do 0,5 mm. [9]



Obr. 2.1: Stavba oka (převzato z [9])

Z histologického hlediska rozlišujeme retinální pigmentový epitel a pod ním 9 vrstev sítnice (Obr. 2.2): světločivné buňky, zevní hraniční membrána, zevní nukleární vrstva, zevní plexiformní vrstva, vnitřní nukleární vrstva, vnitřní plexiformní vrstva, gangliové buňky, vrstva nervových vláken a vnitřní hraniční membrána. V zevní

plexiformní vrstvě jsou soustředěny synapse světločivných buněk s ostatními buňkami a jejich axony. Vnitřní plexiformní vrstva obsahuje axony bipolárních, amakrinních buněk a synapse s dendrity buněk gangliových. [6][9]



Obr. 2.2: Schéma vrstev sítnice (převzato z [6])

## 2.2 Princip snímání očního pozadí pomocí OCT

Standardní OCT systémy mají malé rozlišení a zobrazení intraretinálních struktur (vrstva gangliových buněk, vrstva fotoreceptorů, RPE- retinální pigmentový epitel,..) je téměř nemožné, jak je vidět na Obr. 2.3. Proto se začalo pracovat na výzkumu nového zdroje světla, díky kterému by bylo možné zobrazení právě těchto struktur. V roce 1999 a 2000 Drexler se svým týmem představil Ultra-high resolution OCT, kde jako zdroj světla slouží femtosekundový titano-safírový laser s mimořádně širokým pásmem.

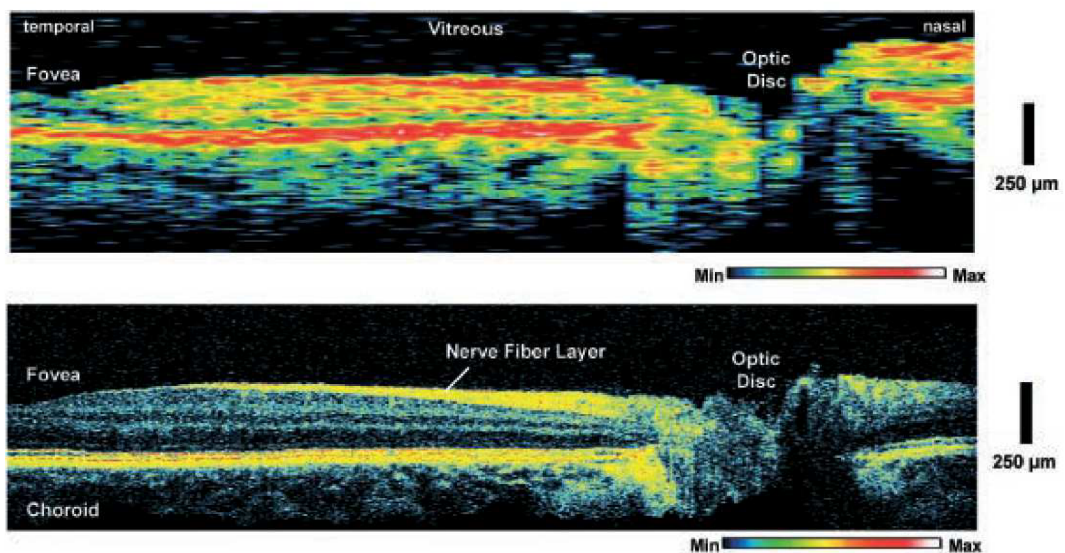
Dosahuje se axiálního rozlišení 1-3  $\mu\text{m}$  v neprůhledných i průhledných tkáních. Dochází tak k bezprecedentnímu "in vivo" zobrazení intraretinální vnitrobuněčné struktury.

Použití Ultra-high resolution OCT systému indikuje normální vzhled vrstvy nervových vláken (NFL), vrstvy gangliových buněk (GCL), vnitřní plexiformní vrstvy (IPL), vnější plexiformní vrstvy (OPL), vnitřní jádrové (=nukleární) vrstvy (INL) ve všech 3 úsecích.[2][3]

Přístrojem OCT je možné zobrazit optický řez očním bulbem, s využitím principu interferometru (viz kapitola 1.1). Každá z jednotlivých vrstev sítnice má různou reflektivitu. OCT využívá měření časového rozdílu v odrazu paprsku od jednotlivých vrstev a podle intenzity odraženého světla je možné vrstvy sítnice rozpoznat. V domluvené škále barev nebo odstínech šedi je zobrazena výsledná reflektivita tkání.

Přístroj vysílá paprsek o vlnové délce 800 až 850 nm (závisí na typu přístroje) rozdělený polopropustným zrcadlem do dvou proudů, z nichž první je vyslán na sítnici a druhý na referenční zrcátko. Odražené světlo se opět skládá v interferometru. Pokud oba odražené paprsky dorazí do interferometru ve stejný okamžik, objeví se interference.

Pro vytvoření trojrozměrného obrazu se využívá kombinace principu OCT a konfokálního laserového skenovacího oftalmoskopu (SLO) (Obr. 2.4).[4]



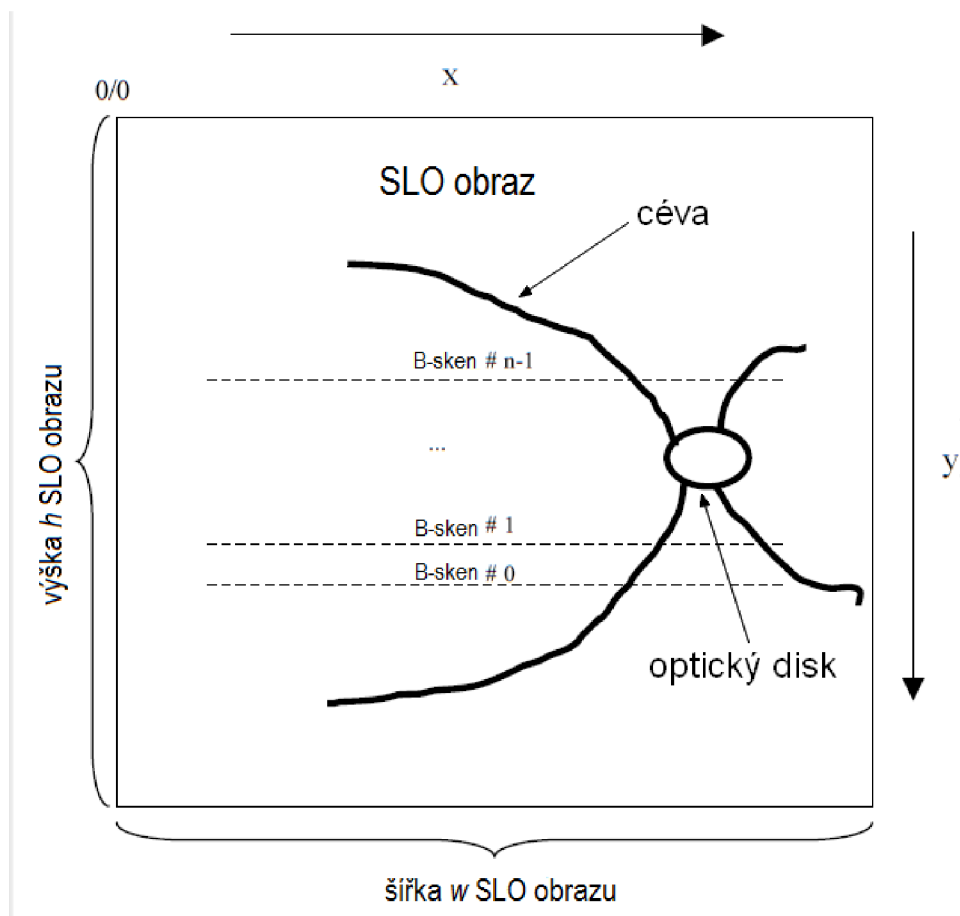
Obr. 2.3: Porovnání zobrazení sítnice konvenčním OCT (nahore) a Ultra-high resolution OCT (dole), (převzato z [1])

## 2.3 SLO obraz

Skenovací laserový oftalmoskop (SLO) je osvětlovací systém pro snímání očního pozadí. Skenuje sítnici bod po bodu v řadách, vytváří obraz ve formě rastru. SLO pracuje na principu obráceného nepřímého oftalmoskopu, kdy malým otvorem do oka vstupuje záření, okem emitované záření je shromažďováno na velké ploše a zachycováno fotodetektory. Tím je umožněno pořízení vysoce kvalitního a detailního zobrazení fundu.

Podle typu přístroje se obraz skládá z 256 až 768 řádků a sloupců. Jeden bod zobrazované tkáně je osvětlen po dobu kratší než  $1\mu\text{s}$ , lze tak získat 20 až 30 obrazů za sekundu. [5]

Na Obr. 2.4 je schéma 3D obrazu získaného z přístroje kombinujícího OCT a laserový skenovací oftalmoskop. SLO obraz je třírozměrný složen z  $w$  sloupců,  $h$  řádků a z  $n$ -počtu B-skenů, každý B-sken je tvořen  $m$ -počtem A-skenů. Rozměry SLO obrazu jsou tedy  $w \times h \times m$ . (Obr. 1.1). [10]



Obr. 2.4: Schéma SLO obrazu (převzato z [10])



## 3 SEGMENTACE SÍTNICE

### 3.1 Vrstvy sítnice

Sítnice má vrstevnatou strukturu. Schéma jejích vrstev je zobrazeno na Obr. 2.2, cílem je, aby v OCT obraze bylo možno segmentovat alespoň 6 základních vrstev. Tloušťka jednotlivých vrstev sítnice je důležitá pro určování patologií.

Základními vrstvami sítnice jsou:

- vrstva nervových vláken (NFL)
- vnitřní plexiformní vrstva (IPL)
- vnitřní jádrová vrstva (INL)
- zevní plexiformní vrstva (OPL)
- zevní jádrová vrstva (ONL)
- vrstva vnějších segmentů fotoreceptorů (POS)

Někdy je možné najít i vrstvu vnitřních nervových vláken (INFL), vrstvu zevních nervových vláken (ONFL), vnitřní kolagenní vrstvu (ICL) a retinální pigmentový epitel (RPE).

Sítnicová vaskulatura se nachází ve vnějších vrstvách a vlnová délka světla použitého ve spektrálním OCT je pohlcována krví. Proto nejsou cévy ve 3D snímcích samy o sobě viditelné. Nelze tak jejich pozici určovat přímo, nicméně absorpce světla cévami způsobí zobrazení stínů, které mohou být použity k detekci pozice cév. Tyto stíny se zobrazují ve vnějších vrstvách sítnice. [8][11]

### 3.2 Segmentace cév ve 3D OCT

Segmentace cév v OCT obrazech pomáhá nejen při diagnostice mnoha očních onemocnění, ale také nám umožňuje identifikovat pacienta při opakujících se návštěvách a sledovat průběh onemocnění. Při měření normálních a abnormálních znaků na sítnici může být céva použita jako vztažný bod. [10][11]

Pro vytvoření 3D obrazu se používají kombinace přístrojů např. OCT a laserový skenovací oftalmoskop. Schéma takového obrazu je na Obr. 2.4. [5]



### 3.3 Postup segmentace cév

Pro segmentaci cév sítnice existuje mnoho různých technik založených na konvenčních 2D snímcích očního pozadí a mohou být rozděleny do několika hlavních kategorií: metody založené na přizpůsobeném filtru, metody založené na prahování, sledovací metody, matematické metody a metody založené na klasifikaci.

Niemeijer se svým týmem představil algoritmus pro automatizovanou segmentaci cév ve 3D OCT zobrazení. Projekcí ze zvolených segmentovaných vrstev sítnice byly vygenerovány 2D snímky očního pozadí, pro zviditelnění sítě cév. Na 2D projekce byla aplikována pixelová klasifikace pro detekci cév. Tento postup je podrobněji uveden dále. [11]

#### 3.3.1 Segmentace vrstev

Ve velkých 3D objemech je souběžná segmentace vrstev sítnice obtížná. Metoda vychází z vyhledávání ploch transformací problému 3D segmentace na nalezení minima v korespondujících vážených vrcholech geometrického grafu sestaveného z lokální obrazové informace, předpokladu hladkosti povrchu a omezených interakcí. Výhodou je nalezení trojrozměrného řešení, které optimalizuje účelovou funkci.

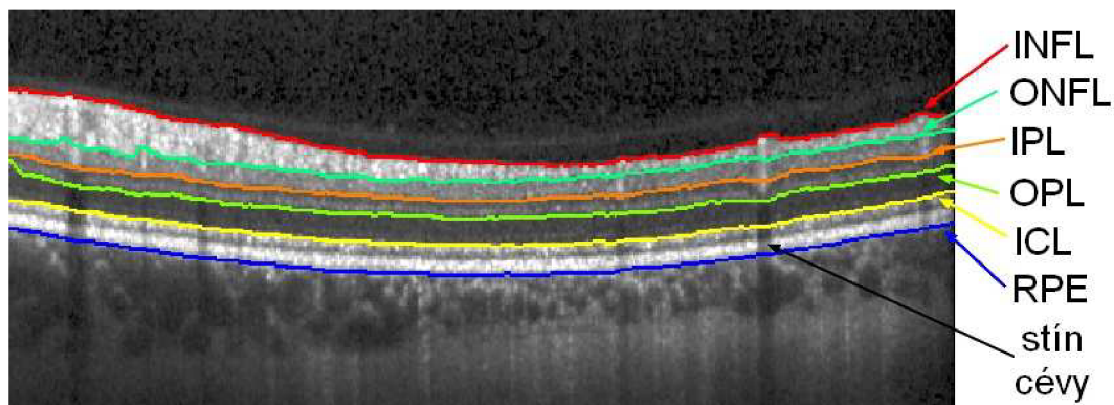
Pro dobré výsledky segmentace je důležitá účelová funkce. Ta je pro každou plochu sestavena z lineární kombinace „intuitivních“ podmínek tak, aby vyhovovala očekávaným tvarům povrchu. [8]

#### 3.3.2 Projekce obrazu cév

Pro segmentaci cév jsou důležité jejich stíny ve snímcích (Obr. 3.1). Zprůměrováním 3D objemu v ose z pro všechny pozice x, y je možné získat 2D projekci sítě cév. Nevýhodami této metody je velká prázdná zašuměná plocha na pozadí, dále jsou v průměru zahrnuty i obrazy, v nichž nejsou cévy patrné. To způsobuje zhoršení kontrastu mezi cévami a pozadím sítnice.

Řešením problému by mohlo být použití pouze těch vrstev sítnice, jež obsahují stíny cév v nejvyšším kontrastu. Retinální vaskulaturu nalezneme převážně ve svrchní vrstvě sítnice. Všechny stíny cév jsou tedy v OCT obrazech ve spodních dvou vrstvách, zevní plexiformní vrstvě a RPE. V těchto spodních vrstvách, jsou cévy dobře viditelné (Obr. 3.1), díky vysoké reflektivitě retinálního pigmentového epitelu.

Uplatněním informace o umístění obrazu cév ve dvou spodních vrstvách při automatické segmentaci dosáhneme dobrého kontrastu a cévy mohou být selektovány. Tato metoda se nazývá jako „inteligentní projekční metoda“. [8]



Obr. 3.1: Viditelnost stínů cév ve spodních vrstvách sítnice

### 3.3.3 Pixelová klasifikace založená na segmentaci cév

Pixelovou klasifikaci lze použít, pokud jsou k dispozici snímky 2D projekcí. Na začátku je trénovací fáze. Pro každý pixel je sestavován vektor  $200 \times 200 \times 5$  trénovacích vzorků z pěti obrazových projekcí. Charakteristiky získané z každého obrazu  $L$  sestávají z hodnot transformací Gaussova filtru až 2. řádu (např.:  $L$ ,  $L_x$ ,  $L_y$ ,  $L_{xx}$ ,  $L_{xy}$ ,  $L_{yy}$ ) s váhami  $w=1,2,4,8,16$  pixelů s rozšířením na hodnoty pixelové šedi nefiltrovaného obrazu. Celkový počet znaků je  $5 \times 6 + 1 = 31$ . Znaky jsou normovány nulou a jednotkou proměnlivosti. Každému vzorku je přiřazeno označení „céva“ nebo „bez cévy“ podle referenčního standardu. Následuje použití klasifikátoru kNN, kde  $k=31$  a je trénován označenými vzorky. Hodnota  $k$  je určena v předchozích experimentech, malé nepřesnosti v hodnotě  $k$  nemají velký vliv na výsledek segmentace. Po ukončení trénovací fáze se klasifikátor používá ke klasifikaci pixelů v nových projekčních obrazech.

Kontrola klasifikace pixelu se provádí na testovacím obraze. Z každého pixelu je vytvořen vzorek, který je klasifikován. Výsledky klasifikace jsou přímým výstupním obrazem segmentace cév. [8]

## 4 PROGRAM OCTSEG

Aby bylo možné segmentovat cévy, je nejdříve nutná segmentace specifické vrstvy sítnice. K tomu slouží software OCTSEG, který umožňuje segmentaci různých vrstev sítnice v OCT snímcích.

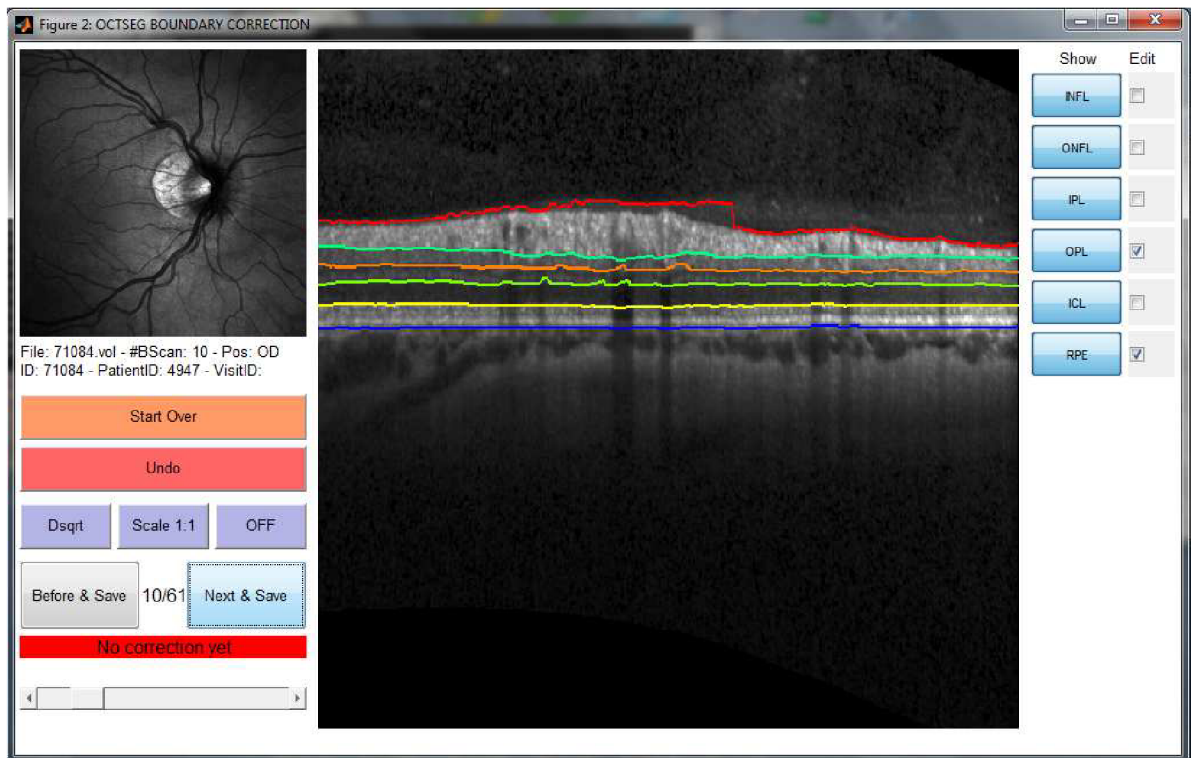
OCTSEG je zkratkou pro Optical Coherence Tomography Segmentation and Evaluation GUI. GUI je grafické uživatelské rozhraní vytvořené v prostředí MATLAB. Tento software umožňuje automatickou segmentaci vrstev sítnice i její následnou manuální úpravu. Segmentaci či tloušťku jednotlivých vrstev je možné exportovat jako CSV soubor, který je možné otevřít v mnoha běžných programech.

Za vznikem programu stojí Markus Mayer z německé Friedrich-Alexander Universität. Software je možné využít pro segmentaci vrstev sítnice z cirkulárních a objemových OCT skenů. S důrazem kladeným při použití na normálních i patologických datech.[7]

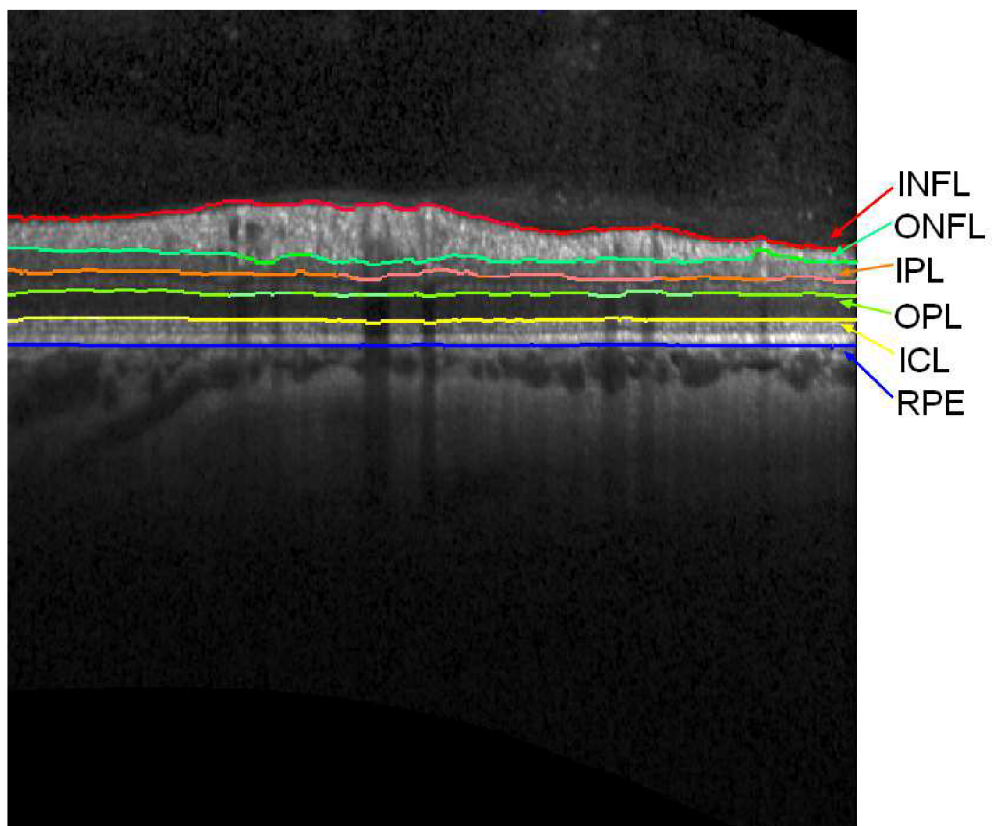
### 4.1 Segmentace vrstev sítnice v programu OCTSEG

Pro segmentaci cév sítnice ve 3D snímcích OCT je nutné nejprve segmentovat vrstvy RPE a OPL. V těchto vrstvách jsou stíny cév velmi dobře viditelné a následně se využijí pro vytvoření 2D projekcí ze 3D OCT dat pro segmentaci cév sítnice.

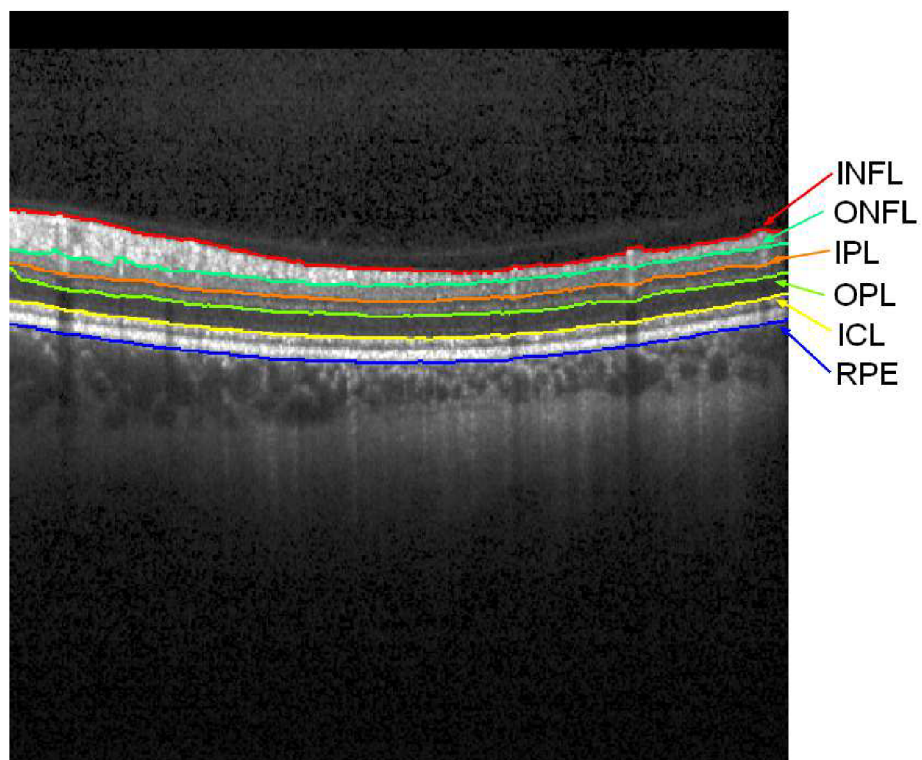
Nejprve jsou programem OCTSEG automaticky vysegmentovány všechny vrstvy sítnice Obr. 4.1. A následně je tato automatická segmentace manuálně upravena Obr. 4.2. U některých snímků, je automatická segmentace velmi přesná a nepotřebuje téměř žádnou další manuální korekci Obr. 4.3, ale někdy je velmi nepřesná (Obr. 4.4) a manuální korekce je nezbytná. Problémem při segmentování nastává, pokud jsou vrstvy přerušeny optickým diskem (Obr. 4.5). Takovéto snímky je lepší vyřadit a nezahrnovat je do dalších úprav. Některé snímky mohou být silně zašuměny, ale tento šum se dá následně v MATLABu jednoduše odstranit.



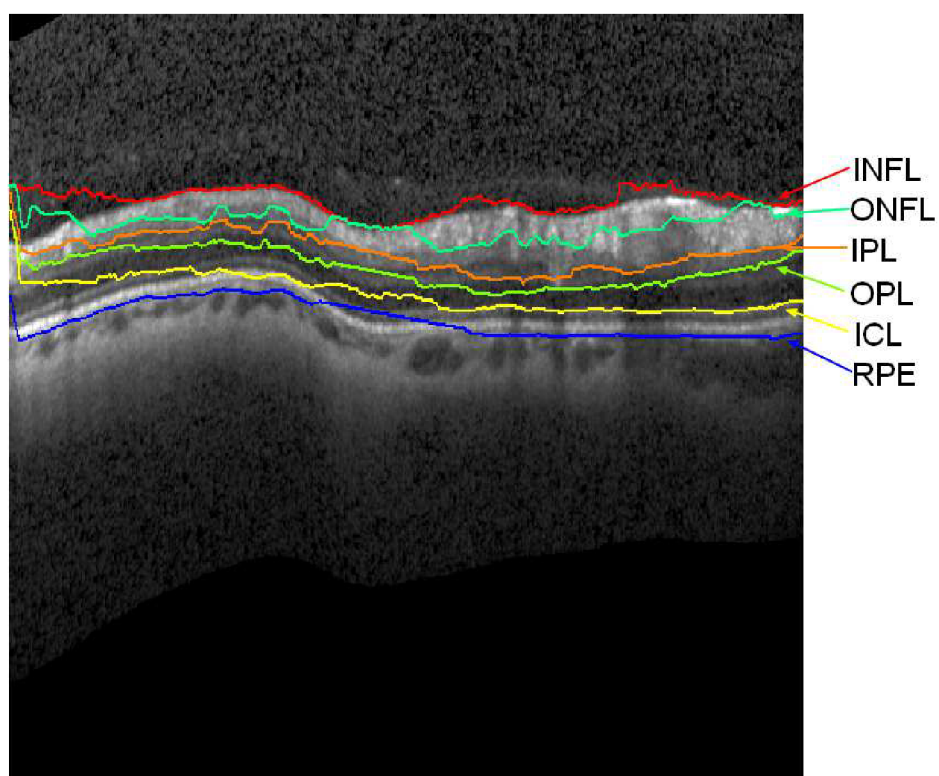
Obr. 4.1: Snímek po automatické segmentaci vrstev sítnice programem OCTSEG



Obr. 4.2: Snímek po manuální korekci automatické segmentace

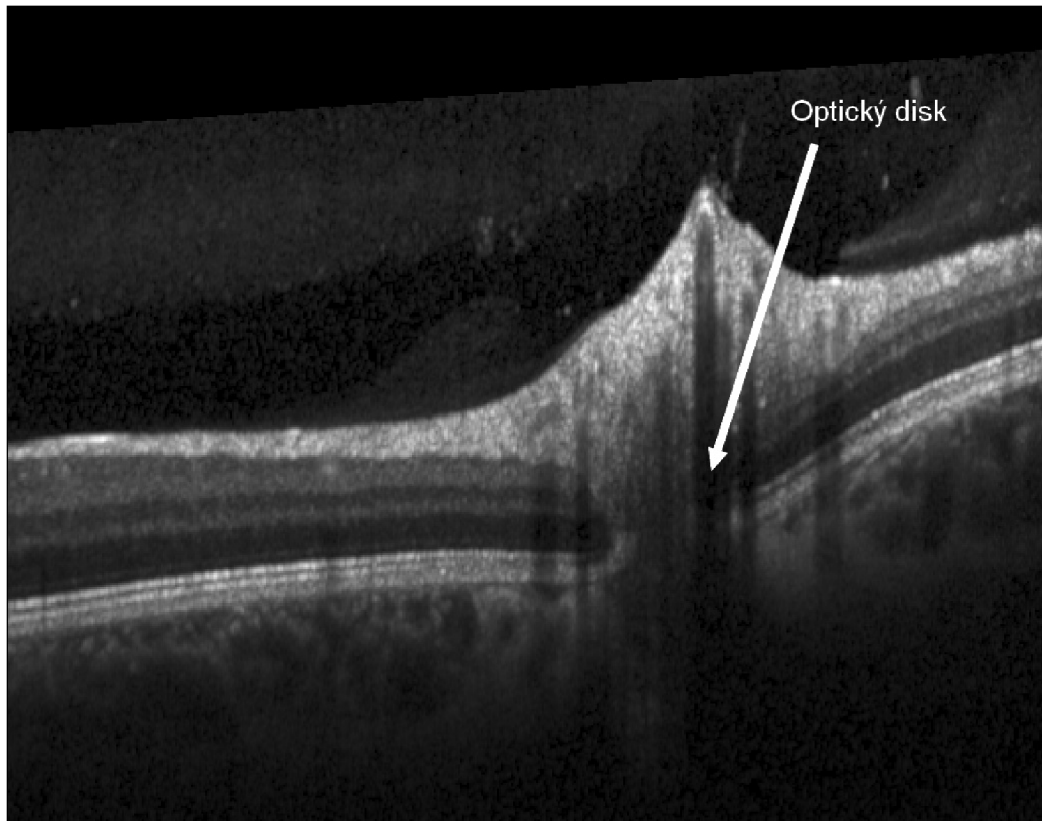


Obr. 4.3: Snímek po velmi přesné automatické segmentaci



Obr. 4.4: Snímek po automatické segmentaci s nutností manuální korekce





Obr. 4.5: Přerušení vrstev ve snímku v místě optického disku

## 5 VYTVOŘENÍ 2D PROJEKČÍ A DETEKCE CÉV

Pro vytvoření 2D projekcí je nejdříve pomocí skriptu `extrakce_tloustky.m`<sup>1</sup> extrahována tloušťka v předchozím kroku segmentovaných zájmových vrstev sítnice. Tato data vypovídají o tloušťce a umístění segmentované vrstvy a jsou dále zpracovávána v prostředí Matlab několika způsoby. Následně jsou vytvořeny 2D projekce sítě cév ve zvolené vrstvě sítnice pro daný způsob zpracování.

### 5.1 Realizace 2D projekcí v prostředí Matlab

Nejprve jsou pomocí skriptu `octread.m`<sup>2</sup> načtena data souboru. Skript primárně umožňuje zobrazení jednotlivých B-skenů a jejich pozic v SLO obraze. Pro účely dalšího zpracování však není toto zobrazení podstatné. Z dat načtených skriptem je počítán průměr a medián nebo jsou vybírána minima a maxima způsobem popsáním v následujících podkapitolách. Následuje umístění hodnot pro jednotlivé B-skeny na pozice v SLO obraze, interpolací těchto hodnot se poté doplní hodnoty pro vytvoření projekce v rozměrech části, v níž byly nasnímány B-skeny.

Interpolace pro chybějící hodnoty je provedena pomocí matlabovské funkce `interp1` s využitím metody kubické interpolace `splajnem`. Jedná se o řešení lineárního troj diagonálního systému popisem koeficientů mnoha kubických polynomů, které tvoří interpolační splajn. Metoda volá tři funkce `ppval`, `mkpp` a `unmkpp`, které umožňují práci po částech polynomů. Funkce `ppval` hodnotí část polynomu, `mkpp` vytváří část polynomu a `unmkpp` získává údaje o částech polynomů.

#### 5.1.1 Metoda zprůměrování a mediánu

V těchto metodách je nejdříve načten příslušný B-sken, u něhož se vypočítá průměr či medián z hodnot, jež jsou ohraničeny hodnotami na pozicích získaných segmentací zájmových vrstev sítnice.

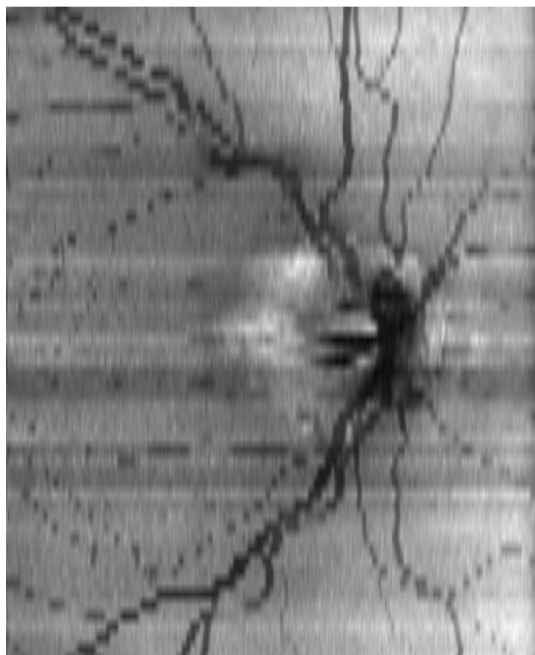
Pro daný B-sken je vytvořen 1D signál, jehož píky nízkých hodnot vypovídají o pozici cévy. Poskládáním jednorozměrných signálů vznikne obraz sítě cév ve snímku z OCT. Protože však jednotlivé B-skeny spolu v SLO obraze přímo nesousedí je nutné chybějící hodnoty interpolovat.

---

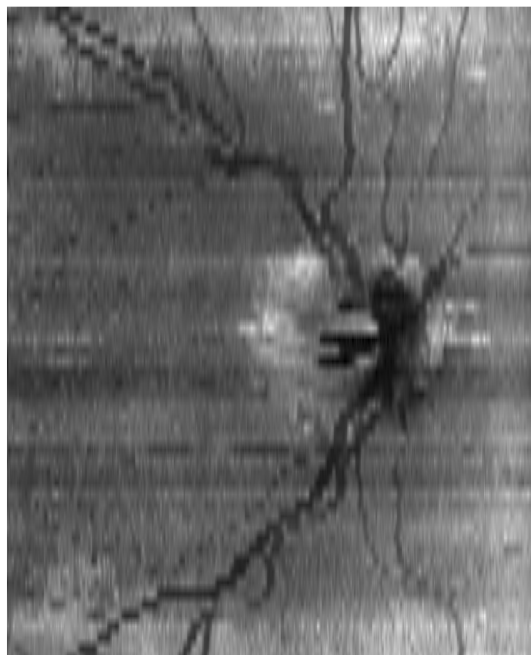
<sup>1</sup> Skript vytvořený Ing. Janem Ostrčilíkem a doc. Ing. Radimem Kolářem, PhD.

<sup>2</sup> Skript vytvořený Ing. Janem Ostrčilíkem a doc. Ing. Radimem Kolářem, PhD

Na Obr. 5.1 a Obr. 5.2 jsou zobrazeny 2D projekce souboru 71084 pro obě metody.



Obr. 5.1: Projekce 2D, metoda  
zprůměrování



Obr. 5.2: Projekce 2D, metoda mediánu

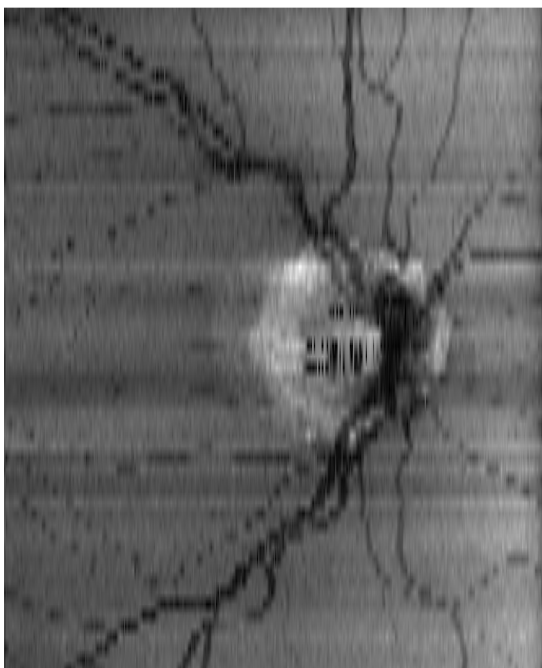
### 5.1.2 Metoda minim a maxim

V obou metodách je v každém B-skenu vybráno minimum či maximum z hodnot pixelů ohraničených pozicemi získanými ze segmentace zájmových vrstev. Vznikne 1D signál, jehož nízké píky označují pozici cévy.

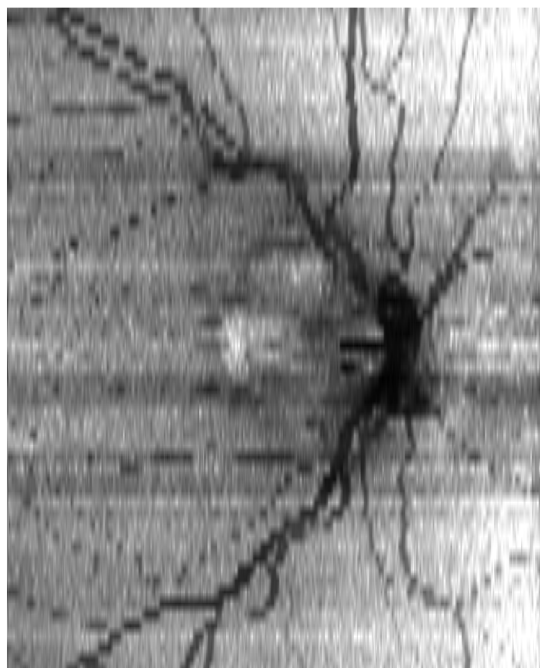
Minimy či maximy daného B-skenu je vytvořen 1D signál, v němž jsou pozice cév vyznačeny nízkými píky. Poskládáním těchto signálů a interpolací pro hodnoty mezi jednotlivými B-skeny je vytvořena 2D projekce.

Projekce metodou minim a maxim pro soubor 71084 jsou na Obr. 5.3 a Obr. 5.4.





Obr. 5.3: Projekce 2D, metoda minim



Obr. 5.4: Projekce 2D, metoda maxim

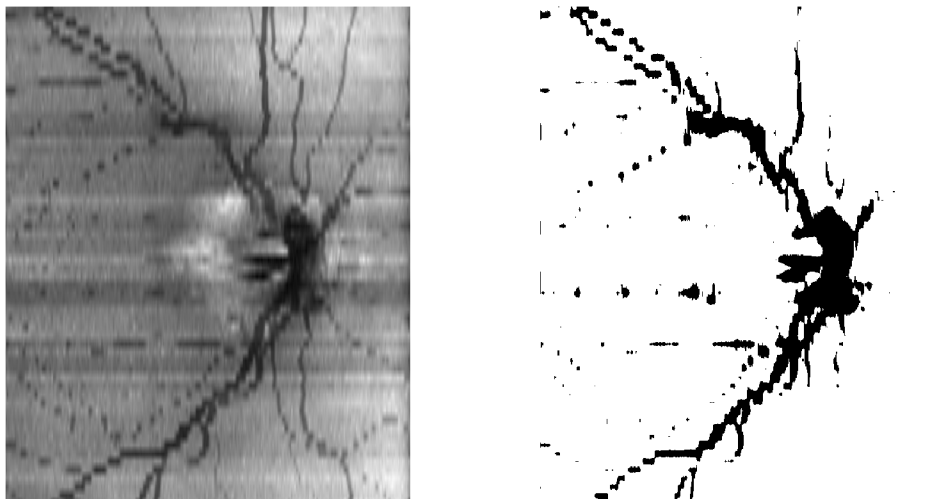
## 5.2 Detekce cév ve 2D projekcích

Detekce cév je prováděna několika algoritmy. Z nichž první pouze ve 2D projekci hodnotí většinové procento největších hodnot jako nezajímavé, zbývající menší hodnoty označuje jako cévy a vytváří tak černobílý obraz sítě cév.

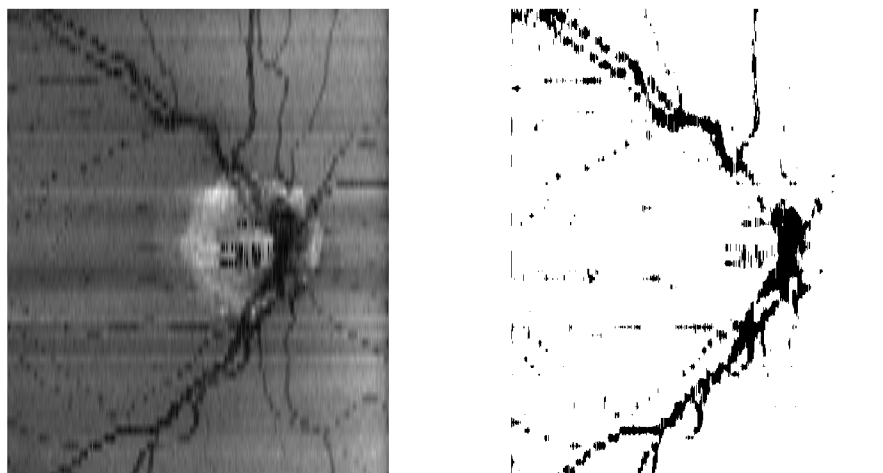
Druhý algoritmus počítá se všemi vytvořenými projekcemi souboru. Vytváří dva obrazy detekce cév. První je vytvořen pouze sečtením 2D projekcí. Pro vytvoření druhého obrazu se počítá s potlačením šumu na pozadí. Mediánovou filtrací se získá složka pozadí, která je následně odečtena od projekce. Výsledný obraz je barevně invertován- cévy jsou světlé.

## 6 VÝSLEDKY SEGMENTACE

V rámci práce byly navrženy 4 algoritmy pro vytvoření 2D projekcí. V daných 2D projekcích byla v černé a bílé zobrazena síť cév daného snímku. Na Obr. 6.1 a Obr. 6.2 vidíme, že detekce byla úspěšnější pro velké cévy. Zároveň je vidět, zahrnutí šumu z pozadí projekce a falešně pozitivnímu detekování cévy.

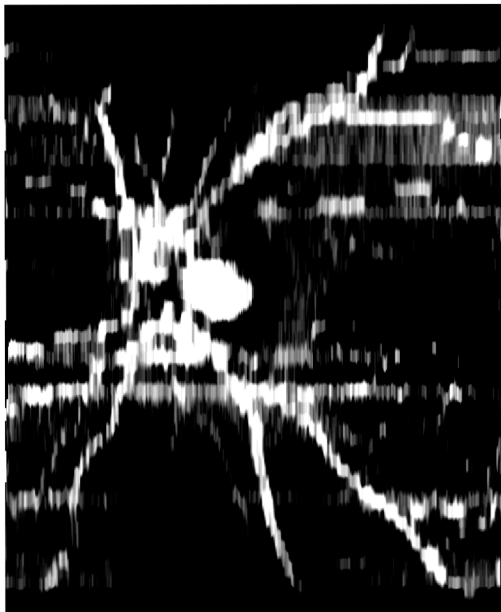


Obr. 6.1: Porovnání 2D projekce metodou zprůměrování (vlevo) a segmentovaných cév z této projekce (vpravo) pro soubor 71084



Obr. 6.2: Porovnání 2D projekce metodou minim (vlevo) a detekcí cév z této projekce (vpravo) pro soubor 71084

Výsledky detekce cév druhým algoritmem jsou na následujících obrázcích. Na Obr. 6.3 je výsledek detekce s filtrací složky pozadí i přesto se však šum z pozadí při detekci projevil. Obr. 6.4 ukazuje detekci cév součtem projekcí.



Obr. 6.3: Detekce cév s filtrací složky pozadí



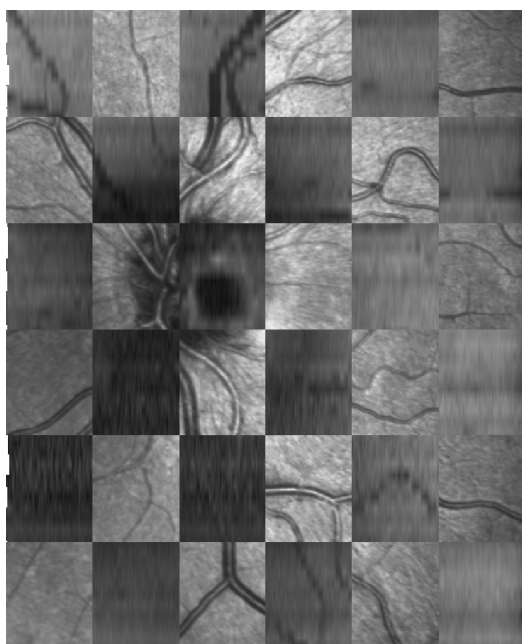
Obr. 6.4: Detekce cév součtem projekcí

## 7 ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ

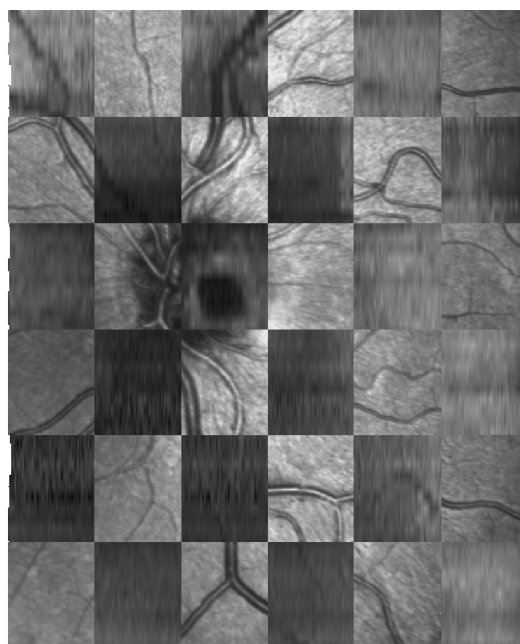
Zobracení cév ve 2D projekcích je pro velké cévy poměrně přesné. Menší cévy, jež byly detekovány mají většinou posunutou pozici, nejmenší cévy v 2D projekcích nebyly zobrazeny vůbec. V některých případech může být určen šum na pozadí za části cévy či naopak vysoký šum zabraňuje určení cévy. Porovnání zobrazení cév ve 2D projekcích s SLO obrazem vidíme pro stejný soubor na Obr. 7.1 až Obr. 7.4.

Jako nepřesnější se jeví zobrazení cév ve 2D projekci vytvořené metodou zprůměrování Obr. 7.5. Při porovnání s ostatními metodami se při ní podařilo detekovat i menší cévy. Pro porovnání metoda mediánu Obr. 7.6.

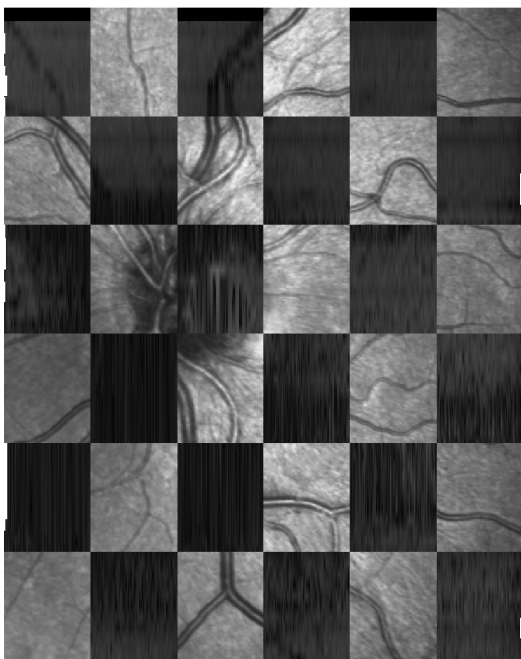
Nejméně přesnou metodou zobrazení cév je metoda minim, kde se projevuje velký šum na pozadí. Kvůli tomuto šumu jsou rozpoznatelné pouze největší cévy Obr. 7.3.



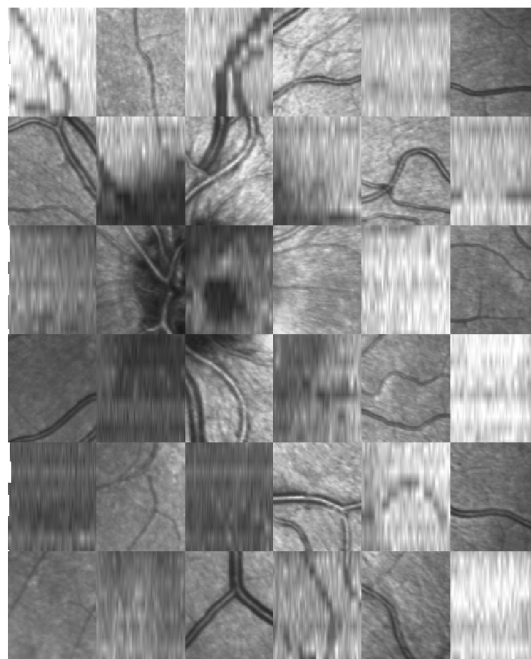
Obr. 7.1: Porovnání detekce cév v projekci 2D metodou zprůměrování se snímkem SLO



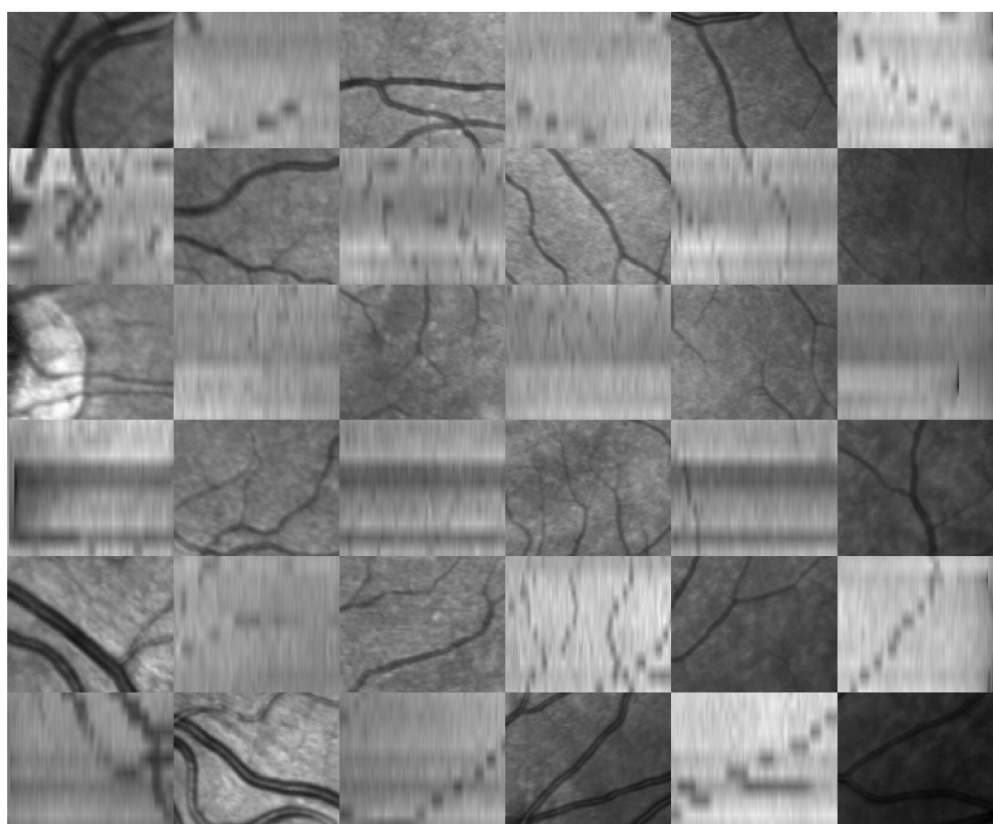
Obr. 7.2: Porovnání detekce cév v projekci 2D metodou mediánu se snímkem SLO



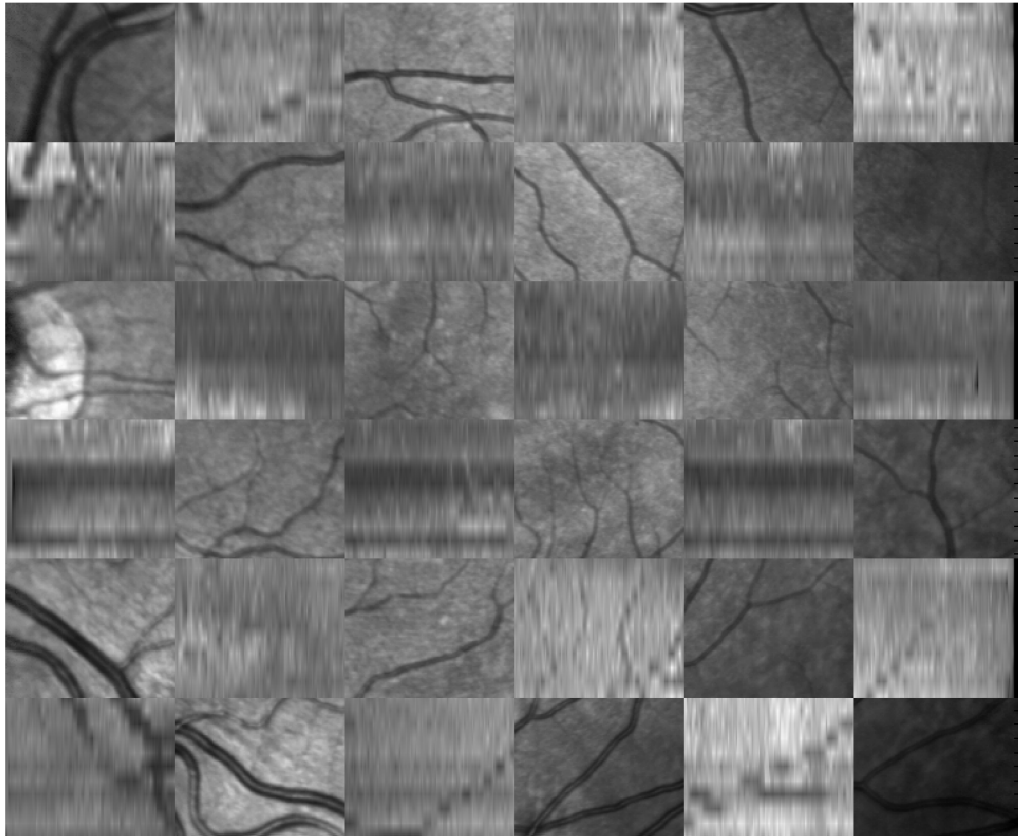
Obr. 7.3: Porovnání detekce cév v projekci  
2D metodou minim se snímkem  
SLO



Obr. 7.4: Porovnání detekce cév v projekci  
2D metodou maxim se snímkem  
SLO

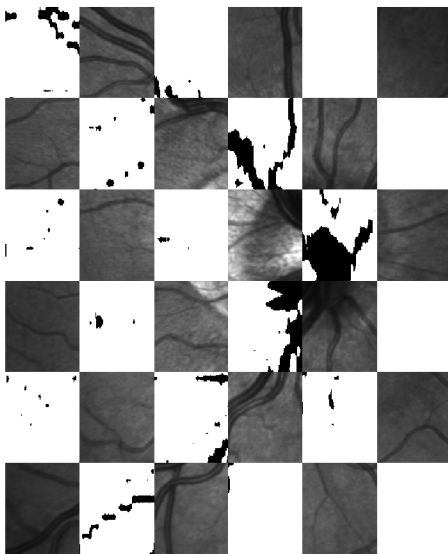


Obr. 7.5: Porovnání detekce cév v projekci metodou zprůměrování a SLO obrazu

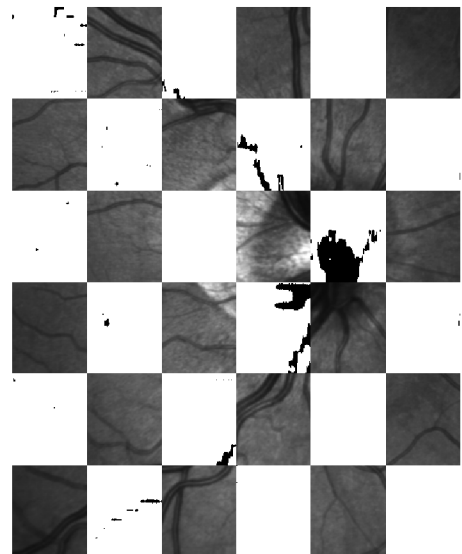


Obr. 7.6: Porovnání detekce cév v projekci metodou mediánu a SLO obrazu

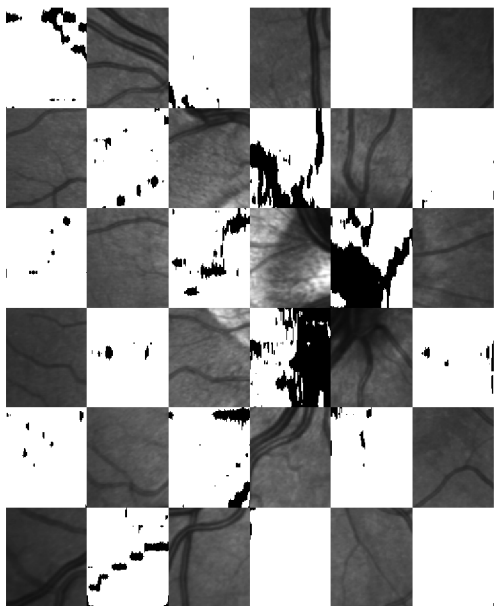
Segmentace cév ze 2D projekcí byla málo úspěšná. Ani detekce velkých cév nebyla zcela přesná, menší cévy nebyly detekovány vůbec. Porovnání úspěšnosti detekce z jednotlivých projekcí a SLO obrazem z přístroje je na Obr. 7.7 až Obr. 7.10.



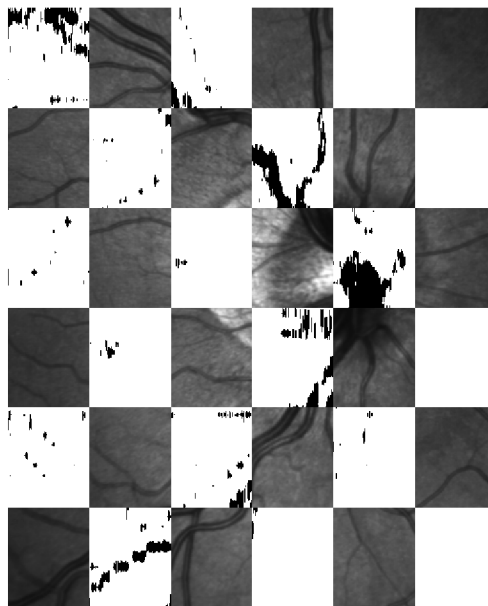
Obr. 7.7: Úspěšnost detekce cév ve 2D projekci metodou zprůměrování



Obr. 7.8: Úspěšnost detekce cév ve 2D projekci metodou mediánu



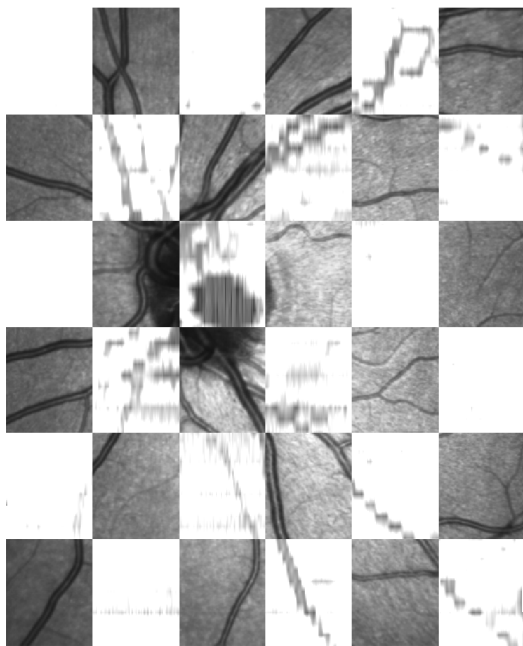
Obr. 7.9: Úspěšnost detekce cév ve 2D projekci metodou maxim



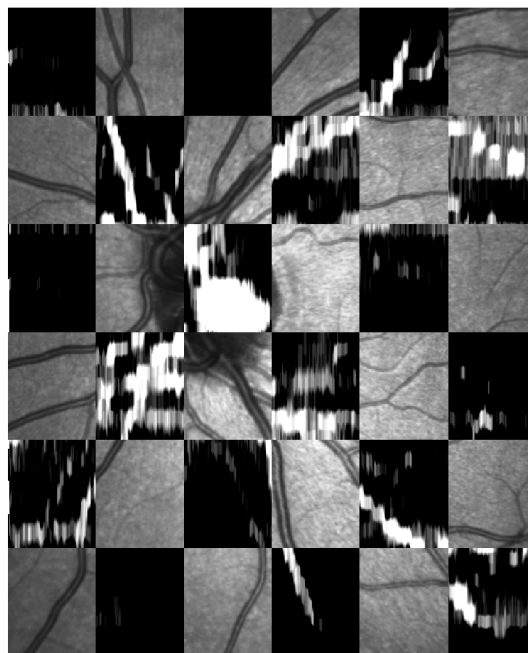
Obr. 7.10: Úspěšnost detekce cév ve 2D projekci metodou minim

Jako neúspěšnější se jeví detekce cév ve 2D projekci metodou maxim. Kdy byly relativně dobře určeny všechny velké cévy a v porovnání s ostatními metodami došlo i k částečné detekci menších cév.

Při detekci druhým algoritmem byla detekce opět úspěšnější pouze pro velké cévy, malé cévy nebyly detekovány vůbec. Při srovnání ze snímkem SLO vidíme, že detekce s filtrací složky pozadí Obr. 7.12, byla o něco málo úspěšnější než detekce pouhým součtem projekcí Obr. 7.11. Ve druhém případě si můžeme všimnout, že nebyly detekovány ve větší vzdálenosti od optického disku ani některé větší cévy



Obr. 7.11: Úspěšnost detekce cév součtem projekcí



Obr. 7.12: Úspěšnost detekce cév s filtrací složky pozadí



## 8 ZÁVĚR

Práce se zabývá teorií optické koherentní tomografie, principem jejího zobrazování ve 2D i 3D objemech, využitím OCT všeobecně a zejména pak v oftalmologii. Dále seznamuje s anatomickou strukturou oka a sítnice a oblastmi jim korespondujícími ve snímcích z optické koherentní tomografie a zaměřuje se na postup pro segmentaci vrstev sítnice a cév.

Při tvoření práce byla provedena automatická segmentací vrstev sítnice programem OCTSEG na poskytnutých datech s následnou manuální korekcí, kterou program umožňuje. Manuální korekce je velmi subjektivní. Následně byly vysegmentované vrstvy sítnice dále použity pro vytvoření 2D projekcí cévního řečiště v sítnici. Pro vytvoření 2D projekcí se použily čtyři metody, vytvoření je realizováno jedním skriptem, který postupně vytvoří všechny čtyři projekce. Jako nejpřesnější 2D projekce se projevila projekce vytvořená metodou zprůměrování.

Na konec se jednoduchými algoritmy ve 2D projekcích detekovala síť cév. Tato detekce však nebyla velmi úspěšná. Neúspěšnost je zapříčiněna především jednoduchostí algoritmu a velkým šumem na pozadí 2D projekcí. Pro obrazy s malým kontrastem detekce prvním algoritmem zcela selhala. Nejlepší detekce se dosáhlo z 2D projekcí vytvořených metodou maxim.

Detekce cév druhým algoritmem probíhala ze všech 2D projekcí. Podle očekávání byla úspěšnější než předchozí detekce, avšak ani při této detekci nedošlo k detekci všech cév, byly detekovány pouze velké cévy. Porovnání proběhlo na 10 souborech OCT dat.

# LITERATURA

- [1] BOPPART, S. A. *Optical coherence tomography: Technology and applications for neuroimaging*. Psychophysiology. 2003, vol. 40, issue 4, s. 529-541. DOI: [http://dx.doi.org/10.1007/springerreference\\_3137](http://dx.doi.org/10.1007/springerreference_3137)
- [2] FERCHER, A. F. et al *Optical coherence tomography- principles and applications Reports on Progress in Physics* [online]. 2003-02-01, vol. 66, issue 2, s. 239-303 [cit. 2013-11-15]. DOI: 10.1088/0034-4885/66/2/204. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/RoPP/66/239>
- [3] FUJIMOTO, J. G. et al *Optical Coherence Tomography: An Emerging Technology for Biomedical Imaging and Optical Biopsy*. Neoplasia [online]. 2000, vol. 2, 1/2, s. 9-25 [cit. 2013-11-15]. DOI: <http://dx.doi.org/10.1038/sj.neo.7900071>. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1531864/>
- [4] HLOŽÁNEK, M. a BRŮNOVÁ, B.. *Přístrojová technika v oftalmologii* [online]. 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, 2006, 28 s. [cit. 2013-12-27]. ISBN 80-902-1609-9. Dostupné z: <http://www.e-vitreo.zrak.cz>
- [5] KIRIČENKOVÁ, L. *Diagnostické zobrazovací metody v oftalmologii*. [s.l.], 2008. 61 s. MASARYKOVA UNIVERZITA V BRNĚ. Vedoucí bakalářské práce MUDr. Tomáš Jurečka, Ph.D.
- [6] KUČYŇKA P et al. *Oční lékařství* 1.vyd. Praha: Grada publishing, 2007, 812 s. ISBN 978-80-247-1163-8.
- [7] MAJER M., *OCTSEG* Erlangen-Nürnberg: Friedrich- Alexander Universität, Technische Fakultät 2011-2012 [online] dostupné z: <http://www5.cs.fau.de/en/research/software/octseg/>
- [8] NIEMEIJER, M. et al *Vessel segmentation in 3D spectral OCT scans of the retina*. Proc. of SPIE. 2008, vol. 6914, 69141R, 69141R-69141R-8. DOI: 10.1117/12.772680.
- [9] ROKYTA, R. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, ošetrovatelství, přírodovědných, pedagogických a tělovýchovných oborech*. 2., přeprac. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2008, 426 s. ISBN 80-866-4247-X
- [10] SPECTRALIS, Spectralis Viewing Module, Document revision 3.2-1E, June 2008, © Heidelberg Engineering GmbH 2008, Germany, Art. No. 97 175-001
- [11] XU, J. et al Blood vessel segmentation with three-dimensional spectral domain optical coherence tomography [patent]. WO 2010/138645 A2. Uděleno 2010

## SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

1D	jednorozměrný
2D	dvourozměrný
3D	trojrozměrný
FT	Fourierova transformace
HT	Hilbertova transformace
ICL	vnitřní kolagenní vrstva
INFL	vrstva vnitřních nervových vláken
IPL	vnitřní plexiformní vrstva
LCI	nízkokoherentní interferometrie
OCT	optická koherentní tomografie
ONFL	vrstva zevních nervových vláken
OPL	zevní plexiformní vrstva
RPE	retinální pigmentový epitel
RZ	referenční zrcadlo
SLO	(konfokální) laserový skenovací oftalmoskop