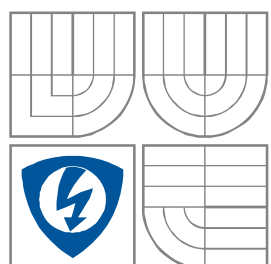


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V
BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A
KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

REGISTRACE AUTOFLUORESCENČNÍCH OBRAZŮ SÍTNICE

REGISTRATION OF THE AUTOFLUORESCENCE IMAGES

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. František Říha

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. Radim Kolář, Ph.D.

BRNO, 2008

LICENČNÍ SMLOUVA

POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: František Říha
Bytem: Lučice 203, 582 35
Narozen/a (datum a místo): 24. září 1983 v Havlíčkově Brodě

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

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

Čl. 1

Specifikace školního díla

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

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

Název VŠKP: Registrace autofluorescenčních obrazů sítnice

Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Radim Kolář, Ph.D.

Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství

Datum obhajoby VŠKP: _____

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

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

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

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

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

Článek 3

Závěrečná ustanovení

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

V Brně dne: 30. května 2008

.....
Nabyvatel

.....
Autor

ABSTRAKT

Autofluorescenčních obrazů sítnice, které se snímají konfokálním laserovým skenovacím oftalmoskopem (HRA, Heidelberg Retina Angiograph), se využívá k diagnostice glaukomového onemocnění. Glaukom je nemoc, při které dochází k postupnému poškození zrakových nervů, a to vede ke zhoršování zraku a může dojít až k úplnému oslepnutí. Systémem HRA se získá sada obrazů sítnice, kde každý obraz představuje určitou část sítnice. Z těchto obrazů se pak skládá tzv. kompozitní snímek, který pokrývá snímanou oblast sítnice. V našem případě se jedná o okolí optického disku. V této práci jsou představeny metody registrace obrazů založené na globální podobnostní funkci nebo na detekci významných značek. Významné značky jsou detekovány v místech větvení krevního řečiště.

Klíčová slova:

Autofluorescenční obraz; Konfokální laserový skenovací oftalmoskop (HRA); Registrace obrazů; Globální podobnostní funkce; Detekce významných značek

ABSTRACT

The autofluorescence images of the retina, which are obtained by laser scanning confocal ophthalmoscope Heidelberg Retina Angiograph (HRA), are used for early glaucoma diagnosis. Glaucoma is caused by gradual damage of the optic nerves, which leads to the failing of eyesight and can even cause its complete loss. HRA system is used to obtain a set of retinal images, where every image represents certain segment of retina. This thesis describes image registration methods for retinal image mosaicing. The tested registration methods are based on the global function of similarity or the landmarks detection. As landmarks, the blood vessel bifurcations are considered.

Key words:

Autofluorescence image; Heidelberg Retina Angiograph (HRA); Image registration; Global function of similarity; Landmarks detection;

Bibliografická citace:

ŘÍHA, F. *Registrace autofluorescenčních obrazů sítnice*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 70 str. Vedoucí diplomové práce Ing. Radim Kolář, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Registrace autofluorescenčních obrazů sítnice jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 30. května 2008

.....
podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Radim Kolář, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce. A také děkuji své rodině za potřebnou podporu během mého vysokoškolského studia.

V Brně dne 30. května 2008

.....
podpis autora

Seznam symbolů a zkratk

Zkratka	Název
HRA2	Konfokální laserový skenování oftalmoskop
ir	Obraz pořízený v infračerveném modu
af	Obraz pořízený v autofluorescenčním modu
BMP	Obraz ve formátu Windows bitmap
SAVD	Součet absolutních hodnot rozdílů
SSD	Součet čtverců rozdílů
CC	Korelační koeficient
MI	Vzájemná informace
ICP	Iterative Closest Point
FA	fluorescenční angiografie

OBSAH

Úvod.....	11
1. Digitální obraz	12
2. Formát obrázků	13
3. Konfokální laserový skenovací systém.....	14
4. Popis struktury lidského oka.....	17
5. Registrace obrazů.....	19
5.1 Interaktivní metody	19
5.2 Korespondence hranic oblastí	20
5.3 Maximalizace (minimalizace) globální podobnosti.....	21
5.3.1 Součet absolutních hodnot rozdílů (SAVD)	21
5.3.2 Součet čtverců rozdílů (SSD)	21
5.3.3 Korelační koeficient (CC).....	21
5.3.4 Vzájemná informace (MI)	22
5.4 Registrace pomocí korespondencí značek	22
5.4.1 Metoda korekce nestejně intenzity pozadí obrazu	22
5.4.2 Metoda prahování	27
5.4.3 Morfologická metoda skeletizace	32
5.4.4 Metoda postupného prohledávání binárního obrazu.....	34
5.4.5 Registrace obrazů pomocí nalezených korespondenčních značek	36
5.4.6 Registrace obrazů pomocí transformace posunutí a rotace	38
6. Struktura programu a výsledky registrace obrazů pomocí globální podobnosti	39
6.1 Součet absolutních hodnot rozdílů.....	39
6.2 Korelační koeficient.....	41
6.3 Vzájemná informace využívající 2D sdružených histogramů	42
7. Struktura programu a výsledky registrace obrazů pomocí korespondenčních značek.....	49
7.1 Korekce nestejně intenzity pozadí sítnice.....	49
7.2 Rastr obrazu a detekce významných cév	50
7.3 Výběr dílčích obrazů.....	52
7.4 Skeletizace	52
7.5 Detekce větvení cév	54
7.6 Test na umělém obraze	56
7.7 Registrace obrazů pomocí nalezených korespondenčních značek	58
7.8 Metoda využívající algoritmus ICP	62
8. Úprava obrazu do 3D prostoru.....	64
Závěr	67
Použitá literatura:	68
Příloha.....	69

Úvod

Konfokální laserový skenovací oftalmoskop (HRA2 , Heidelberg Retina Angiograph) [1] se používá k snímání autofluorescenčních a infračervených obrazů sítnice. Jev autofluorescence vykazuje pigment lipofuscin, který se věkem hromadí v lidských buňkách. Osvítíme-li sítnici (zaměřujeme se především na optický disk a jeho okolí) laserovým paprskem s vlnovou délkou 488 nm, dojde k zmiňovanému jevu. Zvýšená koncentrace pigmentu lipofuscinu v epitelu sítnice vede k zhoršení funkce buněk a následně k glaukomovému onemocnění. Glaukom je nemoc, při které dochází k postupnému poškozování zrakových nervů, a to vede ke zhoršování zraku a může dojít až k úplnému oslepnutí. Vývoj glaukomového onemocnění je velice pomalý (několik let), proto je člověk schopen změnu svého vidění registrovat až v pokročilém stadiu onemocnění, kdy je léčba velice komplikovaná a v některých případech již nemožná. Je velice důležité, aby se glaukomové onemocnění diagnostikovalo včas, pak lze toto onemocnění výrazně potlačit.

K poškození zrakového nervu dochází několika způsoby, může být způsobeno vysokým nitroočním tlakem, který se projevuje tlakem na nervy. Tlak uvnitř oka je ovlivněn rovnováhou mezi tvorbou a odtokem nitrooční tekutiny. Nitrooční tlak není u všech lidí stejný. Je zajímavé, že tlak bezpečný pro jednoho pacienta, může u jiného vyvolat poškození zrakového nervu. Dalším způsobem onemocnění může být nedokonalé prokrvování sítnice oka, které vede k nedostatečné výživě nervů a k jejich omezené funkci. Další možností, proč k poškození zrakového nervu dochází, souvisí s tím, že umírající buňky vylučují toxické látky a tak kontaminují sousední buňky.

Systémem HRA2 se získá sada obrazů sítnice, kde každý obraz představuje určitou část sítnice. Z těchto obrazů se pak skládá tzv. kompozitní snímek, který pokrývá snímanou oblast sítnice. V našem případě se jedná o okolí optického disku. K vytvoření kompozitního snímku se používají metody pro registraci obrazů, které jsou založeny na globální podobnostní funkci a na detekci významných značek v jednotlivých snímcích. Významné značky jsou detekovány v místech větvení krevního řečiště. V této práci je představen program vytvořený v programovacím jazyku Matlab, který provádí registraci dílčích snímků s cílem vytvořit kompozitní (panoramatický) snímek.

1. Digitální obraz

Digitální obraz lze definovat jako dvourozměrnou funkci $f(x,y)$, kde hodnota funkce f udává intenzitu na pozici obrazu určené prostorovými souřadnicemi (x,y) . Jednotlivé body dané prostorovými souřadnicemi se nazývají pixely. Digitální obraz je vyjádřen diskretním polem pixelů.

Digitální obraz se získává z analogové formy obrazu vzorkováním prostorových souřadnic, které ovlivňují prostorovou rozlišovací schopnost, a kvantováním intenzity na jednotlivých pixelech, která určuje energetickou rozlišovací schopnost. Prostorová rozlišovací schopnost udává, jak velké detaily scény bude možné systémem zobrazit. Energetická rozlišovací schopnost popisuje, jak velké rozdíly intenzity jednotlivých pixelů budou od sebe rozlišitelné.

Struktura dat v obraze

Data v digitálním obraze lze popisovat různými modely.

Binární model

V tomto modelu se jednotlivé pixely digitálního obrazu definují buď jako logická 1 nebo logická 0.

Šedotónový model

V tomto modelu nesou jednotlivé pixely digitálního obrazu informaci o intenzitě. Intenzity pixelů mohou postupně nabývat hodnot od černé až po bílou (různé odstíny šedé). Počet kvantovacích hladin určuje, na kolik úrovní intenzit bude obraz rozčleněn. U šedotónových obrazů se používá 256 kvantovacích hladin. Tomuto počtu kvantovacích hladin odpovídá osmibitové slovo, což je jeden byte.

2. Formát obrázků

Digitální obrazy použité v této práci mají formát BMP, který slouží k ukládání rastrové grafiky.

BMP (Windows Bitmap)

Obrázky ve formátu BMP jsou ukládány po jednotlivých poclech. Podle toho, kolik bitů je použito pro reprezentaci každého pixelu je možno rozlišit různé množství barev (tjz. barevná hloubka): 2 barvy (1 bit na pixel), 16 (4 bity), 256 (8 bitů), 65 536 (16 bitů), nebo 16,7 miliónů barev (24 bitů). Osmibitové obrázky mohou místo barev používat šedou škálu (256 odstínů šedi).

Výhodou tohoto formátu je jeho jednoduchost, a jeho volné použití není znemožněno patentovou ochranou. Díky tomu jej dokáže snadno číst i zapisovat drtivá většina grafických editorů v mnoha různých operačních systémech.

Soubory ve formátu BMP většinou nepoužívají žádnou kompresi (přestože existují i varianty používající kompresi RLE- run-length encoding). Z tohoto důvodu jsou obvykle BMP soubory mnohem větší než obrázky stejného rozměru uložené ve formátech, které kompresi používají [2].

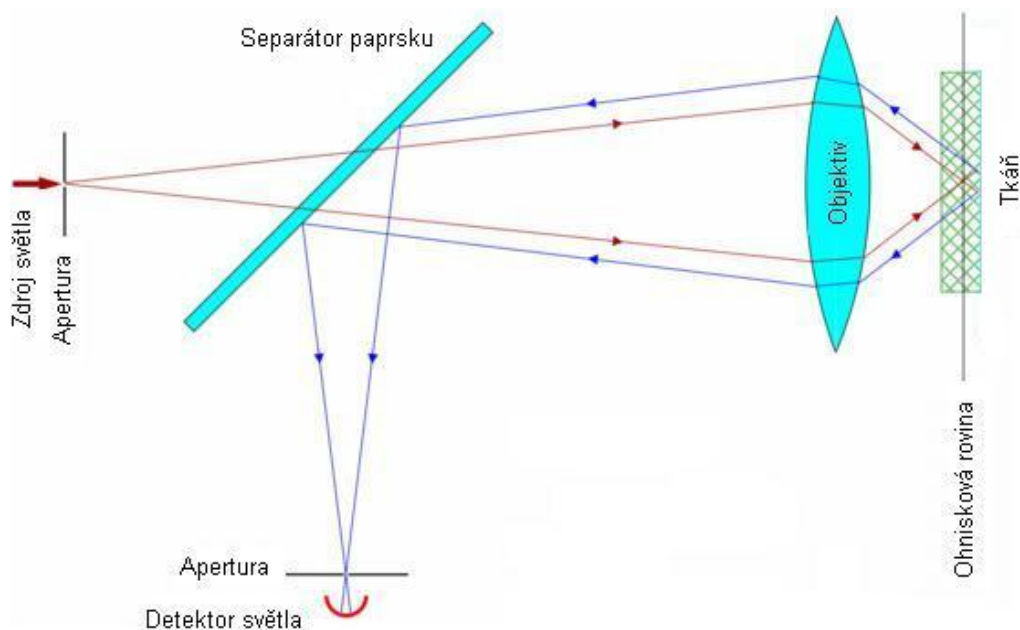
3. Konfokální laserový skenovací systém

(HRA2, Heidelberg Retina Angiograph)

Systém HRA2 pracuje v modu autofluorescenčním a v infračerveném [3]. V infračerveném modu se získá reflexní obraz sítnice, pomocí kterého se stanovuje hranice optického disku. Tyto obrazy sítnice se pořizují laserovým světlem o vlnové délce 820 nm. V autofluorescenčním modu jsou získány obrazy, které se využívají k detekci zón se zvýšenou autofluorencencí v okolí optického disku. Detekce těchto zón se využívá k diagnostice glaukomového onemocnění. V tomto modu se používá vlnová délka laserového světla 488 nm. V následujícím textu budou obrazy pořizené v infračerveném modu označovány ir a v autofluorescenčním modu af.

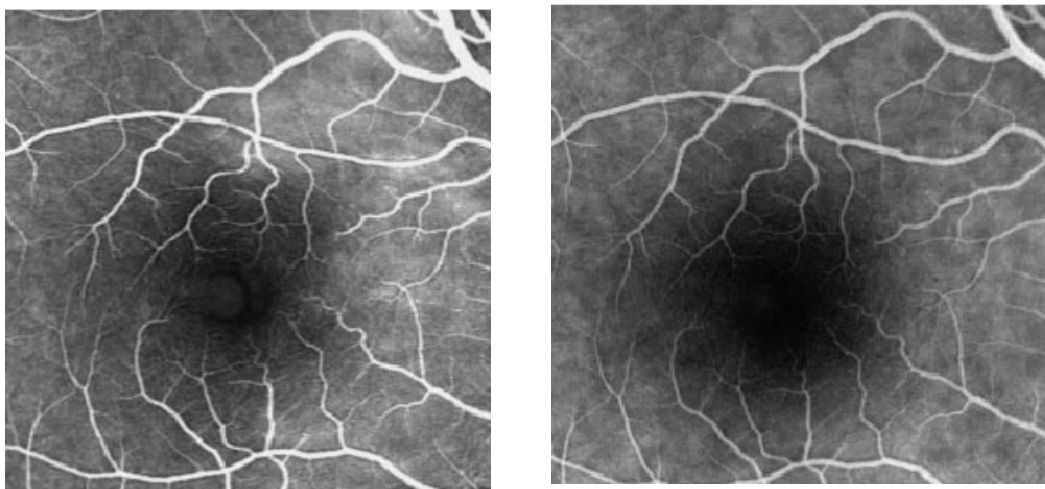
Popis funkce systému HRA2 pro získání af obrazů

Konfokální laserový skenovací systém slouží k získávání obrazů sítnice s velkým rozlišením. Pozadí oka je skenováno bod po bodu a výsledný obraz je rekonstruován pomocí počítače. U konfokálních laserových skenovacích systémů prochází laserový paprsek přes *pinhole* aperturu zdroje světla a poté je soustředěn objektivem do malého objemového elementu v ohnisku, který obsahuje vzorek s fluorescenční látkou [2]. Směs emitovaného světla od fluorescenční látky a odraženého světla z osvětleného bodu potom prochází zpět přes objektiv. Separátor paprsku slouží k oddělování směsi světla tak, že propouští pouze světlo vyzářené laserem a odráží světlo od fluorescenční látky do detektoru. Po průchodu aperturou je světlo detekováno foto-detekční jednotkou, která převádí světelný signál na elektrický, a ten je zpracováván počítačem.



Obr.3.1 Princip konfokálního laserového skenovacího systému [2]

Na obr. 3.1 je znázorněno, jak apertura detektoru brání průchodu tzv. mimoohniskovému světlu (to je fluorescenční světlo, které nepochází z ohniskové roviny čočky objektivu). Světelné paprsky z místa za ohniskovou rovinou se sbíhají před aperturou detektoru, takže převážná část těchto paprsků neprojde přes aperturu a nedostane se na detektor. Totožné je to se světlem z místa před ohniskovou rovinou, které se sbíhá za aperturou detektoru, takže převážná část tohoto světla je od ní odražena. Výše popsanou technikou se potlačí informace z mimoohniskové roviny, čímž se získá mnohem ostřejší obraz ve srovnání s konvenčními technikami. Na Obr. 3.2 je zřetelný rozdíl mezi oběma zmiňovanými technikami. Každý pixel výsledného obrazu je reprezentován detekovaným světlem z osvětleného objemového elementu. Výsledný obraz je získán skenováním pixel po pixelu. Konfokální laserový skenovací systém HRA2 zajišťuje, aby jas výsledného pixelu odpovídal intenzitě detekovaného fluorescenčního světla.



Obr. 3.2 a) Obraz získaný přístrojem HRA2. b) Obraz získaný konvenčním přístrojem pro zobrazování očního pozadí [2].

U systému HRA2 je zajištěno skenování ve směru horizontálním i vertikálním dvěma zrcadly. Tímto způsobem se získá čtvercové pole, které je možné nastavit na $10^\circ \times 10^\circ$, $20^\circ \times 20^\circ$, nebo $30^\circ \times 30^\circ$. Pro excitaci je použit argonový laser (488 nm) a emitované světlo je detekováno na vlnových délkách nad 500 nm [2].

Režim zobrazení pro fluorescenční angiografii FA (Fluorescein angiography) [2].

Velikost zorného pole [°]	30 x 30	20 x 20	15 x 15
Velikost snímku [pixels]	1536 x 1536	1024 x 1024	768 x 768
Max. frekvence obrazů [Hz]	5	7	9
Doba skenování / snímek [ms]	96 až 192		
Prostorové rozlišení [$\mu\text{m}/\text{pixel}$]	5		

Tab. 3.1: Vysoká prostorová rozlišovací schopnost.

Velikost zorného pole [°]	30 x 30	20 x 20	15 x 15
Velikost snímku [pixels]	768 x 768	512 x 512	384 x 384
Max. frekvence obrazů [Hz]	9	12,5	16
Doba skenování / snímek [ms]	48 až 96		
Prostorové rozlišení [$\mu\text{m}/\text{pixel}$]	10		

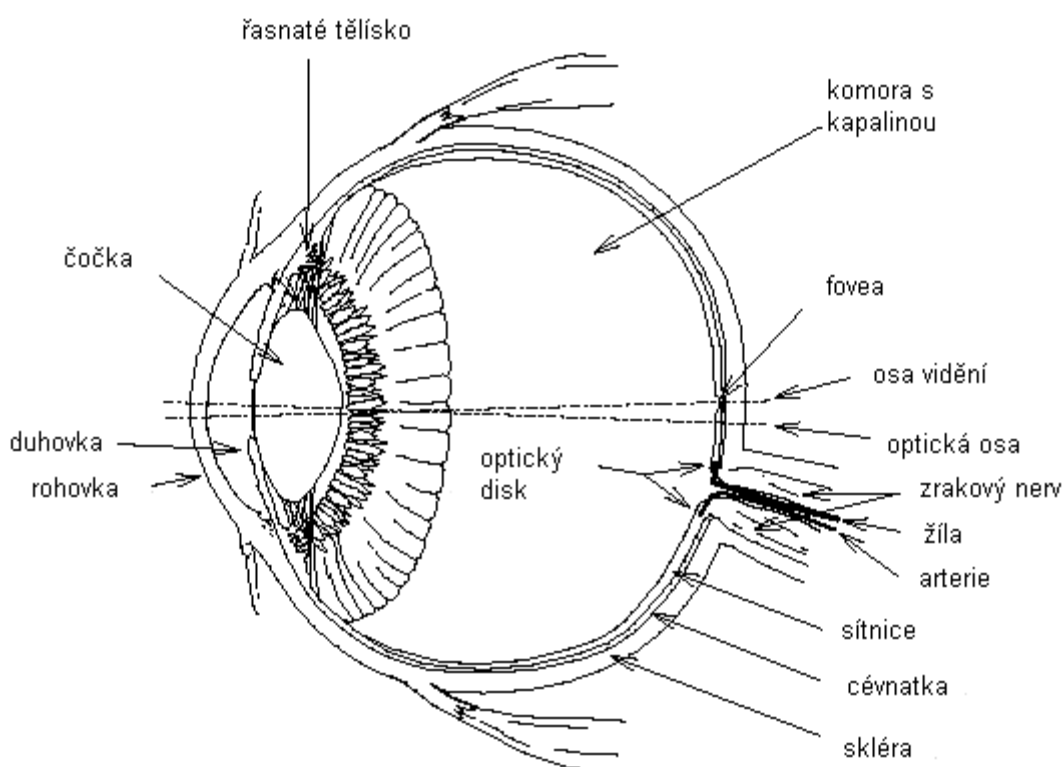
Tab. 3.2: Vysoká časová rozlišovací schopnost

Princip funkce systému HRA2 pro získání obrazů typu ir je obdobný jako u autofluorescenčního modu. Rozdíl je ve vlnové délce příslušného laseru. Prostorové rozlišení je u obou typů obrazů stejné.

V této diplomové práci bylo pracováno se třemi množinami dat. Každá množina se skládá z devíti snímků různých částí sítnice. Všechny tři množiny dat byly pořízené systémem HRA2 v autofluorescenčním modu. Zregistrováním těchto snímků se získá kompozitní panoramatický snímek sítnice. První množina dat obsahuje obrazy s nízkým zatížením šumu s vysokou ostrostí. Druhá množina dat obsahuje obrazy zatížené šumem a třetí množina dat se skládá z obrazů druhé množiny, které prošly filtrací na potlačení šumu.

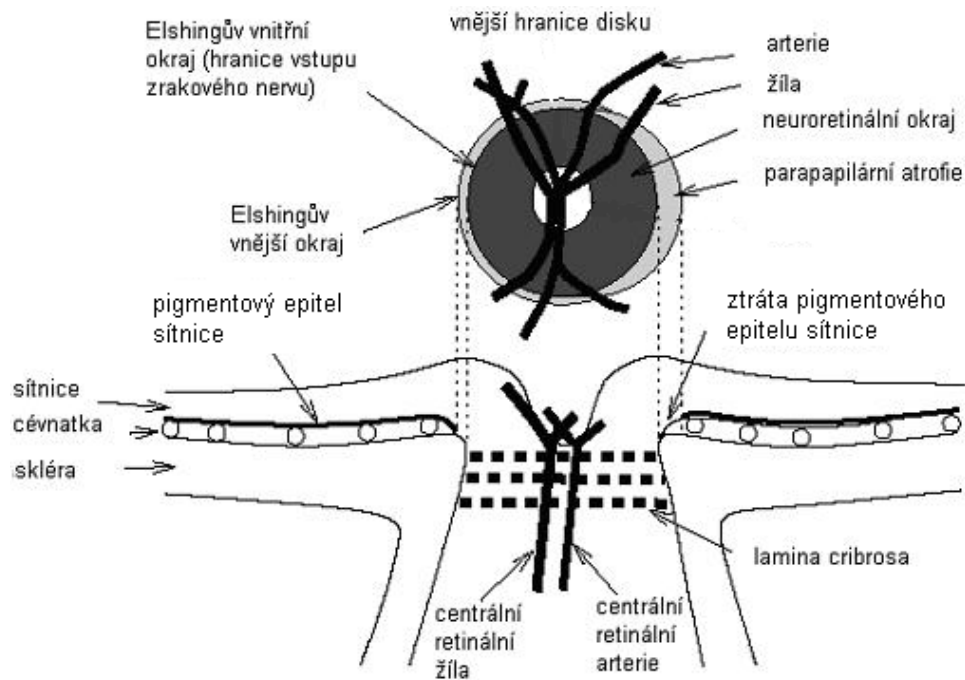
4. Popis struktury lidského oka

Struktura lidského oka se plně přizpůsobuje potřebě zaostřit paprsek světla na sítnici (lat. retina). Všechny části oka, přes které paprsek světla prochází, jsou průhledné, aby co nejvíce zabraňovaly rozptylu dopadajícího světla. Světlo vstoupí přes rohovku do oblasti vyplněné komorovou vodou a dopadá na čočku. Duhovka se pomocí svalů roztahuje a zužuje, čímž reguluje množství procházejícího světla. Pomocí svalů řasnatého tělíska je také regulována čočka, která zaostřuje paprsky, aby se sbíhaly přesně na sítnici, kde vytvářejí převrácený obraz. Celá zbývající oblast oka je vyplněna sklivcem, který udržuje v oku stálý tlak a tím i tvar.



Obr. 4.1 Popis jednotlivých částí lidského oka [2]

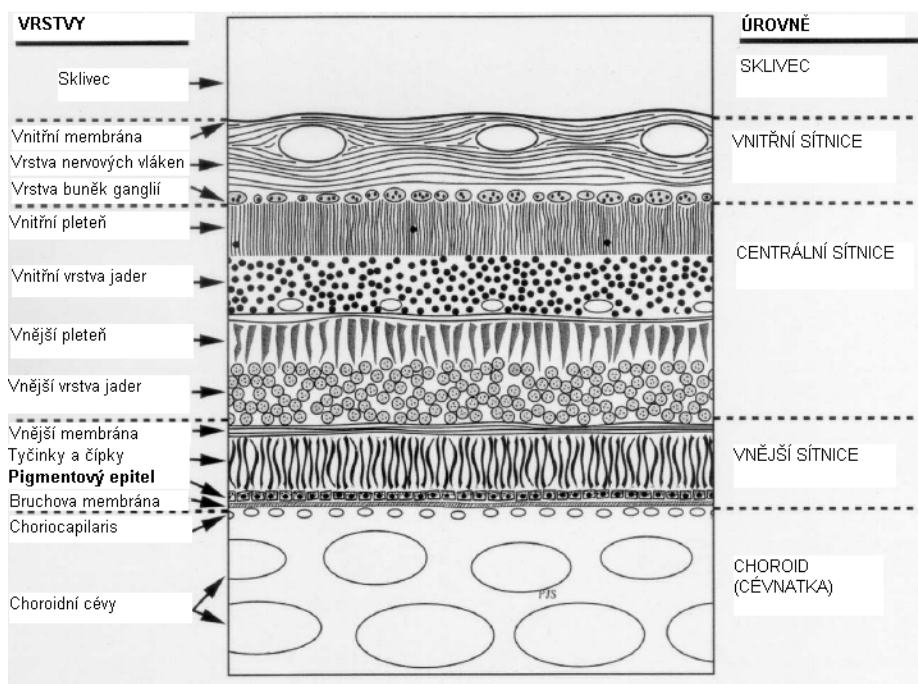
Zatímco optická soustava oka slouží k vytvoření obrazu, pak sítnice slouží k převedení obrazu na elektrické vzruchy, které se šíří nervovými vlákny do mozku. Sítnice je velmi komplikovaná vnitřně organizovaná struktura buněk, čípků a tyčinek, umístěná na zadní straně oka. Počet tyčinek je asi 125 milionů a umožňují vidění za šera, pohybu a periferní vidění. Počet čípků je mezi 6 a 7 miliony a jsou významné pro získání ostrého a přesného obrazu a pro rozlišování barev. Na okrajích sítnice je nejvíce tyčinek. V blízkosti středu sítnice jsou kromě tyčinek také čípky. Uprostřed zorného pole je na sítnici žlutá skvrna (fovea) obsahující pouze čípky. Žlutou skvrnu využíváme, chceme-li na něco přesně zaostřit. Kromě žluté skvrny je na sítnici slepá skvrna, kde vcházejí do oka zrakové nervy a krevní cévy, a nejsou zde žádné světlo citlivé prvky. Toto místo se někdy nazývá optický disk nebo papilla. Oblast optického disku je dána Elshingovým vnitřním okrajem.



Obr. 4.2 Znárodnění optického disku [2]

V oblasti parapapilární atrofie, která reprezentuje ztrátu pigmentového epitelu sítnice, dochází k akumulaci lipofuscinu (ve vrstvě nazývané pigmentový epitel sítnice, viz obr. 4.3) [2].

Tyčinky a čípky jsou umístěny na vnější straně sítnice. Tudíž světlo dopadající na sítnici musí projít skrz sítnici, než se dostane na světlo citlivé buňky. Elektrický signál vystupující z pigmentů sítnice musí před vstupem do mozku projít přes řadu dalších specializovaných buněk, kde je částečně zpracován.



Obr. 4.3 Struktura sítnice [2]

5. Registrace obrazů

Registrace (lícování) obrazů je definováno jako hledání optimální metody registrace, která slícuje body a objekty jednoho obrazu s odpovídajícími body a objekty druhého obrazu. Oba obrazy přitom představují pohled na stejný objekt, který ale mohl být pořízen v různých časech, nebo nebylo možné zobrazit celý objekt jedním snímkem a jde nám o to získat ucelený obraz z jednotlivých částí. Jednotlivé snímky sítnice se registrují k centrálnímu snímku. Tento centrální snímek se nachází uprostřed panoramatického obrazu tvořeném 3x3 mozaikou devíti snímků. Registrace snímků se realizuje transformací posunutí. Transformace posunutí lze popsat maticovým tvarem

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & a \\ 0 & 1 & b \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}$$

kde x, y jsou souřadnice bodu v prvním obraze, x', y' jsou souřadnice bodu ve druhém obraze a a, b udává posunutí mezi odpovídajícími si body.

Metody registrace

Podle způsobu jaký používáme, dělíme metody registrace na [4]:

- Interaktivní metody
- Korespondence hranic oblastí
- Maximalizace (minimalizace) globální podobnosti
- Registrace pomocí korespondencí značek

V následujícím textu budou jednotlivé metody rozebrány.

5.1 Interaktivní metody

Interaktivní metody se uplatňují především v případech, kdy jsou zobrazované objekty silně deformované, nebo jestliže mají malé velikosti překrývajících se oblastí. Tyto metody se provádějí pod vizuální kontrolou operátora. Operátor má za úkol umístit do obrazu značky a podle těchto značek se obrazy registrují.

5.2 Korespondence hranic oblastí

Základním předpokladem této metody je předzpracování obrazu, segmentace objektů v obrazech a stanovení jejich hranic, popis nalezených objektů a jejich klasifikace a registrace obrazů pomocí odpovídajících si objektů v obrazech.

Předzpracování obrazu

Digitální obraz snímané scény může být zkreslen díky způsobu snímání nebo kvůli nevhodným podmínkám při snímání. Pokud se dá charakter zkreslení určit, lze vhodnými korekcemi tuto chybu opravit. Samozřejmě záleží na požadavcích, jaké na předzpracovaný obraz vynakládáme. Pokud nám jde o zvýšení zrakového vjemu, je vhodné zvýraznit hrany v obraze, což ale také vede k zvýraznění šumu.

Základní metody předzpracování obrazu:

- jasové transformace
- geometrické transformace
- filtrace a ostření
- morfologické transformace

Segmentace

Základním předpokladem této metody je segmentace objektů v obrazech a stanovení jejich hranic. Segmentace je analýza obrazu, která informuje o obsahu zpracovávaných obrazových dat a vede k nalezení objektů v obraze. Za objekty se považují části obrazu, které jsou důležité pro registraci obrazů. Výsledkem analýzy by měla být skupina vzájemně se nepřekrývajících oblastí, které korespondují s objekty vstupního obrazu.

Popis obrazu

Popis nalezených objektů z předešlé segmentace je vstupní informací pro rozpoznání (klasifikaci) objektů. Existují dva základní způsoby přístupu. První je založen na kvantitativním přístupu, kde se hodnotí velikost objektu a počet objektů. Druhý přístup je založený na kvalitativním přístupu, kde jsou popisovány vzájemné vztahy mezi objekty a jejich tvarové vlastnosti.

Klasifikace

Klasifikace (rozpoznání obrazu) je důležitým krokem ve zpracování obrazu. Ve většině případů se jedná o zařazení objektů nalezených v obraze do skupiny předem známých tříd.

5.3 Maximalizace (minimalizace) globální podobnosti

Registrace obrazů touto metodou závisí na zvolení vhodného způsobu hledání globálního maxima nebo minima. Vyhodnocování algoritmů probíhá pouze na základě intenzit pixelů obsažených v obrazech. Výhodou této metody je, že se nemusí provádět segmentace a většinou ani výrazné předpracování obrazů.

Pomocí podobnostních funkcí získáme pro dané dva obrazy informaci o jejich vzájemné podobnosti. Optimální registrace je vždy dosaženo buď v globálním maximu funkce, nebo v jejím minimu.

Ukázka několika podobnostních funkcí:

5.3.1 Součet absolutních hodnot rozdílů (SAVD)

Toto kritérium je definováno vztahem:

$$SAVD(I, J) = \sum_i \sum_j |I(i, j) - J(i, j)| \quad (5.1)$$

kde I a J jsou registrované obrazy, $I(i, j)$ nebo $J(i, j)$ představuje prvek na pozici i, j v obraze.

Podobnostní funkce SAVD je relativně výpočetně nenáročná [4].

Obrázky jsou registrovány pro minimum funkce.

5.3.2 Součet čtverců rozdílů (SSD)

Toto kritérium vychází z předešlého kritéria a je definováno vztahem:

$$SSD(I, J) = \sum_i \sum_j (I(i, j) - J(i, j))^2 \quad (5.2)$$

proměnné ve vztahu jsou totožné s proměnnými z předcházejícího vztahu.

Optimální registrace je dosaženo opět v minimu funkce. Tato metoda je zde uvedena pouze z informativního hlediska.

5.3.3 Korelační koeficient (CC)

Vzájemná korelační funkce je definována vztahem:

$$CC(I, J) = \frac{\sum_i \sum_j (I(i, j) - I^*) (J(i, j) - J^*)}{\sqrt{\left(\sum_i \sum_j (I(i, j) - I^*)^2\right) \left(\sum_i \sum_j (J(i, j) - J^*)^2\right)}} \quad (5.3)$$

kde I^* a J^* jsou průměrné hodnoty v obrazech I a J . Funkce popisuje lineární závislost dvou souborů dat a nabývá hodnot v rozmezí $\langle -1, 1 \rangle$. Čím více se hodnota blíží jedné, tím lepší je registrace [5] [6] [7].

5.3.4 Vzájemná informace (MI)

Vzájemná informace (Mutual information) odhaduje obecnou tzn. nelineární závislost dvou souborů dat [8]. MI pohlíží na obrazy jako na náhodné veličiny, počítá s pravděpodobnostmi výskytu jasových hodnot v jednotlivých obrazech $p_I[I(i, j)]$ a $p_J[J(i, j)]$ a se sdruženou pravděpodobností $p_{IJ}[I(i, j), J(i, j)]$. Odhady pravděpodobností lze počítat jako odpovídající relativní četnosti, tedy jako 2D sdružený histogram. 2D sdružený histogram je určen akumulací párů intenzit z odpovídajících si pozic pixelů v obrazech.

Vzájemná informace je definována entropickým vztahem

$$MI(I, J) = -\sum_i \sum_j h(I(i, j)J(i, j)) \log h(I(i, j)J(i, j)) \quad (5.4)$$

kde $h(I(i, j)J(i, j))$ je 2D sdružený histogram

Optimální registrace obrazů je dosaženo v minimu funkce.

5.4 Registrace pomocí korespondencí značek

Tato metoda se provádí tak, že do registrovaných dat se zavedou dodatečné informace, například ve formě značek, které nám usnadní nalezení optimální registrace. Je vhodné využít jako registrační značky významná místa v obraze jako je např. větvení cévního řečiště. Aby bylo možné umístit korespondenční značky do míst větvení cévního řečiště je třeba obraz předzpracovat. Předzpracování obrazu se provádí metodou korekce nestejně intenzity pozadí obrazu, metodou prahování a morfologickou metodou skeletizace. Umístění korespondenčních značek do významných bodů v obraze se realizuje metodou postupného prohledávání.

5.4.1 Metoda korekce nestejně intenzity pozadí obrazu

Metody pro korekci nestejně intenzity pozadí obrazu jsou jak parametrické tak i neparametrické. Většina publikovaných metod pro analýzu obrazů sítnice je však neparametrických. Parametrické metody, které by měly korigovat intenzitu pozadí obrazu, jsou většinou postavené na metodě nejmenších čtverců, která požaduje předvolbu hodících se bodů. V [9] je uvedena metoda pro korekci nestejně intenzity pozadí obrazu. Tato metoda je parametrická, funguje tak, že nestejnou intenzitu pozadí aproximuje kulovou plochou. Většina metod uvedených v [9] je založena na aproximaci pozadí obrazu mediánovým filtrem. Výběr vhodné velikosti mediánového filtru a způsob korekce nestejně intenzity pozadí obrazu je popisovaný v [9]. Dále se používají metody, které oddělí originální obraz od modelu pozadí a metody, které odečtou model pozadí z originálního obrazu.

Metoda použitá v této práci funguje tak, že také odečte model pozadí z originálního obrazu, ale hodnoty intenzity modelu pozadí jsou odhadnuty z průměrování obrazu lokální maskou.

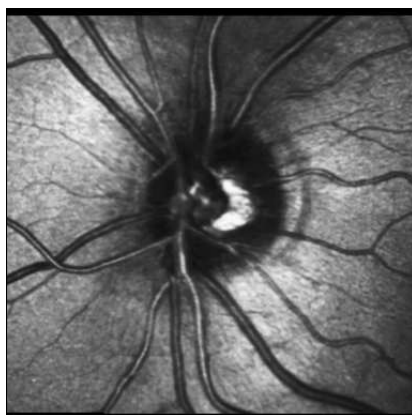
Úprava obrazu spočívá v odstranění multiplikativního kreslení. Tato úprava je založena na vytvoření modelu nerovnoměrného osvětlení pomocí filtrace dolní propustí s velikostí masky 51x51 pixelů. Velikost této masky byla nastavena experimentálně. Vydělením originálního obrazu modelem nerovnoměrného osvětlení získáme výsledný obraz s rovnoměrně rozloženou intenzitou pozadí obrazu.

Teoretický popis této metody

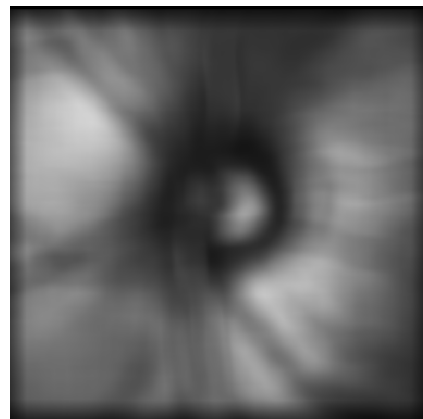
Obrazy sítnice oka mají vlastnost, že okrajové části obrazu jsou zpravidla tmavší. Tato vlastnost brání správnému převodu obrazu do binárního tvaru, který se používá při segmentacích obrazu. Problém nastává při volbě vhodného prahu pro převod obrazu na binární tvar. Pokud se v obraze nachází tmavší část pozadí, která by v obraze neměla být, může zapříčinit nesprávné vyhodnocení prahu a špatné oddělení objektů v obraze od pozadí obrazu (obr. 5.1). Žádná metoda za těchto podmínek nemůže určit optimální práh. Aby bylo možné optimální práh určit, muselo by mít pozadí obrazu stejnou intenzitu. Ekvalizace histogramu, která je široce užívanou metodou pro zvýšení nízkých kmitočtů, nepřinesla žádné podstatné zlepšení. Modifikovaná verze, jako je lokální ekvalizace histogramu implementovaná jako bodová transformace, ve které je mapování vstupu a výstupu definováno funkcí kumulativního histogramu, přináší některé vylepšení, ale zároveň zvyšuje šum pozadí obrazu. Jako nejvýhodnější se jeví metoda, která vypočítá hodnoty intenzity modelu pozadí odhadnuté z průměrování obrazu lokální maskou ($N_a \times N_a$). Experimentálně bylo zjištěno, že optimální velikost masky je 31x31 nebo 51x51.



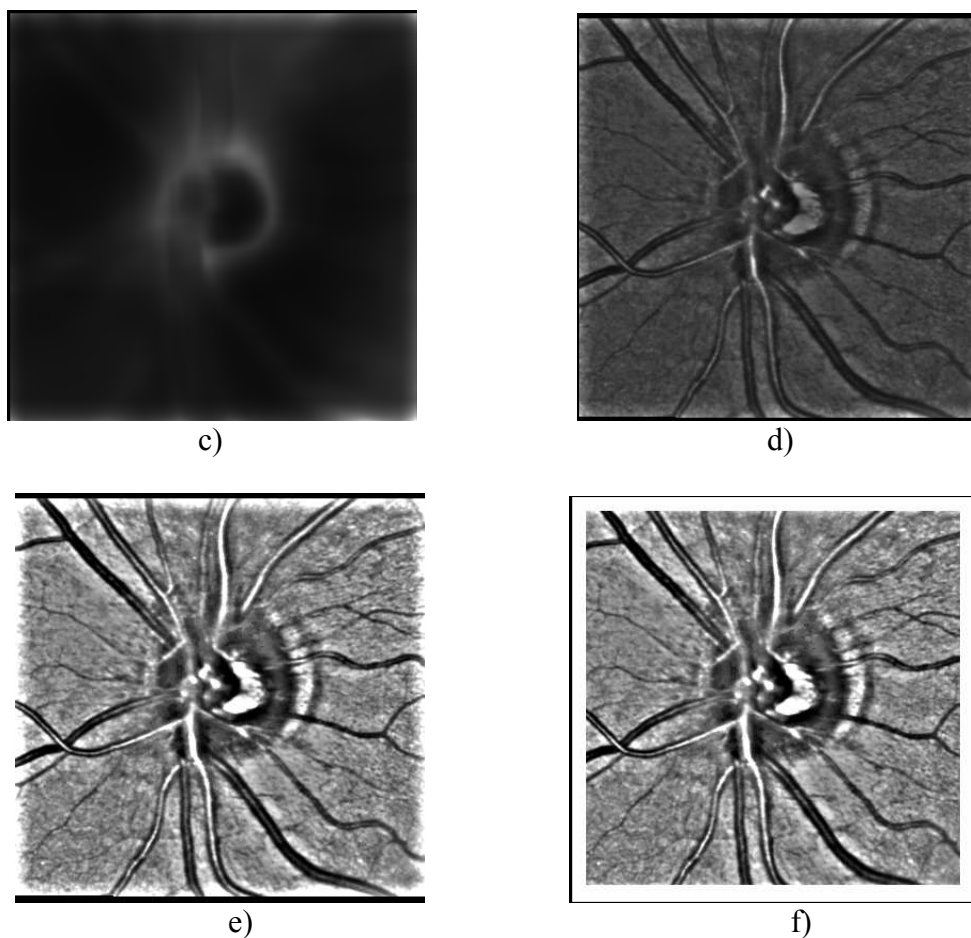
Obr. 5.1 Je znázorněn převod obrazu do binárního tvaru [9]



a)



b)



Obr 5.2 Postup při korekci nestejné intenzitě pozadí sítnice. a) originální obraz $f^{(in)}$, b) obraz pozadí sítnice získaný metodou průměrování b , c) korekční koeficienty r , d) upravený obraz bez korekcí na rozsah a okrajové artefakty $f_{ij}^{(corr')}$, e) obraz po odstranění hodnot přesahující interval $\langle 0,255 \rangle$ $f^{(corr')}$, f) výsledný obraz zbavený okrajových artefaktů $f_{ij}^{(corr)}$ [9]

Vstupní obraz bude označen $f^{(in)} = f_{ij}^{(in)}$, $i = 0,1,\dots,M_y - 1, j = 0,1,\dots,M_x$. M_y a M_x udávají velikost vstupního obrazu ve vertikálním a vodorovném směru. Velikost masky byla určena tak, aby byla několikrát větší než maximální průměr cévy na sítnici oka. Maximální průměr cévy byl odhadnut na hodnotu asi deseti pixelů. Z tohoto poznatku byla odvozena velikost masky na 31x31. Tato velikost masky nebude stačit na pokrytí optické disku, protože optický disk má přibližný průměr 160 pixelů. Byly zde pokusy zvětšit masku, ale zvětšení masky vedlo k zvýšení okrajových artefaktů (obr. 5.2(e)). Metodou průměrování byl získán obraz intenzity pozadí sítnice $b = [b_{ij}]$ (obr. 5.2(b)) [9].

Korekční koeficienty $r = [r_{ij}]$ (obr. 5.2(c)) byly vypočítány podle vzorce

$$r_{ij} = \frac{b_{\max}}{b_{ij}} \quad \text{pro } b_{ij} \neq 0 \quad \text{a} \quad r_{ij} = 0 \quad \text{pro } b_{ij} = 0 \quad (5.5)$$

kde ij jsou obrazové souřadnice, i je řádkový index a j je sloupcový index, r_{ij} je korekční koeficient na pozici obrazu určené hodnotami ij a b_{\max} je maximální hodnota intenzity pozadí obrazu vypočítaná po aplikaci metody průměrování.

Upravený obraz $f^{(corr')} = [f_{ij}^{(corr')}]$ (obr. 5.2(d)) se vypočítá ze vztahu

$$f_{ij}^{(corr')} = f_{ij}^{(in)} \cdot r_{ij} - c \quad (5.6)$$

kde $c = b_{\max} - 128$ je na obraze závislá konstanta, která se odečte od celého obrazu.

Experimenty se šedotónovými obrazy ukázaly, že hodnoty poměru $f^{(in)} \cdot r$ se blíží hodnotě b_{\max} . Odečtením konstanty c jsou koeficienty upraveného obrazu přesunuty doprostřed šedotónového rozsahu mezi interval $\langle 0, 255 \rangle$. Vynásobením originálního obrazu korekčními koeficienty bylo dosaženo toho, že úroveň šedé byla zvětšená u tmavějších regionů (korekční koeficient mají hodnoty větší než jedna) zatím co u jasnější regionů byly úrovně šedé zachovány (hodnoty korekčních koeficientů se blíží k jedné).

Dosazením rovnice (5.5) do rovnice (5.6) bude upravený obraz získán ze vztahu

$$f_{ij}^{(corr')} = b_{\max} \frac{f_{ij}^{(in)}}{b_{ij}} - c \quad (5.7)$$

Rovnice (5.7) popisuje, že upravený obraz se získá dělením originálního obrazu intenzitou pozadí obrazu. A naopak lze získat originální obraz násobením upraveného obrazu s obrazem pozadí sítnice.

Výsledný obraz musí ještě projít korekcí na odstranění hodnot přesahující interval $\langle 0, 255 \rangle$.

$$f_{ij}^{(corr')} = \left\{ \begin{array}{l} 0 \quad : \quad f_{ij}^{(corr')} \leq 0 \\ 255 \quad : \quad f_{ij}^{(corr')} \geq 255 \\ f_{ij}^{(corr')} \quad : \quad \text{jinak} \end{array} \right\} \quad (5.8)$$

Upravený obraz $f^{(corr')} = [f_{ij}^{(corr')}]$ je uveden pro názornost na obr. 5.2(e). Obr. 5.2(e) je zobrazený i s okrajovými artefakty způsobenými operacemi prováděnými maskou. V dalším kroku zpracování obrazu jsou tyto artefakty (obr. 5.2(f)) odstraněny:

$$f_{i'j'}^{(corr)} = f_{ij}^{(corr')} \quad \text{pro} \quad \left\{ \begin{array}{l} \frac{N_a - 1}{2} \geq i \leq M_y - 1 - \frac{N_a - 1}{2} \\ \frac{N_a - 1}{2} \geq j \leq M_x - 1 - \frac{N_a - 1}{2} \end{array} \right\} \quad (5.9)$$

Indexy řádků a sloupců i' a j' jsou uvnitř intervalu

$$\begin{aligned} i' &= 0, 1, \dots, M_y - 1, & M'_y &= M_y - N_a + 2 \\ j' &= 0, 1, \dots, M_x - 1, & M'_x &= M_x - N_a + 2 \end{aligned} \quad (5.10)$$

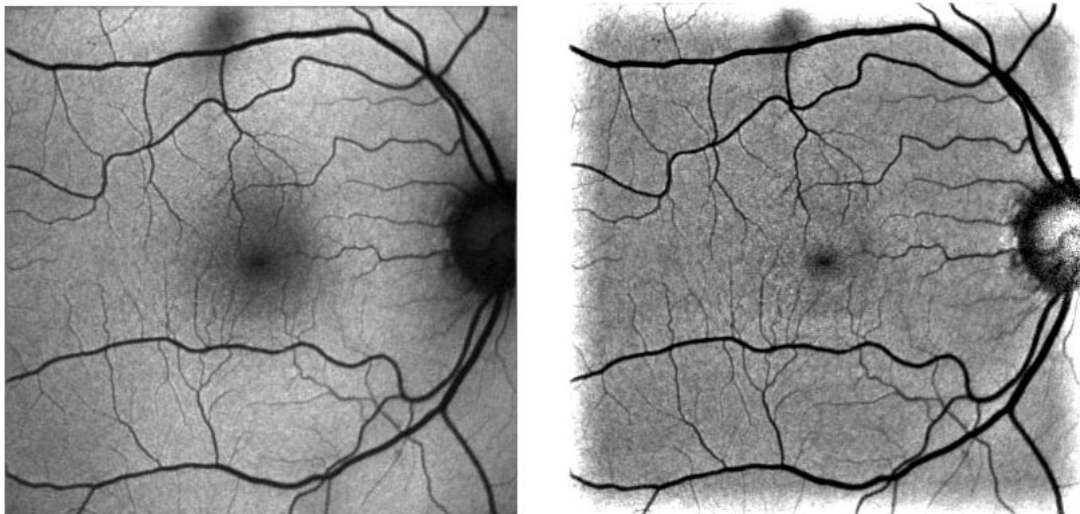
a dále mohou být převedeny zpět na originální indexy i a j následujícím způsobem

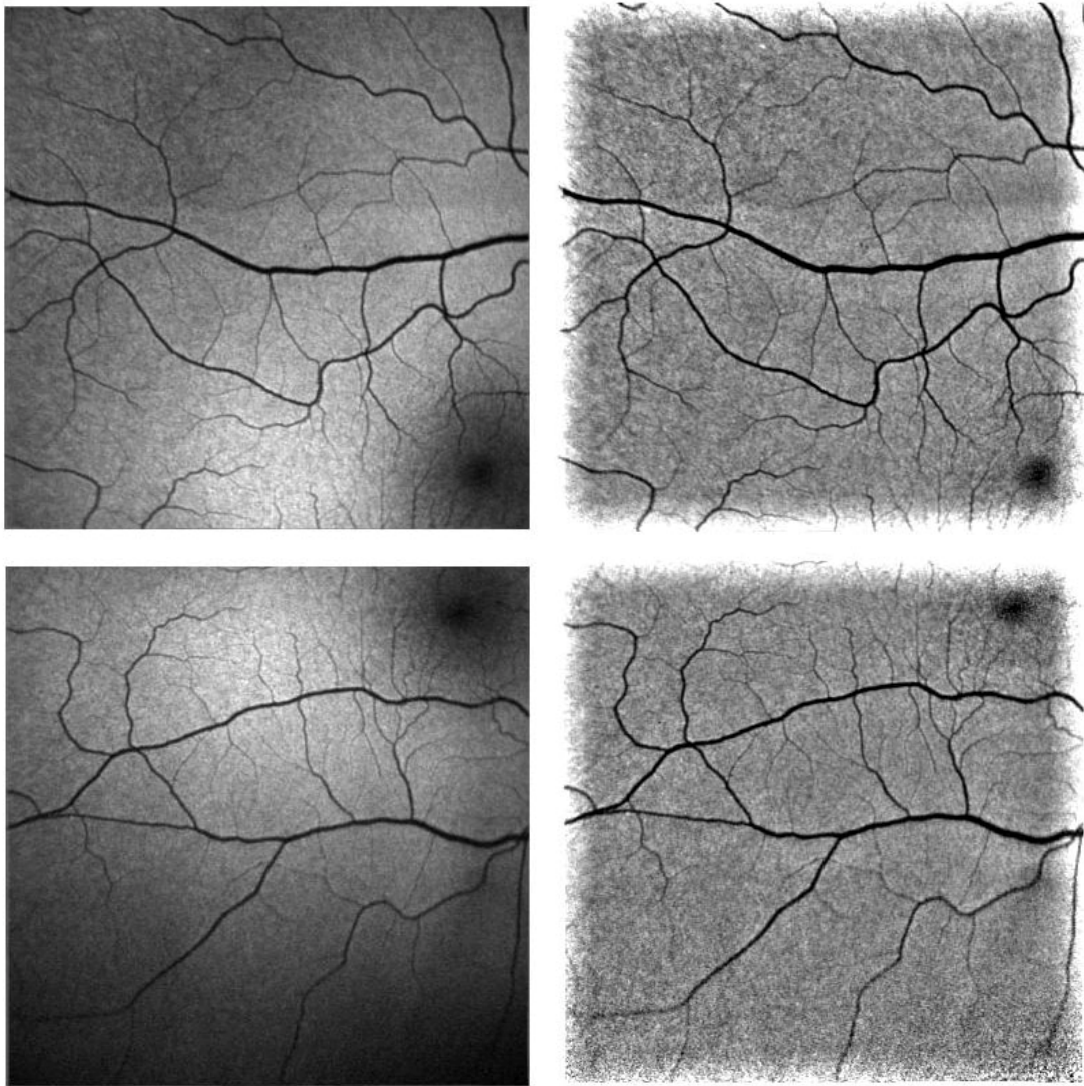
$$\begin{aligned} i &= i' + \frac{N_a - 1}{2} \\ j &= j' + \frac{N_a - 1}{2} \end{aligned} \quad (5.11)$$

Výsledný obraz zbavený okrajových artefaktů bude získán podle vztahu

$$f_{ij}^{(corr)} = f_{i'j'}^{(corr')} \quad (5.12)$$

Několik příkladů upravených obrazů z různých částí sítnice je znázorněno obr.5.3.





Obr. 5.3 Obrazy sítnice: v levém sloupci jsou originální obrazy a v pravém sloupci jsou upravené obrazy

5.4.2 Metoda prahování

Metoda prahování slouží k odlišení objektů od pozadí. Během této metody se obraz převádí na binární, tedy na obraz, ve kterém mohou příslušné pixely nabývat pouze dvou hodnot. Rozhodování, zda bude pixelu přiřazena hodnota 0 nebo 1 se provádí porovnáním jeho hodnoty s tzv. prahem.

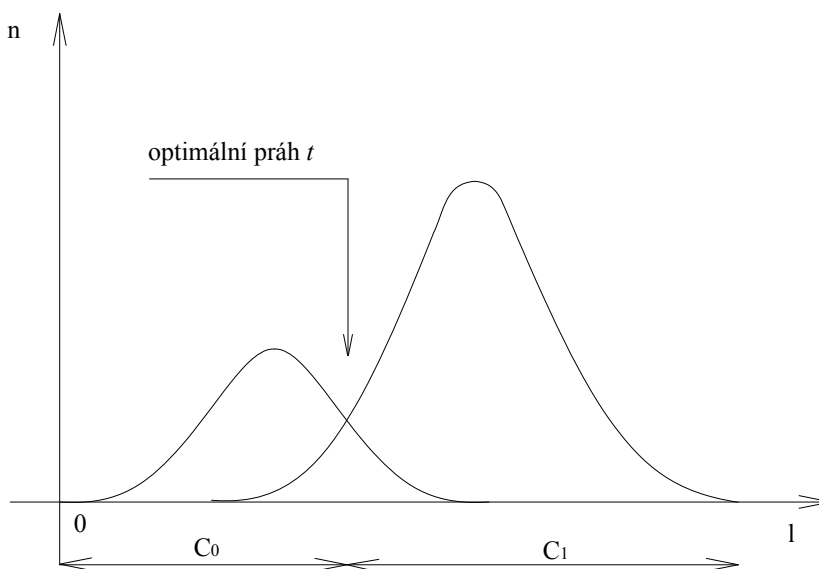
V případě šedotónového obrazu $f(x,y)$ se metodou prahování s prahem t získá segmentovaný binární obraz $g(x,y)$

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{pokud } f(x, y) > t \\ 0 & \text{pokud } f(x, y) < t \end{cases} \quad (5.13)$$

Pro správnou funkci prahování je důležité určit odpovídající hodnotu prahu. Cílem je, aby hodnota prahu byla určena automaticky, a to v závislosti na vlastnostech obrazu. Jako vhodná se z tohoto hlediska jeví metoda Otsu.

Metoda Otsu (metoda optimálního prahu)

Tato metoda je pojmenována podle Nobuyuki Otsu, který ji vymyslel. Vychází z relativního histogramu a je založena na statistických výpočtech [10]. Metoda rozdělí obraz do dvou tříd C_0 a C_1 (body objektů a body pozadí) rozdělené prahem v hodnotě t . Tento práh přiřadí body do třídy C_0 mající hodnotu jasu v intervalu $\langle 0, t-1 \rangle$ a body do třídy C_1 mající hodnoty jasu v intervalu $\langle t, l-1 \rangle$, kde hodnota l odpovídá počtu jasových úrovní obrazu.



5.4 Rozdělení obrazu do dvou tříd podle histogramu [10]

Pravděpodobnost výskytu bodu ze třídy C_0 (označíme ji jako ω_0) je rovna

$$\omega_0 = \sum_{i=0}^{t-1} p_i = \omega(t) \quad (5.13)$$

a pravděpodobnosti výskytu ve třídě C_1 (označíme jako ω_1) odpovídá vztah

$$\omega_1 = \sum_{i=t}^{l-1} p_i = 1 - \omega(t) \quad (5.14)$$

kde p_i jsou jednotlivé četnosti z relativního histogramu. Protože máme všechny body obrazu rozděleny pouze do dvou tříd, musí platit vztah

$$\omega_0 + \omega_1 = 1 \quad (5.15)$$

Střední hodnota pro třídu C_0 se určí ze vztahu

$$\mu_0 = \sum_{i=1}^{t-1} \frac{ip_i}{\omega_0} = \frac{\mu(t)}{\omega(t)} \quad (5.16)$$

pro třídu C_1 platí rovnice

$$\mu_1 = \sum_{i=t}^{l-1} \frac{ip_i}{\omega_1} = \frac{\mu_T - \mu(t)}{1 - \omega(t)} \quad (5.17)$$

kde $\omega(t) = \sum_{i=0}^{t-1} p_i$ nultý centrální moment histogramu do jasu $t-1$, $\mu(t) = \sum_{i=0}^{t-1} ip_i$ je první centrální moment histogramu do jasu $t-1$ a $\mu_T = \sum_{i=0}^{l-1} ip_i$ je celková střední hodnota celého originálního obrazu. Z těchto rovnic lze snadno odvodit následující vztah

$$\omega_0 \mu_0 + \omega_1 \mu_1 = \mu_T \quad (5.18)$$

Dále je třeba definovat pojem variance (různost, kolísání) třídy. Určíme varianci pro obě třídy C_0 a C_1

$$\sigma_0^2 = \sum_{i=0}^{t-1} \frac{(i - \mu_0)^2 p_i}{\omega_0}, \quad \sigma_1^2 = \sum_{i=t}^{l-1} \frac{(i - \mu_1)^2 p_i}{\omega_1} \quad (5.19)$$

Nyní lze definovat takzvanou mezitřídovou varianci σ_B^2 . Nalezením jejího maxima dostaneme hodnotu prahu histogramu. Platí pro ni následující vztah

$$\sigma_B^2 = \omega_0 (\mu_0 - \mu_T)^2 + \omega_1 (\mu_1 - \mu_T)^2 \quad (5.20)$$

který je možné dále upravit a zjednodušit dosazením výše uvedených vzorců. Nejprve bylo dosazeno za μ_T ze vztahu (5.18), dále se provedlo umocnění a roznásobení výrazů v závorkách, čímž bylo dosaženo těchto vzorců

$$\begin{aligned} \sigma_B^2 = & \omega_0 \mu_0^2 - 2\omega_0^2 \mu_0^2 - 2\omega_0 \mu_0 \omega_1 \mu_1 + \omega_0^3 \mu_0^2 + 2\omega_0^2 \mu_0 \omega_1 \mu_1 + \omega_0 \omega_1^2 \mu_1^2 + \\ & + \omega_1 \mu_1^2 - 2\omega_0 \mu_0 \omega_1 \mu_1 - 2\omega_1^2 \mu_1^2 + \omega_0^2 \mu_0^2 \omega_1 + 2\omega_0 \mu_0 \omega_1^2 \mu_1 + \omega_1^3 \mu_1^2 \end{aligned} \quad (5.21)$$

Jestliže vytkneme z šestého a posledního výrazu hodnotu $\omega_1^2 \mu_1^2$ bude dosaženo výrazu $\omega_1^2 \mu_1^2 (\omega_0 + \omega_1)$. Podle vztahu (5.15) je zřejmé, že výsledný výraz bude nabývat tvaru $\omega_1^2 \mu_1^2$. Obdobným způsobem bylo dosaženo zjednodušení čtvrtého a desátého výrazu

na tvar $\omega_0^2 \mu_0^2$. Dále byly vybrány třetí, pátý, osmý a předposlední výraz, z nichž vytknutím lze dosáhnout vztahu $2\omega_0\mu_0\omega_1\mu_1(-1 + \omega_0 - 1 + \omega_1)$. Výraz v závorce se opět zredukuje a to na hodnotu -1.

Po zjednodušení bude výraz v tomto tvaru

$$\sigma_B^2 = \omega_0\mu_0^2 - 2\omega_0^2\mu_0^2 - 2\omega_0\mu_0\omega_1\mu_1 + \omega_0^2\mu_0^2 + \omega_1^2\mu_1^2 + \omega_1\mu_1^2 - 2\omega_1^2\mu_1^2 \quad (5.22)$$

Po sečtení druhého s čtvrtým výrazem, a také pátého s posledním výrazem, bude rovnice modifikována na tvar

$$\sigma_B^2 = \omega_0\mu_0^2 - \omega_0^2\mu_0^2 - 2\omega_0\mu_0\omega_1\mu_1 + \omega_1\mu_1^2 - \omega_1^2\mu_1^2 \quad (5.23)$$

Vytknutím z prvního a druhého členu rovnice získáme výraz $\omega_0\mu_0^2(1 - \omega_0)$, který lze psát také ve tvaru $\omega_0\omega_1\mu_0^2$.

Aplikací stejného postupu na poslední dva členy uvedené rovnice bude dosaženo výrazu $\omega_0\omega_1\mu_1^2$. Po provedení těchto úprav bude rovnice modifikována na následující tvar

$$\sigma_B^2 = \omega_0\omega_1\mu_0^2 + \omega_0\omega_1\mu_1^2 - 2\omega_0\mu_0\omega_1\mu_1 \quad (5.24)$$

Nyní se po vytknutí výrazu $\omega_0\omega_1$ ze všech členů a úpravou zbylých členů na kvadrátový tvar bude dosaženo výsledného tvaru celé rovnice

$$\sigma_B^2 = \omega_0\omega_1(\mu_1 - \mu_0)^2 \quad (5.25)$$

Tuto rovnici lze dále přepsat pomocí vztahů (5.13), (5.14), (5.15) a (5.16) na tvar

$$\sigma_B^2(t) = \omega(t)(1 - \omega(t)) \left(\frac{\mu_T - \mu(t)}{1 - \omega(t)} - \frac{\mu(t)}{\omega(t)} \right)^2 \quad (5.26)$$

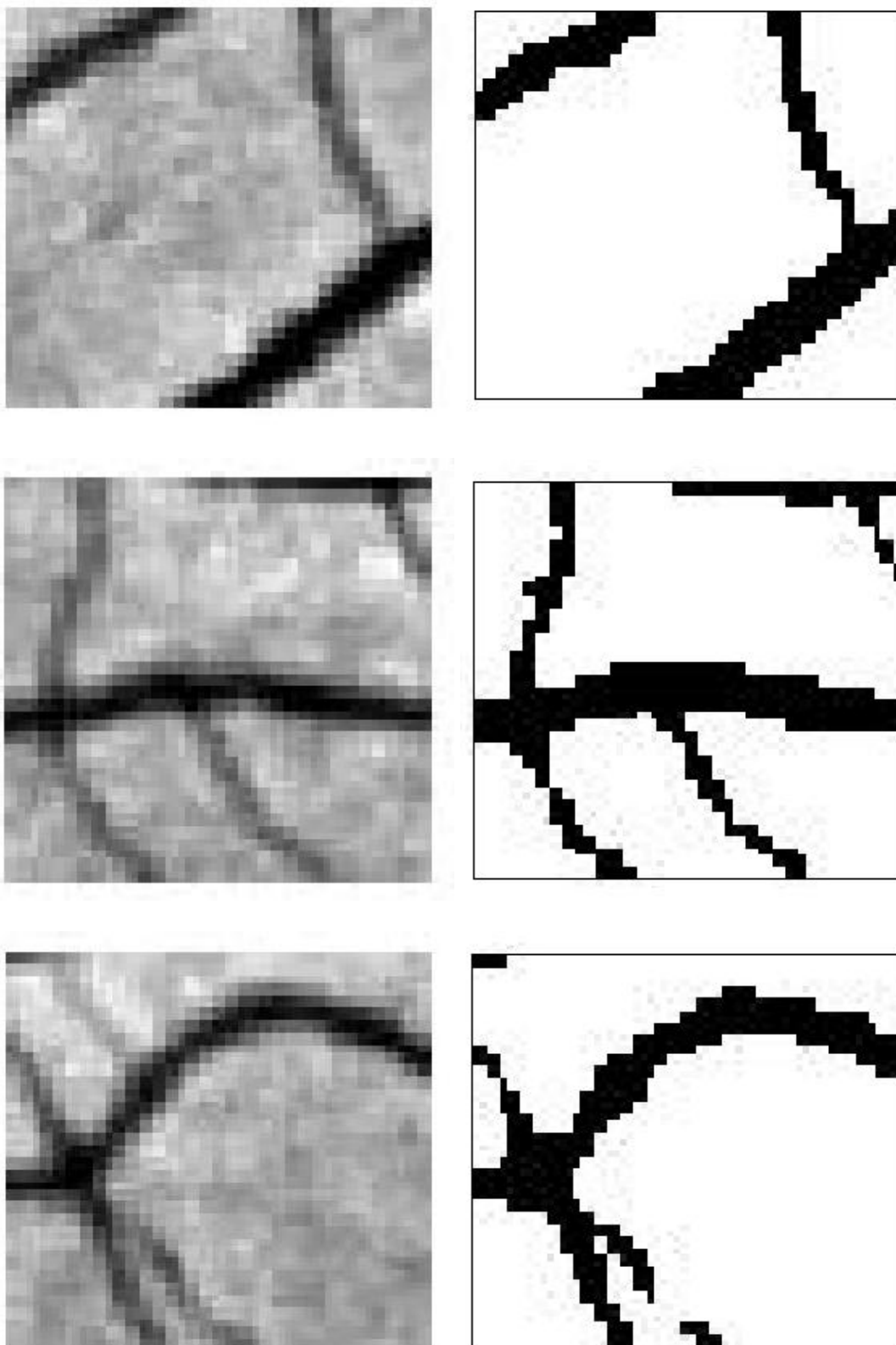
Po rozšíření zlomků a převodu na společný jmenovatel bude mít rovnice tvar

$$\sigma_B^2(t) = \omega(t)(1 - \omega(t)) \left(\frac{\mu_T\omega(t) - \mu(t)\omega(t) - \mu(t) + \mu(t)\omega(t)}{\omega(t)(1 - \omega(t))} \right)^2 \quad (5.27)$$

Nyní by bylo vhodné vykrátit jmenovatele s výrazem před zlomkem a upravit čitatele sečtením stejných výrazů mezi sebou. Výsledkem je vzorec ve tvaru

$$\sigma_B^2(t) = \frac{[\mu_T\omega(t) - \mu(t)]^2}{\omega(t)[1 - \omega(t)]} \quad (5.28)$$

Na obr. 5.5 je znázorněno několik výsledků po prahování metodou Otsu.



Obr. 5.5 Výsledné obrazy po prahování metodou Otsu: v levém sloupci obrazy před prahováním a v pravém po prahování

Hledané prahové hodnoty bude dosaženo vyhodnocením tohoto výrazu pro všechna $t \in \langle 0, l-1 \rangle$ a nalezením takového t , pro které bude výraz nabývat maximální hodnoty. Určení výsledného prahu t^* lze popsat matematickým vzorcem

$$\sigma_B^2(t^*) = \max_{0 \leq t < l-1} \sigma_B^2(t) \quad (5.29)$$

Metodou Otsu tedy byl nalezen práh v takovém místě histogramu, kde vzdálenost středních hodnot obou dvou tříd je maximální a dochází tak k optimální separaci objektů a pozadí [10].

5.4.3 Morfologická metoda skeletizace

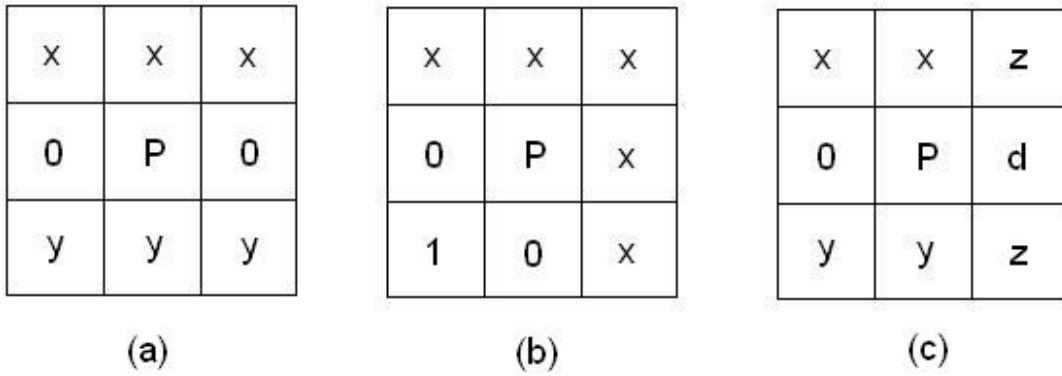
Významné prostředky pro obrazovou analýzu poskytuje matematická morfologie, která byla definována pro analýzu struktury binárních obrazů a později byla i zobecněna. Většina morfologických operací je založena na jednoduchých operacích expanze a kontrakce. Existuje pět základních morfologických operátorů, jimiž jsou dilatace, eroze, sjednocení, průnik a negace, jejichž kombinací lze vytvořit složitější operátory a provádět morfologické analýzy.

Skeletizace je zjednodušování liniových binárních obrazů. Ze všech pixelů tvořících šířku linie jsou vybrány ty, které jsou v jejím středu, bude to tedy množina bodů stejně vzdálených od nejméně dvou různých bodů okraje objektu a přitom průběh linie musí zůstat spojitý (každý pixel s výjimkou počátečního a koncového musí mít svého souseda, se kterým podle typu nastavení buďto sousedí stranou nebo pouze rohem).

Princip metody

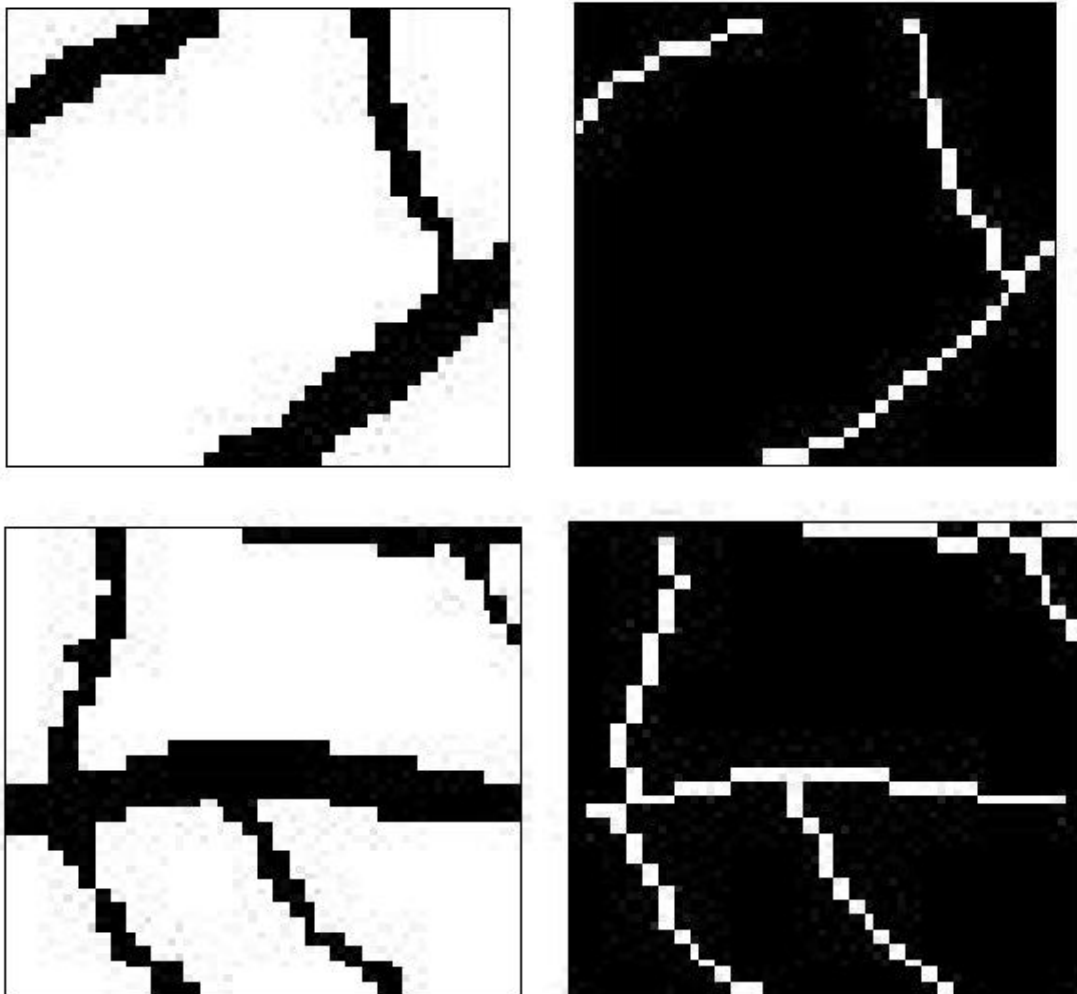
Nejprve se určí hranice (kontura) množiny zkoumaných bodů. Následně se určí množina násobných pixelů v hranici. Jestliže hranici tvoří jen násobné pixely, je skelet hotový, pokud ne musí se z množiny zkoumaných pixelů odstranit hraniční pixely, které nejsou násobné.

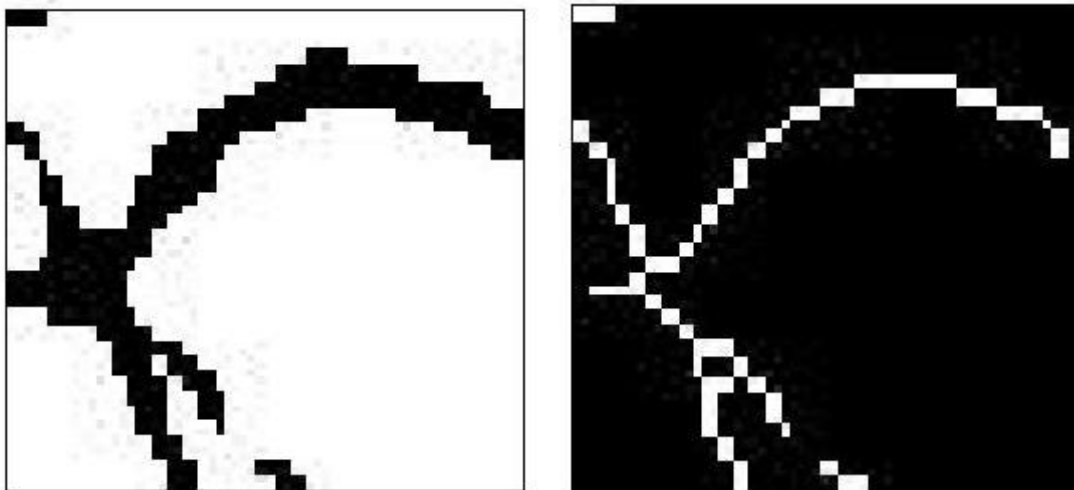
Za hraniční pixel se považuje takový pixel, který má alespoň jednoho přímého souseda s hodnotou 0. Násobný pixel je definován jako pixel, jehož sousední pixely mají strukturu (obr. 5.6), která může být případně rotovaná [11].



Obr. 5.6 Struktury vícenásobných pixelů P . Každá skupina pixelů označených x , y nebo z musí obsahovat alespoň jeden nenulový prvek. Pixel označený d je hraniční nebo násobný pixel.

Na obr. 5.7 je uvedeno několik výsledků po provedení morfologické metody skeletizace.

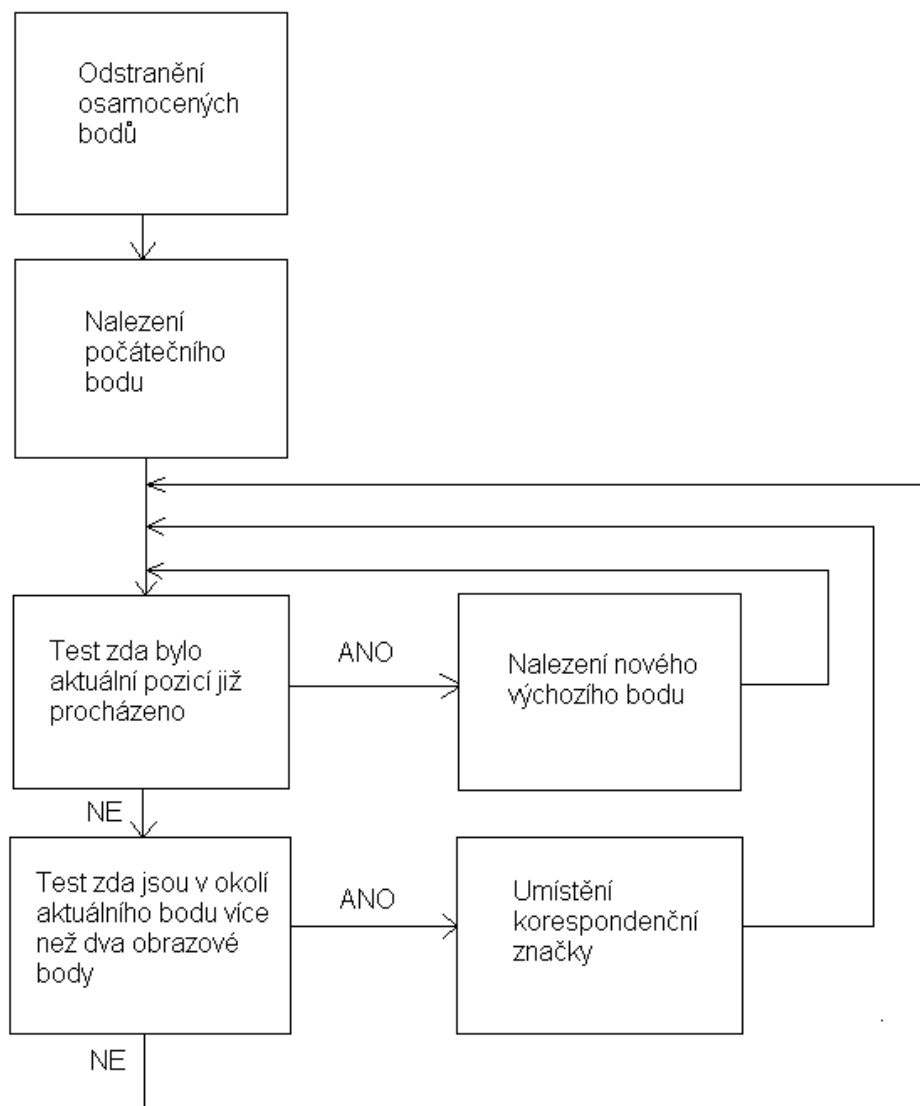




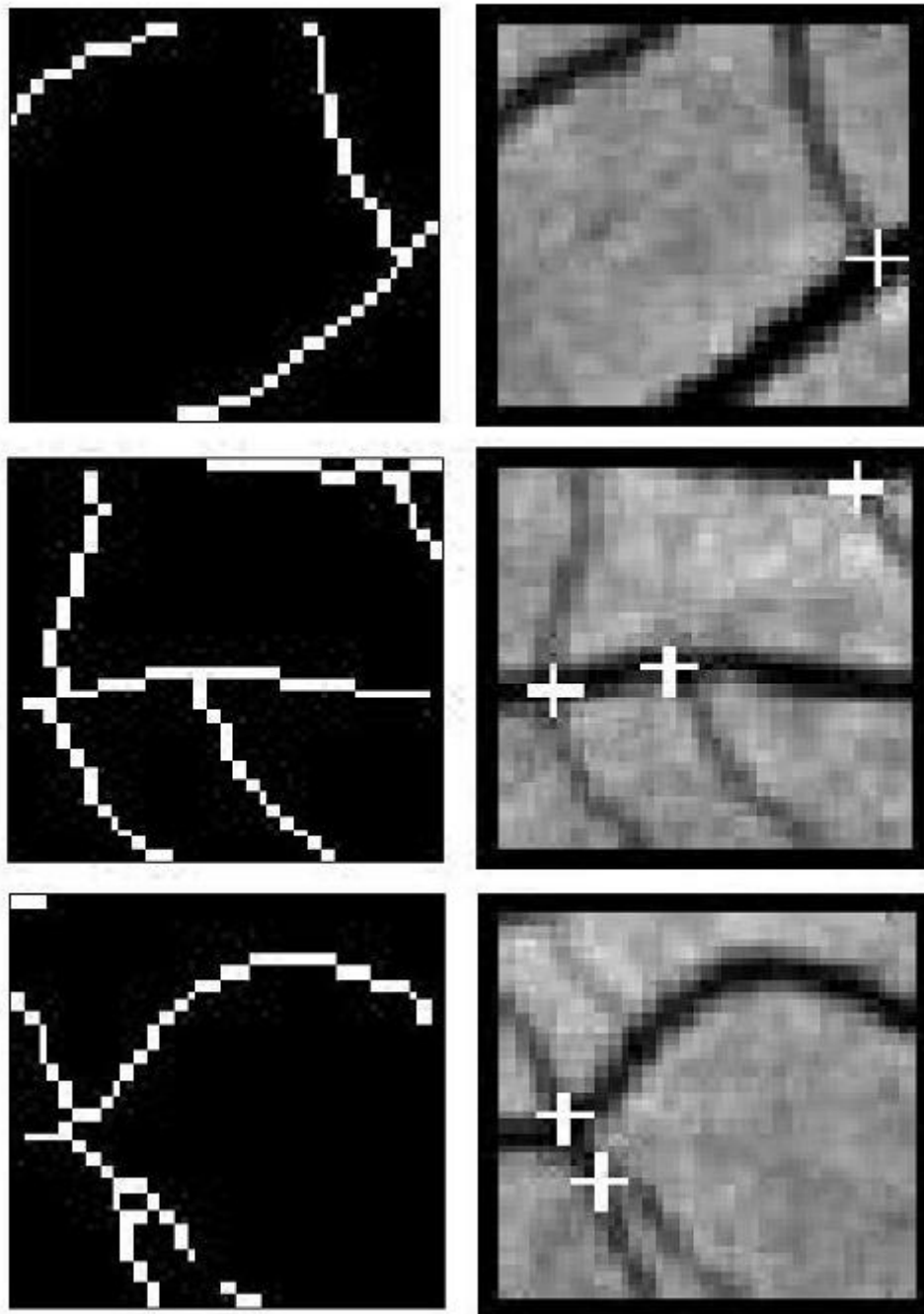
Obr. 5.7 Výsledné obrazy po metodě skeletizace: v levém sloupci prahované obrazy a v pravém obrazy po metodě skeletizace

5.4.4 Metoda postupného prohledávání binárního obrazu

Metoda byla navržena pro postupné procházení binárního obrazu, který je tvořen liniemi obrazových bodů. Linie obrazových bodů musí splňovat podmínku spojitosti a to znamená, že každý pixel musí mít svého souseda před i za sebou (kromě počátečních a koncových obrazových bodů). V této metodě bylo uvažováno okolí obrazového bodu v osmi směrech. Problémy mohou nastat u osamocených obrazových bodů, a proto se nejprve provádí algoritmus, který tyto body odstraní. Tento algoritmus testuje okolí každého bodu, a jestliže se v jeho okolí žádný bod nevyskytuje, je obrazový bod vymazán. Jestliže se v okolí bodu vyskytují více než dva obrazové body, je na této pozici umístěna korespondenční značka. Pozice v obraze, kam byla značka umístěna, by měla odpovídat větvení krevního řečiště. Samotné jádro této metody spočívá v algoritmu procházení jednotlivými obrazovými body a zapamatováním si souřadnic obrazových bodů, kterými se již procházelo. Na blokovém schématu na obr. 5.8 byl zachycen algoritmus této metody. Na obr 5.9 je znázorněna fáze umístění korespondenčních značek do obrazu.



Obr. 5.8 Blokové schéma algoritmu procházení binárního obrazu



Obr. 5.9 Umístění korespondenčních značek do obrazu: v levém sloupci obrázky po skletizaci a pravém sloupci jsou obrázky s nalezenými značkami

5.4.5 Registrace obrazů pomocí nalezených korespondenčních značek

Princip registrace je založený na nalezení dvojic bodů, které si v jednotlivých obrazech odpovídají. Je zřejmé, že tyto dvojice bodů se mohou nacházet pouze v překrývajících se částech obrazů. K určení odpovídajících si bodů byly použity

metody založené na histogramech a na algoritmu ICP (Iterative Closest Point) [12]. Obě tyto metody fungují na principu shodnosti eukleidovských vzdáleností a fází odpovídajících si bodů.

Obě metody pracují s množinami bodů P a Q , kde P obsahuje body p_i pro $i = 1 \dots n_p$ a Q obsahuje body q_j pro $j = 1 \dots n_q$, kde P se má transformovat na Q . Body jsou dány souřadnicemi x a y . Vypočítá se matice eukleidovských vzdáleností pro množiny bodů P a Q podle následujícího vztahu

$$d(p_i, q_j) = \sqrt{(x_{qj} - x_{pi})^2 + (y_{qj} - y_{pi})^2} \quad (5.30)$$

Metoda založená na histogramech

Metoda provede výpočet matice úhlů pro množiny bodů P a Q podle vzorce

$$f(p_i, q_i) = \operatorname{tg} \frac{y_{qj} - y_{pi}}{x_{qj} - x_{pi}} \quad (5.31)$$

Z hodnot v matici úhlů se vypočítá histogram. Z okolí maxima histogramu se vyberou hodnoty, podle kterých se určí příslušné hodnoty z matice eukleidovských vzdáleností. Pro zvýšení správné funkce této metody se ještě vypočítá histogram z vybraných eukleidovských vzdáleností a z okolí maxima histogramu se vyberou výsledné hodnoty. Podle těchto výsledných hodnot se definují odpovídající si body z obou obrázků.

Metoda založená na algoritmu ICP (Iterative Closest Point)

Metoda provádí své výpočty určitým počtem iterací, který je dán počtem řádků v matici eukleidovských vzdáleností.

První iterace: Z prvního řádku matice se vybere nejmenší hodnota. Z druhého řádku se vybere nejmenší hodnota, ale neuvažuje se sloupec, ve kterém byla nalezena nejmenší hodnota z prvního řádku. V dalších řádcích se postupuje obdobně, a po projití všech řádků se určí suma vybraných nejmenších vzdáleností d_k podle vztahu

$$d_k = \sum_{i=1}^{n_p} d(p_i, q_j) \quad (5.32)$$

Druhá iterace: Postup je stejný jako u první iterace, ale nejdříve se vyhledává nejmenší hodnota ve druhém řádku a až jako poslední řádek se uvažuje první.

V dalších iteracích se postupuje stejně, ale vždy se začíná od čísla řádku, které dopovídá číslu iterace.

Následně se určí nejnižší hodnota ze sum jednotlivých iterací. Podle této sumy se zjistí číslo iterace. A podle vybraných nejmenších hodnot z této iterace se definují odpovídající si body s obou obrázků.

5.4.6 Registrace obrazů pomocí transformace posunutí a rotace

I v této metodě se využívají nalezené korespondenční značky. Jde o to, že nalezené body v prvním obraze se transformují přes matici posuvu a rotace. A hledá se nejmenší odchylka mezi těmito transformovanými body v prvního obrazu se statickými body druhého obrazu.

Transformační matice posuvu a rotace odpovídá vztahu

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \varphi & -\sin \varphi & a \\ \sin \varphi & \cos \varphi & b \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5.33)$$

kde x', y' jsou transformované souřadnice bodu z prvního obrazu, x, y jsou původní nalezené souřadnice bodu z prvního obrazu, a, b jsou koeficienty transformace posunutí, φ je úhel transformace rotace.

Odchylka mezi transformovanými body z prvního obrazu a statickými body druhého obrazu se určí ze vztahu

$$\begin{bmatrix} d_1 \\ d_2 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x'' \\ y'' \\ 1 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5.34)$$

kde d_1, d_2 jsou odchylky v ose x a y , x'', y'' jsou souřadnice statického bodu z druhého obrazu a x', y' jsou transformované souřadnice bodu z prvního obrazu.

Výsledná odchylka pro dvojici bodů se určí ze vztahu

$$D = \sqrt{d_1^2 + d_2^2} \quad (5.35)$$

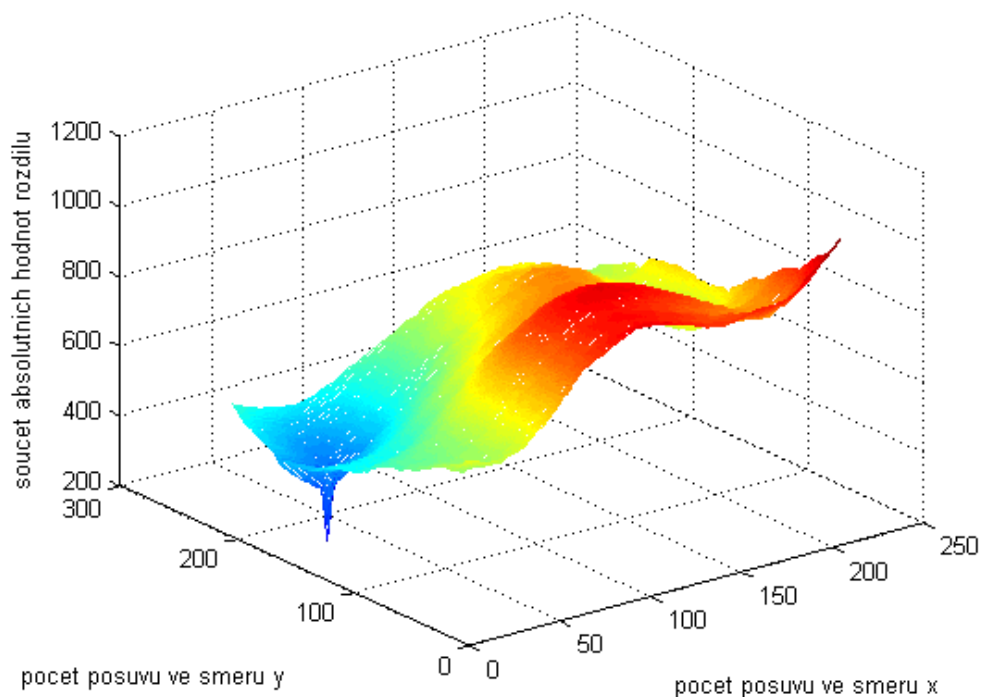
Podle vztahů 5.33, 5.34 a 5.35 se určí odchylky mezi všemi nalezenými korespondenčními body v prvním obraze se všemi nalezenými korespondenčními body v druhém obraze. Pomocí algoritmu ICP se vypočítá nejmenší odchylka, podle které se určí hodnota posunutí a, b a úhel rotace φ . Pomocí hodnot posunutí a úhlu rotace, lze provést registraci prvního s druhým obrazem.

6. Struktura programu a výsledky registrace obrazů pomocí globální podobnosti

Teorie registrace obrazů podle globální podobnosti byla aplikována na obrazy sítnice získané systémem HRA2. Pro nalezení globálního maxima (minima) byla použita metoda, která prohledává obrazy a získává tak jejich podobnostní funkci. Výhodou této metody je to, že nám zaručuje nalezení globálního maxima (minima) podobnostní funkce. Nevýhoda však je v její výpočetní náročnosti, proto bylo nutné převzorkovat obrazy a zmenšit tak jejich velikost. Při nalézání globálního maxima (minima) podobnostní funkce bylo nutné postupovat tak, že byla z jednoho obrazu vybrána společná část pro oba obrazy (např. okolí optického disku). Tento obraz byl postupně posunován po druhém obrazu a zjišťovala se jejich podobnostní funkce. K tomu bylo použito tři metod: součet absolutních hodnot rozdílů, korelační koeficient a vzájemná informace, která využívá 2D sdružených histogramů. Tyto tři metody byly aplikovány na tři sady obrázků.

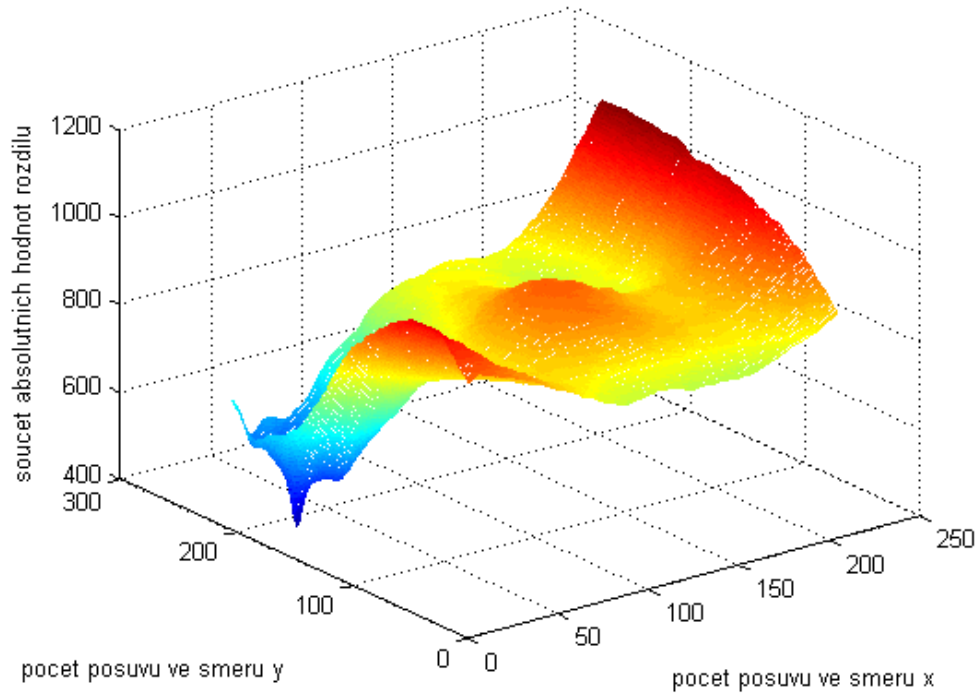
6.1 Součet absolutních hodnot rozdílů

Nalezení globálního minima pro dva autofluorescenční obrazy z první sady obrázků



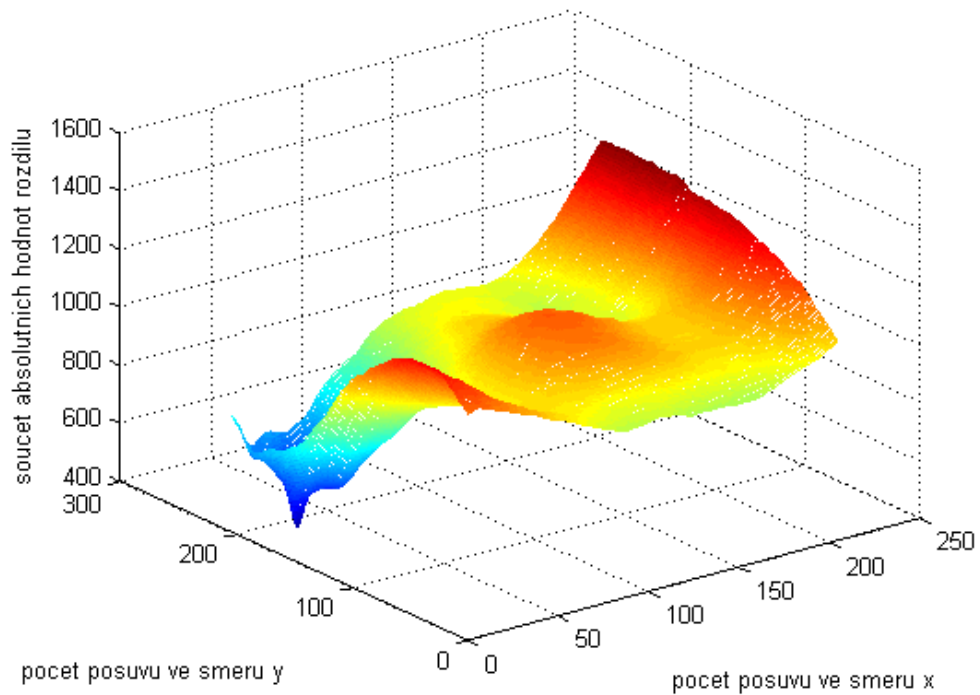
Obr. 6.1 Mapa součtu absolutních hodnot rozdílů obrázků z první sady

Nalezení globálního minima pro obrazy z druhé sady obrázků



Obr. 6.2 Mapa součtu absolutních hodnot rozdílů obrázků z druhé sady

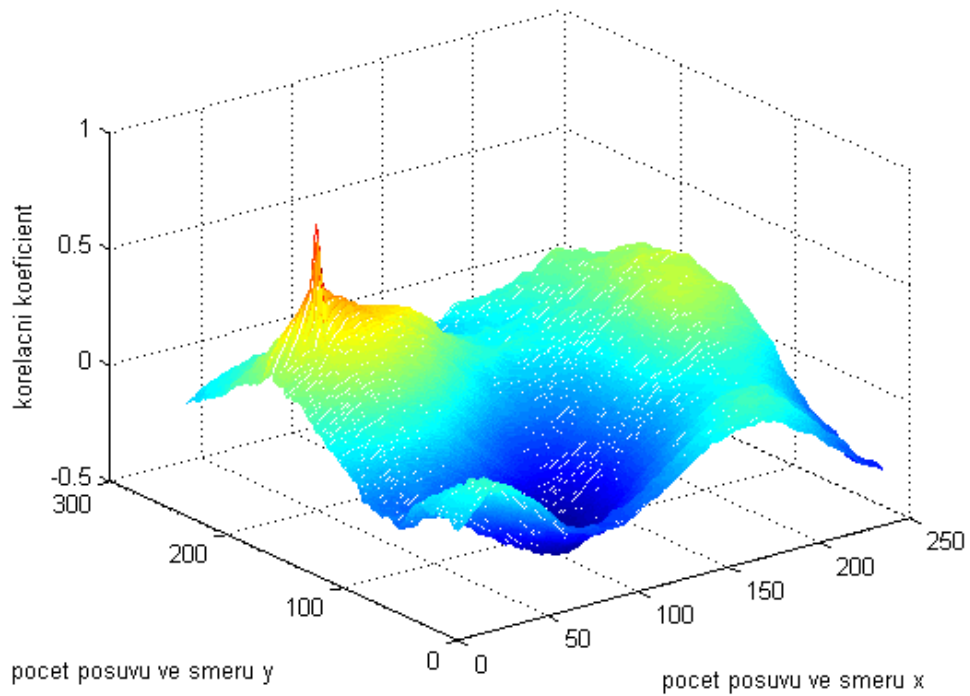
Nalezení globálního minima pro obrazy z třetí sady obrázků



Obr. 6.3 Mapa součtu absolutních hodnot rozdílů obrázků z třetí sady

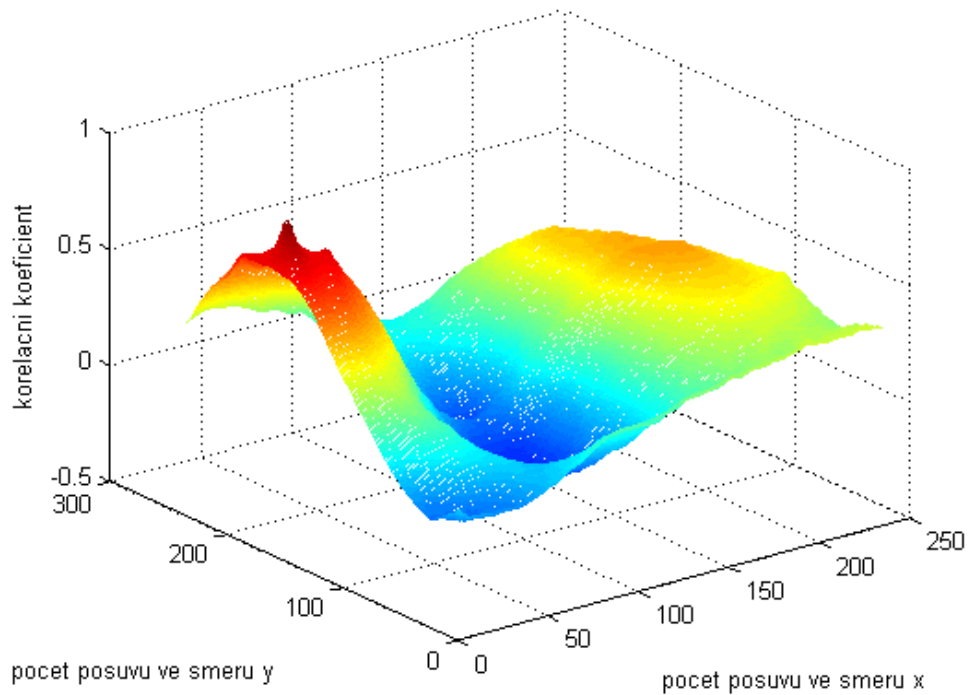
6.2 Korelační koeficient

Nalezení globálního maxima pro obrazy z první sady obrázků



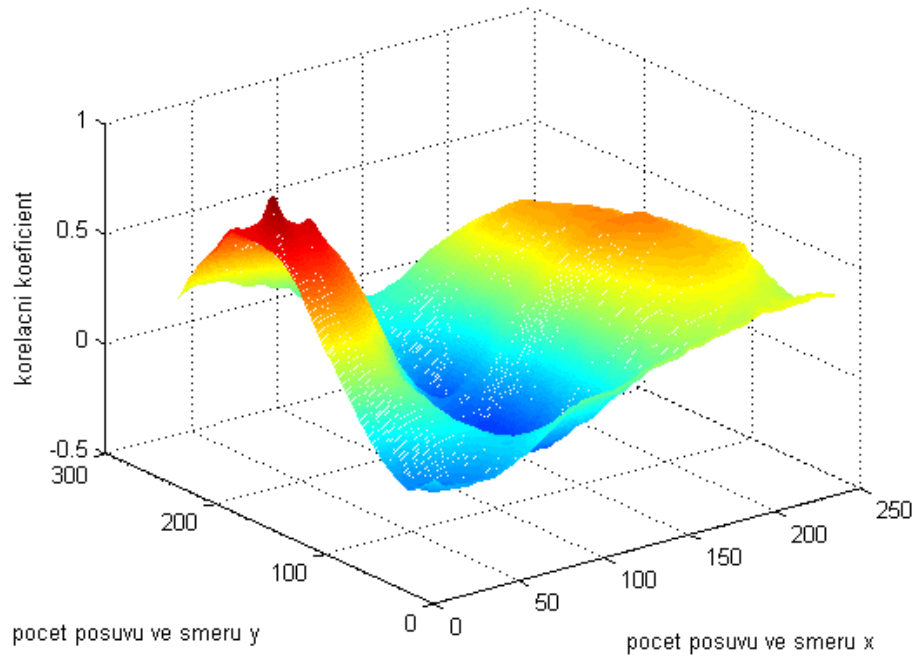
Obr. 6.4 Výsledek korelace obrazů z první sady obrazů

Nalezení globálního maxima pro obrazy z druhé sady obrázků



Obr. 6.5 Výsledek korelace obrazů z druhé sady obrázků

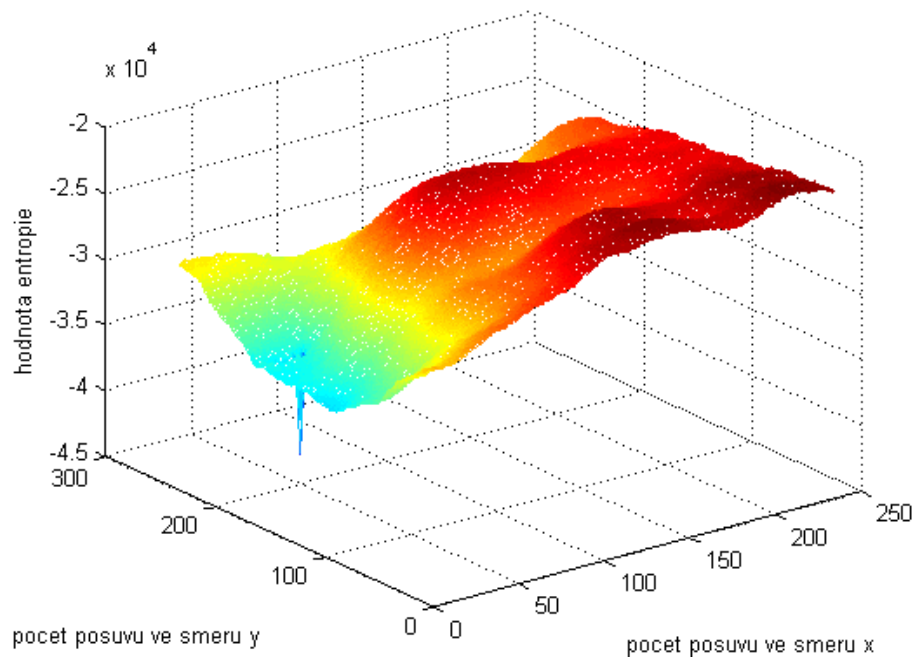
Nalezení globálního maxima pro obrazy z třetí sady obrázků



Obr. 6.6 Výsledek korelace obrazů z třetí sady obrázků

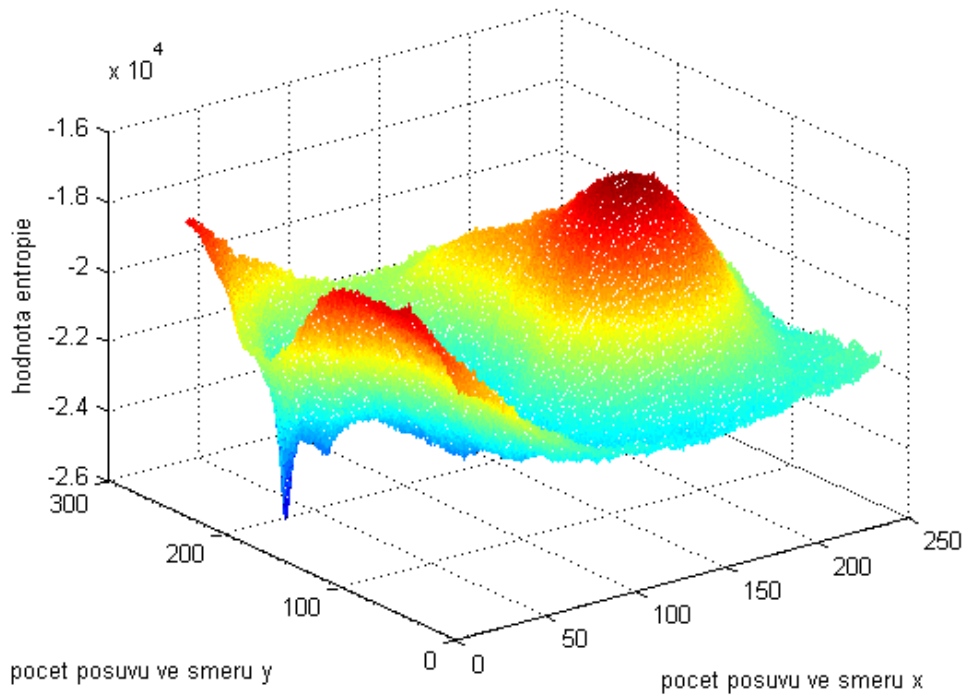
6.3 Vzájemná informace využívající 2D sdružených histogramů

Nalezení globálního minima pro obrazy z první sady obrázků



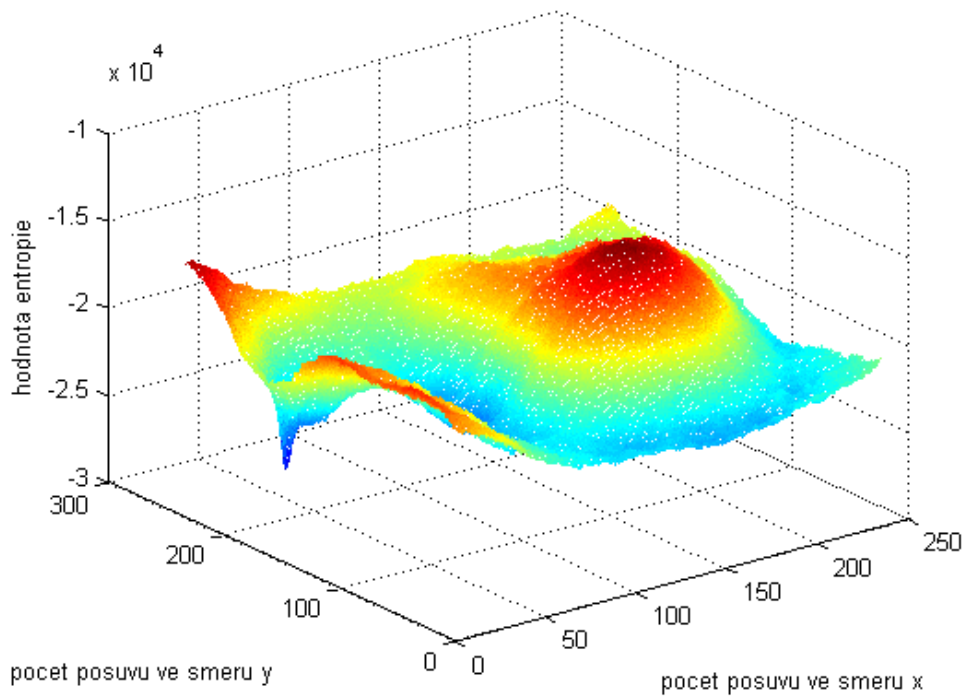
Obr. 6.7 Výsledek entropie z 2D sdružených histogramů pro obrazy z první sady obrázků

Nalezení globálního minima pro obrazy z druhé sady obrázků



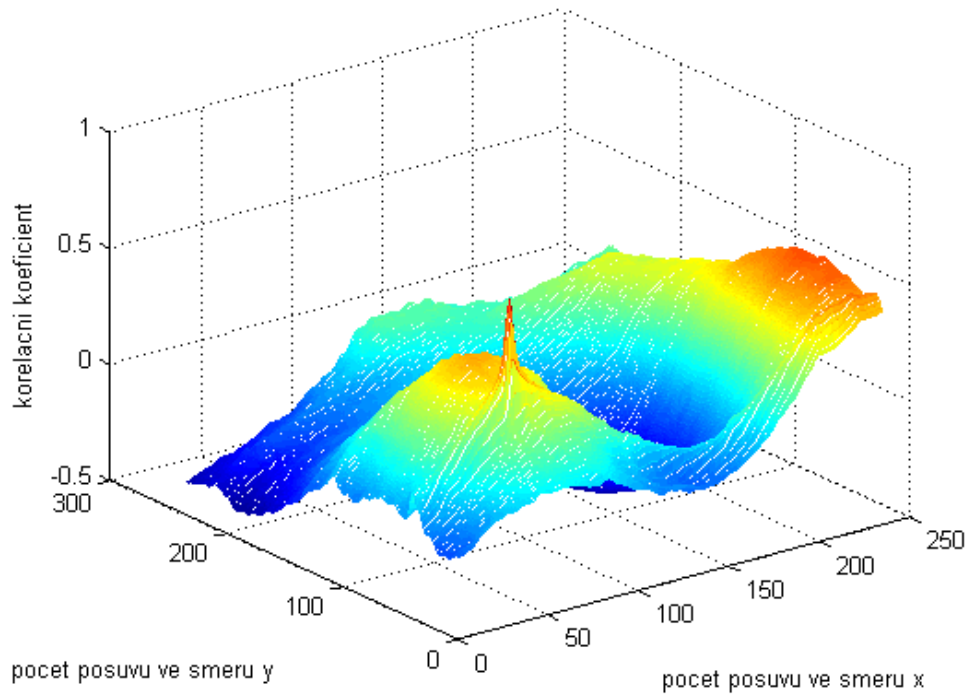
Obr. 6.8 Výsledek entropie z 2D sdružených histogramů pro obrazy z druhé sady obrázků

Nalezení globálního minima pro obrazy z třetí sady obrázků

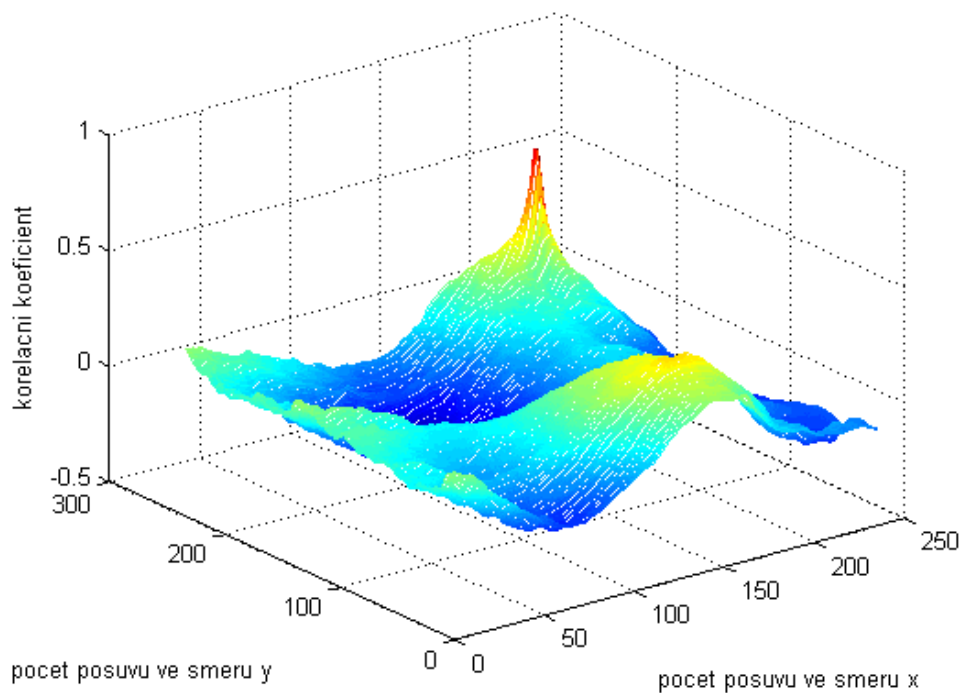


Obr. 6.9 Výsledek entropie z 2D sdružených histogramů pro obrazy z třetí sady obrázků

Ze zde uvedených výsledků vyplývá, že pro obrázky z první sady bylo dosaženo nejlepších vlastností a tedy také nejlepší registrace metodou korelačního koeficientu. Pro ověření optimálnosti této metody je zde uvedena registrace pro dvě různé dvojice obrázků.



Obr. 6.10 Výsledek korelace obrázků z první sady pro druhou dvojici obrázků



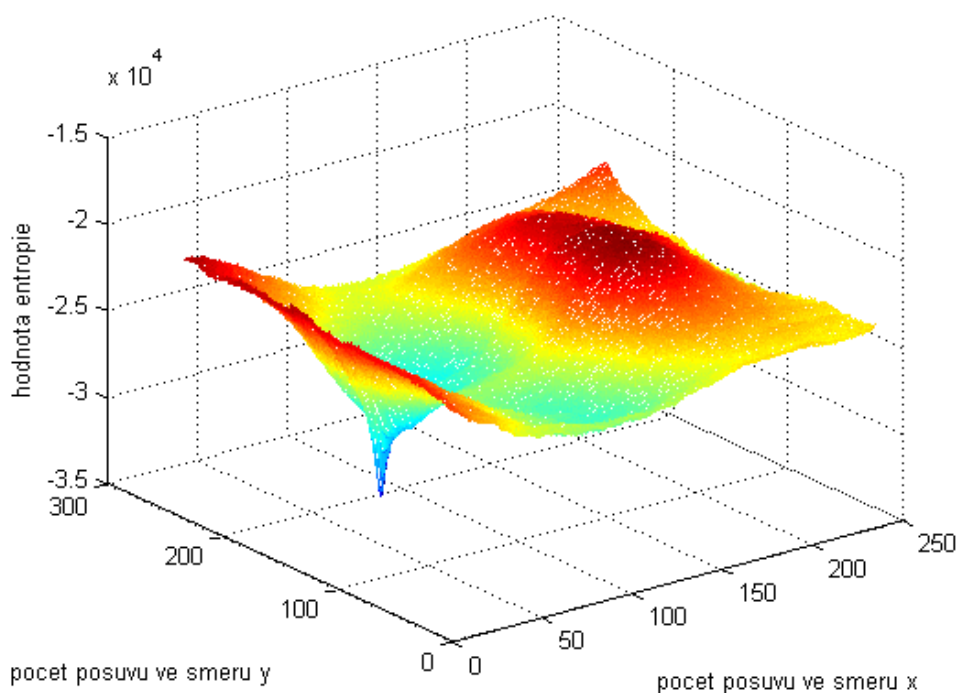
Obr. 6.11 Výsledek korelace obrázků z první sady pro třetí dvojici obrázků

Výsledný obraz získaný registrační metodou korelačního koeficientu je seskládaný z devíti různých obrazů sítnice. Nepřesnosti v registraci obrazů jsou způsobeny různými deformacemi (např. pohybem lidského oka při skenování) a to vede k odlišným vzdálenostem významných bodů (např. cévní řečiště) v různých obrazech. Potom dochází k tomu, že v určité oblasti dvou lícovaných obrazů je registrace úspěšná, ale s rostoucí vzdáleností od této oblasti se kvalita registrace zhoršuje (viz obr. 6.12).

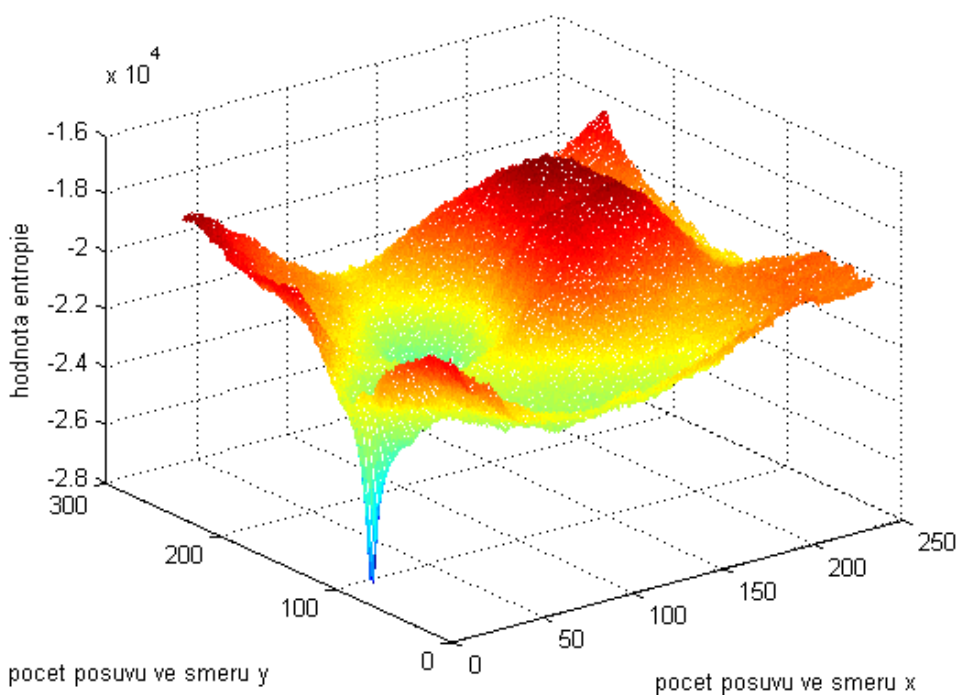


Obr. 6.12 Výsledný slícovaný obraz z první sady

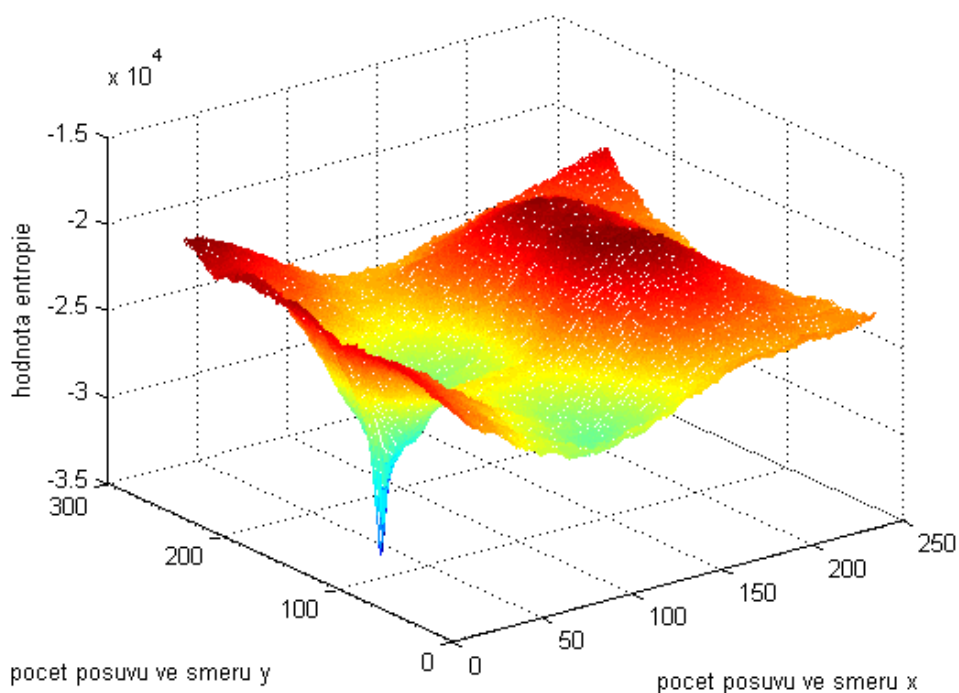
Z uvedených výsledků pro obrázky z druhé a třetí sady vyplývá, že nejlepších vlastností a tedy nejlepší registrace bude dosaženo za pomoci metody 2D sdružených histogramů. Grafy pro metodu 2D sdružených histogramů prokazují hladký průběh v okolí globálního extrému bez výskytu významných extrémů lokálních. Proto byla zvolena tato metoda za výhodnější než metoda korelačního koeficientu a metoda součtu absolutních hodnot rozdílů. Metoda korelačního koeficientu nebyla vybrána, protože nevykazuje dostatečně úzký a vysoký pík. A metoda součtu absolutních hodnot rozdílů nebyla vybrána z důvodu nerovnoměrné intenzity pozadí obrázků, která vnáší do registračních grafů značné nepřesnosti. Pro ověření této volby bude metoda odzkoušena ještě na dvou dvojicích obrázků.



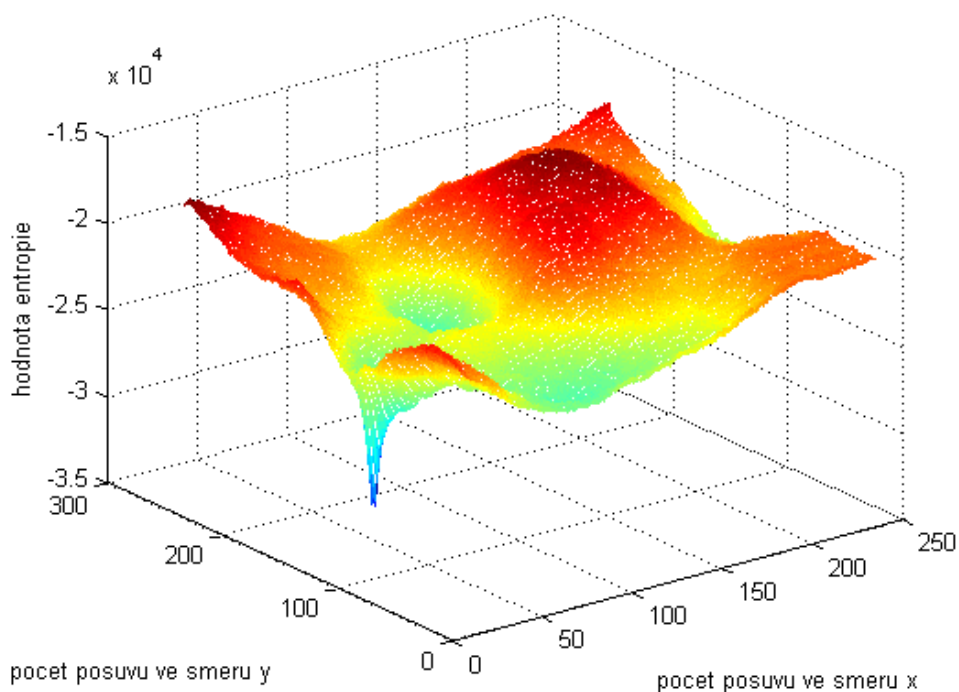
Obr. 6.13 Výsledek entropie z 2D sdružených histogramů obrazů z druhé sady pro druhou dvojici obrázků



Obr. 6.14 Výsledek entropie z 2D sdružených histogramů obrazů z druhé sady pro třetí dvojici obrázků

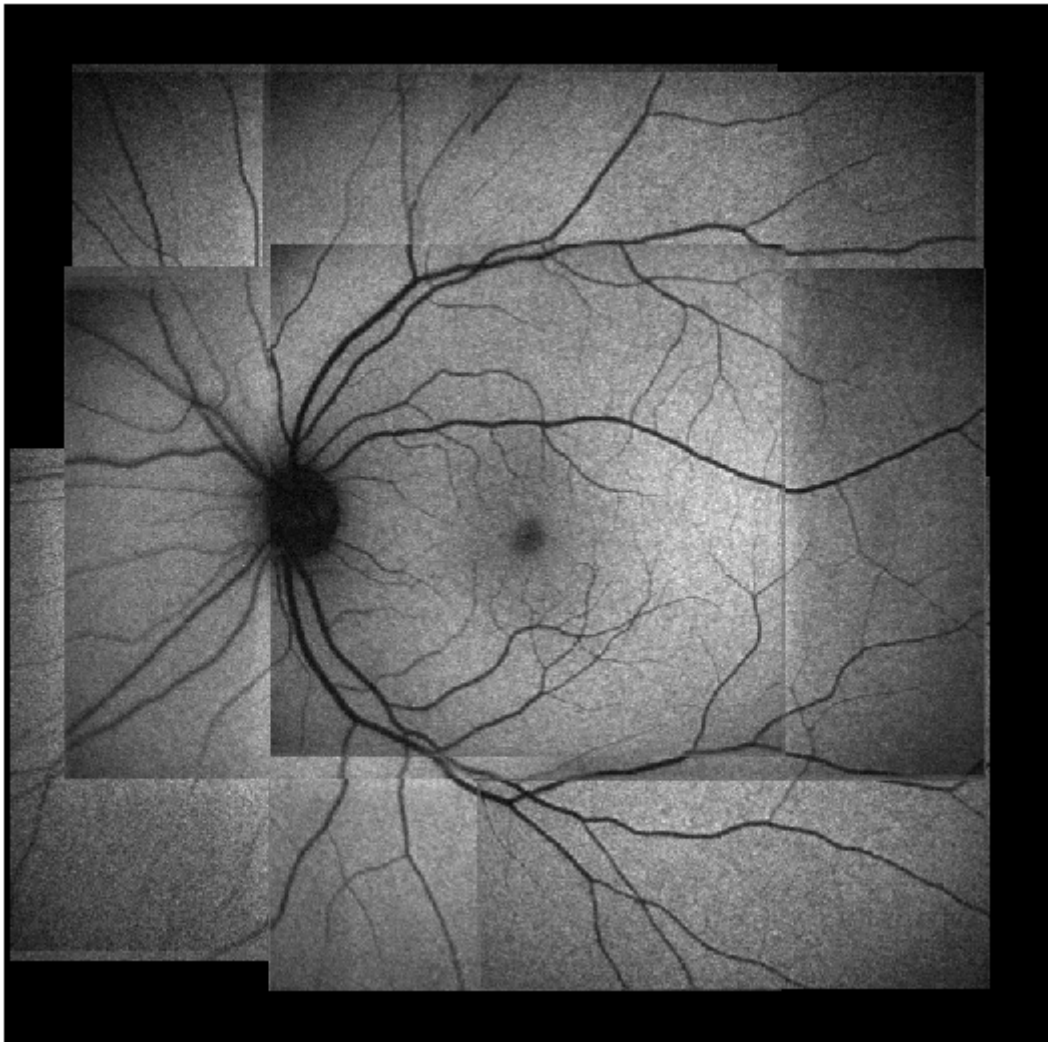


Obr. 6.15 Výsledek entropie z 2D sdružených histogramů obrazů z třetí sady pro druhou dvojici obrázků



Obr. 6.16 Výsledek entropie z 2D sdružených histogramů obrazů z třetí sady pro třetí dvojici obrázků

Metoda 2D sdružený histogram vykazuje dobré vlastnosti i u dalších registrovaných dvojic obrázků. Tato metoda je schopná správně zregistrovat i obrazy zatížené šumem (6.17).



Obr. 6.17 Výsledný zregistrovaný obraz z druhé množiny dat

7. Struktura programu a výsledky registrace obrazů pomocí korespondenčních značek

Teorie registrace pomocí korespondenčních značek byla aplikována na obrazy sítnice získané systémem HRA2 (obr. 7.1) a byla realizována programem, který se skládá z několika částí: korekce nestejně intenzity pozadí sítnice, rastr obrazu a detekce významných cév, výběr dílčích obrazů, skeletizace a detekce větvení cév (obr. 7.2).



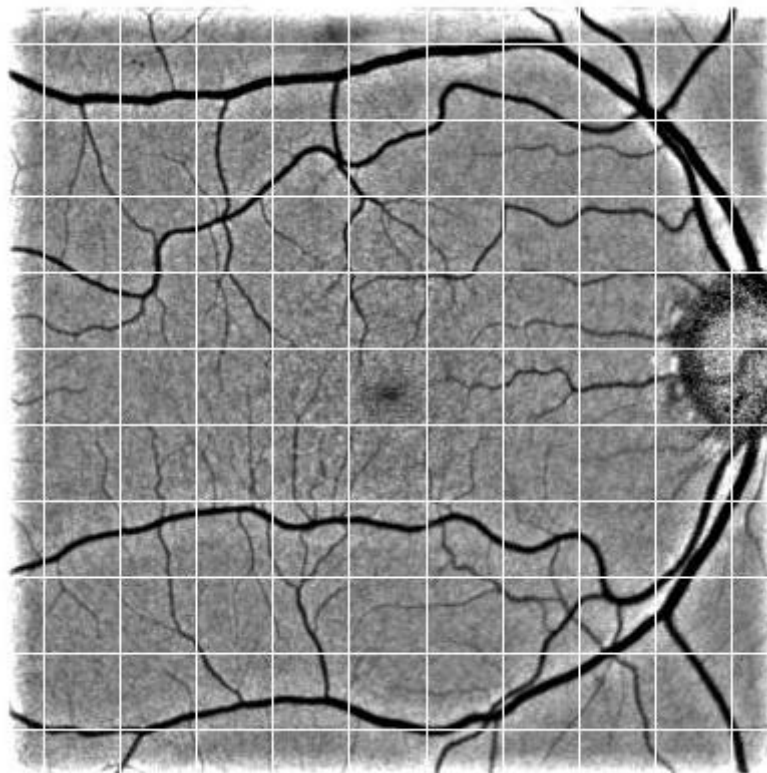
Obr. 7.1 Originální obraz získaný systémem HRA2

7.1 Korekce nestejně intenzity pozadí sítnice

Při korekci nestejně intenzity pozadí sítnice se využívá metody popsané v teoretické části, která je založena na vytvoření modelu nerovnoměrného osvětlení pomocí filtrace dolní propustí s velikostí masky 51x51 pixelů. Velikost této masky byla nastavena experimentálně. Program byl převzat od Radima Chrástka [9]. Získaný model se odečte od originálního obrazu a získá se korigovaný obraz (obr. 7.2), se kterým bude pracováno v dalších částech programu.

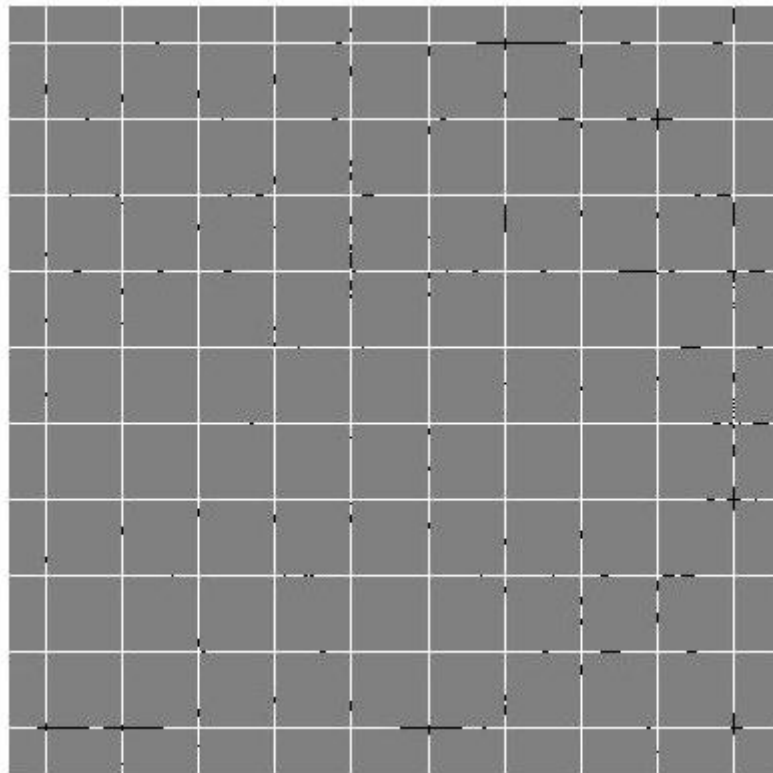
7.2 Rastr obrazu a detekce významných cév

V další části programu byl obraz rozdělen na malé čtvercové oblasti o velikosti desetiny vstupního obrazu a na hranách těchto oblastí se detekují významné cévy (obr.7.2). Bylo testováno to, zda se v místě rastru nachází hodnota pixelu nižší než je hodnota 70. Hodnoty pixelu se nacházejí v rozsahu 0-255, 0- je černá a 255- je bílá.



Obr. 7.2 Korekce pozadí obrázku a zavedení rastru

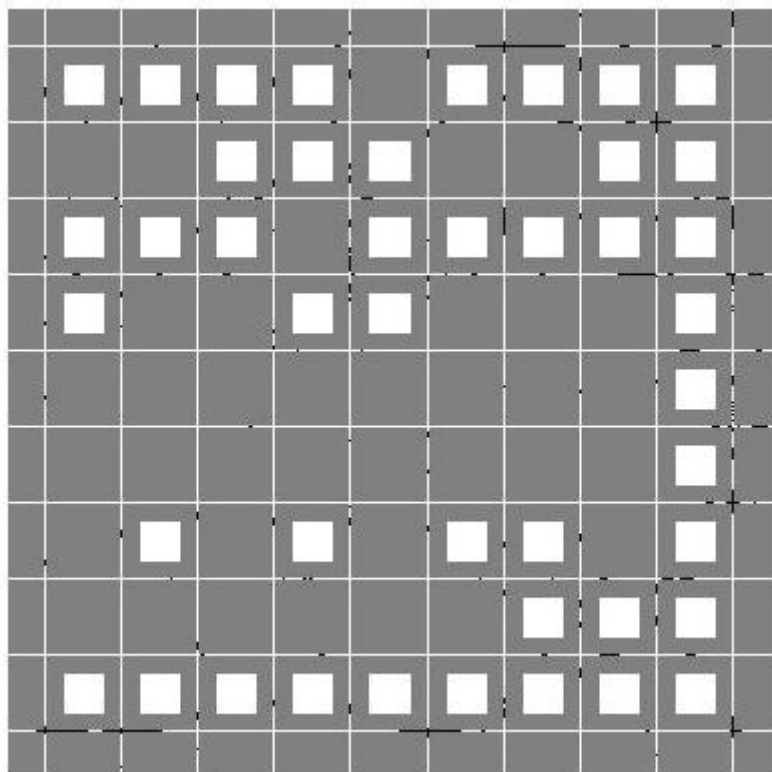
Rozhodovací úroveň byla určena experimentálně tak, aby bylo dosaženo optimálního rozlišení cévy od pozadí. Na obr.7.3 je vyjádřený výsledek tohoto testování. Místo detekce hodnoty nižší než 70 je znázorněno černým bodem[13].



Obr. 7.3 Detekce významných cév

7.3 Výběr dílčích obrazů

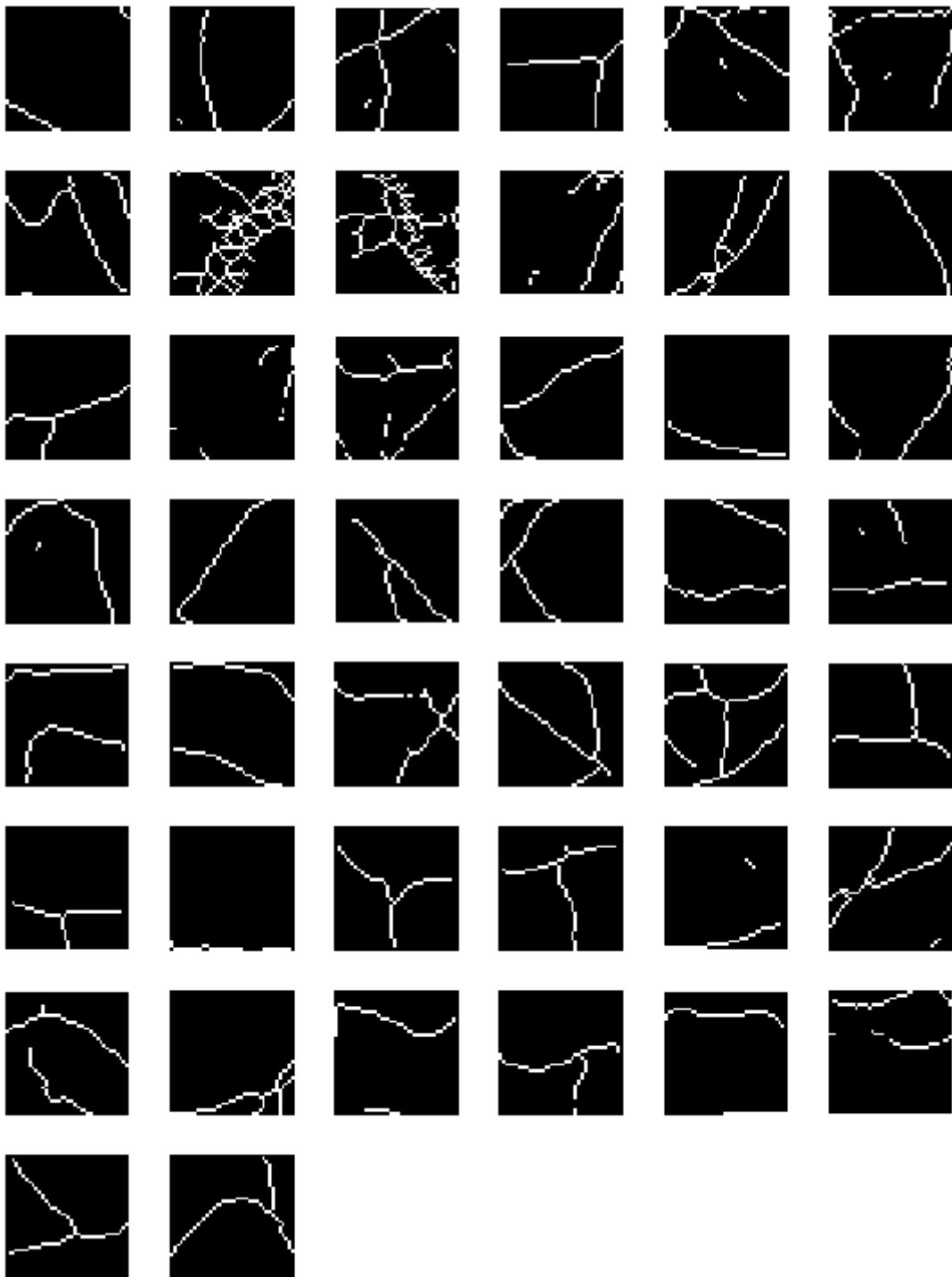
V dalším kroku byly vybrány dílčí obrázky, které splňují podmínku, že alespoň na třech stranách malého čtverce byly detekovány průchody cév. Požadují se alespoň tři strany z toho důvodu, že tam kde je splněna tato podmínka se předpokládá větvení cév (obr.7.4). Vybrané obrázky byly znázorněny bílými čtverci. S těmito obrázky bude pracováno v dalších částech programu.



Obr. 7.4 Výběr dílčích obrázků

7.4 Skeletizace

Následně byly provedeny úpravy obrazu požadované pro dosažení požadovaných výsledků. Nejprve bylo aplikováno prahování metodou Otsu funkcí matlabu *graythresh*[14]. Tato funkce vypočítá práh pro každý dílčí obraz a vede k tomu, že se oddělí cévy od pozadí. Dále byla provedena skeletizace obrazu morfologickou funkcí matlabu *bwmorph*, která vyžaduje, aby se obraz po prahování invertoval. Skeletizace obraz upraví do podoby, kde cévy jsou tvořeny čarami z jednotlivých pixelů (obr. 7.5). V další části programu byly odstraněny osamocené body po skeletizaci. Tyto osamocené body by způsobovaly potíže při detekci větvení cév. Tato korekce osamocenených bodů se provádí testováním, zda v okolí bodu se nachází navazující pixel. Pokud navazující pixel není detekován, je aktuální pixel vymazán.

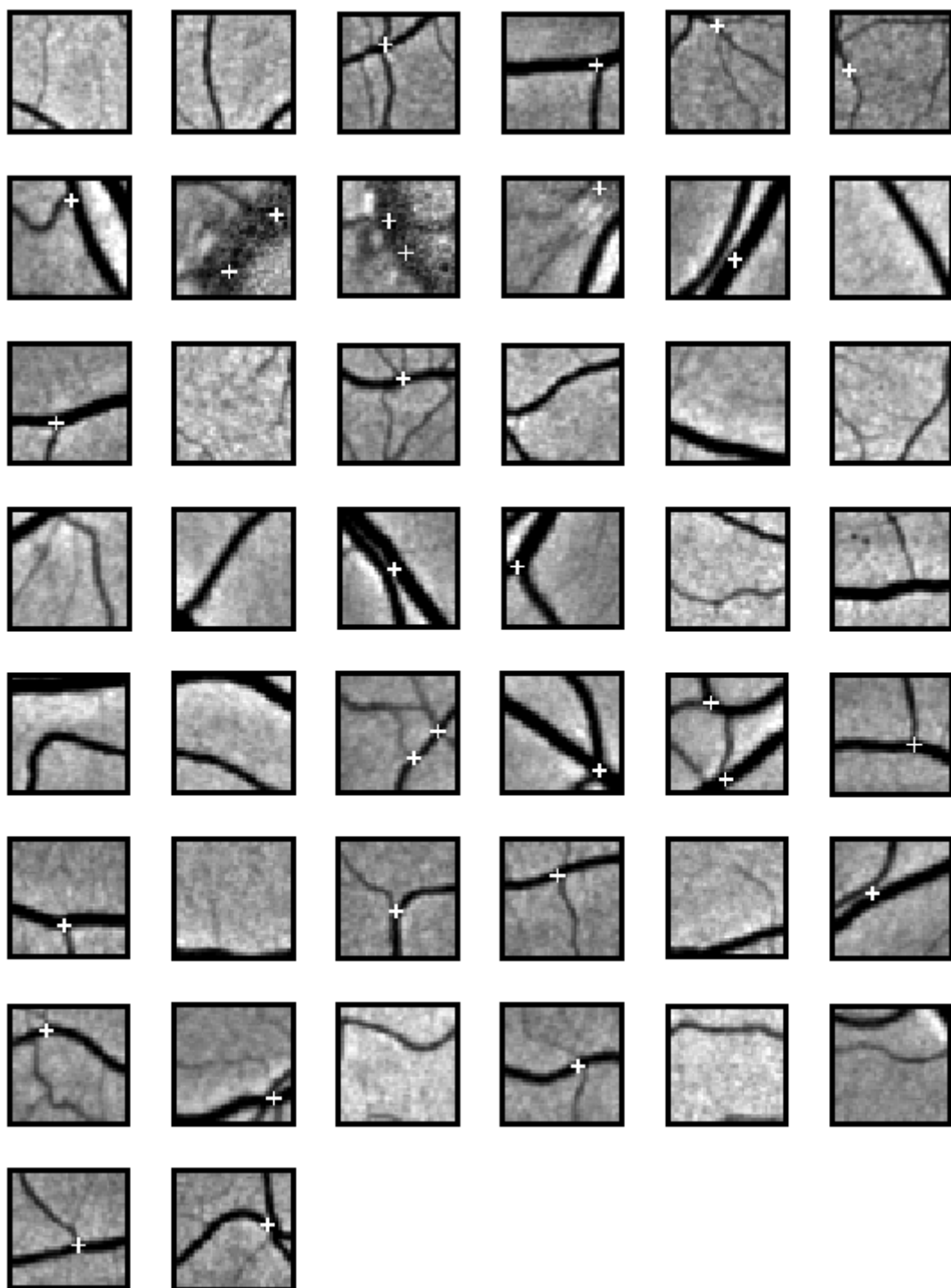


Obr. 7.5 Obrázky zpracované metodou Otsu a morfologickou metodou skeletizace

7.5 Detekce větvení cév

Dalším krokem programu je detekce míst větvení cév. Tato detekce byla uskutečněna postupným procházením obrazu a testováním, zda v okolí testovaného bodu jsou více než dva navazující body. Pokud je tato podmínka splněna, tak je na pozici aktuálního bodu zaznamenána značka (obr. 7.6). Následně je vypočítána eukleidovská vzdálenost mezi nově nalezenou značkou a všemi doposud nalezenými značkami v rámci dílčího obrázku. Jestliže se ve vektoru eukleidovských vzdáleností nachází hodnota menší než stanovená mez (zde je uvažovaná vzdálenost 15 pixelů), musí být rozhodnuto mezi dvojicí bodů o tom, který bude vykreslen a dále používán. Tato korekce se zavádí z důvodu minimálního odstupu jednotlivých značek. Rozhodnutí, který z dvojice bodů bude uvažován, se provádí analýzou okolí bodu v rozmezí 3x3 pixely. Vypočítá se suma bodů ve stanoveném okolí a testuje se, který ze dvou bodů má tmavší (menší hodnotu – černá = 0) okolí. Ten bod, který má tmavší okolí je vybrán a zakreslen, a to z důvodu, že se nachází na významnější cévě než bod druhý.

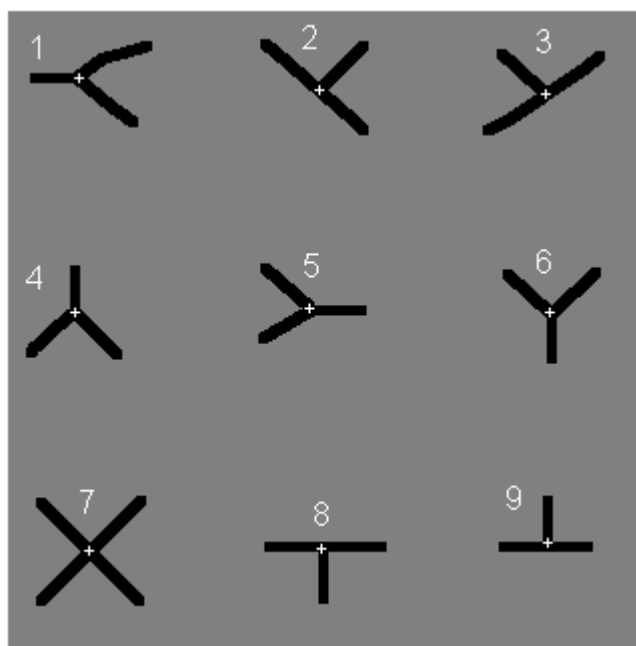
Postupné procházení je založeno na kontrole, zda se již aktuálním bodem neprocházel. Pokud se detekuje, že již aktuálním bodem bylo procházeno, nahradí se aktuální bod jiným, který je také podroben kontrole. Tento cyklus je ukončen po projití všech bodů.



Obr. 7.6 Vykreslení značek v místech větvení cév

7.6 Test na umělém obraze

V uměle vytvořeném obraze byly vykresleny napodobeniny větvení cév na sítnici lidského oka. V obraze je znázorněno devět idealistických větvení, kterými bylo možné odzkoušet vlastnosti algoritmu na detekci větvení cév (obr. 7.7). Testování správnosti detekce bylo založeno na informaci o skutečné pozici větvení cév. Vyhodnocení vlastností algoritmu bylo provedeno porovnáním souřadnic skutečných míst větvení se souřadnicemi míst větvení nalezenými algoritmem pro detekci větvení cév (tab. 7.1).



Obr. 7.7 Uměle vytvořený obraz větvení cév s vykreslenými značkami nalezenými algoritmem pro detekci větvení cév

Umělé větvení cév	č.1		č.2		č.3		č.4		č.5	
Souřadnice větvení	x	y	x	y	x	y	x	y	x	y
Skutečné souřadnice	34	33	155	39	267	41	33	150	151	149
Nalezené souřadnice	35	33	155	39	267	41	33	150	150	148

Umělé větvení cév	č.6		č.7		č.8		č.9	
Souřadnice větvení	x	y	x	y	x	y	x	y
Skutečné souřadnice	270	151	40	269	157	267	268	267
Nalezené souřadnice	269	150	40	269	156	268	268	265

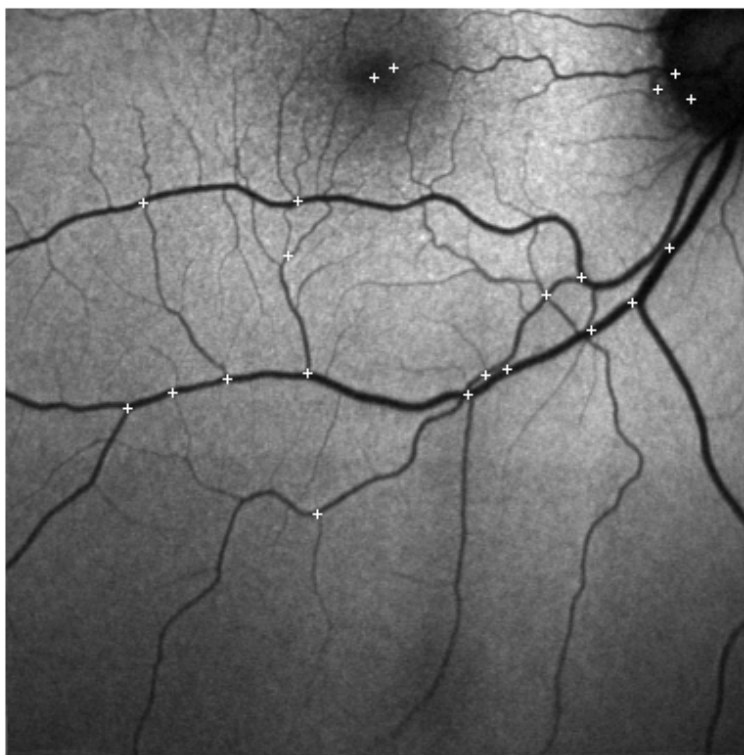
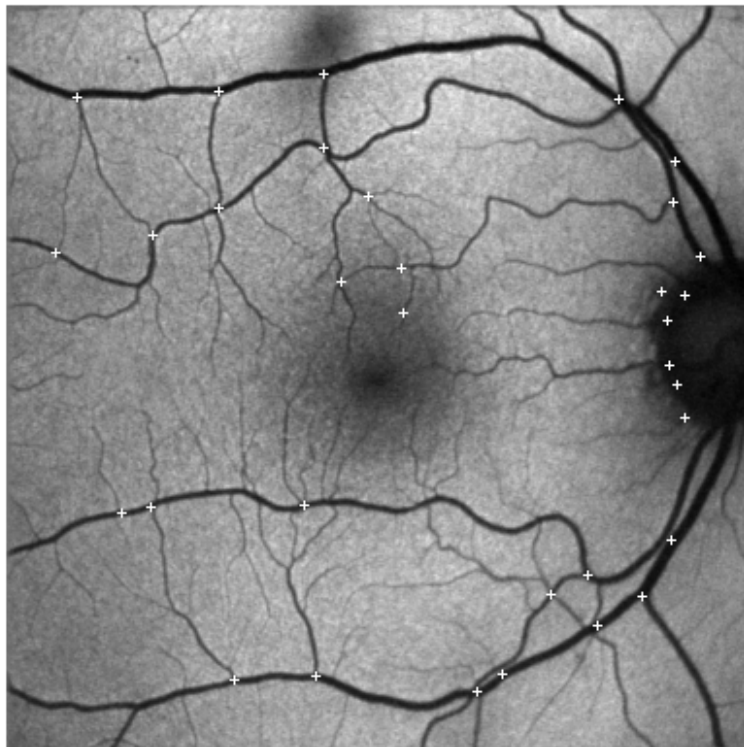
Tab. 7.1 Porovnání skutečných souřadnic s nalezenými souřadnicemi větvení cév

Z tabulky 7.1 je zřejmé, že souřadnice skutečných a nalezených míst větvení cév se až na malé odchylky shoduje. Tyto odchylky jsou způsobené morfologickou metodou skeletizace při vytváření liniových objektů v obraze. Vytvořené objekty nejsou identické s průběhem cév v originálním obraze. Odchylky od průběhu cév v originálním obraze nedosahují velkých hodnot. Z experimentu s umělým obrazem bylo zjištěno, že

tato odchylka nabývá maximálně velikosti jednoho pixelu. Na registraci obrazů nemá tato chyba žádný vliv. Bez ohledu na to, že v překrývajících se částech obrazů jsou průběhy cév stejné a tím pádem jsou nalezené souřadnice odpovídajících si míst zatížené stejnou chybou.

7.7 Registrace obrazů pomocí nalezených korespondenčních značek

Registrace je realizována s dvojicí obrazů (obr. 7.8), u kterých se předpokládá částečný překryv snímané scény.



Obr. 7.8 Dvojice obrázků s vykreslenými korespondenčními značkami

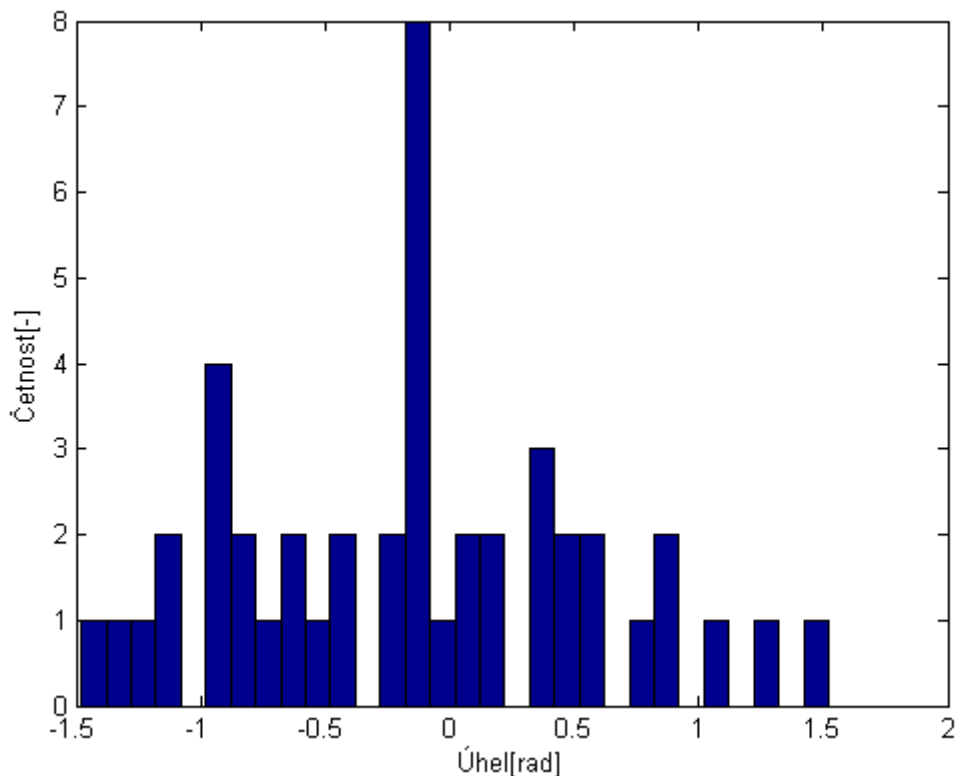
Nejprve je provedeno odstranění nalezených značek nacházejících se v oblasti optického disku. Tyto nalezené značky jsou nežádoucí z důvodu svých nahodilých pozic. Předpokládá se, že v okolí bodu nacházejícího se v oblasti optického disku, bude pozadí odlišné od ostatních bodů. Z okolí značky v rozmezí desetiny vstupního obrazu se určí suma z jednotlivých pixelů. Experimentálně bylo zjištěno, že jestliže suma z okolí značky je menší než třetina z maximální sumy okolí, lze předpokládat, že tato značka se nachází v oblasti optického disku. Značky splňující toto kritérium jsou odstraněny a není s nimi pracováno v dalších postupech.

Hledání odpovídajících si dvojic bodů bylo realizováno dvěma metodami:

- metoda založená na histogramech
- metoda založená na algoritmu ICP

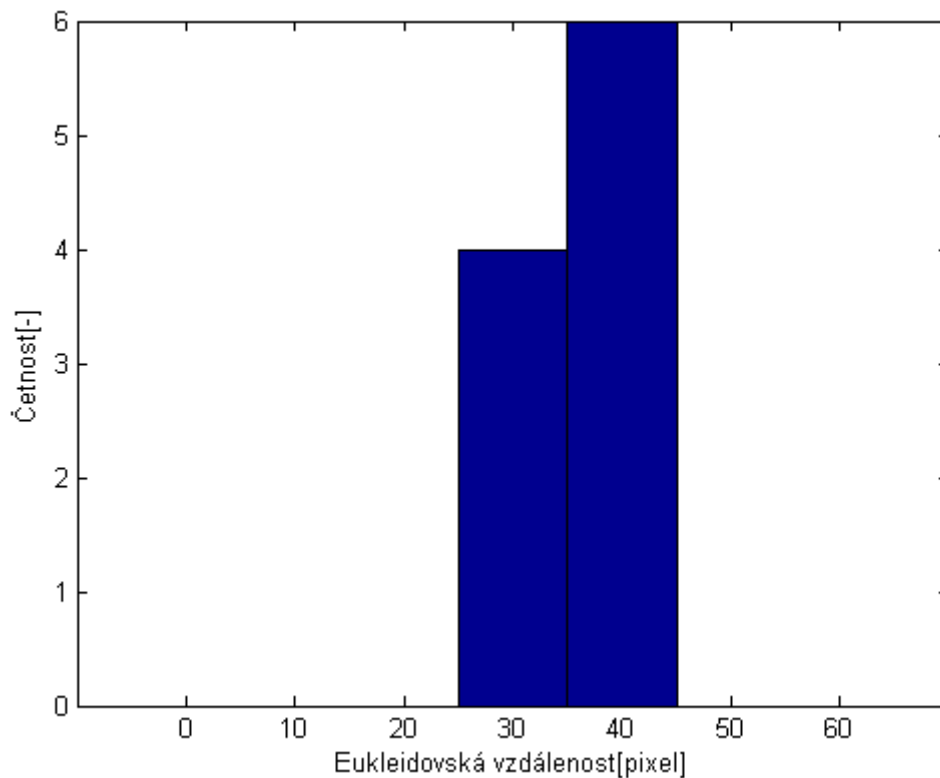
Metoda využívající histogramů

Z obr. 7.8 lze odvodit, že obrazy se překrývají přibližně polovinou. Tato informace byla aplikována na vektory souřadnic nalezených bodů, čímž dojde k zmenšení vzdálenosti mezi dvojicemi odpovídajících si bodů. Z takto upravených vektorů souřadnic bodů byla vypočítána matice eukleidovských vzdáleností a úhlů. Dále bylo uvažováno, že vzdálenost odpovídajících si bodů nebude přesahovat hodnotu 60 pixelů. Podle hodnot vzdáleností splňujících tuto podmínku byly vybrány příslušné hodnoty z matice úhlů. Z vybraných hodnot úhlů byl vypočítán histogram (obr. 7.9), z okolí maxima histogramu se vyberou hodnoty, podle kterých se určí příslušné hodnoty z matice eukleidovských vzdáleností.



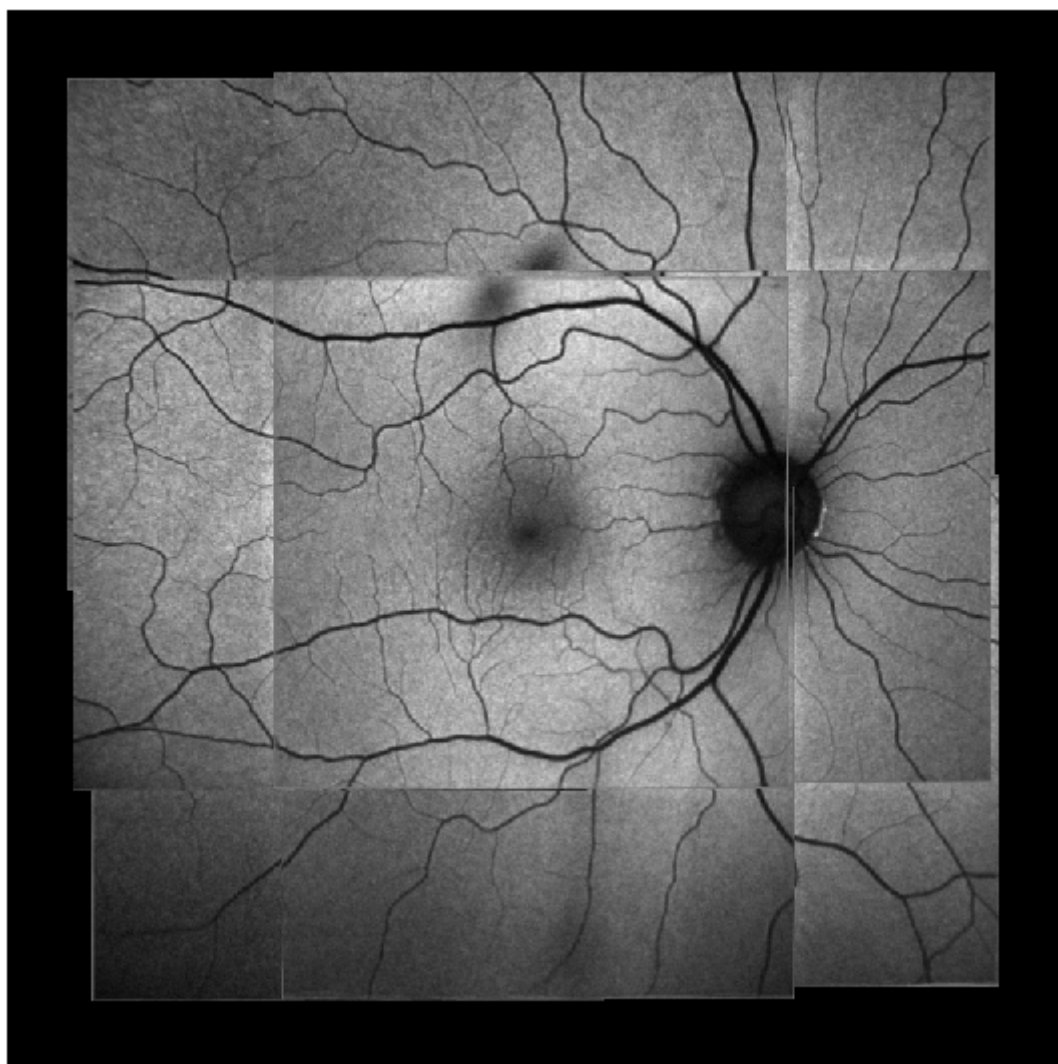
Obr. 7.9 Histogram úhlů

Pro zvýšení přesnosti této metody byl aplikován výpočet histogramu ještě na vybrané hodnoty z matice eukleidovských vzdáleností (obr. 7.10).



Obr. 7.10 Histogram eukleidovských vzdáleností

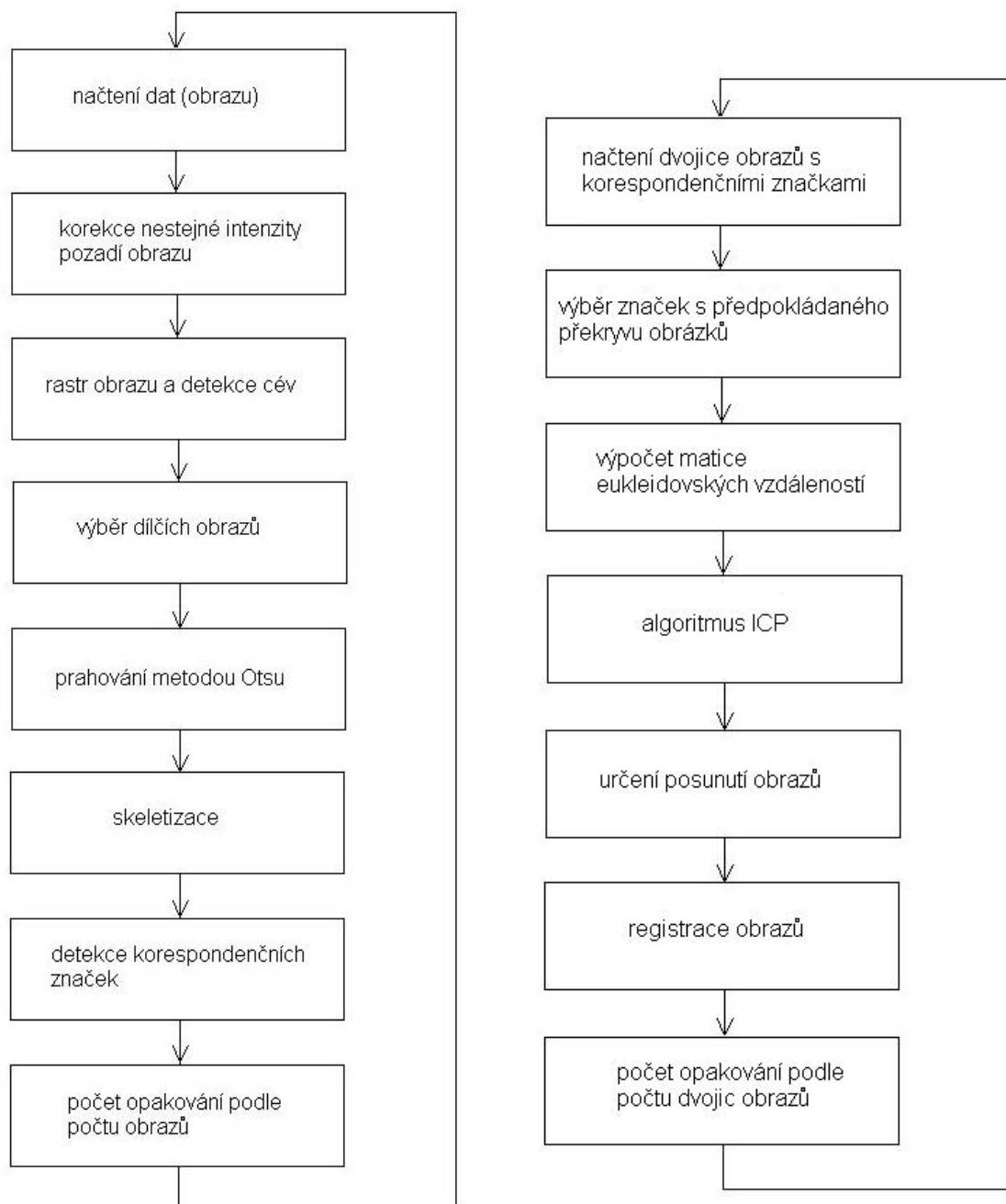
Z okolí maxima histogramu se vyberou hodnoty eukleidovských vzdáleností. Výsledkem je vektor eukl. vzdáleností, jehož hodnoty se nacházejí v úzkém intervalu. Podle hodnot výsledného vektoru se z matice eukleidovských vzdáleností určí souřadnice odpovídajících si bodů. Rozdíly odpovídajících si bodů v ose x a y určují stupeň posunutí, který vede ke správnému zregistrování obrazů. Zde vyplynul problém s výpočtem úhlů jednotlivých dvojic bodů. Úhly byly vypočítány pomocí funkce tangens, což může vést k záměně vektorů o 180° . Odstranění této chyby bylo realizováno výpočtem histogramu z rozdílů odpovídajících si bodů v ose x a také v ose y. Z okolí maxima obou histogramů se vyberou hodnoty, které se nacházejí v úzkém intervalu. Tyto hodnoty lze považovat za správné za podmínky dostatečného množství odpovídajících si bodů. Stupeň posunutí byl určen průměrem z vektorů rozdílů odpovídajících si bodů. Pomocí určeného posunutí lze zregistrovat obrazy (obr 7.11).



Obr. 7.11 Výsledný zregistrovaný panoramatický snímek získaný metodou založenou na histogramech

7.8 Metoda využívající algoritmus ICP

Na obr. 7.12 je zachyceno blokové schéma registrace obrazů využívající algoritmus ICP. Blokové schéma je rozděleno na dvě části. První část znázorňuje detekci korespondenčních značek a druhá část popisuje samotnou registraci založenou na metodě ICP.



Obr. 7.12 Blokové schéma zachycující registraci obrazů metodou ICP

I v této metodě se vychází z předpokladu, že se registrované obrazy překrývají přibližně polovinou. I zde je vypočítána matice eukleidovských vzdáleností z upravených vektorů souřadnic bodů jako v předchozím případě. U této metody bylo

zapotřebí odfiltrovat souřadnice bodů, které nejsou v překrývající oblasti. Toto lze realizovat podle již zmiňovaného předpokladu, že se obrazy překrývají přibližně polovinou. S takto upravenou maticí eukleidovských vzdáleností lze realizovat algoritmus ICP. Samotný algoritmus ICP byl naprogramován podle teorie v odstavci 5.4 Algoritmem ICP byl získán výsledný vektor eukleidovských vzdáleností, který musí projít úpravou tak, jak bylo uvedeno u metody založené na histogramech. Nevýhoda této metody je v malém počtu nalezených dvojic odpovídajících si bodů, což vede k chybám při určování správného posuvu. Na obr. 7.13 je zřetelné, že nesprávně zregistrované jsou rohové obrázky sítnice. Což je právě způsobené malým počtem nalezených dvojic odpovídajících si bodů mezi obrazem centrálním a obrazem rohovým.



Obr. 7.13 Výsledný zregistrovaný panoramatický snímek získaný metodou ICP

Při srovnání vlastností obou metod je zřejmé, že metoda založená na histogramech vykazuje lepší schopnost registrace obrazů.

8. Úprava obrazu do 3D prostoru

Obrazy získané systémem HRA2 jsou naskenovány a zobrazeny jako ploché snímky sítnice lidského oka. Je nutné si uvědomit, že toto zobrazení může vnášet určité zkreslení a tak by se mělo volit zobrazení v 3D prostoru. Protože lidské oko má přibližný tvar koule, použije se k zmiňovanému zobrazení část povrchu koule, na kterou se nalepí obraz sítnice.

V analytické geometrii lze kulovou plochu se středem v (x_0, y_0, z_0) a poloměrem r definovat jako množinu bodů (x, y, z) , které splňují rovnici

$$(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2 = r^2 \quad (8.1)$$

Při návrhu programu pro zobrazení obrazů v 3D prostoru byl zvolen následující postup. Důležitou informací je, že prostorové rozlišení obrazů sítnice (které jsou použity v této práci) získaných systémem HRA2 je $10 \mu\text{m}/\text{pixel}$. Další cenou informací je poloměr lidského oka. Ten není u všech osob stejný, ale pohybuje se v určitém intervalu 10-12,5 mm (pro další výpočet byla zvolena hodnota poloměru 12 mm). Z poloměru oka byl vypočítán obvod koule podle vzorce

$$O = 2\pi r = 2 \cdot \pi \cdot 12 = 75,36\text{mm} = 75360\mu\text{m} \quad (8.2)$$

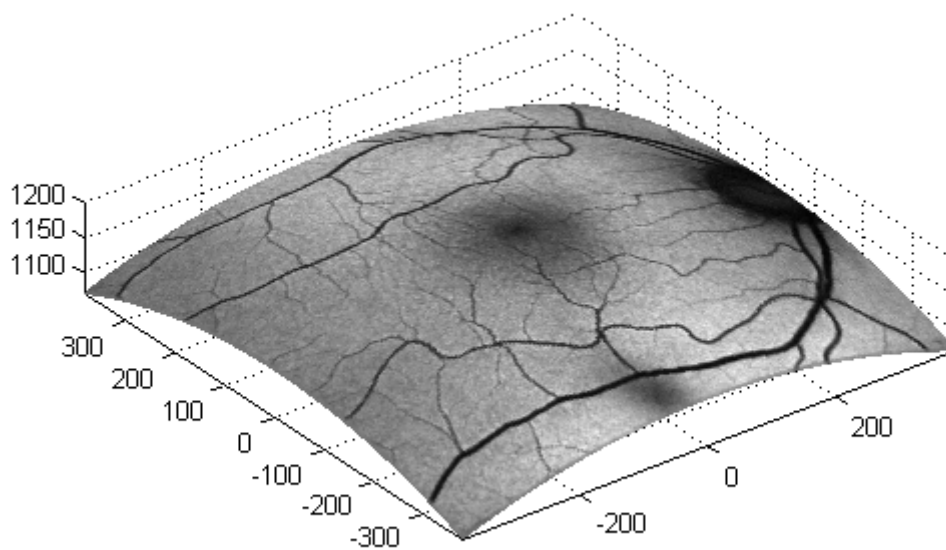
Potom bylo jednoduchou úvahou určeno, kolik pixelů obsahuje obvod koule

$$x = \frac{O}{\text{prost.rozl.}} = \frac{75360}{10} = 7536\text{pixelu} \quad (8.3)$$

A následně byl vypočítán poloměr vztažený na jednotku pixel

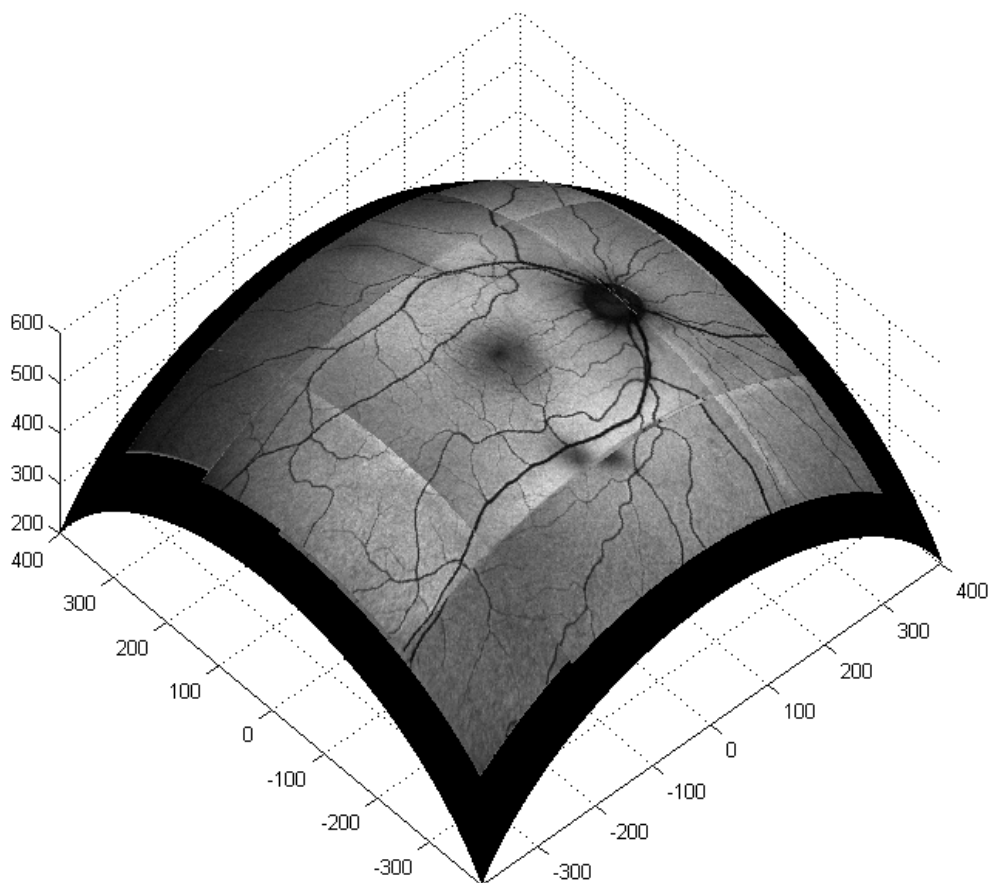
$$r = \frac{x}{2\pi} = \frac{7536}{2 \cdot \pi} = 1200\text{pixelu} \quad (8.4)$$

Do rovnice koule byla dosazena tato hodnota poloměru a jako hodnoty souřadnic x, y byly použity velikosti naskenovaného obrazu sítnice, které jsou 768×768 . A z těchto hodnot dosazených do rovnice koule program vypočítá poslední souřadnici z a vykreslí obraz v 3D prostoru.



Obr. 8.1 Obrázek sítnice lidského oka (hodnoty na osách jsou v pixelech)

Pro zobrazení výsledného slícovaného obrazu je nutné přepočítat poloměr koule a to z toho důvodu, že výsledný obraz je seskládaný z obrazů, které jsou převzorkovány. Protože byla velikost obrazů převzorkováním zmenšena na polovinu jejich původní velikosti, musí se i poloměr koule zmenšit na polovinu.



Obr. 8.2 Výsledný zregistrovaný obraz zobrazený v 3D prostoru

Závěr

V této diplomové práci je pojednáno o registraci obrazů. Byly zde odzkoušeny vlastnosti registračních metod založených na globální podobnosti a korespondenčních značkách. Pro metodu využívající globálních funkcí z výsledků registrace vyplývá, že pro obrazy nerozmazané a nezatížené šumem vychází nejlépe funkce korelačního koeficientu. Naopak pro obrazy mírně rozostřené a zatížené šumem se jako nejlepší jeví metoda 2D sdružených histogramů. Metoda založená na korespondenčních značkách má oproti metodě využívající globální podobnosti výhodu ve výpočetní nenáročnosti. Schopnost metody vyhledávat korespondenční značky byla otestována na uměle vytvořeném obraze. Přesnost nalezených souřadnic bodů je v toleranci jednoho pixelu. Nalezené korespondenční body jsou využity k registraci obrazů metodou založenou na histogramech a metodou ICP. Z výsledků vyplývá, že metoda založená na histogramech dosahuje přesnější registrace obrazů. Odchytky v nalezených souřadnicích odpovídajících si bodů tato metoda eliminuje.

Použitá literatura:

- [1] Dokumentace k laserovému skenovacímu oftalmoskopu HRA,
<http://www.heidelbergengineering.com/>
- [2] Bělehrad, M.: Detection of Autofluorescent Zone in Ophthalmologic Images,
diplomová práce, Brno, 2006
- [3] Kolář R., Jan J., Kubečka L.: Computer support for early glaucoma diagnosis based
on the fused retina images. Department of Biomedical Engineering, Brno University
of Technology, Brno 2006
- [4] Daněk, O.: Registrace obrazu buněk podle intenzit v obraze.
diplomová práce, FI MU, Brno, 2007
- [5] Jan, J.: Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů. Vutium, 2002
- [6] Zitová, B., Flusser, J.: Image registration methods. Department of Image Processing,
Institute of Information Theory and Automation, Academy of Sciences of the Czech
Republic, 2003
- [7] Brown, L. G.: A Survey of Image Registration Techniques. Department of Computer
Science, Columbia University, New York, 1992
- [8] Ibáñez, L., Schroeder, W., Cates, J.: The Insight Toolkit Software Guide, Second
Edition, *Updated for ITK version 2.4*, 2005
- [9] Chrástek, R.: Automated Retinal Image Analysis for Glaucoma Screening and
Vessel Evaluation, PhD Thesis, University of Erlangen, 2005
- [10] Genčúr M., Nástroj na zpracování fotografického textu, Bakalářská práce, 2007
Brno
- [11] Lam, L., Lee, S-W.: Thinning Methodologies -A Comprehensive Survey, IEEE
Transactions on Pattern Analysis and Machina Inteligence, Vol. 14, No. 9,
September 1992
- [12] Besl, P.J.: A Method for Registration of 3-D Shapes, IEEE Transactions on Pattern
Analysis and Machina Inteligence, Vol. 14, No. 2, February 1992
- [13] Englmeier, K.-H., Bichler, S., Schmid, K.: Multi-resolution retinal vessel tracker
based on directional smoothing, Proceedings of SPIE Medical Imaging 2002, vol.
4683, pp. 230 – 237, 2002
- [14] Otsu, N., "A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms," IEEE
Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Vol. 9, No. 1, 1979, pp. 62-66.
September 1992

Příloha

Návod k obsluze programu

Registrace obrazů pomocí globální podobnosti

Seznam naprogramovaných metod s odpovídajícími názvy skriptů

Korelační koeficient – skript s názvem *korelace.m*

Součet absolutních hodnot rozdílů – skript s názvem *soucet.m*

Vzájemná informace využívající 2D sdružených histogramů – skript s názvem *sdruzeny_hist.m*

K registraci panoramatického snímku byly využity tyto metody:

Pro první množinu dat: *Korelační koeficient* – skript s názvem *korelace_celk.m*

Pro druhou a třetí množinu dat: *2D sdružený histogram* - skript s názvem *sdruzeny_hist_celk.m*

Registrace obrazů pomocí korespondenčních značek

Seznam naprogramovaných metod s odpovídajícími názvy skriptů a návod k obsluze

Nejprve je třeba spustit skript pro vyhledání korespondenčních značek v obrazech – skript s názvem *nalezeni_korespondencnich_znacek.m*, který obsahuje odkazy na funkci pro korekci nestejně intenzity pozadí sítnice s názvem *corrilum.m* a funkci pro výběr dílčích obrázků *vyber_dil_obr_ver4.m*

Tento krok je pro obě metody registrace stejný. Dále postup spuštění skriptů bude dělit na dvě větve. První větev popisuje metodu založenou na histogramech a druhá větev popisuje metodu využívající algoritmus ICP.

Metoda založená na histogramech

Dále je třeba spustit skript na úpravu nalezených korespondenčních bodů předchozím krokem. Tento skript má název *uprava_souradnic_bodu_histogram.m*

Samotná registrace bude provedena po spuštění skriptu s názvem *registrace_obrazu_histogram.m*

Metoda založená na algoritmu ICP

Zde je třeba také nejprve spustit úpravu nalezených korespondenčních bodů skriptem s názvem *uprava_souradnic_bodu_ICP.m*

Registrace se provede po spuštění skriptu s názvem *registrace_obrazu_ICP.m*

Pozn. Při spuštění jednotlivých metod registrace je třeba obnovit matici nalezených korespondenčních značek spuštěním skriptu s názvem *nalezeni_korespondencnich_znacek.m*

Mapování obrazu na sítnici

Mapování obrazu na sítnici se provede po spuštění skriptu s názvem *mapovani_oba_na_sitnici.m*

Je zde třeba zdůraznit, že skript pro mapování zregistrovaného panoramatického snímku na sítnici využívá matici s názvem *zn*, která byla vypočítána metodami pro registraci obrazů.