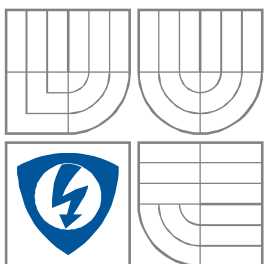


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A
KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

LÍCOVÁNÍ SNÍMKŮ SÍTNICE POMOCÍ METODY FÁZOVÉ KORELACE

RETINAL IMAGE REGISTRATION USING PHASE CORRELATION

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

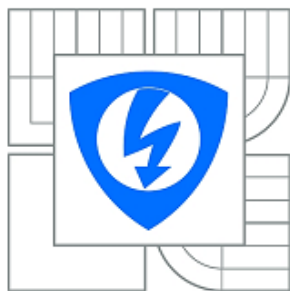
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. VIKTOR ŠIKULA

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. RADIM KOLÁŘ, Ph.D.

BRNO 2011



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student: Bc. Viktor Šikula
Ročník: 2

ID: 72866
Akademický rok: 2010/2011

NÁZEV TÉMATU:

Lícování snímků sítnice pomocí metody fázové korelace

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Prostudujte metodu fázové korelace pro registraci obrazů a realizujte ji pro případ posunu, rotace a změny měřítka. Dále se seznamte s vlastnostmi snímků sítnice různých modalit a aplikujte metodu fázové korelace na tyto snímky. Zaměřte se také na lokální využití fázové korelace pro vyhledávání korespondujících oblastí a dále na možnosti hodnocení kvality registrace.

V prostředí Matlab vytvořte aplikaci s uživatelským rozhraním pro snadné použití vytvořených algoritmů, včetně možnosti jejich dávkového spouštění na sadě obrazů.

Práce musí obsahovat: formulaci cíle, teoretický popis metodiky řešení problému a popis praktického řešení těchto problémů, včetně výsledků a dokumentace k realizovaným programovým modulům.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Murat B., Hassan F.: Subpixel registration directly from the phase difference, EURASIP J. Appl. Signal Process., vol. 2006, pp. 231-231, 2006

[2] Reddy B., Chatterji B.: An FFT-based technique for translation, rotation, and scale-invariant image registration, Image Processing, IEEE Transactions on, vol. 5, no. 8, pp. 1266-1271, Aug 1996.

Termín zadání: 15.10.2010

Termín odevzdání: 20.5.2011

Vedoucí práce: doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá líčováním snímků sítnice pomocí metody fázové korelace. Jsou zde popsány vlastnosti obrazů sítnice a způsob jejich snímání. V práci je vysvětlen postup pro zjištění měřítka, rotace a posunu mezi dvěma obrazy sítnice metodou fázové korelace. K líčování jsou použity snímky z fundus kamery a skenovací laserové oftalmoskopie (SLO). V práci je popsáno vyhledávání korespondujících značek pomocí fázové korelace a registrace kvadratickou transformací. Výsledky registrace jsou objektivně i subjektivně vyhodnoceny.

Klíčová slova

Fázová korelace, registrace obrazů, sítnice, fundus kamera, oko.

Abstract

This master thesis deals with retinal image registration using phase correlation technique. There are described properties of retinal images and modality of scanning. A geometrical transformation encompassing scale, rotation and translation between two retinal images is considered and the whole registration framework is described. There are used retinal images from fundus camera and scanning laser ophthalmoscope (SLO). In this thesis is described corresponding bifurcations detection using phase correlation and registration using second-order polynomial transformation. The results are subjectively and objectively verified.

Keywords

Phase correlation, image registration, retina, fundus camera, eye.

Bibliografická citace mé práce:

ŠIKULA, V. Lícování snímků sítnice pomocí metody fázové korelace. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 47 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D..

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Lícování snímků sítnice pomocí metody fázové korelace 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

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce doc. Ing. Radimu Koláři, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne

.....
podpis autora

Obsah

OBSAH	V
1. ÚVOD	1
2. SÍTNICE	2
2.1 Princip snímání obrazů sítnice	2
2.1.1 Fundus kamera	2
2.1.2 OCT – optická koherentní tomografie	4
2.1.3 SLO – skenovací laserová oftalmoskopie	4
2.2 Vlastnosti obrazů sítnice	4
3. FÁZOVÁ KORELACE	7
3.1 Posun	7
3.2 Rotace	9
3.2.1 Okrajový efekt	10
3.2.2 Převod do polárních souřadnic	12
3.2.2.1 Interpolace	12
3.2.2.2 Váhování	13
3.2.2.3 Adaptivní transformace do polárních souřadnic	15
3.3 Výpočet měřítka	16
4. POŽITÍ FÁZOVÉ KORELACE K LÍCOVÁNÍ SNÍMKŮ SÍTNICE	18
4.1 Lícování dvou snímků z fundus kamery	18
4.1.1 Zvýraznění hran	19
4.1.2 Úprava nerovnoměrné iluminace	19
4.1.3 Potlačení vlivu masky a okrajového efektu	21
4.1.4 Filtrování výsledku fázové korelace	22
4.1.5 Určení správných hodnot měřítka, rotace a posunu	22
4.1.6 Iterativní přístup	23
4.2 Lícování snímku z fundus kamery a SLO snímku	24
4.2.1 Úprava rozměrů snímků	24
4.2.2 Filtrování výsledku fázové korelace	25
4.3 Geometrické transformace a jejich maticové vyjádření	26
4.3.1 Homogenní souřadnice	26
4.3.2 Posunutí	26

4.3.3 Rotace	26
4.3.4 Změna měřítka	27
4.3.5 Skládání transformací	28
4.3.6 Použití maticového vyjádření transformací při lícování snímků sítnice	29
4.4 Registrace snímků využitím korespondujících značek a kvadratické transformace	31
4.4.1 Detekce bifurkací	32
4.4.2 Vyhledání korespondujících bifurkací	32
4.4.3 Kvadratická transformace	33
4.4.4 Výsledky registrace	34
5. VYHODNOCENÍ.....	37
5.1 Subjektivní vyhodnocení	37
5.2 Objektivní vyhodnocení.....	39
5.2.1 Vzájemná informace.....	39
5.2.2 Výsledky	42
6. ZÁVĚR.....	45
7. LITERATURA.....	46
8. SEZNAM PŘÍLOH.....	48

Seznam obrázků

Obr. 1: Anatomie oka	2
Obr. 2: Optika fundus kamery.....	3
Obr. 3: Nemydriatická fundus kamera NIDEK AFC-210	4
Obr. 4: Příklady normálních sítnic	5
Obr. 5: Abnormality sítnice	6
Obr. 6: Výpočet posunu dvou obrázků fázovou korelací	8
Obr. 7: Promítnutí rotace v amplitudovém spektru	9
Obr. 8: Okrajový efekt.....	10
Obr. 9: Okénkové funkce.....	11
Obr. 10: Převod do polárních souřadnic	12
Obr. 11: Interpolační metody	13
Obr. 12: Amplitudová frekvenční charakteristika filtru k potlačení nízkých frekvencí.....	13
Obr. 13: Výpočet rotace.....	14
Obr. 14: Adaptivní transformace do polárních souřadnic, převzato z [11]	15
Obr. 15: Výpočet rotace a měřítka	17
Obr. 16: Blokový diagram pro lícování fundus snímků	18
Obr. 17: Snímek sítnice a jeho RGB složky	19
Obr. 19: Úprava nerovnoměrné iluminace	20
Obr. 18: Blokový diagram úpravy nerovnoměrné iluminace	20
Obr. 20: Potlačení vlivu masky a okrajového efektu	21
Obr. 21: Filtrace výsledku fázové korelace	22
Obr. 22: Určení správných hodnot ze souřadnic	23
Obr. 23: Lícování SLO a fundus snímků - úprava rozměrů a eliminace vlivu masky	24
Obr. 24: Výsledek fázové korelace před a po filtraci s vyznačením maximálních hodnot	25
Obr. 25: Transformace - posunutí a rotace, převzato z [13]	27
Obr. 26: Transformace - změna měřítka, převzato z [13].....	28
Obr. 27: Transformace - rotace snímku.....	29
Obr. 28: Příklad iterativního zlepšení.....	30
Obr. 29: Výsledek registrace využitím fázové korelace s vyznačením problematických oblastí	31
Obr. 30: Blokový diagram registrace vyhledáváním korespondujících značek.....	31
Obr. 31: Blokový diagram vyhledávání korespondujících bifurkací	32
Obr. 32: Ukázka nalezení korespondujících bifurkací	33
Obr. 33: Kvadratická transformace, převzato a upraveno z [14]	34
Obr. 34: Srovnání výsledků registrace fundus snímků.....	35
Obr. 35: Srovnání výsledků registrace fundus a SLO snímků.....	36
Obr. 36: Snímky pro subjektivní vyhodnocení	39
Obr. 37: Ukázky sdružených histogramů, převzato z [17]	41
Obr. 38: Školní databáze.....	42
Obr. 39: Databáze patientských snímků	43
Obr. 40: Databáze SLO – fundus	44

Seznam tabulek

Tab. 1: Subjektivní vyhodnocení registrace pouze fázovou korelací.....	38
Tab. 2: Subjektivní vyhodnocení registrace vyhledáváním korespondujících značek.....	38

1. Úvod

Tématem diplomové práce bylo lícování snímků sítnice pomocí metody fázové korelace. Sítnice je tenká membrána nacházející se uvnitř očního bulbu. Jejím hlavním úkolem je transformace světelné energie na chemické impulsy, které jsou přenášeny optickým nervem do mozku. Snímky sítnice lze získat pomocí fundus kamery, optické koherentní tomografie (OCT) nebo skenovací laserové oftalmoskopie (SLO). Pozorování sítnice umožňuje neinvazivní metodou diagnostikovat různá onemocnění, jako například glaukom, diabetes, degeneraci sítnice, cévní onemocnění atd.

V lékařské praxi má velký význam hodnocení fundus snímků s časovým odstupem několika dní, měsíců, či roků. Z tohoto pohledu je velmi důležitá registrace (resp. lícování) těchto obrazů za účelem snadnější a přesnější diagnostiky (zvláště u progresivních nemocí, jako je diabetická retinopatie nebo glaukom). Registraci obrazů se však rozumí i zarovnání dvou obrazů z různých modalit, což v tomto případě znamená lícování snímků z fundus kamery a SLO snímků.

Pro registraci obrazů existuje velké množství metod. Fázová korelace je metoda pracující ve frekvenční oblasti. Lze ji použít k porovnání obrazů, které jsou vzájemně posunuty, otočeny a mají jiné měřítko.

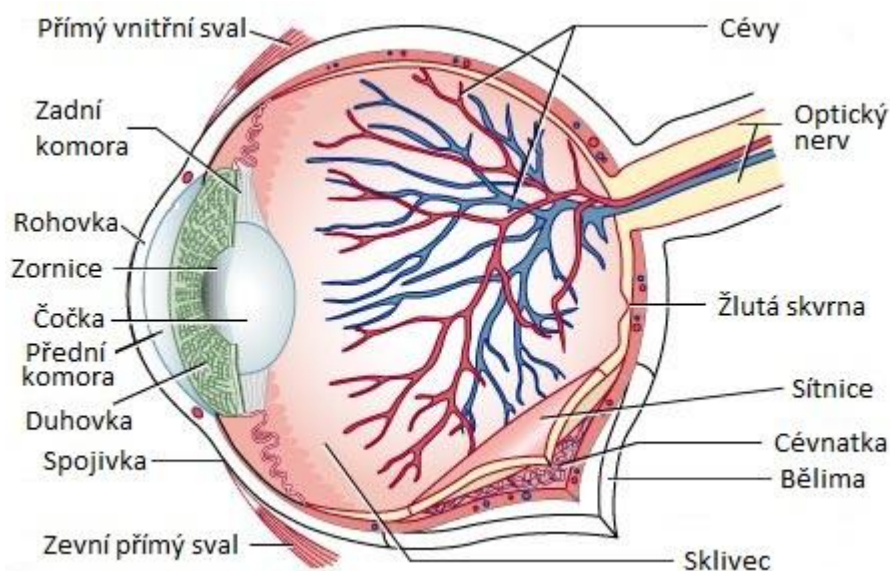
Tato diplomová práce je rozdělena do několika kapitol. Kapitola 2 byla vytvořena společně ve spolupráci s [1] a věnuje se funkci sítnice, vlastnostmi jejích snímků a také metodám umožňujících snímání obrazů sítnice. Následující kapitola 3 popisuje fázovou korelaci, předně postup pro zjištění měřítka, rotace a posunu mezi dvěma obrazy. V kapitole 4 je pak popsáno využití fázové korelace k lícování snímků sítnice. Nejprve je zde popsáno předzpracování obrazu. Transformace typu rotace a změny měřítka vyžadují interpolaci, což zvláště při iterativním způsobu registrace značně zhoršuje kvalitu registrovaného snímku. Za tímto účelem je v práci použito maticové vyjádření transformací, což je v této kapitole rovněž vysvětleno. Závěr kapitoly se věnuje vyhledávání korespondujících bifurkací pomocí fázové korelace a využití těchto bodů v kvadratické transformaci. V kapitole 5 je provedeno subjektivní a objektivní vyhodnocení výsledku registrace. V případě objektivního vyhodnocení se jedná o srovnání s manuální registrací využívající kvadratické transformace. Metrikou byla zvolena normalizovaná vzájemná informace. Kapitoly věnující se popisu vzájemné informace a kvadratické transformaci byly vypracovány ve spolupráci s [1].

2. Sítňice

Oko je párový smyslový orgán zajišťující vidění a jeho průřez je na Obr. 1. Jeho průměr je okolo 24 mm, je chráněno kostmi očníce a pohybuje se pomocí šesti svalů.[2]

Světlo vstupuje do oka skrz rohovku, poté prochází čočkou a sklivcem na sítnici. Čočka slouží k zaostřování paprsku světla na sítnici. Množství světla dopadajícího na sítnici je regulováno duhovkou, ta ovlivňuje velikost zornice.[2]

Sítnice je vícevrstvá membrána silná 0,10 až 0,23 mm. Transformuje světelnou energii na chemické impulsy, které jsou přenášeny optickým nervem do mozku. Tuto transformaci provádějí tyčinky a čípky. Tyčinky reagují na intenzitu osvětlení a čípky umožňují barevné vidění. Sítnice je vyživována dvěma druhy cév: sítnicové a cévnatkové. Centrální sítnicová artérie (svazek očních artérií) vstupuje do bulbu skrze optický nerv. Cévnatka představuje síť porézních cév, které jsou odděleny od sítnice vrstvou retinálního pigmentového epitelu (RPE). Vlastní sítnice je průhledná. Při pohledu na fotografie z fundus kamery jsou vidět červené artérie a žíly superponované na oranžovém pozadí, což je cévnatka filtrovaná zabarvením RPE.[2]



Obr. 1: Anatomie oka

2.1 Princip snímání obrazů sítnice

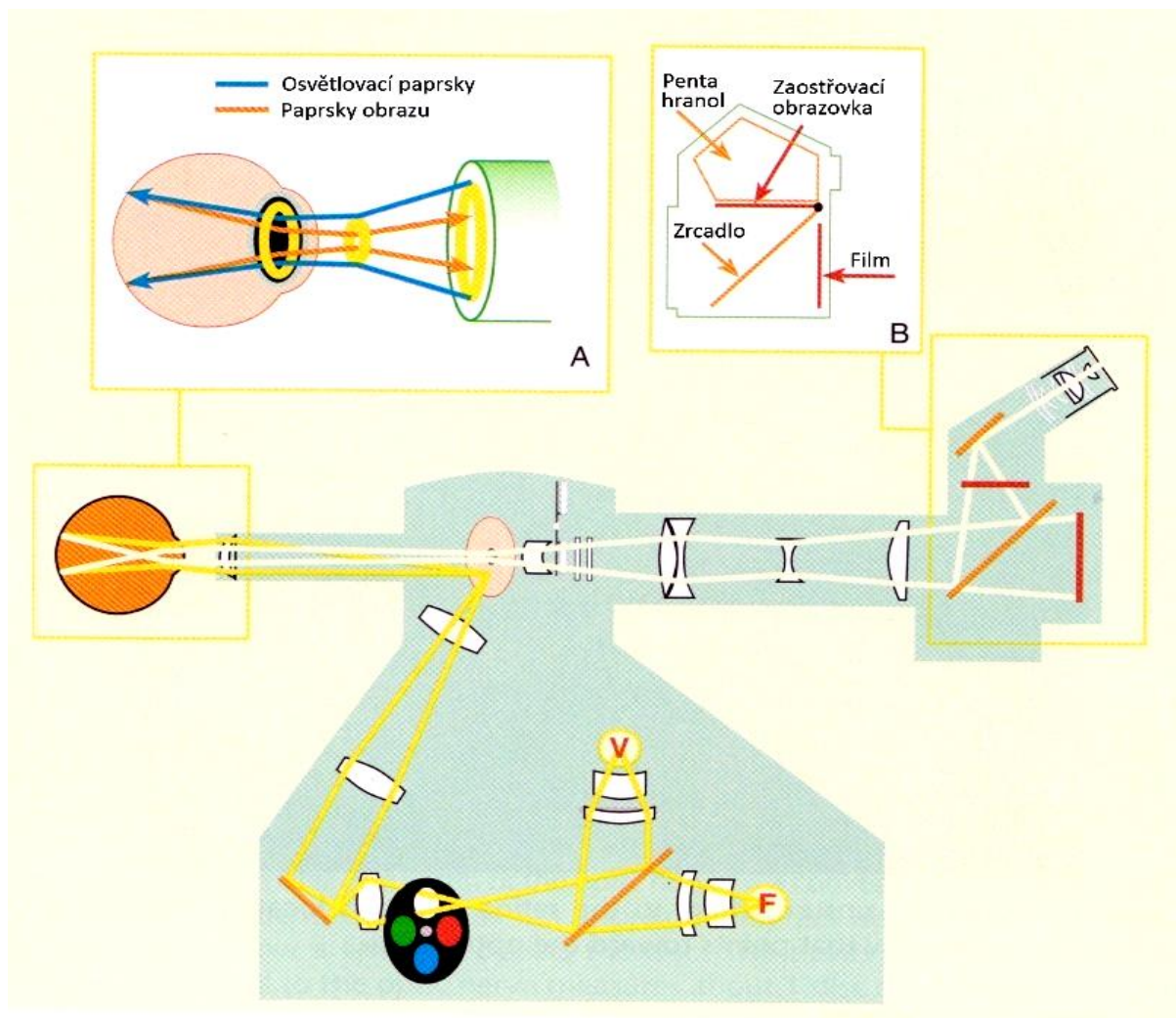
Z obrazů sítnice lze diagnostikovat různá onemocnění, např. glaukom, diabetes, degeneraci sítnice, cévní onemocnění atd.

2.1.1 Fundus kamera

Fundus kamera je speciální nízko-energetický mikroskop s přidruženým fotoaparátem. Všechny fundus kamery se skládají ze tří základních částí: mechanická, optická a elektrická část.

Mechanický subsystém má na starosti výškové a směrové nastavení kamery pro snímání. Toto nastavení je většinou ovládáno operátorem pomocí joysticku.

Optický subsystém je názorný z Obr. 2. Má na starosti přenos obrazu snímku na film. Jednoduše řečeno, sítnice je osvětlena skrz rozšířenou zornici, světlo odražené od sítnice pokračuje skrz optiku fundus kamery na film či snímač.



Obr. 2: Optika fundus kamery

Elektrický subsystém napájí dva zdroje osvětlení- žárovku a blesk. Žárovka slouží jako zdroj kontinuálního osvětlení a používá se pro správné zaměření sítnice. Blesk vyzáří světlo vysoké intenzity při snímání fotografie sítnice.

Fundus kamery můžeme rozdělit na mydriatické a nemydriatické. Mydriatické kamery vyžadují rozšíření zornice pomocí očních kapek a pro zaměření sítnice je použita výše uvedená metoda s kontinuálním osvětlením. Tato metoda je pro pacienta nepříjemná, jelikož má po ukončení snímání zhoršené vidění. Naopak nemydriatické kamery používají pro zaměření sítnice infračervené zobrazení a rozšíření zornic je způsobeno fyziologicky měřením v tmavé místnosti. Na Obr. 3 je zobrazena nemydriatická fundus kamera NIDEK AFC-210.



Obr. 3: Nemydriatická fundus kamera NIDEK AFC-210

2.1.2 OCT – optická koherentní tomografie

OCT (optical coherence tomography) je neinvazivní technika, která má výhodu v zobrazení a kvantitativní analýze tloušťky sítnice, vrstvy nervových vláken a struktur optického nervu s dobrou reprodukovatelností. OCT je analogií k B-modu ultrazvuku s tím rozdílem, že místo ultrazvuku se používá světelný paprsek s nízkou koherencí [3]. Laserový paprsek o vlnové délce 850 nm (OCT I, II), dále 820 nm (OCT III) nebo 800 nm (UHR OCT) vyslaný superluminiscenční diodou prochází zornicí pomocí Michelsonova interferometru, měří se časové rozdíly v odrazu kontrolního paprsku od referenčního zrcadla a paprsku odraženého od jednotlivých vrstev sítnice [4].

2.1.3 SLO – skenovací laserová oftalmoskopie

SLO využívá úzký laserový svazek, který osvětluje malou plošku sítnice. Určité množství světla je odraženo zpět a toto množství (odrazivost sítnice) závisí na pigmentaci, přítomnosti krve a je měřeno elektronickým zařízením, jehož signál moduluje jas příslušného bodu na obrazovce. V praxi laserový svazek skenuje oční pozadí a obrázek je vytvářen počítačem z jednotlivých bodů.[5] Toto vyšetření je velmi rychlé, za 1 sekundu lze získat 20 až 30 obrazů, 1 bod zobrazované tkáně je osvětlen po dobu menší než 1 μ s [4].

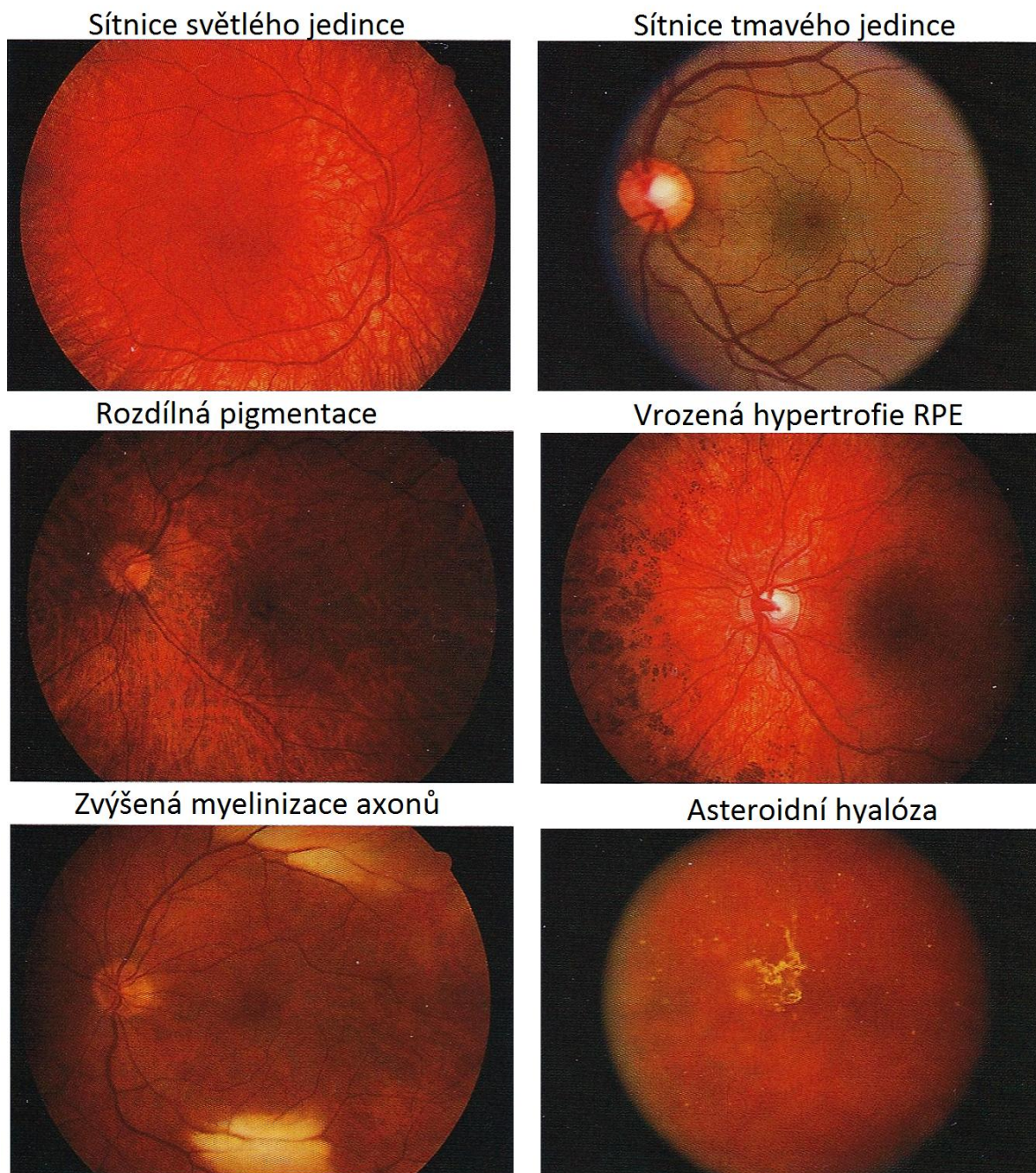
Principu SLO se využívá při skenovací laserové tomografii, skenovací laserové fluorescenční a indocyaninové angiografii a skenovací laserové mikroperimetrii. [6]

2.2 Vlastnosti obrazů sítnice

Jako orientační bod ve fundus snímku nejlépe poslouží optický disk. Je tvořen množstvím elementů vstupujících či vycházejících z oka [2]:

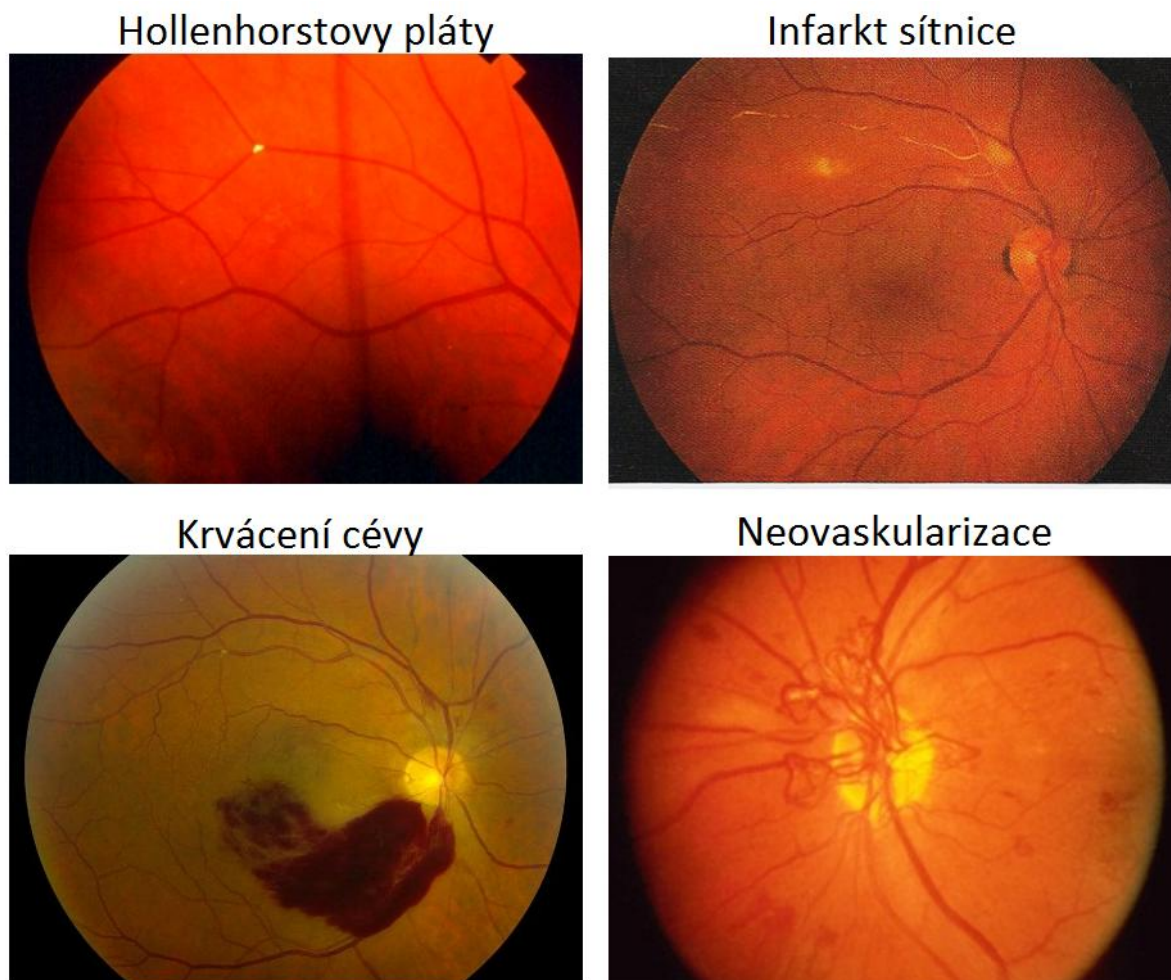
- Cévy: Centrální retinální arterie vystupující z centra disku a ihned se dělí k transportu krve do čtyř kvadrantů sítnice. Optický disk může být vždy nalezen sledováním cév do oblasti jejich konvergence.
- Axony: Optický disk obsahuje více než milion axonů. Axony jsou podporovány jemnými kapilárami, které dávají disku jeho růžovou barvu.

Pigmentace RPE je u každého člověka rozdílná, obecně je korelovaná se stupněm pigmentace na celém těle (kůže, vlasy, atd.). Tudíž u světlých jedinců jsou cévní struktury snadno viditelné, naopak u tmavších osob jsou detaily cévního řečiště nezřetelné. U některých osob mohou být pozorovány rozdíly pigmentace na snímku sítnice (jeví se jako skvrnitá), viz Obr.4. Vrozená hypertrofie RPE se jeví jako charakteristická seskupení tmavě pigmentovaných míst. Tyto nálezy neovlivňují vidění, ale musí být rozlišeny od melanomu a jiných poruch pigmentace. Občas se u zdravých jedinců vyskytuje nadměrná myelinizace axonů v nervové vrstvě, což způsobuje bílé oblasti, objevující se podél vrstvy nervových vláken. Na Obr. 4 je také ukázka asteroidní hyalózy, která je způsobena přítomností cholesterolových krystalů (drobná, lesklá ložiska) ve sklivcové dutině.



Obr. 4: Příklady normálních sítnic

Existují různé abnormality sítnice, jejichž projevy na barevných snímcích sítnice jsou uvedeny v [2]. Jelikož vaskulární abnormality způsobují problémy při detekci bifurkací i při lícování snímků, tak se jimi bude tato práce podrobněji zabývat. Pokud se embolus usadí v centrální retinální arterii nebo jejích větvích, může se vyskytnout infarkt sítnice, který se projevuje jako zmizelá céva. Hollenhorstovy pláty jsou krystaly cholesterolu, které vznikají ve velkých arteriích v krku a mohou být pozorovány v místě bifurkací jako zářivě bílý materiál. Sítnicová ischemie, způsobená např. diabetem, může vyvolat neovaskularizaci. Tyto nově vytvořené cévy rostou do sklivce. Následně může dojít k jejich prosakování nebo krvácení. Tyto změny můžou výrazně ovlivnit vidění. Uvedené abnormality jsou vidět na Obr.5.



Obr. 5: Abnormality sítnice

3. Fázeová korelace

Registrace obrazů je důležitý krok v mnoha aplikacích zabývajících se zpracováním obrazů, které potřebují vizuální informaci z mnoha obrazů pro porovnání, integraci nebo analýzu. Z hlediska medicínských obrazů se jedná a zarovnání dat z různých modalit (např. z magnetické rezonance a z výpočetní tomografie), dat z po sobě následujících skenů, případně dat od různých subjektů (v případě populačních studií). Jedná se tedy o nalezení prostorových vztahů mezi dvěma či více obrazy. Registrační metody mohou být přibližně rozděleny do následujících kategorií:

- algoritmy, které přímo využívají hodnoty pixelů v obraze (např. korelační metody),
- algoritmy pracující ve frekvenční oblasti (metody založené na rychlé Fourierově transformaci),
- algoritmy založené na charakteristických vlastnostech obrazů jako jsou hrany, barevný gradient, atd.

Fázeová korelace je metoda založená na rychlé Fourierově transformaci. [7] Využívá tedy Fourierovu oblast k porovnání obrazů, které jsou vzájemně posunuty, otočeny a mají jiné měřítko. Posun, rotace a měřítko mají svůj protějšek ve Fourierově oblasti.

3.1 Posun

V [7] je dále uvedeno, že tato metoda se opírá o posuvnou vlastnost Fourierovy transformace, která je uváděna jako Fourierův teorém posunu. Pokud $f_1(x,y)$ a $f_2(x,y)$ jsou dva obrazy, které se liší pouze o posun x_0 a y_0 , tak:

$$f_2(x,y) = f_1(x - x_0, y - y_0). \quad (1)$$

Fourierovu transformaci je možno podle [8] zapsat jako:

$$F_2(u,v) = \mathbb{F}_{2D}\{f_2(x,y)\} = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f_2(x,y) \cdot e^{-j(ux+vy)} dx dy. \quad (2)$$

Vztah mezi spektry obrazů f_1 a f_2 tedy bude:

$$F_2(u,v) = e^{-j2\pi(ux_0+vy_0)} \cdot F_1(u,v), \quad (3)$$

Křížové výkonové spektrum lze podle [7] definovat jako:

$$\frac{F_1(u,v) \cdot F_2^*(u,v)}{|F_1(u,v) \cdot F_2^*(u,v)|} = e^{j2\pi(ux_0+vy_0)}, \quad (4)$$

kde F_2^* je komplexně sdružené k F_2 . Teorém posunu zaručuje, že fáze křížového výkonového spektra je ekvivalentní k fázeovému rozdílu mezi obrazy. Použitím zpětné Fourierovy transformace se získá funkce, která je všude přibližně nula kromě posunu, který je potřeba k optimální registraci dvou obrazů. Na Obr. 6 je obrázek a jeho posunutá replika. Posun je pouze v ose y . Z amplitudových spekter, je patrné, že se posunem nijak nezmění. Ke změně dochází pouze u fáze. Na spodním obrázku je pak vypočítaná fázeová korelace. Je zde patrný jeden impuls, jehož souřadnice odpovídá posunu.

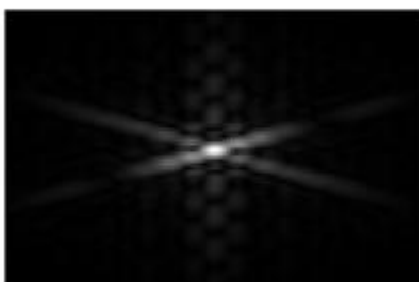
Originální obrázek



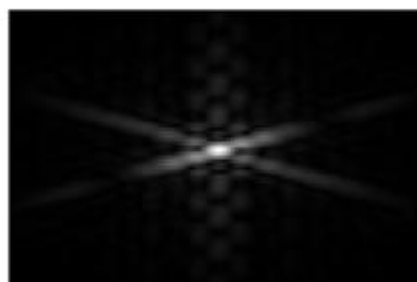
Replika posunutá v ose y



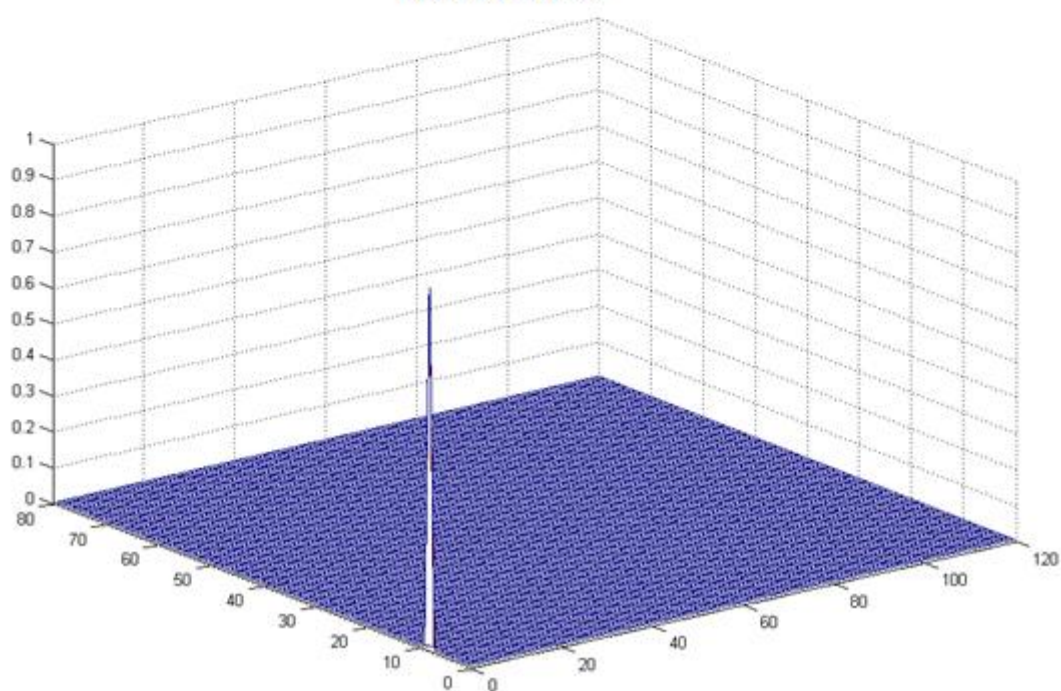
Amplitudové spektrum originálu



Amplitudové spektrum repliky



Fázová korelace



Obr. 6: Výpočet posunu dvou obrázků fázovou korelací

3.2 Rotace

Pokud $f_2(x, y)$ je posunutá a otočená replika $f_1(x, y)$ s posunem x_0, y_0 a rotací θ_0 , pak lze napsat, že [7]:

$$f_2(x, y) = f_1(x \cdot \cos \theta_0 + y \cdot \sin \theta_0 - x_0, -x \cdot \sin \theta_0 + y \cdot \cos \theta_0 - y_0). \quad (5)$$

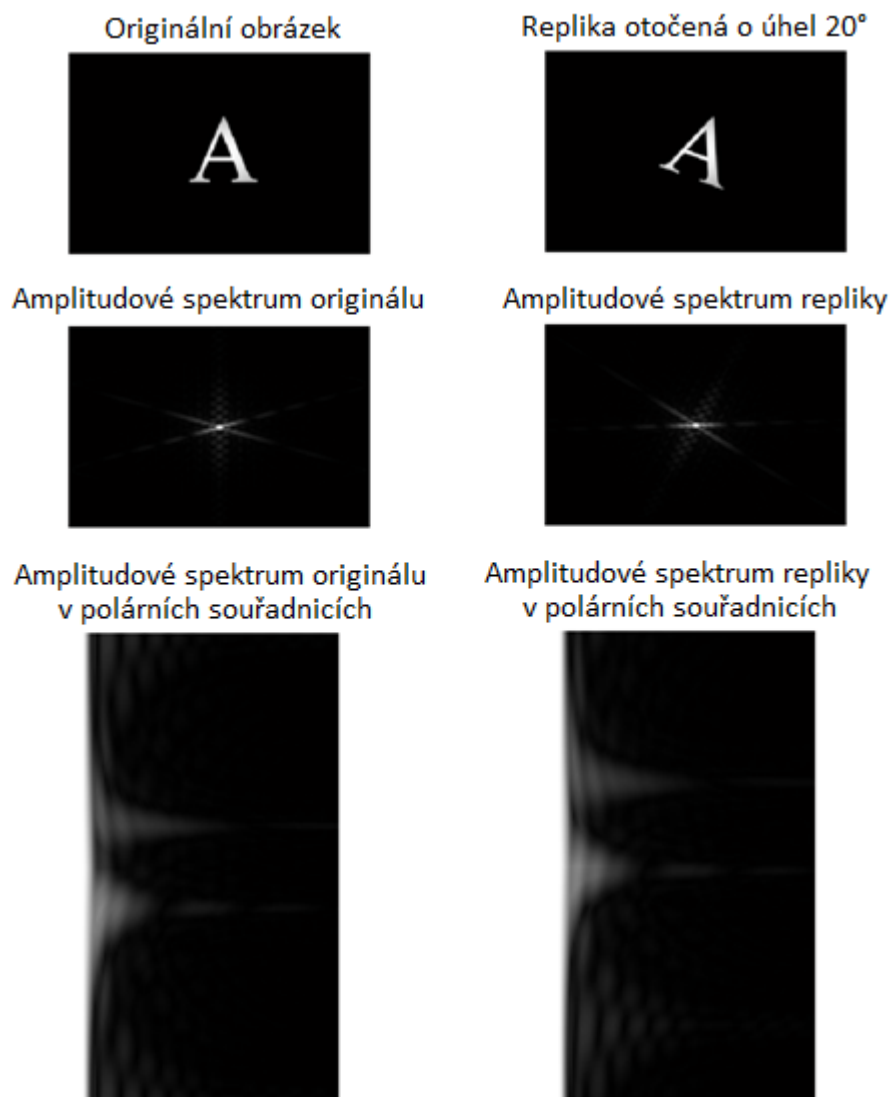
Vzhledem k posuvné a rotační vlastnosti Fourierovy transformace pro transformace obrazů $f_1(x, y)$ a $f_2(x, y)$ platí:

$$F_2(u, v) = e^{-j2\pi(ux_0 + vy_0)} \cdot F_1(u \cdot \cos \theta_0 + v \cdot \sin \theta_0, -u \cdot \sin \theta_0 + v \cdot \cos \theta_0). \quad (6)$$

Nechť $M_1(u, v)$ je amplitudové spektrum $f_1(x, y)$ a $M_2(u, v)$ je amplitudové spektrum $f_2(x, y)$. Potom pro amplitudová spektra platí vztah:

$$M_2(u, v) = M_1(u \cdot \cos \theta_0 + v \cdot \sin \theta_0, -u \cdot \sin \theta_0 + v \cdot \cos \theta_0). \quad (7)$$

Z tohoto vztahu vyplývá, že obě amplitudová spektra jsou shodná, ale jedno je otočenou replikou druhého, což je také patrné z Obr. 7



Obr. 7: Promítnutí rotace v amplitudovém spektru

Úhel otočení lze snadno získat použitím fázové korelace, je však nutné převést amplitudová spektra do polárních souřadnic. Touto úpravou lze přepsat vztah (7) na [7]:

$$M_1(\rho, \theta) = M_2(\rho, \theta - \theta_0). \quad (8)$$

3.2.1 Okrajový efekt

Při práci s reálnými daty je často nutné se vypořádat s tzv. okrajovým efektem. [9] Okrajový efekt se ve Fourierově transformaci promítne jako artefakt v podobě světlého kříže, což je dobře patrné na Obr. 8. K vysvětlení důvodu vzniku tohoto artefaktu a možnosti jeho odstranění je vhodné opět použít [9], kde je uvedeno, že Fourierova transformace rozkládá signál do rozvoje periodických funkcí sinus a kosinus. Digitální snímek o rozměrech $M \times N$ však periodický není. Tento snímek lze snadno rozšířit na periodický signál [9]:

$$x'_{m,n} = x_{m \bmod M, n \bmod N}, \forall m, n \in \mathbb{Z}. \quad (9)$$

Tímto rozšířením však vzniká nespojitost v bodech $m = p \cdot M, n = q \cdot N, \forall p, q \in \mathbb{Z}$, projevující se jako nežádoucí artefakt ve Fourierově transformaci.

Obrázek a jeho Fourierova transformace s artefaktem



Obrázek váhovaný Hannovým oknem a jeho Fourierova transformace



Obr. 8: Okrajový efekt

Pokud je pozadí snímku rovnoměrné, tak nenastane okrajová nespojitost a není nutné se okrajovým efektem zabývat. Tento případ však ve většině snímků nenastane a je nutné se s ním nějak vypořádat. Jednou z možností je zperiodizovat snímek tak, že sousední kopie jsou zrcadlově obráceny. Okrajová nespojitost se tímto sice odstraní, ale vznikne tím jiný obraz, který je navíc několikrát větší než původní.

Nejrozšířenější možností, jak se zbavit okrajového efektu, je použití tzv. okénkových funkcí. Jedná se v podstatě o váhovou funkci, která ve středu nabývá hodnoty 1 a k okrajům její funkční hodnota klesá obvykle k 0. Okénkových funkcí je celá řada a jejich celkem obsáhlý výčet lze nalézt např. v [10]. Mezi typické okénkové funkce, které jsou také na Obr.9, patří:

- trojúhelníková funkce:

$$\omega_t(m, n) = \frac{4}{(M-1) \cdot (N-1)} \cdot \left(\frac{M-1}{2} - \left| m - \frac{M-1}{2} \right| \right) \cdot \left(\frac{N-1}{2} - \left| n - \frac{N-1}{2} \right| \right), \quad (10)$$

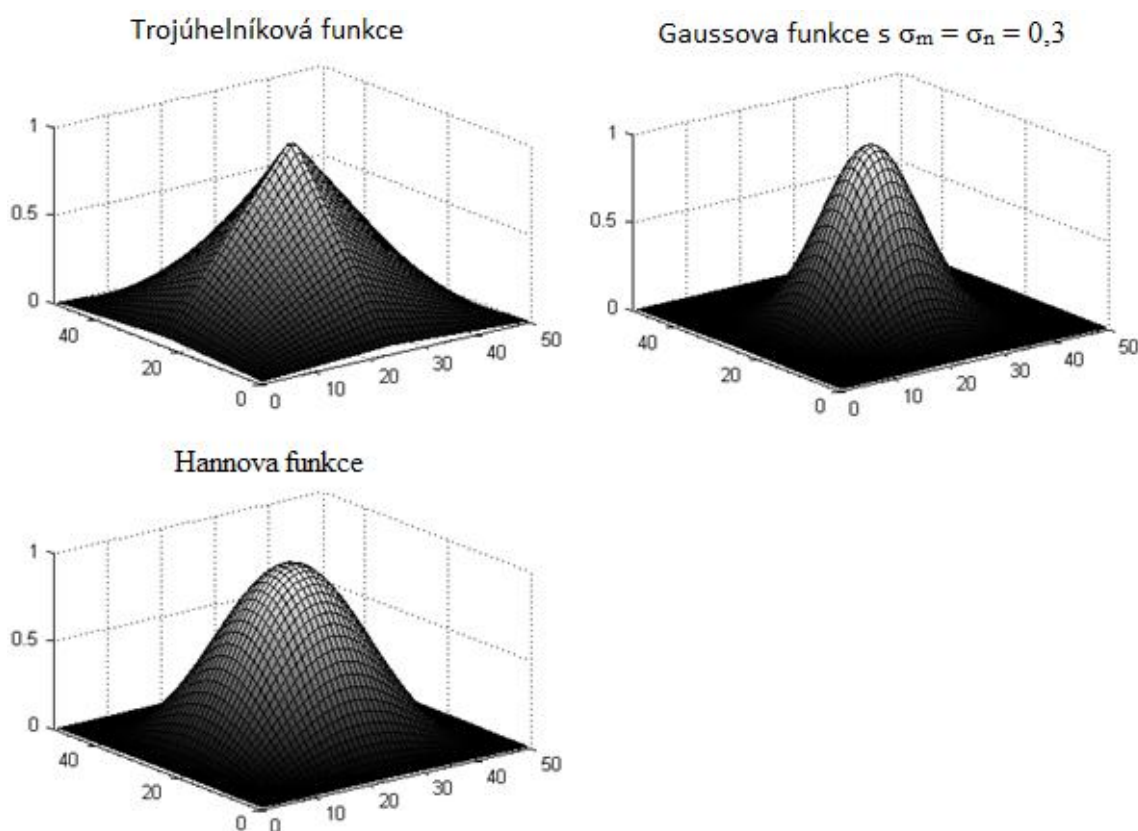
- Gaussova funkce:

$$\omega_G(m, n) = e^{-\frac{1}{2} \cdot \left[\frac{2 \cdot m - (M-1)}{\sigma_m \cdot (M-1)} \right]^2 - \frac{1}{2} \cdot \left[\frac{2 \cdot n - (N-1)}{\sigma_n \cdot (N-1)} \right]^2}, \quad (11)$$

kde $\sigma_m, \sigma_n \leq 0,5$,

- Hannova funkce:

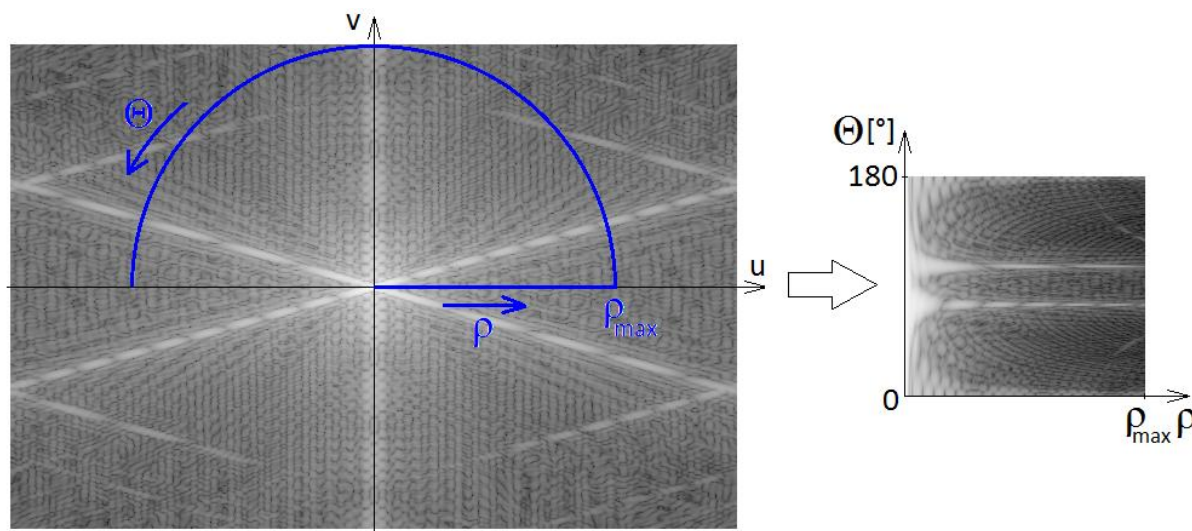
$$\omega_H(m, n) = \frac{1}{2} \cdot \left[1 - \cos \left(\frac{2 \cdot \pi \cdot m}{M-1} \right) \right] \cdot \frac{1}{2} \cdot \left[1 - \cos \left(\frac{2 \cdot \pi \cdot n}{N-1} \right) \right]. \quad (12)$$



Obr. 9: Okénkové funkce

3.2.2 Převod do polárních souřadnic

Jak již bylo napsáno výše, k zjištění úhlu rotace je nutné převést amplitudové spektrum do polárních souřadnic. Jelikož je spektrum symetrické, lze použít pouze horní dva kvadranty. Převod je naznačen na Obr. 10.



Obr. 10: Převod do polárních souřadnic

Z obrázku je patrné, že souřadnice ρ (udávající vzdálenost bodu od počátku souřadnic v kartézských souřadnicích) je omezena hodnotou $\rho_{\max}$. Tato hodnota je dána polovinou menšího rozměru amplitudového spektra. Při praktickém použití nabývají tedy souřadnice ρ hodnot $\rho = 0, 1, 2 \dots \rho_{\max}$ a v případě úhlové souřadnice $\theta = 0^\circ, \Delta\theta, 2 \cdot \Delta\theta \dots 180^\circ$, kde $\Delta\theta$ představuje krok, s jakým se bude navyšovat úhlová souřadnice. Z uvedeného je zřejmé, že pro transformaci do polárních souřadnic je nutná interpolace.

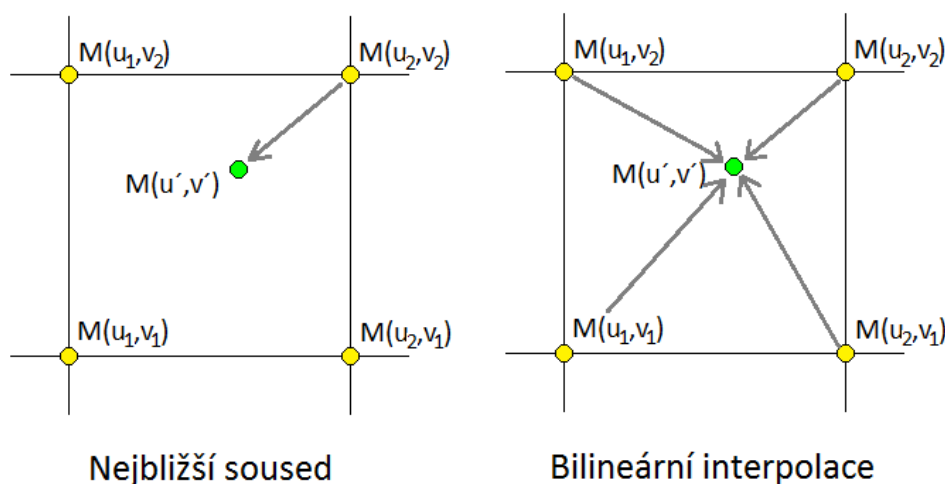
3.2.2.1 Interpolace

Nejjednodušší metodou interpolace je metoda nejbližšího souseda (nearest neighbor). Při této metodě pixel obrazu v polárních souřadnicích nabývá hodnoty pixelu originálního obrazu, který je nejbližší pozici dané polárními souřadnicemi. Tedy pokud amplitudové spektrum v kartézských souřadnicích je $M(u, v)$ a v polárních souřadnicích je $M(\rho, \theta)$, tak souřadnice v $M(u, v)$ odpovídající souřadnici v $M(\rho, \theta)$ bude:

$$u' = \rho \cdot \sin(\theta), \quad (13)$$

$$v' = \rho \cdot \cos(\theta). \quad (14)$$

Lepší metodou, která produkuje hladší obrazy a je také použita v programu, je bilineární metoda. Rozdíl oproti metodě nejbližšího souseda je zřejmý z Obr. 11. Zde se používají čtyři nejbližší sousední pixely v originálním obraze a z nich se vypočítá váženým průměrem hodnota pixelu obrazu v polárních souřadnicích.



Obr. 11: Interpolační metody

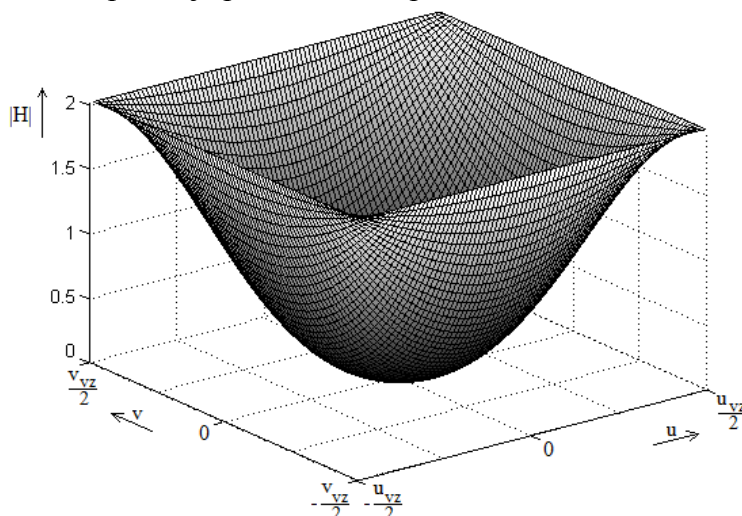
Interpolovaná hodnota $M(u', v')$ se bilineární interpolací při označení sousedních bodů podle Obr. 11 vypočítá:

$$M(u', v') = (M(u_1, v_1) \cdot (u_2 - u') \cdot (v_2 - v') + M(u_2, v_1) \cdot (u' - u_1) \cdot (v_2 - v') + M(u_1, v_2) \cdot (u_2 - u') \cdot (v' - v_1) + M(u_2, v_2) \cdot (u' - u_1) \cdot (v' - v_1)) / ((u_2 - u_1) \cdot (v_2 - v_1)). \quad (15)$$

Z dalších interpolačních metod je ještě vhodné uvést ještě bikubickou interpolaci. Tato metoda využívá šestnáct okolních pixelů. Bližší pixely mají však vyšší váhu než vzdálenější. Bikubická interpolace produkuje v porovnání s předchozími dvěma nejhladší obrazy, avšak za cenu menší rychlosti.

3.2.2.2 Váhování

Při převodu do polárních souřadnic je silně zvýhodněn střed spektra (nízké frekvence) a vzorky směrem od středu jsou podvzorkovány, či jsou úplně vynechány. Tento nedostatek je v [7] kompenzován vynásobením amplitudového spektra (před transformací do polárních souřadnic) filtrem, který potlačuje nízké frekvence a zdůrazňuje vysoké frekvence. Jeho podoba je znázorněna na Obr. 12. V [9] je však uveden jiný způsob, a to použití lineární váhové funkce na amplitudové spektrum v polárních souřadnicích, což vede k potlačení vyšších frekvencí. Tento způsob je použit i v této práci.



Obr. 12: Amplitudová frekvenční charakteristika filtru k potlačení nízkých frekvencí

Na Obr. 13 je ukázka fázové korelace pro výpočet rotace. Jsou zde použity výše uvedené poznatky, tedy odstranění okrajového efektu, převod amplitudového spektra do polárních souřadnic a jeho váhování lineární funkcí.

Originální obrázek
váhovaný Hannovým oknem



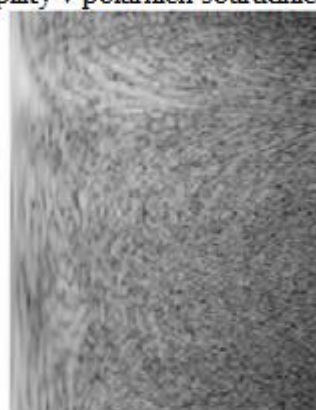
Replika otočená o 20°
váhovaná Hannovým oknem



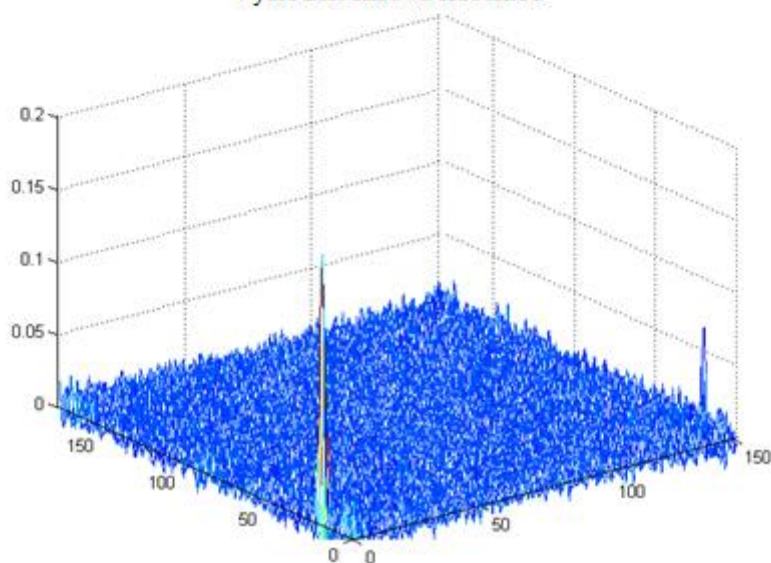
Váhované amplitudové spektrum
obrázku v polárních souřadnicích



Váhované amplitudové spektrum
repliky v polárních souřadnicích



Výsledek fázové korelace



Obr. 13: Výpočet rotace

3.2.2.3 Adaptivní transformace do polárních souřadnic

Pro úplnost je ještě vhodné se zmínit o adaptivní transformaci do polárních souřadnic, jenž byla publikována v [11]. Tato transformace odstraňuje hlavní nevýhodu klasické transformace do polárních souřadnic, a to nerovnoměrné vzorkování směrem od středu k okraji. Tím dochází k převzorkování a velkému zvýhodnění středu obrazu oproti okraji, jak již bylo zmíněno v předešlé kapitole 3.2.2.2.

Zavedme n_r a n_θ jako počet vzorků v radiálním a úhlovém směru. Pokud máme čtvercový obraz, který chceme transformovat do polárních souřadnic, o rozměru $2R_{\max} \times 2R_{\max}$, tak parametr n_r by měl být větší nebo roven $R_{\max}$. Dále zavedme R_i jako velikost poloměru v pixelech pro vzorek i ($i=0,1,\dots,n_r$) v radiální vzdálenosti a U_i jako vzorkovaný obvod při poloměru R_i . Lze tedy napsat [11]:

$$R_i = i \cdot \frac{R_{\max}}{n_r}. \quad (16)$$

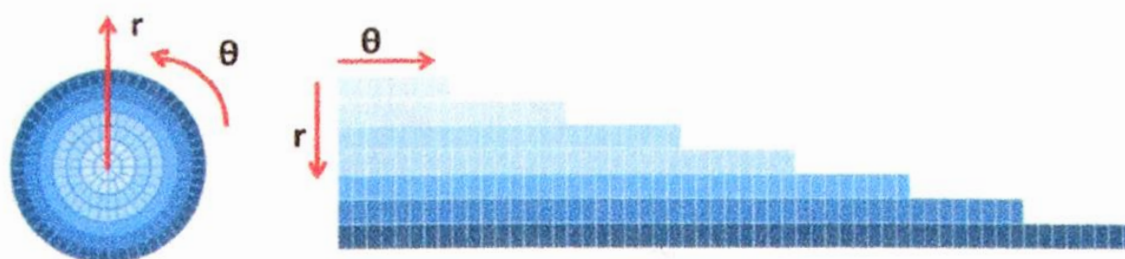
V tradiční transformaci do polárních souřadnic je U_i vzorkováno stále stejně, tedy s konstantním parametrem n_θ , pro všechna i . Pro efektivní vzorkování obrazu je nutné, aby byl parametr n_θ adaptivní. Každý obvod U_i pokrývá aproximativně $2\pi R_i$ pixelů. Pro jednoduchost můžeme zavést $2\pi R_i = 8R_i$, což poté také udává parametr $n_{\theta i}$ pro konkrétní i . Hodnoty vzorkovacích parametrů mohou být tedy vyjádřeny jako [11]:

$$n_r = R_{\max}, n_{\theta i} = 8 \cdot R_i. \quad (17)$$

Kompletní implementace transformace čtvercového obrazu o rozměru $2R_{\max} \times 2R_{\max}$ pixelů v Kartézských souřadnicích $I(x, y)$ do adaptivních polárních souřadnic $IP(r, \theta)$ je následující:

```
for i = 1 :  $n_r$ 
    for j = 1 :  $n_{\theta i}$ 
         $IP(i, j) = I(R_{\max} + R_i \cos(2\pi j / n_{\theta i}), R_{\max} + R_i \sin(2\pi j / n_{\theta i}))$ 
    end
end
```

Princip adaptivní transformace je také dobře patrný z Obr. 14



Obr. 14: Adaptivní transformace do polárních souřadnic, převzato z [11]

3.3 Výpočet měřítka

Jestliže $f_1(x, y)$ je zvětšená (či zmenšená) replika $f_2(x, y)$ se zvětšením (zmenšením) a , b pro horizontální a vertikální souřadnice, pak v souladu s Fourierovou vlastností pro změnu měřítka, platí podle [7] mezi Fourierovými transformacemi obrazů $f_1(x, y)$ a $f_2(x, y)$ vztah:

$$F_2(u, v) = \frac{1}{|a \cdot b|} \cdot F_1\left(\frac{u}{a}, \frac{v}{b}\right). \quad (18)$$

Konverzí os do logaritmického měřítka dojde k redukci na posunutí (při zanedbání koeficientu $\frac{1}{ab}$):

$$F_2(\ln u, \ln v) = F_1(\ln u - \ln a, \ln v - \ln b). \quad (19)$$

Pokud $\xi = \ln u$, $\eta = \ln v$, $c = \ln a$, $d = \ln b$, tak lze předcházející rovnici přepsat na tvar:

$$F_2(\xi, \eta) = F_1(\xi - c, \eta - d). \quad (20)$$

Posunutí c , d může být zjištěno použitím fázové korelace a měřítko a , b lze následně vypočítat pomocí vztahů:

$$a = e^c, \quad (21)$$

$$b = e^d, \quad (22)$$

kde e je základ přirozeného logaritmu. Pokud (x, y) bude zmenšeno na $\left(\frac{x}{a}, \frac{y}{a}\right)$, tak jejich polární reprezentace bude [7]:

$$\rho_1 = \sqrt{x^2 + y^2}, \quad (23)$$

$$\theta_1 = \tan^{-1}\left(\frac{y}{x}\right), \quad (24)$$

$$\rho_2 = \sqrt{\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{a}\right)^2} = \frac{1}{a} \cdot \sqrt{x^2 + y^2} = \frac{\rho_1}{a}, \quad (25)$$

$$\theta_2 = \tan^{-1}\left(\frac{\frac{x}{a}}{\frac{y}{a}}\right) = \tan^{-1}\left(\frac{x}{y}\right) = \theta_1. \quad (26)$$

Pro amplitudová spektra v polárních souřadnicích platí [7]:

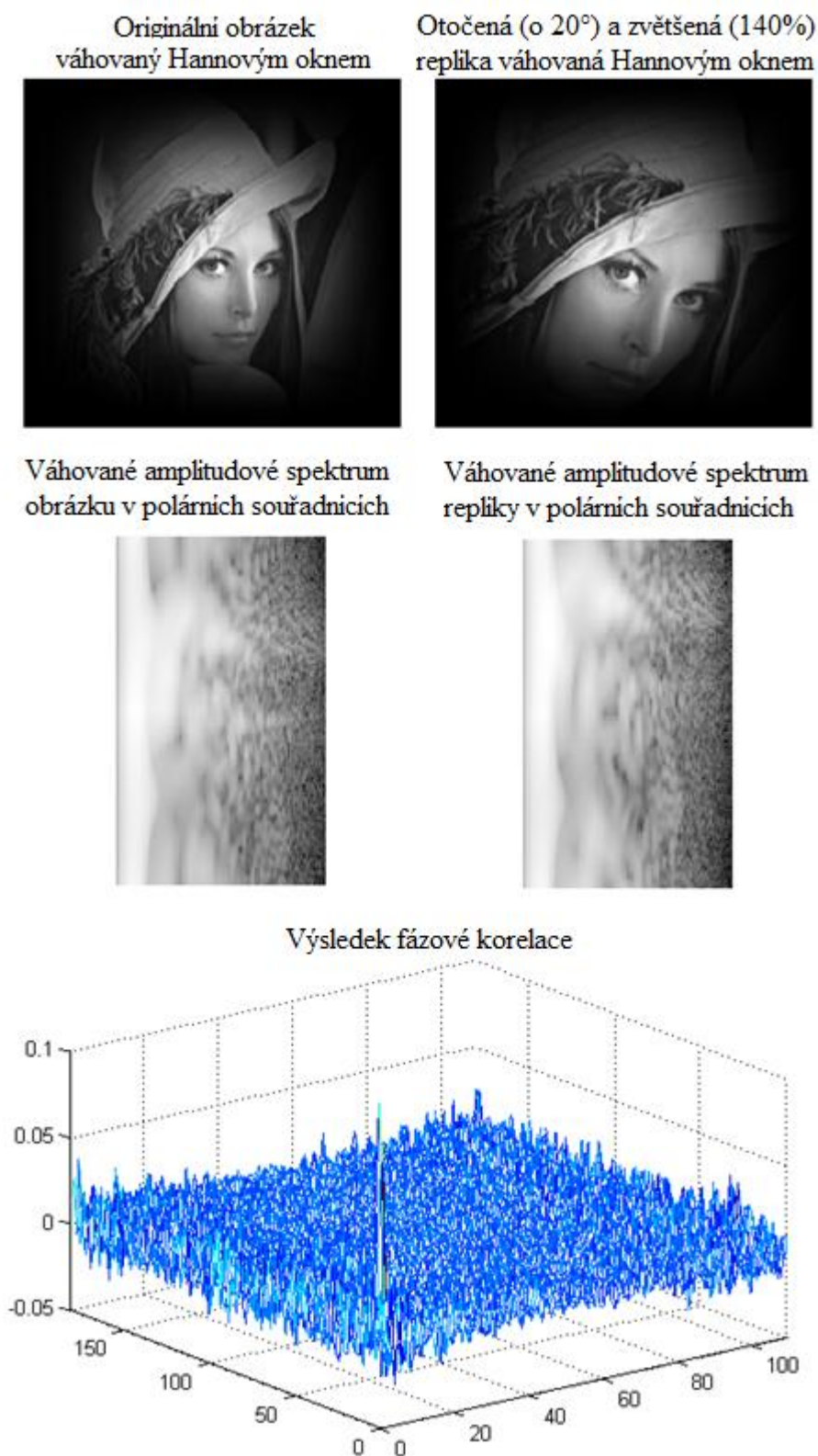
$$M_1(\rho_1, \theta) = M_2\left(\frac{\rho_1}{a}, \theta - \theta_0\right), \quad (27)$$

$$M_1(\ln \rho_1, \theta) = M_2(\ln \rho_1 - \ln a, \theta - \theta_0), \quad (28)$$

kde a je měřítko a θ_0 je rotace. Pokud se opět zavede, že $\xi = \ln \rho_1$, $c = \ln a$, tak vztah 28 lze přepsat na [7]:

$$M_1(\xi, \theta) = M_2(\xi - c, \theta - \theta_0). \quad (29)$$

Ze vztahu (29) je zřejmé, že c a θ_0 lze získat použitím fázové korelace. Na Obr. 15 je ukázka zjištění měřítka a rotace. Vrchol fázové korelace je na souřadnici [8,20]. Jelikož jako základ logaritmu byla zvolena hodnota 1,044 je měřítko tedy $a = 1,044^8 = 1,411$ a otočení $\theta_0 = 20^\circ$.

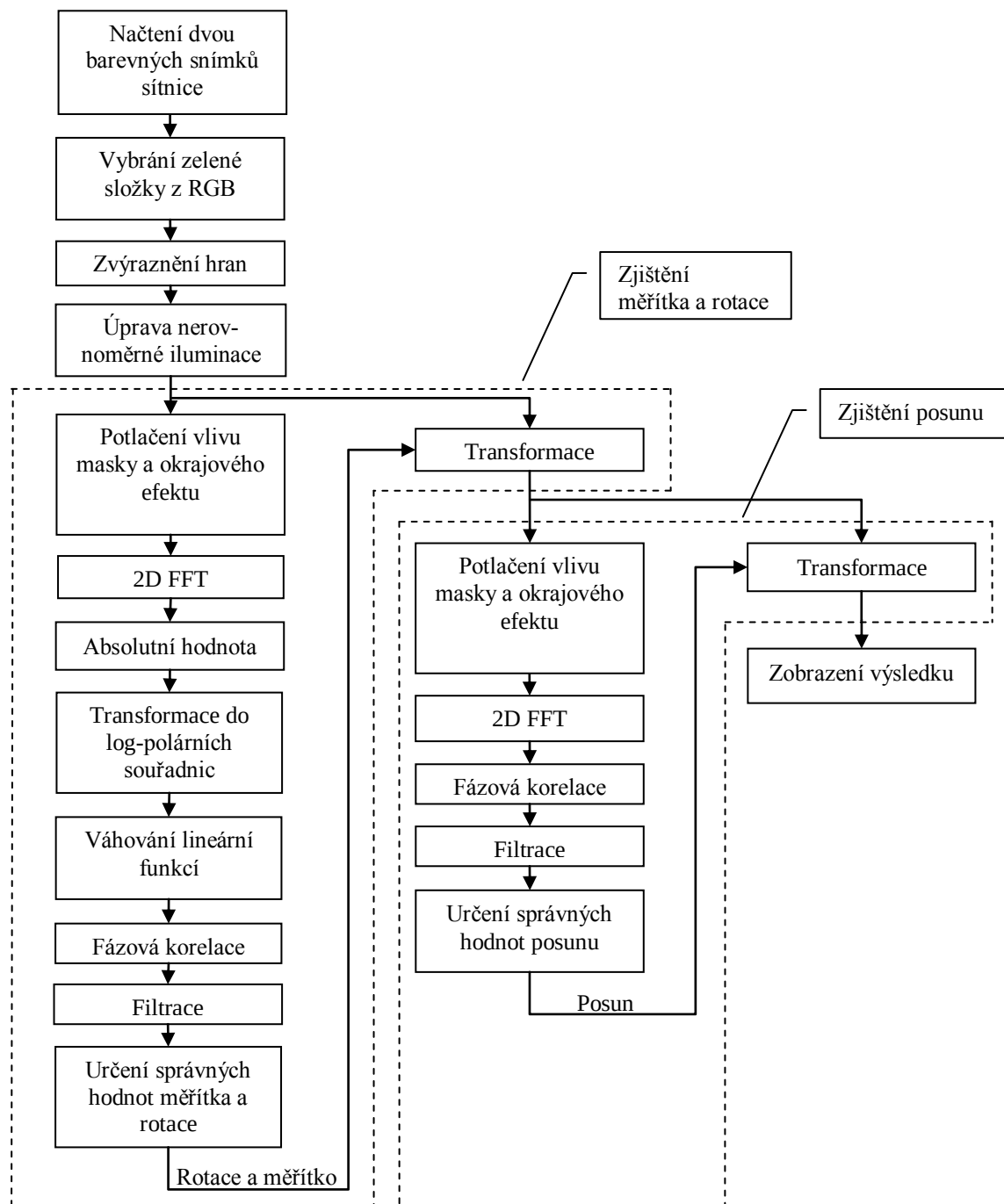


Obr. 15: Výpočet rotace a měřítka

4. Požití fázové korelace k lícování snímků sítnice

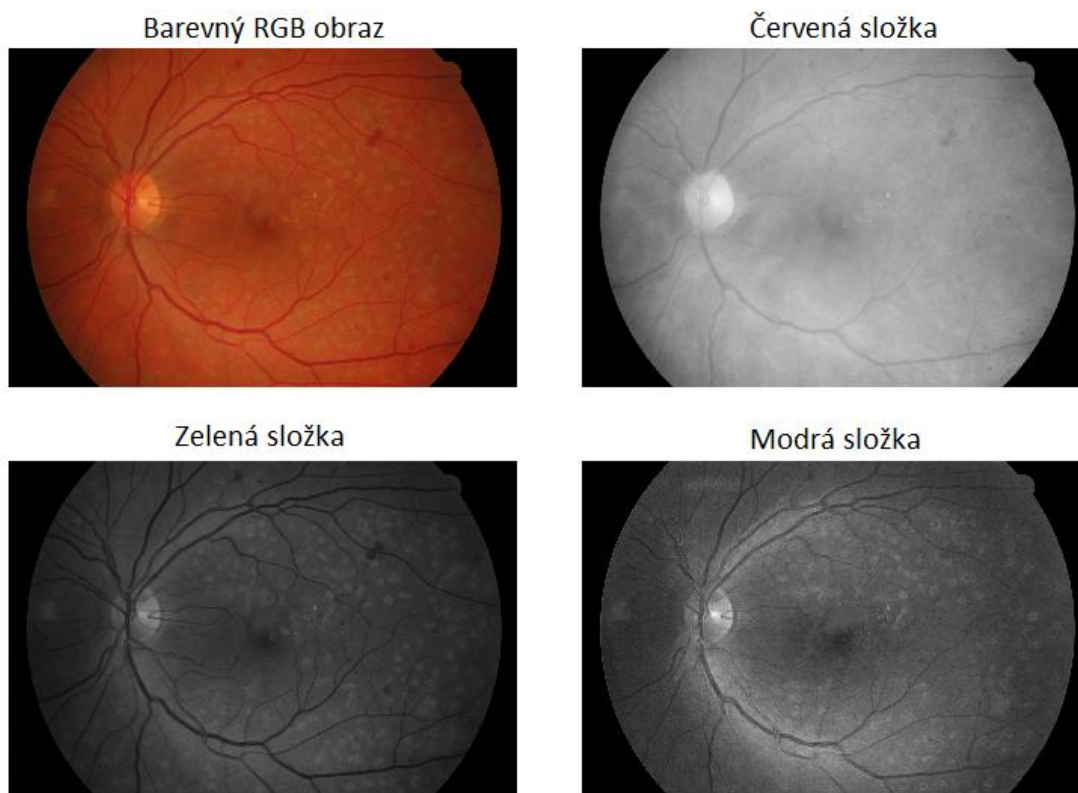
4.1 Lícování dvou snímků z fundus kamery

Na Obr. 16 je blokový diagram k lícování dvou snímků z fundus kamery, tedy zjištění správného měřítka, rotace a posunu mezi dvěma snímky. Po načtení snímků se vybere jeho zelená složka, která vykazuje nejlepší kontrast mezi cévami a pozadím sítnice, což je patrné z Obr. 17. Při lícování je podle [7] důležité nejprve zjistit a aplikovat správné měřítko a rotaci a teprve poté se zabývat posunem.



Obr. 16: Blokový diagram pro lícování fundus snímků

Postup znázorněný blokovým diagramem, využívá poznatky z předchozích kapitol, dále budou tedy popsány jen bloky, které ještě nebyly v práci zmíněny.



Obr. 17: Snímek sítnice a jeho RGB složky

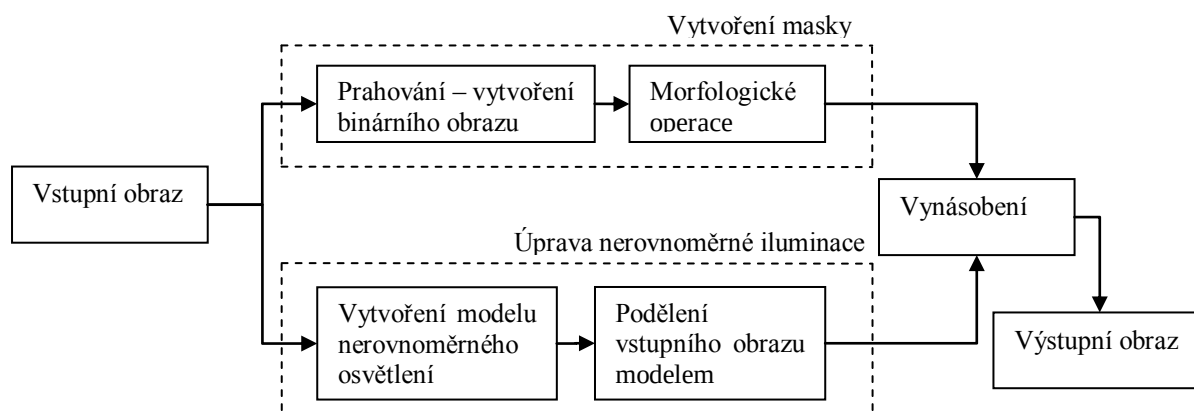
4.1.1 Zvýraznění hran

Před vlastním výpočtem fázové korelace je vhodné zvýraznit ve snímku hrany cév, které jsou určující pro správné slícování. To je provedeno pomocí maskového operátoru:

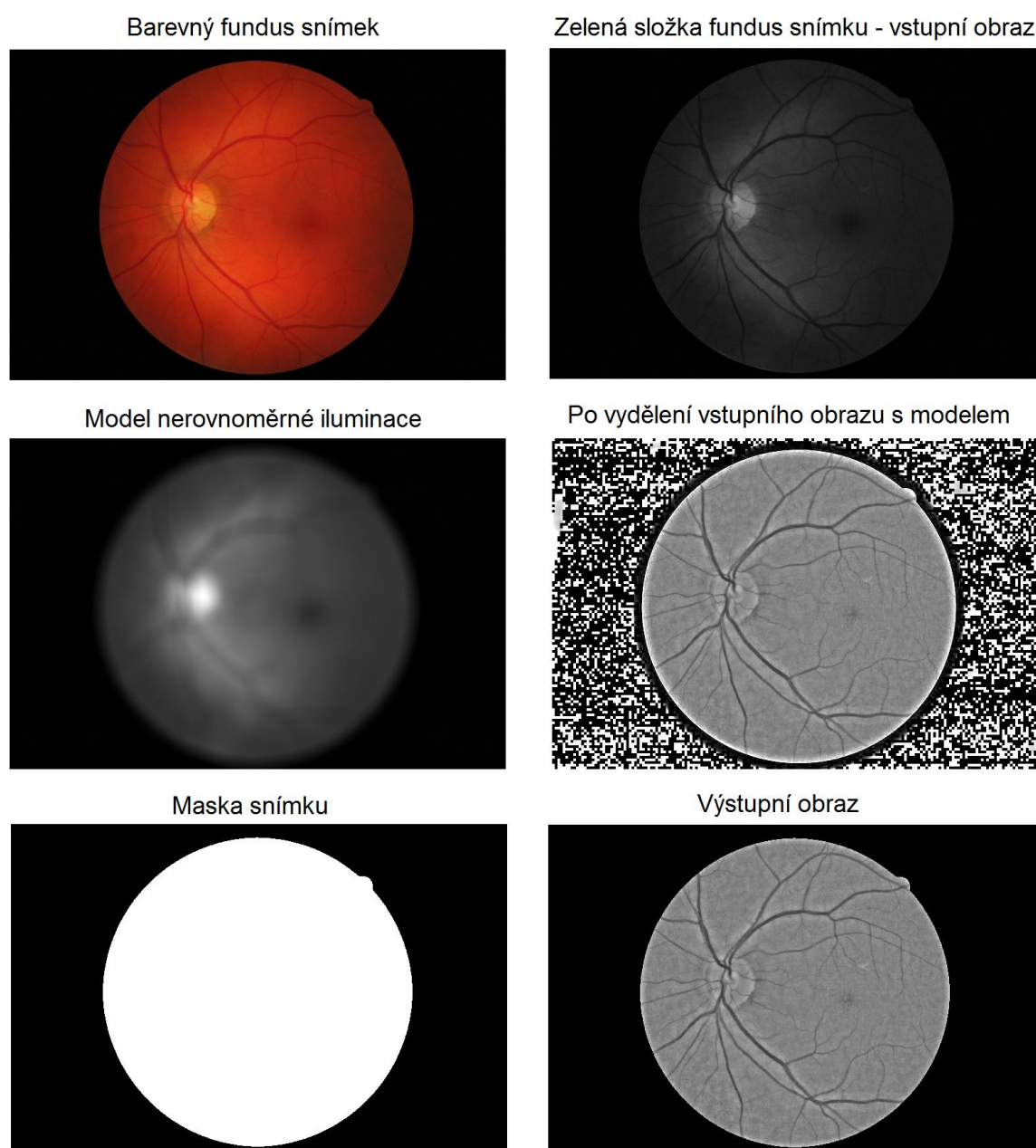
$$m = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ -1 & 9 & -1 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}.$$

4.1.2 Úprava nerovnoměrné iluminace

Úprava nerovnoměrné iluminace odstraňuje tmavnutí snímku sítnice směrem k okrajům. Použitá metoda vychází z práce [12] a popisuje ji blokový diagram na Obr. 18. Nerovnoměrné osvětlení je multiplikativní zkreslení a proto lze obraz s rovnoměrným osvětlením získat vydělením originálního obrazu modelem nerovnoměrného osvětlení. Model nerovnoměrného osvětlení se získá použitím průměrovacího maskového operátoru o velikosti 51×51 pixelů. Obraz vytvořený podělením originálního obrazu s modelem, ale obsahuje velké množství artefaktů, jak je vidět na Obr. 19. Zvláště pak na černém okolí snímku sítnice. To lze odstranit vynásobením vzniklého obrazu maskou. Masku se vytvoří pomocí dvou typů operací, a to pomocí prahování a morfologických operací.



Obr. 18: Blokový diagram úpravy nerovnoměrné iluminace



Obr. 19: Úprava nerovnoměrné iluminace

Jako optimální práh byl experimentálně určen jas o hodnotě 5. Pokud máme vstupní obraz $f(x,y)$, tak maska $m(x,y)$ po prahování nabývá hodnot:

$$m(x,y) = \begin{cases} 1 & \dots \text{pro } f(x,y) > 5 \\ 0 & \dots \text{pro } f(x,y) \leq 5 \end{cases}$$

Prahováním se tedy získá binární obraz. Po prahování následují morfologické operace, které mají za úkol odstranit izolované bílé body v černém okolí a také odstranit případné izolované černé body v bílém středu.

4.1.3 Potlačení vlivu masky a okrajového efektu

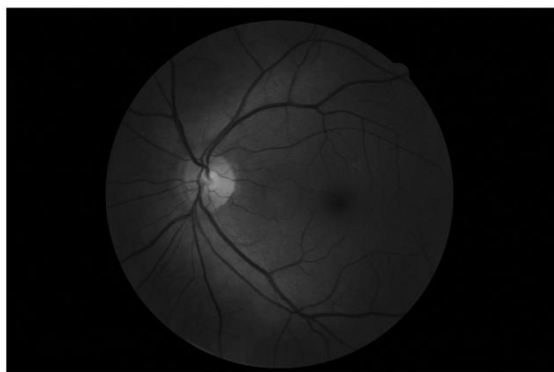
Problematickou okrajového efektu se už zabývala kapitola 3.2.1. Kromě eliminace okrajového efektu je také nutné provést eliminaci vlivu masky. K tomuto účelu je použito nahrazení černého okolí snímku střední hodnotou z obrázku sítnice. U snímků, kde sítnice nedosahuje až k okraji snímku, není nutné potlačovat okrajový efekt použitím Hannova okna, protože pozadí snímku je zde rovnoměrné. Obě možnosti jsou zobrazeny na Obr. 20. Za využití masky $m(x,y)$ z předchozí kapitoly lze střední hodnotu spočítat jako:

$$E = \frac{1}{\sum_{x=0}^{x_{max}} \sum_{y=0}^{y_{max}} m(x,y)} \cdot \sum_{x=0}^{x_{max}} \sum_{y=0}^{y_{max}} m(x,y) \cdot f(x,y) \quad (30)$$

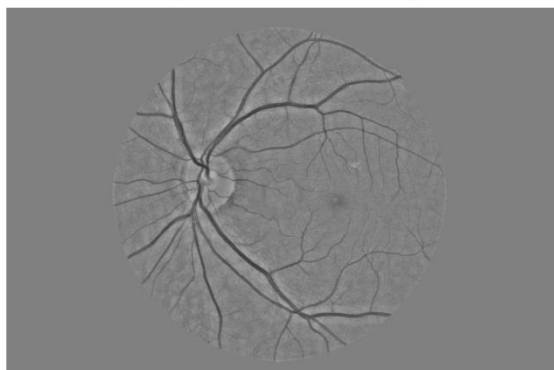
Snímek $f'(x,y)$ se střední hodnotou místo černého okolí lze následně vyjádřit:

$$f'(x,y) = \begin{cases} f(x,y) & \dots \text{pro } m(x,y) = 1 \\ E & \dots \text{pro } m(x,y) = 0 \end{cases}$$

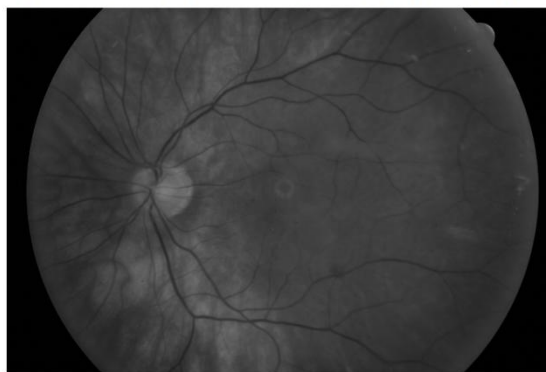
Snímek, u kterého sítnice nedosahuje k okraji



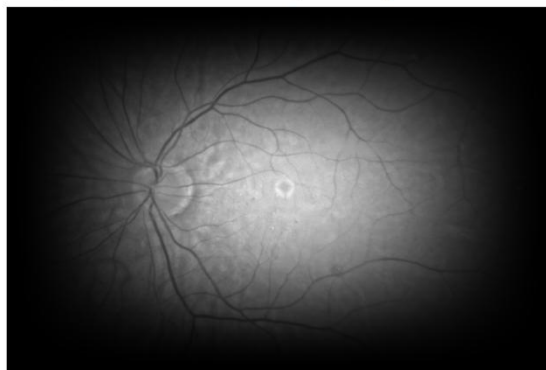
Po potlačení vlivu masky



Snímek, u kterého sítnice dosahuje k okraji



Po potlačení vlivu masky a okrajového efektu



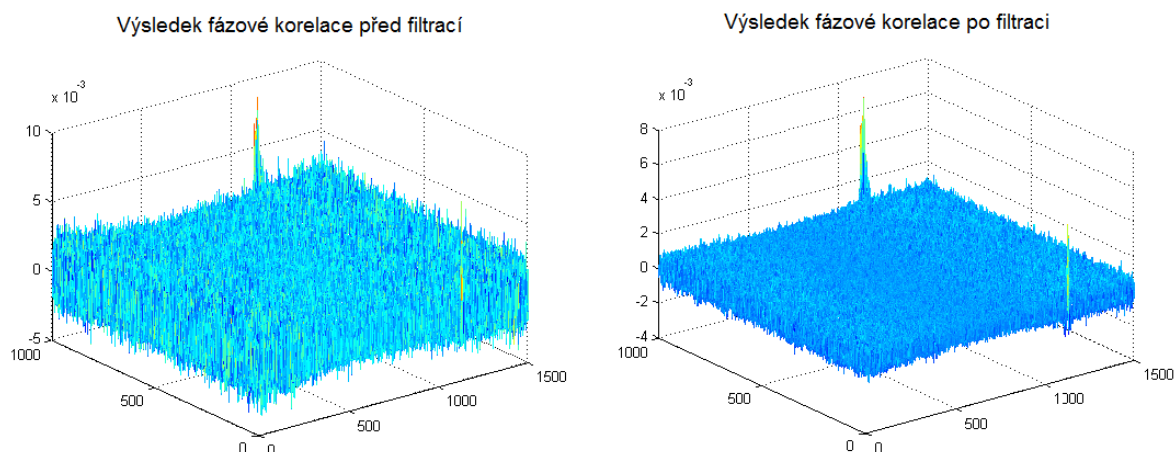
Obr. 20: Potlačení vlivu masky a okrajového efektu

4.1.4 Filtrování výsledku fázové korelace

Pro zlepšení výsledku je vhodné provést filtraci fázové korelace. To je provedeno pomocí maskového operátoru:

$$m = \frac{1}{10} \cdot \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}.$$

Tato filtrace potlačí slabé vrcholy a zvýrazní tak hlavní silný vrchol od ostatních, tak jak je vidět na Obr. 21.



Obr. 21: Filtrace výsledku fázové korelace

4.1.5 Určení správných hodnot měřítka, rotace a posunu

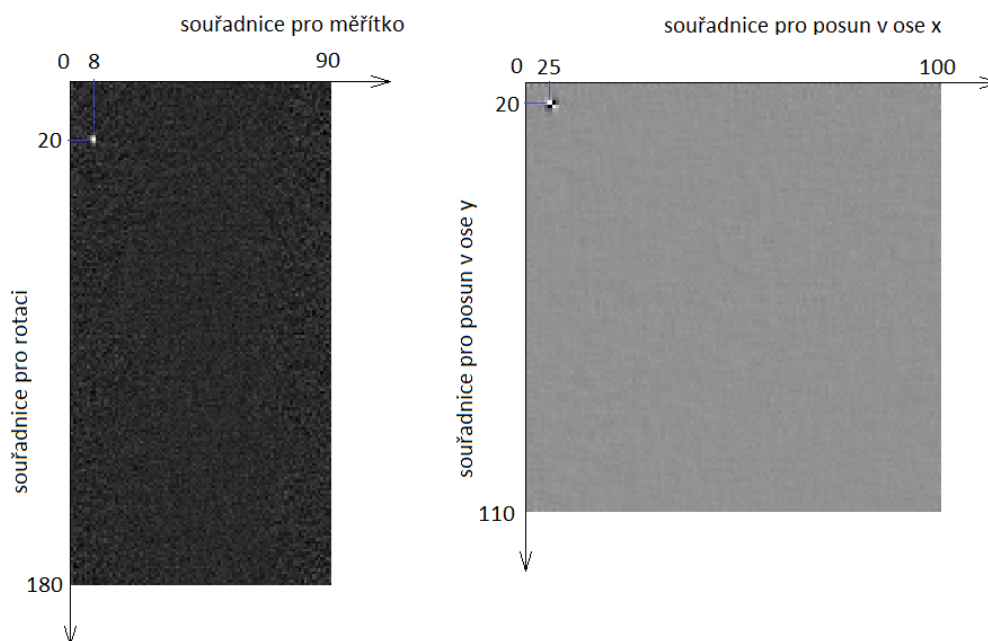
Problém s určením správných hodnot měřítka, rotace a posunu spočívá v tom, že fázová korelace a souřadnice maximální hodnoty, nenese žádnou informaci o znaménku. To v konečném důsledku znamená, že ze samotného odečtení souřadnice maxima není možné zjistit, o jaký směr rotace se jedná a také zda se jedná o zvětšení, či zmenšení, posun doprava, či doleva. Pro lepší pochopení tohoto problému dobře poslouží následující příklad.

Mějme dva obrázky $f_1(x, y)$ a $f_2(x, y)$, kde $f_2(x, y)$ se bude přizpůsobovat. Na Obr. 22 je výsledek fázové korelace, s vyznačenou maximální hodnotou. Nejprve se určí správná hodnota rotace a měřítka. Je nutné ještě dodat, že základ logaritmu při převodu do log-polárních souřadnic byl 1,044. Souřadnice maxima je [8,20]. Pro měřítko z toho vyplývají dvě řešení:

- měřítko 1 = $1,044^8 = 1,411$
- měřítko 2 = $1,044^{8-90} = 1,044^{-72} = 0,045$.

Obdobně i pro rotaci:

- rotace 1 = 20°
- rotace 2 = $20^\circ - 180^\circ = -160^\circ$, což lze také zapsat jako: rotace 2 = $20^\circ + 180^\circ = 200^\circ$.



Obr. 22: Určení správných hodnot ze souřadnic

V [7] je uveden postup pro určení správné rotace, nicméně s drobnou modifikací lze tento postup uplatnit nejen pro určení správné rotace, ale i pro určení správného měřítka. Necht' jsou dva obrázky $f_1(x,y)$ a $f_2(x,y)$, přičemž $F_1(u,v)$ je spektrum obrázku $f_1(x,y)$. Dále se fázovou korelací zjistily dva úhly otočení $rotace1$, $rotace2$ a dvě měřítka $měřítko1$ a $měřítko2$. Vytvoří se čtyři repliky obrazu $f_2(x,y)$: $f_{2,rotace1,měřítko1}(x,y)$, $f_{2,rotace1,měřítko2}(x,y)$, $f_{2,rotace2,měřítko1}(x,y)$, $f_{2,rotace2,měřítko2}(x,y)$. Ke každé replice se spočítá její spektrum a ke každému spektru fázová korelace s $F_1(u,v)$. Za správnou hodnotu rotace a měřítka se vezme ta, kde má odpovídající fázová korelace největší maximum. U lícování fundus snímků je možné také využít toho, že lze předpokládat jen malé změny u dvou obrázků. Za vhodné měřítko lze poté stanovit to, které je blíže číslu 1. Za správnou rotaci lze zvolit tu, která je v absolutní hodnotě blíže číslu 0 (v případě úhlu většího jak 180° je nutné odečíst úhel 360°).

V případě posunu má fázová korelace maximum na souřadnici [25,20]. To dává opět několik možných řešení. Pro posun v ose x:

- posun_x 1 = 25
- posun_x 2 = $100 - 25 = 75$.

Posun v ose y:

- posun_y 1 = 20
- posun_y 2 = $110 - 20 = 90$.

Za správnou hodnotu posunu lze pro účely lícování snímků z fundus kamery (kde lze předpokládat pouze malé hodnoty posunu) zvolit menší hodnotu ze dvou možností pro každou osu.

4.1.6 Iterativní přístup

Při registraci s využitím fázové korelace lze využít iterativního postupu, při kterém se zjištění a aplikace měřítka, rotace a posunu provede vícekrát ve smyčce, čímž se dosáhne lepšího slícování. Blokový diagram na Obr. 16 tak představuje jednu iteraci. Tento postup, má

však nevýhodu v postupném zhoršování kvality výsledného snímku z důvodu interpolací. To lze částečně omezit použitím maticového vyjádření transformací, čemuž se podrobněji věnuje kapitola 4.3.

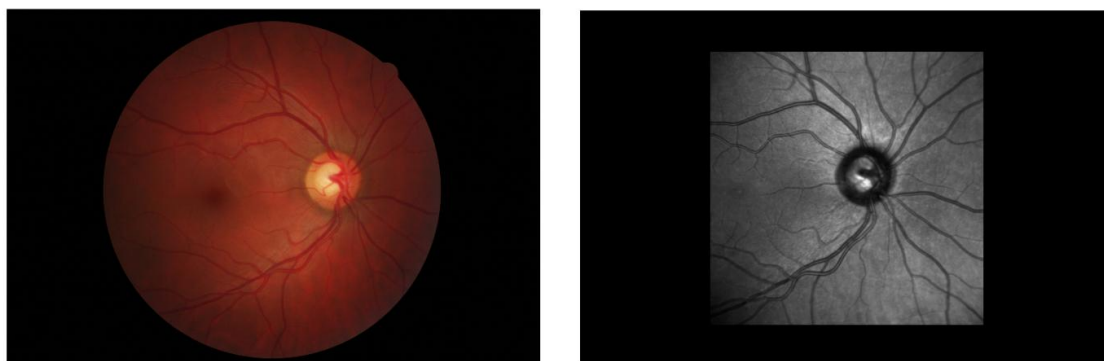
4.2 Lícování snímku z fundus kamery a SLO snímku

Postup lícování snímku z fundus kamery a SLO snímku je až na pár odlišností stejný jako na Obr. 16. SLO snímek je šedotónový a má obvykle jiné rozlišení než snímek z fundus kamery.

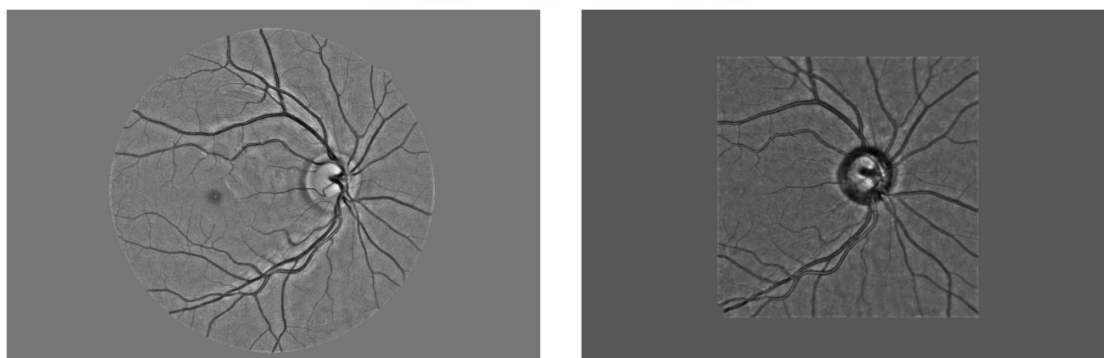
4.2.1 Úprava rozměrů snímků

SLO snímek zachycuje menší část sítnice než je tomu u snímku z fundus kamery. U snímků zpracovávaných v této práci dále platí, že snímek z fundus kamery má velikost 2712×2592 pixelů a SLO snímek má velikost 768×768 . Úprava rozměrů snímků tedy spočívá ve sjednocení rozměrů snímků z obou modalit. U použitých dat se ukázalo jako optimální zmenšení snímku z fundus kamery na velikost 1500×1000 pixelů a umístění SLO snímku na střed černého obrázku o rozměrech zmenšeného snímku z fundus kamery, tak jak je to na Obr. 23.

Snímky po úpravě rozměrů



Snímky po eliminaci vlivu masky



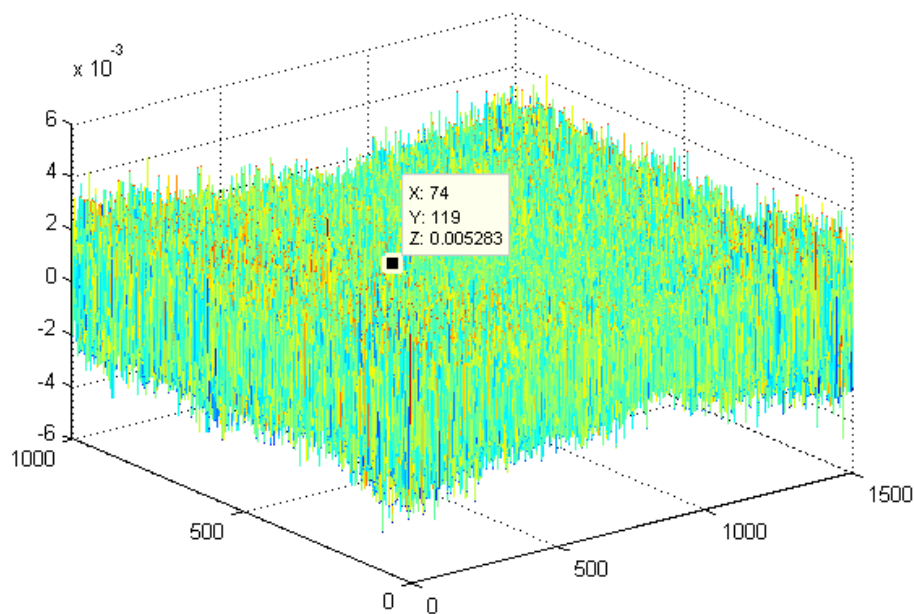
Obr. 23: Lícování SLO a fundus snímků - úprava rozměrů a eliminace vlivu masky

Na Obr. 23 je kromě znázornění úpravy rozměrů i eliminace vlivu masky použitím střední hodnoty jasu ve snímku sítnice místo černého okolí.

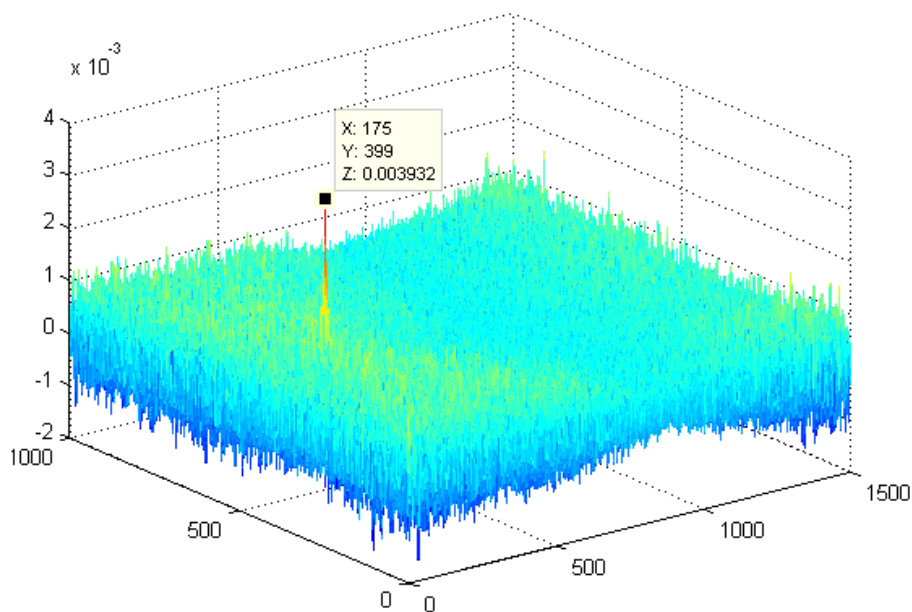
4.2.2 Filtrování výsledku fázové korelace

Filtrace výsledku fázové korelace je stejná jako v případě lícování dvou fundus snímků, nicméně zde je nutné použití filtrace zdůraznit. Bez použití filtrace zde dochází k velkým chybám, což je patrné z Obr. 24.

Výsledek fázové korelace před filtrací



Výsledek fázové korelace po filtraci



Obr. 24: Výsledek fázové korelace před a po filtraci s vyznačením maximálních hodnot

4.3 Geometrické transformace a jejich maticové vyjádření

Jak již bylo zmíněno v kapitole 4.1.6 k zlepšení slícování lze použít iterativního postupu. Při transformacích zahrnujících změnu měřítka a rotace je nezbytné použití interpolace. Použitím méně výpočetně náročných metod jako je trilineární interpolace nebo bilineární interpolace dochází k ztrátě vyšších prostorových frekvencí a tyto interpolace se tedy chovají jako dolní propust. Několikanásobné použití interpolace během iterativního postupu má poté za následek znatelné rozmazání obrazu. Pro minimalizaci tohoto rozmazání je vhodné interpolovat jen jednou s výsledným měřítkem a rotací po zvoleném počtu iterací. Pro skládání jednotlivých transformací je nejlepší jejich maticové vyjádření, což je možné provést v homogenních souřadnicích.

4.3.1 Homogenní souřadnice

Je-li uspořádaná dvojice $[x, y]^T$ souřadnicemi bodu P v rovinných kartézských souřadnicích, tak se bod P v homogenních souřadnicích vyjádří jako $[X, Y, W]^T$, platí-li:

$$X = x \cdot W, Y = y \cdot W, W \neq 0 \quad (31)$$

Bod je zde tedy reprezentován v prostoru o jednu dimenzi větším a je tedy reprezentován přímkou. Pro jednoduchost se používá jedno z nekonečně mnoha vyjádření $[x, y, 1]^T$, kde $w=1$. Pokud máme matici $\mathbf{A}$, udávající lineární transformaci, tak transformovaný bod P' se spočítá jako:

$$P' = \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \mathbf{A} \cdot P = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \quad (32)$$

4.3.2 Posunutí

Transformace posunutí bodu P je určena vektorem posunutí $\vec{p} = (X_t, Y_t)$. Matice posunutí $\mathbf{T}$ má tvar [13]:

$$\mathbf{T}(X_t, Y_t) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & X_t \\ 0 & 1 & Y_t \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

Použitím matice $\mathbf{T}$ v rovnici (32) lze vyjádřit souřadnice posunutého bodu P' jako:

$$x' = x + X_t \quad (33)$$

$$y' = y + Y_t \quad (34)$$

4.3.3 Rotace

Matice rotace $\mathbf{R}$ bodu P kolem počátku soustavy souřadnic $O=[0,0]$ o úhel α má tvar [13]:

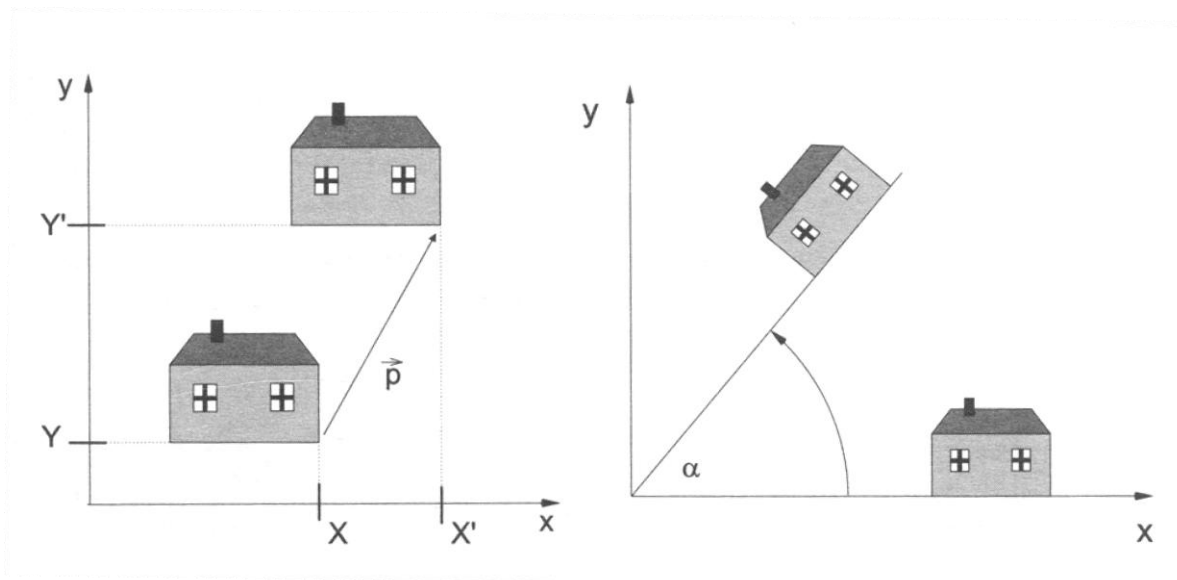
$$\mathbf{R}(\alpha) = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Otočením bodu P se tedy získá bod P' o souřadnicích:

$$x' = x \cdot \cos \alpha - y \cdot \sin \alpha \quad (35)$$

$$y' = x \cdot \sin \alpha + y \cdot \cos \alpha \quad (36)$$

Posunutí a rotace s vyznačením vektoru posunu $\vec{p} = (X_t, Y_t)$ a úhlu rotace α je na následujícím obrázku Obr.25:



Obr. 25: Transformace - posunutí a rotace, převzato z [13]

4.3.4 Změna měřítka

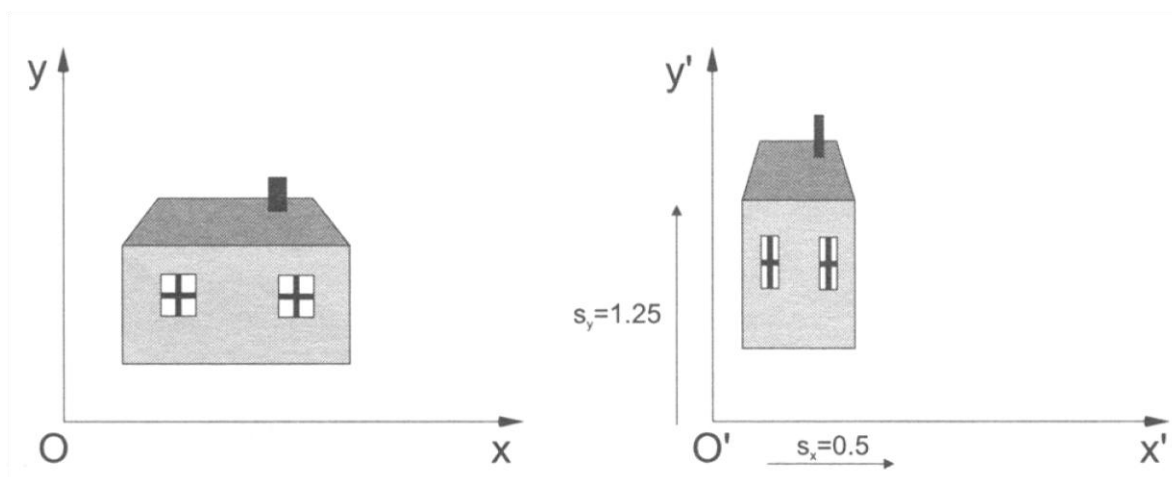
Změna měřítka ovlivňuje současně polohu i velikost transformovaného objektu ve směru souřadnicových os. Pokud je absolutní hodnota koeficientu měřítkování v intervalu (0, 1), dochází ke zmenšení a přiblížení transformovaného objektu k počátku souřadnic. Je-li absolutní hodnota koeficientu větší jak jedna, dojde k prodloužení. [13] Obě tyto možnosti jsou znázorněny na Obr. 26. Je-li znaménko koeficientu záporné, dochází k prodloužení či zmenšení v opačném směru. Příslušná transformační matice má tvar:

$$\mathbf{S}(s_x, s_y) = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

kde s_x je koeficient změny měřítka ve směru souřadnicové osy x a s_y je koeficient změny měřítka ve směru souřadnicové osy y. Souřadnice bodu P' tedy budou:

$$x' = x \cdot s_x \quad (37)$$

$$y' = y \cdot s_y \quad (38)$$



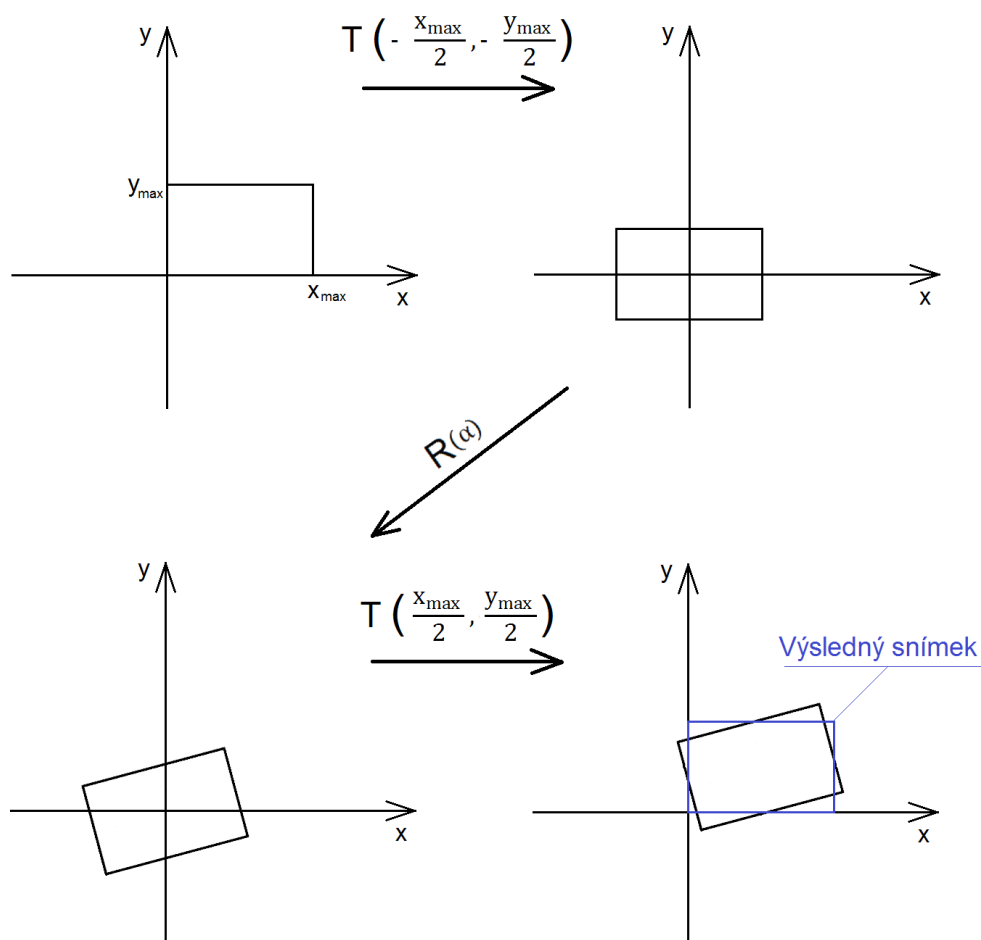
Obr. 26: Transformace - změna měřítka, převzato z [13]

4.3.5 Skládání transformací

Při postupném aplikování transformací na body objektu záleží na pořadí, v jakém se transformace provádějí. Transformaci vzniklou složením z více transformací lze vyjádřit jedinou maticí, která se získá postupným násobením matic, reprezentujících dílčí transformace. Protože záleží na pořadí transformací, záleží také na pořadí násobení matic. Pokud jsou tedy aplikovány transformace v pořadí A_1 , A_2 , A_3 bude bod P transformován vztahem $P' = A_1 \cdot A_2 \cdot A_3 \cdot P$. [13]

K rotaci snímku není vhodné použít rotaci kolem počátku souřadných os, ale kolem středu snímku. K tomu je potřeba použít složenou transformaci. Výsledná transformace $R_{\text{snímek}}(\alpha)$ se tak skládá z posunutí středu snímku na střed souřadných os, provedení rotace a z inverzní transformace k prvnímu posunutí. Pro snímek o rozlišení x_{max} a y_{max} , jak je znázorněno na Obr. 27, je tedy výsledná matice:

$$R_{\text{snímek}}(\alpha) = T\left(-\frac{x_{\text{max}}}{2}, -\frac{y_{\text{max}}}{2}\right) \cdot R(\alpha) \cdot T\left(\frac{x_{\text{max}}}{2}, \frac{y_{\text{max}}}{2}\right) \quad (39)$$



Obr. 27: Transformace - rotace snímku

4.3.6 Použití maticového vyjádření transformací při lícování snímků sítnice

Při lícování pomocí fázové korelace se nejprve stanoví měřítko a rotace a poté posun. Měřítka se nestavují pro každou osu zvlášť, ale stanovuje se celkové měřítko $s_{\text{celkové}}$. Matice změny měřítka, tedy bude mít tvar:

$$\mathbf{S}(s_{\text{celkové}}) = \begin{bmatrix} s_{\text{celkové}} & 0 & 0 \\ 0 & s_{\text{celkové}} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Výsledná transformační matice $\mathbf{A}$ po jedné iteraci tedy bude:

$$\mathbf{A}_i = \mathbf{S}(s_{\text{celkové}}) \cdot \mathbf{R}_{\text{snímek}}(\alpha) \cdot \mathbf{T}(X_t, Y_t) \quad (40)$$

Výsledná transformační matice po N iteracích bude:

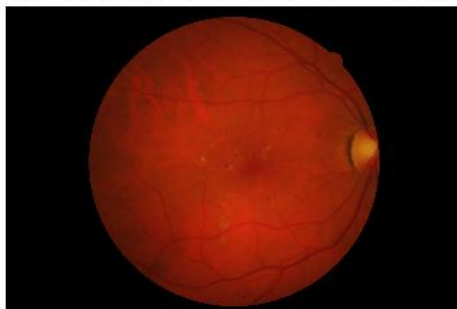
$$\mathbf{A}_{\text{vysledna}} = \prod_{i=1}^N \mathbf{A}_i \quad (41)$$

Příklad iterativního zlepšení je na následujícím obrázku Obr. 28. Šachovnicové obrazy byly, pro lepší čitelnost, vytvořeny pouze ze zelených složek barevných fundus snímků a byla u nich provedena korekce nerovnoměrné iluminace.

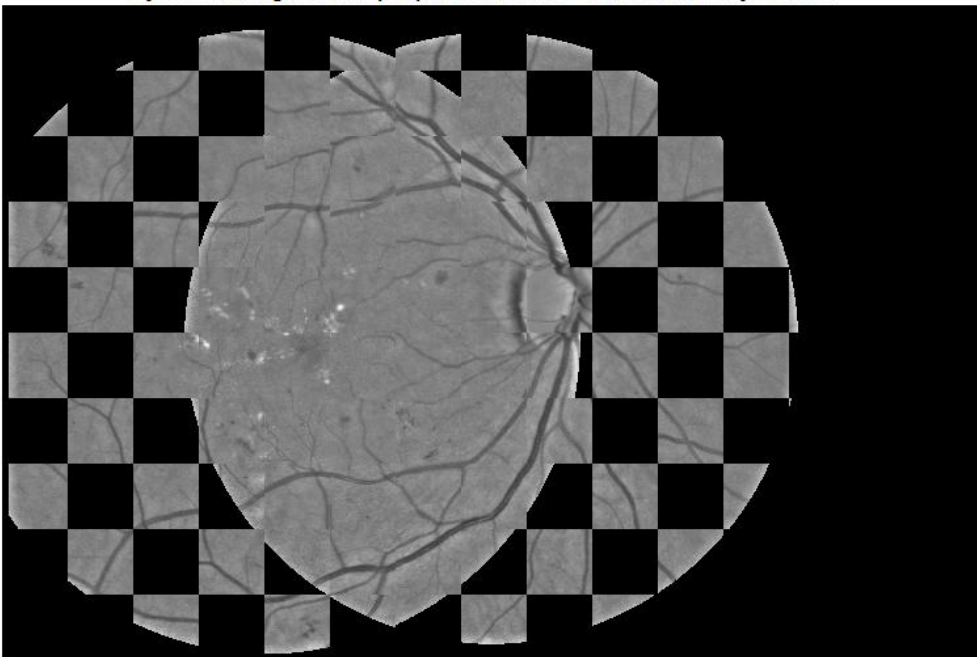
Barevný referenční fundus snímek



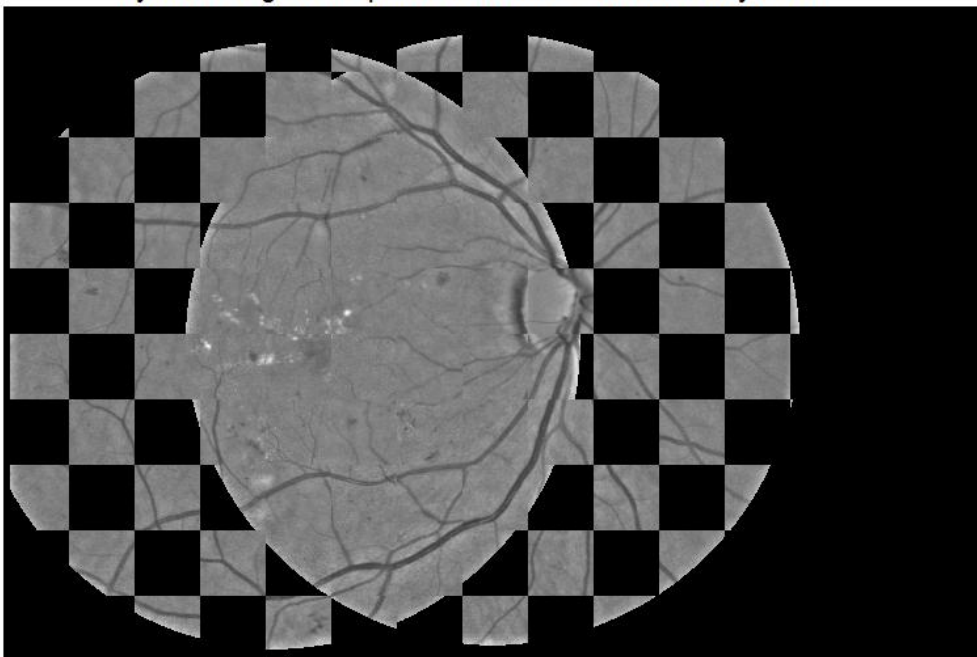
Barevný registrovaný fundus snímek



Výsledek registrace po první iteraci - šachovnicový obraz



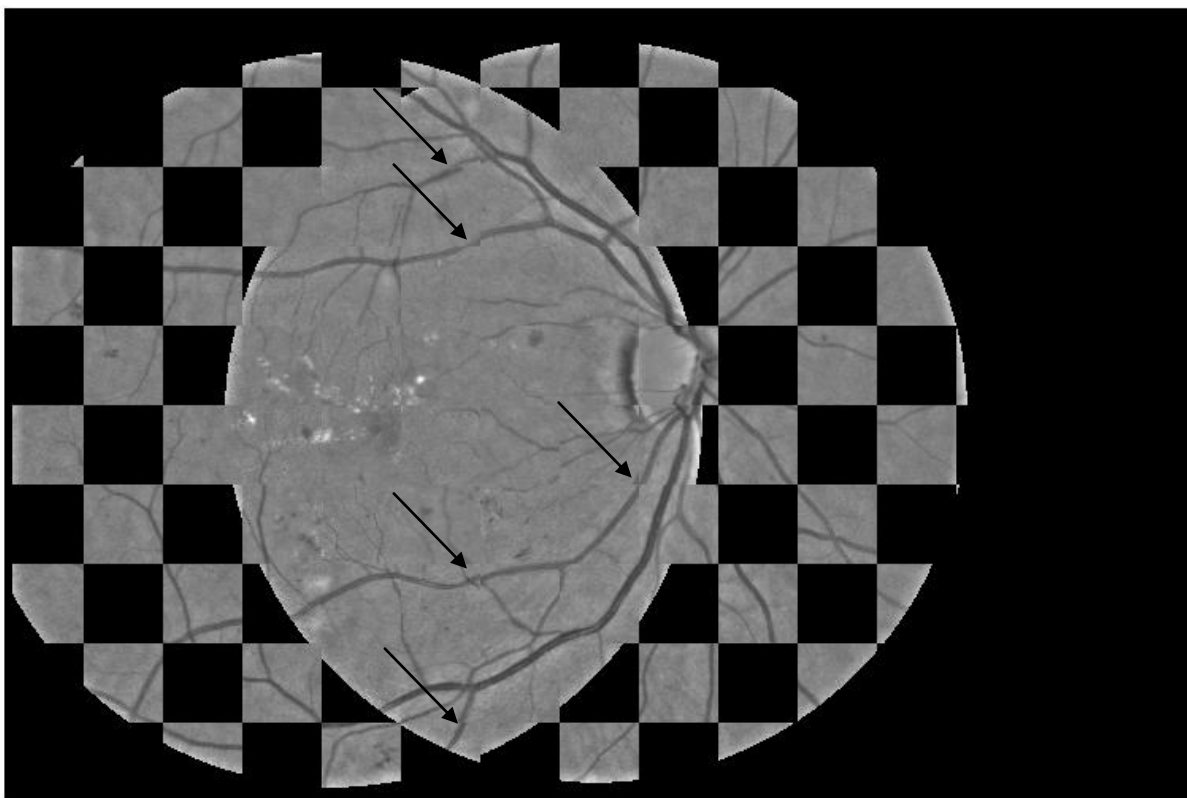
Výsledek registrace po druhé iteraci - šachovnicový obraz



Obr. 28: Příklad iterativního zlepšení

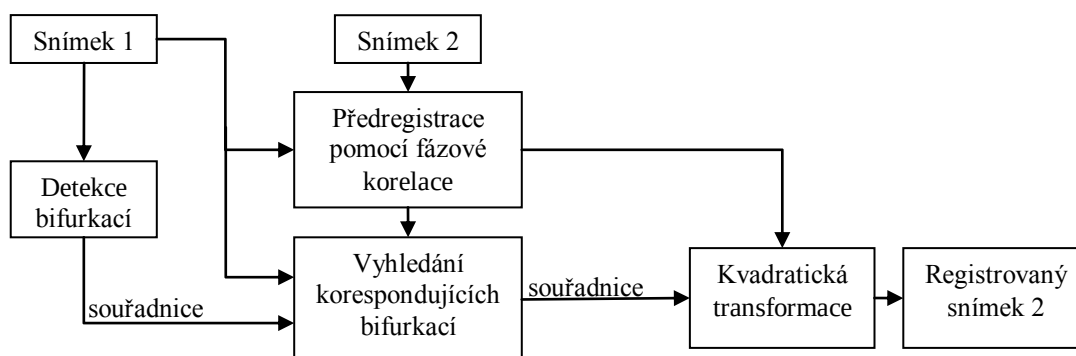
4.4 Registrace snímků využitím korespondujících značek a kvadratické transformace

Kombinace transformací měřítko, rotace a posun však není pro lícování snímků sítnice dostatečná. To je patrné na Obr. 29, což je výsledek z předchozího příkladu s vyznačením problematických, špatně slícovaných oblastí.



Obr. 29: Výsledek registrace využitím fázové korelace s vyznačením problematických oblastí

Pro registraci se mnohem lépe hodí kvadratická transformace. Postup této registrace je znázorněn na následujícím blokovém diagramu.



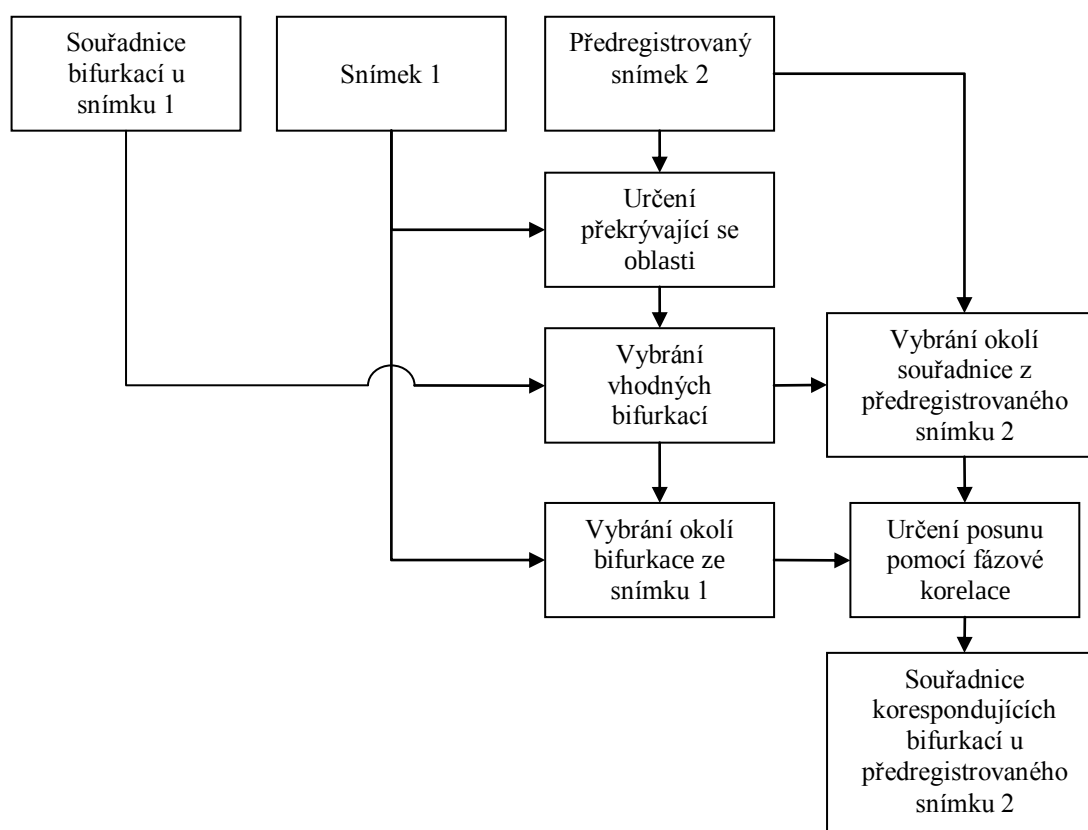
Obr. 30: Blokový diagram registrace vyhledáváním korespondujících značek

4.4.1 Detekce bifurkací

Detekci bifurkací se zabývá práce [1]. Celý algoritmus detekce bifurkací je rozdělen do tří základních fází. Jedná se o předzpracování obrazu, detekci bifurkací a zpřesnění nalezených poloh bifurkací. Pro automatické získání prahu k vysegmentování cévního řečiště se zde využívá pokročilých prahovacích metod. K získání skeletonu cévního řečiště se používají morfologické operace. V tomto skeletonu jsou následně vyhledávány vlastní bifurkace.

4.4.2 Vyhledání korespondujících bifurkací

Vyhledání korespondujících bifurkací se skládá z několika kroků, jež jsou znázorněny blokovým diagramem na Obr. 31.



Obr. 31: Blokový diagram vyhledávání korespondujících bifurkací

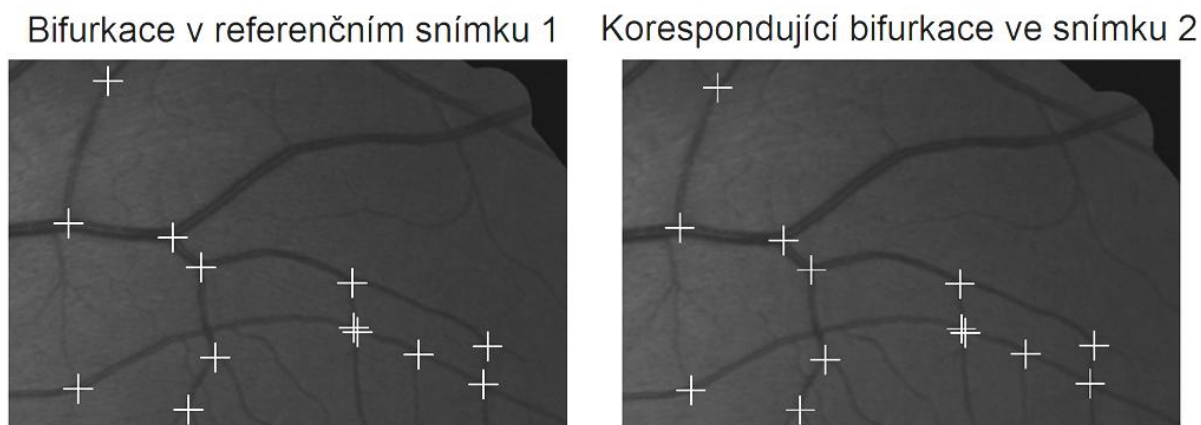
Překrývající se oblast je možné určit pomocí binárních masek snímků popsaných v kapitole 4.1.2. Je-li $maska_1(x,y)$ maskou snímku 1 a $maska_2(x,y)$ maskou snímku 2, tak překrývající se oblast spočítá jako binární AND operace:

$$oblast(x,y) = maska_1(x,y) \text{ AND } maska_2(x,y) \quad (42)$$

Vybrání vhodných bifurkací poté spočívá v tom, že se vyberou jen ty souřadnice $[x,y]$, kde $oblast(x,y)$ nabývá hodnoty 1.

Pro každou souřadnici se následně vybere okolí ze snímku 1 a přeregistrovaného snímku 2 a pomocí fázové korelace se určí posunutí mezi těmito dvěma výřezy. Okolí je nutné vzít dostatečně velké, protože je nutné použít z důvodu eliminace okrajového efektu váhování obou výřezů Hannovým oknem, což zmenšuje množství užitečné informace pro výpočet fázové korelace. Při výpočtu fázové korelace se lze omezit jen na počítání optimálního posunu a ten pak aplikovat na souřadnici bifurkace snímku 1, tím se získá souřadnice korespondující bifurkace v přeregistrovaném snímku 2.

Ukázka výsledku nalezení korespondujících bifurkací je na Obr. 32. Jedná se o dva výřezy ze zelených složek barevných fundus snímků s vyznačením pozic bifurkací.



Obr. 32: Ukázka nalezení korespondujících bifurkací

4.4.3 Kvadratická transformace

Metoda kvadratické transformace využívá korespondenčních bodů nalezených v dvojici snímků. Tato transformace je vhodná právě pro obrazy zakřivené sítnice, pro různé úhly pohledu.

12-ti parametrická polynomiální transformace druhého řádu je definována [14]:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} & a_{15} & a_{16} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} & a_{25} & a_{26} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x^2 \\ xy \\ y^2 \\ x \\ y \\ 1 \end{pmatrix}, \quad (43)$$

kde $(x, y)^T$ značí souřadnice značek v registrovaném obraze a $(x', y')^T$ značí souřadnice značek v referenčním snímku (jedná se vlastně souřadnice registrovaného snímku po transformaci).

Registrace obrazů je definována jako minimalizace součtu kvadratických odchylek mezi souřadnicemi korespondujících značek v referenčním snímku $(X, Y)^T$ a v transformovaném registrovaném snímku $(x', y')^T$ [14]:

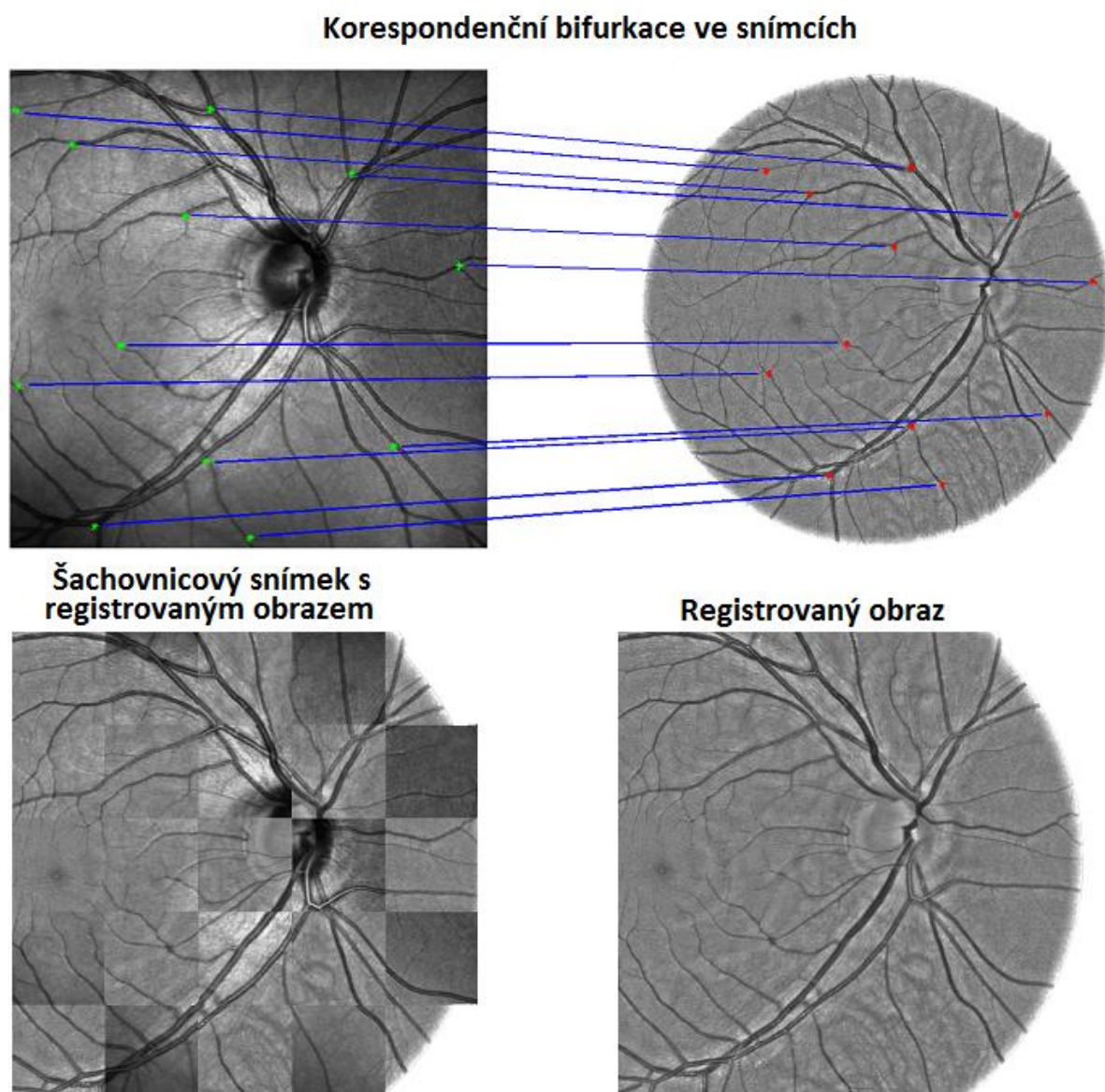
$$\varepsilon = \sum_{i=1}^N \left| \begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} X \\ Y \end{pmatrix} \right|^2 \rightarrow \min, \quad (44)$$

kde N je počet nalezených značek.

Substituce vede k [14]:

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^N (a_{11}x^2 + a_{12}xy + a_{13}y^2 + a_{14}x + a_{15}y + a_{16} - X)^2 + (a_{21}x^2 + a_{22}xy + a_{23}y^2 + a_{24}x + a_{25}y + a_{26} - Y)^2 \quad (45)$$

Minimalizace ε s ohledem na položky transformační matice a_{ij} vede na soustavu lineárních rovnic, které mohou být vyřešeny Gaussovou eliminační metodou [14]. Na Obr. 33 je naznačen princip registrace pomocí kvadratické transformace.

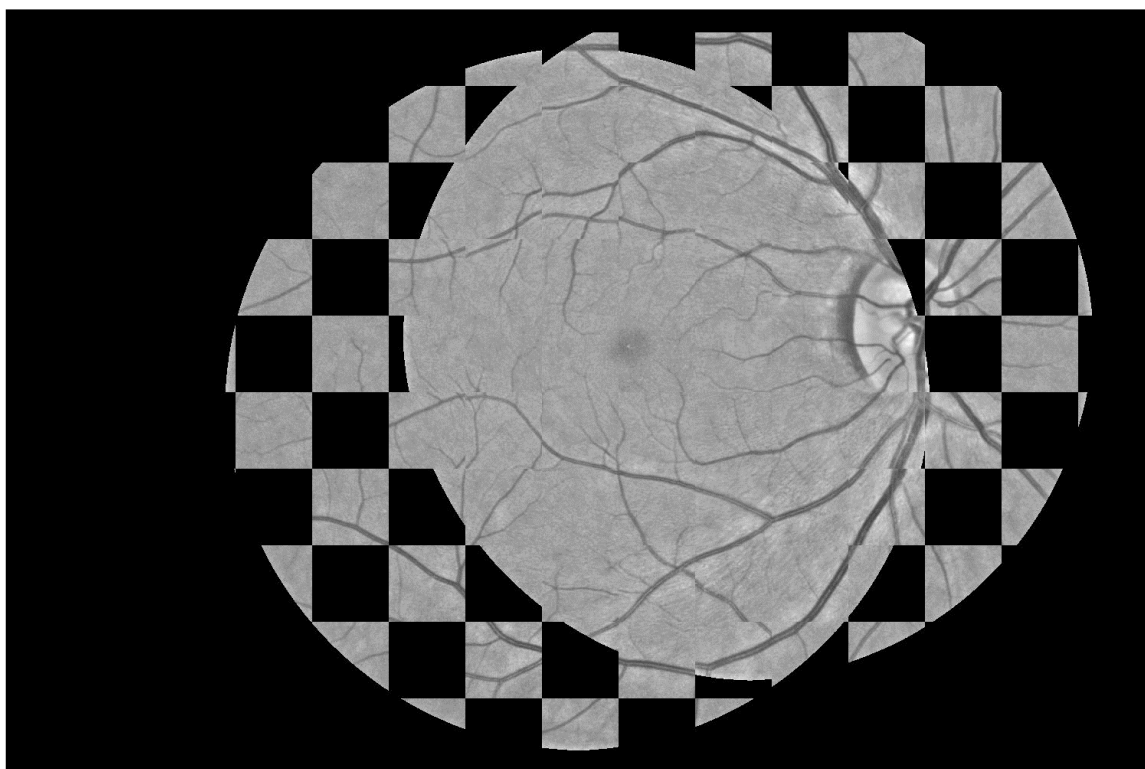


Obr. 33: Kvadratická transformace, převzato a upraveno z [14]

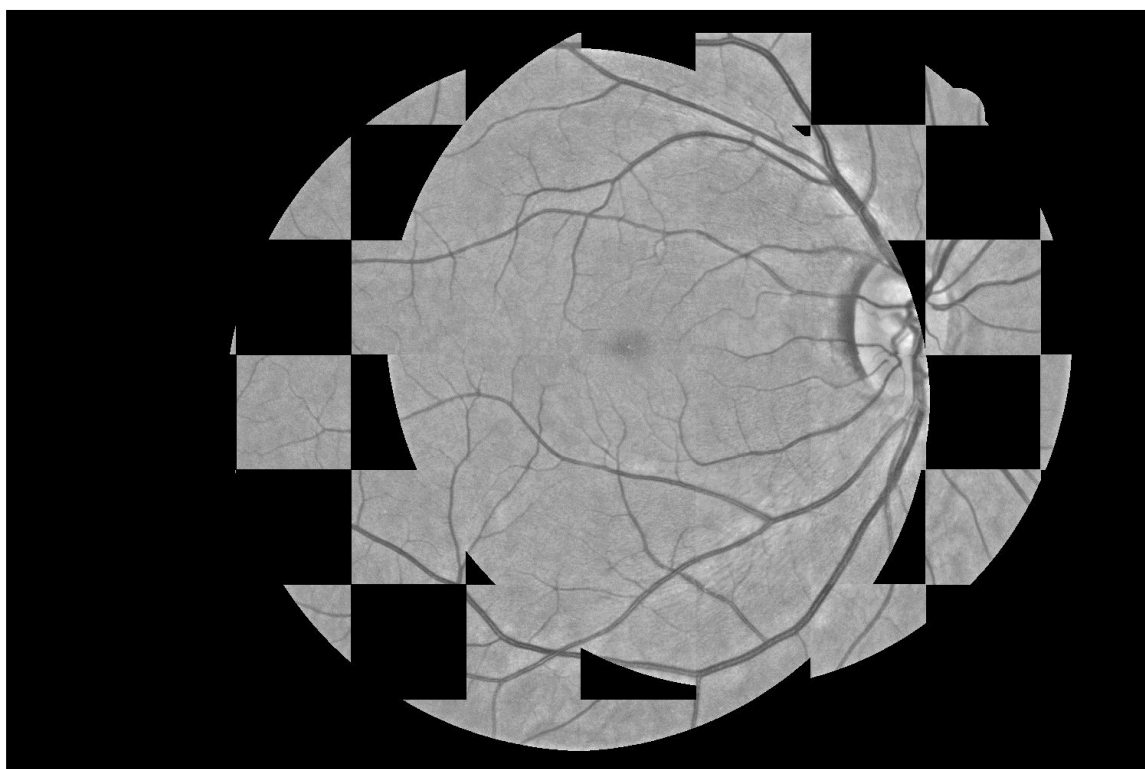
4.4.4 Výsledky registrace

Na následujících dvou obrázcích je ukázka výsledků registrace dvou fundus snímků a registrace SLO snímku s fundus snímkem. Pro ukázkou zlepšení registrace vyhledáváním korespondujících značek a následného použití kvadratické transformace byly vybrány snímky, kde je u výsledků registrace pouze fázovou korelací patrné vychýlení mezi snímky.

Výsledek registrace dvou fundus snímků pouze pomocí fázové korelace

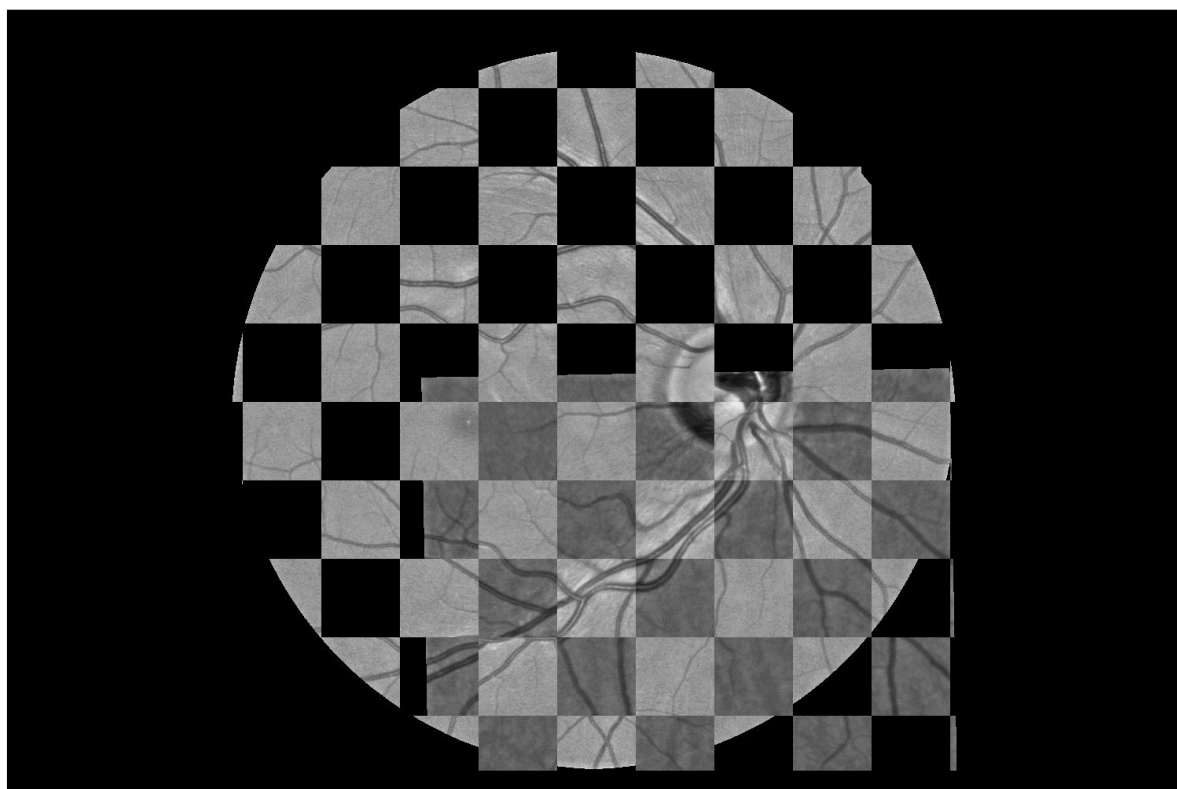


Výsledek registrace stejných snímků pomocí vyhledávání korespondujících značek

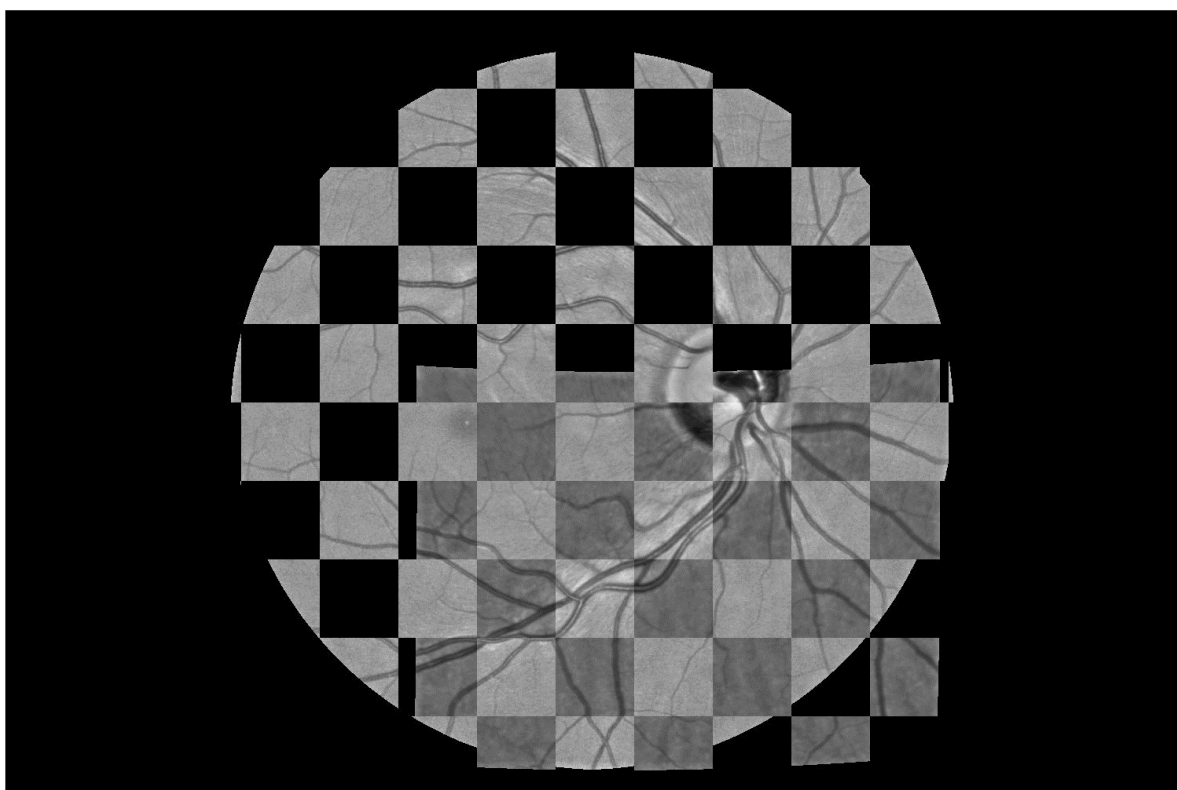


Obr. 34: Srovnání výsledků registrace fundus snímků

Výsledek registrace fundus a SLO snímku metodou fázové korelace



Výsledek registrace fundus a SLO snímku metodou vyhledávání korespondenčních značek



Obr. 35: Srovnání výsledků registrace fundus a SLO snímků

5. Vyhodnocení

Oba způsoby registrace snímků sítnice: pomocí fázové korelace (byly provedeny vždy tři iterace) a s využitím vyhledání korespondujících značek a kvadratické transformace, byly testovány na třech souborech snímků. První soubor (dále školní databáze) obsahoval 84 dvojic z databáze retinálních snímků z Ústavu biomedicínského inženýrství VUT v Brně. Druhý soubor (dále databáze patientských snímků) obsahoval 42 dvojic snímků nemocných pacientů. Třetí soubor (dále databáze SLO - fundus) sloužil k vyhodnocení kvality registrace snímků z SLO a fundus kamery a obsahoval celkem 38 dvojic skládajících se z fundus snímku a odpovídajícího SLO snímku. Fundus snímky ze školní databáze a z databáze SLO - fundus měly velikost 3888×2592 pixelů, proto byly nejprve zmenšeny na velikost 1500×1000 pixelů. Fundus snímky z databáze patientských snímků měly velikost 1500×1000 snímků, a proto byly ponechány v původní velikosti, stejně jako SLO snímky, které měly velikost 768×768 pixelů.

5.1 Subjektivní vyhodnocení

Subjektivní vyhodnocení je založeno na vizuálním zhodnocení kvality slícování dvou snímků pomocí šachovnicových a hranových obrazů. Šachovnicové snímky byly v případě barevných fundus snímků vytvořeny z jejich zelených složek s eliminací nerovnoměrné iluminace. U hranových snímků byly v referenčním snímku detekovány hrany Cannyho detektorem. Tyto detekované hrany byly fúzovány s registrovaným snímkem. Oba typy snímků pro subjektivní vyhodnocení jsou na Obr. 36. Registrace obrazů byla klasifikována podle [15] a [16] do čtyř tříd jako: špatná, průměrná, dobrá a výborná.

- 1 – výborná – nejlepší kvalita bez viditelných nesouladů mezi oběma obrazy
- 2 – dobrá – drobné vychýlení mezi obrazy v rozsahu 1 až 5 pixelů
- 3 – průměrná – větší vychýlení mezi obrazy v rozsahu 6 až 15 pixelů
- 4 – špatná – registrace s významným vychýlením

Vyhodnocení bylo provedeno nezávisle dvěma experty (A, B). Výsledky jsou pro registraci pouze pomocí fázové korelace uvedeny v Tab.1. Pro registraci s vyhledáváním korespondujících značek a následného použití kvadratické transformace jsou uvedeny v Tab.2. Subjektivním vyhodnocením bylo zjištěno, že v případě lícování pouze pomocí fázové korelace se u testovaných fundus snímků v průměru vyskytuje jen drobné vychýlení v rozsahu 1 – 5 pixelů. Při lícování dvojice fundus a SLO snímku docházelo k většímu vychýlení mezi snímky a to v průměru mezi 1 – 15 pixely. Z tabulek je dále patrné, že použitím kvadratické transformace dochází k výraznému subjektivnímu zkvalitnění registrace.

		Třída 1	Třída 2	Třída 3	Třída 4	Třídy 1,2,3	Průměrná třída
Školní databáze	Expert A	23 (27,4%)	51 (60,7%)	9 (10,7%)	1 (1,2%)	83 (98,8%)	1,86
	Expert B	8 (9,4%)	68 (81,0%)	5 (6,0%)	3 (3,6%)	81 (96,4%)	2,04
Pacientská databáze	Expert A	13 (31,0%)	20 (47,6%)	9 (21,4%)	0 (0,0%)	42 (100,0%)	1,90
	Expert B	6 (14,3%)	30 (71,4%)	6 (14,3%)	0 (0,0%)	42 (100,0%)	2,00
SLO-fundus databáze	Expert A	0 (0,0%)	21 (55,2%)	15 (39,5%)	2 (5,3%)	36 (94,7%)	2,50
	Expert B	1 (2,6%)	25 (65,8%)	7 (18,4%)	5 (13,2%)	33 (86,8%)	2,42

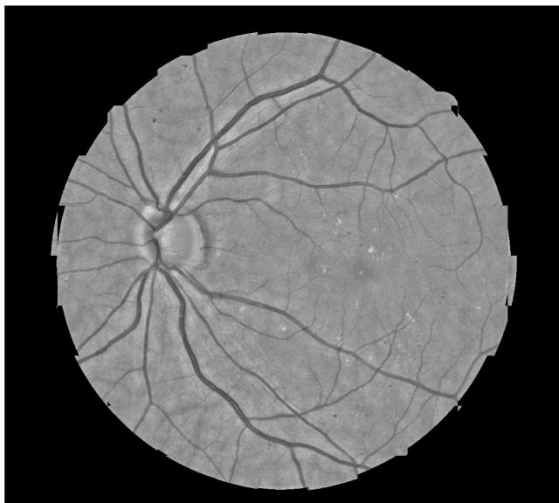
Tab. 1: Subjektivní vyhodnocení registrace pouze fázovou korelací

		Třída 1	Třída 2	Třída 3	Třída 4	Třídy 1,2,3	Průměrná třída
Školní databáze	Expert A	78 (92,8%)	4 (4,8%)	0 (0,0%)	2 (2,4%)	82 (97,6%)	1,12
	Expert B	66 (78,6%)	18 (21,4%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	84 (100,0%)	1,21
Pacientská databáze	Expert A	31 (73,8%)	10 (23,8%)	1 (2,4%)	0 (0,0%)	42 (100,0%)	1,29
	Expert B	29 (69,0%)	13 (31,0%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	42 (100,0%)	1,31
SLO-fundus databáze	Expert A	26 (68,4%)	11 (28,9%)	1 (2,6%)	0 (0,0%)	38 (100,0%)	1,34
	Expert B	11 (28,9%)	23 (60,6%)	4 (10,5%)	0 (0,0%)	38 (100,0%)	1,82

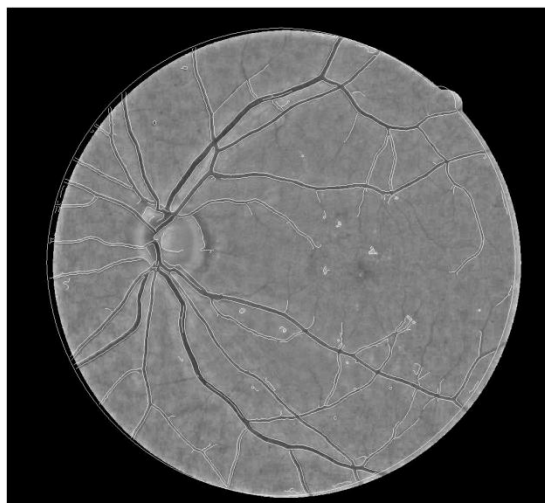
Tab. 2: Subjektivní vyhodnocení registrace vyhledáváním korespondujících značek

Lícování dvou fundus snímků

Šachovnicový snímek

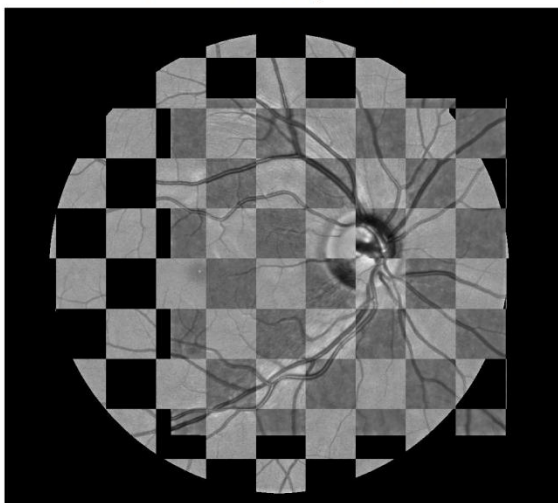


Hranový snímek

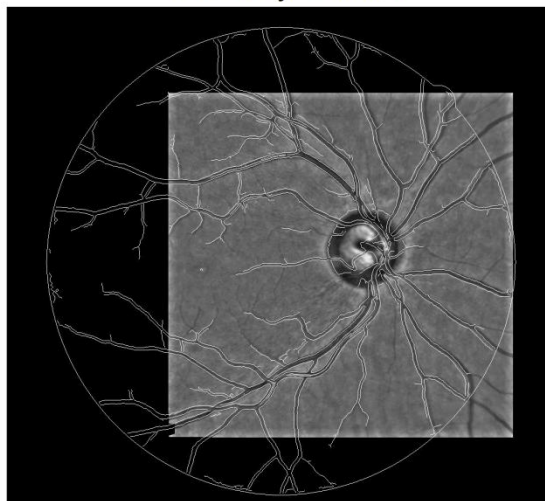


Lícování fundus a SLO snímku

Šachovnicový snímek



Hranový snímek



Obr. 36: Snímky pro subjektivní vyhodnocení

5.2 Objektivní vyhodnocení

Pro objektivní vyhodnocení je nutné určit vhodnou metriku. V této práci je využito vzájemné informace.

5.2.1 Vzájemná informace

Podle [17] je vzájemná informace $I(A,B)$ metrika definující míru závislosti dvou nezávislých náhodných dat (obrazů) A , B . Její základní definice je [18]:

$$I(A, B) = H(A) + H(B) - H(A, B) = \sum_a \sum_b p_{AB}^{\tau}(a, b) \cdot \log \frac{p_{AB}^{\tau}(a, b)}{p_A^{\tau}(a) \cdot p_B^{\tau}(b)}, \quad (46)$$

kde: $H(A)$ je entropie obrazu A

$H(B)$ je entropie obrazu B

$H(A,B)$ je vzájemná entropie obrazů A,B

$p_{AB}^T(a,b)$ je hodnota vzájemné pravděpodobnostní funkce obrazů A,B

$p_A^T(a), p_B^T(b)$ jsou sdružené pravděpodobnostní distribuční funkce

příslušných vektorů intenzit.

Vzájemná pravděpodobnostní funkce se získá ze sdruženého histogramu, což je podle [19] matice četností současného výskytu různých kombinací jasů na odpovídajících si pozicích v obou obrazech, znormalizovaného podělením počtem bodů celého obrazu. Ukázky sdružených histogramů jsou na obr.37. Uvedené obrázky znázorňují logaritmus vzájemného histogramu, jehož rozsah je upraven do rozsahu 0-1 [17].

Sdružené pravděpodobnostní distribuční funkce se získají ze vzájemné pravděpodobnostní funkce:

$$p_A^T(a) = \sum_{b=0}^N p_{AB}^T(a,b) \quad (47)$$

$$p_B^T(b) = \sum_{a=0}^N p_{AB}^T(a,b), \quad (48)$$

kde: N je počet hladin šedi.

Entropie obrazu A či B se spočítají [18]:

$$H(A) = - \sum_a p_A^T(a) \cdot \log p_A^T(a) \quad (49)$$

$$H(B) = - \sum_b p_B^T(b) \cdot \log p_B^T(b) \quad (50)$$

Vzájemná entropie se spočítá [15]:

$$H(A,B) = - \sum_a \sum_b p_{AB}^T(a,b) \cdot \log p_{AB}^T(a,b) \quad (51)$$

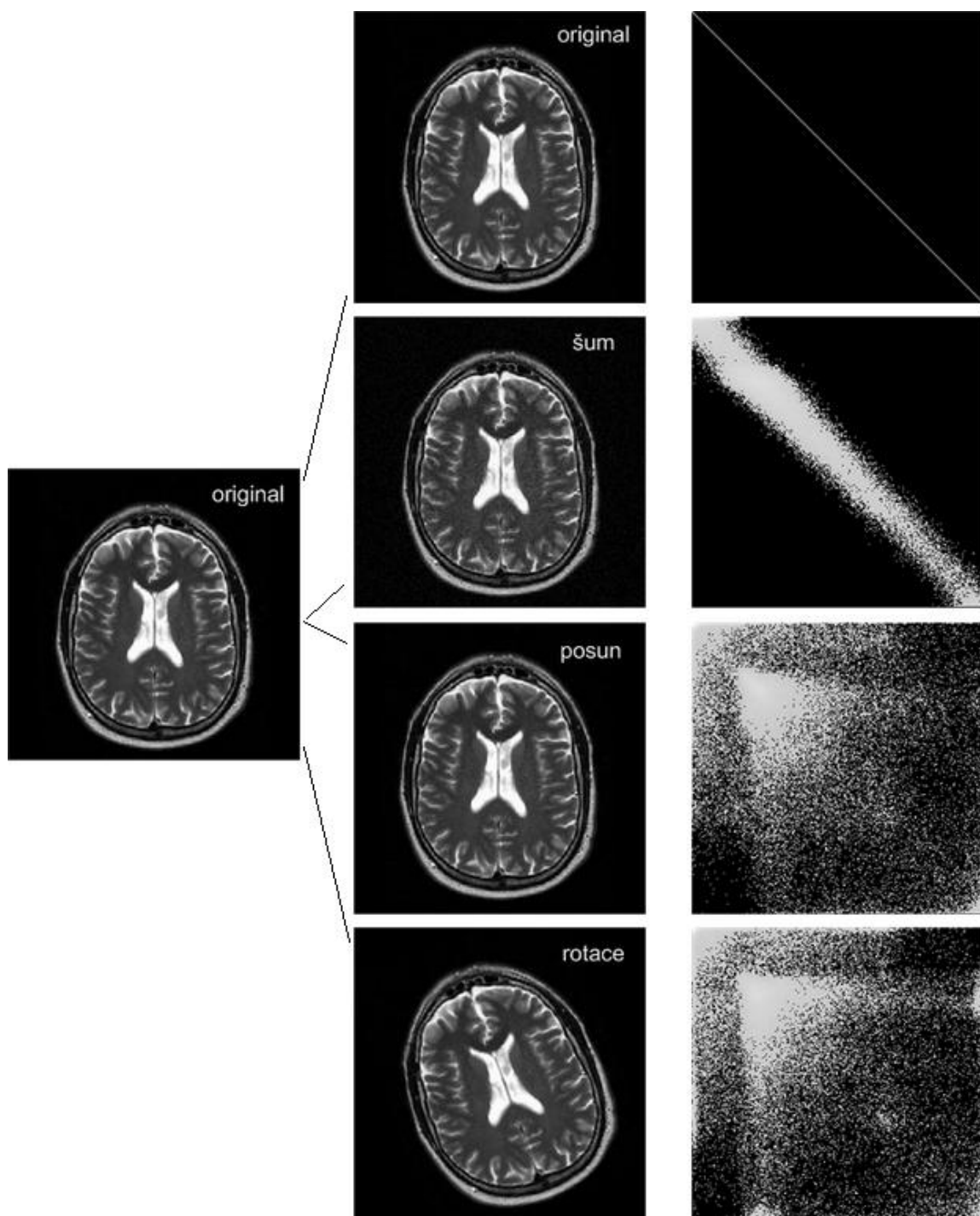
Jelikož šum v obrazech může negativně ovlivnit výslednou vzájemnou informaci, byly navrženy různé metody normalizace vzájemné informace [18]:

$$\tilde{I}_1 = \frac{2I(A,B)}{H(A) + H(B)} \quad (52)$$

$$\tilde{I}_2 = H(A,B) - I(A,B) \quad (53)$$

$$\tilde{I}_3 = \frac{H(A) + H(B)}{H(A,B)} = \frac{I(A,B)}{H(A,B)} + 1 \quad (54)$$

Třetí metoda normalizace vzájemné informace je nejrobustnější proti působení šumu, byla tedy využita v této práci. Pro výpočet normalizované vzájemné informace se v této práci využívají pouze překrývající se oblasti obrazů, bez černého okolí snímků sític. Při hodnocení kvality registrace metodou vzájemné informace se předpokládá, že pokud mají dva obrazy A,B vyšší $I(A,B)$, jsou přesněji slícované.

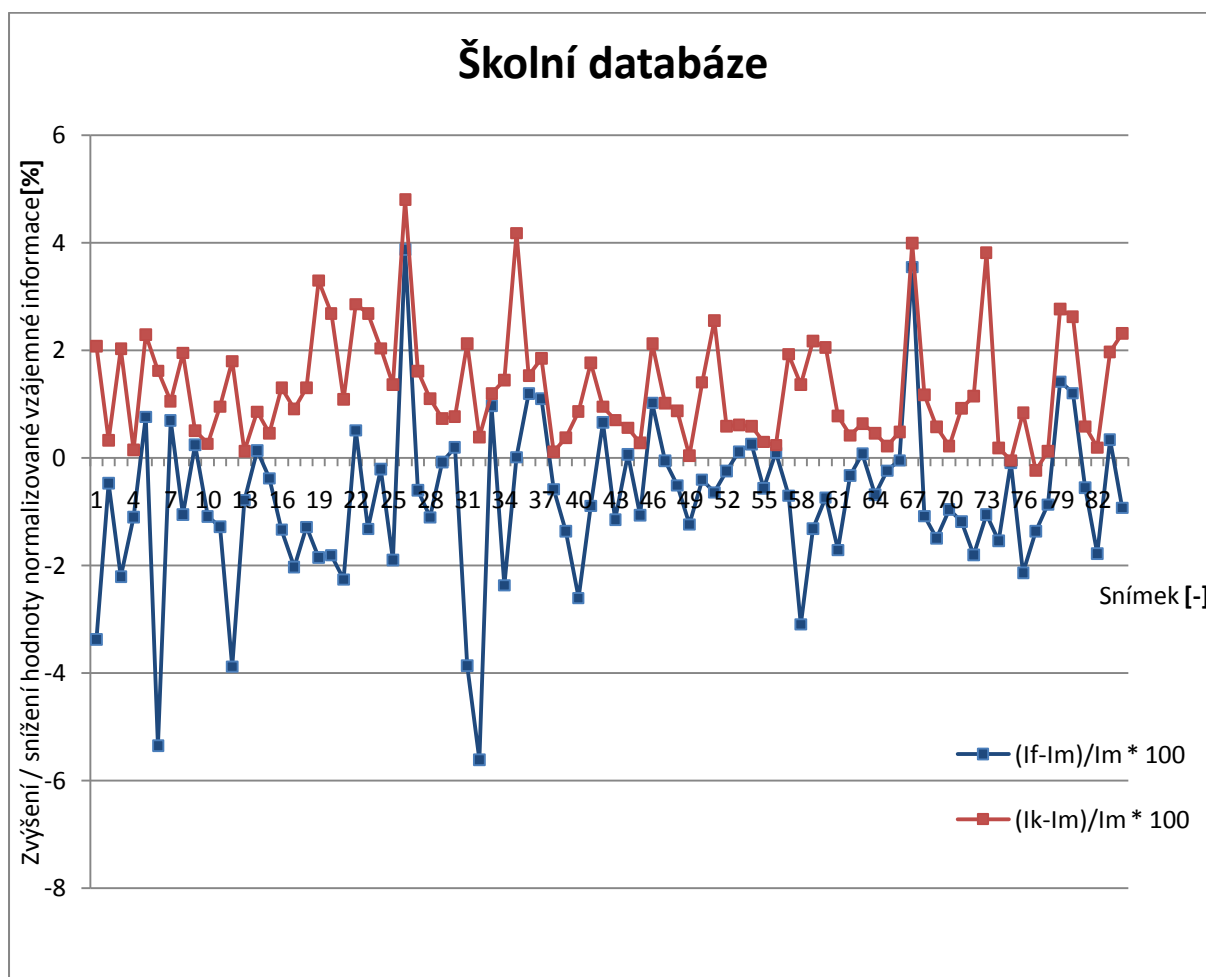


Obr. 37: Ukázky sdružených histogramů, převzato z [17]

5.2.2 Výsledky

Výsledky registrace byly srovnány s manuální registrací, při které se ručně vyberou korespondující body ve dvojici snímků, a poté se provede kvadratická transformace.

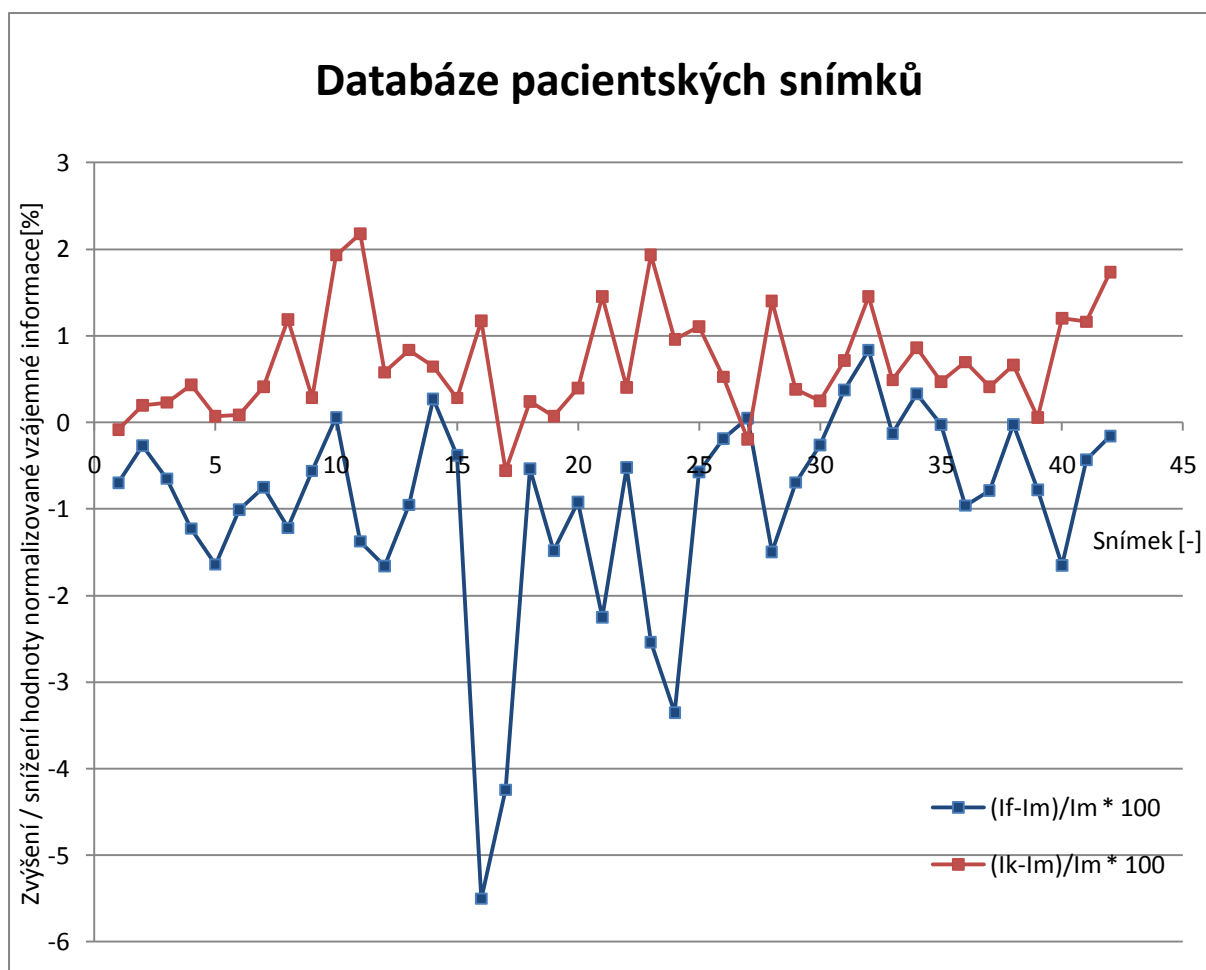
Je-li I_m vzájemná informace u manuální registrace, I_f vzájemná informace u registrace fázovou korelací a I_k vzájemná informace u registrace kvadratickou transformací s vyhledáváním korespondujících bifurkací, tak vztahy $\frac{I_k - I_m}{I_m} \cdot 100$ a $\frac{I_f - I_m}{I_m} \cdot 100$ vyjadřují procentuální zvýšení (s kladným znaménkem) případně snížení (se záporným znaménkem) hodnoty normalizované vzájemné informace vzhledem k manuální registraci. Na následujících grafech je znázornění výsledků pro jednotlivé databáze.



Obr. 38: Školní databáze

V případě registrace snímků pomocí fázové korelace byla u 22 snímků vyšší hodnota normalizované vzájemné informace, a to v průměru o 0,83% ve srovnání s manuální registrací. Což ukazuje na lépe slícovaný snímek. Ve zbývajících 62 snímcích bylo dosaženo v průměru o 1,38% menší hodnoty normalizované vzájemné informace ve srovnání s manuální registrací.

V případě registrace snímků vyhledáváním korespondujících bifurkací a následném použití kvadratické transformace byla vyšší hodnota normalizované vzájemné informace u 82 snímků, a to v průměru o 1,31% ve srovnání s manuální registrací. Menší hodnoty normalizované vzájemné informace bylo dosaženo jen u 2 snímků, a to v průměru o 0,15%.

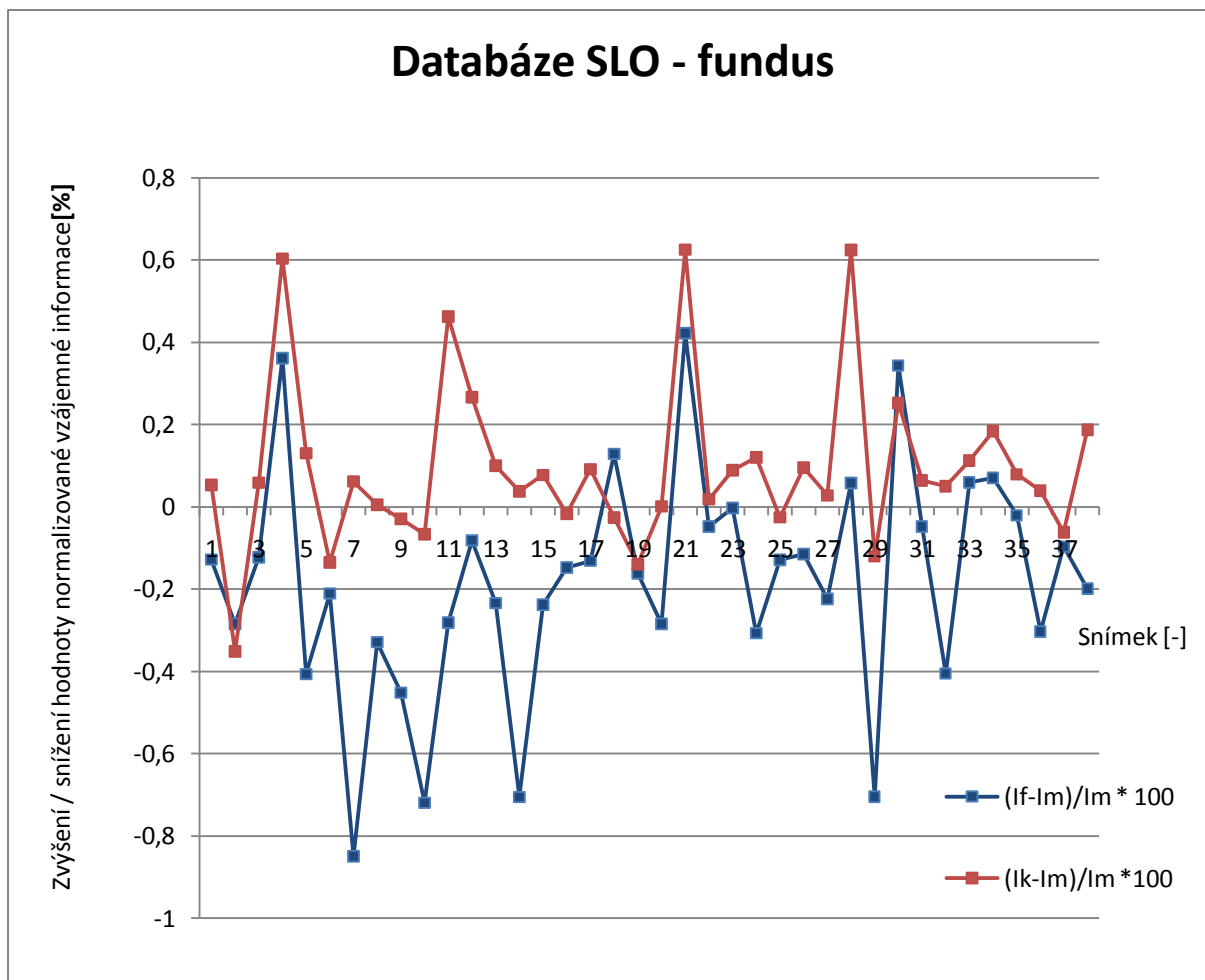


Obr. 39: Databáze patientských snímků

V případě registrace snímků pomocí fázové korelace byla u 6 snímků vyšší hodnota normalizované vzájemné informace, a to v průměru o 0,32% ve srovnání s manuální registrací. Ve zbývajících 36 snímcích bylo dosaženo v průměru o 1,16% nižší hodnoty normalizované vzájemné informace ve srovnání s manuální registrací.

V případě registrace snímků vyhledáváním korespondujících bifurkací a následném použití kvadratické transformace byla vyšší hodnota normalizované vzájemné informace u 39 snímků, a to v průměru o 0,76% ve srovnání s manuální registrací. Menší hodnoty normalizované vzájemné informace bylo dosaženo u 3 snímků, a to v průměru o 0,28%.

Registrace snímků vyhledáváním korespondujících bifurkací a následného použití kvadratické transformace vykazovala společně z obou databází u 5 snímků menší hodnoty vzájemné informace oproti manuální registraci. U jednoho snímku byla tato hodnota nižší o 0,55% u zbývajících čtyř snímků byla nižší v průměru o 0,14%. Rozdíly ve slícování oproti manuální registraci vznikají v oblastech snímků, kde je málo detekovaných bifurkací a křížení cév. K zlepšení slícování by pomohla kvalitnější detekce v těchto oblastech.



Obr. 40: Databáze SLO – fundus

V případě registrace snímků pomocí fázové korelace byla u 7 snímků vyšší hodnota normalizované vzájemné informace, a to v průměru o 0,21% ve srovnání s manuální registrací. Ve zbývajících 31 snímcích bylo dosaženo v průměru o 0,27% menší hodnoty normalizované vzájemné informace ve srovnání s manuální registrací.

V případě registrace snímků vyhledáváním korespondujících bifurkací a následném použití kvadratické transformace byla vyšší hodnota normalizované vzájemné informace u 28 snímků, a to v průměru o 0,16% ve srovnání s manuální registrací. Menší hodnoty normalizované vzájemné informace bylo dosaženo u 10 snímků, a to v průměru o 0,1%. Horší slícování u těchto 10 snímků oproti manuální registraci je v tomto případě způsobeno hlavně tím, že SLO snímek zabírá jenom část fundus snímku. Korespondujících bifurkací v překrývajících se oblastech proto není mnoho a nejsou rovnoměrně rozloženy.

6. Závěr

Cílem práce bylo prostudování fázové korelace pro lícování obrazů, seznámení se s vlastnostmi snímků sítnice z různých modalit a následně zrealizování programu v prostředí Matlab.

Pro splnění těchto cílů byla nejprve vysvětlena funkce sítnice a vlastnosti jejích barevných snímků. Jelikož se v projektu pracuje s fundus snímky a SLO snímky, byly tyto rozdílné techniky také krátce vysvětleny. Při různých onemocněních mohou na sítnici vznikat abnormality. Snímky sítnice proto umožňují neinvazivní metodou tato onemocnění diagnostikovat.

V práci je popsána metoda fázové korelace, předně postup pro zjištění měřítka, rotace a posunu mezi dvěma obrazy. Nejprve je nutné určit správné měřítko a rotaci. Za tímto účelem je potřeba provést transformaci do log-polárních souřadnic, která byla v práci také vysvětlena. Teprve po určení měřítka a rotace je možné stanovit posun. Postup lícování snímků pomocí fázové korelace zahrnuje i dílčí zpracování obrazů, kterými se tato práce rovněž zabývala. Předně se jedná se o eliminaci nerovnoměrné iluminace, odstranění okrajového efektu a vlivu masky a při transformaci do polárních souřadnic je nutná interpolace hodnot.

V rámci práce bylo také provedeno vyhledávání korespondujících bifurkací a křížení cév. Tyto korespondující body byly následně využity v registraci pomocí kvadratické transformace.

Obě tyto metody registrace snímků byly testovány na třech databázích: školní databázi s 82 dvojicemi fundus snímků, patientské databázi s 42 dvojicemi fundus snímků a databázi SLO – fundus s 38 dvojicemi skládajících se z fundus snímku a odpovídajícího SLO snímku. Výsledky registrací byly subjektivně a objektivně vyhodnoceny. Objektívni vyhodnocení spočívalo ve srovnání s manuální registrací. Metrikou byla zvolena normalizovaná vzájemná informace. Subjektivním vyhodnocením bylo zjištěno, že v případě lícování pouze pomocí fázové korelace se u testovaných fundus snímků v průměru vyskytuje jen drobné vychýlení v rozsahu 1 – 5 pixelů. Při lícování dvojice fundus a SLO snímku docházelo k většímu vychýlení mezi snímky a to v průměru mezi 1 – 15 pixely. Tyto nepřesnosti ve slícování jsou způsobeny nedostatečností transformací rotace, změna měřítka a posun k správnému slícování. Pro snímky sítnice je mnohem vhodnější kvadratická transformace. Metoda založená na vyhledávání korespondujících bifurkací a křížení cév vykazovala v subjektivním i objektivním vyhodnocení lepších výsledků. Případné nepřesné slícování bylo u této metody způsobeno hlavně nedostatečnou a nerovnoměrnou detekcí bifurkací a křížení cév v referenčním snímku.

V rámci diplomové práce byla ve spolupráci s [1] vytvořena v prostředí Matlab aplikace s uživatelským rozhraním. Tato aplikace umožňuje dávkové i jednotlivé zpracování snímků. Je zde možnost detekce bifurkací a křížení cév, lícování fázovou korelací a registrace vyhledáváním korespondujících bifurkací a křížení cév a následného použití kvadratické transformace. Náhledy z programu jsou uvedeny v příloze.

7. Literatura

- [1] BAŠE, M. *Detekce bifurkací cévního řečiště na sítnici*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 49 s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.
- [2] TYLER, SAINE, BENNET, *Practical Retinal Photography and Digital Imaging Techniques*, Philadelphia, 2003, ISBN 0-7506-7371-0
- [3] AREVALO, J. F. *Retinal Angiography and Optical Coherence Tomography*. Springer, 2009. 471 s. ISBN: 978-0-387-68986-9.
- [4] SEDLÁČKOVÁ, V. *Využití laseru v diagnostice očních nemocí*. Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, 2008. 58 s. Vedoucí bakalářské práce MUDr. Zdeňka Mašková
- [5] SYNEK, S. *Výšetřovací metody v očním lékařství a optometrii* [online]. Brno: Klinika nemocí očních a optometrie, [citováno 2010-04-24]. Dostupný z WWW: <<http://www.med.muni.cz/ocnipek/oftpristr.ppt>>
- [6] ROZSÍVAL, P. a kolektiv autorů. *Trendy soudobé oftalmologie*. Svazek 2, 1. vyd. Semily: Galén, 2005. 286 s.
- [7] REDDY B., CHATTERJI B. *An FFT-based technique for translation, rotation, and scale-invariant image registration*, Image Processing, IEEE Transactions on image processing, vol. 5, no. 8, pp. 1266-1271, Aug 1996.
- [8] JAN, J. *Medical image processing, reconstruction and restoration :concepts and method* . Boca Raton : Taylor & Francis, 2006. 730 s. ISBN 0-8247-5849-8
- [9] KARAS, P. *Studium metod registrace obrazu*. Brno: Masarykova univerzita, Přírodovědecká fakulta, 2009. Vedoucí diplomové práce Mgr. Filip Hroch,PhD.
- [10] *Window function* [online]. Wikipedia, the free encyclopedia, [citováno 2010-04-05]. Dostupný z WWW: <http://en.wikipedia.org/wiki/Window_function>
- [11] MATUNGKA R., ZHENG Y. F., EWING R. L. *Image registration using adaptive polar transform*, IEEE Transactions on image processing, vol. 18, no. 10, pp. 2340-2354, Oct 2009.
- [12] 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.
- [13] ŽÁRA J., BENEŠ B., SOCHOR J., FELKEL P. *Moderní počítačová grafika*. Brno : Computer Press, 2004. 609 s. ISBN 80-251-0454-0.
- [14] KOLÁŘ, R., TORNOW, P.,R., LAEMMER, R., GAZÁREK, J., MAYER, A., M., ODSTRČILÍK, J., JAN, J., KUBĚNA, T., ČERNOŠEK, P. *Texture analysis in fundus images to assess the retinal nerve fiber layer - study on normal subjects*, podáno do časopisu Biomedical Optical Express, duben, 2011
- [15] KOLÁŘ, R. KUBEČKA, L. JAN, J. *Registration and fusion of the autofluorescent and infrared retinal images*, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství.
- [16] ROSIN P. L.,MARSHALL D.,MORGAN J. E., *Multimodal Retinal Imaging: New Strategies for the Detection of Glaucoma*, Proceedings of the International Conference on Image Processing, vol.3, pp.137-140, 2002

- [17] PETER, R., MALINSKÝ, M., JAN, J. *Vzájemná informace* [online], Brno: Vysoké učení technické v Brně, [citováno 2011-03-05], Dostupný z WWW: <<http://projects.ubmi.feec.vutbr.cz/loira/vzajemna-informace>>
- [18] HAJNAL J. V., HILL D. L. G., HAWKES D. J., *Medical image registration*. Boca Raton: CRC Press, 2001. 392 s. ISBN 0-8493-0064-9.
- [19] Jan, J., *Analýza signálů a obrazů*, text k přednáškám, Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2009

8. Seznam příloh

A HODNOTY VZÁJEMNÉ INFORMACE	49
A.1 Pacientská databáze	49
A.2 Školní databáze.....	50
A.3 Databáze SLO - fundus.....	52
B PROGRAM V MATLAB GUI	53
B.1 Hlavní menu	53
B.2 Menu pro dávkové zpracování dat	53
B.3 Menu pro zpracování jednotlivých snímků a dvojic snímků	54

A Hodnoty vzájemné informace

A.1 Pacientská databáze

Dvojice snímků	Vzájemná informace				Srovnání s manuální registrací [%]	
	I_p	I_f	I_k	I_m	$(I_f - I_m)/I_m \cdot 100$	$(I_k - I_m)/I_m \cdot 100$
1	1,0529	1,1014	1,1082	1,1091	-0,6990	-0,0831
2	1,0942	1,1273	1,1325	1,1303	-0,2689	0,1964
3	1,1170	1,1280	1,1380	1,1354	-0,6513	0,2292
4	1,0980	1,1391	1,1583	1,1533	-1,2271	0,4354
5	1,0669	1,1390	1,1589	1,1581	-1,6423	0,0710
6	1,0822	1,1242	1,1366	1,1357	-1,0091	0,0858
7	1,0478	1,0735	1,0861	1,0816	-0,7503	0,4126
8	1,1041	1,1553	1,1834	1,1695	-1,2195	1,1889
9	1,0631	1,0826	1,0918	1,0887	-0,5605	0,2839
10	1,1112	1,1969	1,2193	1,1962	0,0580	1,9300
11	1,1158	1,1915	1,2344	1,2081	-1,3755	2,1780
12	1,0505	1,1041	1,1292	1,1227	-1,6580	0,5777
13	1,0609	1,1361	1,1566	1,1470	-0,9538	0,8354
14	1,0670	1,1290	1,1332	1,1260	0,2710	0,6442
15	1,0577	1,0848	1,0920	1,0889	-0,3780	0,2812
16	1,1126	1,1739	1,2568	1,2423	-5,5017	1,1736
17	1,0888	1,1414	1,1854	1,1920	-4,2435	-0,5562
18	1,0691	1,1041	1,1128	1,1101	-0,5338	0,2429
19	1,0556	1,0778	1,0949	1,0941	-1,4842	0,0719
20	1,1161	1,2239	1,2402	1,2353	-0,9201	0,3965
21	1,1234	1,2105	1,2564	1,2384	-2,2507	1,4527
22	1,1444	1,2086	1,2198	1,2149	-0,5192	0,4039
23	1,1642	1,2003	1,2554	1,2316	-2,5401	1,9321
24	1,1656	1,2022	1,2559	1,2439	-3,3551	0,9576
25	1,0913	1,1667	1,1864	1,1734	-0,5728	1,1083
26	1,0830	1,1515	1,1597	1,1536	-0,1866	0,5249
27	1,0789	1,1513	1,1485	1,1507	0,0470	-0,1958
28	1,1325	1,1737	1,2083	1,1916	-1,4994	1,4041
29	1,0924	1,1633	1,1760	1,1715	-0,6954	0,3832
30	1,0966	1,1425	1,1484	1,1455	-0,2634	0,2507
31	1,0575	1,1003	1,1040	1,0962	0,3743	0,7123
32	1,1109	1,1911	1,1983	1,1812	0,8363	1,4518
33	1,0799	1,1019	1,1087	1,1033	-0,1265	0,4888
34	1,1075	1,1597	1,1658	1,1559	0,3305	0,8600
35	1,0865	1,1589	1,1646	1,1592	-0,0270	0,4681
36	1,0791	1,1660	1,1855	1,1773	-0,9616	0,6968
37	1,0879	1,1584	1,1724	1,1676	-0,7883	0,4121
38	1,1080	1,1717	1,1798	1,1720	-0,0228	0,6641
39	1,0742	1,1015	1,1108	1,1102	-0,7815	0,0543
40	1,1166	1,1424	1,1755	1,1616	-1,6535	1,2008
41	1,0882	1,1451	1,1635	1,1501	-0,4318	1,1628
42	1,1005	1,1548	1,1768	1,1567	-0,1595	1,7366

I_p ... hodnota normalizované vzájemné informace dvojice snímků před registrací

I_f ... hodnota normalizované vzájemné informace dvojice snímků po registraci fázovou korelací

I_k ... hodnota normalizované vzájemné informace dvojice snímků po registraci kvadratickou transformací

I_m ... hodnota normalizované vzájemné informace dvojice snímků po manuální registraci

A.2 Školní databáze

Dvojice snímků	Vzájemná informace				Srovnání s manuální registrací [%]	
	I_p	I_f	I_k	I_m	$(I_f - I_m)/I_m \cdot 100$	$(I_k - I_m)/I_m \cdot 100$
1	1,1591	1,2362	1,3059	1,2794	-3,3804	2,0696
2	1,0474	1,0332	1,0415	1,0381	-0,4732	0,3222
3	1,1473	1,2676	1,3224	1,2962	-2,2105	2,0229
4	1,0695	1,0266	1,0396	1,0381	-1,1019	0,1415
5	1,2474	1,2937	1,3133	1,2839	0,7579	2,2869
6	1,1744	1,2394	1,3307	1,3096	-5,3547	1,6149
7	1,0916	1,1233	1,1272	1,1155	0,6952	1,0503
8	1,1233	1,1920	1,2281	1,2047	-1,0565	1,9462
9	1,0605	1,0943	1,0972	1,0917	0,2423	0,5038
10	1,1074	1,1377	1,1532	1,1503	-1,0965	0,2582
11	1,1380	1,2234	1,2510	1,2393	-1,2831	0,9487
12	1,1858	1,2468	1,3205	1,2972	-3,8854	1,7950
13	1,0304	1,0335	1,0430	1,0417	-0,7914	0,1186
14	1,1573	1,2332	1,2421	1,2316	0,1319	0,8530
15	1,0873	1,1112	1,1206	1,1155	-0,3842	0,4544
16	1,1412	1,2152	1,2477	1,2317	-1,3388	1,2984
17	1,1527	1,2452	1,2826	1,2710	-2,0339	0,9097
18	1,1465	1,2259	1,2581	1,2419	-1,2889	1,3020
19	1,1582	1,2242	1,2885	1,2474	-1,8583	3,2929
20	1,2007	1,2435	1,3005	1,2665	-1,8155	2,6833
21	1,1467	1,2237	1,2657	1,2521	-2,2653	1,0870
22	1,1796	1,2648	1,2943	1,2584	0,5084	2,8529
23	1,2149	1,2740	1,3257	1,2911	-1,3237	2,6839
24	1,1735	1,2924	1,3215	1,2952	-0,2132	2,0316
25	1,1767	1,2418	1,2830	1,2658	-1,9024	1,3581
26	1,1455	1,2307	1,2417	1,1848	3,8735	4,7994
27	1,2018	1,2875	1,3163	1,2954	-0,6065	1,6116
28	1,1240	1,2274	1,2549	1,2412	-1,1111	1,0971
29	1,1127	1,1974	1,2071	1,1983	-0,0778	0,7302
30	1,1518	1,2340	1,2410	1,2316	0,1944	0,7613
31	1,1954	1,2486	1,3264	1,2989	-3,8690	2,1199
32	1,1543	1,2341	1,3126	1,3076	-5,6186	0,3850
33	1,0876	1,2616	1,2644	1,2495	0,9673	1,1897
34	1,1153	1,1873	1,2337	1,2162	-2,3744	1,4424
35	1,1303	1,2037	1,2539	1,2036	0,0077	4,1752
36	1,0726	1,2272	1,2312	1,2127	1,1925	1,5263
37	1,0840	1,2130	1,2219	1,1998	1,1004	1,8442
38	1,0674	1,0773	1,0848	1,0836	-0,5857	0,1079
39	1,1102	1,1302	1,1501	1,1459	-1,3676	0,3690
40	1,1207	1,1953	1,2378	1,2273	-2,6099	0,8562
41	1,1218	1,2319	1,2650	1,2431	-0,8963	1,7643
42	1,0807	1,2145	1,2181	1,2066	0,6534	0,9478
43	1,0665	1,1367	1,1580	1,1500	-1,1524	0,6986
44	1,1183	1,1588	1,1645	1,1581	0,0603	0,5546
45	1,1361	1,2038	1,2201	1,2168	-1,0672	0,2723
46	1,1229	1,1572	1,1699	1,1456	1,0182	2,1185
47	1,0851	1,1394	1,1517	1,1401	-0,0598	1,0124
48	1,0714	1,0357	1,0501	1,0410	-0,5157	0,8698
49	1,0638	1,0336	1,0470	1,0466	-1,2412	0,0411

50	1,2094	1,2915	1,3150	1,2968	-0,4098	1,3993
51	1,1192	1,2108	1,2498	1,2187	-0,6468	2,5501
52	1,1064	1,1410	1,1505	1,1438	-0,2451	0,5842
53	1,1085	1,1498	1,1555	1,1485	0,1094	0,6064
54	1,0818	1,1084	1,1121	1,1056	0,2511	0,5886
55	1,0882	1,1138	1,1235	1,1202	-0,5713	0,2919
56	1,0854	1,1124	1,1140	1,1114	0,0917	0,2337
57	1,1660	1,2200	1,2523	1,2287	-0,7062	1,9231
58	1,1700	1,2408	1,2979	1,2805	-3,0995	1,3553
59	1,1222	1,2272	1,2705	1,2435	-1,3172	2,1702
60	1,1458	1,2468	1,2819	1,2561	-0,7419	2,0512
61	1,0914	1,1445	1,1735	1,1645	-1,7174	0,7790
62	1,1044	1,1626	1,1713	1,1665	-0,3346	0,4126
63	1,0642	1,0959	1,1020	1,0951	0,0729	0,6292
64	1,1004	1,1291	1,1420	1,1369	-0,6884	0,4505
65	1,0585	1,0987	1,1037	1,1013	-0,2406	0,2175
66	1,1032	1,1441	1,1502	1,1447	-0,0515	0,4808
67	1,1064	1,1646	1,1695	1,1247	3,5444	3,9862
68	1,1083	1,1634	1,1899	1,1762	-1,0875	1,1719
69	1,1345	1,1799	1,2047	1,1978	-1,4959	0,5767
70	1,1245	1,2248	1,2394	1,2367	-0,9593	0,2197
71	1,1458	1,2829	1,3103	1,2983	-1,1882	0,9207
72	1,1330	1,2133	1,2497	1,2356	-1,8048	1,1436
73	1,1974	1,2887	1,3520	1,3024	-1,0552	3,8115
74	1,1938	1,2276	1,2490	1,2468	-1,5434	0,1788
75	1,1386	1,1769	1,1774	1,1780	-0,0897	-0,0506
76	1,1909	1,2419	1,2797	1,2691	-2,1412	0,8345
77	1,1248	1,1604	1,1737	1,1765	-1,3638	-0,2398
78	1,1492	1,1643	1,1760	1,1746	-0,8724	0,1240
79	1,1855	1,2951	1,3123	1,2770	1,4137	2,7616
80	1,1505	1,2442	1,2617	1,2295	1,1984	2,6183
81	1,1047	1,1394	1,1525	1,1458	-0,5610	0,5795
82	1,1162	1,1322	1,1549	1,1527	-1,7809	0,1881
83	1,1267	1,2115	1,2312	1,2075	0,3322	1,9621
84	1,1195	1,1908	1,2298	1,2021	-0,9343	2,3106

I_p ... hodnota normalizované vzájemné informace dvojice snímků před registrací

I_f ... hodnota normalizované vzájemné informace dvojice snímků po registraci fázovou korelací

I_k ... hodnota normalizované vzájemné informace dvojice snímků po registraci kvadratickou transformací

I_m ... hodnota normalizované vzájemné informace dvojice snímků po manuální registraci

A.3 Databáze SLO - fundus

Dvojice snímků	Vzájemná informace			Srovnání s manuální registrací [%]	
	I_f	I_k	I_m	$(I_f - I_m)/I_m \cdot 100$	$(I_k - I_m)/I_m \cdot 100$
1	1,0363	1,0382	1,0376	-0,1281	0,0527
2	1,0439	1,0432	1,0469	-0,2842	-0,3510
3	1,0316	1,0334	1,0328	-0,1225	0,0584
4	1,0513	1,0538	1,0475	0,3615	0,6034
5	1,0346	1,0402	1,0388	-0,4064	0,1302
6	1,0790	1,0798	1,0813	-0,2107	-0,1349
7	1,0479	1,0575	1,0568	-0,8499	0,0617
8	1,0385	1,0420	1,0419	-0,3291	0,0046
9	1,0552	1,0597	1,0600	-0,4516	-0,0293
10	1,0521	1,0590	1,0597	-0,7194	-0,0668
11	1,0658	1,0738	1,0688	-0,2815	0,4628
12	1,0636	1,0673	1,0645	-0,0815	0,2660
13	1,0343	1,0377	1,0367	-0,2338	0,0997
14	1,0281	1,0358	1,0354	-0,7052	0,0381
15	1,0202	1,0234	1,0226	-0,2375	0,0775
16	1,0188	1,0202	1,0203	-0,1478	-0,0173
17	1,0333	1,0356	1,0346	-0,1313	0,0914
18	1,0361	1,0345	1,0348	0,1284	-0,0259
19	1,0503	1,0506	1,0520	-0,1611	-0,1393
20	1,0527	1,0557	1,0557	-0,2844	0,0009
21	1,0518	1,0539	1,0474	0,4216	0,6248
22	1,0388	1,0395	1,0393	-0,0484	0,0179
23	1,0255	1,0265	1,0255	-0,0029	0,0892
24	1,0267	1,0311	1,0299	-0,3073	0,1199
25	1,0234	1,0244	1,0247	-0,1288	-0,0256
26	1,0373	1,0395	1,0385	-0,1149	0,0952
27	1,0601	1,0627	1,0624	-0,2238	0,0276
28	1,0549	1,0609	1,0543	0,0574	0,6241
29	1,0397	1,0458	1,0470	-0,7048	-0,1204
30	1,0365	1,0355	1,0329	0,3435	0,2522
31	1,0201	1,0212	1,0206	-0,0478	0,0643
32	1,0431	1,0479	1,0474	-0,4052	0,0500
33	1,0317	1,0322	1,0311	0,0590	0,1126
34	1,0457	1,0469	1,0450	0,0698	0,1840
35	1,0257	1,0267	1,0259	-0,0207	0,0790
36	1,0527	1,0563	1,0559	-0,3031	0,0390
37	1,0369	1,0373	1,0379	-0,0969	-0,0618
38	1,0456	1,0497	1,0477	-0,1989	0,1875

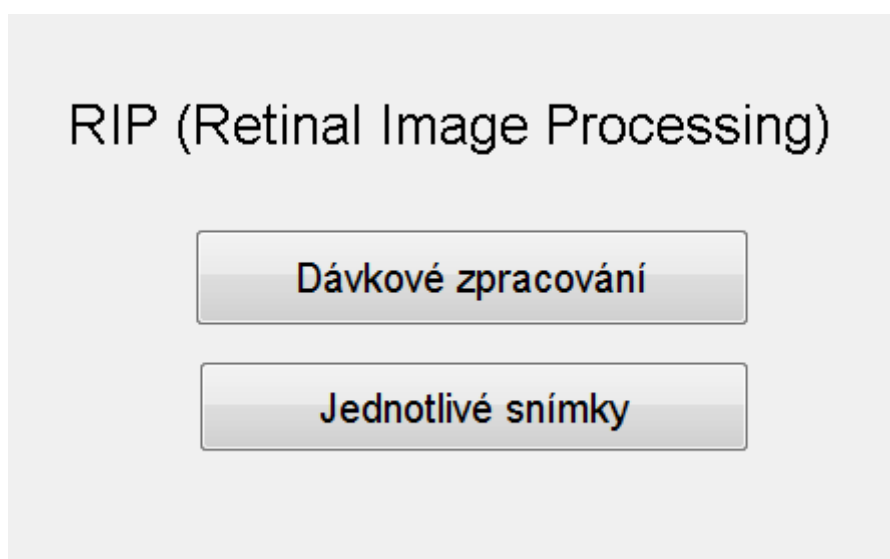
I_f ... hodnota normalizované vzájemné informace dvojice snímků po registraci fázovou korelací

I_k ... hodnota normalizované vzájemné informace dvojice snímků po registraci kvadratickou transformací

I_m ... hodnota normalizované vzájemné informace dvojice snímků po manuální registraci

B Program v Matlab GUI

B.1 Hlavní menu



B.2 Menu pro dávkové zpracování dat



B.3 Menu pro zpracování jednotlivých snímků a dvojic snímků

