VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Brno, 2021 Bc. Martina Bjelová

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

REGISTRACE OBRAZOVÝCH SEKVENCÍ Z EXPERIMENTÁLNÍHO VIDEOOFTALMOSKOPU
REGISTRATION OF IMAGE SEQUENCES FROM EXPERIMENTAL VIDEO-OPHTHALMOSCOPE

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE — Bc. Martina Bjelová
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE — doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.
SUPERVISOR

BRNO 2021

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

Diplomová práce

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

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Bc. Martina Bjelová ***ID:*** 186652

Ročník: 2 ***Akademický rok:*** 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Registrace obrazových sekvencí z experimentálního videooftalmoskopu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principem registrace pomocí metody fázové korelace za účelem odstranění posunu, rotace a změny měřítka. 2) Princip metody popište a navrhněte jeho využití pro lícování videosekvencí sítnice (stabilizaci obrazů). 3) Prostudujte možnosti implementace této metody v prostředí C/C++ nebo Python (například s využitím OpenCV), metodu implementujte a proveďte prvotní testování. 4) Na základě získaných výsledků navrhněte postup pro zpřesnění výsledků a zrychlení výpočtu pro aplikace v reálném čase. Zabývejte se také volbou referenčního snímku. 5) Metodu aplikujte na videosekvence snímků sítnice, vyhodnoťte a dostatečně diskutujte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] NIXON, M. a A. AGUADO. Feature Extraction and Image Processing, Elsevier, 2005, ISBN 9780128149768.

[2] REDDY, B. S. a B. N. CHATTERJI. An FFT-Based Technique for Translation, Rotation and Scale Invariant Image Registration, IEEE Transactions on Image Processing, 5(8), 1996, ISSN 1057-7149.

Termín zadání: 8.2.2021 ***Termín odevzdání:*** 21.5.2021

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

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

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

ABSTRAKT

Táto práca sa zaoberá registráciou obrazových sekvencií z experimentálneho oftalmoskopu. Obsahuje anatomický popis zrakového aparátu i popis funkcie vybraných oftalmoskopických prístrojov. Následne teoreticky zhrňuje proces registrácie, od čoho plynule naväzuje na prehľad používaných metód, ktorý tvorí základ návrhu a implementácie registračného algoritmu v programovacom jazyku Python. Po implementácii došlo k samotnému vyhodnoteniu presnosti a výpočtovej náročnosti registrácie. Z ohľadom na získané výsledky boli prevádzané testy optimalizácie navrhnutého prístupu, prostredníctvom ktorých bola dosiahnutá dostatočne presná registrácia vyhodnotené na základe euklidovských vzdialeností, smerodajnej odchýlky a vizuálneho pozorovania. Hodnoty euklidovských vzdialeností sa pohybovali v rozmedzí od 0,60 do 4,07 pixelov, pri kvalitne zaznamenaných sekvenciách naopak u nekvalitných záznamov dochádzalo k hodnotám vyšším ako 20 pixelov. Smerodajné odchýlky pri snímkach s dostatočným rozlíšením nedosahovali horšie výsledky ako 4,12.

KĽÚČOVÉ SLOVÁ

registrácia obrazu, transformácie obrazu, fázová korelácia, Python

ABSTRACT

The topic of this thesis is registration of image sequences captured by experimental ophthalmoscope. It contains anatomical description of the visual system as well as the description of functions of selected ophthalmoscopic devices. The next covered topic is theoretical summary of registration process, which is followed by an overview of the used methods, which forms the basis of the design and implementation of the registration algorithm in the Python programming language. After implementation, the accuracy and computational complexity of a registration was evaluated. Tests of optimalization of the proposed approach were performed with regards to the obtained results, through which sufficiently accurate registration has been achieved, evaluated on the basis of Euclidean distances, standard deviation and visual observation. In case of high-quality recorded sequences, values of Euclidean distances ranged from 0.60 to 4.07 pixels on the contrary, values higher than 20 pixels occurred in the case of poor-quality recordings. Standard deviation values in recordings with high enough resolution have not reached worse results than 4.12.

KEYWORDS

image registration, transformation of image, phase correlation, Python

BJELOVÁ, Martina. *Registrace obrazových sekvencí z experimentálního videooftalmoskopu*. Brno, 2021, 68 s. Diplomová práca. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedúci práce: doc. Ing. Radim Kolář, Ph.D.

Vysadené pomocou balíčku `thesis` verzie 4.00; `http://latex.feec.vutbr.cz`

VYHLÁSENIE

Vyhlasujem, že svoju diplomovú prácu na tému „Registrace obrazových sekvencí z experimentálního videooftalmoskopu“ som vypracovala samostatne pod vedením vedúceho diplomovej práce, s využitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autora uvedenej diplomovej práce ďalej vyhlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto diplomovej práce som neporušila autorské práva tretích osôb, najmä som nezasiahla nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných a/alebo majetkových a som si plne vedomá následkov porušenia ustanovenia § 11 a nasledujúcich autorského zákona Českej republiky č. 121/2000 Sb., o práve autorskom, o právach súvisiacich s právom autorským a o zmene niektorých zákonov (autorský zákon), v znení neskorších predpisov, vrátane možných trestnoprávnych dôsledkov vyplývajúcich z ustanovenia časti druhej, hlavy VI. diel 4 Trestného zákonníka Českej republiky č. 40/2009 Sb.

Brno ....

podpis autorky

POĎAKOVANIE

Rada by som úprimne poďakovala vedúcemu diplomovej práce pánovi doc. Ing. Radimovi Kolářovi, Ph.D. za odborné vedenie, konzultácie, trpezlivosť, podnetné návrhy k práci a v neposlednom rade tiež za profesionálny i ľudský prístup.

Obsah

Úvod **10**

1 Zrakový orgán **11**
1.1 Optický systém 11
1.2 Zobrazovanie očného pozadia 12
1.3 Popis experimentálneho videooftalmoskopu 14

2 Proces registrácie medicínskych obrazov **17**
2.1 Stanovenie problému 17
2.2 Postupy registrácie 18
2.3 Výber transformácie obrazu 19
2.4 Optimalizácia a validácia algoritmov 20

3 Základné metódy pre registráciu obrazov **22**
3.1 Metódy založené na extrakcii príznakov 22
3.2 Metódy založené na oblasti 23
3.2.1 Korelačné metódy 24
3.2.2 Metódy založené na Fourierovej transformácii 24
3.3 Rozšírená fázová korelácia 25
3.3.1 Odhad translácie 25
3.3.2 Odhad rotácie 26
3.3.3 Odhad zmeny mierky 27
3.4 Hodnotenie úspešnosti registrácie 28

4 Registrácia oftalmoskopických obrazových sekvencií **31**
4.1 Implementácia algoritmu 31
4.2 Vyhodnotenie navrhnutého algoritmu 34

5 Možnosti optimalizácie navrhnutého algoritmu **37**
5.1 Výber referenčného obrazu 37
5.2 Možnosti omedzenia registrácie s ohľadom na jej trvanie 41
5.3 Predspracovanie snímok 43

6 Výpočtová náročnosť použitých operácií **52**

Záver **55**

Literatúra **57**

Zoznam príloh **60**

A Zoznam priložených súborov **61**

B Krabicové grafy skúmaných bodov pri nastavení prvej snímky ako referencie **62**

C Smerodajné odchýlky pre rôzny prístup voľby referencie **67**

Zoznam obrázkov

1.1 Anatómia oka 11
1.2 Priama oftalmoskopia - schematický princíp funkcie 13
1.3 Nepriama oftalmoskopia - schematický princíp funkcie 14
1.4 Schematické zobrazenie nastavenia experimentálneho videooftalmoskopu 15
2.1 Transformácie obrazu 20
3.1 Typický algoritmus pre FBM 23
3.2 Typický algoritmus pre ABM 24
4.1 Registračný algoritmus pre korekciu zmeny rotácie a mierky 32
4.2 Registračný algoritmus pre korekciu posunu 33
4.3 Porovnanie vstupu a výstupu registračného algoritmu po jednom cykle 34
4.4 Vizualizácia výberu vyhodnocovacích bodov 35
5.1 Porovnanie prvej snímky a priemernej snímky zo sekvencie 40
5.2 Vizualizácia kvality datasetu - 1. časť 43
5.3 Vizualizácia kvality datasetu - 2. časť 44
5.4 Vizualizácia vhodnosti kvality registračných sekvencií 45
5.5 Vizualizácia dvoch typov orezania s ohľadom na zachovanie informácií 47
5.6 Vplyv orezania na presnosť navrhnutej metódy 48
5.7 Zobrazenie zmeny vzorkovania s rôznymi faktormi 49
B.1 Stabilizácia sekvencie Study_02_00007_01_L.avi 62
B.2 Stabilizácia sekvencie Study_02_00007_01_R.avi 62
B.3 Stabilizácia sekvencie Study_02_00008_02_L.avi 63
B.4 Stabilizácia sekvencie Study_02_00008_02_R.avi 63
B.5 Stabilizácia sekvencie Study_02_00009_03_L.avi 64
B.6 Stabilizácia sekvencie Study_02_00009_03_R.avi 64
B.7 Stabilizácia sekvencie Study_02_00010_01_L.avi 65
B.8 Stabilizácia sekvencie Study_02_00010_01_R.avi 65
B.9 Stabilizácia sekvencie Study_02_00014_01_L.avi 66
B.10 Stabilizácia sekvencie Study_02_00014_01_R.avi 66

Zoznam tabuliek

5.1 Priemerné euklidovské vzdialenosti sledovaných bodov 38
5.2 Priemerné euklidovské vzdialenosti sledovaných bodov 39
5.3 Priemerné euklidovské vzdialenosti sledovaných bodov 40
5.4 Časová náročnosť testovaných prístupov 41
5.5 Časová náročnosť registrácie posunu 42
5.6 Priemerné euklidovské vzdialenosti (rozmer snímky 860x630) 46
5.7 Priemerné euklidovské vzdialenosti (rozmer snímky 512x512) 46
5.8 Priemerné euklidovské vzdialenosti sledovaných bodov - podvzorkovanie faktorom 4 50
5.9 Priemerné euklidovské vzdialenosti sledovaných bodov - podvzorkovanie faktorom 8 50
6.1 Priemerné trvanie základných operácií algoritmu pre jednu snímku . . 52
6.2 Celková časová náročnosť registrácie jednej snímky 53
6.3 Porovnanie časovej náročnosti po obmedzení výstupného rozlíšenia . . 54
C.1 Smerodajné odchýlky sledovaných bodov - prvá snímka ako referencia 67
C.2 Smerodajné odchýlky sledovaných bodov - vždy predchádzajúca snímka ako referencia 67
C.3 Smerodajné odchýlky sledovaných bodov - priemerná snímka ako referencia 68

Úvod

Registrácia obrazov, tiež nazývaná ako lícovanie, predstavuje veľmi dôležitý prvok v oblasti spracovania a analýzy snímok v mnohých a to i nemedicínskych aplikáciách. Rôznorodosť aplikácie predurčuje nemožnosť použitia jednej kvalitnej a dostatočne rýchlej metódy pre zarovnávanie. Preto sú stále navrhované a implementované algoritmy, ktoré napomáhajú optimalizovať subjektívnu kvalitu i získať dostatočnú informačnú vyťaženosť zo zaznamenaných dát. Inak tomu nie je ani v oftalmológii, kde sa v poslednej dobe začínajú rozvíjať nové techniky, ktoré nie len zobrazujú očné pozadie, ale aj dokážu získané záznamy uchovávať na pamäťové médium. Vďaka tomu je umožnená presnejšia komplexná diagnostika zraku a včasné zachytenie patofyziologických prejavov, ktoré by mohli čiastočne i úplne obmedzovať schopnosť videnia.

Táto práca je preto delená do viacerých väčších celkov. V prvom rade sa zameriava na stručný výklad anatómie a fyziológie videnia, pri čom sú aj vysvetlené funkcie základných zobrazovacích modalít oftalmológie. Pre správny návrh je však nutné poznať charakter dát, ktoré boli zaznamenané pomocou experimentálneho oftalmoskopu. Preto sme jeho princíp funkcie spolu so stručným popisom datasetu zakomponovali do tejto oblasti.

Druhá časť je zameraná na stručný teoretický súhrn informácií, ktorý predstavuje návod pre zarovnávanie medicínskych snímok všeobecne. Keďže aj v medicínskych obrazoch sa môžeme stretnúť s rôznymi snímacími a zároveň zobrazovacími modalitami, prinášame prehľad viacerých možnosti prístupov s ich využitím v procese registrácie. Tento teoretický úvod uzatvára nakoniec kapitola zameriavajúca sa na rozdelenie a popis všeobecne využívaných registračných metód. Mimo toho je hlavným prvkom tejto kapitoly matematický popis používanej fázovej korelácie s ohľadom na zmenu mierky, rotáciu a posun obrazov voči referencii.

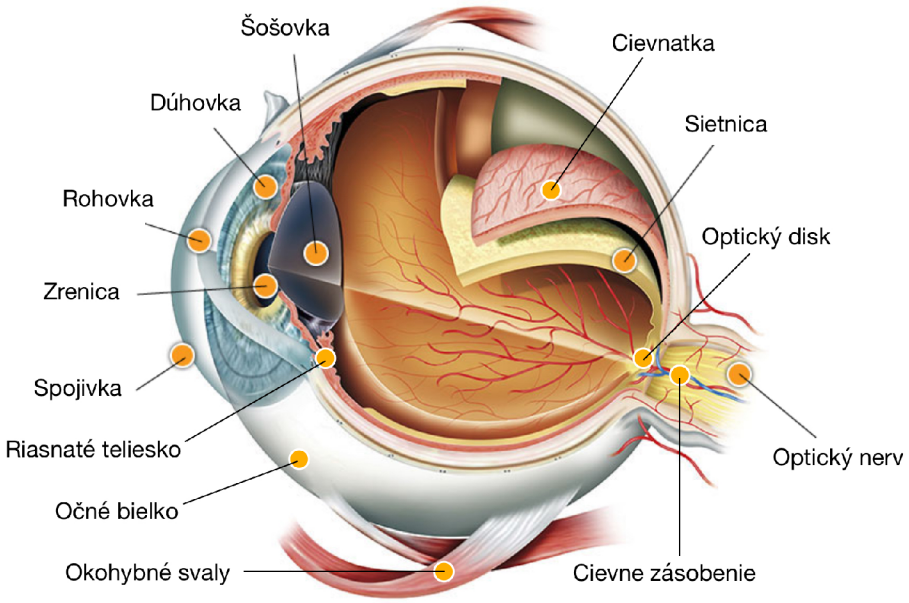
Posledný celok pojednáva o metódach štatistického vyhodnotenia registrácie a venuje pozornosť samotnému návrhu, implementácii a vyhodnoteniu registračného algoritmu. Keďže sa jednalo o obrazové sekvencie, ktorých registrácia môže byť časovo náročná, bolo vyhodnocovanie zameriavané nie len na samotnú presnosť, ale aj na trvanie registrácie ako takej pre ďalšie možné použitie v reálnom čase.

1 Zrakový orgán

Schopnosť videnia, ktorá je možná vďaka optickému systému, sa považuje u človeka za najdôležitejšiu zo skupiny zmyslov. Hlavným dôvodom k tomuto tvrdeniu prispieva fakt, že pomocou videnia získavame z okolia viac ako 75 % informácií, čo je ekvivalentne podmienené zložitosťou samotného zrakového aparátu. Je teda nutné správne a včas diagnostikovať patologické zmeny v oku, aby nedošlo k obmedzeniu či úplnej strate videnia.

1.1 Optický systém

Oko je možné definovať ako guľovitý párový orgán s priemerom približne 24 mm uložený v očnici a vyplnený rôsolovitým tkanivom, sklovcom. Povrchovú časť tvorí predovšetkým biely väzivový obal, očné bielko nazývané tiež ako skléra. Jej úlohou je udržovať typický guľovitý tvar. Časť skléry v prednom oddiele zrakového orgánu tvorí priehľadný zakrivený segment rohovka, umožňujúca prenikaniu a lámaniu svetelných lúčov. Smerom do vnútra oka sa nachádza pomerne rozsiahle cievne riečisko, ktoré tvorí cievnatku priliehajúcu priamo na skléru. Cievnatka sa všeobecne rozdeľuje na dve časti. Konkrétne sa jedná o riasnaté teliesko zodpovedné za výživu



Obr. 1.1: Anatómia oka

segmentov oka bez priameho napojenia na cievne riečisko a taktiež za tvorbu komorovej vody v oblasti medzi šošovkou a rohovkou. Komorová voda tvorí dôležitú zložku vďaka jej funkciám, medzi ktoré patrí udržovanie vnútroočného tlaku i očný metabolizmus. Druhou časťou cievnatky je dúhovka. V nej sa nachádza segment zvaný zornica umožňujúci vstupu usmernených svetelných lúčov do optického systému. Za dúhovkou je rozprestretá šošovka stabilizovaná vo svojej pozícii pomocou vlákien riasnatého telieska. Jedná sa o hladké svalstvo zabezpečujúce zmeny zakrivenia šošovky dôležité pre smerovanie svetelných lúčov priamo na sietnicu, kde sa zbiehajú. Poslednou časťou tvoriacou vnútornú vrstvu oka je samotná sietnica. Medzi základné časti oka ilustrované na obrázku 1.1 patrí aj optický disk. Optický disk je miestom kríženia nervových vlákien spájajúcich sa do zrakového nervu a zároveň aj miestom vstupu ďalej vetveného cievneho riečiska[1].

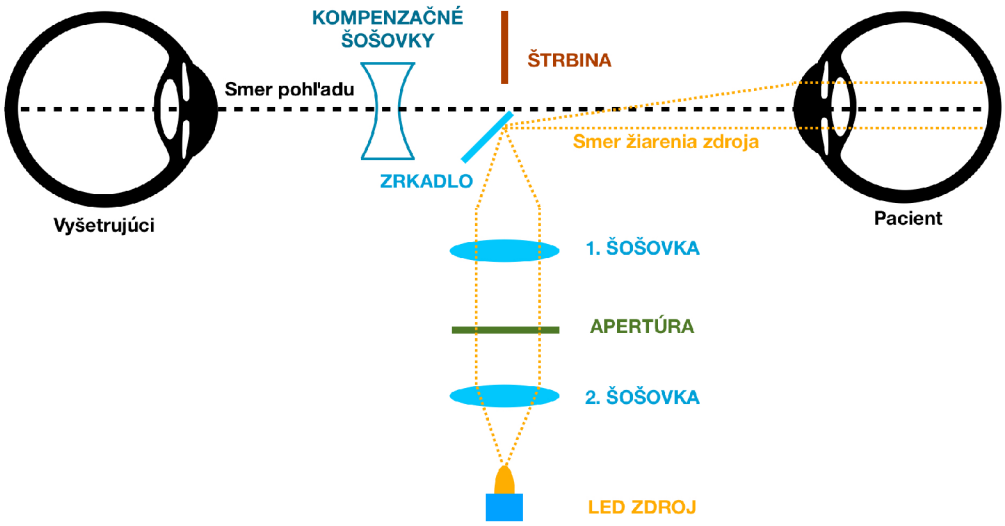
Celý proces videnia závisí v provom rade od príjmu svetelných lúčov, ktoré prechádzajú dioptrickou sústavou a spájajú sa na sietnici, kde sa nachádzajú fotoreceptory určené k ich absorpcii. Na fotoreceptory následne nasadajú horizontálne a amakrinné bunky zodpovedné za modifikáciu elektromagnetického žiarenia v podobe lúčov chemickými reakciami na elektrické impulzy. Tie sú ďalej vedené pomocou gangliových buniek k optickému nervu vedúcemu priamo do zrakového centra mozgu [2].

1.2 Zobrazovanie očného pozadia

Diagnostika vád očného pozadia spadá do základných komplexných vyšetrení zraku. Zmeny zadného segmentu sa môžu vzťahovať k rozličným chorobným stavom zrakového aparátu, ale taktiež môžu vypovedať o poruchách neurologických či endokrinných, ktoré spôsobujú zmeny videnia sekundárne. K takým radíme napríklad hypertenziu, diabetes aj nádorové ochorenia. Pre samotné vyšetrenie je nutné použiť špecializované prístroje umožňujúce zobrazenie rozsahu zmien v cievnom riečisku, na sietnici i optickom disku. Podľa miery poškodenia a samotných patofyziologických príznakov je možné diagnostikovať poruchy videnia pre ich následnú liečbu. Medzi zobrazovacie techniky zaraďujeme najmä oftalmoskopické metódy či zobrazovanie pomocou fundus kamery.

Základným vyšetrením je oftalmoskopia, ktorá umožňuje pozorovať zadný segment oka z vonkajšieho strany. Podstata tejto diagnostickej metódy spočíva v osvetlení očného pozadia a následnom pozorovaní odrazených svetelných lúčov od sietnice. Existuje viacero spôsobov prevedenia. Klasicky je možné rozdeliť oftalmoskopiu na priamu a nepriamu, pričom obidve metódy sa vyhodnocujú priamo, čo znamená, že nedochádza k záznamu získaných snímok sietnice. Priama oftalmoskopia je

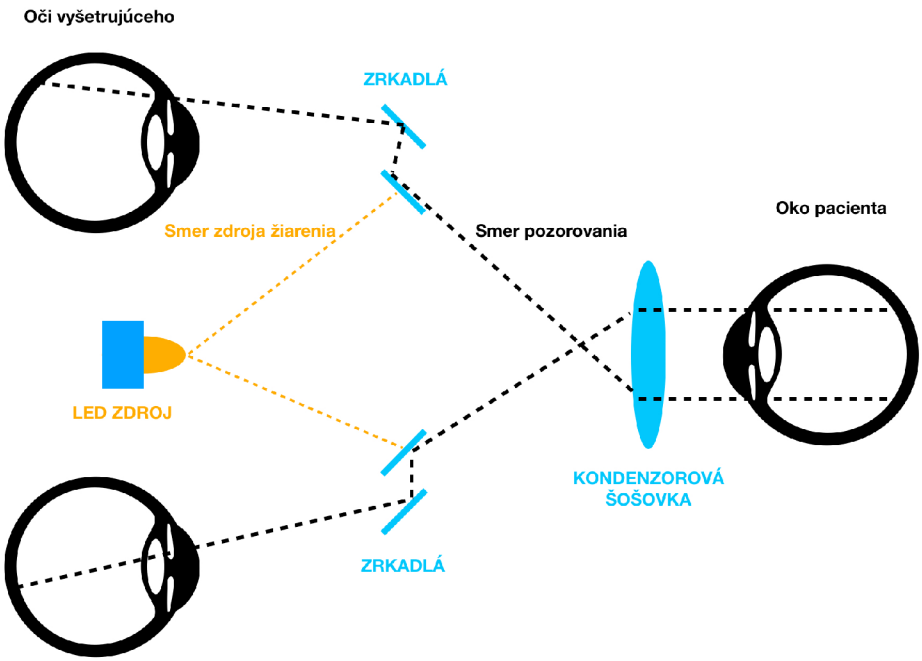
prevádzaná pomocou ručného oftalmoskopu, ktorého schematické zobrazenie je uvedené na obrázku 1.2. LED zdroj vyžiari svetelné lúče, ktoré sú nasmerované pomocou sústavy šošoviek a v pravom uhle odrazené od zrkadla nakloneného pod uhlom 45° na sietnicu. Následne sú pozorované od nej odrazené svetelné lúče cez štrbinu v priamom smere vyšetrujúcim. Jedná sa o jednoduchý prístroj zložený z kompenzačných



Obr. 1.2: Priama oftalmoskopia - schematický princíp funkcie

šošoviek pre kompenzáciu refrakčných vád, nakloneného zrkadla, laditeľného LED zdroja, apertúry pre výber clony a očnice. Pomocou tohto typu oftalmoskopu je možné vidieť dvojrozmerný 15-krát zväčšený obraz s obmedzeným zorným poľom na 5°. Nepriama oftalmoskopia je prevádzaná monokulárne alebo binokulárne. Prevedenie prístroja už nie je ručné, ale ide o prístroj nosený na hlave, prípadne umiestnený na okuliaroch. Nepriama oftalmoskopia je častejšie využívaná, kvôli značným výhodám, ktoré poskytuje. Medzi ne zaraďujeme možnosť hĺbkového vnímania, zobrazenie širšieho zorného poľa s veľkosťou až 65° a tiež detailnejšie zobrazovanie zabezpečené lepším osvetlením. Čo sa jedná zväčšenia, v tomto prípade je produkovaný horizontálne a laterálne prevrátený 2 až 5 krát zväčšený obraz. Výhodnejšie je používať binouklárny oftalmoskop, ktorého princíp znázorňuje jednoduchý náčrt na obrázku 1.3. Dôležitú súčasť tvorí kondenzačná šošovka, ktorá smeruje svetlo zo zdroja na sietnicu a následne cez ňu prechádzajú odrazené svetelné lúče späť cez sústavu zrkadiel naklonených o 45° smerom k vyšetrujúcemu. U oboch spomínaných metód je dôležitou súčasťou farmakologická dilatácia zreníc [3] [4].

Do zobrazovacích modalít spadá tiež sietnicová kamera, nazývaná ako fundus



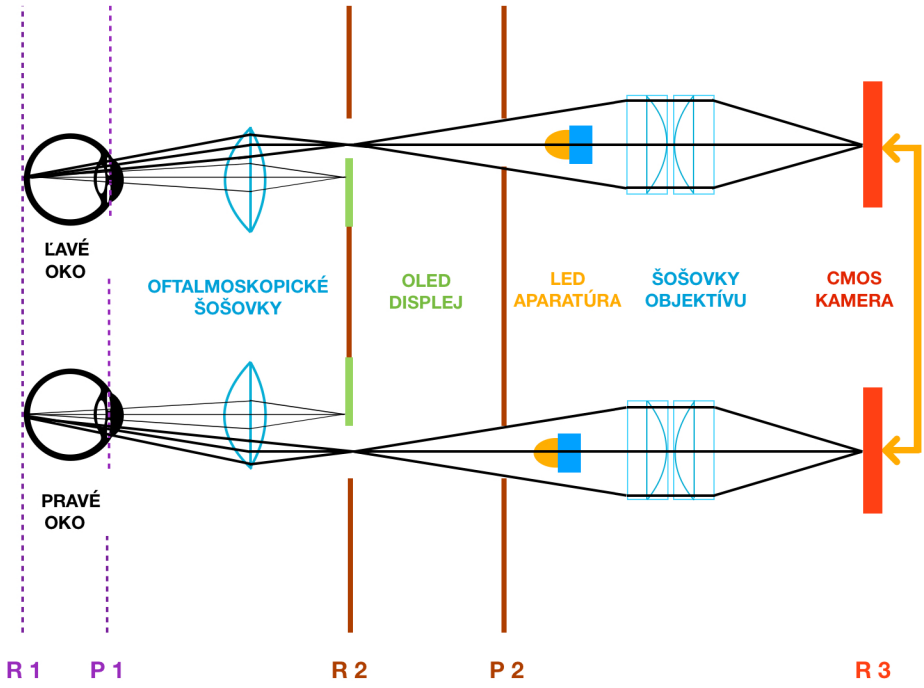
Obr. 1.3: Nepriama oftalmoskopia - schematický princíp funkcie

kamera. Ide o špecializovaný mikroskop umožňujúci digitálne farebné zobrazenie očného pozadia v rozsahu 30°-50°. Jej princíp funkcie sa odvíja od nepriamej oftalmoskopie. Zložená je z množstva optických komponentov, šošoviek i zrkadiel zodpovedných za správne šírenie svetelných lúčov. Svetlo generované zdrojom sa odráža od guľatého zrkadla, ktoré nasmeruje lúče na sériu šošoviek. Od poslednej šošovky sú lúče odrazené na okrúhle zrkadlo so stredovou clonou a vystupujú cez objektív smerom do oka pacienta. Odrazené svetlo vedie práve cez stredovú clonu predstavujúcu neosvetlenú časť oka späť na sústavu zrkadiel a šošoviek k oku vyšetrujúceho. V dnešnej dobe existujú aj varianty, ktoré umožňujú automatickú analýzu pozadia, či použitie filtrov pre ďalšiu diagnostiku [5] [6].

1.3 Popis experimentálneho videooftalmoskopu

Novú a špecifickú techniku predstavuje experimentány videooftalmoskop, ktorého vývoj sa zakladal práve na princípe fundus kamery. Na obrázku 1.4 je zobrazená schéma jeho nastavenia. Vysvetlenie princípu funkcie začína pri oftalmoskopickej šošovke, ktorá je zodpovedná za vytvorenie prechodného obrazu sietnice v obrazovej rovine R2. Ten je následne opäť zobrazovaný systémom dvoch achromatických šošoviek na rovinu snímača CMOS kamery s veľkosťou 1936 x 1216 pixelov, kde dochádza k výberu oblasti záujmu s rozlíšením 1000 x 770. Volené rozmedzie je dané tak, aby

sa zaznamenané sekvencie snímok zhodovali so snímkami, ktoré boli zhotovené skôr pomocou konvenčných prístrojov využívajúcich CCD kameru [14].



Obr. 1.4: Schematické zobrazenie nastavenia experimentálneho videooftalmoskopu

Jednou z hlavných podstát zobrazovania pomocou navrhnutého videooftalmoskopu je záznam hlavy optického nervu (HON). To je realizované pomocou obmedzenia umiestneného v rovine R2 obdĺžnikovým oknom na 20° x 15° s centrovanou HON. Čím pri snímaní dochádza k blokácii centrálnej časti sietnice a zároveň aj odrazeného svetla od očnej šošovky. Mimo obraz sietnice je smerovaný tiež rohovkový reflex pomocou manuálneho nastavenia každého oka zvlášť. V rovine R2 sa nachádza tiež OLED displej, ktorý predstavuje fixačný cieľ pre zníženie pohybu očí počas snímania [14].

Pre osvetlenie sa používa stredná oblasť a zvyšok zornice je využitý pre zobrazovanie. Jedná sa o konfiguráciu zodpovedajúcu skenovacej laserovej oftalmoskopii, ktorá umožňuje jednoduchú realizáciu svetelného zdroja bez využitia nadmerného množstva optiky a zrkadiel. Ďalej sa v rovine P2 so stredom na optickej osi nachádza LED dióda emitujúca svetlo s vlnovou dĺžkou 575 nm smerom k oku. Keďže sa zornica zväčší, obraz LED je v rovine P1 zmenšený na 1 mm [14].

Obrazové sekvencie využívané pre účely implementácie a samotné testovanie registračného algoritmu boli zaznamenané pomocou experimentálneho videooftalmo-

skopu. Testovacia sada pre implementáciu a testovanie registračného algoritmu obsahovala 10 obrazových sekvencií (5 pre ľavé oko a 5 pre pravé) zhotovených pomocou popísaného experimentálneho oftalmoskopu. Jednalo sa o 10 sekundové záznamy s frekvenciou snímkovania 25 fps.

2 Proces registrácie medicínskych obrazov

Registrácia obrazu zohráva veľmi dôležitú úlohu v procese analýzy medicínskych snímok a to práve preto, že tieto snímky môžu byť zaznamenané v rôznych časoch, pod viacerými uhlami a pomocou rozličných zobrazovacích modalít. Jej význam spočíva v zarovnaní zaznamenaných snímok podľa referencie po vyhľadaní optimálnej geometrickej transformácie.

Existuje veľké množstvo registračných algoritmov pre snímky z takmer všetkých častí ľudského tela. Najprv bol vývoj týchto algoritmov upriamený na zarovnanie dvoch snímok. V poslednej dobe sa však vylepšuje proces zarovnania pre registráciu obrazových sekvencií, pretože v porovnaní so statickými snímkami obsahujú ďalšie cenné informácie.

Väčšina autorov a vývojárov nových registračných algoritmov pre medicínske účely sa odráža od článku [7], kde autori dôkladne popisujú teoretické princípy registrácie. A aj keď sa jednotlivé registračné prístupy od seba odlišujú, majú tri základné komponenty, ktoré sa navzájom ovplyvňujú. V prvom rade je nutné stanoviť úlohu registrácie, následne vyhľadať a previesť transformáciu obrazu. Nakoniec je nutné algoritmy optimalizovať, aby vykazovali čo najlepšie výsledky a následne validovať.

2.1 Stanovenie problému

Na začiatku implementácie registračných algoritmov je nutné zvážiť charakter dát, ktoré je potrebné registrovať. Táto kapitola teda zahŕňa zohľadnenie snímacích modalít, pôvodu a typu obrazových dát.

V medicínskom zobrazovaní sú najčastejšie snímky triedené do dvoch skupín podľa charakteru zobrazovacej modality na monomodálne a multimodálne, čo je dôležité pri transformácii súradnicových systémov do jednotnej formy. Ďalej sa upriami pozornosť na pôvod snímkov, ktoré môžu pochádzať od jedného pacienta, viacerých pacientov alebo z databázy medicínskych snímkov, ktorá je označovaná ako registračný atlas. Pod typom obrazových dát je možné si predstaviť konkrétnu anatomickú časť tela, ktorá bola oblasťou záujmu registrácie.

Identifikácia problému je teda dôležitou súčasťou pri implementácii registračných algoritmov a to už len z toho dôvodu, že ovplyvňuje ďalšie kroky registrácie ako je výber vhodnej transformácie.

2.2 Postupy registrácie

Stanovenie problému nadväzuje na správny postup registrácie. V tomto kroku je nutné sa zamerať na povahu registračného základu, výber transformácie a oblasti jej pôsobenia.

Povaha registračného základu je stanovená na základe prístupných informácií. Údaje tak môžeme deliť na vonkajšie a vnútorné. Postupy založené na vonkajších informáciách sa opierajú o umelo pridané objekty, ktoré sa nachádzajú v oblasti snímania. Objekty sú následne dobre rozpoznateľné pri snímaní rôznymi modalitami, čím sa uľahčí a urýchli registrácia obrazov. Samotné pridanie takýchto prvkov bolo využívané na počiatku vývoja registračných algoritmov, čo sa javí v dnešnej dobe pri niektorých registračných úlohách ako nevhodné, vzhľadom na invazívnosť postupu. Taktiež je možné používať aj neinvazívne značenie, čo sa ukázalo ako menej presné [7].

Pre spomenuté nevýhody boli vyvinuté postupy zakladajúce sa na vnútorných údajoch z obrazov. Vnútorné údaje obrazu sú generované samotným pacientom a je možné ich ďalej deliť. Registračná úloha môže byť založená na súbore orientačných bodov, ktoré sú delené na anatomické a geometrické. Anatomické informácie majú väčší význam pre následnú analýzu, bývajú lepšie detegovateľné a v niektorých prípadoch je možné vynechať následnú optimalizáciu. Geometrické údaje majú zase všestranné využitie, no je vo veľa prípadoch nutné využiť optimalizačné prístupy, aby chybu nespôsobilo spadnutie do miestneho optima. Pre spomenuté vlastnosti sú metódy založené na orientačných bodoch využívané k vyhľadávaniu rigidných a afinných transformácií [7].

Iným prístupom je registrácia založená na segmentácii binárnych štruktúr alebo viac používaná segmentácia povrchu, resp. celého obsahu snímky. Celkovo sa tieto metódy delia podľa toho, či sa odvíjajú od rigidného modelu alebo deformovateľného modelu. Pri využití rigídnych modelov sa obe snímky z registračného procesu zarovnávajú podľa predom segmentovaných anatomických štruktúr z oboch snímok. Tento spôsob je obľúbený najmä pre jeho výpočtovú nenáročnosť a rýchle nájdenie zhôd. Druhým možným prístupom je využiť deformovateľný model. Vtedy sa štruktúry segmentované z prvého obrazu elasticky prispôsobujú štruktúram druhého obrazu, ktorý predstavuje referenciu. To však má svoje obmedzenia v podobe optimalizačného kritéria, ktoré je vždy lokálne definované a iteratívne počítané. Veľkosť deformácie je teda obmedzená možnosťami deformácie elastického modelu, resp. referencie. Akonáhle sa registrovaný obraz zásadne líši od referencie, môže byť lokálna deformácia šablóny nepredvídateľne nestabilná. Tento spôsob je vhodné použiť pre vyhľadávanie lokálnych zakrivení transformácie a v niektorých prípadoch tiež pre vyhľadávanie rigidných či afinných transformácií.

2.3 Výber transformácie obrazu

Po rozobratí povahy registračného základu je nutné vybrať vhodnú obrazovú transformáciu, ktorá slúži na zmenu geometrie obrazov bez zmeny jeho skutočných pixelových hodnôt. Všeobecne delíme transformácie na lokálne a globálne, pričom môžu byť rigidné, afinné, projektívne a zakrivené.

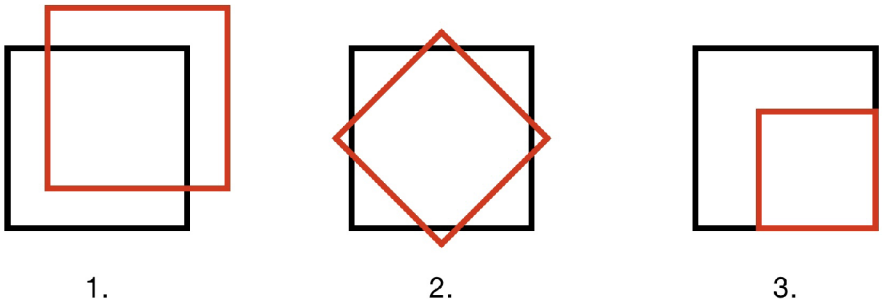
Lokálne transformácie slúžia pre získanie obrazu, ktorý následne prináša viac informácii. Je vykonávaná na všetkých bodoch obrazu pomocou odhadu lokálnych štatistík z referenčného obrazu, čo zabezpečuje vhodnú úpravu miestnych deformácií. Štatistické výpočty sú špecifické pre každý pár pixelov a odvíjajú sa od susedných hodnôt skúmaných pixelov v registračnej aj referenčnej snímke. Takže tento proces využíva viacero transformačných funkcií a kontrolných bodov v oblasti záujmu, od čoho sa odvíja jeho vysoká výpočtová náročnosť. Mimo toho, pri využití malého počtu orientačných bodov, sa môžeme stretnúť s nepresnosťami registrácie snímkov. Lokálne transformácie sa zriedka používajú priamo, pretože môžu narušiť miestnu kontinuitu a invertibilitu transformácií, čo zhoršuje priame prevzorkovanie obrazu pri aplikácii transformácie na obrázok [7].

Ako sme už spomenuli, ďalšou skupinou sú globálne transformácie. Tie sú väčšinou využívané pri nedostatočnom množstve kontrolných bodov, čo znamená, že akákoľvek zmena jedného pixelu ovplyvní všetky ostatné pixely v registrovanej snímke. Výhoda použitia globálnych transformácií v registračnom procese spočíva v zanedbávaní nepresností obrazu spôsobených lokálnym šumom a ich samotným skreslením. Navyše oproti lokálnej transformácii vyžaduje len jednu transformačnú funkciu, ktorou upravuje deformácie celej snímky. Preto sa stretávame s jej častým využitím v oblasti medicínskeho spracovania obrazov [7].

Podstatou rigidnej transformácie je zarovnať obraz v zmysle posunu a rotácie, pričom sa nemení tvar zobrazeného subjektu, vzdialenosti ani uhly medzi jednotlivými pixelmi. Tento typ transformácie je väčšinou využívaný pre registráciu snímok kostí a lebky najmä kvôli spomenutým vlastnostiam, ktoré ich na to predurčujú.

Naopak afinné transformácie sú bežne používané pri spracovaní medicínskych obrazov. Dokážeme totiž pomocou nich transformovať nie len posun a rotáciu, ale aj zmenu mierky a skosenie. Tieto zmeny medzi snímkami sú ilustračne znázornené na obrázku 2.1. Aplikáciu ich transformačných matíc na obraz predstavujú rovnice 2.1, 2.2 a 2.3, kde sa vždy násobí transformačná matica s referenčným obrazom. Transformovaný obraz je definovaný pomocou parametrov $x', y', 1$ a referenčný obraz zase pomocou $x, y, 1$. Rotácia je reprezentovaná prostredníctvom $\cos\theta, \sin\theta, -\sin\theta$, posun t_x, t_y a zmena mierky s_x, s_y.

Všetky transformačné body sa po jej aplikácii menia v rovnakom pomere, tzn. pomery vzdialeností medzi nimi zostávajú nemenné. Pomer vzdialeností medzi pi-



Obr. 2.1: Transformácie obrazu: 1. posun, 2. rotácia a 3. zmena mierky

xelmi pri riešení posunu je rovnaký. Obdobne to je aj pri zmene mierky, ktorá sa mení vo všetkých transformovaných smeroch a tým zachováva nezmenený tvar objektu. V prípade úpravy skosenia snímky sa prevádzajú zmeny uhlu pre celé množiny bodov, čo znamená, že pôvodné uhly medzi objektmi zostávajú zachované [8].

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & t_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \tag{2.1}$$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \tag{2.2}$$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \tag{2.3}$$

Typ transformácie sa vyberá na základe úlohy registrácie. Všeobecne sa lokálne transformácie používajú zriedka v medicínskych aplikáciách, pretože majú tendenciu narušiť kontinuitu. Naopak globálne transformácie, medzi ktoré spadajú transformácie rigidné a afinné, sú používané najčastejšie.

2.4 Optimalizácia a validácia algoritmov

Proces optimalizácie sa zaoberá úpravou parametrov transformácie pre kvantifikáciu podobnosti registrovaných obrazov. Tie môžu byť vypočítané priamo z dostupných informácií alebo môžu byť vyhľadané pomocou určenia optima funkcie definovanej

v parametrickom priestore. Optimalizačných techník je veľké množstvo a pri mnohých aplikácií prebieha tento proces vo viacerých stupňoch, resp. iteráciách. Najprv je prevedená takzvaná rýchla hrubá optimalizácia a následne pomalá presná optimalizácia, čím je zabezpečené urýchlenie konvergencie a zníženie počtu skúmaných transformácií [7].

Po optimalizácii nasleduje validácia algoritmu. Tá všeobecne umožňuje overiť presnosť implementovaného algoritmu pomocou hodnotenia niekoľkých parametrov ako sú: presnosť, robustnosť, spoľahlivosť, chybovosť a komplexnosť.

3 Základné metódy pre registráciu obrazov

Podľa definície v kapitole 2.2 je možné rozlíšiť dve hlavné skupiny týchto metód, ktoré sú založené na zhode buď extrahovaných významných štruktúr (FBM, z angl. feature-based methods), alebo na zhode určitej oblasti snímky (ABM, z angl. area-based methods) medzi nasnímaným obrazom a referenčným snímkom. Prvá skupina pracuje s extrahovanými príznakmi. Algoritmy využívajúce ABM štatisticky porovnávajú zhodu predom určenej oblasti pixelov.

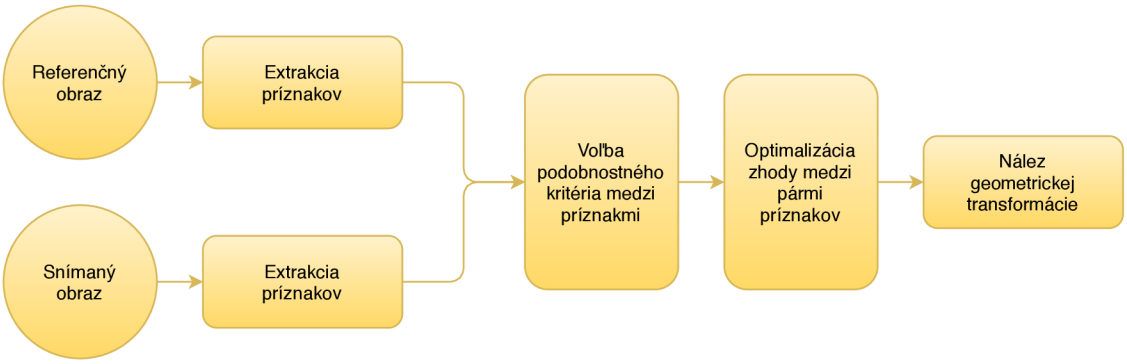
Z dôvodu rôznorodosti snímkov nie je možné navrhnúť jediný registračný prístup, ktorý by bol vhodný pre všetky, nie len medicínske aplikácie. Môžeme sa totiž stretnúť s mnohými problémami týkajúcimi sa výberu vhodných príznakov, vplyvu šumu na obrazy alebo časovej výpočtovej náročnosti.

3.1 Metódy založené na extrakcii príznakov

Algoritmy založené na FBM sa opierajú o extrakciu charakteristických príznakov, ktorými môžu byť jednotlivé body v obraze, línie obrysov skúmaných objektov, ale aj celé oblasti reprezentované ich ťažiskami. V najlepšom prípade by bolo vhodné, aby extrahované príznaky boli stabilné v celom procese registrácie, od seba ľahko rozlíšiteľné a rozmiestnené v celom obraze pre následovnú účinnú detekciu. Dôležitý je aj dostatočný počet vybraných príznakov, ktorý môže zabezpečiť registráciu bez ohľadu na jej degradáciu. Tu však treba hľadať kompromis, pretože s pribúdajúcim množstvom príznakov narastá výpočtová náročnosť. Mimo doposiaľ spomenutých úskalí, majú FBM prednosť v registrácii snímok, v ktorých dochádza k zmenám osvetlenia [9].

Po segmentácii príznakov sa zvyčajne postupuje všeobecne známymi krokmi, charakteristickými pre FBM. Prvým z nich je stanovenie zhody medzi zvolenými príznakmi pomocou vhodného kritéria, čím vzniknú páry príznakov. Ďalej musia byť tieto páry vhodne charakterizované pomocou zvoleného kritéria podobnosti, ktoré je v následujúcom kroku optimalizované. Na základe čoho je ďalej hľadaná vhodná geometrická transformácia. Celý postup je znázornený na obrázku 3.1 [10].

Tento prístup sa odporúča pre iné ako medicínske aplikácie, keďže je pre zabezpečenie správnej funkčnosti potrebné, aby snímaný obraz obsahoval dostatok jednoznačných detailov. Vo viacerých článkoch zaoberajúcich sa registráciou obrazu, napr. [8] a [9],bolo dokázané, že práve táto skupina metód nie je dostatočne spoľahlivá pri registrácii medicínskych obrazov, pretože vyžaduje sofistikovanejšie prístupy k získaniu dostatku výrazných prvkov, ktoré bývajú časovo náročné a tým aj menej spoľahlivé pri samotnom procese porovnávania.



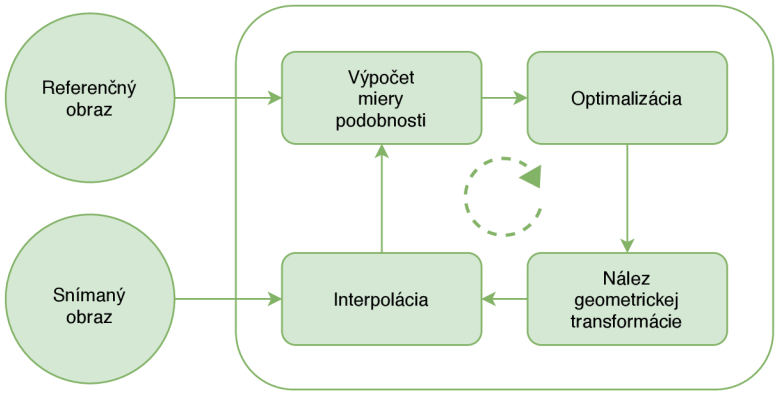
Obr. 3.1: Typický algoritmus pre FBM

3.2 Metódy založené na oblasti

Už z názvu vyplýva, že budú v procese registrácie obrazu porovnávané jednotlivé oblasti alebo dokonca celá snímka s referenciou. Jedná sa o prístupy podobné korelačným metódam, ktoré slúžia pre výpočet miery podobnosti. Funkčnosť ABM sa zakladá na výbere správneho plávajúceho okna, čo môže spôsobovať komplikácie pri hľadaní zhôd. Kvôli rozmanitosti snímaných častí scén nie je totiž stanovený jednotný tvar okna, ktorý by bol vhodný pre všetky aplikácie. Nie len tvar, ale aj vybraná oblasť nemusí obsahovať cenné informácie. Keďže ABM pracujú s hodnotami intenzity, uprednostňuje sa ich využitie pri obrazoch s množstvom výrazných a dobre detegovateľných hrán. To sa nemusí vždy javiť ako prospešné, pretože hladké oblasti bez prílišného výskytu hrán môžu byť nesprávne porovnané [9].

Typický algoritmus pre ABM postupuje podľa obrázka 3.2. Po voľbe veľkosti oblasti záujmu je počítaná miera podobnosti prekrývajúceho sa obsahu snímky a referencie. Pre tento účel sú využívané metódy založené na vzájomnej informácii, korelačné metódy, ale aj štatistické metódy ako stredná kvadratická chyba iné. Mieru podobnosti je možné chápať ako viac dimenzionálnu funkciu, kde počet dimenzií vyjadruje počet stupňov voľnosti príslušnej transformácie. Pre nájdenie správnej transformácie je teda nutné použiť optimalizačný proces, ktorý vlastne určuje prah prijatia podobnosti medzi oblasťami. Oblasti sú následne spárované a je nájdená vhodná geometrická transformácia. Tým, že tento proces prebieha v jednotlivých iteráciách, je nutné pomocou interpolátoru prispôsobiť nájdenú transformáciu na ostatné oblasti v obraze, poprípade na ostatné snímky v sekvencii, pretože sú definované v samostatnej diskrétnej doméne [10].

Klasicky využívané metódy sa teda zaoberajú priamym porovnávaním intenzít bez ďalšej štrukturálnej analýzy obrazu. Z čoho ďalej vyplýva citlivosť ABM na šum a zmeny intenzity. V tejto oblasti našli využitie metódy porovnávania vyplývajúce



Obr. 3.2: Typický algoritmus pre ABM

z korelácie alebo Fourierovej transformácie.

3.2.1 Korelačné metódy

Základnou metódou je normalizovaná krížová korelácia založená na myšlienke lineárneho vzťahu medzi intenzitami štruktúr na jednotlivých obrazoch. Jej funkčnosť spočíva vo výbere oblastí zo snímku a referencie, v ktorých sa vyhľadáva maximálna miera podobnosti. Po jej nájdení sú označené oblasti ako zodpovedajúce si. Kvôli podobnosti obrázkov sa stretávame s hlavnými komplikáciami, ktorými sú plochosť maxima miery podobnosti a veľká výpočtová náročnosť. Prvý problém je možné zmierniť pomocou vhodného predbežného spracovania snímkov, či už filtráciou alebo zvýraznením hrán.

Aj keď autori článku [9] uvádzajú, že verná registrácia založená na korelácii je možná len v prípade vzájomne dostatočne prekrytých obrazov, tak podotkli fakt, že uspokojivé výsledky sú zaznamenané aj pri miernom pootočení či zmene mierky snímky. Práve preto a pre ich jednoduchú implementáciu sú často využívané.

3.2.2 Metódy založené na Fourierovej transformácii

Keďže majú korelačné metódy svoje obmedzenia, tak sa začali uprednostňovať metódy využívajúce Fourierovu reprezentáciu obrazov vo frekvenčnej rovine. Preto si v tejto kapitole predstavíme základné vlastnosti Fourierovej transformácie.

Jednou z hlavných vlastností je invariantnosť posunu medzi obrazmi. Je zabezpečená rozkladom na priestorové frekvencie, ktoré nie sú závislé na polohe. To znamená, že posunutý snímok a referenčný snímok majú vždy rovnako veľkú amplitúdu Fourieroveho spektra. Naopak v rozklade na priestorové frekvencie sa prejaví zmena orientácie objektov voči referencii, takže pri použití Fourierovej transformácie je

nutné zistiť uhol rotácie a následne obraz napraviť. Aby nebol tento proces príliš zložitý, boli navrhnuté alternatívne techniky, ktoré zabezpečujú invariantnosť rotácie pomocou polárnej reprezentácie. Mimo týchto vlastností je možné si všimnúť recipročný vzťah medzi časom a frekvenciou obrazu. Takže komprimovaný obraz bude obsahovať viac frekvenčných zložiek a tým aj vyššie frekvencie proti referenčnému obrazu. Z tejto vlastnosti vyplýva, že zmena mierky snímaného obrazu je lineárne závislá na zmenách mierky jeho frekvenčného spektra [11].

Výhodou je zrýchlenie výpočtovej náročnosti, účinnosť metód aj v prípade snímok poškodených šumom závislým na frekvencii, či pri snímkoch zaznamenaných pri rozdielnych podmienkach.

3.3 Rozšírená fázová korelácia

Algoritmy založené na princípe fázovej korelácie sú síce schopné zachytiť väčšie posuny obrazov voči sebe a zarovnať ich, no pri väčších zmenách mierky a väčšej zmene uhlu zlyhávajú. Preto bola vytvorená rozšírená fázová korelácia, ktorá rieši tieto nedostatky.

Rozšírená fázová korelácia využíva fakt, že posun v priestorovej oblasti je ekvivalentný posunu vo fázovej oblasti. Tieto dve oblasti sa odlišujú práve tým, že informácie z fázovej oblasti obsahujú topologické údaje o hranách v obraze a majú nízku citlivosť voči zmenám osvetlenia snímaného objektu. Zmeny osvetlenia súvisia totiž s výskytom šumu a v prípade korelovaného alebo frekvenčne závislého šumu je táto metóda odolná. Z toho vyplýva, že fázová korelácia je vhodným riešením registrácie obrazov.

V následujúcej časti bude popísaný odhad translácie, rotácie a zmeny mierky v obrazoch. Pomocou fázovej korelácie, je možné všetky tri odhady previesť jednoducho na odhad posunu a vyjadriť ich pomocou neho.

3.3.1 Odhad translácie

Pre vysvetlenie funkcie rozšírenej fázovej korelácie, budeme považovať $f_2(x, y)$ za referenčný snímok a $f_1(x, y)$ za nasnímaný posunutý snímok. Tým zodpovedajú následujúcemu vzťahu, kde x_0 a y_0 predstavujú hodnoty translácie obrazov voči sebe v horizontálnom i vertikálnom smere [13]:

$$f_2(x, y) = f_1(x - x_0, y - y_0). \tag{3.1}$$

Podľa tejto rovnice je možné odvodiť Fourierovu vetu o posune následovne, kde F_1 a F_2 zodpovedajú Fourierovej transformácii pôvodných snímok [13]:

$$F_2(u, v) = F_1(u, v) \cdot e^{-j(u_x x_0 + v_y y_0)}. \tag{3.2}$$

Z predchádzajúcich výrazov je možné definovať normalizované spektrum krížovej korelácie $Q(\omega_x, \omega_y)$ [15]:

$$Q(\omega_x, \omega_y) = \frac{F_1(\omega_x, \omega_y) F_2^*(\omega_x, \omega_y)}{|F_1(\omega_x, \omega_y) F_2^*(\omega_x, \omega_y)|}, \tag{3.3}$$

kde F_2^* vyjadruje komplexne konjugované spektrum F_1. Z čoho podľa Fourierovej vety o posune vyplýva, že fáza krížového spektra je ekvivalentná fázovému rozdielu medzi snímkami.

Prevedením inverznej Fourierovej transformácie spektra dostaneme Diracovu funkciu v polohe pixelu posunutia, o čom vypovedá vzorec [15]:

$$\delta(x - x_0, y - y_0) = FT^{-1}\{\frac{F_2(\omega_x, \omega_y) F_1^*(\omega_x, \omega_y)}{|F_2(\omega_x, \omega_y) F_1^*(\omega_x, \omega_y)|}\}, \tag{3.4}$$

a po odvodení:

$$\delta(x - x_0, y - y_0) = e^{(u_x x_0 + v_y y_0)}, \tag{3.5}$$

kde výraz FT^{-1} symbolizuje operátor inverznej Fourierovej transformácie.

3.3.2 Odhad rotácie

Základnými prvkami pri použití fázovej korelácie sú Fourierova veta o posune, čo bolo popísané vyššie, a logaritmická polárna transformácia, pri ktorej sa mierka a uhol rotácie obrazu transformujú, čím výpočet obmedzíme len na odhad posunu.

Uhol rotácie môžeme zistiť pri obrazoch s aj bez zmenenej mierky. Ak sa veľkosť porovnávaných snímok nelíši, tak môžeme podobne ako v predchádzajúcej kapitole 3.3.1 definovať referenčný snímok $f_2(x, y)$ a k nemu posunutý a zároveň rotovaný snímok $f_1(x, y)$, čím získame vzťah [13]:

$$f_2(x, y) = f_1(x \cdot \cos\theta_0 + y \cdot \sin\theta_0 - x_0, -x \cdot \sin\theta_0 + y \cdot \cos\theta_0 - y_0), \tag{3.6}$$

kde θ_0 vyjadruje uhol rotácie obrazov voči sebe.

Podľa vlastností Fourierovej vety o posune a translácii získame spektrum [13]:

$$F_2(u, v) = F_1(u \cdot \cos\theta_0 + v \cdot \sin\theta_0, -u \cdot \sin\theta_0 + v \cdot \cos\theta_0) \cdot e^{-j(u_x x_0 + v_y y_0)}. \tag{3.7}$$

Predchádzajúci vzťah je možné vyjadriť pomocou amplitúd oboch získaných spektier [13]:

$$M_2(u, v) = M_1(u \cdot \cos\theta_0 + v \cdot \sin\theta_0, -u \cdot \sin\theta_0 + v \cdot \cos\theta_0). \tag{3.8}$$

Porovnaním vyššie uvedených vzťahov 3.7 a 3.8 je možné spozorovať, že veľkosti amplitúd obidvoch spektier sú rovnako veľké, len sú voči sebe rotované. Ak by boli

len obrazy pootočené voči sebe bez posunu, mohla by byť veľkosť uhlu získaná podľa vzťahu [13]:

$$M_1(\rho, \theta) = M_2(\rho, \theta - \theta_0), \tag{3.9}$$

ktorý s využitím fázovej korelácie vyjadruje rotáciu ako translačný posun s polárnymi súradnicami.

3.3.3 Odhad zmeny mierky

Odhad zmeny mierky je najzložitejší z tejto skupiny. Opäť sú používané dva obrazy, $f_1(x, y)$ prezentovaný ako replika s rozdielnou mierkou proti referencii $f_2(x, y)$. Reprezentáciou Fourierovej vety o zmene mierky získame vzťah [13]:

$$F_2(u, v) = \frac{1}{|a \cdot b|} F_1(\frac{u}{a}, \frac{v}{b}). \tag{3.10}$$

Aby bolo možné reprezentovať zmeny mierky len pomocou odhadu posunu, musia byť osi snímkov transformované do logaritmickej mierky, kde je možné ignorovať podiel $\frac{1}{|a \cdot b|}$ [13]:

$$F_2(\log u, \log v) = F_1(\log u - \log a, \log v - \log b). \tag{3.11}$$

Pre väčší prehľad v ďalších rovniciach nahradíme výrazy následovne:

$$\log a = c \qquad \log b = d \qquad \log u = x \qquad \log v = y$$

čím získame z 3.11 zjednodušený vzťah [13]:

$$F_2(x, y) = F_1(x - c, y - d). \tag{3.12}$$

Pomocou fázovej korelácie je potom možné definovať posun c a d, z ktorého je možné určiť parametre zmeny mierky a a b pomocou prirodzeného logaritmu:

$$a = e^c \qquad b = e^d$$

kde e definuje bázu prirodzeného algoritmu. Ak bude brané v úvahu rovnomerná zmena mierky, tak je možné určiť $(x/a, y/a)$ vyjadrením v polárnej reprezentácii podľa vzťahov:

$$\rho_1 = \sqrt{(x^2 + y^2)} \tag{3.13}$$

$$\ominus_1 = \arctan(y, x) \tag{3.14}$$

$$\rho_2 = \sqrt{((x/a)^2 + (y/a)^2)} = \frac{\rho}{a} \tag{3.15}$$

$$\ominus_2 = \tan(\frac{x/a}{y/a}) = \ominus_1 \tag{3.16}$$

Z uvedených vzťahov je možné potom vyjadriť amplitúdové spektrá v polárnej reprezentácii ako [13]:

$$M_2(\log \rho_1, \ominus) = M_1(\log \rho_1 - \log a, \ominus - \ominus_0), \tag{3.17}$$

kde výraz a reprezentuje zmenu mierky a $\ominus_0$ uhol natočenia. Využitím fázovej korelácie s následnou aplikáciou transformáciou je takto možné korigovať zmeny mierky a rotáciu medzi obrazmi.

3.4 Hodnotenie úspešnosti registrácie

Po samotnom návrhu je nutné algoritmus vyhodnotiť z ohľadom na jeho presnosť a robustnosť. Tieto parametre však závisia od mnohých ďalších faktorov ako napríklad typ registračnej transformácie, či typ a stupeň degradácie obrazu. Spomenuté vplyvy a mnohé ďalšie zo sebou komplexne súvisia, čo sťažuje celý proces lícovania a tiež samotné vyhodnocovanie. V poslednej dobe sú však využívané pre hodnotenie globálne kritériá, ktoré umožňujú posudzovať kvalitu registrácie na základe podobnostných kritérií vyplývajúcich z jednotlivých intenzít vyskytujúcich sa v obraze a tiež kritériá vychádzajúce z informačného obsahu. V tejto kapitole budú rozobraté kritériá založené na intenzite, keďže sa častejšie používajú pri registrácii monomodálnych snímok. Patria sem napríklad odmocnina zo strednej kvadratickej chyby, štandardná odchýlka, korelačné techniky a vzdialenostné metriky [16].

Globálne kritéria similarity

Hodnotenie úspešnosti predstavuje kvantifikáciu výkonu registračného algoritmu, čo nám umožňuje porovnávať jednotlivé registračné metódy. Výnimkou však nie sú ani kvalitatívne techniky ako odchýlky od očakávaných hodnôt, resp. od správnej registrácie, ktoré je možné využiť aj pre optimalizáciu implementovanej metódy. Pre celkové hodnotenie presnosti registrácie však musia byť doplnené aj o kvantitatívny parameter, aby bolo vyhodnotenie relevantné. Jednou z metrík výpočtu rozdielu medzi referenčnou a registrovanou snímkou je suma rozdielu štvorcov:

$$SSD = \frac{1}{N} \sum_{i=1} (x_i - \overline{y_i})^2, \tag{3.18}$$

kde x_i reprezentuje pixel registrovaného obrazu a $\overline{y_i}$ zas priemernú hodnotu pixelov v referencii. Pri porovnávaní dvoch obrazov sú tiež využívané ďalšie odvodené metriky ako napríklad: rozptyl a stredná kvadratická chyba. Hlavnou nevýhodou

použitia kvantitatívnych metrík je, že sa spoliehajú na čisto numerické porovnanie a nezohľadňujú iné javy vyskytujúce sa v obraze a ovplyvňujúce presnosť registrácie, ako sú napríklad globálne zmeny jasu [17].

Kvôli značným nevýhodám spomenutých metrík sú využívané aj kvantitatívne metriky podobnosti, ktoré sú invariantné voči zmenám intenzít a kontrastu. Jedná sa o korelačné techniky, konkrétne o krížovú koreláciu a korelačný koeficient. Krížová korelácia vyjadruje najväčšiu podobnosť pri výsledku 1, pri úplne rozdielnych snímkach nadobúda hodnôt blízkych 0. V prípade, že by bola porovnávaná originálna snímka s jej negatívom, výsledná hodnota by bola -1. Pre lepšiu interpretáciu hodnôt je častejšie používaná jej normalizovaná verzia, ktorej výstup sa pohybuje v intervale od 0 do 1, pričom 1 reprezentuje maximálnu podobnosť, tzn. nájdený identický obraz. Je počítaná pomocou vzorca:

$$NCC = \sum_{x,y} \widehat{f}(x,y)\widehat{g}(x,y), \tag{3.19}$$

kde $\widehat{f}(x,y)$ predstavuje normalizovanú intenzitu registrovaného obrazu a $\widehat{g}(x,y)$ naopak normalizovanú intenzitu referenčného obrazu. Nevýhodou tejto metódy je však jej citlivosť na zmeny rotácie a mierky, čím je daná limitácia jej použitia [17].

Ďalším kritériom môžu byť aj vzdialenostné metriky. Prvou z nich je Euklidovská vzdialenosť, ktorá vyjadruje vzdialenosť medzi súradnicami bodov v snímkach ako naznačuje rovnica 4.3. Výsledná hodnota by mala nadobúdať hodnôt v okolí nuly, aby sme mohli označiť snímky za podobné. V tomto prípade sa jedná vyhodnocovanie

$$C_E(a,b) = \sqrt{\sum_{i=1}^{N}(a_i - b_i)^2}, \tag{3.20}$$

kde a_i označuje pixel z referencie a b_i pixel registrovanej snímky na zodpovedajúcich si pozíciách a N počet všetkých pixelov. Druhou metrikou je kosínovo kritérium, ktoré narozdiel od Euklidovskej vzdialenosti dosahuje hodnôt v intervale od 0 do 1, pričom zhodné snímky nadobúdajú hodnoty blízke 1. Vyjadrenie kritéria je možné interpretovať pomocou vzorca:

$$C_{cos}(a,b) = \frac{\sum_{i=1}^{N}(a_i b_i)}{\sqrt{\sum_{i=1}^{N}(a_i)^2}\sqrt{\sum_{i=1}^{N}(b_i)^2}}. \tag{3.21}$$

kde a_i opäť označuje súradnice pixelu z referencie, b_i súradnice pixelu registrovanej snímky a N počet všetkých pixelov.

Okrem uvedených metrík je využívaná aj metóda vzájomnej informácie, ktorá sa radí medzi štatistické metódy. Vyjadruje mieru štatistickej závislosti medzi dvomi obrazmi, čo je vhodné pre registráciu snímok z rôznych modalít. Vzájomnú informáciu je možné vypočítať pomocou rovnice:

$$MI(X,Y) = H(X) + H(Y) - H(X,Y), \tag{3.22}$$

kde H vyjadruje entropiu náhodnej premennej. V základnom prípade nám ide o maximalizáciu rovnice, pretože výpočet pracuje priamo s kompletnými informáciami obrazovej intenzity.

4 Registrácia oftalmoskopických obrazových sekvencií

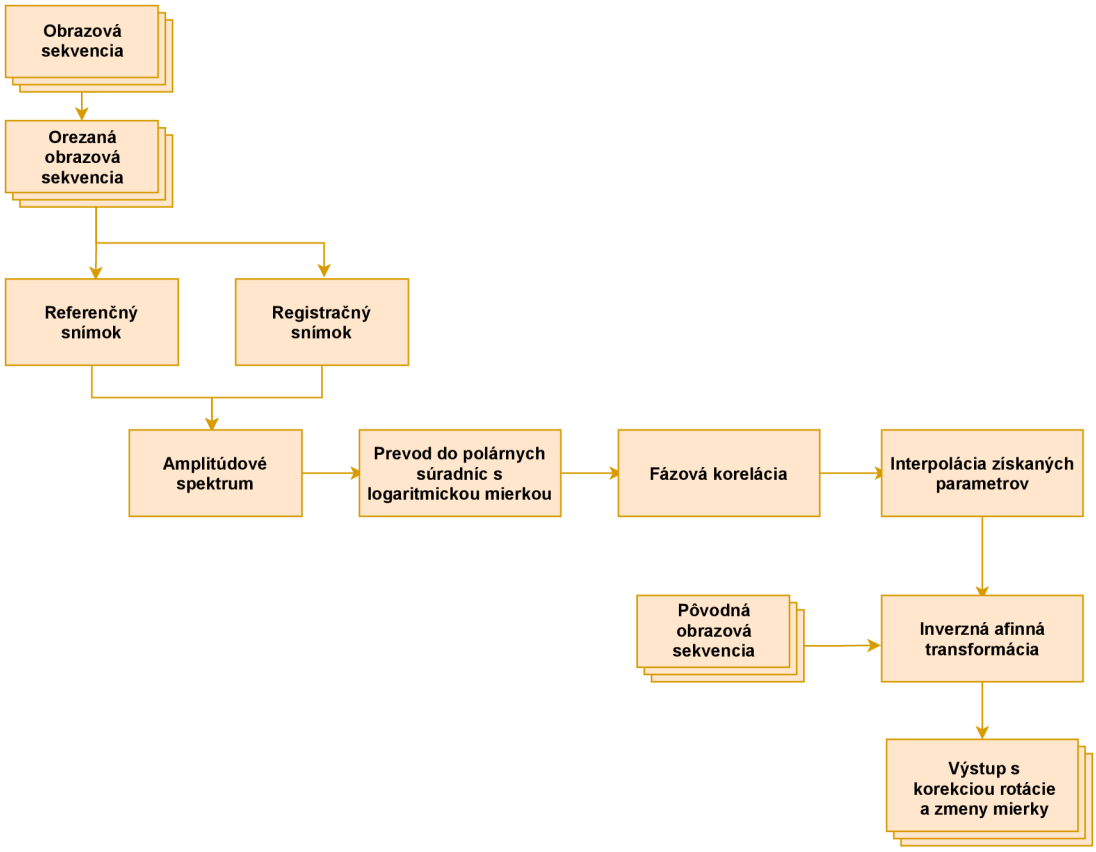
V prípade analýzy oftalmoskopických snímok je registrácia obrazu nevyhnutnou súčasťou procesu. Pomáha zjednotiť informácie zaznamenané z rôznych časov, s rôznou orientáciou spôsobenou pohybom objektu alebo samotnej kamery, z rôznej vzdialenosti, s rôznym rozlíšením a z rôznych snímacích modalít, čo je nevyhnutné pre rýchlu a čo najpresnejšiu diagnostiku mnohých ochorení. V dostupných programovacích prostrediach a jazykoch nájdeme implementované algoritmy, či kompletné softvéry pre registráciu oftalmologických snímok. Väčšinou sa jedná o registráciu jednotlivých snímok z fundus kamery. Menej často sa medzi implementovanými metódami stretneme s registráciou obrazových sekvencií.

4.1 Implementácia algoritmu

Návrh a implementáciu algoritmu boli prevedené v programovacom prostredí Python verzie 3.8, na ktorej sú kompatibilné verzie typu 3.x s využitím modulu OpenCV 2 pre zobrazovanie výsledných snímok. Pri zarovnávaní snímok pomocou navrhnutého algoritmu je potrebná inštalácia niekoľkých knižníc. Následne je možné previesť spustenie algoritmu, ktoré je popísané v pridanom súbore README.md. Po spustení sa zobrazuje odpočet zostávajúcich neregistrovaných snímok slúžiaci k indikácii priebehu programu.

Na obrázkoch 4.1 a 4.2 je zobrazená kompletná schéma algoritmu rozdelená na dve samostatné časti. Pred vstupom do procesu registrácie sme orezali každý obrazový rámec sekvencie o 70 pixelov zo všetkých strán. Táto úprava napomáha ignorovať statickú časovú známku vyobrazenú na každom snímku, ktorá je natoľko frekvenčne významná, že by mohla nevhodne ovplyvňovať zarovnávací proces. Po orezaní registračných rámcov dôjde k výberu referenčného snímku. V navrhnutom algoritme je možné zvoliť tri druhy referenčného snímku: prvú snímku, vždy predchádzajúcu už lícujúcu snímku a priemernú snímku sekvencie, ktorá je počítaná pred samotným zarovnávaním snímok. Do cyklu registračného algoritmu ďalej teda vstupuje referenčná snímka a snímka, ktorú chceme registrovať.

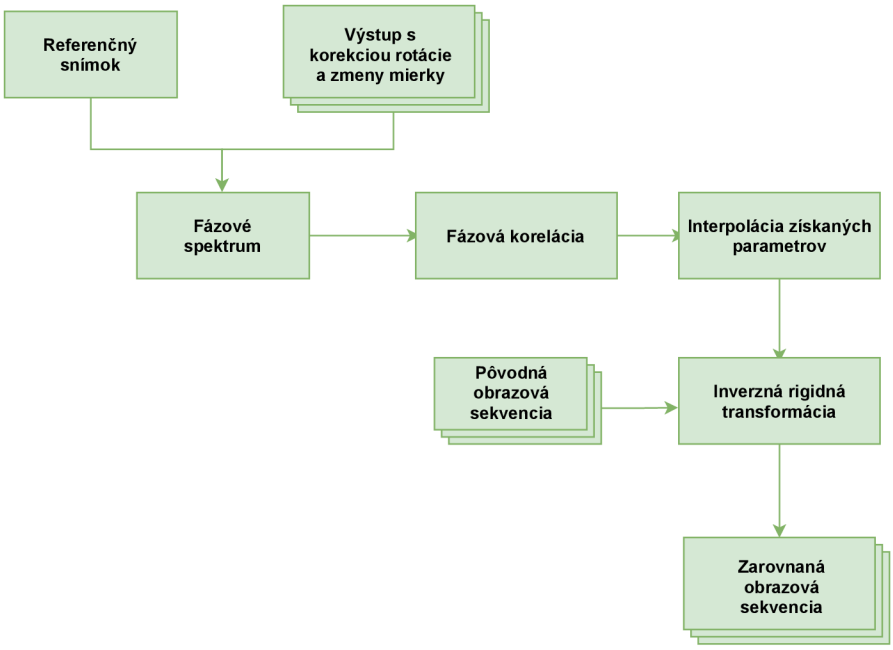
Pri samotnom zarovnávaní vždy najprv zisťujeme rotáciu a zmenu mierky medzi obrazmi ako je naznačuje obrázok 4.1. K tomu nám slúžia amplitúdové spektrá porovnávaných snímok získaných pomocou Fourierovej transformácie. Tie sú následne prevedené z kartézskych súradníc do polárnych s logaritmickou mierkou, čo umožňuje interpretovať dve súradnice bodu ako jeden parameter posunu s určitým



Obr. 4.1: Registračný algoritmus pre korekciu zmeny rotácie a mierky

uhlom natočenia v danej sústave. Následne je na snímky aplikovaná filtrácia pomocou Hannovho okna, ktorá napomáha redukovať presakovaniu spektra, vďaka čomu sú frekvenčné zložky spektra viac viditeľné a zároveň redukuje šumu v snímkach, ktorý môže znemožniť presný odhad počítaných parametrov. Pomocou fázovej korelácie sú potom odhadnuté hodnoty uhlu otočenia a zmeny mierky. Všetky získané parametre sú aplikované pomocou inverznej afinnej transformácii, ktorá je prevádzaná už na pôvodnej obrazovej sekvencii, nie na jej orezanej verzii. Následne je tiež využitá lineárna transformácia. Výstupom tejto časti algoritmu sú snímky pôvodnej veľkosti s korekciou rotácie a zmeny mierky.

Do ďalšej časti algoritmu, zobrazenej na obrázku 4.2, tak vstupuje opäť pôvodne vybraná referencia s už korigovaným výstupom z prvej časti. Na tieto dva snímky je aplikovaná fázová korelácia, funkcia z knižnice OpenCV 2, ktorá najprv z oboch snímok vytvorí ich fázové spektrá pomocou diskrétnej Fourierovej transformácie, z ktorých je vypočítané krížové spektrum. To následne prevedie pomocou inverznej diskrétnej Fourierovej transformácie späť do časovej domény, v ktorej sa lokalizuje globálne maximum. Vo väčšine prípadov je možné nájsť viacero maxím, preto býva pozícia reálneho globálneho maxima upresnená výpočtom centroidu vá-



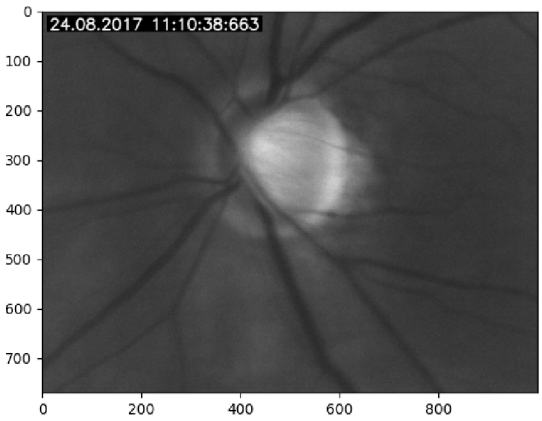
Obr. 4.2: Registračný algoritmus pre korekciu posunu

hovaným oknom s veľkosťou 5x5 v jeho okolí, čo vyjadruje vzorec 4.1, kde r definuje práve krížové spektrum. Týmto spôsobom získame parameter posunu, ktorý je pomocou inverznej rigidnej transformácie aplikovaný na registračnú snímku. V rámci transformácie je využitá aj lineárna interpolácia, na základe čoho sú pixely v snímke posunuté do oblasti ako na referenčnej snímke.

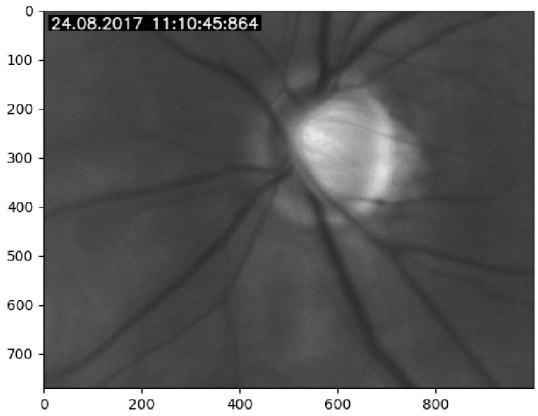
$$(\Delta x, \Delta y) = centroid\{\arg\max_{(x,y)}\{r\}\} \tag{4.1}$$

Po registrácii jednej snímky, tak prebiehala v cykle registrácia ostatných snímok z obrazových sekvencií. Výstupom algoritmu je následne stabilizovaná obrazová sekvencia s veľkosťou vstupnej sekvencie vo formáte *.avi*. Po registrácii sú k dispozícii aj ďalšie informácie ako:

- názov a cesta k obrazovej sekvencii pre registráciu
- parameter voľby referencie
- názov a cesta k stabilizovanej obrazovej sekvencii
- dĺžka trvania algoritmu v sekundách
- štatistické vyhodnotenie vyjadrené pomocou priemerných euklidovských vzdialeností a smerodajnej odchýlky vybraných sledovacích bodov



(a) Referenčná snímka



(b) Registračná snímka

(c) Registrovaná snímka

Obr. 4.3: Porovnanie vstupu a výstupu registračného algoritmu po jednom cykle

4.2 Vyhodnotenie navrhnutého algoritmu

Pre vyhodnotenie registrácie bol navrhnutý postup, ktorý sa zakladá na výbere skupín bodov pomocou označenia piatich pixelov v referenčnej snímke. Tieto vybrané body predstavujú stredy piatich šablón, ktoré pomocou funkcie *match_template* implementovanej v programovacom prostredí Python vyhľadávajú podobnosti medzi referenčnou a registrovanou snímkou. Jej funkcia spočíva v posunovaní vybraných šablón po obraze a ich porovnávaní s rovnako veľkým okolím v registrovaných snímkach. Popísané posunovanie je možné si predstaviť ako konvolúciu vybraných oblastí s rovnako veľkými oblasťami v registrovanej snímke.

$$g(x, y) = f(x, y) * h(x, y), \tag{4.2}$$

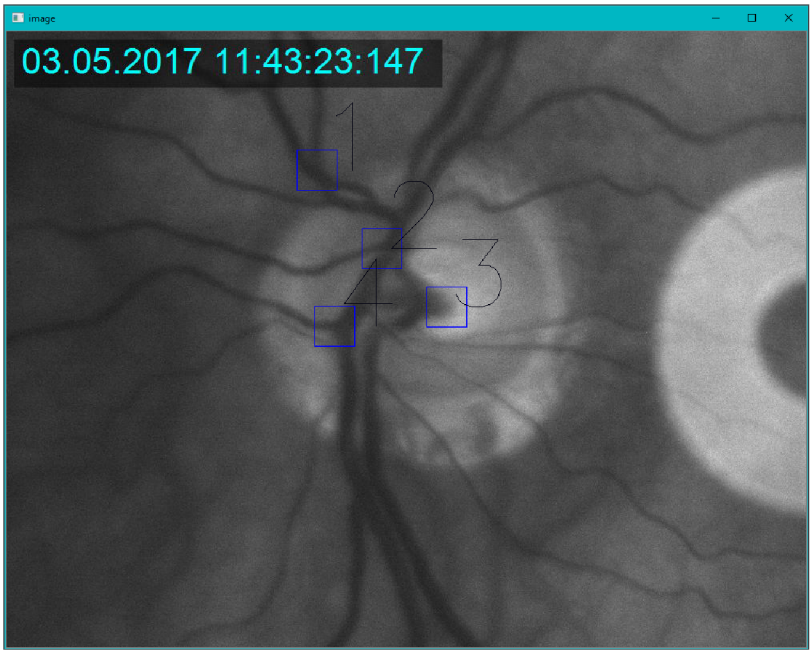
Po nájdení zhody, tzn. miesta maximálnej odozvy, je vypočítaná euklidovská vzdialenosť medzi pôvodnými súradnicami centrálnych bodov v referenčnej snímke a nájdenými súradnicami v registrovanej snímke, ako naznačuje rovnica 4.3, ktorá je popísaná v kapitole 3.4.

$$C_E(a,b) = \sqrt{\sum_{i=1}^{N}(a_i - b_i)^2} \tag{4.3}$$

Okrem euklidovských vzdialeností je počítaná aj štandardná odchýlka medzi nimi kvôli informácii o variabilite podľa vzorca 4.4, kde N označuje počet hodnôt, C_E vyjadruje euklidovskú vzdialenosť a jej priemer interpretuje premenná $\overline{C_E}$,

$$std = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}(C_E - \overline{C_E})^2}{N-1}}. \tag{4.4}$$

Výber šablón je možné previesť manuálne viz obrázok 4.4 po tom, čo nás program vyzve. Registračný algoritmus pracuje so šedotónovými snímkami a navyše niektoré obrazové sekvencie majú veľmi nízke zastúpenie vysokých frekvencií, čo predurčuje možnosť nájdenia falošne pozitívnych šablón, ak by výber bodov bol úplne náhodný. Preto je odporúčané vyberať frekvenčne zaujímavé oblasti ako sú napríklad bifurkácie ciev.



Obr. 4.4: Vizualizácia výberu vyhodnocovacích bodov

Keďže bola vyhodnocovacia funkcia implementovaná priamo do algoritmu, nebolo vhodné, aby boli šablóny vyhľadávané v každej registrovanej snímke. To by

znamenalo, že algoritmus zaťažíme ďalšími výpočtom a časová náročnosť registrácie by sa zvýšila. Preto bol zvolený typ kompromisu, kedy sú sledované vybraté šablóny v každej 10. snímke sekvencie. Štatistické parametre na výstupe algoritmu následne zodpovedajú variabilite posunu vybraných pixelov, ktorá je hodnotená nie len pomocou samotných euklidovských vzdialeností, ale aj pomocou smerodajnej odchýlky.

5 Možnosti optimalizácie navrhnutého algoritmu

Existuje mnoho rôznych prístupov pre optimalizáciu algoritmu. Táto práca predstavuje tri základné oblasti, ktoré by mohli vylepšiť a zároveň zrýchliť registráciu obrazových sekvencií. Prvá časť sa zameriava na výber vhodnej referencie, kde sú popísané niektoré testované prístupy. V ďalšej časti je porovnávaný rozsah registrácie zameriavajúci sa na výpočtové operácie a ich reálnu potrebu s ohľadom na trvanie algoritmu pre aplikácie v reálnom čase. A posledná časť zhodnocuje skúmané jednoduché postupy predspracovania obrazových sekvencií s ohľadom na ich kvalitu pre vylepšenie časovej náročnosti registrácie.

5.1 Výber referenčného obrazu

Jednou z najdôležitejších častí registrácie je voľba referenčnej snímky. Od nej sa totiž odvíja výpočet parametrov pre stabilizáciu obrazu. V tejto práci boli testované tri rôzne prístupy, kedy referenciou bola:

- prvá zaznamenaná snímka obrazovej sekvencie
- vždy predchádzajúca zarovnaná snímka
- priemerná snímka z celej obrazovej sekvencie.

V následujúcich kapitolách budú podrobnejšie popísané jednotlivé prístupy s uvedením výhod a nevýhod jednotlivých prístupov pomocou štatistického vyhodnotenia kvality registrácie. Samotné štatistické vyhodnotenie je prevádzané pomocou euklidovských vzdialeností sledovaných bodov medzi referenciou a zarovnaným snímkom, smerodajnou odchýlkou určujúcou variabilitu registrácie a samotnej výpočtovej náročnosti registračného algoritmu. Všetky výstupné hodnoty tak závisia od výberu jednotlivých bodov, keďže v základe registrácie je využitá aj afinná transformácia.

Prvá snímka sekvencie

Zaznamenávanie časovej sekvencie snímok očnej sietnice začína v momente, kedy je oko dostatočne fixované. Preto sa dá predpokladať, že prvý snímok sekvencie bude najlepšou referenciou. V navrhnutom algoritme sme preto ako prvý odskúšali tento postup. Pri všetkých nastaveniach algoritmu sme pre vyhodnocovanie používali sledované body, ktoré sú podrobne popísané v kapitole 4.2. Výsledné štatistické hodnotenie registrácie snímok je zhrnuté v tabuľkách 5.1, kde $\overline{E}$ predstavuje priemernú euklidovskú vzdialenosť a $\overline{STD}$ priemernú smerodajnú odchýlku, ktorej podrobnejšie hodnoty zobrazuje tabuľka C.1.

Tab. 5.1: Priemerné euklidovské vzdialenosti sledovaných bodov

Názov	**Bod 1**	**Bod 2**	**Bod 3**	**Bod 4**	**Bod 5**	$\overline{E}$	$\overline{STD}$
07_01_L	1.32	1.96	1.10	1.42	1.33	1.43	0.97
07_01_R	1.51	1.67	1.82	1.37	1.71	1.62	0.96
08_02_L	**0.89**	**1.00**	**0.79**	**0.60**	**0.60**	**0.78**	**0.62**
08_02_R	0.65	0.94	0.73	0.66	1.20	0.84	0.61
09_03_L	2.05	3.15	3.21	1.24	2.02	2.33	1.25
09_03_R	1.27	1.22	1.41	1.36	1.70	1.39	0.74
10_01_L	26.43	27.68	62.23	26.54	27.64	34.10	40.00
10_01_R	2.20	2.23	2.10	3.79	3.10	2.68	1.37
14_01_L	1.35	1.18	1.56	1.39	1.66	1.43	0.93
14_01_R	1.43	1.77	1.48	1.48	4.07	2.05	1.57

Z uvedených euklidovských vzdialeností sledovaných bodov je možné vidieť, že snímky s dobre rozlíšiteľnými detailami reagujú na registračný algoritmus oveľa lepšie ako snímky sekvencií s veľmi nízkym rozlíšením, ktoré na prvý pohľad pôsobia rozmazane a neurčito. Čo znamená, že najlepšie dosiahnuté hodnoty pri tomto nastavení sa pohybujú od 0.60 do 4.07 pixelov. O zlyhávaní registrácie vypovedajú výsledné hodnoty pohybujúce sa v rozmedzí 26.43 až 62.23 pixelov. V takomto prípade pôsobí obrazová sekvencia roztrasene a nestabilne.

Pri registrácii je zameriavaná pozornosť aj na trvanie zarovnávania celej sekvencie, čo je dôležitý parameter hlavne pri použití algoritmu v reálnom čase. V priemere sa výpočtová náročnosť pohybovala v okolí 152 s, tzn. približne 3 min. Keďže takýto čas nie je dostačujúci pre použitie v reálnom čase, navrhli sme ďalší spôsob pre voľbu referencie.

Predchádzajúca snímka sekvencie

Následne bola snaha vylepšiť navrhnutú registráciu pomocou ďalšieho prístupu voľby referencie. Ten sa zakladá na myšlienke, čo najmenšieho rozdielu medzi jednotlivými snímkami sekvencie. Čím menší rozdiel sa medzi jednotlivými snímkami nájde v parametroch, tým by mala byť registrácia rýchlejšia a presnejšia. Preto sme v navrhnutom algoritme volili za referenciu, každú predchádzajúcu už zarovnanú snímku sekvencie. Výsledky po využití popísaného prístupu sú zobrazené v tabuľke 5.2.

Z uvedených výsledkov je možné skonštatovať, že táto voľba nie je vhodná pre registračný algoritmus. Vysvetlením je, že ak prvé dve snímky nie sú dokonalo zaregistrované, tak chyba registrácie pri lícovaní ďalších snímok v sekvencii rýchlo narastá.

Tab. 5.2: Priemerné euklidovské vzdialenosti sledovaných bodov

Názov	**Bod 1**	**Bod 2**	**Bod 3**	**Bod 4**	**Bod 5**	$\overline{E}$	$\overline{STD}$
07_01_L	10.63	10.34	10.97	9.87	10.08	10.38	7.66
07_01_R	19.48	19.14	18.55	19.26	18.52	18.99	11.57
08_02_L	**4.10**	**4.37**	**4.34**	**3.87**	**3.94**	**4.12**	**1.52**
08_02_R	6.06	6.31	5.86	6.44	6.10	6.15	4.77
09_03_L	47.66	47.85	45.22	46.76	45.34	46.57	26.01
09_03_R	41.37	42.21	42.67	42.46	42.19	42.18	25.52
10_01_L	76.67	75.20	266.53	99.86	338.90	171.43	45.86
10_01_R	46.13	44.99	47.77	45.22	44.29	45.68	30.60
14_01_L	30.55	30.10	29.57	29.53	30.04	29.96	14.84
14_01_R	64.01	66.42	50.46	51.36	50.49	56.55	48.95

S narastajúcou chybou klesá stabilita samotnej registrácie, čo sa prejavuje vyššími hodnotami smerodajných odchýlok ako je možné vidieť v tabuľke 5.2 a jej rozšírenej verzii C.2. Trvanie algoritmu dosahovalo v priemere 146 s, tzn. približne 2.43 min. Oproti prvému prístupu sa doba registrácie síce skrátila, ale zhoršila sa presnosť registrácie.

Priemerná snímka sekvencie

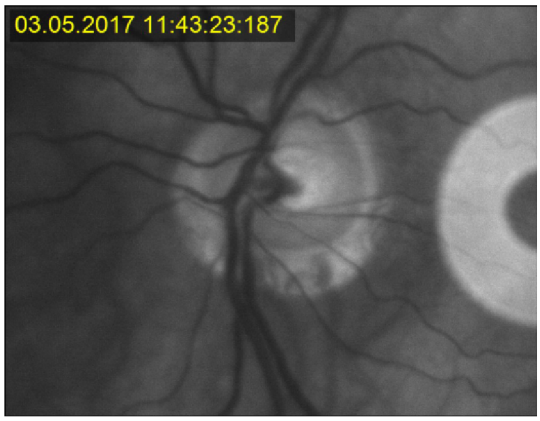
Ako v predchádzajúcom prípade, tak aj v tomto, sme sa snažili vybrať najvhodnejšiu referenciu na základe najmenšieho rozdielu medzi snímkami. Tento prístup sa zakladá na vytvorení priemernej snímky z celej obrazovej sekvencie pred samotným vstupom do registračného algoritmu, ktorá následne slúži ako referencia. Získané výsledky sú opäť interpretované pomocou tabuľky 5.3.

Hodnoty euklidovských vzdialeností sa môžu javiť o niečo lepšie ako v predchádzajúcom prípade, kedy bola referenciou vždy predchádzajúca už zarovnaná snímka, čo však z vizuálneho hľadiska nezodpovedá skutočnosti. Z vizuálneho hodnotenia je však jasné, že registračný algoritmus nefunguje správne. Po celkovom vyhodnotení je možné usúdiť, že takto získanú priemernú snímku teda nie je vhodné používať v zmysle referencie pre obrazovú sekvenciu. Tento proces registrácie trpí nedostatočnou stabilitou, o čom svedčia aj hodnoty smerodajných odchýlok sledovaných bodov v tabuľke C.3, ktorá je jedným z dôležitých parametrov lícovania obrazov. Pri hodnotení časovej náročnosti sme zistili, že tento postup registrácie je o minimum dlhší ako predchádzajúci prístup, 148 s, tzn. približne 2.46 min. Porovnanie jednej z pôvodných snímok a vypočítanej priemernej snímky je možné vidieť na obrázku 5.1.

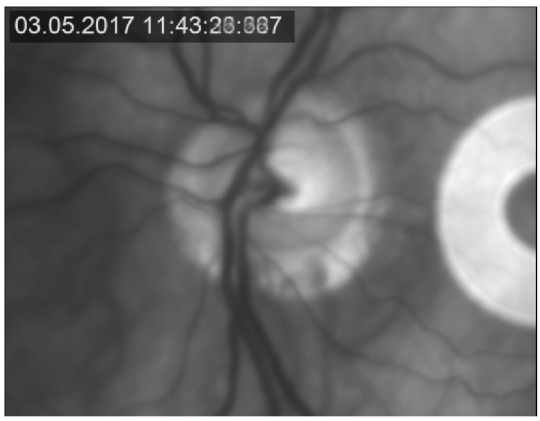
Tab. 5.3: Priemerné euklidovské vzdialenosti sledovaných bodov

Názov	**Bod 1**	**Bod 2**	**Bod 3**	**Bod 4**	**Bod 5**	$\overline{E}$	$\overline{STD}$
07_01_L	11.02	11.09	10.04	10.32	10.08	10.51	3.86
07_01_R	21.17	21.16	20.44	21.22	21.13	21.02	34.77
08_02_L	7.95	7.75	7.98	7.97	7.89	7.91	2.98
08_02_R	**5.95**	**5.97**	**5.83**	**6.06**	**6.00**	**5.96**	**4.46**
09_03_L	66.97	66.02	68.23	66.61	66.89	66.94	30.98
09_03_R	52.68	53.83	54.00	53.62	54.94	53.81	28.50
10_01_L	42.86	46.90	64.92	43.05	45.14	48.57	23.75
10_01_R	49.65	49.88	49.48	51.59	56.95	51.51	25.28
14_01_L	15.22	14.63	15.92	15.02	15.18	15.19	7.24
14_01_R	11.52	11.14	11.56	11.51	12.02	11.55	4.87

Pri využívaní priemernej snímky ako referencie by bol pravdepodobne vhodnejší prístup postupného priemerovania snímok na základe predbežnej analýzy similarity jednotlivých snímok sekvencie. Referencia by bola tak dynamicky prispôsobená skupinám podobných snímok, čo by mohlo registráciu zlepšiť. Zároveň však treba brať ohľad na výpočtovú náročnosť algoritmu, ktorá by sa zároveň pravdepodobne zvýšila a to by opäť nebolo vhodné pre registráciu v reálnom čase.



(a) Prvá snímka sekvencie



(b) Priemerná snímka sekvencie

Obr. 5.1: Porovnanie prvej snímky a priemernej snímky zo sekvencie

Po analýze všetkých troch variánt bol vyhodnotený záver, že použitie prvej snímky obrazovej sekvencie ako referencie je optimálnou voľbou pre nami navrhnutý registračný algoritmus. Registrované sekvencie sa pri tomto prístupe javia stabilne a s uspokojujúcou presnosťou, čo je možné vidieť na základe vypočítaných hodnôt

a aj podľa vizuálneho porovnávania výstupov. Zároveň môžeme zhodnotiť, že sa u tejto varianty jedná o najmenej výpočtovo náročný postup, čo ho po doladení predurčuje na využitie v reálnom čase.

5.2 Možnosti omedzenia registrácie s ohľadom na jej trvanie

Táto práca sa zameriava na registráciu snímok s odhadom posunu, rotácie a zmeny mierky. Proces registrácie je tak výpočtovo a zároveň aj časovo náročný. Čo nie je vhodné pre zaznamenávanie obrazových sekvencií v reálnom čase. Preto sme sa rozhodli zanalyzovať možnosti zrýchlenia algoritmu s obmedzeniami, tým že sme vynechali výpočet parametrov, ktoré sa nemusia vždy pri reálnom meraní vyskytovať.

Registrácia snímkov s odhadom posunu, zmeny mierky a rotácie

Celý algoritmus pre registráciu jednotlivých snímok zarovnáva snímky podľa vypočítaných parametrov odhadu rotácie, zmeny mierky a posunu. Čo je výpočtovo a zároveň časovo náročný proces ako už bolo spomenuté. V následujúcej tabuľke 5.4 sú uvedené hodnoty trvania registrácie jednotlivých sekvencií v sekundách pri všetkých troch uvedených prístupoch spomenutých v kapitole 5.1, ktoré sú pre zjednodušenie očíslované následovne: 1. (prvý snímok ako referencia), 2. (referenciou je vždy predchádzajúca snímka) a 3. (priemerný snímok ako referencia).

Tab. 5.4: Časová náročnosť testovaných prístupov

Názov sekvencie	**1.**	**2.**	**3.**
07_01_L	154.71	146.38	152.86
07_01_R	152.50	143.82	143.51
08_02_L	155.69	146.32	149.69
08_02_R	153.57	145.76	152.41
09_03_L	147.62	147.63	146.64
09_03_R	147.73	143.37	145.94
10_01_L	158.08	148.14	148.34
10_01_R	157.98	146.73	145.68
14_01_L	147.78	146.26	150.10
14_01_R	147.65	142.75	147.39
Priemerné trvanie	155.33	145.72	148.26

Zo získaných hodnôt vidíme, že výpočtovo najdlhšia registrácia je pri použití prvého snímku ako referencie. Čo dáva zmysel, keďže niektoré snímky sú oproti referencii viac posunuté v zmysle nie len translácie, ale aj mierky či rotácie.

Registrácia snímkov s odhadom posunu

Krajným prístupom pre registráciu je zarovnávanie snímok len na základe zisteného posunu. Keďže experimentálny oftalmoskop predstavuje statickú meraciu sústavu, tak je možné predpokladať, že sa pri meraní väčšinou nevyskytujú zmeny mierky. Hodnoty zmeny mierky sa získavajú pri výpočtoch rovnakých operácií ako zmeny rotácie a nachádzajú sa v jednej funkcii v nami navrhnutom algoritme. Preto je pravdepodobné, že pri registrácii s konštantne nastavenou mierkou by sa výpočet parametrov a celý proces registrácie časovo menil o minimálne hodnoty. Preto sme sa rozhodli pre ďalšie testovanie registrácie, ale len s odhadom a korekciou samotných parametrov posunu. Taktiež sme sa v tomto prípade zamerali už na registráciu s použitím prvého snímku ako referencie, ktorá sa zo všetkých troch uvedených prístupov javila zatiaľ najlepšie a preto sú v tabuľke 5.5 zobrazené výsledky trvania pre uvedený prístup.

Tab. 5.5: Časová náročnosť registrácie posunu

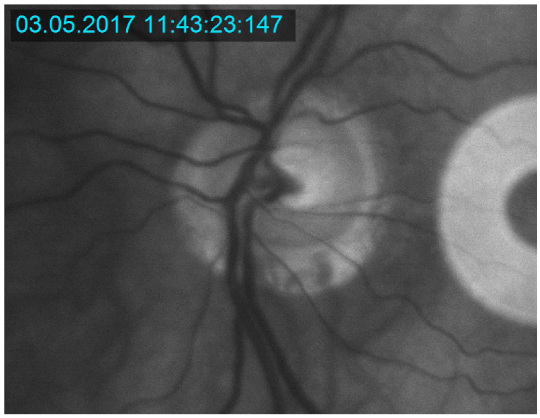
Názov sekvencie	**1. snímka ako referencia**
07_01_L	140.55
07_01_R	140.74
08_02_L	151.79
08_02_R	144.41
09_03_L	146.67
09_03_R	140.14
10_01_L	149.44
10_01_R	153.31
14_01_L	142.83
14_01_R	149.42
Priemerné trvanie	145.93

Doterajšie získané výsledky v tabuľkách 5.4 a 5.5 vypovedajú o tom, že priemerná doba registrácie snímok sa zlepšila približne o 10.6 s. A teda po rozobratí predchádzajúcich dvoch spôsobov registrácie je možné usúdiť, že registrácia snímkov s odhadom posunu je pre záznam sekvencií v reálnom čase vhodnejšia, čo sa týka dĺžky jej trvania. Jej časová náročnosť však stále nedosahuje dostatočne malé

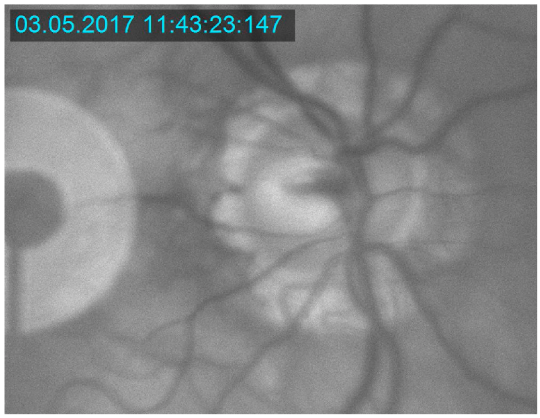
hodnoty. Taktiež môžeme usúdiť, že u nami testovaných záznamov počas merania dochádzalo vo väčšine prípadov k veľmi nízkej rotácii či zmene mierky. Čo by sa mohlo zdať ako zanedbateľné, ale nie je tomu tak, keďže obzvlášť žiadna alebo nesprávna korekcia spôsobuje v registrovaných záznamoch vizuálny tras. Spôsobená nestabilita sekvencie by mohla znemožniť následnú analýzu či diagnostiku.

5.3 Predspracovanie snímok

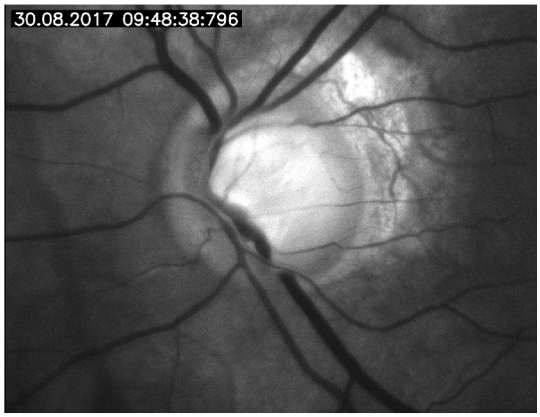
Obrázky 5.2 a 5.3 zobrazujú prvé snímky sekvencií, ktoré reprezentujú testované záznamy. Je možné vidieť, že pomocou experimentálneho oftalmoskopu boli zaznamenané sekvencie s veľmi variabilnou kvalitou. Preto bola pozornosť zameraná na predspracovanie, ktoré by v maximálnej možnej miere dopomohlo lepšej a rýchlej registrácie.



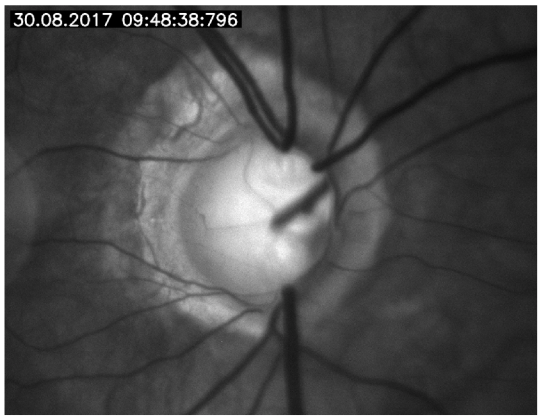
(a) Study_02_00007_01_L



(b) Study_02_00007_01_R

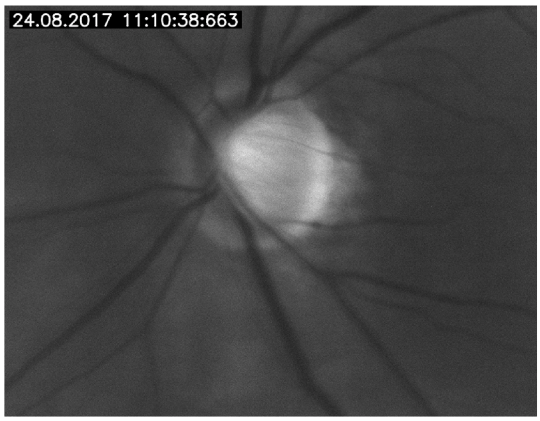


(c) Study_02_00008_02_L



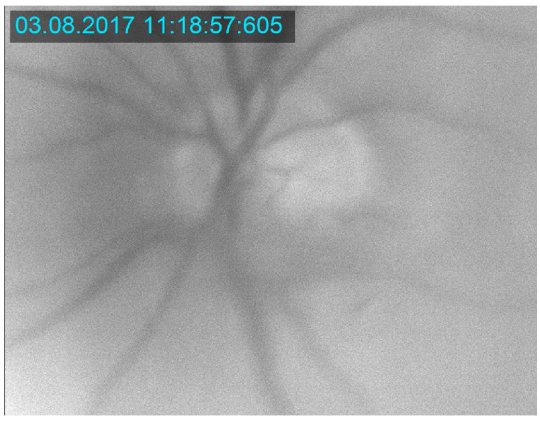
(d) Study_02_00008_02_R

Obr. 5.2: Vizualizácia kvality datasetu - 1. časť

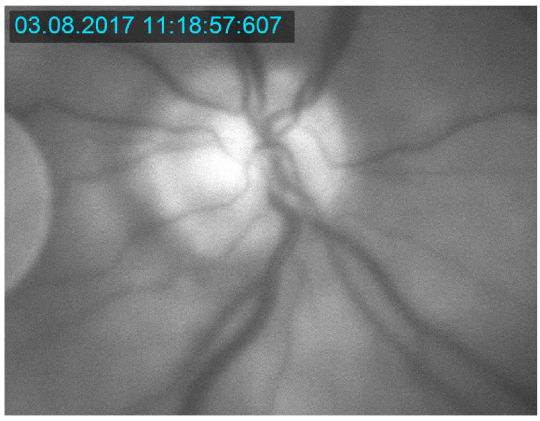


(a) Study_02_00009_03_L

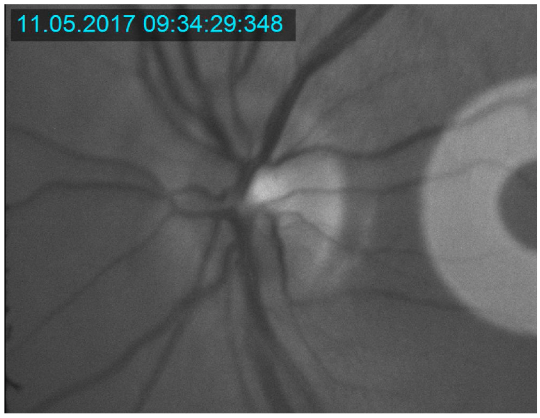
(b) Study_02_00009_03_R



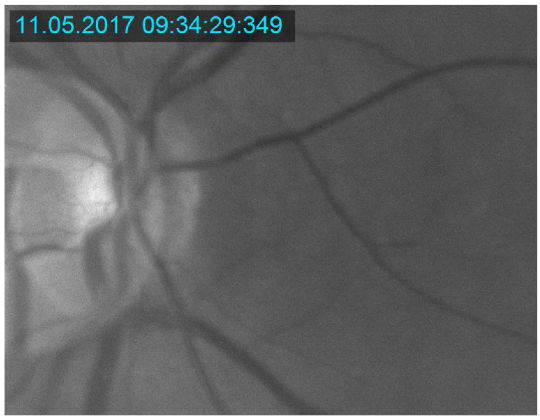
(c) Study_02_00010_01_L



(d) Study_02_00010_01_R



(e) Study_02_00014_01_L

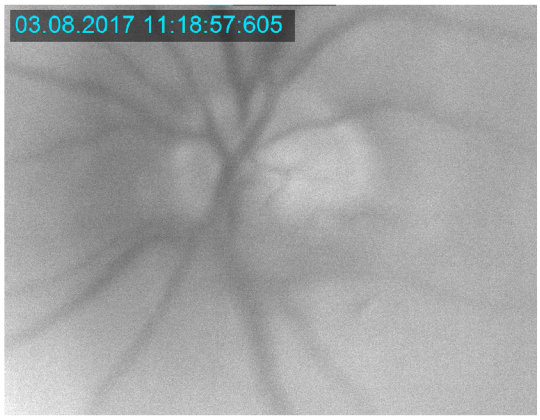


(f) Study_02_00014_01_R

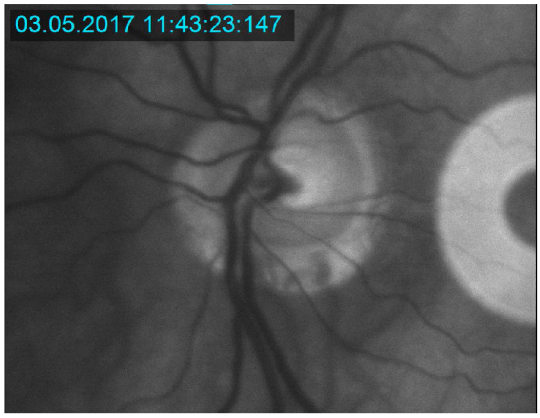
Obr. 5.3: Vizualizácia kvality datasetu - 2. časť

Kvalita získaných záznamov môže značne ovplyvniť schopnosť registrácie. Vhodné sú najmä snímky, ktoré majú dostatočné rozlíšenie, dostatok detailov a približne rovnomerné zastúpenie intenzít pixelov. U snímok s vysokým zastúpením nízkych frekvencií sa môže vyskytnúť problém v podobe nepresnej stabilizácie. Preto treba

brať ohľad na zabezpečenie rovnomerného osvetlenia pri snímaní. V obrazových sekvenciách sa v určitých prípadoch môžu vyskytovať aj artefakty odrazu svetla. Tie by nemali mať zásadný vplyv na samotné zarovnávanie obrazu. Pri artefaktoch reprezentovaných vysokými frekvenciami, ako je napríklad časová známka obrazových rámcov, dochádza k značnému znemožneniu stabilizácie obrazu. Príklady sekvencií s rôznou kvalitou z datasetu sú zobrazené na obrázku 5.4.

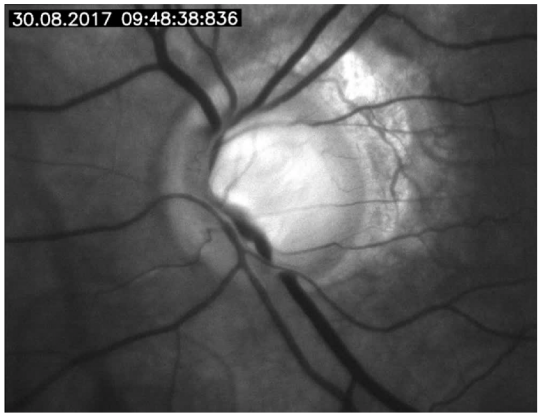


(a) Snímka s vysokým zastúpením nízkych frekvencií



(b) Snímka s jasovým artefaktom

(c) Snímka s viacerými artefaktmi



(d) Vhodná snímka pre presnú registráciu

Obr. 5.4: Vizualizácia vhodnosti kvality registračných sekvencií

Orezanie snímok

Ako bolo spomenuté v kapitole 4.1, snímky boli pred samotným výpočtom parametrov orezané. Skúmanie orezania snímok vyplývalo z myšlienky zachovania presnosti a zrýchlenia výpočtu parametrov pre fázovú koreláciu a tým aj pre samotnú registráciu obrazových sekvencií. V tejto práci boli testované dva typy orezávania snímok

viz obrázok 5.5a a 5.5b, ktoré prebiehalo vnútri algoritmu, tzn. len pri výpočte parametrov, aby sme zachovali pôvodnú veľkosť výstupnej sekvencie. V tabuľkách 5.6 a 5.7 sú zobrazené hodnoty euklidovských vzdialeností ako parametre interpretácie kvality registrácie pri oboch štýloch orezania snímok.

Tab. 5.6: Priemerné euklidovské vzdialenosti (rozmer snímky 860x630)

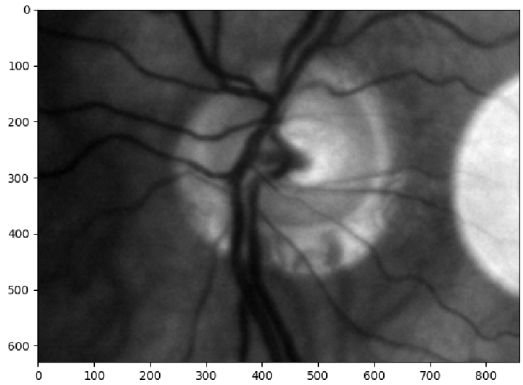
Názov	**Bod 1**	**Bod 2**	**Bod 3**	**Bod 4**	**Bod 5**
07_01_L	0.97	2.15	1.44	1.11	1.3
07_01_R	1.76	1.74	1.47	1.62	2.10
08_02_L	0.87	0.61	0.81	0.64	0.98
08_02_R	0.77	1.00	0.72	0.66	1.10
09_03_L	1.96	3.31	2.22	1.40	3.74
09_03_R	1.47	1.17	1.41	1.44	1.17
10_01_L	26.29	27.43	34.26	36.20	29.18
10_01_R	1.96	2.16	2.40	69.47	195.61
14_01_L	1.42	1.58	1.51	1.66	1.73
14_01_R	1.64	1.99	2.10	2.11	22.71

Tab. 5.7: Priemerné euklidovské vzdialenosti (rozmer snímky 512x512)

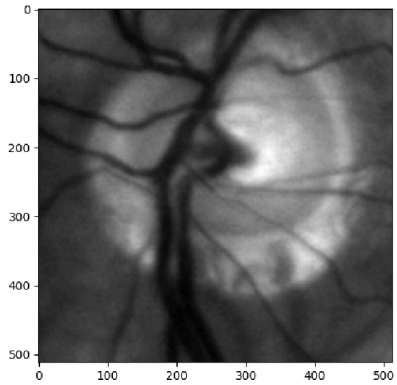
Názov	**Bod 1**	**Bod 2**	**Bod 3**	**Bod 4**	**Bod 5**
07_01_L	2.44	2.21	2.99	2.28	1.84
07_01_R	4.43	5.30	5.71	5.52	6.65
08_02_L	1.8	1.45	1.77	1.82	2.22
08_02_R	2.43	2.92	3.55	2.46	2.95
09_03_L	2.59	4.13	3.20	2.8	3.79
09_03_R	2.60	2.64	3.33	3.77	3.5
10_01_L	36.68	113.04	38.19	36.28	44.80
10_01_R	2.39	3.14	6.00	13.29	3.22
14_01_L	1.64	2.2	2.5	2.8	2.20
14_01_R	2.90	15.56	2.30	4.79	6.88

Z dosiahnutých výsledkov je možné spozorovať vyššiu výpočtovú náročnosť algoritmu pri väčšom rozmere snímok, ktorá v tomto prípade zodpovedá priemerným 177 s na rozdiel od snímok s orezaním na rozmer 512x512, kedy registrácia trvala v priemerne 151 s. Z reálneho hľadiska sa ušetrenie takmer pol minúty času môže

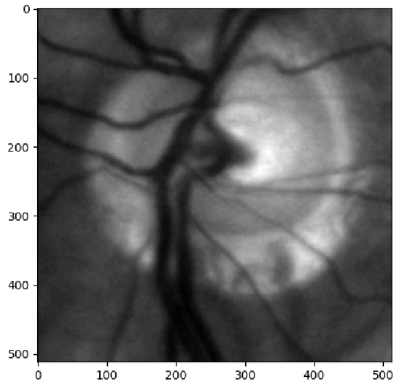
javiť ako prospešné pre ďalšiu aplikáciu. No nie vždy je to výhodnou voľbou s ohľadom na kvalitu. Preto je taktiež vhodné sa zamerať na samotné výsledky, ktoré vypovedajú o presnejšej stabilizácii snímok pri menšom orezaní. Výsledky taktiež reprezentuje sumárne zobrazené na obrázku 5.6, kde bol z dôvodu nadmerne nevhodných hodnôt vynechaný záznam 10_01_L. Dôležitým zistením bolo, že problém nastal ako pri kvalitných záznamoch, tak aj pri sekvenciách, u ktorých orezaním obrazu došlo k odstráneniu väčšiny dôležitých údajov v podobe frekvenčne významných detailov, resp. ciev. K čomu došlo u niektorých sekvencií pri orezaní na rozmer 512x512, o čom vypovedá tabuľka 5.7 a následná vizualizácia porovnania snímok s dostatočným a nedostatočným zachovaním detailov pre registráciu na obrázku 5.5c a 5.5d.



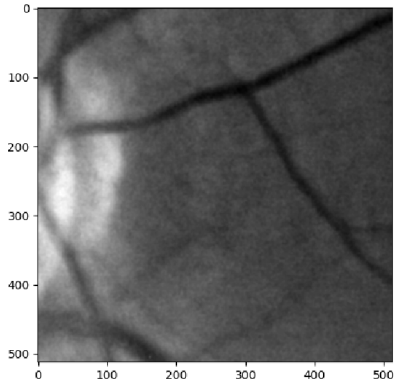
(a) Snímka orezaná o 70 pixelov zo všetkých strán



(b) Snímka orezaná na rozmer 512x512



(c) Snímka s dostatkom detailov

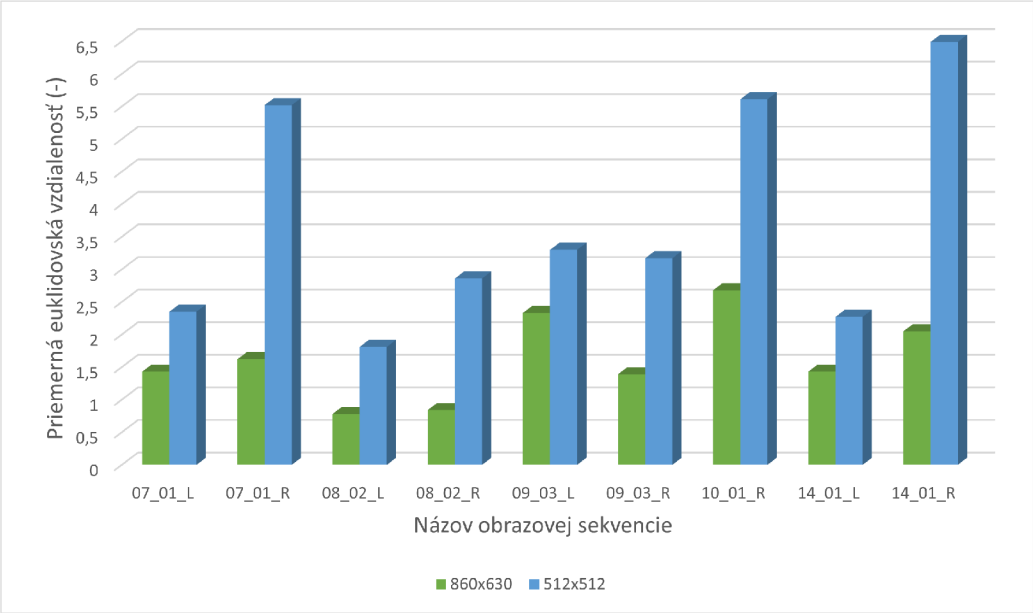


(d) Snímka s nedostatkom detailov

Obr. 5.5: Vizualizácia dvoch typov orezania s ohľadom na zachovanie informácií

Pri samotnej otázke zmenšovania veľkosti snímok sa ponúka možnosť obrazové sekvencie orezať pred samotnou registráciou. Táto možnosť však nie je vhodná, nakoľko je meranie obmedzené už samotným prístrojom. Dochádzalo by potom k ešte

väčšej strate dôležitých údajov, ktoré napomáhajú diagnostike sietnice. Na záver tejto časti je teda možné zhrnúť, že pri sekvenciách s vysokým rozlíšením je potrebné vždy voliť kompromis medzi rýchlosťou a presnosťou registrácie, pokiaľ je braný dôraz nie len na samotné zarovnávanie vybraných sekvencií, ale aj na ich ďalšiu analýzu.



Obr. 5.6: Vplyv orezania na presnosť navrhnutej metódy

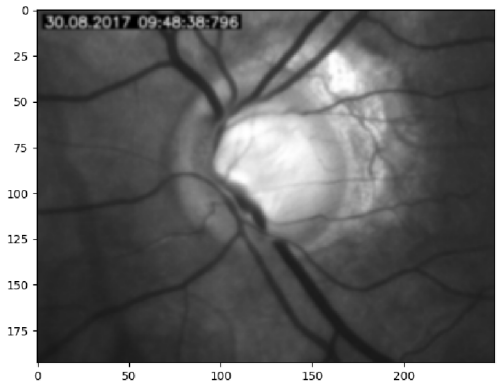
Zmena vzorkovania s ohľadom na robustnosť algoritmu

Značný vplyv na rýchlosť stabilizácie obrazu má tiež rozlíšenie jednotlivých obrazových snímok sekvencie. Preto bolo ďalšou prioritou otestovať vplyv vstupnej kvality záznamu na rýchlosť registrácie. Kvalitu sme obmedzili pomocou podvzorkovania snímok priamo v tele algoritmu. Keďže nebolo vhodné algoritmus podľa vyššie uvedených výsledkov zaťažovať ďalším prepočtom parametrov, tak bolo postupované následovne. Najskôr sa každá pôvodná snímka vstupujúca do registrácie podvzorkovala, čím vznikol nový o polovicu menší obraz a v druhom kroku bol práve tento obraz nadvzorkovaný rovnakým faktorom, aby sme dostali podvzorkovaný obraz s rovnakými rozmermi ako mala vstupná snímka. Konkrétne sme testovali podvzorkovanie s faktorom $f = \{2, 4, 8\}$. Ukážky týchto snímok sú zobrazené na obrázku 5.7.

Keďže sme prevzrokovanie s faktorom 2 použili ako výstupné nastavenie samotného algoritmu, jeho výsledky sú zobrazené už vyššie v tabuľkách 5.1. V tabuľke 5.8

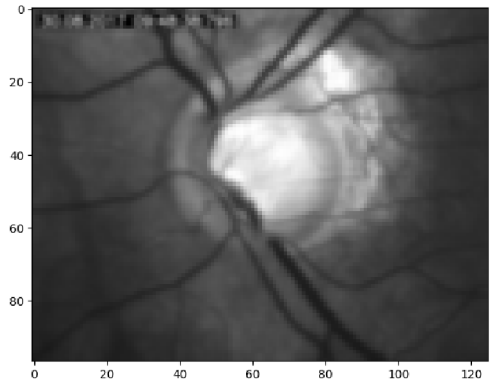
(a) Podvzrokovanie f = 2

(b) Nadvzrokovanie f = 2

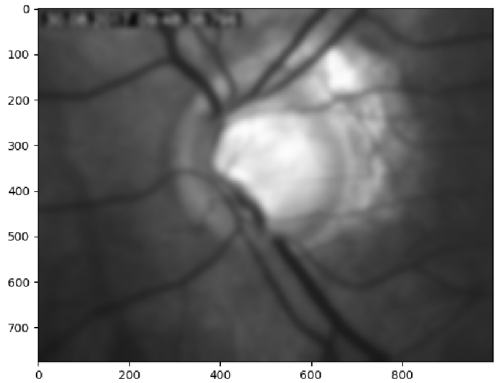


(c) Podvzrokovanie f = 4

(d) Nadvzrokovanie f = 4



(e) Podvzrokovanie f = 8



(f) Nadvzrokovanie f = 8

Obr. 5.7: Zobrazenie zmeny vzorkovania s rôznymi faktormi

sú interpretované výsledky z testovania podvozorkovania obrazu faktorom 4. Z uvedených hodnôt môžeme usúdiť, že tento proces registráciu spomalil. Mimo toho je možné na základe vizuálneho hodnotenia skonštatovať, že parametre pre korekciu vďaka zmene vzorkovania neboli vypočítané správne a tým pôsobila výsledná sekvencia menej presne ako výstupná sekvencia pri prevzorkovaní s faktorom 2.

Tab. 5.8: Priemerné euklidovské vzdialenosti sledovaných bodov - podvzorkovanie faktorom 4

Názov	**Bod 1**	**Bod 2**	**Bod 3**	**Bod 4**	**Bod 5**	$\overline{E}$
07_01_L	1.71	1.58	2.12	1.32	1.16	1.58
07_01_R	1.61	1.80	1.50	1.67	1.54	1.62
08_02_L	1.14	1.34	1.00	1.06	0.99	1.11
08_02_R	1.14	1.09	1.27	1.14	1.51	1.23
09_03_L	3.08	1.97	1.20	2.21	52.37	12.17
09_03_R	1.65	1.19	1.27	1.36	1.44	1.38
10_01_L	11.38	4.65	44.09	33.42	3.67	19.44
10_01_R	2.72	2.22	2.22	3.23	197.85	41.65
14_01_L	1.90	1.93	1.43	1.55	1.59	1.68
14_01_R	50.11	2.01	1.58	49.12	1.95	20.95

Tabuľka 5.9 reprezentuje výsledky algoritmu s prevzorkovaním snímok s faktorom 8. U tohto typu prevzorkovania je možné vyhodnotiť, že zaťažuje registráciu väčšou chybou ako predchádzajúce dva spôsoby. Dochádza totiž k tak veľkej strate informácie, že vypočítané parametre korekcie už nezodpovedajú reálnym posunom obrazov voči sebe. Ich následnou aplikáciou na pôvodnú neprevzorkovanú snímku spôsobia, že výsledné sekvencie sa javia vizuálne neprijateľne a tým tiež nevhodne pre diagnostické vyhodnocovanie očného pozadia.

Tab. 5.9: Priemerné euklidovské vzdialenosti sledovaných bodov - podvzorkovanie faktorom 8

Názov	**Bod 1**	**Bod 2**	**Bod 3**	**Bod 4**	**Bod 5**	$\overline{E}$
07_01_L	2.10	1.92	2.20	1.60	1.67	1.90
07_01_R	4.27	2.04	1.53	1.75	1.76	2.27
08_02_L	1.51	1.70	1.65	1.60	1.73	1.64
08_02_R	1.66	1.65	1.66	1.38	1.51	1.57
09_03_L	3.19	2.15	2.26	1.87	1.73	2.24
09_03_R	2.03	1.90	1.58	1.52	1.33	1.67
10_01_L	2.78	4.22	8.86	4.02	3.35	4.65
10_01_R	2.40	2.63	2.68	2.72	16.42	5.37
14_01_L	2.00	1.75	1.58	1.55	1.65	1.71
14_01_R	118.23	1.66	20.92	5.88	30.50	35.44

Je možné si teda všimnúť, že predspracovanie obrazových sekvencií má vplyv na presnosť registrácie. Preto odporúčame využiť metódy, ktoré by v maximálnej možnej miere mohli zabrániť znehodnoteniu záznamov a tým umožnili presnú registráciu obrazových sekvencií.

6 Výpočtová náročnosť použitých operácií

Tým, že doterajšie výsledky vypovedali o veľmi podobných hodnotách časovej náročnosti pre rôzne nastavenie algoritmu, bolo vhodné otestovať výpočtovú náročnosť využívaných operácií. Ako je možné vidieť z predchádzajúcich výsledkov, výpočtová náročnosť algoritmu sa výrazne nemenila pri rôznych nastaveniach registrácie. Snahou bolo nájsť najzložitejšiu operáciu, ktorá by mohla byť podľa jej charakteru následne obmedzená, čo sa týka dĺžky trvania. Najprv bola pozornosť zameraná konkrétne na trvanie fázových korelácií (pre posun PC_t i rotáciu s mierkou PC_r) a jednotlivých transformácií (pre posun T_t a rotáciu s mierkou T_r). Získané hodnoty sú uvedené v tabuľke 6.1 v milisekundách, okrem priemerných hodnôt počítaných pre celú sekvenciu, tie sú v sekundách. Priemerné trvanie operácií pre jednu snímku označuje premenná $\bar{t}_{img}$ a pre jednu sekvenciu $\bar{t}_{seq}$.

Tab. 6.1: Priemerné trvanie základných operácií algoritmu pre jednu snímku

Názov	PC_r	T_r	PC_t	T_t
07_01_L	25.46	4.69	29.51	182.07
07_01_R	26.37	5.07	29.91	194.58
08_02_L	25.67	4.54	30.16	182.59
08_02_R	25.89	4.84	30.06	187.46
09_03_L	25.74	4.93	30.12	187.49
09_03_R	25.22	4.73	29.06	188.37
10_01_L	24.15	4.45	28.09	181.10
10_01_R	24.96	4.75	29.01	186.73
14_01_L	25.04	4.54	29.10	182.35
14_01_R	24.82	4.53	29.21	181.61
$\bar{t}_{img}$	25.33	4.71	29.42	185.44
$\bar{t}_{seq}$	6.33	1.18	7.36	46.36

Z uvedených hodnôt vyplýva, že transformácia posunu T_t má najväčší vplyv na výpočtovú náročnosť algoritmu. Nízke hodnoty u výpočtov a samotných korekcií rotácie a zmeny mierky je možné odôvodniť už spomínaným statickým snímaním, kde málokedy dochádza k týmto zmenám. Zatiaľčo posun môže byť veľmi významný, keďže oči neustále vykonávajú mikropohyby. Následne bolo testované priemerné trvanie zarovnávania len dvoch snímok Reg_1 s korekciou všetkých spomenutých parametrov. Výsledky testovania zobrazuje tabuľka 6.2. Uvedené hodnoty sú v sekundách a vypovedajú nie len o vysokej časovej náročnosti, ale aj o značnej premenlivosti trvania registrácie medzi jednotlivými sekvenciami. Z uvedeného je

možné spozorovať, že trvanie registrácie závisí na kvalite registrovaného záznamu. Najrýchlejšie boli zaregistrované snímky, ktoré obsahujú dostatočné množstvo detailov a naopak u snímok, v ktorých štruktúru očného pozadia nie je takmer možné rozlíšiť ani okom, dosahovala registrácia jedného páru vždy viac ako 25 s, čo nie je prijateľné pre registráciu v reálnom čase. Priemerná doba registrácie jedného páru bola vypočítaná na 25.92 s.

Tab. 6.2: Celková časová náročnosť registrácie jednej snímky

Názov sekvencie	Reg_1
07_01_L	28.02
07_01_R	29.26
08_02_L	19.20
08_02_R	21.97
09_03_L	23.05
09_03_R	26.38
10_01_L	37.60
10_01_R	23.21
14_01_L	15.44
14_01_R	35.03
Priemerné trvanie	25.92

Keďže nebola stále dosiahnutá tak nízka výpočtová náročnosť, aby bolo algoritmus možné použiť aj v reálnom čase, otestovali sme posledný prístup. Ten spočíval v obmedzení nie len vstupnej informácie, ale aj výstupnej. Už v kapitole 5.3 bol rozobratý prístup zahrňujúci zmenu vzorkovania snímok. Uvedený prístup však obmedzil vzorkovanie, ale neobmedzil veľkosť snímok vstupujúcich do registrácie. Preto bolo vhodné zamerať sa na voľbu kompromisu medzi výpočtovou náročnosťou a rozlíšením výstupného záznamu. Vstupná sekvencia bola v tomto prípade už pred vstupom do registračného cyklu podvzorkovaná s faktorom 2, s čím sa zmenšili jej rozmery o polovicu a tým aj výstupná sekvencia mala o polovicu menšie rozlíšenie. Výsledná časová náročnosť bola zaznamenaná v tabuľke 6.3 v porovnaní s výsledkami pôvodne navrhnutej a nastavenej registrácie. Zo získaných výsledkov vidieť, že sa nám podarilo znížiť výpočtovú náročnosť v priemere viac ako $3,5$ krát. Síce je rozlíšenie v tomto prípade horšie ako u pôvodne navrhnutého postupu, ale strata informácie nie je až tak závažná. V niektorých obrazových sekvenciách dochádza týmto krokom k výraznému zlepšeniu kvality registrácie. Taktiež je možné u niektorých snímok pozorovať krvný tok v niektorých cievach, ktorý môže poslúžiť k diagnostickým účelom.

Tab. 6.3: Porovnanie časovej náročnosti po obmedzení výstupného rozlíšenia

Názov sekvencie	**Pôvodné**	**Zmenšené**	**Zmenšené (len T_t)**
07_01_L	154.71	40.80	35.13
07_01_R	152.50	40.45	35.08
08_02_L	155.69	41.97	36.72
08_02_R	153.57	41.46	36.68
09_03_L	147.62	40.35	35.93
09_03_R	147.73	39.77	34.68
10_01_L	158.08	40.32	35.18
10_01_R	157.98	40.45	34.73
14_01_L	147.78	40.27	35.03
14_01_R	147.65	40.52	35.53
Priemerné trvanie	155.33	40.64	35.42

V poslednom stĺpci tabuľky 6.3 je taktiež porovnaná výpočtová náročnosť registrácie podvzorkovanej obrazovej sekvencie len s korekciou posunu. V tomto prípade sme vynechali výpočet parametrov rotácie a zmeny mierky. Z uvedeného jasne vyplýva, že transformácia posunu je, čo sa do dĺžky trvania registrácie myslí, najnáročnejšou časťou algoritmu. Toto tvrdenie logicky vyplýva zo samotného spôsobu snímania ako už bolo niekoľkokrát uvedené.

Záver

Práca sa zaoberá otázkou registrácie oftalmoskopických obrazových sekvencií pomocou fázovej korelácie. V jej úvode sa preto zameriava na teoretický rozbor anatómie zrakového orgánu. Na to nasledovala stručná kapitola popisujúca niektoré z používaných oftalmoskopických zobrazovacích modalít. Práca následne poskytuje základný teoretický výklad postupu procesu registrácie obrazov. Z určitého pohľadu je táto časť práce prínosná najmä pre objasnenie možností návrhu registračných algoritmov pre medicínske snímky z rôznych oblastí i prístrojov.

Teoretický výklad postupne smeruje k samotnému matematickému popisu využívanej fázovej korelácie, ktorá umožňuje zarovnávať snímky bez použitia zložitejších techník predspracovania. Tým sa plynulo prechádza k návrhu a implementácii registračného algoritmu pre oftalmoskopické obrazové sekvencie.

V tejto práci je popísaný úspešne implementovaný a vyhodnotený registračný algoritmus. Pri samotnom vyhodnocovaní sme sa zamerali nie len na presnosť, ale aj na časovú náročnosť navrhnutej metódy. Presnosť bola testovaná s ohľadom na výber referenčnej snímky, ale tiež z ohľadom na rozlíšenie či samotnú veľkosť. Bolo dokázané, že pri výbere prvej snímky ako referencie sú získavané najlepšie výsledky spomedzi troch testovaných prístupov. Ďalšími bola možnosť voľby každej predchádzajúcej snímky ako referencie, čo ukázal postreh, že pri nesprávnom výpočte parametrov sa chyba registrácie kumulovala a tým dochádzalo stále k väčším chybám vo výpočte parametrov. Posledný testovaný referenčný rámec bol vytvorení spriemerovaním celej obrazovej sekvencie. Táto metóda poskytovala najhoršie výsledky. Spriemerovaním totiž vznikla veľmi rozmazaná snímka, ktorá vnášala takú chybu do registrácie, že niektoré sekvencie sa javili po registrácii ešte horšie ako boli na vstupe.

Po výbere správneho referenčného rámca pokračovala optimalizácia procesu registrácie v zmysle zhodnotenia potreby výpočtovo náročných parametrov registrácie. Pomocou fázovej korelácie je totiž možné korigovať posun, rotáciu i zmenu mierky. Preto sme si postavili otázku, či je potrebné vypočítať všetky spomenuté parametre, keď pri zaznamenávaní na fixný umiestnený systém často nedochádza k zmenám mierky snímaných sekvencií. Výsledné hodnoty napovedali o zlepšení v priemere o 10 sekúnd, čím sme dokázali, že časť algoritmu pre registráciu rotácie a zmeny mierky nezaťažuje výpočtový proces na toľko, aby mal dôvod byť vynechaný.

Tým bol získaný názor, že registračný proces nemá až tak problém s presnosťou pri výbere správnej referencie a výpočte parametrov, ale ako nedostatočné sme vyhodnotili samotné trvanie procesu. Preto sa pozornosť upriamila na zmenu rozmerov snímok a na rozlíšenie vstupnej sekvencie. Pri zmene rozmerov boli snímky orezané už pred vstupom do registračného algoritmu z dôvodu výskytu časovej známky v ľa-

vom hornom rohu, ktorá bola tak frekvenčne významná, že znemožňovala registráciu a pre samotnú diagnostiku nebola potrebná. Ďalej sme pre stanovenie presnosti výpočtu parametrov sledovali rozdiely pri orezaní snímok na rozmer 512x512 pixelov. Tento prístup sa neosvedčil ako správny. U niektorých sekvencií pri ich zaznamenávaní totiž nedošlo k centrovaniu optického disku, čo spôsobovalo stratu mnohých dôležitých oblastí a snímok sa javil takmer homogénne, čím nebolo možné vypočítať parametre transformačných matíc správne.

Pri rozlíšení snímok boli testované prístupy kedy sa jednotlivé snímky prevzorkovali. Tento proces zahŕňal podvzorkovanie a následné nadvzorkovanie rovnakým faktorom. Použité boli faktory 2, 4 a 8. Pri podvzorkovaní faktorom 2 sme obdržali výsledky vypovedajúce o väčšej presnosti korekčných parametrov. Naopak to bolo však u ostatných dvoch faktorov, ktoré spôsobili tak veľkú stratu informácie, že nefungovali správne. Nevhodné bolo najmä podvzorkovanie len v rámci výpočtu, aby sme zachovali pôvodné rozlíšenie výstupnej obrazovej sekvencie. Konečné testovanie teda predstavovalo testovanie pri obmedzení rozlíšenia vstupnej sekvencie pred samotným vstupom do registračného algoritmu s tým, že o polovicu menšie rozlíšenie mal následne aj výstup. Pri tomto nastavení bolo dosiahnutých najlepších hodnôt, čo sa časovej výpočtovej náročnosti týka. Ak by teda vyšetrujúcemu postačovalo o polovicu takéto rozlíšenie, bol by registračný algoritmus schopný registrovať snímky aj v reálnom čase.

Literatúra

[1] TOMČÍKOVÁ, Dana, Vladimír KRÁSNIK, Ivajlo POPOV a Jela VALÁŠKOVÁ. *Vybrané kapitoly z oftalmológie*. [online]. Bratislava: Univerzita Komenského v Bratislave, 2020 [cit. 2021-5-15]. ISBN 978-80-223-4979-6. Dostupné z URL: <https://www.fmed.uniba.sk/fileadmin/lf/sluzby/akademicka_kniznica/PDF/Elektronicke_knihy_LF_UK/Vybrane_kapitoly_z_oftalmologie.pdf>

[2] HEJTMANCIK, Fielding a John M. NICKERSON. *Progress in Molecular Biology and Translational Science*. USA: Elsevier, 2015. ISBN 978-0-12-801059-4. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1016/bs.pmbts.2015.05.006>

[3] CORDERO, Ismael. *Understanding and caring for the direct ophthalmoscope.*. Community Eye Health [online]. 2016, 29(93) [cit. 2021-5-15]. Dostupné z URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4995841/>

[4] CORDERO, Ismael. *Understanding and caring for an indirect ophthalmoscope.*. Community Eye Health [online]. 2016, 29(95) [cit. 2021-5-15]. Dostupné z URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5340107/>

[5] PANWAR, Nishtha, Philemon HUANG, Jiaying LEE, et al. *Fundus Photography in the 21st Century—A Review of Recent Technological Advances and Their Implications for Worldwide Healthcare*. Telemed J E Health [online]. 2016, 22(3), 198–208 [cit. 2021-5-14]. Dostupné z URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4790203/>

[6] S. MCCALLEY, Barbara. *Fundus Photography Overview.*. OPHTHALMIC PHOTOGRAPHERS' SOCIETY [online]. Circle Republic, Missouri: OPHTHALMIC PHOTOGRAPHERS' SOCIETY, 2011 [cit. 2021-5-14]. Dostupné z doi: <https://www.opsweb.org/page/fundusphotography>

[7] MAINTZ, J. B. Antoine a Max A. VIERGEVER. *A Survey of Medical Image Registration*. Medical Image Analysis [online]. 1997, 2(1), 1 - 36 [cit. 2020-10-25]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1016/S1361-8415(01)80026-8>

[8] ALAM, Fakhre, Sami Ur RAHMAN, Shah KHUSRO, Sehat ULLAH a Adnan KHALIL. *Evaluation of Medical Image Registration Techniques Based on Nature and Domain of the Transformation.*. Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences [online]. 2016, 47(2), 178-193 [cit. 2021-01-03]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1016/j.jmir.2015.12.081>

[9] ZITOVÁ, Barbara a Jan FLUSSER. *Image registration methods: a survey.* Image and Vision Computing. Praha, 2003, 11(21). Dostupné z URL: <https://doi.org/10.1016/S0262-8856(03)00137-9>

[10] OLIVEIRA, Francisco P.M. a João Manuel R.S. TAVARES. *Medical image registration: a review.* Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering [online]. 17(2) [cit. 2020-10-14]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1080/10255842.2012.670855>

[11] NIXON, Mark S. a Alberto S. AGUADO. *Feature Extraction and Image Processing for Computer Vision* [online]. 4th. Foundry, London: Elsevier, 2020 [cit. 2020-10-08]. ISBN 978-0-12-814976-8. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/C2017-0-02153-5>

[12] DONG, Yunyun, Weili JIAO, Tengfei LONG, Guojin HE a Chengjuan GONG. *An Extension of Phase Correlation-Based ImageRegistration to Estimate Similarity Transform UsingMultiple Polar Fourier Transform.* Remote Sensing [online]. 2018, 10(11) [cit. 2020-10-05]. Dostupné z URL: <https://www.researchgate.net/publication/328644397_An_Extension_of_Phase_Correlation-Based_Image_Registration_to_Estimate_Similarity_Transform_Using_Multiple_Polar_Fourier_Transform#pf18>

[13] REDDY, B. S. a B. N. CHATTERJI. *An FFT-Based Technique for Translation, Rotation and Scale Invariant Image Registration.* IEEE Transactions on Image Processing, 5(8), 1996, ISSN 1057-7149.

[14] TORNOW, Ralf-Peter, Jan ODSTRČILÍK a Radim KOLÁŘ. *Time-resolved quantitative inter-eye comparison of cardiac cycle-induced blood volume changes in the human retina..* Biomedical Optics Express [online]. 2018, 9(12), 6237-6254 [cit. 2021-5-10]. Dostupné z doi: <https://doi.org/10.1364/BOE.9.006237>

[15] KOLÁŘ, Radim, Ralf P. TORNOW a Ivana LIBERDOVÁ. *Registration of retinal sequences from new video-ophthalmoscopic camera.* BioMed Eng OnLine. Brno, 2016 [cit. 2020-10-05]. Dostupné z doi: <10.1186/s12938-016-0191-0>

[16] ŠKERL, Darko, Boštjan LIKAR a Franjo PERNUŠ. *A Protocol for Evaluation of Similarity Measures for Rigid Registration.* IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING [online]. 2006, 25(6), 1-13 [cit. 2021-5-14]. ISSN 0278-0062. Dostupné z URL: <https://www.darkoskerl.com/phd/Chapter2/SkerlDarko_2.pdf>

[17] SADAT HASHEMI, Nazanin, Roya BABAEI AGHDAM, Atieh SADAT BAYAT GHIASI a Parastoo FATEMI. *Template Matching Advances and Applications in Image Analysis*. [online]. 2016, , 1-9 [cit. 2021-5-15]. Dostupné z URL: <https://arxiv.org/pdf/1610.07231.pdf>

[18] WANG, Zhou, A.C. BOVIK, H.R. SHEIKH a E.P. SIMONCELLI. *Image quality assessment: from error visibility to structural similarity.*. IEEE Transactions on Image Processing [online]. 2004, 13(4), 1 - 13 [cit. 2020-12-10]. Dostupné z doi: <10.1109/TIP.2003.819861>

[19] ZOKAI, Siavash a George WOLBERG. *Image Registration using Log-Polar Mappings for Recovery of Large-Scale Similarity and Projective Transformations.*. IEEE Transactions On Image Processing [online]. 2005, 14(10), 1422 - 1434 [cit. 2021-12-10]. Dostupné z URL: <https://www.researchgate.net/publication/7528550_Wolberg_G_Image_Registration_using_Log-Polar_Mappings_for_Recovery_of_Large-Scale_Similarity_and_Projective_Transformations_IEEE_Transactions_On_Image_Processing_1410_1422-1434>

Zoznam príloh

A Zoznam priložených súborov **61**

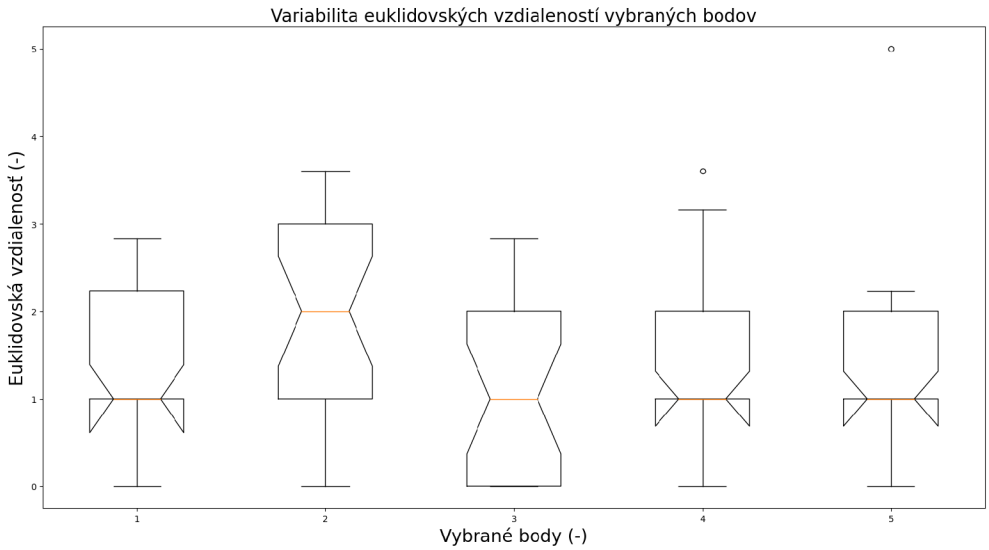
B Krabicové grafy skúmaných bodov pri nastavení prvej snímky ako referencie **62**

C Smerodajné odchýlky pre rôzny prístup voľby referencie **67**

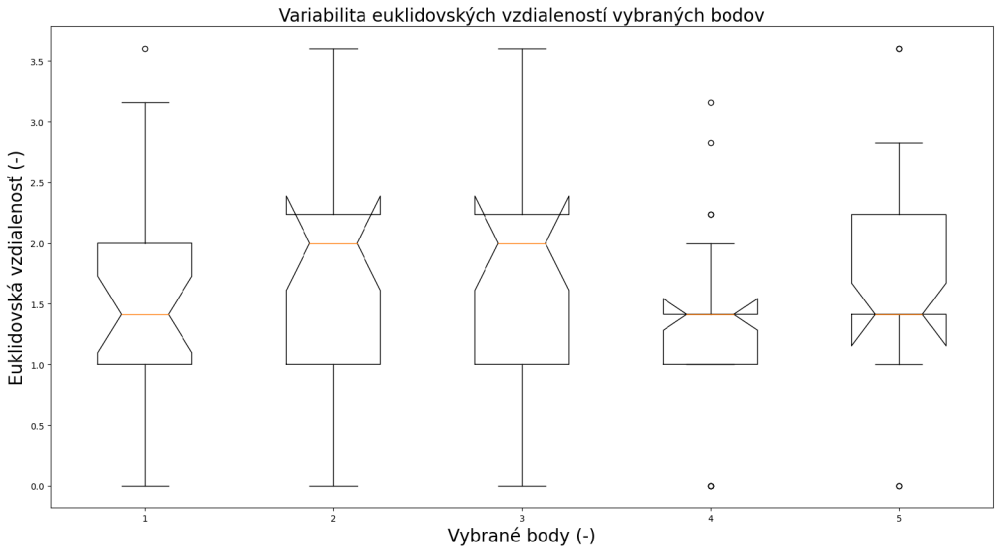
A Zoznam priložených súborov

- img_process.py - vykonáva registráciu obrazov
- video_stabilization.py - vykonáva stabilizáciu obrazových sekvencií, ich štatistické vyhodnotenie a vytvára výstupný súbor s registrovanou sekvenciou
- README.md - obsahuje stručný popis a návod k využitiu programu

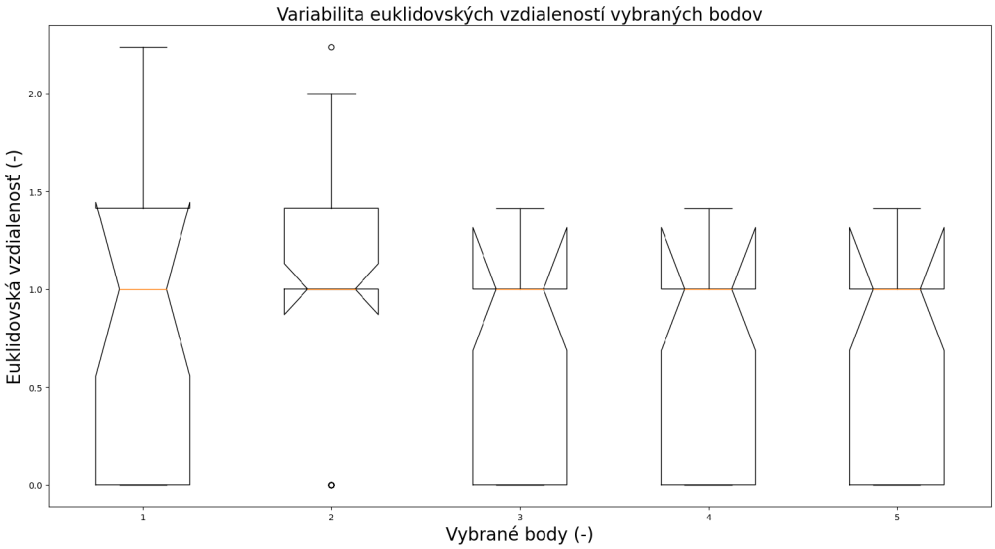
B Krabicové grafy skúmaných bodov pri nastavení prvej snímky ako referencie



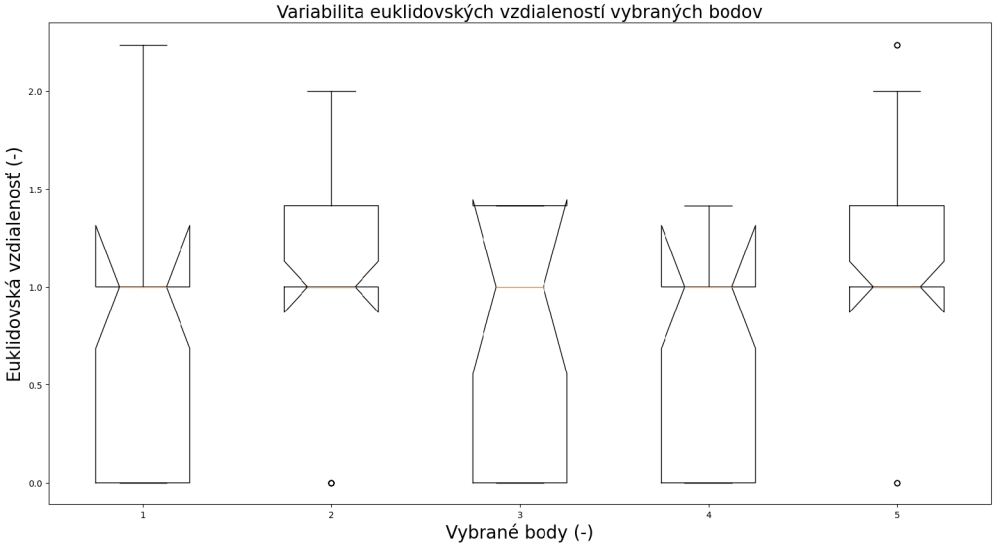
Obr. B.1: Stabilizácia sekvencie Study_02_00007_01_L.avi



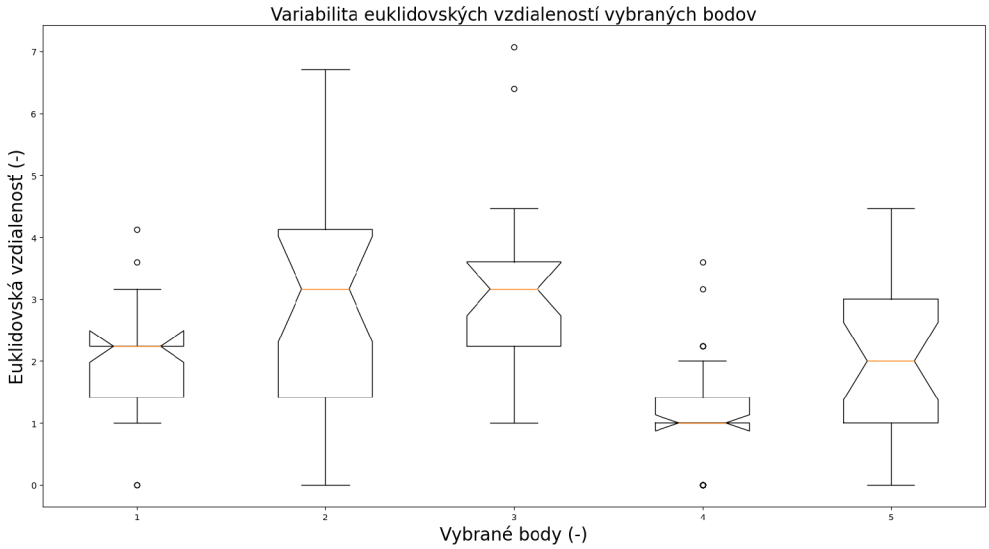
Obr. B.2: Stabilizácia sekvencie Study_02_00007_01_R.avi



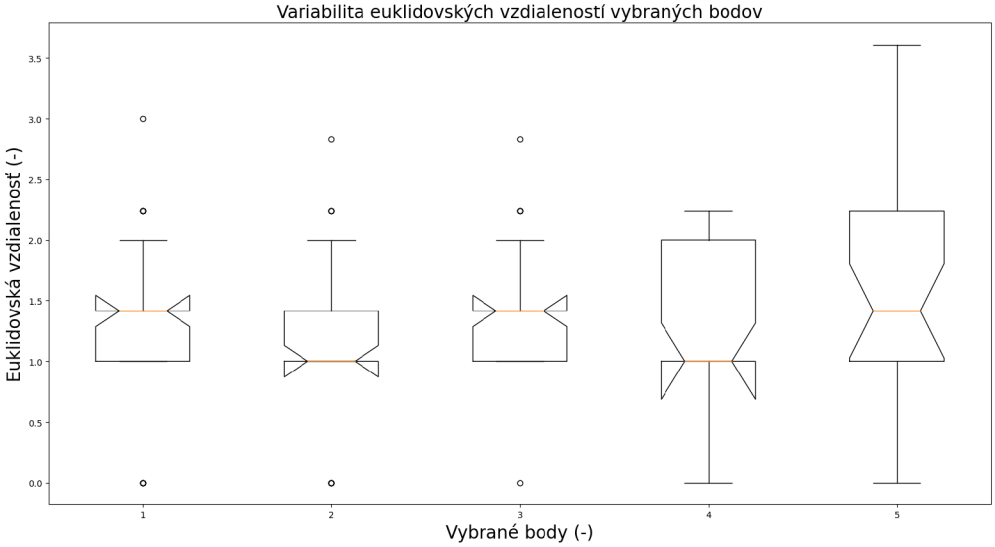
Obr. B.3: Stabilizácia sekvencie Study_02_00008_02_L.avi



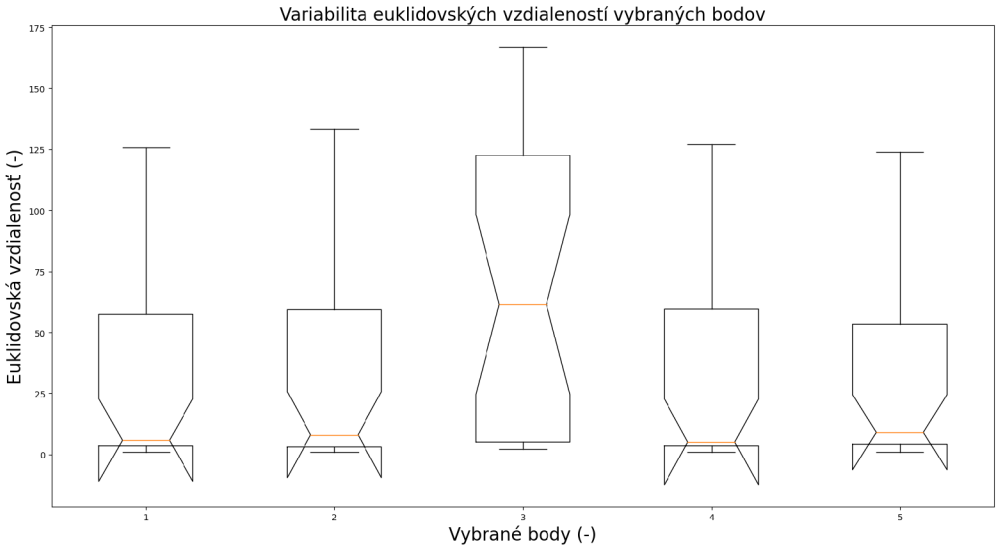
Obr. B.4: Stabilizácia sekvencie Study_02_00008_02_R.avi



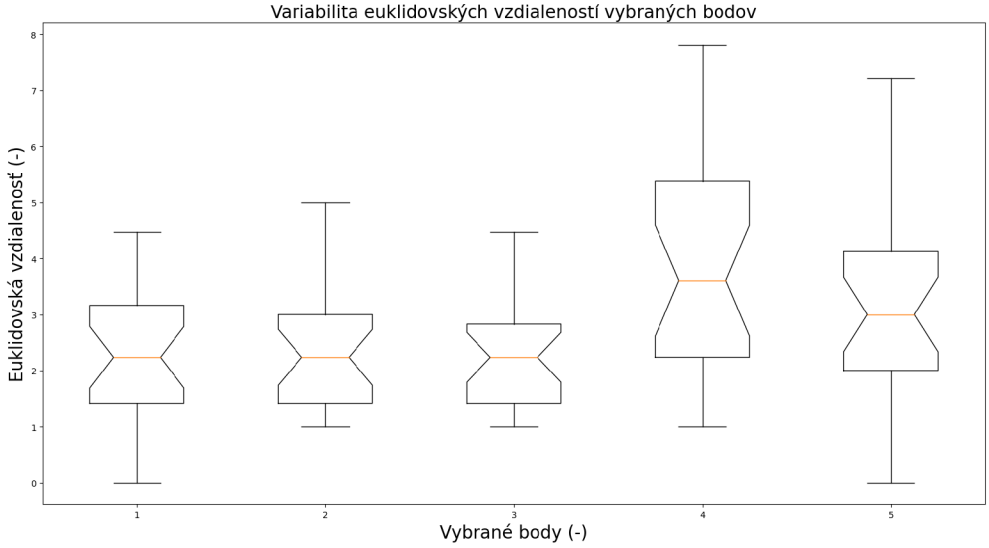
Obr. B.5: Stabilizácia sekvencie Study_02_00009_03_L.avi



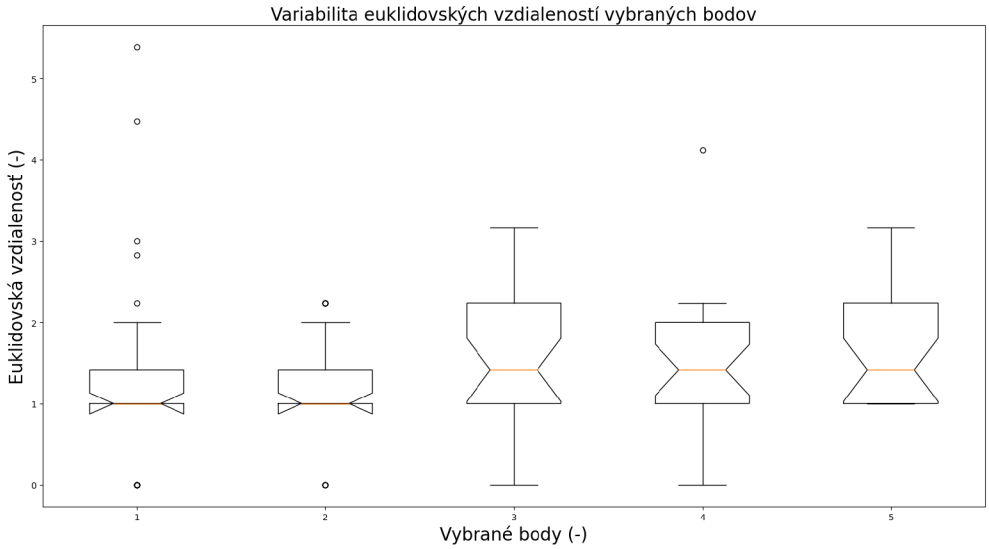
Obr. B.6: Stabilizácia sekvencie Study_02_00009_03_R.avi



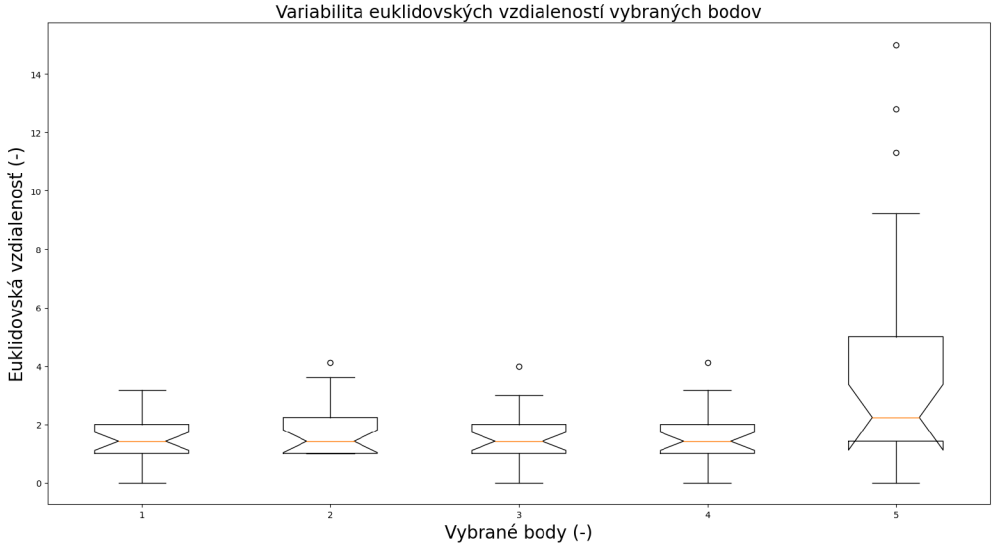
Obr. B.7: Stabilizácia sekvencie Study_02_00010_01_L.avi



Obr. B.8: Stabilizácia sekvencie Study_02_00010_01_R.avi



Obr. B.9: Stabilizácia sekvencie Study_02_00014_01_L.avi



Obr. B.10: Stabilizácia sekvencie Study_02_00014_01_R.avi

C Smerodajné odchýlky pre rôzny prístup voľby referencie

Tab. C.1: Smerodajné odchýlky sledovaných bodov - prvá snímka ako referencia

Názov	Bod 1	Bod 2	Bod 3	Bod 4	Bod 5
07_01_L	0.90	1.06	0.95	0.83	1.11
07_01_R	1.08	1.07	1.00	0.77	0.89
08_02_L	0.72	0.65	0.52	0.61	0.61
08_02_R	0.69	0.61	0.63	0.51	0.61
09_03_L	0.98	1.73	1.44	0.97	1.12
09_03_R	0.77	0.75	0.59	0.57	1.03
10_01_L	35.61	36.43	57.98	35.90	34.08
10_01_R	1.20	1.07	0.88	1.84	1.87
14_01_L	1.36	0.71	0.88	0.86	0.83
14_01_R	0.91	0.91	0.94	0.98	4.12

Tab. C.2: Smerodajné odchýlky sledovaných bodov - vždy predchádzajúca snímka ako referencia

Názov	Bod 1	Bod 2	Bod 3	Bod 4	Bod 5
07_01_L	8.00	7.48	8.05	6.97	7.82
07_01_R	11.51	11.50	11.61	11.58	11.66
08_02_L	1.63	1.70	1.71	1.30	1.25
08_02_R	4.85	4.98	4.80	4.73	4.48
09_03_L	26.30	26.32	25.73	26.05	25.67
09_03_R	25.18	25.68	25.96	25.76	25.02
10_01_L	36.97	36.99	36.01	65.56	53.78
10_01_R	30.56	30.16	30.74	30.65	30.88
14_01_L	14.88	14.92	14.72	14.83	14.86
14_01_R	45.72	68.08	43.82	44.22	43.67

Tab. C.3: Smerodajné odchýlky sledovaných bodov - priemerná snímka ako referencia

Názov	**Bod 1**	**Bod 2**	**Bod 3**	**Bod 4**	**Bod 5**
07_01_L	4.11	3.68	3.83	3.73	3.97
07_01_R	6.90	6.97	6.92	6.99	6.99
08_02_L	3.01	2.89	3.09	3.03	2.87
08_02_R	4.41	4.29	4.53	4.46	4.61
09_03_L	30.92	30.55	31.22	31.29	30.94
09_03_R	28.19	28.91	28.20	28.84	28.34
10_01_L	21.52	22.62	30.51	21.51	22.60
10_01_R	20.76	20.82	20.69	20.99	43.13
14_01_L	7.14	7.16	7.29	7.34	7.29
14_01_R	4.55	4.90	4.93	4.90	5.07