



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

ANALÝZA CÉVNÍ PULZACE V RETINÁLNÍCH VIDEO SEKVENCÍCH

ANALYSIS OF VESSEL PULSATION IN RETINAL VIDEO SEQUENCES

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Vanessa Valentová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D.

BRNO 2018

Diplomová práce

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

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Bc. Vanessa Valentová

ID: 165006

Ročník: 2

Akademický rok: 2017/18

NÁZEV TÉMATU:

Analýza cévní pulzace v retinálních video sekvencích

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principem snímání očního pozadí pomocí experimentálního video oftalmoskopu a s vlastnostmi takto pořízených video dat. 2) Provedte literární rešerši prací zabývajících se analýzou cévní pulzace na sítnici. 3) Navrhněte vhodnou metodiku a parametry pro analýzu pulzací v zadaných datech a programově navržený postup realizujte v programovém prostředí MATLAB. 4) Implementované algoritmy otestujte a vhodně vyhodnoťte na dostupných video sekvencích. 5) Provedte diskusi dosažených výsledků a zhodnoťte účinnost a využitelnost aplikovaného řešení. 6) K vytvořeným programovým funkcím sepište přehledný návod k obsluze.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] KOLÁŘ, R., et al. Registration of retinal sequences from new video-ophthalmoscopic camera. Biomed Eng . 2016, 15(57): 1-17.

[2] MORGAN, W. H., et al. Objective detection of retinal pulsation. PLoS One. 2015, 10(2): 1-10.

Termín zadání: 5.2.2018

Termín odevzdání: 18.5.2018

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

Konzultant:

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

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Glaukóm je treťou najčastejšou príčinou slepoty na svete. Existuje niekoľko typov glaukómu, čo sťažuje včasnú diagnózu tohoto ochorenia. Jednou z možných metód včasnej diagnostiky môže byť analýza pulzácie retinálnych ciev. Použité dáta v tejto práci boli získané prostredníctvom experimentálneho zariadenia nazývaného video oftalmoskop. Bolo navrhnutých niekoľko metód segmentácie optického disku. Zo segmentovaných častí bola nahraná pulzačná krivka. Boli navrhnuté dva typy analýzy pulznej krivky: Analýza celej pulznej krivky a Analýza priemerného pulzu. Obe metódy boli testované s rôznymi referenčnými signálmi.

KLÚČOVÉ SLOVÁ

pulzácia, video oftalmoskop, glaukóm, analýza, optický disk, parameter

ABSTRACT

Glaucoma is the third most common cause of blindness in the world. There are several types of glaucoma, which makes early diagnosis of this illness harder. One possible way for early diagnosis could be analysis of a retinal vessel pulsation. Data in this work were captured by experimental device called video ophthalmoscope. Several methods for optic disc segmentation were designed. From segmented parts, pulsation curve was recorded. Analysis of the pulsation curve was provided in two ways: Analysis of the whole pulsation curve and Averaged pulse analysis. Both methods were tested with different reference signals.

KEYWORDS

pulsation, video ophthalmoscope, glaucoma, analysis, optic disc, parameter

VALENTOVÁ, Vanessa. *Analýza cévnej pulzace v retinálnych video sekvenciách*. Brno, Rok, 72 s. Diplomová práca. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedúci práce: Ing. Jan Odstrčilík, PhD.

VYHLÁSENIE

Vyhlasujem, že som svoju diplomovú prácu na tému „Analýza cévní pulzace v retinálních video sekvencích“ vypracovala samostatne pod vedením vedúceho diplomovej práce, využitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autorka 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 trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovenia časti druhej, hlavy VI. diel 4 Trestného zákoníka Českej republiky č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autorky

POĎAKOVANIE

Rada by som poďakovala vedúcemu diplomovej práce pánovi Ing. Janu Odstrčilíkovi, Ph.D. za odborné vedenie, konzultácie, trpezlivosť a podnetné návrhy k práci. Ďalej by som rada poďakovala pánovi doc. Ing. Radimovi Kolářovi Ph.D. za cenné rady pri vypracovaní praktickej časti práce. V poslednom rade by som rada poďakovala vedcom z univerzity v Erlagene, ktorý vykonávali štatistickú analýzu navrhnutých parametrov.

Brno

.....

podpis autorky

OBSAH

Úvod	11
1 Oko	12
1.1 Anatómia oka	12
1.1.1 Optický disk	14
1.2 Fyziológia oka	15
1.2.1 Optický systém oka	15
1.2.2 Vnútroočný tlak	16
1.3 Patofyziológia zraku	16
1.3.1 Glaukóm	17
1.3.2 Vyšetrenie glaukómu	19
2 Snímanie očného pozadia	20
2.1 Metódy používané v klinickej praxi	20
2.1.1 Fundus kamera	20
2.1.2 Optická koherentná tomografia	21
2.2 Experimentálne metódy	22
2.2.1 Video oftalmoskop	22
3 Analýza cievnej pulzácie	24
3.1 Analýza spontánnej venózne pulzácie	24
3.2 Metódy analýzy arteriálnej pulzácie	25
3.3 Východzí stav experimentu	25
4 Segmentácia optického disku	27
4.1 Dáta z predchádzajúcich výskumov	27
4.1.1 Segmentácia ciev	28
4.1.2 Detekcia optického disku	29
4.2 Spôsob vytvorenia segmentačných masiek	29
4.3 Typy segmentačných masiek	31
4.3.1 Segmentácia ciev v oblasti optického disku	31
4.3.2 Segmentácia optického disku	32
5 Analýza pulznej krivky	36
5.1 Analýza celého signálu	37
5.1.1 Histogramové parametre	38
5.2 Analýza priemerného pulzu	40

6	Obsluha navrhnutého programu	42
6.1	Použité funkcie	43
7	Vyhodnotenie úspešnosti parametrov	46
7.1	Skupiny parametrov	46
7.2	Výsledky	49
7.2.1	Vyhodnotenie prostredníctvom krabicových grafov	49
7.2.2	Vyhodnotenie prostredníctvom korelačných koeficientov	51
7.3	Diskusia výsledkov	55
8	Záver	59
	Literatúra	60
	Zoznam symbolov, veličín a skratiek	65
	Zoznam príloh	66
A	Krabicové grafy zo štatistickej analýzy	67
B	Obsah priloženého CD	72

ZOZNAM OBRÁZKOV

1.1	Prehľad anatómie oka [44]	12
1.2	Štruktúra sietnice [40]	14
1.3	Cievne zásobenie OD [7]	15
1.4	Optický systém oka [9]	16
1.5	Najčastejšie príčiny slepoty [23]	17
1.6	Videnie s glaukómom [12]	18
1.7	Zväčšenie exkavácie optického disku [36]	18
2.1	Optický systém fundus kamery [54]	20
2.2	Farebná snímka vytvorená fundus kamerou [10]	21
2.3	Princíp OCT [47]	22
2.4	Optická schéma VO [49]	23
4.1	Bloková schéma segmentácie optického disku	27
4.2	Prevzatá maska ciev	28
4.3	Vstupný obraz na detekciu optického disku	29
4.4	Výsledok adaptívnej korekcie	30
4.5	Maska ciev v priestore optického disku	31
4.6	Pulzná krivka ciev	32
4.7	Kružnicová maska	32
4.8	Cup/Rim maska	33
4.9	Pavučinová maska	34
4.10	Pavučinová maska so spojenými kružnicami	34
4.11	Príklad výstupných kriviek	35
5.1	Bloková schéma analýzy signálu	36
5.2	Porovnanie kriviek	37
5.3	Histogram fázového posunu	39
5.4	Histogram fázového posunu s kladnou entropiou	39
5.5	Priemerné pulzy	41
6.1	Bloková schéma algoritmu	42
7.1	Kružnicová maska s vyznačenými kružnicami, z ktorých bol počítaný fázový posun	46
7.2	Príklad rozloženia fázového posunu v pavučinovej maske	48
7.3	Porovnanie absolútnych hodnôt fázového posunu v prvých dvoch skupinách dát	50
7.4	Porovnanie absolútnych hodnôt fázového posunu v prvých dvoch skupinách dát	51
7.5	Parameter Špicatost pri rôznych referenciách	52

7.6	Grafy závislosti fázového posunu na parametroch <i>Mean defect</i> a <i>Mean thickness</i>	53
7.7	Graf závislosti nástupného uhlu na parametre <i>Mean thickness</i>	54
7.8	Spôsobytvorenia segmentačnej masky	55
7.9	Porovnanie signálov z jedného segmentu z viacerých video sekvencií od rovnakého pacienta	57
A.1	Krabicové grafy prvého súboru dát	67
A.2	Krabicové grafy druhého súboru dát	68
A.3	Krabicové grafy pre Energiu a Entropiu	69
A.4	Krabicové grafy pre Šikmosť a Špicatosť	70
A.5	Krabicové grafy pre parametre priemerného pulzu	71

ZOZNAM TABULIEK

3.1	Rozdelenie skúmaných subjektov	26
7.1	Priradenie skupiny pacientov k názvu osí	50
7.2	Korelačné koeficienty pre druhú skupinu dát	52
7.3	Korelačné koeficienty pre histogramové parametre	53

ÚVOD

Zrak je najdôležitejším zmyslom na vnímanie okolitého prostredia človeka. Kvalita života človeka sa znižuje s postupnou stratou zraku. Jednou z príčin straty zraku je glaukóm. Človek trpiaci týmto ochorením postupne stráca schopnosť periférneho videnia až napokon oslepne. Diagnostika ranného štádia tejto choroby je problematická a rieši ju množstvo odborníkov na celom svete. Presný mechanizmus vzniku jednotlivých typov glaukómu nie je doposiaľ popísaný. Existuje však mnoho rizikových faktorov, ktoré sú popísané v kap. 1.3.1.

Pacienti s diagnostikovaným glaukómom chodia na pravidelné prehliadky, kde je skúmaný priebeh ich ochorenia. Medzi jednu z diagnostických metód patrí snímanie očného pozadia a hodnotenie poškodenia optického disku lekárom. Na tieto účely slúžia prístroje popísané v druhej kapitole.

Vedci z Ústavu biomedického inžinierstva Vysokého učení technického v Brne v spolupráci s vedcami z Univerzity Friedricha-Alexandra v Erlangene vyvinuli experimentálny video oftalmoskop. Toto zariadenie umožňuje snímať šedotónové záznamy sietnice. Táto práca je zameraná na analýzu cievnej pulzácie z dát snímaných video oftalmoskopom. Prvým krokom je segmentácia optického disku, ktorú je možno realizovať viacerými spôsobmi popísanými v kap 4.

V predošlom výskume bola objavená pulzná krivka retinálneho tkaniva. Táto krivka je vypočítaná z jasových hodnôt optického disku. Existuje predpoklad zmeny pulzačnej krivky v závislosti na štádiu glaukómu. Dáta snímané video oftalmoskopom v rámci výskumu glaukómu sú rozdelené do štyroch skupín, viď kap 3.3. Cieľom analýzy pulzných kriviek je nájdenie parametrov, ktoré by boli schopné klasifikovať záznam do určitej skupiny podľa štádia glaukómu. Bolo navrhnutých niekoľko prístupov analýzy popísaných v kap.5.

Bol navrhnutý algoritmus spájajúci segmentáciu optického disku spolu s analýzou signálov z týchto segmentov. Podrobný popis algoritmu je v kap.6.

Výsledky analýz nebolo možné spracovávať samostatne, pretože nie je známe zaradenie pacientov do glaukómových skupín. Bolo nutné odoslať dáta na štatistickú analýzu vedeckému pracovníkovi na univerzitu v Erlangene. Výsledky analýz sú popísané v kap 7.2. Krabicové grafy pochádzajúce z štatistických analýz sú umiestnené v prílohe.

1 OKO

Oko slúži ako prostriedok na vnímanie vizuálnych podnetov z okolia. Veda zaoberajúca sa videním a jeho poruchami sa nazýva oftalmológia.

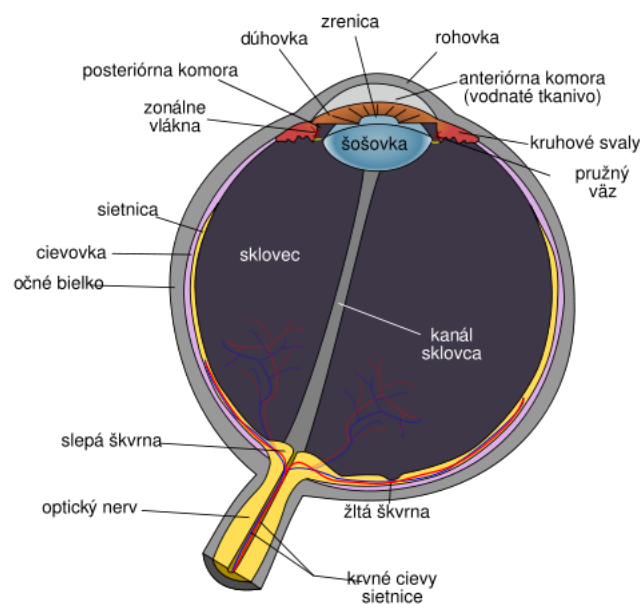
1.1 Anatómia oka

Zrakový orgán je umiestnený v očnici a skladá sa z očnej gule a prídavných očných orgánov [48].

Očná guľa (*lat.* - *bulbus oculi*) je približne guľovitého tvaru. Je zložená z dvoch častí: prednej a zadnej. Predná časť *bulbus oculi* je viac zakrivená než zadná časť *bulbus oculi* [6].

Stena očnej gule je tvorená tromi vrstvami: [6]

1. Vonkajšia väzivová vrstva - je tvorená rohovkou (*lat.* - *cornea*) a očným bielkom (*lat.* - *sclera*).
2. Cievnatá stredná vrstva - je zložená z cievovky (*choroidea lat.* -), riasnateho telesa (*lat.* - *corpus ciliare*) a dúhovky (*lat.* - *iris*).
3. Nervová vrstva oka označovaná aj ako sietnica



Obr. 1.1: Prehľad anatómie oka [44]

Veľká časť očnej gule je vyplnená rôsolovitou hmotou nazývanou sklovec, viď Obr. 1.1. V oku sa nachádzajú dve komory: predná (anteriórna) a zadná (posteriórna) očná

komora [19]. Predná komora je úzky priestor medzi rohovkou a prednou stenou dúhovky. Zadná plocha dúhovky je od prednej plochy šošovky oddelená zadnou očnou komorou. Obe komory sú vyplnené komorovým mokom.

Očné bielko tvorí asi 5/6 zadnej časti očnej gule [19]. Je charakteristické svojou pevnosťou, nepriehľadnosťou a bielou farbou. Nachádza sa v ňom miesto, ktorým vystupuje z oka optický nerv. V prednej časti sa nachádzajú úpony okoohybných svalov a miesto, kde sa vkladá rohovka.

Rohovka tvorí 1/6 očnej gule. Nevyznačuje sa žiadnou špecifickou farbou, je priehľadná a bohato inervovaná [48]. Tvorí najvýznamnejšiu časť optického prostredia oka z hľadiska indexu lomu svetla.

Najväčšia časť strednej vrstvy bulbu je tvorená cieвовkou [6]. Cieвовka je tenká, pružná väzivová vrstva bohatá na cievy. Má dve funkcie: vyživovanie hlbokých vrstiev sietnice a napínanie závesného aparátu šošovky, čím udržiava zaostrenie oka na diaľku.

Cieвовka plynule prechádza do riasnatého telesa. Má tvar zriadeného prstenca, v ktorom je uložené hladké svalstvo. Šošovka je napojená na tenké šlachové vlákna riasnatého telesa. Má bikonvexný tvar, pričom jej zadná plocha je viac zakrivená než predná [19]. Je umiestnená medzi dúhovkou a sklovcom. Medzi jej vlastnosti patrí pružnosť a schopnosť meniť polomer zakrivenia, čím je človeku umožnené zaostrovať na blízke a ďaleké objekty.

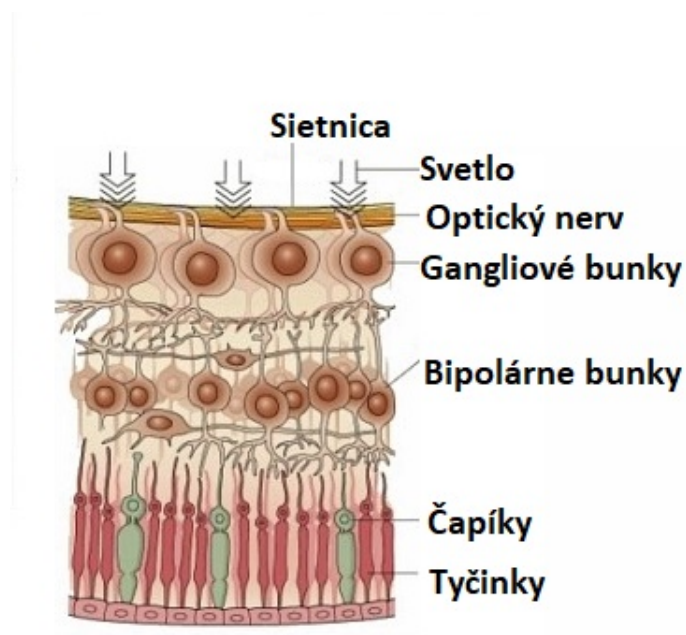
Funkciu svetelnej clony má dúhovka [24]. Predná plocha dúhovky je farebná. Jej farebnosť je podmienená množstvom pigmentu. Má tvar medzikružia, uprostred ktorého sa nachádza zornica. Svetlo prechádzajúce zornicou dopadá na sietnicu.

Pomocou prídavných očných orgánov je zaistená ochrana, pohyblivosť a ďalšie funkcie očnej gule. Medzi prídavné očné orgány patria: okoohybné svaly, fascie, väzivový aparát očnice, viečka, spojovka a slzný aparát [6].

Vnútoraná vrstva oka je tvorená sietnicou. Sietnicu je možné deliť na dve časti: optickú a slepú [6]. Pre optickú časť je charakteristický výskyt tyčínok a čapíkov, zatiaľ čo pre slepú časť je charakteristická neprítomnosť zmyslových buniek a prítomnosť pigmentových buniek.

Optická časť sietnice (*lat.* - pars optica retinae) je tenká blana priliehajúca na cieвовku [48]. Vonkajšia vrstva sietnice prilieha na cieвовku a obsahuje pigmentové bunky. Táto vrstva sa podieľa na izolácii svetla dopadajúceho na sietnicu. V pigmentových bunkách sú zanorené vonkajšie segmenty zmyslových buniek. Vnútoraná vrstva sietnice je tvorená zmyslovými bunkami a neurónmi zbierajúcimi informáciu z týchto buniek. Zmyslové bunky sú delené na tyčinky a čapíky. Tyčinky sú určené na registrovanie množstva dopadajúceho svetla a čapíky sú určené na vnímanie farieb. Tyčínok je asi 130 miliónov, zatiaľ čo čapíkov len 7 miliónov. Vodivé výbežky zmyslových buniek nadväzujú synapsiami na bipolárne neuróny. Gangliové bunky sú

synapticky prepojené so súborom bipolárnych buniek vid' Obr. 1.2. Najvnútornejšia vrstva sietnice je tvorená gangliovými bunkami, zbiehajúcimi sa v optickom disku, kde ako optický nerv sú nositeľmi elektrickej informácie do mozgu.



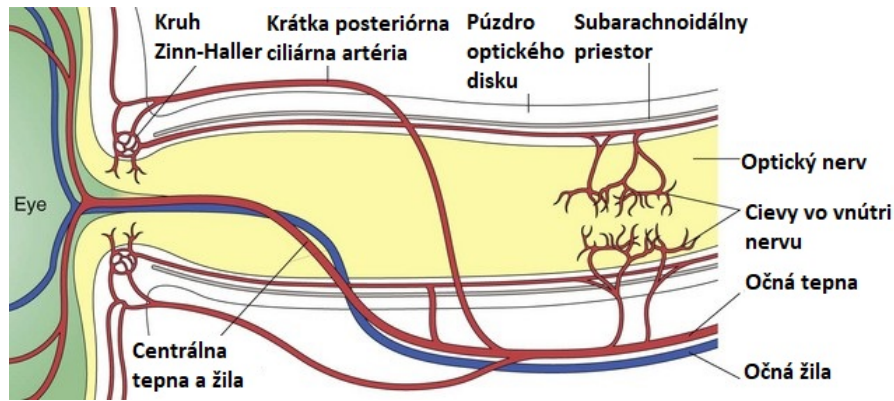
Obr. 1.2: Štruktúra sietnice [40]

Pri oftalmoskopickom vyšetrení je typické snímanie očného pozadia. Na očnom pozadí je možné pozorovať optický disk (*lat.* - *discus nervi optici*), žltú škvrnu (*lat.* - *macula lutea*) a cievy. Žltá škvrna je miestom najostrejšieho videnia. Stred žltej škvrny je zapadnutý do sietnice a nachádza sa tu zorná osa oka [6]. Na tomto mieste sú prítomné čapíky.

1.1.1 Optický disk

Miesto zaplnené nervovými vláknami je nazývané optický disk (OD). Optický disk má tvar okrúhleho terča a jeho priemer je okolo 1,5 mm [6]. Stredom optického disku sú vedené cievy na povrch sietnice, ktoré ju zásobujú krvou. Toto miesto je nazývané exkavácia (*ang.* - *cup*) [23]. Časť optického disku obsahujúca axóny je neuroretinálny lem (okraj, *ang.* - *rim*). Celý optický disk je obklopený Elschnigovým centrálnym prstencom vo forme úzkeho prúžku spojovacieho tkaniva. Vzhľadom k tomu, že sa na tomto mieste nenachádzajú zmyslové bunky, sa toto miesto nazýva slepá škvrna.

Optický disk je vyživovaný prevažne prostredníctvom krátkych posteriorných ciliárnych tepien viď Obr. 1.3 [8]. V niektorých prípadoch môže byť OD vyživovaný aj z očnej tepny. Na základe týchto faktov je možné predpokladať nerovnomerné krvné zásobenie jednotlivých častí OD.



Obr. 1.3: Cievne zásobenie OD [7]

1.2 Fyziológia oka

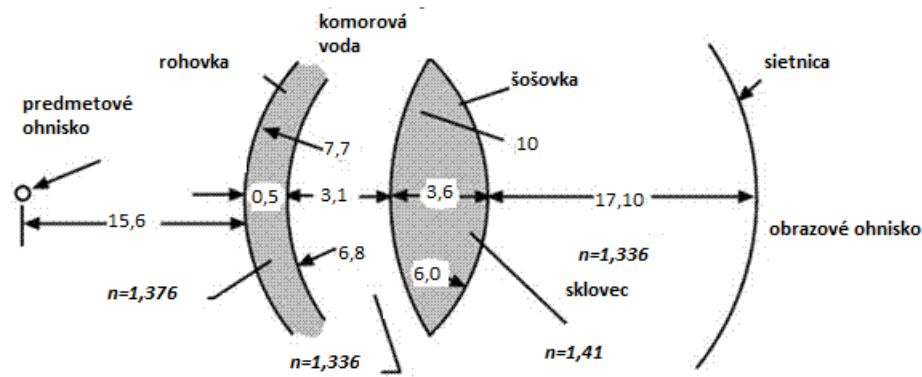
Ludským okom je vnímané elektromagnetické žiarenie s vlnovými dĺžkami 400–750 nm [24]. Žiarenie vstupujúce do oka je spracovávané na sietnici.

1.2.1 Optický systém oka

Svetelné lúče prechádzajú optickým systémom oka, ktorý je tvorený rohovkou, komorovým mokom, šošovkou a sklovcom [38]. Pri prechode svetelného lúča medzi dvoma prostrediami nastáva jeho lom. Najviac je tento lúč lámaný pri prechode zo vzduchu do rohovky a z komorovej tekutiny do šošovky. Lúč dopadá na sietnicu do bodu, ktorý je z hľadiska optiky označovaný ako obrazové ohnisko [48]. Na Obr. 1.4 sú znázornené indexy lomu jednotlivých prostredí. Obraz vytvorený na sietnici je skutočný, zmenšený a prevrátený.

Vďaka schopnosti šošovky meniť svoj tvar je ľudskému oku umožnené zaostrovať na blízke aj vzdialené body [33]. Pri zmene tvaru šošovky je menená jej lámavosť, čím je spôsobená zmena jej optickej mohutnosti. Tento dej sa nazýva akomodácia šošovky. Pri pohľade na blízky bod je musculus ciliaris sťahovaný, šošovka je vyklenutá, čím je jej dioptrická mohutnosť zvýšená.

Prostredníctvom zornice je regulované množstvo svetla prenikajúce na šošovku. Zornica je pri vysokej intenzite svetla zúžená (mióza), pri nízkej je naopak rozšírená (mydriáza) [24]. Veľkosť zornice je riadená autonómnym nerovým systémom.



Obr. 1.4: Optický systém oka [9]

Svetlo dopadajúce na sietnicu je spracovávané prostredníctvom zmyslových receptorov, tyčiniek a čapíkov (viď kap. 1.1). V ľudskej sietnici sú prítomné tri druhy čapíkov s rozdielnou citlivosťou na vlnové dĺžky svetla: krátkovlnné (415 - 450 nm), stredovlnné (520 - 540 nm) a dlhovlnné (550 - 570 nm) [38]. Najvyššia citlivosť čapíkového pigmentu je pri 555 nm (zelenožltá farba). Pre podráždenie čapíkov a s tým spojené farebné (fotopické) videnie je potrebná určitá hladina osvetlenia. Pri nižšej hodnote osvetlenia sú aktivované tyčinky a jedná sa o skotopické videnie. Zmyslové receptory obsahujú substancie, ktoré po dopade svetelného lúča danej vlnovej dĺžky pôsobia ako zdroj elektrického impulzu [48]. Tento impulz je vedený zrakovým nervom do mozgu.

1.2.2 Vnútroočný tlak

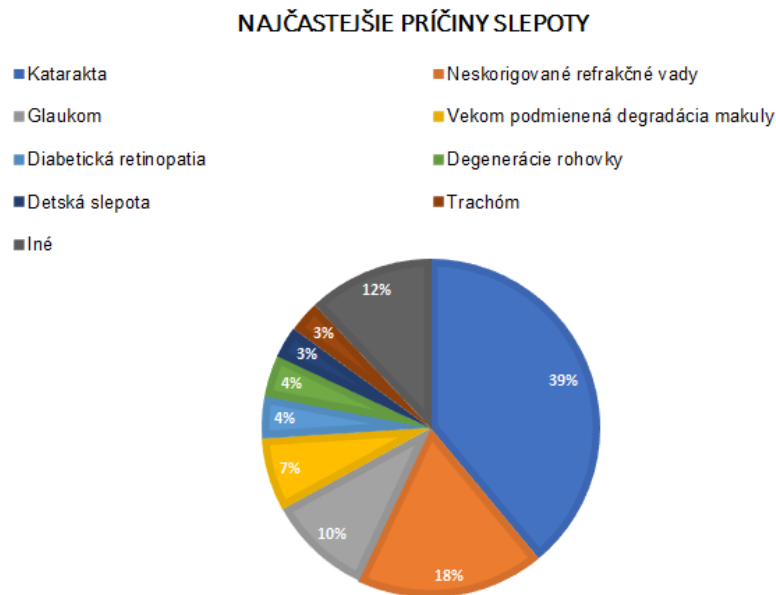
Výživa sklovca, šošovky a rohovky je sprostredkovávaná vnútroočnou tekutinou [48]. Táto tekutina vzniká v riasnatom telese a jej odtok slúži ako regulátor vnútroočného tlaku. Jej vznik je popisovaný tromi mechanizmami: difúziou, ultrafiltráciou a aktívnou sekréciou. Danými mechanizmami sú transportované ióny z krvnej plazmy do vnútroočnej tekutiny.

Vnútroočný tlak je závislý na pomere prítoku a odtoku vnútroočnej tekutiny a episklerálnom tlaku [23]. Episklerálny venózný tlak popisuje tlak vo vnútri žily, do ktorej je odvádzaná vnútroočná tekutina. Je nižší než vnútroočný tlak. Rozdielom týchto dvoch tlakov je určený odtok vnútroočnej tekutiny.

1.3 Patofyziológia zraku

Najvyšším stupňom poškodenia zraku je oslepnutie. Medzi najčastejšie príčiny oslepnutia patrí: šedý zákal (katarakta), nekorigované očné vady, vekom podmienená

makulárna degenerácia, zelený zákal (glaukóm) a diabetická retinopatia [23]. Na Obr. 1.5 sú zobrazené príčiny oslepnutia platné k roku 2010 podľa World Health Organization (WHO).



Obr. 1.5: Najčastejšie príčiny slepoty [23]

Slabozrakosť patrí medzi nižšie formy poškodenia zraku. Je spôsobená najčastejšie refrakčnými vadami (46,2 % - 47,3 %), kataraktou, vekom podmienenou makulárnou degradáciou, glaukómom a diabetickou retinopatiou. [23]

Všetky vyššie zmienené poškodenia zraku je možné dohľadať v [23] [41]. Vzhľadom k charakteru diplomovej práce je nasledujúca kapitola venovaná glaukómu.

1.3.1 Glaukóm

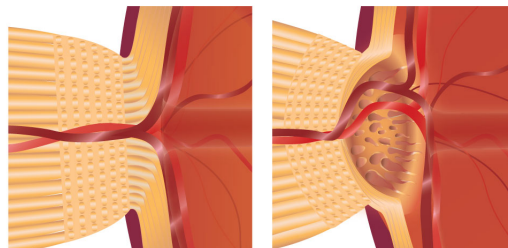
Termínom glaukóm býva často označované celé spektrum chorôb spôsobených zvýšeným vnútroočným tlakom [13]. V tejto práci bude používané slovo glaukóm vo význame poškodenia buniek zrakového nervu. Vysoký vnútroočný tlak spolu s ďalšími faktormi môže viesť k odumieraniu nervových buniek zrakového nervu. Človek s týmto štádiom postupne stráca zrak, viď Obr. 1.6. Nebezpečnosť tohto ochorenia spočíva v tom, že si zhoršenie zorného poľa človek spočiatku neuvedomuje.

Medzi prvotné príznaky glaukómu patrí: strata axónov, strata gliálnych buniek a poškodenie malých ciev [22]. Existuje predpoklad, že všetky tri príznaky sa musia prejaviť, aby nastalo zväčšenie exkavácie optického disku. Príklad takéhoto zväčšenia je na Obr.1.7



Obr. 1.6: Videnie s glaukómom [12]

Existuje viacero typov glaukómu ako napríklad: vývojový glaukóm, glaukóm otvoreného uhlu, glaukóm uzavretého uhlu a sekundárny glaukóm [41]. Hoci, faktory ovplyvňujúce vznik ochorenia sú známe, presný mechanizmus nástupu glaukómu určitého typu nie je zatiaľ popísaný. Medzi najhlavnejšie faktory patrí už vyššie spomínaný vnútroočný tlak, ale aj citlivosť tkaniva na zmeny vnútroočného tlaku a vaskulárne faktory. Všetky tri mechanizmy sú spolu prepojené.



Obr. 1.7: Zväčšenie exkavácie optického disku [36]

Za fyziologické hodnoty vnútroočného tlaku sú považované hodnoty od 9 mmHg do 20 mmHg [41]. Vysoký vnútroočný tlak glaukomatikov je spôsobený poruchou odtoku vnútroočnej tekutiny. Lokalizácia miesta poruchy odtoku je kľúčovým problémom pre určenie typu glaukómu. Faktom je, že u niektorých pacientov je prítomné poškodenie optického disku aj bez zvýšeného vnútroočného tlaku. Naopak pri pa-

cientoch s vysokým vnútroočným tlakom nemusí byť prítomné poškodenie nervových buniek. Táto skutočnosť je vysvetľovaná teóriou prahovej citlivosti nervových buniek na zmenu tlaku. Daná teória predpokladá, že prah citlivosti je u každého človeka iný a preto môžu glaukomatické zmeny nastať aj pri osobách s nižším vnútroočným tlakom.

Teória vaskulárnych faktorov predpokladá, že poruchy cirkulácie sú spôsobené zvýšeným vnútroočným tlakom [22]. Pre kapiláry je nemožné odolať takémuto tlaku a nastáva vznik mikro infarktov.

Aj keď presná príčina vzniku glaukómového poškodenia neexistuje, sú známe rizikové faktory vzniku glaukómu. Medzi tieto faktory patrí: vek, zvýšený vnútroočný tlak, centrálna hrúbka rohovky, refrakčné vady, rodinná záťaž, sociekonomické pomery, rasa/etnikum, pohlavie, primárny vaskulárny syndróm, terapia kortikoidmi a stres. [23]

1.3.2 Vyšetrenie glaukómu

Glaukóm je možné diagnostikovať viacerými metódami. Medzi štandardné vyšetrenia patrí meranie vnútroočného tlaku a snímanie očného pozadia fundus kamerou. Prostredníctvom snímky z fundus kamery je možné určiť tzv. C/D (*ang.* - cup to disc ratio), čiže pomer veľkosti exkavácie optického disku k celkovej ploche optického disku [42]. Každý človek má inú veľkosť optického disku a preto je problematické určiť hranicu medzi zdravými a chorými osobami. Všeobecne je ustanovená fyziologická hodnota pomeru C/D na nižšiu než 0,2.

Ďalším z často praktizovaných vyšetrení je perimetrické vyšetrenie zorného poľa. Prostredníctvom tohto prístroja sú merané viaceré parametre ako napríklad *Mean sensitivity*, *Mean defect* a *Loss variance*.

Mean defect je definovaný ako priemer výchyliet prahovej citlivosti všetkých meraných bodov v zornom poli porovnaný s prahovou citlivosťou charakteristickou pre daný vek. Samotný parameter však nie je závislý na veku. Normálne hodnoty *Mean defect* sa pohybujú od -2dB do 2dB. Tento parameter je najlepší na sledovanie zmien v zornom poli [45].

V posledných rokoch sa rozšírilo používanie Optickej koherentnej tomografie na diagnostiku glaukómu. Funkcia tohto prístroja je popísaná v nasledujúcej kapitole. Jedným z parametrov, ktoré sa používajú na diagnostiku glaukómu je parameter *Mean thickness*. Tento parameter vyjadruje priemernú hrúbku vrstvy nervových vlákien. [23]

2 SNÍMANIE OČNÉHO POZADIA

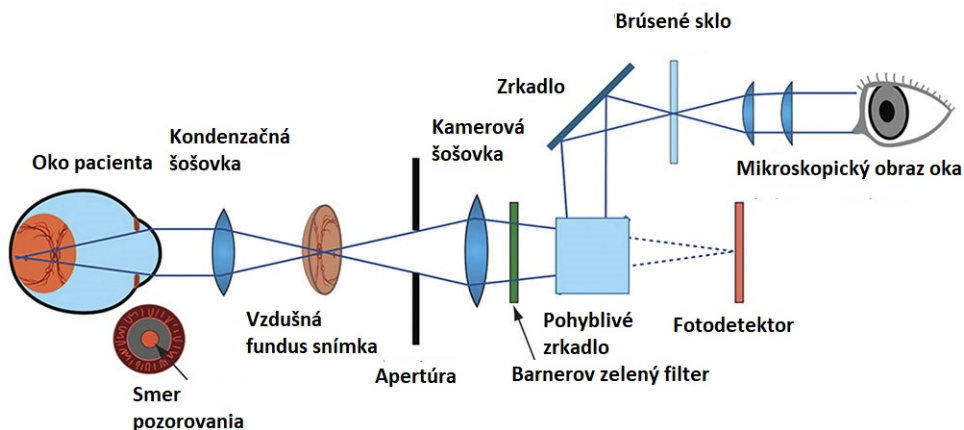
Snímaním očného pozadia je možné stanoviť diagnózu viacerých chorôb akými sú napríklad glaukóm alebo diabetická retinopatia.

2.1 Metódy používané v klinickej praxi

Medzi konvenčné metódy snímania očného pozadia patrí snímanie prostredníctvom Fundus kamery a Optická koherentná tomografia (OCT).

2.1.1 Fundus kamera

Základnou metódou snímania očného pozadia je vytvorenie snímky prostredníctvom fundus kamery. Prvá použiteľná snímka sietnice bola vytvorená už v roku 1891 [1]. Neskôr, v roku 1910 bol vytvorený koncept fundus kamery, ktorý je používaný dodnes. Fundus kamera vytvára dvojrozmerný obraz trojrozmernej snímanej scény. Princíp jej fungovania pripomína mikroskop. Na Obr. 2.1 je možné vidieť optický systém takejto kamery.



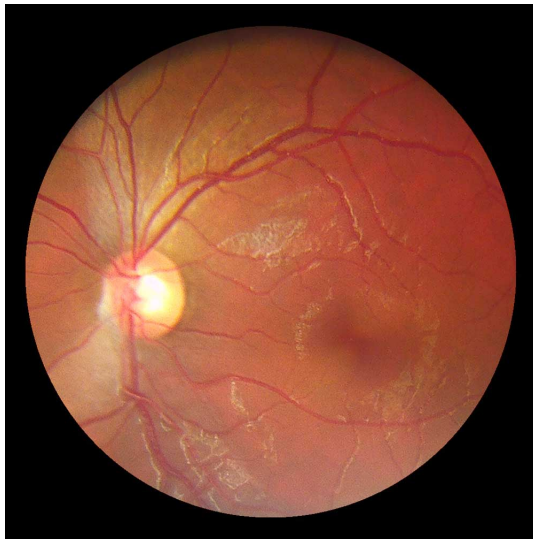
Obr. 2.1: Optický systém fundus kamery [54]

Pri snímaní sietnice je nutné použiť vonkajší zdroj svetla, ktorý je do oka privádzaný prostredníctvom zornice [53]. Svetlo odrazené od sietnice prechádza kondenzačnou šošovkou, ktorá vytvára obraz sietnice. Tento obraz je filtrovaný a následne vedený na fotodetektor, ktorý je vo väčšine prípadov tvorený CCD čipom. Parametre zariadenia záležia na konkrétnom type.

Existuje viacero typov fundus kamier podľa snímania: [1]

1. Fundus fotografia, kde intenzitou obrazu je reprezentované množstvo odrazeného svetla na danej vlnovej dĺžke.

2. Farebná fundus fotografia, vid' Obr. 2.2.
3. Skenovacia laserová oftalmoskopia (SLO) je metóda využívajúca ako zdroj svetla laser určitej vlnovej dĺžky.
4. Skenovacia laserová oftalmoskopia s adaptívnou optikou vytvára obrazy, ktorých intenzity sú reprezentované korigovaným odrazeným svetlom pochádzajúcim z laserového zdroja. V roku 2002 predstavili túto metódu Roorda a kol. [39].
5. Fluorescenčná angiografia využíva fluorescenčné farbivá, ktoré sú podané pacientovi pred vyšetrením. Fundus kamera následne sníma emitované fotóny.



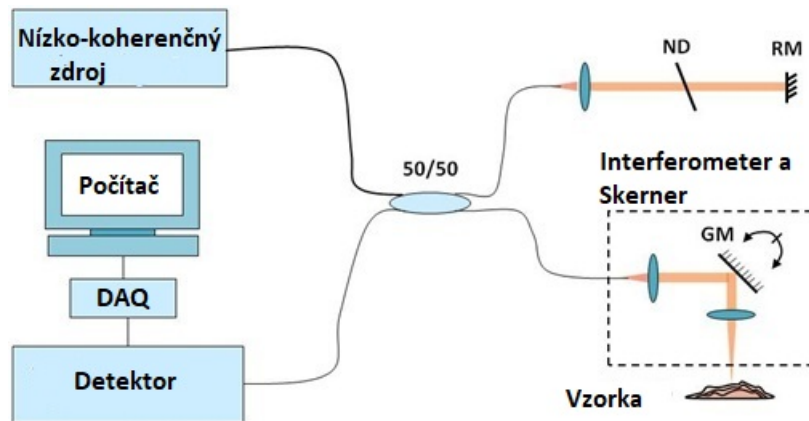
Obr. 2.2: Farebná snímka vytvorená fundus kamerou [10]

Podľa typu osvetlenia sú fundus kamery delené na mydriatické a nemydriatické. Pri použití mydriatickej kamery je nutné dilatovať zornicu mydriatikami, zatiaľ čo pri nemydriatických kamerách táto povinnosť odpadá.[3]

2.1.2 Optická koherentná tomografia

Princíp OCT je podobný princípu ultrazvukového zobrazovania, avšak zdrojom signálu nie je zvuková vlna ale svetlo [52]. OCT je schopné vytvárať obraz v reálnom čase, ktorý má podobné vlastnosti ako B mód ultrazvuku. Zásadným rozdielom medzi OCT a ultrazvukom je spôsob snímania odrazu vlny od tkaniva. Vzhľadom k mnohonásobne vyššej rýchlosti svetelnej vlny, nie je možné svetelnú vlnu detegovať priamo ako je to pri ultrazvuku.[4]. Na jej detegovanie je nutné použiť interferometrické metódy. Pri nízko koherentnej interferometrii je svetelný lúč zo zdroja delený na dve časti: referenčnú a meraciu. Svetlo určené na meranie dopadá na interferometer odkiaľ je fokusované na vzorku. Svetlo odrazené od vzorky je kombinované

s referenčným svetlom a dopadá na fotodetektor. Signál je následne demodulovaný, digitalizovaný a presunutý do počítača, viď Obr. 2.3.



Obr. 2.3: Princíp OCT [47]

Obraz je tvorený v počítači. Niektoré prístroje používané v klinickej praxi sú vybavené algoritmami na korekciu disperzie obrazu. V súčasnosti existuje viacero typov zobrazenia napríklad šedotónové, farebné alebo dopplerovské. OCT obraz ponúka rez plochou sietnice, čo je výhodné na skorú detekciu niektorých chorôb ako napríklad glaukómu.

OCT je možné realizovať v časovej a aj v spektrálnej oblasti. Obe technológie využívajú rovnaký fyzikálny princíp, no aj napriek tomu má OCT v spektrálnej oblasti lepšiu rozlišovaciu schopnosť. Práve vďaka tejto vlastnosti je na diagnostiku glaukómu používané OCT pracujúce v spektrálnej oblasti. Medzi ďalšie výhody spektrálnych OCT patrí kompenzácia očných pohybov počas vyšetrenia, čo zvyšuje presnosť meraných hodnôt. [23]

2.2 Experimentálne metódy

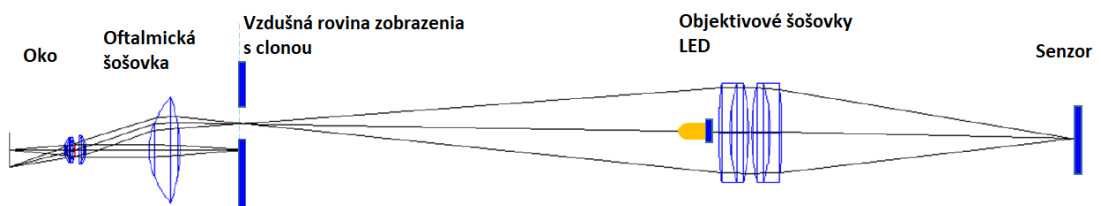
Analýzu cievnej pulzácie je vhodné vykonávať so zariadeniami, ktoré sú schopné vyhotoviť video záznam sietnice. Takéto metódy avšak nie sú používané v klinickej praxi a preto začali jednotlivé vedecké tímy vyvíjať rôzne experimentálne zariadenia. Jedným takýmto experimentálnym zariadením je Video oftalmoskop.

2.2.1 Video oftalmoskop

Video oftalmoskop (VO) je experimentálne zariadenie vyvíjané na Ústave biomedicínskeho inžinierstva (UBMI) v spolupráci z oddelením oftalmológie Friedrich-Alexander-University of Erlangen-Norimberg. Tento prístroj vytvára krátkodobé, šedotónové

video záznamy sietnice v časti, kde sa nachádza optický disk. Dôležitou vlastnosťou video oftalmoskopu je schopnosť nemydriatického snímania. Medzi výhody video oftalmoskopu patrí USB napájanie a nízka cena.

Princíp snímania je podobný ako pri fundus kamere vid' Obr. 2.4. Optický aparát sa skladá z oftalmickej šošovky, ktorá má optickú mohutnosť 40D, clony, objektívových achromatických šošoviek, LED a senzoru [49]. Clona slúži na kompenzáciu očných pohybov a na vyselektovanie oblasti záujmu, čo je v tomto prípade optický disk. Ako senzor je použitá monochromatická kamera s CCD čipom. Registrácia obrazu je vykonávaná off-line. Dáta pochádzajúce z tohto zariadenia sú bližšie popísané v kap. 4.1.



Obr. 2.4: Optická schéma VO [49]

VO sníma sietnicu so zorným polom $20^{\circ} \times 15^{\circ}$, pričom obraz je smerovaný na optický disk. [49] VO je unikátny spôsobom snímania obrazu. Stred zornice je použitý na osvetľovanie a zvyšok zornice je použitý na získanie obrazovej informácie.[21] Vďaka tomuto spôsobu snímania nie sú potrebné optické zrkadlá ako je tomu pri klasickej fundus kamere. Na osvetlenie zornice je použitý zdroj svetla s vlnovou dĺžkou 575 nm.

3 ANALÝZA CIEVNEJ PULZÁCIE

Pulzácia retinálnych ciev je už takmer dve storočia predmetom výskumu. Vďaka vývoju techniky sa prešlo od pozorovania lekárom k snímaniu video záznamu a následnej off-line analýze. Na sietnici je možné pozorovať arteriálnu a venóznú pulzáciu. Venózna pulzácia je lepšie viditeľná voľným okom než arteriálna a preto je predmetom mnohých skúmaní.

3.1 Analýza spontánnej venóznej pulzácie

Spontánna venózna pulzácia (SVP) bola prvýkrát pozorovaná už pred približne 170 rokmi [31]. Retinálne žily sú jediné žily v tele, ktorých pulzáciu je možné neinvazívne pozorovať [15]. Tieto cievy vystupujú z exkavácie optického disku a rozvetvujú sa na sietnici. SVP je prítomná u väčšiny zdravej populácie. Vyššiu amplitúdu má pri zvýšenom arteriálnom tlaku [29]. Vďaka závislosti SVP na vnútroočnom tlaku, môže slúžiť ako diagnostický prostriedok na diagnózu glaukomu. Mnohé experimenty potvrdili, že SVP je neprítomná u niektorých pacientov s glaukómom. Pri neprítomnosti SVP je možné ju umelo vyvolať použitím oftalmodynamometra [2].

Oftalmodynamometer je používaný už od začiatku minulého storočia. Bol prvým diagnostickým prístrojom na meranie retinálnej venóznej pulzácie [31]. Začiatkom tohto storočia sa začala používať jeho vylepšená verzia, ktorá umožňuje merať oftalmodynamickú silu kontinuálne a zároveň snímať očné pozadie [20]. Využitím merania oftalmodynamometrickej sily a následného vypočítania tlaku žilnej pulzácie sa venuje Morgan vo svojej práci [32]. Nevýhodou tejto metódy je jej použiteľnosť len u pacientov bez SVP. Oftalmodynamometer je často využívaný na redukciu mikrosakadických pohybov oka.

Prihliadnuc k faktu, že optický disk tvorí hranicu medzi vnútroočným a vnútrolebečným tlakom je na základe merania spontánnej žilnej pulzácie možné určiť vnútrolebečný tlak. Touto metódou sa vo svojej práci [17] zapodieva Golzan a kol.

Na vizualizáciu SVP je možné použiť analýzu hlavných komponentov (Principal component analysis - PCA) ako je to popísané v článku [27]. Snímky snímané SLO kamerou boli skorigované na drift a boli u nich potlačené očné pohyby. Následne je obraz rozložený na hlavné komponenty. PCA rozdelí zložky obrazu na:

1. Anatomické signály.
2. Signály podmieňujúce pulzáciu.
3. Signály ovplyvnené osvetlením a vlastnosťami kamery.
4. Šum.

Táto metóda je menej spoľahlivejšia než ostatné metódy na analýzu SVP.

3.2 Metódy analýzy arteriálnej pulzácie

Zariadenia na analýzu arteriálnej pulzácie sú schopné analyzovať celkovú cievnu pulzáciu, čiže aj SVP. Príkladom môžu byť Dynamický retinálny cievny analyzátor (Dynamic vessel analyser - DVA) a Retinálny cievny analyzátor (Retinal vessel analyzer - RVA). DVA je zariadenie používané v klinickej praxi na analýzu cievnej pulzácie, zatiaľ čo RVA je zariadenie používané na vedecké účely. DVA je schopné merať priemer cievy z video snímok snímaných fundus kamerou [14]. Vzťah medzi SVP a vnútroočným tlakom skúmal pomocou DVA tím vedený Golzanom [16]. V tomto výskume z pohľadu kontrastu obrazu nebolo možné merať pulzáciu na optickom disku, ale len na cievach mimo optický disk.

Ďalším prístupom je synchronizácia záznamu pulzácie ciev s pletysmografickou krivkou. Túto metódu predstavil Morgan [30]. Cieľom tejto práce bolo vytvoriť zariadenie, ktoré je schopné objektívne posúdiť pulzáciu retinálnych ciev a stanoviť fázový posun medzi žilnou a arteriálnou pulzáciou. Princíp tohto zariadenia je založený na snímaní intenzity svetla odrážajúceho sa od sietnice a tvoriaceho obraz. Dôležitým predpokladom je odraz svetla od hemoglobínu v retinálnych cievach. Extrakcia zeleného kanálu je kľúčovým krokom tejto metódy, pretože na daných vlnových dĺžkach sú známe koeficienty absorpcie pre hemoglobín.

CCD čip použitý ako detektor odrazeného svetla má vysokú účinnosť pre svetlo na vlnovej dĺžke odpovedajúcej zelenému kanálu. Nasnímané dáta sú zlogaritmované záporným logaritmom aby sa zvýraznili hodnoty vyššej absorpcie. Následne je vytvorená pulzná krivka z troch srdcových cyklov.

Tento prístup je možné aplikovať nielen na cievu ale aj na jednotlivé segmenty celého obrazu. Postup pre segmentované úseky popísal Morgan v [28]. Obraz bol rozdelený na segmenty prostredníctvom mriežky veľkej 5x5 pixlov. Pacienti v tejto štúdii netrpeli poškodením optického disku ani sietnice. Cieľom práce bolo stanoviť prah, pri ktorom je algoritmus schopný správne klasifikovať cievnu pulzáciu.

3.3 Východzí stav experimentu

Táto práca sa líši od metód popísaných v kap. 3.2. a kap. 3.1. dvoma základnými princípmi. Prvým je fakt, že všetky zmienené metódy sú určené na analýzu pohybu ciev, zatiaľ čo táto práca analyzuje pulzáciu optického disku vyvolanú tepennou pulzáciou. Druhým odlišným princípom je spôsob snímania videa. Väčšina kamier použitých v iných výskumoch funguje na princípe snímania dilatovanej zornice. Na druhej strane pri snímaní s VO nie je nutné dilatovať zornicu.

Dáta použité na analýzu sú snímané pomocou experimentálneho VO. Súbor dát pochádza z Oddelenia oftalmológie Univerzity v Erlangene. K dispozícii je 210 video

záznamov od 70 pacientov. Priemerná dĺžka jedného záznamu je 10 sekúnd. Video záznamy boli snímané s hodnotou 25 snímok za sekundu, expozičným časom 40 ms a rozlíšením 640x480 pixelov.[49] Dáta obsahujú štyri skupiny subjektov popísané v Tab. 3.1. Jedná sa o slepú štúdiu t.j. len jedna osoba vie, ktorý pacienti patria do ktorej skupiny. Tento fakt značne sťažuje prácu s dátami.

Tab. 3.1: Rozdelenie skúmaných subjektov

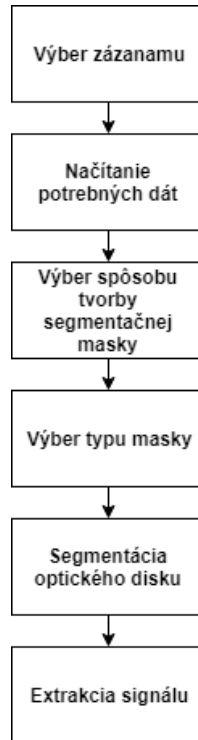
Štádium glaukómu	Počet subjektov
Normálny	11
Očná hypertenzia	12
Pre-perimetrické	16
Perimetrické	28

V rámci predošlého výskumu na UBMI bola objavená pulzná krivka optického disku. Pulzná krivka ukazuje cievne zásobenie OD. Existuje predpoklad, že na základe analýzy tejto krivky je možné určiť štádium glaukómu. Výskum na UBMI sa venuje skúmaniu pulznej krivky z celej plochy optického disku.

Na základe predpokladu nerovnomerného krvného zásobenia optického disku, či už z fyziologických alebo patologických dôvodov, vznikla myšlienka segmentácie optického disku. V kap.4 sú popísané rôzne segmentačné prístupy. Segmentáciou optického disku vzniká viacero pulzných kriviek, ktoré je potrebné analyzovať. Navrhnuté analýzy sú popísané v kap.5. Spôsoby výberu parametrov sú predstavené v kap.7.1.

4 SEGMENTÁCIA OPTICKÉHO DISKU

Segmentácia optického disku je kľúčovou časťou tejto práce. Princíp navrhnutého segmentačného postupu je zobrazený na Obr. 4.1.



Obr. 4.1: Bloková schéma segmentácie optického disku

Táto kapitola popisuje dáta, ktoré sú potrebné pre správnu segmentáciu a jednotlivé prístupy k segmentácii OD. Z dôvodu nepravidelnosti, veľkosti a unikátnosti tvaru a optického disku bolo nutné navrhnuť viacero segmentačných prístupov.

4.1 Dáta z predchádzajúcich výskumov

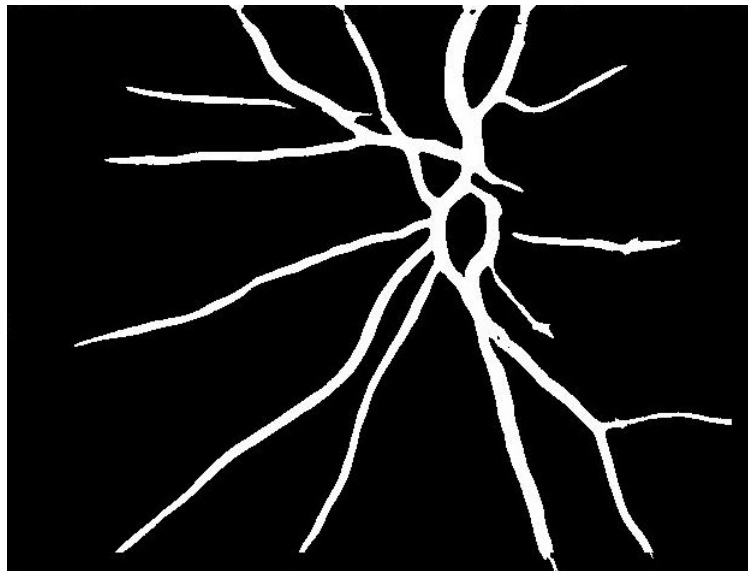
Videá snímané pomocou video oftalmoskopu je nutné ďalej spracovávať, aby ich výpovedná hodnota bola, čo najvyššia. Registrácia obrazu je založená na výbere referenčnej snímky. Vzhľadom k nízkej intenzite svetla osvetľujúceho sietnicu je nutné snímky prefiltrovať mediánovým filtrom s oknom 3x3 pixely a následne ekvalizovať CLAHE metódou. Dalším krokom je registrácia obrazu pomocou metódy fázovej korelácie snímky. Po stanovení pozorovacích bodov je použitá Lukas-Kanadová metóda, kde sú porovnávané pozorovacie body každej snímky v zázname z referenčnou snímky daného záznamu. Viac o metóde registrácie video snímky popisuje článok [21].

Z registrovaných video záznamov boli vytvorené priemerné snímky pre každý záznam. Tieto snímky sú vhodným štartovacím bodom pre následnú analýzu videa. Na daných snímkach bola navrhnutá segmentácia ciev, detekcia optického disku a segmentačné masky.

4.1.1 Segmentácia ciev

Segmentácia ciev nie je priamo realizovaná v tejto práci. Na segmentáciu ciev sú využívané segmentačné masky vytvorené z priemerných snímok videa v rámci výskumu na UBMI. Metóda na segmentáciu ciev zo snímkov vytvorených video oftalmoskopom vychádza zo segmentačného postupu pre klasické fundus snímky, ktorý bol predstavený v [35].

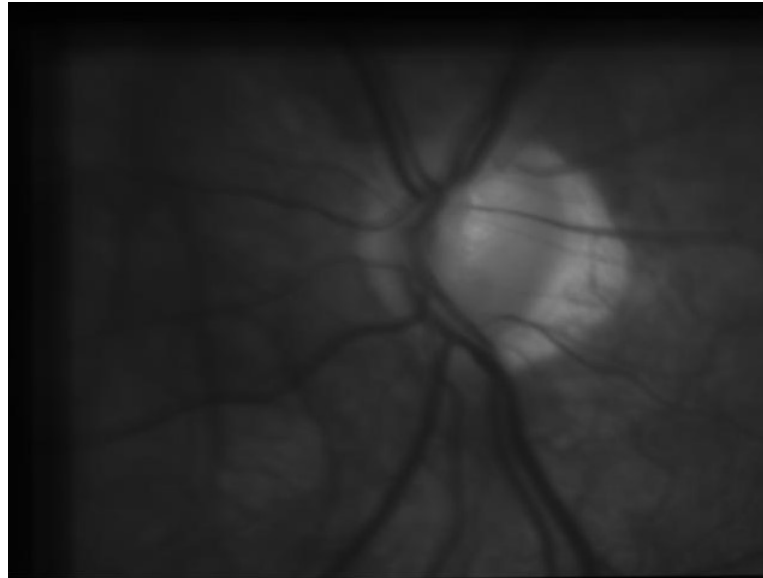
Prvým krokom segmentácie je zvýraznenie ciev a potlačenie pozadia. Toto je uskutočnené hneď dvoma metódami: prispôsobenou filtráciou a použitím Hesiánu. Prispôsobená filtrácia je realizovaná konvolúciou obrazu maskou s veľkosťou 22x22 pixelov vo viacerých smeroch. Vzniknuté parametrické obrazy sú redukované do jedného obrazu. Na použitie Hesiánu je nutné najprv potlačiť šum v pôvodných obrazoch prostredníctvom filtrácie Gaussiánom. Pozícia ciev je určená pomocou masky Hesiánu, ktorá prechádza obraz. Následne sú vypočítané vlastné čísla danej matice a vypočítaný parametrický obraz. Parametrické obrazy oboch metód sú vložené do klasifikátora. Viac o tejto metóde je možné si prečítať v [34]. Príklad masky vzniknutej touto metódou je na Obr.4.2.



Obr. 4.2: Prevzatá maska ciev

4.1.2 Detekcia optického disku

Táto práca nadväzuje na diplomovú prácu pána Ing. Mareka Čermáka [5]. Cieľom jeho diplomovej práce bolo vytvoriť algoritmus na detekciu optického disku v snímkoch z VO. Detekcia bola vykonávaná na priemernom snímku z jednej video sekvencie. Príklad takéhoto obrázku je na Obr. 4.3.



Obr. 4.3: Vstupný obraz na detekciu optického disku

Prihliadnuc k vlastnostiam obrazu, ako najvhodnejšia metóda na detekciu optického disku bola zvolená kruhová transformácia. Samotný algoritmus sa skladá z niekoľkých častí:

1. Redukcia prehľadávaného priestoru s cieľom znížiť výpočetnú náročnosť programu
2. Predspracovanie vstupného obrazu
3. Vlastná kruhová transformácia
4. Segmentácia optického disku

Algoritmus v pôvodnej práci bol navrhnutý na segmentáciu optického disku z troch rôznych databáz. V tejto práci je segmentačný algoritmus redukovaný a prispôbený len na dáta z VO.

4.2 Spôsob vytvorenia segmentačných masiek

Základom každej segmentačnej masky je generovanie kružníc. Kružnice je možné vytvoriť dvoma spôsobmi. Prvým je spôsob tzv. pevnej segmentácie. Tento spôsob je nezávislý na predošlej detekcii optického disku. Používateľ si môže vybrať, či chce

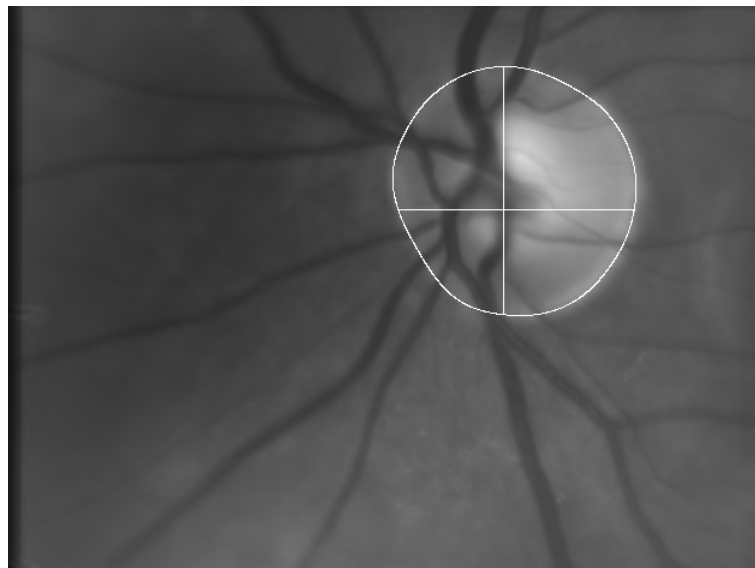
použiť stred optického disku detegovaný algoritmom alebo ho manuálne korigovať. Následne je zvolený počet kružníc masky a krok medzi nimi. Nevýhodou tejto masky je fakt, že optický disk má rôznu veľkosť pri jednotlivých pacientoch. Tým pádom pri analýze celej sady dát môže byť maska v niektorých záznamoch väčšia než optický disk, čo môže spôsobiť nepresnosti v analýze signálu.

Druhým spôsobom je adaptívna segmentácia. Táto metóda je priamo závislá na detekcii optického disku. Pri adaptívnej segmentácii je hľadaná najmenšia možná vzdialenosť medzi stredom OD a jeho okrajom. Keďže optický disk je nepravidelný útvar, sú od jeho stredu postupne generované kružnice, pokiaľ sa bod kružnice nepretne s hranicou optického disku. Z polomeru poslednej kružnice je vypočítaný krok medzi kružnicami pomocou vzťahu:

$$krok = \frac{r}{N} \quad (4.1)$$

kde r je polomer kružnice a N je počet kružníc.

Pri adaptívnej segmentácii je možné korigovať stred manuálne, automaticky alebo ho nekorigovať vôbec a použiť detegovanú hodnotu stredu OD. Automatická korekcia spočíva v hľadaní geometrického stredu OD. Stredom optického disku sú vedené úsečky v smere osi x a y , pričom sú vedené k hranici optického disku, vid' 4.4. Geometrické stredu úsečiek určujú polohu korigovaného stredu optického disku.



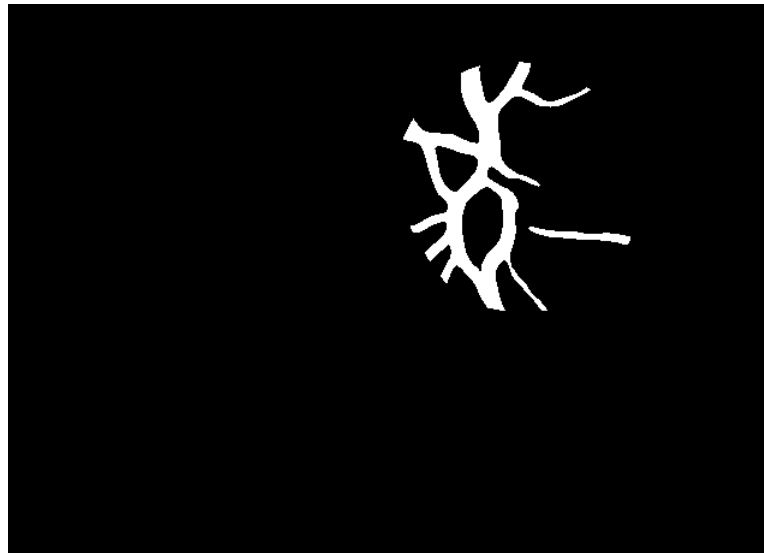
Obr. 4.4: Výsledok adaptívnej korekcie

4.3 Typy segmentačných masiek

Po výbere spôsobu vytvorenia segmentačných masiek je nutné zvoliť typ danej masky. V prvom rade je potrebné aby sa užívateľ rozhodol, či chce segmentovať cievy alebo tkanivo v priestore optického disku. Segmentácia ciev je umožnená len jedným spôsobom, zatiaľ čo pri segmentácii tkaniva sú na výber tri možnosti.

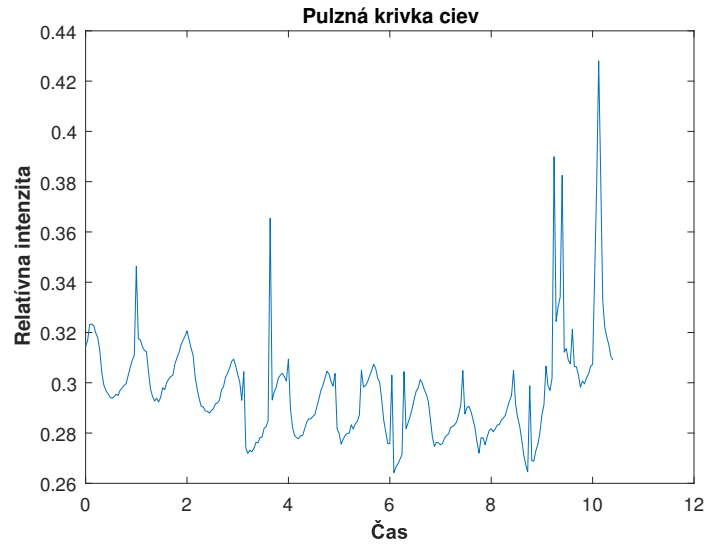
4.3.1 Segmentácia ciev v oblasti optického disku

Na segmentáciu ciev v oblasti optického disku sú použité masky ciev popísané v kap.4.1.1 a hranica detegovaného optického disku, ktorá je vykreslená do podoby binárnej masky. Binárna maska hranice optického disku nemusí byť vždy spojitá a preto je nutné túto hranicu dilatovať aby sa doplnili prípadné chýbajúce pixely. Prostredníctvom elementárnych matematických operácií a prahovania je možné spojiť tieto dva obrazy. Následne je vytvorená binárna maska zobrazená na Obr. 4.5.



Obr. 4.5: Maska ciev v priestore optického disku

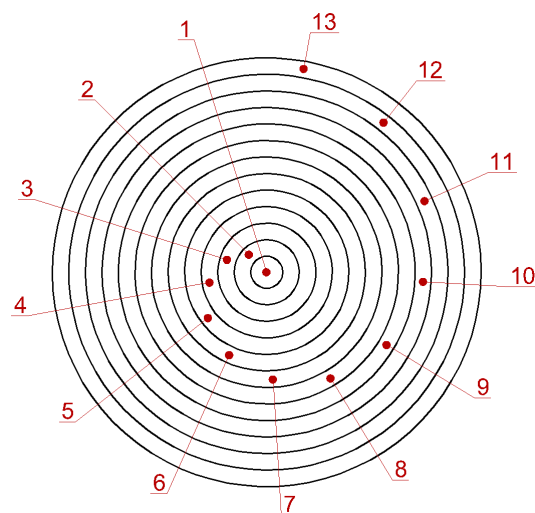
Ďalším krokom je prehľadávanie každej snímky video záznamu. Body nachádzajúce sa pod maskou sú uložené do premennej, z ktorej je následne vypočítaná priemerná hodnota intenzity jasu pre danú snímku. Priemerné hodnoty intenzít jasu zo všetkých snímok vytvoria následne pulznú krivku ciev. Keďže maska ciev je statická a cievy vo videu sa pohybujú je možné vidieť v pulznej krivke isté artefakty ako je tomu na Obr. 4.6



Obr. 4.6: Pulzná krivka ciev

4.3.2 Segmentácia optického disku

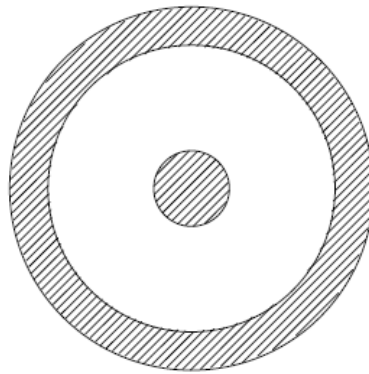
Boli navrhnuté tri typy segmentačných masiek : Kružnicová, Pavučinová a Cup/Rim maska. Všetky spomenuté masky majú spoločný základ v generovaní kružníc. Stredom týchto kružníc je stred optického disku. Kružnicová maska sa skladá z niekoľkých kružníc s určitým krokom medzi nimi. Počet kružníc je možné určiť užívateľom pri všetkých spôsoboch segmentácie. Naopak, voľba kroku medzi kružnicami je možná len pri pevnej segmentácii. Príklad Kružnicovej masky je na Obr. 4.7



Obr. 4.7: Kružnicová maska

Prvé kružnice Kružnicovej masky sa nachádzajú v oblasti, kde sú prítomné cievy. Po vylúčení ciev zo segmentácie optického disku, ostáva v segmentoch nachádzajúcich sa v blízkosti stredu OD malé množstvo pixelov. Vzhľadom k tomu, že pri extrakcii signálu je vyberaná priemerná hodnota intenzity pixelov v danej oblasti, je nutné počítať so zníženou kvalitou signálu.

Pretože táto práca skúma práve rozdiel medzi stredom optického disku a jeho okrajmi bola navrhnutá tzv. Cup/Rim maska. Na základe empirického skúmania obrazu boli stanovené hranice exkavácie OD (cup) a okraja OD (rim). Plocha exkavácie zodpovedá približne prvým štyrom kružniciam Kružnicovej masky. Okraj vznikol spojením posledných dvoch kružnicových segmentov. Zväčšením plochy segmentov oproti Kružnicovej maske, dochádza k zvýšeniu kvality signálu. Cup/Rim maska je zobrazená na Obr. 4.8



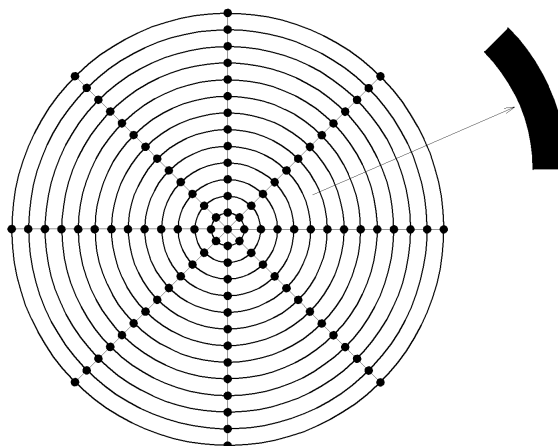
Obr. 4.8: Cup/Rim maska

Posledným typom masky je Pavučinová maska. Táto maska opäť vychádza z Kružnicovej masky. Rozdeľuje jednotlivé kružnice na osem segmentov. Segmenty vznikli generovaním osového kríža vedúceho od stredu optického disku po poslednú kružnicu. Osoví kríž je generovaný s intenzitou jasnosti pixelu 0,5. Ak sa osoví kríž pretne so šedotónovou kružnicou, vytvorí biely bod. Tento bod sa stáva uzlovým bodom na tvorbu segmentov. Následne boli generované dve diagonály po uhle 45° od horizontálnej úsečky. Keďže pri tvorbe kruhového útvaru je nutné zaokrúhľovanie, nie vždy sa diagonála pretne s bodom kružnice a preto nie je možné použiť rovnaký postup ako pri osovom kríži. Na výpočet uzlových bodov na diagonále bol použitý vzťah:

$$bod = \sqrt{\frac{r^2}{2}} \quad (4.2)$$

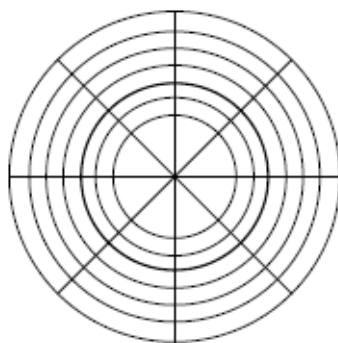
kde r je polomer aktuálnej kružnice.

Po určení uzlových bodov nastáva vytvorenie segmentov. Vyberajú sa vždy dva susedné body na jednej kružnici a dva susedné body o kružnicu vyššie viď, Obr. 4.9.



Obr. 4.9: Pavučinová maska

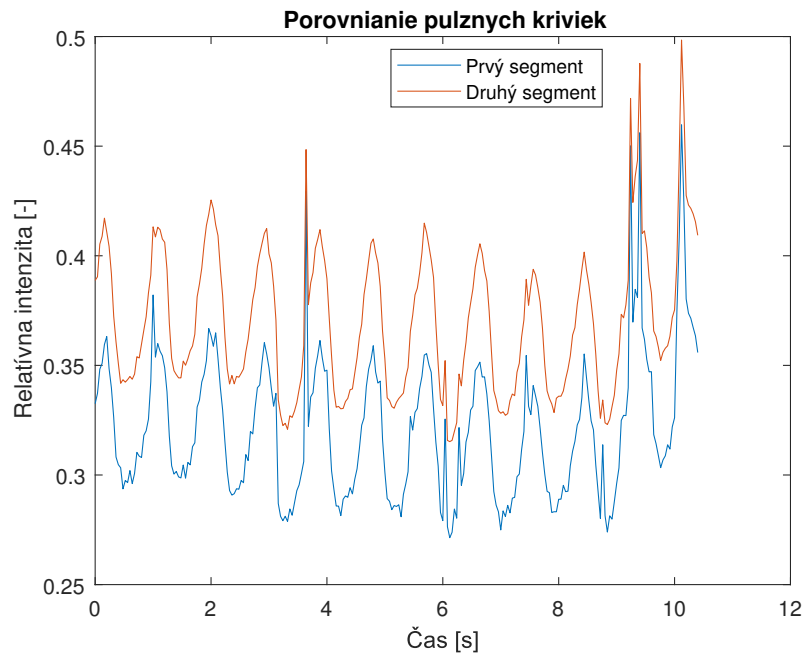
Pavučinovú masku je možné realizovať dvomi spôsobmi. Prvým je generovanie klasických kružníc ako pri Kružnicovej maske. Druhým spôsobom je zjednotenie prvých štyroch kružníc podobne ako pri Cup/Rim maske, viď Obr. 4.10 .



Obr. 4.10: Pavučinová maska so spojenými kružnicami

Posledným krokom segmentácie dát je nahranie jednorozmerného signálu z jednotlivých segmentov. Každé video je prechádzané snímok po snímku. Všetky snímky sú prechádzané postupne po jednotlivých segmentoch, vytvorených segmentačnými maskami. Pixely, kde sa nachádzajú cievy sú zanedbané. Z každého segmentu sa vypočíta priemerná hodnota jasu, ktorá je ukladaná do vytvorenej premennej. Tieto

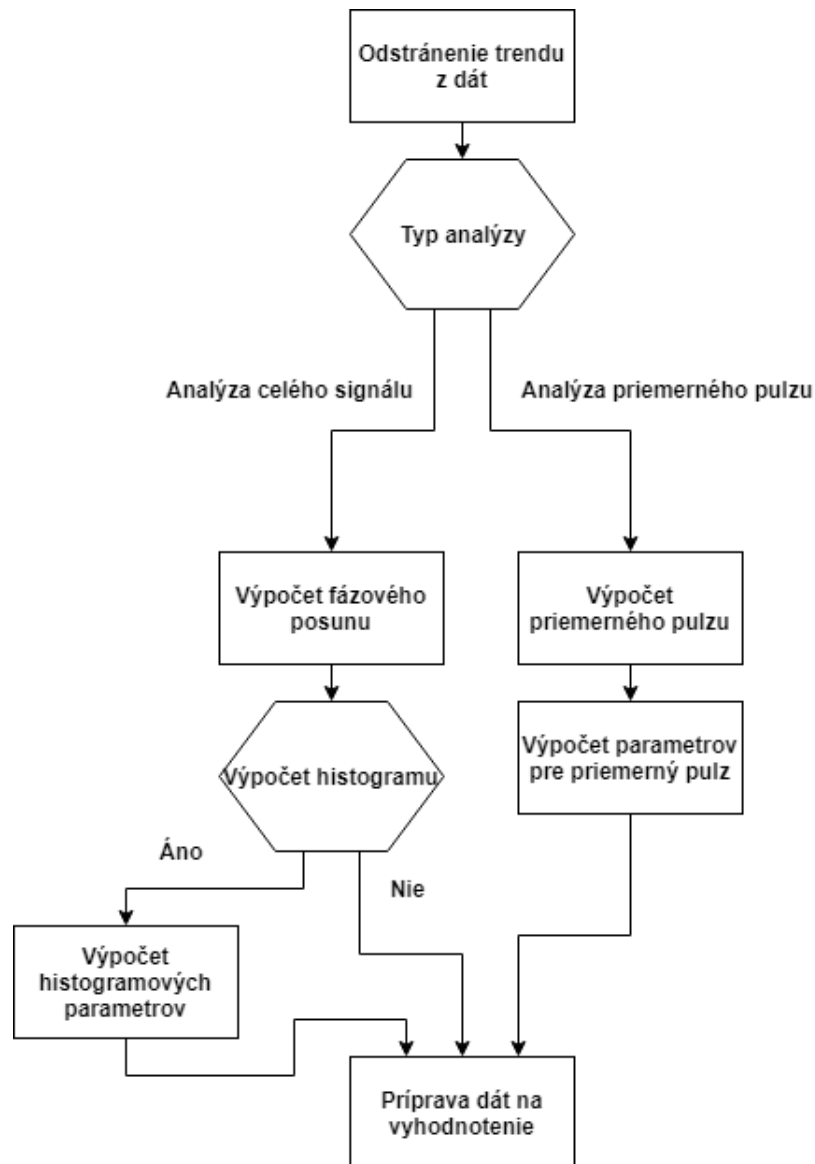
hodnoty tvoria jednorozmerný signál pripomínajúci pletyzmografickú krivku. Na Obr. 4.11 sú znázornené dve krivky zo stredu optického disku. Tieto krivky pochádzajú z prvých dvoch segmentov kružnicovej masky, ktorá bola popísaná v kap. 4.3.2. Modrý signál pochádza zo segmentu nachádzajúceho sa najbližšie k optickému disku. Červený signál sa opäť nachádza v strede optického disku ale pochádza oblasti medzi prvou a druhou kružnicou.



Obr. 4.11: Príklad výstupných kriviek

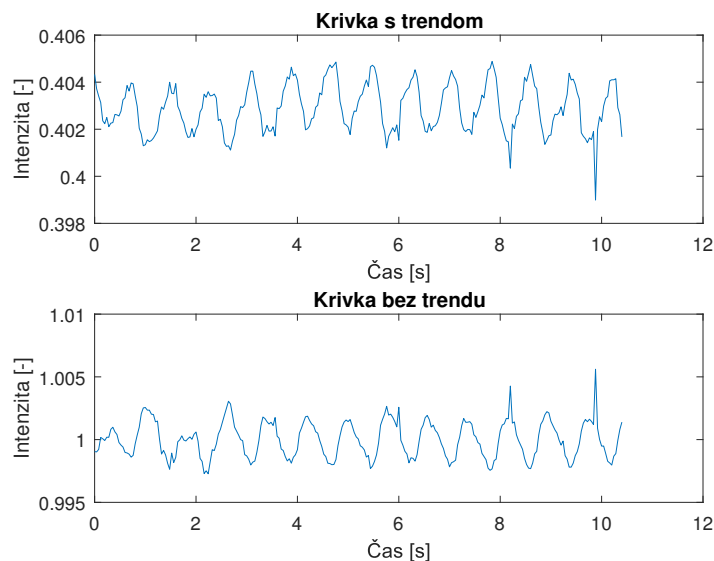
5 ANALÝZA PULZNEJ KRIVKY

Druhou časťou tejto práce je analýza pulzných kriviek. Bolo navrhnutých viacero metód, ktoré sú popísané nižšie. Princíp analýzy pulznej krivky je na Obr. 5.1.



Obr. 5.1: Bloková schéma analýzy signálu

Krivky znázornené na Obr. 4.11 obsahujú nežiadúci drift. V rámci predošlého výskumu bola navrhnutá funkcia *RelativePulsation* [49]. Táto funkcia používa aproximáciu polynómom na odhalenie a odstránenie trendu z dát. Obr. 5.2 ukazuje rozdiel medzi krivkou pred a krivkou po odstránení trendu.



Obr. 5.2: Porovnanie kriviek

Analýzu týchto kriviek je možné deliť podľa:

1. Typu masky - Kružnicová, Pavučinová, Cup/Rim.
2. Prístupu k signálu - analýza celého signálu, analýza priemerného pulzu.
3. Typu referencie - analýza jednotlivých segmentov medzi sebou alebo použitím signálov z ciev, celej plochy optického disku prípadne zo stredu optického disku.

5.1 Analýza celého signálu

Pulzácia optického disku je vyvolaná dvoma mechanizmami. Jedným je šírenie pulznej vlny prostredníctvom ciev vystupujúcich z exkavácie optického disku. Pulzná vlna postupne putuje po celom priestore optického disku v smere od stredu na okraj. Existuje predpoklad, že vlna sa pohybuje s istým fázovým posunom po jednotlivých častiach optického disku. Druhým mechanizmom je pulzácia ciev zásobujúcich určité časti optického disku.

Na výpočet fázového posunu bola použitá *phdiffmeasure* [55]. Táto funkcia vypočítava rozdiel medzi fázami dvoch periodických signálov pomocou Fourierovej transformácie. Výstupné hodnoty použitej funkcie sú v radiánoch. Záporné hodnoty fázového posunu znamenajú posun smerom doprava voči osi x a kladné hodnoty znamenajú posun doľava [18].

Na vyjadrenie šírenia pulznej vlny v rôznych častiach OD je možné použiť aj časový posun. V tejto práci je časový posun odvodený z fázového pomocou vzťahu [43]:

$$\Delta t = \frac{\varphi}{360f} \quad (5.1)$$

kde φ je fázový posun v stupňoch a f [Hz] je frekvencia signálu.

Keďže nie je známa frekvencia signálu, je nutné ju vypočítať. Prvým krokom výpočtu frekvencie je vytvorenie amplitúdového spektra pomocou Fourierovej transformácie. Druhým krokom je dosadenie prvého píku amplitudovej charakteristiky do vzťahu:

$$f = f_s \frac{x}{l} \quad (5.2)$$

kde f_s je vzorkovacia frekvencia, x je pozícia píku a l je dĺžka signálu.

Pri návrhu tohto prepočtu bolo predpokladané, že sa frekvencia pulznej krivky nemení naprieč optickým diskom. Počas realizácie výpočtu sa v niektorých prípadoch objavili rôzne hodnoty frekvencie naprieč kružnicami. Keďže je pre jeden záznam predpokladaná len jedna hodnota frekvencie signálu, bol vybraný medián z vypočítaných frekvencií.

Vzhľadom k známemu času vytvorenia jednej snímky (40ms), je možné časovú hodnotu meškania prepočítať na údaj o počte snímok, o ktoré sa líšia dva signály od seba.

V niektorých prípadoch vzniká pri výpočte fázového posunu veľké množstvo hodnôt ako napríklad pri použití Pavučinovej masky. Keďže je štatistická analýza vykonávaná vedeckým pracovníkom v Erlagene, bolo nutné tieto dáta redukovať aby sa zefektívnil proces ich vyhodnotenia. Jedným zo spôsobov redukcie je vytvorenie histogramu a porovnávanie jeho vlastností.

5.1.1 Histogramové parametre

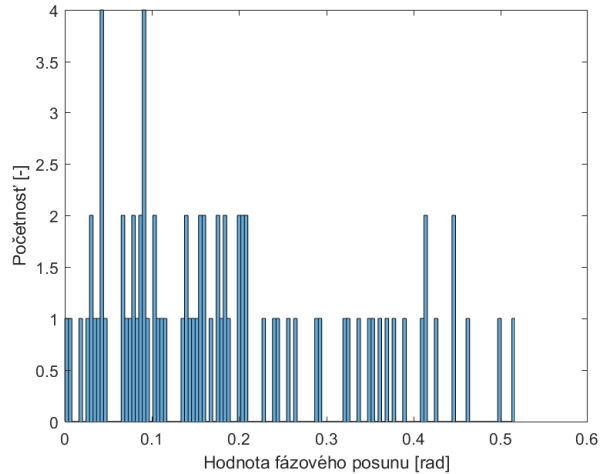
Pod pojmom histogram obrazu je možné si predstaviť stĺpcový graf popisujúci početnosť jednotlivých hodnôt šedej v obraze. Na popis vlastností histogramu sa používajú viaceré parametre ako napríklad: energia, entropia, šikmosť a špicatosť. Na základe týchto vlastností je možné popísať rozloženie hodnôt fázového posunu.

Pre každý záznam bol vytvorený histogram vypočítaných hodnôt fázového posunu. Príklad histogramu je na Obr. 5.3.

Entropia je termodynamická veličina, ktorá môže byť použitá aj v spracovaní obrazu, kde vyjadruje mieru rozloženia hodnôt jasov v obraze. Entropiu obrazu je možné určiť s histogramu prostredníctvom vzťahu:

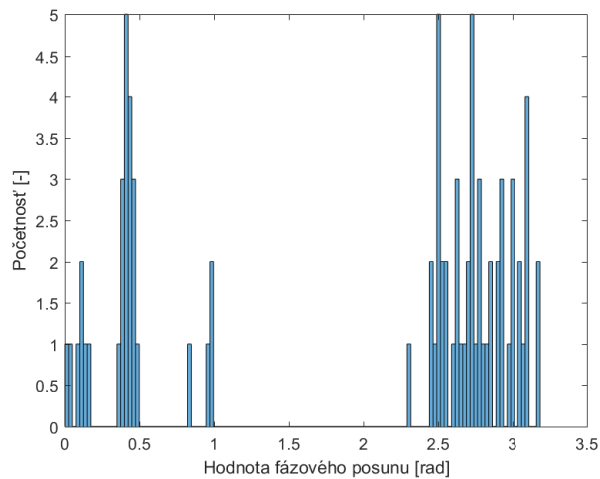
$$H(S) = \sum_{i=1}^n P(S_i) \log_2 P(S_i) \quad (5.3)$$

kde $P(S_i)$ je pravdepodobnosť výskytu danej jasovej hodnoty [50].



Obr. 5.3: Histogram fázového posunu

Výpočet entropie v Matlabe je realizovaný funkciou *EntropyEstimationHist*, ktorá je prevzatá z [25]. Kladná hodnota entropie znamená v tomto prípade extrémny vo vypočítaných hodnotách fázového posunu vid Obr. 5.4. Naopak histogram so zápornou hodnotou entropie obsahuje hodnoty fázového posunu na menšom intervale vid Obr. 5.3.



Obr. 5.4: Histogram fázového posunu s kladnou entropiou

Šikmost histogramu vyjadruje jeho asymetrickosť. Ak je šikmost rovná nule, histogram je symetrický. Pokiaľ je šikmost záporná hodnota, dáta sa nachádzajú viac naľavo od priemeru. Naopak ak je šikmost kladná, tak väčšina dát sa nachádza napravo od priemeru. Šikmost je v prostredí Matlab vypočítaná:

$$s = \frac{E(x - \mu)^3}{\sigma^3} \quad (5.4)$$

kde μ je aritmetický priemer súboru dát x , σ je smerodajná odchýlka a E je očakávaná hodnota výskytu danej hodnoty [26].

Špicatosť histogramu je veličina vzťahujúca sa k normálnemu rozloženiu dát. Ak je hodnota špicatosti rovná 3, dáta majú normálne rozloženie. Histogramy s hodnotou špicatosti nižšou než 3 sú charakteristické úzkym píkum histogramu a naopak histogramy so špicatosťou vyššou než 3 obsahujú širší pík. [46] Programové prostredie Matlab využíva na výpočet špicatosti podobný vzťah ako na výpočet šikmosti. Jedinou zmenou je zmena mocniny vo vzťahu 5.4. z tretej na štvrtú.

Energia histogramu je definovaná pravdepodobnosťou výskytu danej hodnoty. Jej výpočet je realizovaný:

$$Energia = \sum_{i=1}^n P(S).P(S) \quad (5.5)$$

kde $P(S)$ je pravdepodobnosť výskytu fázového posunu.

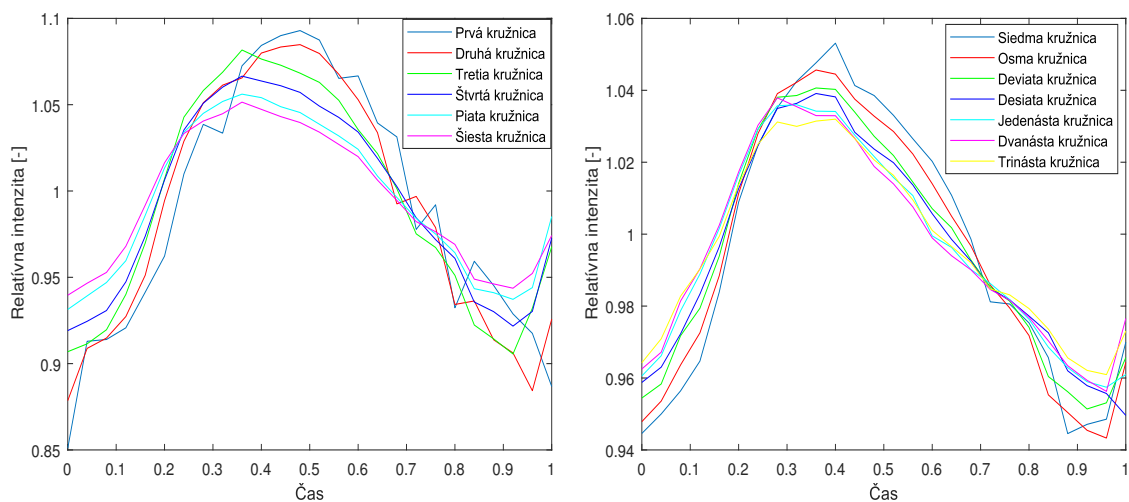
5.2 Analýza priemerného pulzu

Krivky s odstráneným trendom sú delené na jednotlivé píky. Prepokladajme frekvenciu pulzu meraných subjektov v rozmedzí 60-100 pulzov za minútu. V prepočte na sekundy sa každých 0,6 až 1 sekundu vyskytne pulz. Pri známej hodnote počtu snímok za sekundu a známej dĺžke snímania videa je možné stanoviť vzdialenosť medzi jednotlivými píkmi v signály na 15-25 vzoriek.

Detekcia píkov bola vykonaná s parametrom minimálnej vzdialenosti medzi dvoma píkmi stanoveným na hodnotu 15. Prihliadnuc k nožnej nepresnosti detekcie je nutné vykonať kontrolu dát. Pri kontrole nájdených píkov je uplatnený predpoklad o rovnakom počte píkov v susednej kružnici. Pík, ktorý sa nachádza na inej pozícii než je tolerancia bol odstránený.

Ďalším krokom bolo nájdenie hodnoty minima medzi dvoma píkmi. Tieto hodnoty slúžia ako hranice jedného píku. Z vysegmentovaných píkov bol pre každú kružnicu vypočítaný priemerný pulz, viď Obr. 5.5.

Na Obr. 5.5 je možné si všimnúť odlišnosti v intenzite priemerných pulzov z jednotlivých kružníc. Líšia sa v strmosti, výške a dĺžke.



(a) Priemerný pulz pre kružnice 1 až 6

(b) Priemerný pulz pre kružnice 7 až 13

Obr. 5.5: Priemerné pulzy

V rámci výskumu na UBMI bola skúmaná nástupná hrana priemerného pulzu prostredníctvom rôznych metód. V tejto práci je navrhnutá nová metóda porovnávania vlastností nástupnej hrany jednotlivých pulzov. Prvým krokom je normalizácia pulzov z pôvodných hodnôt na hodnoty v intervale 0 až 1. To je vykonané pomocou [51]:

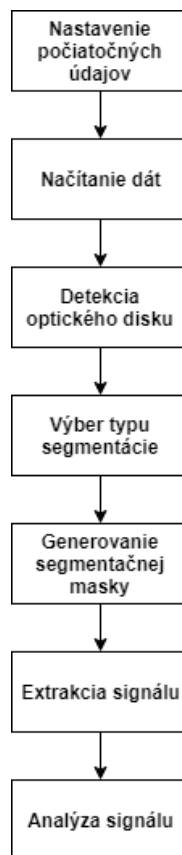
$$normalizácia = \frac{signál - minimum}{maximum - minimum} \quad (5.6)$$

Po normalizácii bolo nájdené maximum normalizovaného pulzu a jeho pozícia. Z týchto dvoch údajov je možné vypočítať smernicu dotyčnice nástupnej hrany prostredníctvom goniometrickej funkcie tangens.

6 OBSLUHA NAVRHNUTÉHO PROGRAMU

Diplomová práca bola vytvorená na počítači s procesorom Intel core i7 s frekvenciou 2,2 GHz. Veľkosť operačnej pamäte počítača je 16 GB. Počítač taktiež obsahuje SSD disk s kapacitou 256 GB a integrovanú grafickú kartu od spoločnosti Intel. Algoritmus bol navrhnutý v programovom prostredí Matlab 2017a.

Programová časť práce sa skladá z jedného hlavného skriptu a z tridsať dva funkcií. Základný princíp funkcie algoritmu je popísaný blokovou schémou na Obr. 6.1



Obr. 6.1: Bloková schéma algoritmu

Pre správnu funkčnosť algoritmu je nutné na začiatku nastaviť parametre: cesta k videu, cesta k priemernému snímku, cesta k maske ciev, typ segmentácie, referencie, fps a číslo záznamu.

Prvé tri parametre sú dôležité na nastavenie cesty k daným súborom, aby ich bolo možné načítať aj z iného priečinku než z toho, v ktorom sa nachádza skript. Je potrebné vedieť, s akým počtom snímok za sekundu boli dáta snímané, pričom dáta pre ktoré bol tento algoritmus navrhnutý mali hodnotu 25 snímok za sekundu. Záznam je vyberaný podľa jeho poradového čísla v priečinku t.j. podľa abecedného

poradia názvov dát. Segmentácia sa podľa segmentačnej masky delí na tri typy: Kružnicová (k), Pavučinová (p) a Cup/Rim (c). Posledným vstupným parametrom je výber referencie. Ako ako referenciu je možné použiť: signál z ciev v oblasti optického disku (cie), signál z priestoru celého optického disku (cel), signál z detegovanej oblasti exkavácie OD (cup) alebo signál z porovnávaného záznamu (sig). Nie je možné aby bol typ segmentačnej masky cup a zároveň bola referencia nastavená na cup. V tomto prípade algoritmus nevykoná výpočet a vypíše upozorňujúcu hlášku.

Po spustení algoritmu sa algoritmus opýta používateľa na niekoľko otázok. Na niektoré sa dá vybrať odpoveď, zatiaľ čo iné je nutné vyplniť. V segmentačnej časti práce sa nachádzajú otázky na spôsob segmentácie, počet kružníc masky a potrebu korekcie stredu OD. Po výpočte masky je maska vykreslená v pôvodnom obraze a používateľ dostáva otázku, či je spokojný s polohou masky. Ak zvolí možnosť *Nie*, tak sa výpočet masky opakuje ak zvolí *Áno* tak program vykoná segmentáciu.

V časti práce, ktorá analyzuje signál sa nachádzajú len dve otázky a tými sú : otázka na výpočet priemerného pulzu a otázka na výpočet parametrov histogramu.

Výstupné hodnoty jednotlivých analýz nebolo možné vykresliť, pretože v prípade niektorých typov analýz vzniká len jedna hodnota. Na druhej strane nebolo možné výsledky ani vypísať do príkazového okna, pretože niektoré typy analýz obsahujú veľké množstvo dát. Práve preto sú v kap. 6.1 popísané vstupné a výstupné parametre použitých funkcií aby si užívateľ mohol sám dohľadať výsledky, ktoré potrebuje.

6.1 Použité funkcie

Na načítanie priemernej snímky, masky cievy a videa sú navrhnuté funkcie: *Nacitaj_cievy*, *Nacitaj_priem_snimok* a *Nacitaj_video*. Všetky tri funkcie majú rovnaké vstupné argumenty: číslo záznamu a cesta k priečinku, v ktorom sa nachádzajú súbory. Výstupom je štvorrozmerný objekt v prípade videa, priemerný snímok a v prípade ciev binárna maska ciev.

Funkcia *Detekcia_optickeho_disku* je prevzatá z [5]. Pre účel tejto práce bola upravená len na detekciu OD zo snímok vytvorených video oftalmoskopom. Funkcie použité v originálnom programe boli prevzaté a použité v tejto práci. Vstupným parametrom je priemerná snímka. Výstupné parametre sú: *ztenceny*, *vysledek*, *stred_real*, *vyslednevrcholy*. Premenná *ztenceny* je binárnym vykreslením detegovanej hranice optického disku, ktorej súradnice sú uložené v premennej *vyslednevrcholy*. Súradnice stredu sú uložené v premennej *stred_real*. *Vysledek* obsahuje pôvodnú snímku s vykreslenou hranicou detegovaného optického disku.

Na vytvorenie kružnice bola navrhnutá funkcia *circle*. Vstupné argumenty danej funkcie sú súradnice stredu optického disku, počet kružníc a požadovaný krok s akým

sa bude meniť polomer pri realizácii viacerých kružníc. Výstupom tejto funkcie je premenná so súradnicami kružníc.

Pri kladnej odpovedi na otázku o automatickej korekcii stredu sa spustí funkcia *adaptívna_korekcia*. Táto funkcia na vstupe potrebuje súradnice stredu OD a detegovanú hranicu OD. Jej výstupom sú nové súradnice stredu OD.

Pri voľbe adaptívnej segmentácie sa spustí funkcia s rovnakým názvom. Táto funkcia potrebuje na svojom vstupe premenné so súradnicami stredu OD a premennú *ztenceny*. Jej výstupom je premenná obsahujúca kružnice, krok s akým narastá polomer kružníc a počet kružníc.

Pre každý typ segmentačnej masky bola vytvorená špecifická funkcia. Spoločnými vstupnými premennými sú súradnice stredu a premenná so súradnicami kružníc. Pri Cup/Rim segmentácii a Pavučinovej segmentácii je navyše vstupná premenná *krok*. Pavučinová segmentácia potrebuje pre svoju funkciu poznať aj počet kružníc. Výstupné argumenty vždy obsahujú jednu premennú s uloženými segmentmi (*segment*) a druhú premennú na vykreslenie celej masky (*segment1* alebo *segment2*). Pavučinová maska je špecifická dvomi realizáciami. Buď je možné využiť na segmentáciu premennú *segment* alebo premennú *multi_seg*, ktorá združuje prvé štyri kružnice do jednej. Výstupná premenná *segment_vyz* zobrazuje variantu spojenia prvých štyroch kružníc.

Na segmentáciu ciev v priestore OD bola navrhnutá funkcia *segmentace_cievy*. Vstupné parametre tejto funkcie sú : *vysledek*, *ztenceny*, *cieva*, *snimok*, *video_retina*. Táto funkcia vytvára segmentačnú masku a zároveň aj signál z video záznamu.

Funkcia *vytvor_signal* vykonáva extrakciu signálu z video záznamu. Pre jej správnu funkciu sú na vstupe potrebné premenné: *segment* (prípadne *multi_seg*), *cieva*, *snimok* a *video_retina*. Premenná *cieva* obsahuje binárnu masku ciev. *Video_retina* je štvorrozmerný objekt, ktorého posledný parameter je počet snímok. Tento parameter je uložený v premennej *snimok*.

Signál z priestoru celého optického disku je extrahovaný pomocou funkcie *signal_cely*. Táto funkcia má rovnaké vstupy ako *segmentace_cievy*. Výstupom je signál z celého optického disku.

Ak sa užívateľ rozhodne pre analýzu priemerného pulzu, spustia sa funkcie na vytvorenie pulzu a následne na jeho analýzu. Funkcie na tvorbu priemerného pulzu sú: *piky*, *cieva_pik* a *cely_pik*. Prvá funkcia má vstupné argumenty signály z jednotlivých segmentov a typ segmentácie, zatiaľ čo zvyšné majú len jeden signál. Výstupom pri všetkých funkciách sú priemerné pulzy. Funkcia *analýza_pik* potrebuje na svoju správnu funkciu mať na vstupe premenné : *priem_piky*, *referencia* a podľa typu referencie buď premennú z pulzom zo stredu OD, ciev alebo celého disku. V prípade, že je ako referencia zvolený signál, má funkcia len dva vstupné parametre.

Na výpočet fázového posunu slúži funkcia *fázový_posun*. Ako vstupné parametre

tejto funkcie sú použité premenné *vys_priebeh*, *referencia* a *fps*. Hodnota fázového posunu je vypočítaná prostredníctvom funkcie *phdiffmeasure* [55], ktorá je použitá vo vnútri funkcie *fázový_posun*. Výstupom tejto funkcie je fázový posun a posun dvoch signálov v čase. Tieto hodnoty je možné analyzovať samostatne alebo prostredníctvom histogramu.

Parametre histogramu sú vypočítané prostredníctvom funkcie: *histogram_parametre*. Vstupom funkcie je veličina, ktorú si prajeme skúmať. Výstupom sú parametre histogramu: *entropia*, *energia*, *sikmost* a *spicatost*. Na výpočet entropie je použitá prevzatá funkcia s názvom *EntropyEstimationHist* [25], ktorej vstupom sú hodnoty fázového posunu.

Funkcia *RelativePulsation* [49] je použitá vo funkciách na tvorbu priemerného pulzu a na výpočet fázového posunu. Slúži na odstránenie trendu zo segmentovaných signálov. Jej vstupom je segmentovaný signál a výstupom je signál bez trendu.

Prepocet_na_čas slúži na vytvorenie časovej osi grafu. Vstupným argumentom je údaj o počte snímok za sekundu a počet snímok videa. Výstupným argumentom je časový vektor, ktorý je možné pri vykreslení grafu použiť ako osu x.

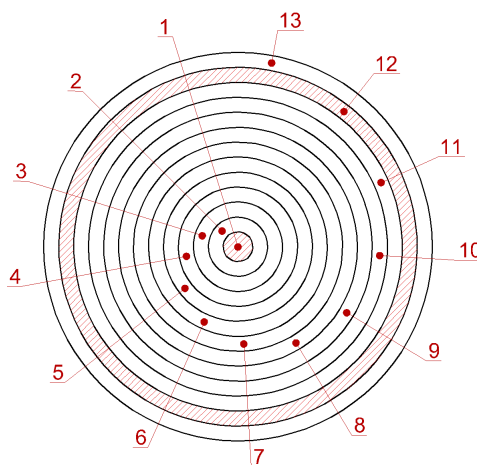
7 VYHODNOTENIE ÚSPEŠNOSTI PARAMETROV

Video sekvencie použité v tejto práci boli snímané v rámci výskumu glaukómu na univerzite v Erlagene. Aby sa zamedzilo umelému upravovaniu hodnôt, bola táto štúdia zaslepená a len jedna osoba vie, ktoré záznamy patria do ktorej skupiny glaukomatikov. Výsledky analýz pulzných kriviek bolo nutné odoslať na štatistickú analýzu na univerzitu v Erlagene. Keďže pri výpočtoch niektorých parametrov vzniká veľké množstvo dát, je nutné nájsť spôsob, ako z nich vybrať podstatnú informáciu. Viaceré prístupy budú popísané v nasledujúcej kapitole.

7.1 Skupiny parametrov

Na štatistickú analýzu bolo odoslaných celkovo päť súborov parametrov. Každý súbor obsahoval hodnotu parametru len pre jeden záznam od každého pacienta, avšak tieto záznamy vzhľadom k odlišnej metodike neboli vždy rovnaké pre všetky súbory parametrov.

Prvý súbor parametrov pozostával z vypočítaných hodnôt fázového posunu, časového posunu a z počtu snímok, o ktoré sú signály navzájom posunuté. Optický disk bol segmentovaný pevnou segmentáciou s Kružnicovou maskou. Všetky spomenuté parametre skúmali rozdiely medzi signálmi pochádzajúcimi z prvej a dvanástej kružnice, viď Obr. 7.1



Obr. 7.1: Kružnicová maska s vyznačenými kružnicami, z ktorých bol počítaný fázový posun

Na štatistickú analýzu boli odoslané tieto parametre:

1. Fázový posun
2. Absolútna hodnota fázového posunu
3. Časový posun
4. Absolútna hodnota časového posunu
5. Počet snímok

Absolútna hodnota parametrov bola považovaná za samostatný parameter z dôvodu neznámeho ovplyvnenia výsledku znamienkom parametru.

Druhá skupina parametrov pozostávala opäť z výpočtu fázového posunu. Prihliadnuc k výsledkom prvého súboru parametrov, bol zmenený typ segmentácie a segmentačná maska. Predpoklad existencie fázového posunu medzi plochou nachádzajúcou sa v strede optického disku a okrajom optického disku ostal zachovaný. Bola navrhnutá adaptívna segmentácia spolu s Cup/Rim maskou. Taktiež bola pridaná segmentácia ciev v priestore optického disku. Signál z ciev poslúžil ako referencia pre výpočet už predstavených parametrov. Na základe výsledkov prvého súboru dát boli vybrané len absolútne hodnoty fázového a časového posunu.

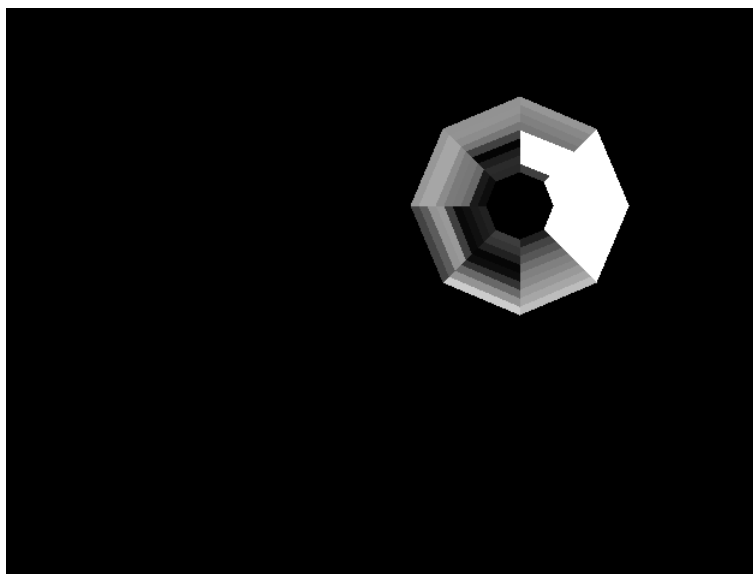
Druhá skupina obsahovala parametre:

1. Fázový posun medzi stredom OD a jeho okrajom
2. Časový posun medzi stredom OD a jeho okrajom
3. Počet snímok medzi stredom OD a jeho okrajom
4. Fázový posun medzi cievou a okrajom OD
5. Časový posun medzi cievou a okrajom OD
6. Počet snímok medzi cievou a okrajom OD

V treťom súbore parametrov bola použitá adaptívna segmentácia s Pavučinovou maskou. Bol vypočítaný len fázový posun jednotlivých segmentov voči stredu optického disku a voči signálu z celého disku. Hodnoty fázového posunu vychádzali inak v rôznych segmentoch naprieč plochou OD ako je možné vidieť na Obr. 7.2.

Rozloženie hodnôt fázového posunu v obraze je možné popísať histogramom. Pre každú snímku boli vypočítané histogramy a ich parametre popísané v kap. 5.1.1. Celkovo bolo vytvorených osem parametrov:

1. Entropia s referenciou celého OD
2. Entropia s referenciou stredu OD
3. Energia s referenciou celého OD
4. Energia s referenciou stredu OD
5. Šikmosť s referenciou celého OD
6. Šikmosť s referenciou stredu OD
7. Špicatosť s referenciou celého OD
8. Špicatosť s referenciou stredu OD



Obr. 7.2: Príklad rozloženia fázového posunu v pavučinovej maske

V štvrtom súbore parametrov sú analyzované priemerné pulzy. Opätovne bol použitý predpoklad o rozdiel medzi signálmi v strede OD a na jeho okraji. Oba navrhnuté parametre sú definované rozdielom medzi hodnotou parametru zo stredu optického disku a z okraja optického disku. Konkrétne ide o tieto parametre: Nástupný uhol a Rozdiel medzi pozíciou maxima.

Adaptívna korekcia stredu optického disku bola predstavená v piatom súbore parametrov. Dáta boli segmentované adaptívne. Ako referencia bol použitý signál pochádzajúci z ciev. Boli navrhnuté parametre ako pre celý signál, tak aj pre priemerný pulz. Celkovo bolo odoslaných na analýzu 5 parametrov:

1. Energia
2. Entropia
3. Šikmost
4. Špicatost
5. Uhol stúpania

Prvé štyri parametre patria medzi histogramové parametre. Postup bol rovnaký ako pri treťom súbore parametrov, len referencia bola iná. Posledný parameter je Uhol stúpania medzi okrajom optického disku a cievou. Tento parameter bol počítaný bez korekcie stredu s použitím Cup/Rim masky.

7.2 Výsledky

Vzhľadom k tomu, že nie sú známe zaradenia pacientov do určitej skupiny, nie je možné vykonať vlastnú štatistickú analýzu. Všetky grafy spomínané v tejto kapitole sú vytvorené pracovníkom univerzity v Erlagene, preto sú názvy osí písané v angličtine. Štatistická analýza sa zapodievala dvomi hlavnými problémami. Prvým bolo zaradenie pacientov na základe navrhnutých parametrov do určitej skupiny glaukomatikov. Druhou oblasťou záujmu bolo porovnanie realizovaných parametrov s parametrami bežne používanými v klinickej praxi na diagnostikovanie glaukómu.

7.2.1 Vyhodnotenie prostredníctvom krabicových grafov

Ako bolo spomínané v kap.3.3, v tejto štúdii sú pacienti rozčlenení do štyroch skupín. Prvá skupina sú zdraví pacienti, druhá sú pacienti so zvýšeným vnútroočným tlakom, tretia sú pacienti v pre-perimetrickom štádiu a posledná sú pacienti v perimetrickom štádiu glaukómu. Cieľom tejto práce bolo navrhnúť taký parameter, ktorý by bol schopný odlíšiť jednotlivé skupiny pacientov od seba. Tento cieľ bol vyhodnotený prostredníctvom krabicových grafov. V tejto kapitole sú zobrazené len významné grafy, zvyšné je možné si pozrieť v prílohe.

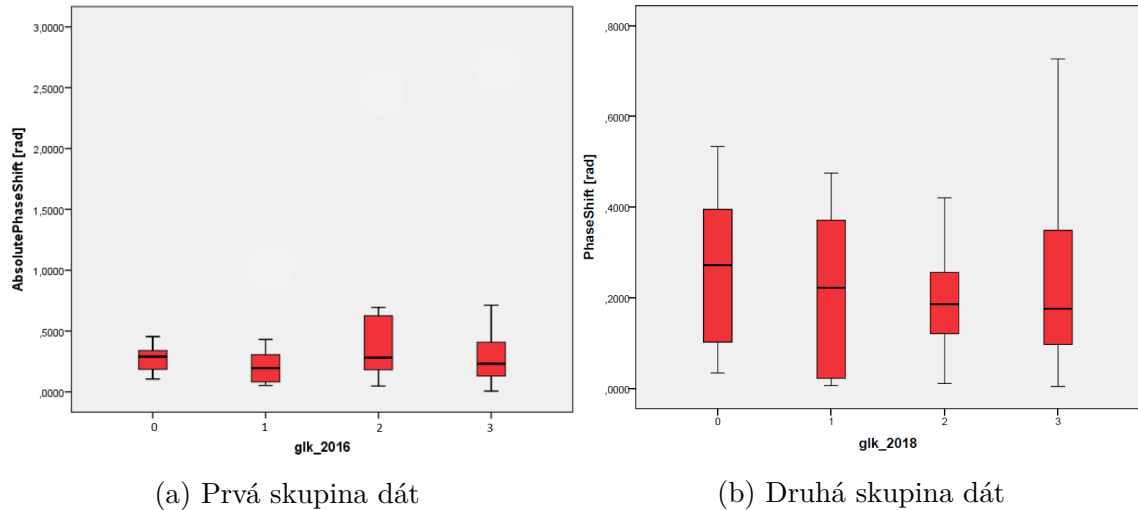
Krubicový graf je štatistický nástroj, ktorý ukazuje rozloženie dát v nameranom súbore. Skladá sa z obdĺžnikovej časti a z dvoch úsečiek, ktoré sú nazývané fúzičky. Vo vnútri obdĺžnikovej časti sa nachádza úsečka, ktorá zobrazuje medián daných dát. Celkovo sa v obdĺžnikovej časti nachádza 50 % hodnôt súboru dát [37]. Fúzičky krabicového grafu ukazujú rozdelenie zvyšných 50 % hodnôt na okraji. Konce fúzičiek sú presne určené na základe známeho dolného kvartilu a kvartilového rozpätia [11]. Odľahlé hodnoty sú vyznačené v krabicových grafoch pomocou bodky alebo hviezdčky.

Na Obr. A.1 sú zobrazené krabicové grafy priradujúce jednotlivé hodnoty pacientov do štyroch skupín. Priradenie jednotlivých názvov osí k skupine glaukomatikov je na Tab. 7.1. Je možné pozorovať menšie extrémny v dátach s absolútnou hodnotou a preto ďalšie skupiny parametrov obsahovali len absolútne hodnoty.

Ako je možné vidieť na Obr. A.2, parametre obsahujúce cievu ako referenciu obsahujú menej extrémov v dátach než parametre skúmajúce rozdiel medzi stredom optického disku a jeho okrajom.

Prvá skupina dát od druhej sa líšila spôsobom vytvorenia segmentačnej masky a typom masky ako je spomenuté v kap. 7.1. V oboch prípadoch boli vypočítané rozdiely absolútnych hodnôt fázového posunu medzi stredom optického disku a jeho okrajom. Na Obr. 7.3 je možné vidieť, ako zmena segmentačnej masky ovplyvnila výsledné hodnoty fázového posunu. Prvou podstatnou zmenou je zníženie rozsahu

hodnôt fázového posunu na osi y v druhej skupine dát. Druhá podstatná zmena je posunutie rozsahu hodnôt v pre-perimetrickej skupine pacientov. Zatiaľ čo v prvej skupine dát by sa dalo uvažovať, že parameter nadobúda dostatočné hodnoty na odlišenie týchto pacientov od ostatných, v druhej skupine dát sa hodnoty parametru prekrývajú aj s inými skupinami.



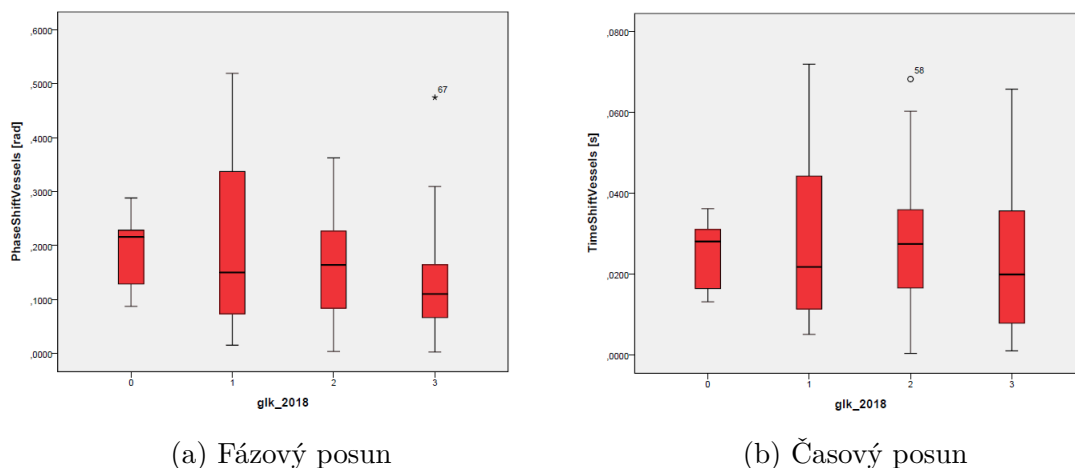
Obr. 7.3: Porovnanie absolútnych hodnôt fázového posunu v prvých dvoch skupinách dát

Tab. 7.1: Priradenie skupiny pacientov k názvu osí

Názov osi x	Príslušná skupina pacientov
0	Zdraví pacienti
1	Pacienti so zvýšeným vnútroočným tlakom
2	Pacienti v pre-perimetrickom štádiu glaukómu
3	Pacienti v perimetrickom štádiu glaukómu

Pri počítaní rozdielu časového a fázového posunu medzi cievou a okrajom optického disku sa odlišovali hodnoty zdravých pacientov od pacientov so zvýšeným vnútroočným tlakom o viac ako 50 %, viď Obr. 7.4. V tomto prípade je možné predpokladať, že ak by bola navrhnutá presnejšia segmentácia okraju optického disku, tak by boli výsledky lepšie.

Na Obr.A.3 je možné vidieť meniace sa stredné hodnoty parametrov v danej skupine pri rôznych typoch referencie. Taktiež je možné vidieť vyšší počet extrémov v hodnotách energie, ktoré následne skresľujú krabicové grafy. Obr. A.4 ukazuje



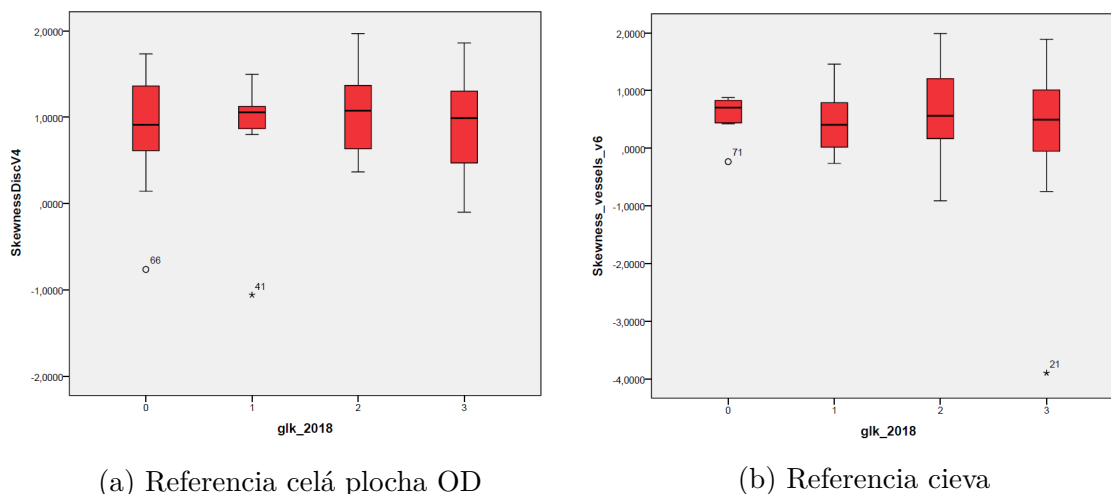
Obr. 7.4: Porovnanie absolútnych hodnôt fázového posunu v prvých dvoch skupinách dát

meniace sa stredné hodnoty parametrov šikmost a špicatosť pri rôznych referenciách. Parameter špicatosť s referenčným signálom z cievy alebo z celej plochy OD by mohol byť schopný odlíšiť od seba skupinu pacientov s vysokým vnútroočným tlakom od skupiny pacientov v perimetrickom štádiu glaukómu. Parameter Šikmost ukazuje pri zmene referencie významnú zmenu v rozdelení hodnôt v prvých dvoch skupinách, viď Obr. 7.5. Šikmost s referenciou ciev by mohla byť schopná oddeliť zdravých pacientov od pacientov s glaukómom. Hoci pri histogramových parametroch bola použitá rovnaká maska, jej spôsob vytvorenia bol iný. Signály, ktoré mali ako referenciu cievy, boli segmentované adaptívne s automatickou korekciou. Pri ďalšom testovaní by bolo vhodné segmentovať dáta rovnakým spôsobom a potom by bolo možné určiť najvhodnejší referenčný signál.

Výpočet parametrov pre priemerný pulz segmentov z Cup/Rim masky sa neukázal ako efektívny spôsob analýzy pulznej krivky viď Obr. A.5. Jediný parameter, ktorý by mohol byť schopný odlíšiť skupinu so zvýšeným vnútroočným tlakom od zdravých pacientov je Rozdiel v pozícii maxima.

7.2.2 Vyhodnotenie prostredníctvom korelačných koeficientov

Druhým prístupom na vyhodnotenie dát je skúmanie závislosti navrhnutých parametrov s parametrami používanými v klinickej praxi, konkrétne sa jedná o parametre: *Mean thickness* a *Mean defect*. Závislosť týchto veličín je skúmaná prostredníctvom Spearmanovho korelačného koeficientu. Tento koeficient je vhodnejší než Pearsonov korelačný koeficient, pretože je robustný voči odlahlým hodnotám v sú-



Obr. 7.5: Parameter Špicatost' pri rôznych referenciách

bore dát [37]. Oba korelačné koeficienty nadobúdajú hodnoty od -1 do 1, pričom hodnoty blízke k nule vyjadrujú stav, pri ktorom sú veličiny nezávislé na sebe.

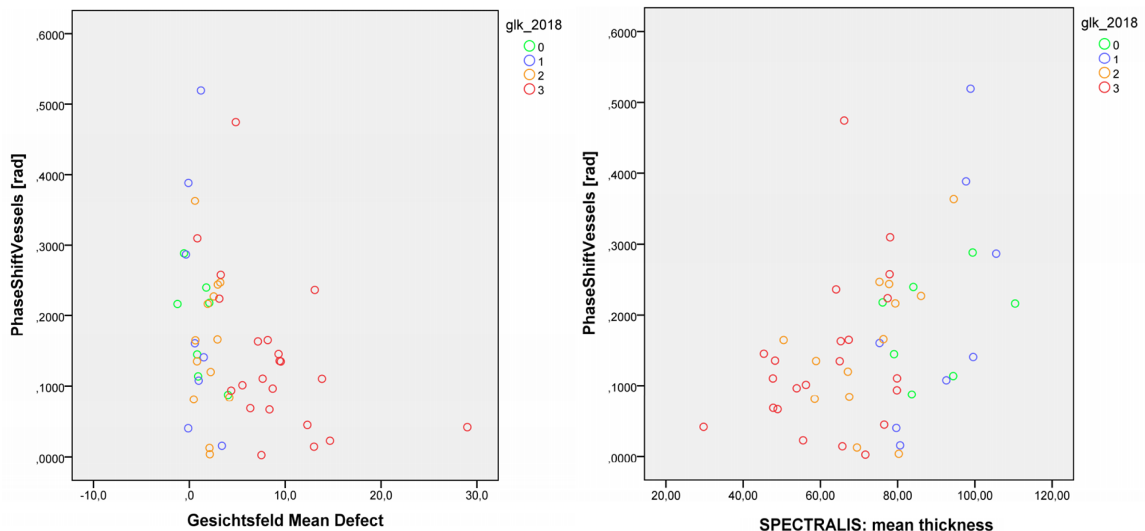
V prvej skupine dát sa neskúmala korelácia navrhnutých parametrov s klinicky používanými parametrami. Druhá skupina vykazovala štatisticky významnú koreláciu s parametrami meranými prostredníctvom perimetru a OCT. Korelačné koeficienty sú v Tab. 7.2. Závislosti fázového posunu ciev na parametroch *Mean defect* a *Mean thickness* sú zobrazené na Obr. 7.6. Graf obsahuje farebné body podľa príslušnosti pacienta k jednotlivej skupine, pričom legenda sa nachádza vždy vľavo hore.

Tab. 7.2: Korelačné koeficienty pre druhú skupinu dát

-	Fázový posun ciev	Časový posun ciev
Mean thickness	0,368	0,198
Mean defect	-0,404	-0,340

Parametre *Mean thickness* a *Mean defect* sú popísané v kap. 1.3.1. Fázový posun ciev má vyššie hodnoty korelačných koeficientov ku daným parametrom, než časový posun a práve preto tretia skupina parametrov obsahovala len hodnoty fázového posunu.

Histogramové parametre boli vypočítané s tromi rôznymi referenciami. V Tab. 7.3 sú porovnané korelačné koeficienty s parametrami Mean thickness a Mean defect.



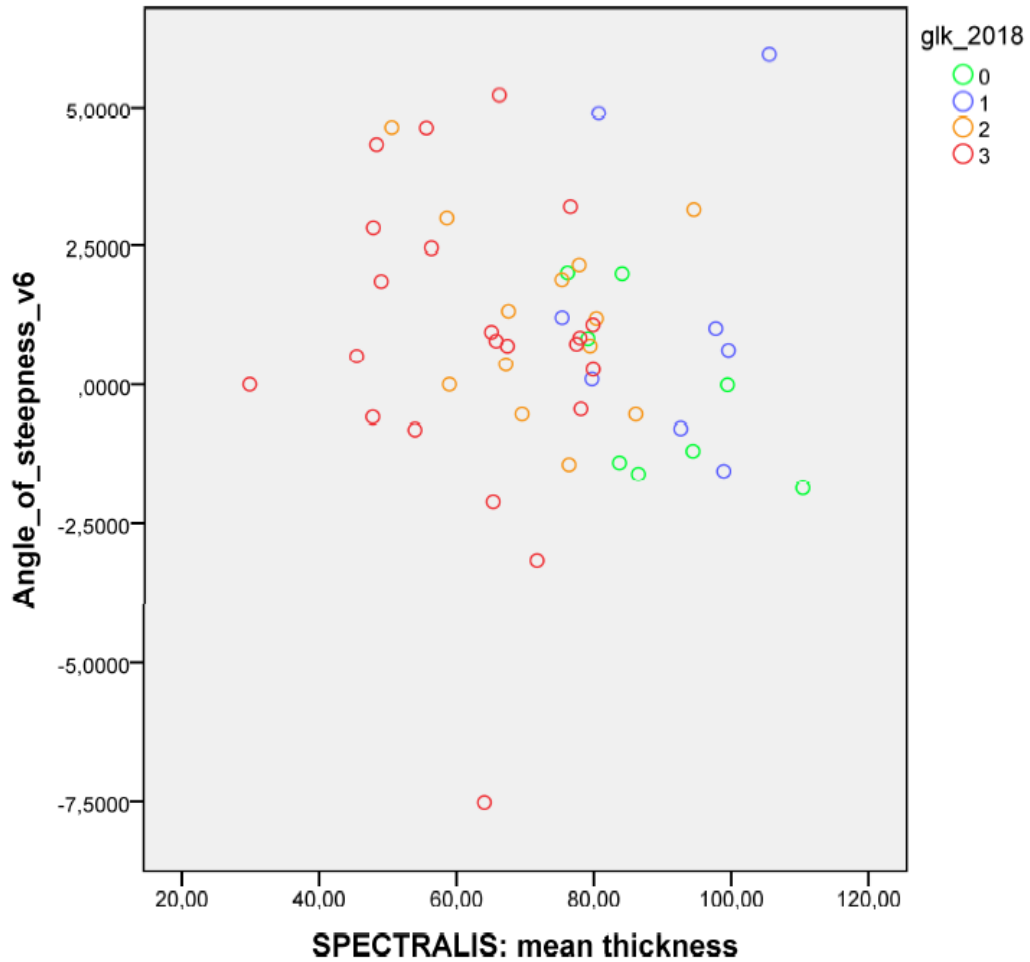
(a) Závislosť fázového posunu ciev na *Mean defect* (b) Závislosť fázového posunu ciev na *Mean thickness*

Obr. 7.6: Grafy závislosti fázového posunu na parametroch *Mean defect* a *Mean thickness*

Tab. 7.3: Korelačné koeficienty pre histogramové parametre

Parameter	Mean thickness	Mean defect
Energia cup	0,158	-0,210
Energia disk	0,146	-0,065
Energia cieva	0,212	-0,302
Šikmosť cup	0,077	-0,218
Šikmosť disk	0,060	0,116
Šikmosť cieva	0,200	-0,127
Špicatosť cup	0,030	-0,076
Špicatosť disk	-0,027	0,059
Špicatosť cieva	0,110	-0,140
Entropia cup	0,001	-0,050
Entropia disk	0,005	-0,042
Entropia cieva	-0,006	-0,079

Pre oba parametre má najvyššiu hodnotu korelačného koeficientu parameter Energia cieva. Celkovo majú parametre s referenciou cievy najvyššie hodnoty korelačných koeficientov k týmto dvom parametrom. Jedinou výnimkou je korelácia parametru *Mean defect* s parametrom Šikmosť cup.



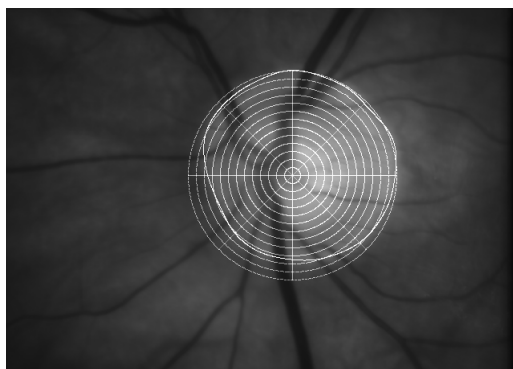
Obr. 7.7: Graf závislosti nástupného uhlu na parametre *Mean thickness*

Parametre pre priemerný pulz nedosiahli štatisticky významné hodnoty korelačných koeficientov. Najvyšší korelačný koeficient bol pre parameter Uhol stúpania medzi cievou a okrajom optického disku s parametrom *Mean thickness*, viď Obr. 7.7. Hodnota korelačného koeficientu je $-0,167$. Táto hodnota je ale aj tak primalá na úspešnú klasifikáciu.

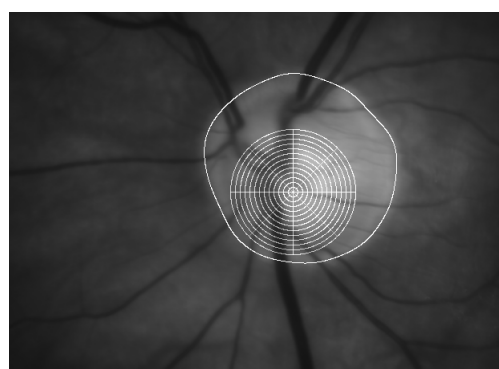
7.3 Diskusia výsledkov

Ako bolo spomínané v kap.4, segmentácia optického disku je kľúčovou časťou tejto práce. Segmentáciu optického disku môžu negatívne ovplyvniť fyziologické faktory ale aj kamera, ktorou boli dáta vytvorené. Nízky kontrast snímok alebo ich prílišné presvetlenie vedie k chybnjej detekcii optického disku a ciev.

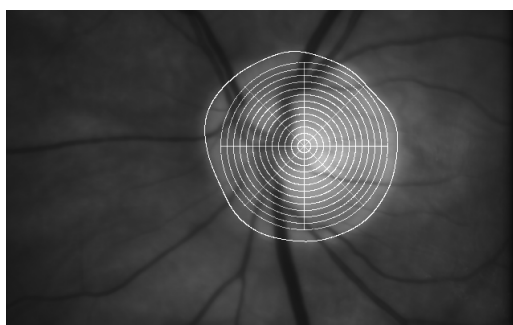
Fyziologickým faktorom je veľkosť a tvar optického disku, ktorá je pre každého jedinca unikátna. Keďže je potreba segmentovať objekt s unikátnou veľkosťou a nepravidelným tvarom, je problematické navrhnúť typ segmentácie, viď Obr. 7.8. Maska je buď priveľká alebo primalá na pokrytie optického disku. Taktiež pre každého pacienta nadobúda sagmetačná maska inú pozíciu. Ideálny typ segmentácie je taký, v ktorom by pokrývali jednotlivé segmenty pri každom pacientovi rovnakú časť optického disku. Jednou z možností je vytvorenie novej Cup/Rim masky na základe automatickej detekcie týchto častí optického disku.



(a) Pevná segmentácia s manuálnou korekciou stredu



(b) Adaptívna segmentácia bez korekcie stredu



(c) Adaptívna segmentácia s korekciou

Obr. 7.8: Spôsoby vytvorenia segmentačnej masky

Ďalším problémom správnej segmentácie bolo určenie stredu optického disku. Za stred optického disku je považované tkanivo uprostred exkavácie optického disku. Keďže algoritmus na detekciu hraníc optického disku hľadá jeho stred v priesečníku

ciev vstupujúcich na sietnicu, bolo nevyhnutné zaviesť korekciu stredu, či už manuálnu alebo automatickú. Nesprávne umiestenie stredu optického disku priamo ovplyvňuje pozíciu masky, pretože stred OD je zároveň stredom kružníc každej masky. Na Obr. 7.8 je možné vidieť dôležitosť korekcie stredu.

Kružnicový základ každého typu masky má výhodu v tom, že najpresnejšie dokáže aproximovať tvar OD. Jeho nevýhodou je príliš malý počet pixlov v segmentoch v strede OD, z ktorého je následne vypočítaná pulzná krivka. Na zlepšenie kvality signálu v segmentoch blízko stredu OD bola navrhnutá Cup/Rim maska a možnosť spojenia prvých štyroch kružníc pri pavučinovej maske. Zväčšením polomeru kružnice sa zvýši kvalita signálu pochádzajúceho zo stredu OD. Ďalším problémom kružnicového základu sú zaokrúhľovacie chyby, s ktorými je nutné počítať pri tvorbe kružnice v matici pixelov. Keďže programové prostredie Matlab umožňuje viacero typov zaokrúhľovania, je dôležité vybrať ten najvhodnejší pre daný problém.

Vzhľadom k tomu, že pri extrakcii signálu z videa je používaná hodnota jasu v danom segmente vo všetkých snímkach videa, kvalita obrazu je dôležitá pre presnosť metódy. V tomto prípade sú snímky značne zašumené a majú nízky kontrast. Ďalším faktorom ovplyvňujúcim kvalitu signálu je výpočet aritmetického priemeru hodnôt jasu v danom segmente. Nevýhodou použitia aritmetického priemeru je práve jeho citlivosť na extrémny, ktoré sa vyskytnú pri šume alebo pri chybnnej detekcii ciev. V tomto prípade nastáva otázka použitia mediánu, ktorý je schopný zamedziť ovplyvneniu signálu extrémnymi hodnotami jasu.

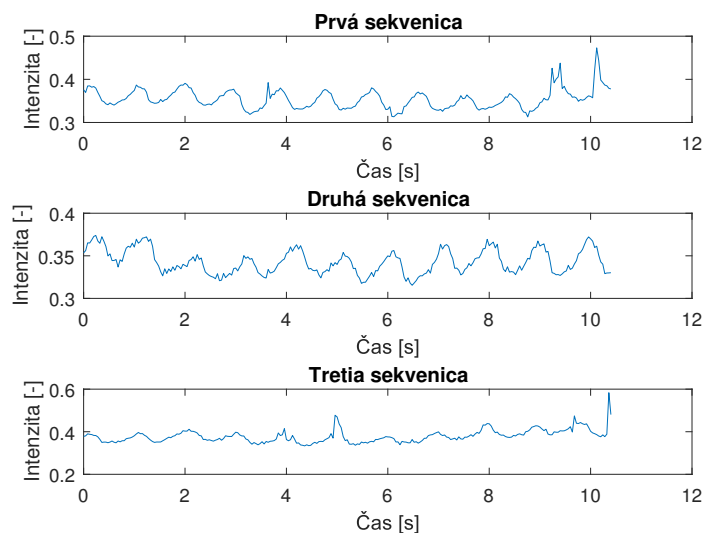
Hoci sú k dispozícii minimálne dva video záznamy od každého pacienta, kvôli vyššie spomenutým faktom sú signály z daného segmentu rôzne v každej sekvencii, vid Obr.7.9

Rôznosť signálov ovplyvní hodnoty navrhnutých parametrov. Práve preto nebolo možné odosielať na analýzu hodnoty parametrov zo všetkých sekvencií ale bolo potrebné vybrať len jednu hodnotu parametru pre daného pacienta. Hodnoty boli vyberané tak, aby v sa v súbore parametrov nachádzalo čo najmenej extrémov.

Keďže meranie nie je uskutočnené v synchronizácii so snímaním aktivity srdca, video sekvencie môžu byť snímané počas odlišných fázy srdcového cyklu. Následné porovnanie pulzných kriviek je tým pádom skreslené a aj to môže byť dôvodom neúspechu pri klasifikácii pacientov do určitej skupiny.

Pri výpočte časového posunu bol zavedený predpoklad o nemennosti frekvencie signálu vo všetkých segmentoch. Pri zohľadnení fyziologických parametrov je možné, že je tento predpoklad nesprávny. Ako je spomínané v kap.1.1.1 jednotlivé časti optického disku sú zásobované rôznymi cievami, ktoré nemusia pulzovať s rovnakou frekvenciou.

Vypočítané časové posuny signálu sa ideálne pohybujú do hodnoty 120 ms. Keďže sú dáta snímané s 25 snímkami za sekundu a čas vytvorenia jednej snímky je 40 ms,



Obr. 7.9: Porovnanie signálov z jedného segmentu z viacerých video sekvencií od rovnakého pacienta

tak extrahované signály nie sú schopné zachytiť rýchle časové zmeny v signále. Na spresnenie výpočtu časového posunu by bolo vhodné interpolovať pulzné krivky.

Presnosť parametrov priemerného pulzu je ovplyvnená metodikou jeho tvorby. Vzhľadom k tomu, že sa k výpočtu opätovne používal priemer, extrémne hodnoty sa významne podieľajú na tvare výsledného pulzu. Pri voľbe referencie inej ako signál je tvorený nový priemerný pulz pre referenčný signál. V tomto prípade nie je možné uplatniť korekciu detegovaných píkov ako je popísané v kap.5.2.

Najlepšie hodnoty korelačných koeficientov vykazovali parametre, v ktorých bola použitá cieva ako referencia. Segmentácia cievy je vykonaná metódou s vysokou presnosťou, čo môže byť jej výhodou oproti ostatným referenciám. Ako bolo spomínané segmentácia optického disku nie je navrhnutá tak, aby jednotlivé segmenty boli umiestnené v každom zázname na rovnakej pozícii. Tým pádom aj referencia pochádzajúca z nejakého segmentu nie je vždy na rovnakom mieste a preto nemuseli parametre s týmito referenciami uspieť. Použitie celej plochy OD ako referencie bolo testované len v prípade adaptívnej segmentácie bez korekcie stredu. V ako je možné vidieť na Obr. 7.8 b, segmentačná maska vo väčšine prípadov nepokrýva celú plochu OD. V časti OD nepokrytej segmentačnou maskou sa nachádzajú hodnoty jasu, ktoré môžu výrazne ovplyvniť tvar referenčného signálu a následne skresliť výsledky parametrov.

Vzhľadom k tomu, že vyhodnotenie práce nebolo možné vykonať samostatne, boli testované vždy kombinácie typu segmentácie a typu analýzy, ktoré sa zdali

na prvý pohľad ako najvhodnejšie. Pri kompletizovaní práce do formy vhodnej na odovzdanie vzniklo v algoritme množstvo nových kombinácií segmentácie a tvorby referenčných signálov, ktoré neboli z časových dôvodov otestované. Keďže každá skupina parametrov bola testovaná s použitím iného typu segmentácie, nebolo možné určiť vhodný typ referenčného signálu. Pri rôznych typoch segmentácie sa ako najvhodnejšia referencia javí pulzná krivka ciev. Jedným z možných príčin je práve jej nezávislosť na segmentácii OD.

8 ZÁVER

V teoretickej časti práce je popísaná anatómia oka, fyziológia zraku a poruchy zraku so zameraním na glaukóm. Následne sú popísané dve klinicky využívané metódy snímania očného pozadia a jedna experimentálna. Tretia kapitola pojednáva o pulzácii retinálnych ciev a o spôsoboch jej merania. Analýza pulzácie retinálnych artérií je vykonávaná často spolu s analýzou pulzácie žíl, a preto je dôraz kladený na predstavenie pojmu spontánnej venózne pulzácie a pochopenie možností jej výskumu. Z predstavených metód sa realizovanému postupu najviac podobá metóda popísaná v [28]. V kap 3.3 je predstavené pozadie praktickej časti práce.

Praktickú časť práce je možné deliť na dve časti: segmentačnú časť a časť analyzujúcu pulzné krivky. Segmentačná časť začína načítaním potrebných dát a detekciou optického disku. Detekcia optického disku z nameraných dát je vykonaná prostredníctvom algoritmu publikovaného v [5]. Segmentovať je možné buď optický disk alebo cievy v priestore optického disku. Následne sú predstavené viaceré možnosti spôsobu vytvorenia segmentačnej masky OD a samotné typy segmentačných masiek OD. Posledným krokom segmentácie je extrakcia signálu z videa.

Nahrané dáta vytvorili jednorozmerné signály, ktorých analýza je delená na dva prístupy: prístup skúmania celého signálu a prístup skúmania priemerného pulzu. Pre celý signál bol navrhnutý výpočet časového posunu, fázového posunu a rozdielu o koľko snímok sú signály navzájom posunuté. Pri vyššom počte dát z týchto parametrov je možné vytvoriť histogram a vypočítať jeho vlastnosti. Analýza priemerného pulzu spočívala v normalizácii pulzu, výpočtu maxima a jeho pozície. Následne boli z týchto údajov odvodené parametre: Uhol stúpania a Rozdiel medzi pozíciami maxím.

Pri skúmaní jednorozmerných signálov si používateľ môže vybrať referenčný signál. Referenčné signály môžu pochádzať z inej časti optického disku, z ciev v nachádzajúcich sa v priestore OD alebo z celej plochy optického disku.

Navrhnutý algoritmus umožňuje používateľovi zvoliť si vlastnú kombináciu segmentácie a analýzy. Keďže táto práca je súčasťou slepej štúdie výsledky analýz bolo nutné zaslať na vyhodnotenie na univerzitu v Erlagene. Celkovo bolo odoslaných päť skupín parametrov na štatistickú analýzu. Ako je spomenuté v kap 7.2. ani jeden z navrhnutých parametrov nie je schopný úplne oddeliť jednotlivé skupiny glaukomatikov od seba. Ukázalo sa však, že niektoré parametre aspoň čiastočne korelujú s parametrami *Mean thicknees* a *Mean defect*, ktoré sú štandardom v diagnostike glaukómu. Príčin, ktoré mohli negatívne ovplyvniť výsledky analýz je viac a niektoré z nich sú popísané v kap.7.3. Pri vyhodnotení sa hodnotil každý z navrhnutých parametrov zvlášť. Je možné ak by sa spojilo viacero parametrov dokopy, že by sa schopnosť parametru oddeliť jednotlivé skupiny pacientov od seba zvýšila.

LITERATÚRA

- [1] Abramoff, M.; Garvin, M.; Sonka, M.: Retinal Imaging and Image Analysis. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, roňk 3, 2010: s. 169–208, ISSN 1937-3333, doi:10.1109/RBME.2010.2084567.
- [2] Balaratnasingam, C.; Morgan, W. H.; Hazelton, M. L.; aj.: Value of retinal vein pulsation characteristics in predicting increased optic disc excavation. *British Journal of Ophthalmology*, roňk 91, . 4, 2007: s. 441–444, ISSN 00071161, doi: 10.1136/bjo.2006.105338.
- [3] Beneš, P.: *Přístroje pro optometrii a oftalmologii*. Brno, první vydání, 2015, 250 s.
- [4] Boppart, S. A.: Optical coherence tomography: Technology and applications for neuroimaging. *Psychophysiology*, roňk 40, . 4, 2003: s. 529–541, ISSN 0048-5772, doi:10.1111/1469-8986.00055.
- [5] Čermák, M.: *Detekce optického disku v sériích snímků z video oftalmoskopu*. Diplomová práce, Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017, vedúci diplomovej práce Ing. Jan Odstrčilík, Ph.D.
- [6] Číhák, R.; Grim, M.: *Anatomie 3 Třetí, upravené a doplněné vydání Svazek III - Periférní nervový systém Kůže a kožní orgány Smyslové orgány*. Praha: Grada, třetí vydání, 2016, ISBN 978-80-247-5636-3, 722 s.
- [7] Clinicalgate: Clinical gate. 2015. [cit.1.5.2018]
Dostupné z: <https://clinicalgate.com/neuro-ophthalmology-2/>
- [8] Crick, R. P.; Khaw, P. T.: *A textbook of Clinical Ophthalmology: Practical guide to disorders of eyes and their managements*. New Jersey, tet vydání, 2003, ISBN 981-238-150-3, 649 s.
- [9] Diana, O.: Optika diana. 2017. [cit.20.11.2017]
Dostupné z: <http://www.optikadiana.sk/sk/teoria/>
- [10] Digitaleyecenter: Digital eye center. 2017. [cit.27.12.2017]
Dostupné z: <https://www.digitaleyecenter.com/product/portable-fundus-camera-digital/>
- [11] Dudek, M.: Box-Plot neboli Krabicový graf. 2017. [cit.8.5.2018]
Dostupné z: <http://kvalita-jednoduse.cz/box-plot/>

- [12] Eye associates of Lancaster: Eye associates of Lancaster. [cit.2017-12-01]
Dostupné z: <http://www.eyessociateslancaster.com/glaucoma-center/>
- [13] Flammer, J.: *Glaukom*. Praha: Triton, první vydání, 2003, ISBN 80-7254-351-2, 417 s.
- [14] Garhofer, G.; Bek, T.; Boehm, A. G.; aj.: Use of the retinal vessel analyzer in ocular blood flow research. *Acta Ophthalmologica*, roňk 88, . 7, 2010: s. 717–722, ISSN 1755375X, doi:10.1111/j.1755-3768.2009.01587.x.
- [15] Golzan, S. M.; Butlin, M.; Kouchaki, Z.; aj.: Characterizing dynamic properties of retinal vessels in the rat eye using high speed imaging. *Microvascular Research*: s. 56–61, ISSN 10959319, doi:10.1016/j.mvr.2013.12.006.
- [16] Golzan, S. M.; Graham, S. L.; Leaney, J.; aj.: Dynamic association between intraocular pressure and spontaneous pulsations of retinal veins. *Current Eye Research*, roňk 36, . 1, 2011: s. 53–59, ISSN 02713683, doi:10.3109/02713683.2010.530731.
- [17] Golzan, S. M.; Kim, M. O.; Seddighi, A. S.; aj.: Non-invasive estimation of cerebrospinal fluid pressure waveforms by means of retinal venous pulsatility and central aortic blood pressure. *Annals of Biomedical Engineering*, roňk 40, . 9, 2012: s. 1940–1948, ISSN 00906964, doi:10.1007/s10439-012-0563-y.
- [18] HALLIDAY, D.; Jearl, W.; Resnick, R.: *Fyzika: vysokoškolská učebnice obecné fyziky. Část 2, Mechanika-Termodynamika*. Brno: VUTIUM, první vydání, 2000, ISBN 80-214-1868-0.
- [19] Holibkova, A.; Laichman, S.: *Přehled anatomie člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, štvrté vydání, 2006, ISBN 80-244-1480-5., 140 s.
- [20] Jonas, J. B.: Reproducibility of ophthalmodynamometric measurements of central retinal artery and vein collapse pressure. *British Journal of Ophthalmology*, roňk 87, . 5, 2003: s. 577–579, ISSN 00071161, doi:10.1136/bjo.87.5.577.
- [21] Kolar, R.; Tornow, R. P.; Odstrcilik, J.; aj.: Registration of retinal sequences from new video-ophthalmoscopic camera. *BioMedical Engineering Online*, roňk 15, . 1, 2016: s. 1–17, ISSN 1475925X, doi:10.1186/s12938-016-0191-0.
- [22] Kolektiv autorů Oční kliniky LF UK a ÚVN v Praze: *Glaukom-vybráné kapitoly*. Hradec Králové, první vydání, 2008, ISBN 978-80-87009-35-2, 228 s.
- [23] Kuchynka, P. a. k.: *Oční lékařství 2., přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada, druhé vydání, 2016, ISBN 978-80-247-5079-8, 936 s.

- [24] Langmeier, M.; kolektív, A.: *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada, první vydání, 2009, ISBN 978-80-247-2526, 320 s.
- [25] Martin, V.: Mathworks file exchange. 2012.
Dostupné z: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/37369-entropy-estimation-from-histogram?focused=5234813&tab=function>
- [26] Mathworks: Matlab documentation, Skewness. 2018. [cit.2018-05-04]
Dostupné z: https://www.mathworks.com/help/stats/skewness.html?s_tid=srchtitle
- [27] Moret, F.; Poloschek, C. M.; Lagrèze, W. A.; aj.: Visualization of fundus vessel pulsation using principal component analysis. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, roňk 52, . 8, 2011: s. 5457–5464, ISSN 01460404, doi:10.1167/iovs.10-6806.
- [28] Morgan, W. H.; Abdul-Rahman, A.; Yu, D. Y.; aj.: Objective detection of retinal vessel pulsation. *PLoS ONE*, roňk 10, . 2, 2015: s. 1–10, ISSN 19326203, doi:10.1371/journal.pone.0116475.
- [29] Morgan, W. H.; Balaratnasingam, C.; Hazelton, M. L.; aj.: The force required to induce hemivascular pulsation is associated with the site of maximum field loss in glaucoma. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, roňk 46, . 4, 2005: s. 1307–1312, ISSN 01460404, doi:10.1167/iovs.04-1126.
- [30] Morgan, W. H.; Hazelton, M. L.; Betz-Stablein, B. D.; aj.: Photoplethysmographic measurement of various retinal vascular pulsation parameters and measurement of the venous phase delay. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, roňk 55, . 9, 2014: s. 5998–6006, ISSN 15525783, doi:10.1167/iovs.14-15104.
- [31] Morgan, W. H.; Hazelton, M. L.; Yu, D. Y.: Retinal venous pulsation: Expanding our understanding and use of this enigmatic phenomenon. *Progress in Retinal and Eye Research*: s. 82–107, ISSN 18731635, doi:10.1016/j.preteyeres.2016.06.003.
- [32] Morgan, W. H.; Lind, C. R.; Kain, S.; aj.: Retinal vein pulsation is in phase with intracranial pressure and not intraocular pressure. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, roňk 53, . 8, 2012: s. 4676–4681, ISSN 01460404, doi:10.1167/iovs.12-9837.
- [33] Mourek, J.: *Fyziologie- učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada, první vydání, 2005, ISBN 80-247-1190-7, 204 s.

- [34] Odstreilík, J.; Kolar, R.; Jan, J.; aj.: Blood vessel segmentation in video-sequences from the human retina. *2014 IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques (IST) Proceedings*, 2014: s. 129–133, doi: 10.1109/IST.2014.6958459.
- [35] Odstreilík, J.; Kolar, R.; Kubena, T.; aj.: Retinal vessel segmentation by improved matched filtering: evaluation on a new high-resolution fundus image database. *IET Image Processing*, , . 4: s. 373–383, ISSN 1751-9659, doi: 10.1049/iet-ipr.2012.0455.
- [36] Outsideclinic: The Outside clinic. [cit.30.4.2018]
Dostupné z: <http://outsideclinic.co.uk/sight-test/your-test-explained/eye-health/413-2/>
- [37] Pavlík, T.; Dušek, L.: *Biostatistika*. Brno, 2012, ISBN 9788072047826, 1–132 s.
Dostupné z: <http://www.iba.muni.cz/res/file/ucebnice/pavlik-biostatistika.pdf>
- [38] Rokyta, R.: *Fyziologie*. Galén, třetí vydání, 2016, ISBN ISBN 978-80-7492-238-1, 434 s.
- [39] Roorda, A.; Romero-Borja, Fernando Donnelly III, W. J.; Queener, H.; aj.: Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy. *Optics Express*, ročník 10, . 9, 2002: s. 405–412, doi:<http://dx.doi.org/10.1364/OE.10.000405>.
- [40] Rosičová, M.: *Výučba grafiky na ZŠ a SŠ*. 2009. [cit.16.11.2017]
Dostupné z: <https://akonagrafiku.php5.sk/videnie.php>
- [41] Rozsival, P.: *Oční lékařství*. Praha: Galén, první vydání, 2006, ISBN 80-7262-404-0, 373 s.
- [42] Samková, K.; kolektiv, A.: *Sekundární glaukomy Vybrané kapitoly*. Praha: Mladá fronta, první vydání, 2016, ISBN 978-80-204-3943-7, 183 s.
- [43] Sengpielaudio: Phase in Acoustic. [cit.2018-04-20]
Dostupné z: <http://www.sengpielaudio.com/calculator-timedelayphase.htm>
- [44] Sestra.sk: Encyklopédia zdravotnej sestry. 2015. [cit.14.11.2017]
Dostupné z: <http://sestra.sk/Oko>
- [45] Skorkovská, K.: *Perimetrie*. Praha: Grada, první vydání, 2015, ISBN 9788024752822, 112 s.
- [46] Stan, B.: Measures of Shape: Skewness and Kurtosis. 2018. [cit.1.5.2018]
Dostupné z: <https://brownmath.com/stat/shape.htm>

- [47] Stephen A. Boppart: Biophotonics imaging laboratory. 2017. [cit.27.12.2017]
Dostupné z: <http://biophotonics.illinois.edu/imaging-technology/optical-coherence-tomography>
- [48] Synek, S.; Skorkovská, Š.: *Fyziologie oka a vidění*. Praha: Grada, druhé vydání, 2014, ISBN 978-80-247-3992-2, 108 s.
- [49] Tornow, R. P.; Kolář, R.; Odstrčilík, J.: Non-mydratic video ophthalmoscope to measure fast temporal changes of the human retina: str. 954006. ISSN 16057422, doi:10.1117/12.2181183.
- [50] Tsai, D.-Y.; Lee, Y.; Matsuyama, E.: Information Entropy Measure for Evaluation of Image Quality. *Journal of Digital Imaging*, ročník 21, . 3, 2008: s. 338–347, ISSN 0897-1889, doi:10.1007/s10278-007-9044-5.
Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s10278-007-9044-5>
- [51] Walek, I. P.; Lamoš, I. M.; Jan, J.: *Analýza biomedicínských obrazů počítačová cvičení FEKT VUT v Brně Auto ři textu* .: ISBN 9788021447929.
- [52] Yonetsu, T.; Bouma, B. E.; Kato, K.; aj.: Optical coherence tomography. *Circulation journal : official journal of the Japanese Circulation Society*, ročník 77, . 8, 2013: s. 1933–40, ISSN 1347-4820, doi:10.1016/S1296-2147(01)01257-4.
Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23856651>
- [53] Zeimer, R.; Zou, S.; Meeder, T.; aj.: A fundus camera dedicated to the screening of diabetic retinopathy in the primary-care physician's office. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, ročník 43, . 5, 2002: s. 1581–1587, ISSN 01460404.
- [54] Zezobooks: Entokey. 2016. [cit.27.12.2017]
Dostupné z: <https://entokey.com/optical-instruments-and-low-vision-aids/>
- [55] Zhivomirov, H.: Phase Difference Measurement with Matlab Implementation - File Exchange - MATLAB Central. 2016. [cit.30.11.2017]
Dostupné z: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/48025-phase-difference-measurement-with-matlab-implementation>

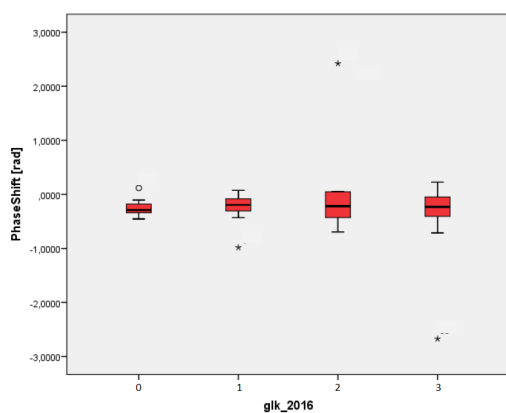
ZOZNAM SYMBOLOV, VELIČÍN A SKRATIEK

OD	Optický disk
WHO	World health organization
SLO	Skenovacia laserová oftalmoskopia
OCT	Optická koherentná tomografia
UBMI	Ústav biomedicínskeho inžinierstva
VO	Video oftalmoskop
SVP	Spontánna venózna pulzácia
RVA	Retinal vessel analyzer
DVA	Dynamic retinal vessel analyzer
PCA	Principal component analysis

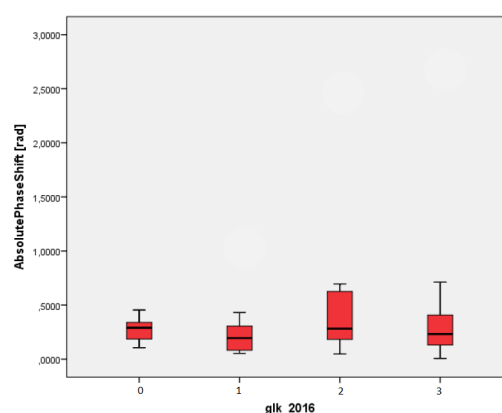
ZOZNAM PRÍLOH

A	Krabicové grafy zo štatistickej analýzy	67
B	Obsah priloženého CD	72

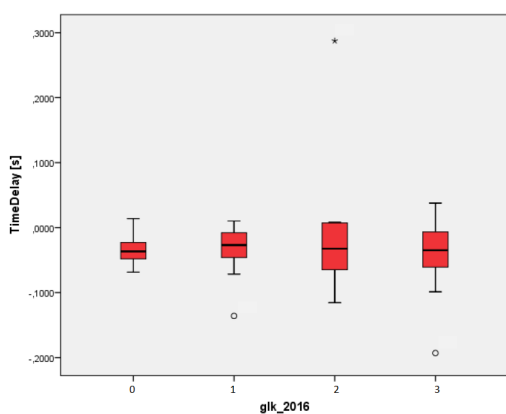
A KRABICOVÉ GRAFY ZO ŠTATISTICKEJ ANALÝZY



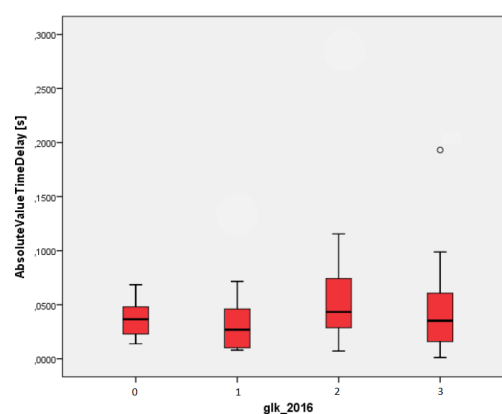
(a) Fázový posun



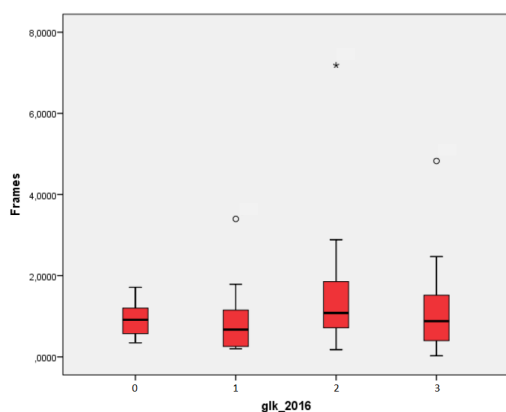
(b) Absolútna hodnota fázového posunu



(c) Časový posun

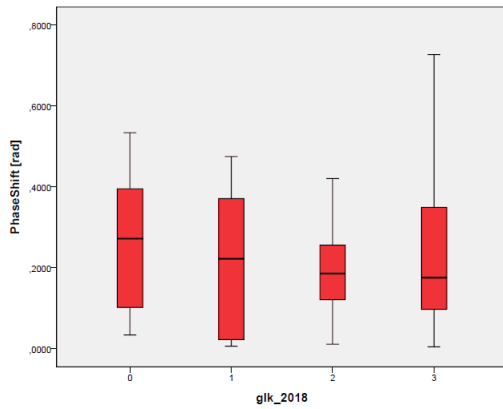


(d) Absolútna hodnota časového posunu

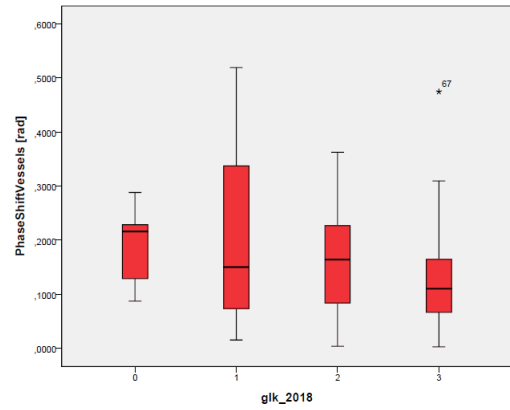


(e) Počet snímok

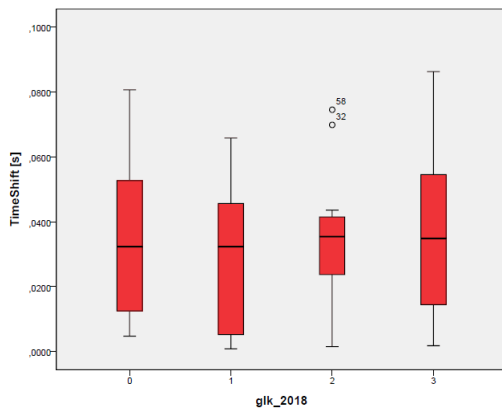
Obr. A.1: Krabicové grafy prvého súboru dát



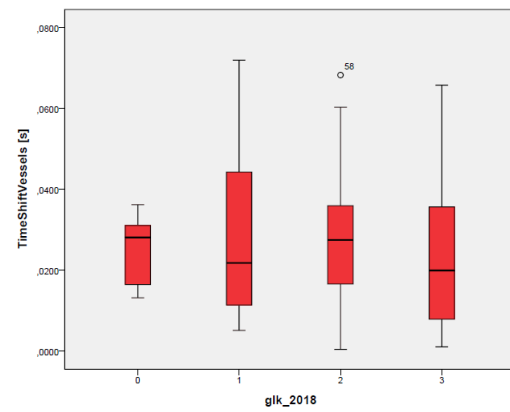
(a) Fázový posun



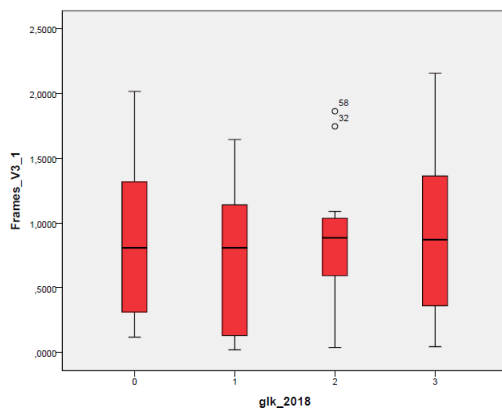
(b) Fázový posun ciev



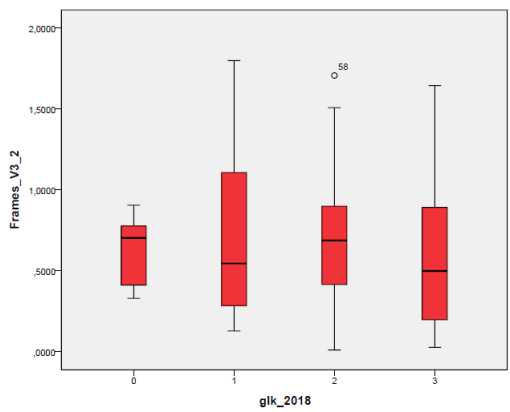
(c) Časový posun



(d) Časový posun ciev

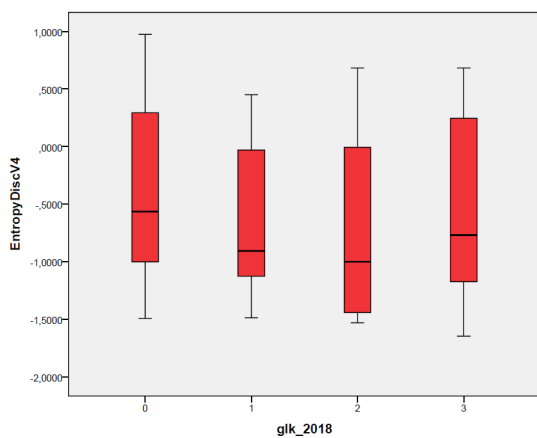


(e) Počet snímků

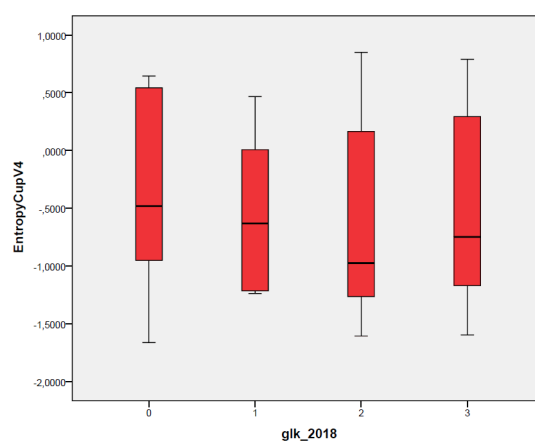


(f) Počet snímků ciev

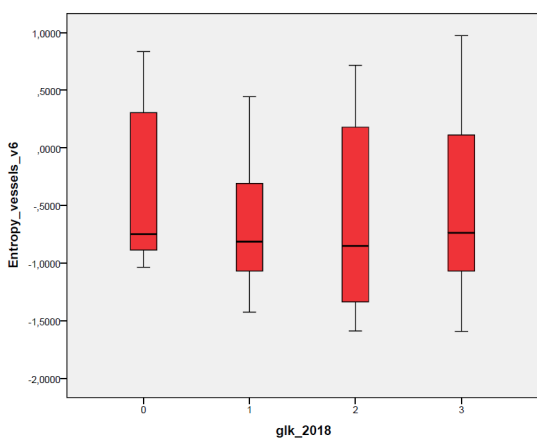
Obr. A.2: Krabicové grafy druhého súboru dát



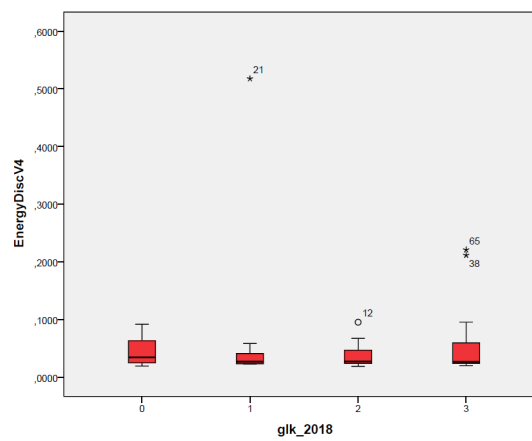
(a) Entropia disk



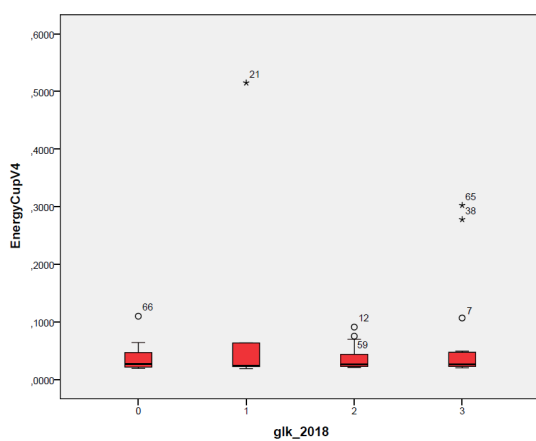
(b) Entropia cup



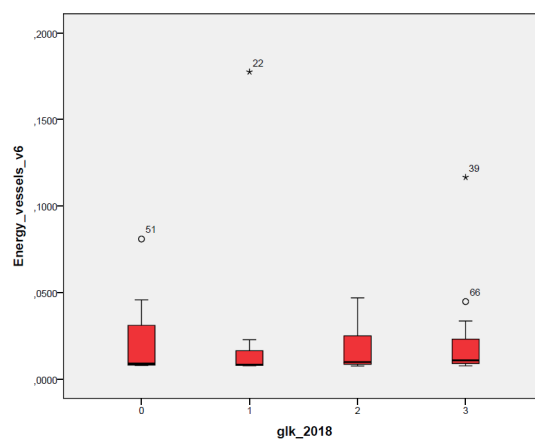
(c) Entropia cievy



(d) Energia disk

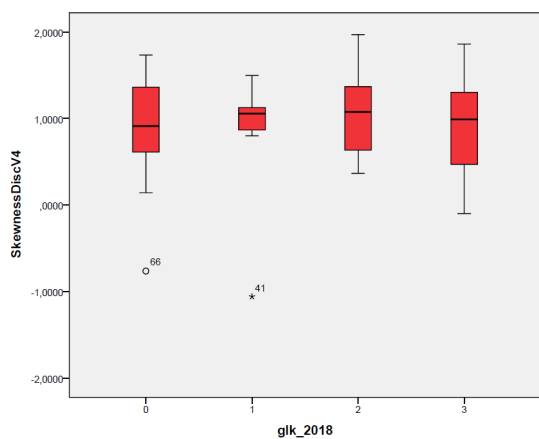


(e) Energia cup

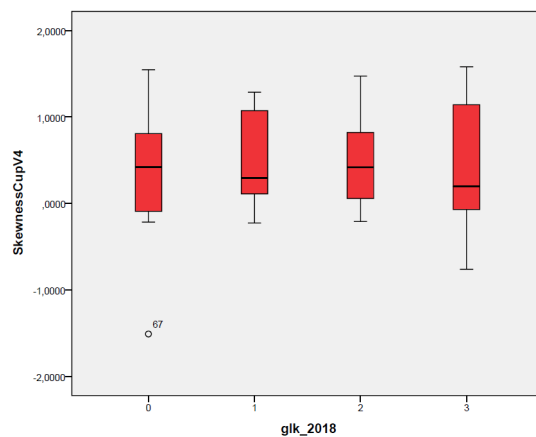


(f) Energia cieva

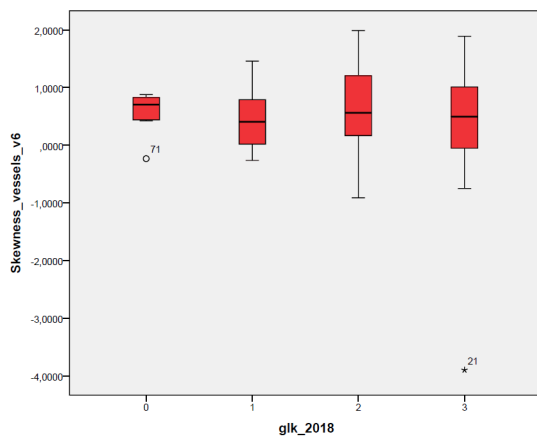
Obr. A.3: Krabicové grafy pre Energiu a Entropiu



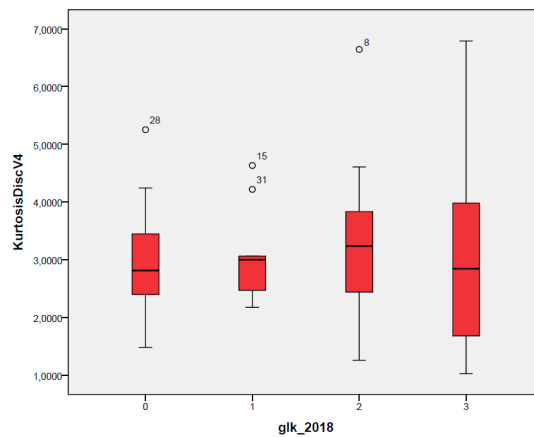
(a) Špicatost disk



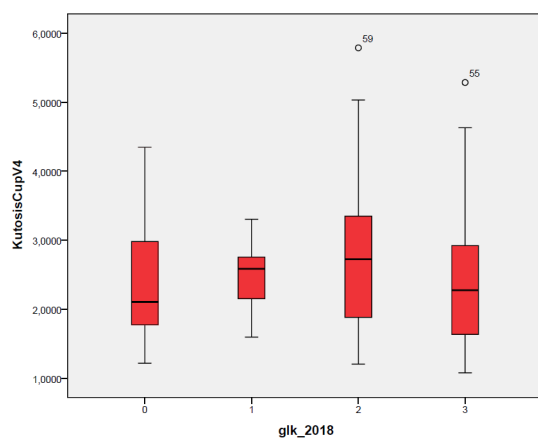
(b) Špicatost cup



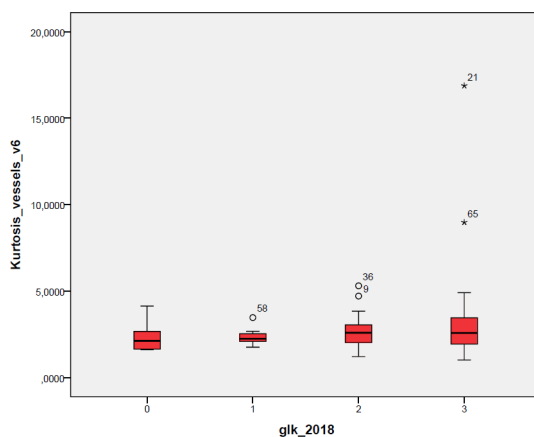
(c) Špicatost cieva



(d) Šikmost disk

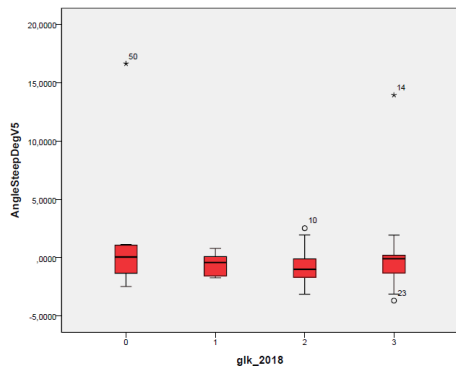


(e) Šikmost cup

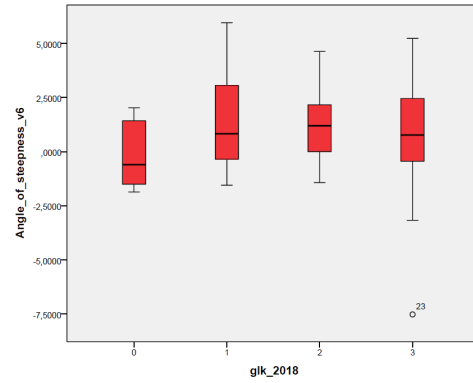


(f) Šikmost cievy

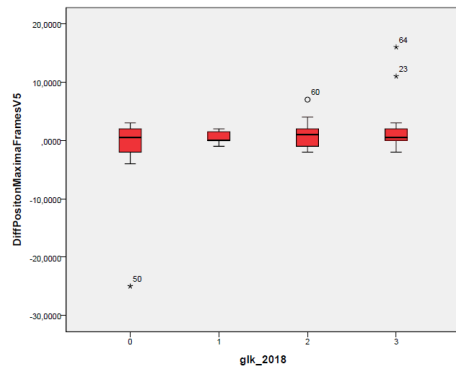
Obr. A.4: Krabicové grafy pre Šikmost a Špicatost



(a) Uhol stúpania medzi stredom optického disku a jeho okrajom



(b) Uhol stúpania medzi okrajom optického disku a cievou



(c) Rozdiel medzi pozíciou maxima pulzu medzi stredom a okrajom OD

Obr. A.5: Krabicové grafy pre parametre priemerného pulzu

B OBSAH PRILOŽENÉHO CD

Priložené CD obsahuje :

1. Text práce v elektronickej forme
2. Pričínok obsahujúci zdrojové kódy navrhnuté v programovom prostredí Matlab