



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

**SEGMENTACE ARTERIÁLNÍ STĚNY V OBRAZECH
SÍTNICE S VYSOKÝM ROZLIŠENÍM**

SEGMENTATION OF ARTERIAL WALL IN HIGH RESOLUTION RETINAL IMAGES

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Natálie Polachová

VEDOUCÍ PRÁCE

ADVISOR

doc. Ing. Radim Kolář, PhD.

BRNO 2024

Diplomová práce

magisterský navazující studijní program **Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Bc. Natálie Polachová

ID: 211692

Ročník: 2

Akademický rok: 2023/24

NÁZEV TÉMATU:

Segmentace arteriální stěny v obrazech sítnice s vysokým rozlišením

POKyny PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte a popište princip snímání sítnice pomocí kamery s adaptivní optikou. Dále popište aplikace, ve kterých se snímá a hodnotí struktura arteriálních stěn a uveďte, které parametry se hodnotí a jaké nabývají hodnoty. 2) Projděte si dodanou sadu dat, popište její vlastnosti a vyberte z ní obrazy s dostatečnou kvalitou, které budou vhodné pro zmíněnou analýzu. 3) Prostudujte si přístupy pro segmentaci obrazu, které by byly využitelné pro segmentaci arteriální stěny na sítnici. Některý přístup zvolte a proveďte základní implementaci a otestování. 4) Zvolený přístup upravte tak, abyste dosáhli co nejlepších výsledků. 5) Navrhněte metodiku pro hodnocení získaných výsledků a pokuste se je porovnat s publikovanými pracemi. 6) Proveďte dostatečnou diskuzi a zhodnocení vašeho přístupu a získaných výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Koch, E. et al. Morphometric analysis of small arteries in the human retina using adaptive optics imaging: Relationship with blood pressure and focal vascular changes. *Journal of hypertension*, 2014, vol. 32, no. 4.

[2] Lermé, N. et al. A fully automatic method for segmenting retinal artery walls in adaptive optics images. *Pattern Recognition Letters*, 2016, vol. 72, pp. 72-81.

Termín zadání: 5.2.2024

Termín odevzdání: 22.5.2024

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

prof. Ing. Valentine Provazník, Ph.D.
předseda rady studijního programu

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

Tato diplomová práce se zaměřuje na automatickou segmentaci arteriálních stěn sítnice na snímcích pořízených pomocí adaptivní optiky. Adaptivní optika je neinvazivní zobrazovací metoda, která poskytuje vysoké laterální rozlišení a umožňuje detailní pozorování mikrostruktur sítnice, včetně arteriálních stěn. Tato technologie je klíčová pro včasnou diagnostiku závažných onemocnění, jako je arteriální hypertenze a diabetická retinopatie. Hlavním cílem práce byla detekce lumen arterie a segmentace jejích stěn. Pro detekci lumen byly využity morfologické a filtrační techniky. Pro segmentaci arteriálních stěn byly analyzovány jasové profily podél detekovaného lumen a využity metody aktivních kontur a splajnů. Výsledky ukazují, že metoda segmentace pomocí aktivních kontur zvyšuje přesnost detekce arteriálních stěn, zejména v oblastech s vysokým kontrastem. Tato práce shrnuje poznatky a navrhuje zlepšení detekce vnitřní strany stěny arterie, která snižuje úspěšnost segmentace v této práci.

KLÍČOVÁ SLOVA

Segmentace, arteriální stěna, detekce, sítnice, jasové profily, aktivní kontury, adaptivní optika

ABSTRACT

This thesis focuses on automatic segmentation of retinal arterial walls in images acquired using adaptive optics. Adaptive optics is a non-invasive imaging method that provides high lateral resolution and allows detailed observation of retinal microstructures, including arterial walls. This technology is crucial for early diagnosis of serious diseases such as arterial hypertension and diabetic retinopathy. The main objective of this work was to detect the arterial lumen and segment its walls. Morphological and filtration techniques were used for lumen detection. For arterial wall segmentation, brightness profiles along the detected lumen were analyzed and active contour and spline methods were used. The results show that the active contour segmentation method improves the accuracy of arterial wall detection, especially in high-contrast regions. This paper summarizes the findings and proposes improvements in the detection of the inner side of the arterial wall, which reduces the segmentation success rate in this work.

KEYWORDS

Segmentation, arterial wall, detection, retina, brightness profiles, active contours, adaptive optics, brightness profiles

POLACHOVÁ, Natálie. *Segmentace arteriální stěny v obrazech sítnice s vysokým rozlišením*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2024, 64 s. Diplomová práce. Vedoucí práce: doc. Ing. Radim Kolář, PhD.

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení autora:	Bc. Natálie Polachová
VUT ID autora:	211692
Typ práce:	Diplomová práce
Akademický rok:	2023/24
Téma závěrečné práce:	Segmentace arteriální stěny v obrazech sítnice s vysokým rozlišením

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

Brno

.....

podpis autorky*

*Autor podepisuje pouze v tištěné verzi.

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkovala vedoucímu diplomové práce panu doc.Ing.Radimovi Kolářovi,Ph.D. za odborné vedení, konzultace, velkou trpělivost a podnětné návrhy k práci. Současně bych chtěla poděkovat své rodině a přátelům, kteří mě při vytváření této práce a studiu podpořili.

Obsah

Úvod	12
1 Anatomie oka a sítnice	13
1.1 Sítnice oka	14
1.1.1 Cévní zásobení sítnice	15
2 Adaptivní optika	17
2.1 Princip adaptivní optiky	17
2.2 Zobrazovací systémy využívající adaptivní optiku	20
3 Aplikace snímání arteriálních stěn	24
3.1 Patologie retinální mikrocirkulace	24
3.2 Hodnotící parametry cévních abnormalit	25
4 Segmentace obrazu	27
4.1 Prahování	27
4.2 Hranově orientovaná segmentace	27
4.3 Regionová segmentace	29
4.4 Morfologické operace	30
4.4.1 Eroze a dilatace	30
4.4.2 Uzavření a otevření	31
4.4.3 Top-hats transformace	33
4.4.4 Skletonizace	33
4.4.5 Aktivní kontury	34
5 Návrh metody segmentace arteriálních stěn	36
5.1 Dataset	37
5.2 Předzpracování	38
5.3 Detekce arterie	38
5.4 Analýza jasových profilů arterie sítnice	41
5.4.1 Detekce stěny arterie	42
5.4.2 Segmentace stěny	47
6 Výsledky a cíle závěrečné práce	51
6.1 Detekce arterie	51
6.2 Detekce arteriální stěny	53
Závěr	59

Seznam obrázků

1.1	Anatomie lidského oka (převzaté z [1])	13
1.2	Snímek sítnice oka s označenou maculou, foveou a slepou skvrnou (převzaté z [32])	14
1.3	Cévní řečiště sítnice [19])	15
2.1	Schéma principu uzavřené smyčky adaptivní optiky [12])	17
2.2	Nákres korekce vlnoplochy pomocí deformovatelného zrcadla (a) Vlna s poškozenou vlnoplochou dopadá na deformovatelné zrcadlo. b) Odraz vlny od povrchu zrcadla a předání profilu do optické fáze vlny. c) Odražená vlna s upravenou fází [12])	18
2.3	Nákres principů deformace povrchu zrcadla (a) Pístová zrcadla, b) Monolytická zrcadla tvořená vrstvou substrátu (v tomto případě sklo) a piezoaktivním materiálem, na který jsou z jeho obou stran připojené elektrody.) [12]	19
2.4	Nákres principu Shack-Hartmannova senzoru	19
2.5	Schéma fundus kamery s integrovanou AO [29]	21
2.6	Schéma laserového skenovacího oftalmoskopu s AO [5]	22
3.1	Snímek retinální arterie pořízený adaptivní optikou (A značí tloušťku stěny arterie a B šířku lumen arterie)	26
3.2	Morfogram segmentované arterie (D: diametr, L: délka) [8]	26
4.1	Ukázka morfologického uzavření [18]	32
4.2	Ukázka morfologického otevření [18]	32
4.3	Ukázka top-hats transformace [18]	33
4.4	Ukázka transformace mediální osy [26]	34
5.1	Diagram návrhu segmentace stěny arterie sítnice	36
5.2	Snímek sítnice zdravého dobrovolníka pořízený kamerou RTX	37
5.3	Snímek sítnice zdravého dobrovolníka pořízený kamerou RTX1, a) originální snímek, b) snímek po filtraci nelineárním difuzním filtrem	38
5.4	a) Snímek po aplikaci morfologického uzavření, b) snímek po top-hat filtraci	39
5.5	a) Snímek po aplikaci prahování s hysterezí, b) snímek s ponechanými 6 největšími komponenty	40
5.6	a) Snímek po aplikaci dilatace a uzavření, b) snímek s ponechanou největší spojenou komponentou	40
5.7	a) Ukázka snímku skeletonu průsvitu arterie, b) arterie s kolmicemi na skeleton lumen	41
5.8	Extrahované jasové profily podél všech kolmic	42
5.9	Extrahované jasové profily podél všech kolmic v obrazové podobě	42

5.10	Příklad 63.jasového profilu s detekovaným maximem a minimi profilu	43
5.11	Příklad derivace 65.jasového profilu s detekovanými body. Modrý bod značí střed stěny	43
5.12	Příklad druhé derivace 65.jasového profilu s detekovaným začátkem a koncem stěny	44
5.13	Příklad druhé derivace 65.jasového profilu s detekovaným body z první a druhé derivace	44
5.14	a) Příklad 65. jasového profilu s detekovanými body stěny arterie pro orientaci 0, b) pro orientaci 1	45
5.15	a)Originální obraz s detekovými body pro orientaci 0 a 1, b) Binární obraz s detekovanými body stěny arterie	46
5.16	Boxploty znázorňující rozložení dat vzdáleností posledních detekovaných hodnot profilu od lumen arterie. a)Data před filtrací, b) rozložení dat po filtraci.	47
5.17	Originální obraz s proloženými vnějšími body stěny otevřenými splajny	48
5.18	a) Invertovaný filtrovaný obraz, b)originální s aktivními konturami pro každou orientaci	49
5.19	a) Originální obraz s aktivními konturami a splajny, b)binární maska oblastí mezi křivkami	49
5.20	a) Originální obraz s aktivními konturami a splajny, b) binární maska detekovaných bodů v jasových profilech, c) originální obraz s aktivními konturami a splajny, d) binární maska oblastí mezi křivkami	50
6.1	Ukázka správné detekce průsvitu arterie	51
6.2	Ukázka správné detekce průsvitu arterie	52
6.3	Ukázka správné detekce průsvitu arterie	52
6.4	Neúplná detekce průsvitu arterie	52
6.5	Neúplná detekce průsvitu arterie	52
6.6	Chybá detekce průsvitu arterie - část větve vény byla detekována jako větev arterie	53
6.7	Rozměření binární masky ze segmentace aktivními kontury a splajny pro extrakci hodnot WLR	54
6.8	a)Detekované body stěny, b)binární maska bodů, c)reference	55
6.9	a)Detekované body stěny, b)binární maska bodů, c)reference	56
6.10	a)Detekované body stěny, b)binární maska bodů, c)reference	56
6.11	a)Detekované body stěny, b)binární maska bodů, c)reference	56
6.12	a)Detekované body stěny, b)binární maska bodů, c)reference	57
6.13	a)Segmentace aktivními konturami a splajny, b)binární maska segmentace, c)reference	57

6.14 a)Segmentace aktivními konturami a splajny, b)binární maska segmentace, c)reference	57
6.15 a)Segmentace aktivními konturami a splajny, b)binární maska segmentace, c)reference	58
6.16 a)Segmentace aktivními konturami a splajny, b)binární maska segmentace, c)reference	58

Úvod

Sítnice je vnitřní vrstvou oční koule, která je zodpovědná za zpracování a konverzi přijímané světelné energie na vizuální informaci. V současné době nejsou přístupné klinicky relevantní metody pro měření tloušťky arteriálních stěn. Namísto histologických nebo myografických vyšetření, které nejsou běžně využitelné v klinické praxi, se nabízí řešení zobrazování prostřednictvím snímků očního pozadí pomocí fotografií fundu.

Snímání pomocí adaptivní optiky je neinvazivní a přístupnou metodou zobrazování sítnice, která poskytuje oproti tradičním zobrazováním očního pozadí vyšší laterální rozlišení a umožňuje pozorování mikrostruktur, jako je právě arteriální stěna. Stává se tak jednou z klíčových diagnostických technik pro rané zachycení závažných onemocnění jako je arteriální hypertenze nebo diabetická retinopatie.

Hlavním cílem této diplomové práce byla detekce arterie a segmentace její stěny ve snímcích pořízených zobrazovacím systémem vybaveným adaptivní optikou. Pro detekci průsvitu arterie byly využity morfologické a filtrační techniky, kterým se teoreticky věnuje kapitola 4. Tato detekce byla zásadní pro následnou segmentaci arteriálních stěn.

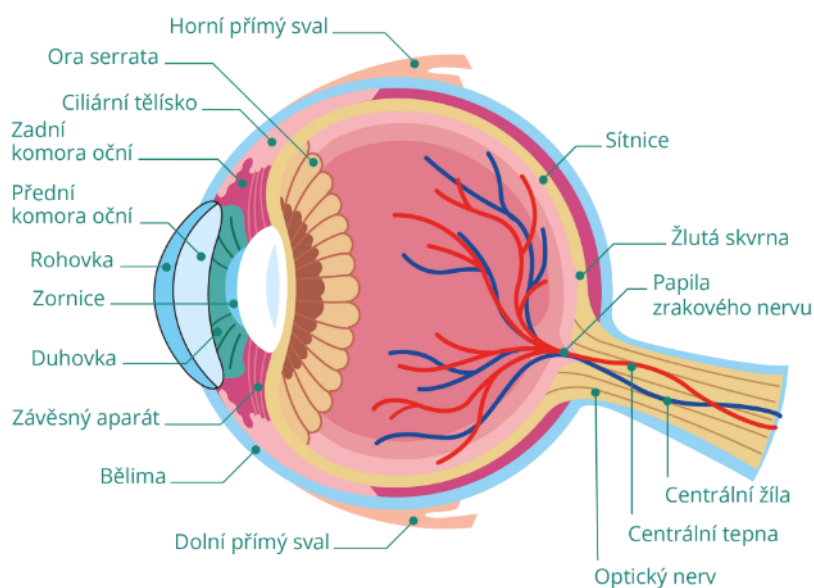
Pro detekci stěn byly využity jasové profily arterie podél jejího detekovaného průsvitu - skeletonu. Detekce stěny arterie byla provedena na každém jasovém profilu pomocí prvních a druhých derivací. Ze získaných bodů naznačující přítomost stěny arterie byl vytvořen model aktivních kontur, který sloužil k segmentaci vnitřní strany stěny. Vnější detekované body byly proloženy hladkou aproximačními křivkami (spline). Z finální vysegmentované masky obrazu byl určen parametr WLR (wall-to-lumen ratio) - poměr mezi stěnou a lumen sítnicových tepen. U tohoto parametru se podařilo prokázat korelace s krevním tlakem a věkem, což naznačuje jeho potenciál jako časný marker mikrovaskulárních změn sítnice v důsledku stárnutí nebo arteriální hypertenze [3, 6]. Zvýšení hodnoty WLR může vyplývat jak ze zluštění stěny tepny, tak ze zúžení jejího lumen, nebo může být kombinací obou těchto faktorů.

1 Anatomie oka a sítnice

Oko je složitý smyslový orgán, který hraje klíčovou roli v procesu vnímání a zpracování vizuálních informací. Tento párový orgán transformuje světelné podněty na elektrické signály, což umožňuje vytváření zrakového vjemu pomocí nervové soustavy. Lidské oko představuje soustavu světlolomných prostředí, které jsou zodpovědné za soustředění světelných paprsků na světločivou vrstvu oka - *sítnici*.

Na obrázku 1.1 je zobrazen anatomický řez lidským okem. Světelný paprsek nejdříve prochází průhlednou *rohovkou* mající velkou optickou mohutnost, dále pokračuje přes *oční komoru* naplněnou komorovou vodou do duhovky. *Duhovka* je pigmentová skvrna, která zabraňuje rozptylu paprsků uvnitř oka a zároveň funguje jako vstupní filtr potlačující spektrum ultrafialového záření.

Cévnatka, která přiléhá k rohovce, má hlavní funkci ve výživě oka, respektive sítnice. *Řasnaté tělísko* vybíhající z cévnatky, je drobným hladkým svaem, na které se upíná *čočka*. Při smršťování a relaxaci tohoto svalu dochází ke změnám optické mohutnosti a ohniskové vzdálenosti díky vyklenutí a zploštění čočky. Dodadem paprsku na čočku dojde k zaostření, které nasměruje paprsek po průchodu *sklivcem* v ideálním případě na jeden bod na sítnici[20].

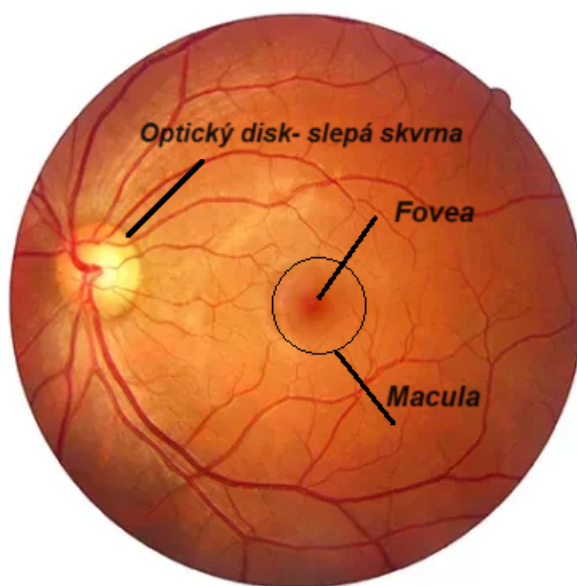


Obr. 1.1: Anatomie lidského oka (převzaté z [1])

1.1 Sítňice oka

Sítňice je vnitřní vrstvou oční koule, která je zodpovědná za zpracování a konverzi přijímané světelné energie na vizuální informaci. Jde o jemnou průhlednou blanku vzniklou odštěpením z mozkového základu. Příklad sítňice oka je uveden na obrázku 1.2

Sítňice obsahuje dva typy fotoreceptorů - *čípky* a *tyčinky*, mající schopnost absorbovat dopadající fotony. Následná elektrochemická reakce způsobí vznik akčního napětí, které se šíří nerovými zakončeními do zrakového centra mozku.



Obr. 1.2: Snímek sítňice oka s označenou maculou, foveou a slepou skvrnou (převzaté z [32])

Tyčinky jsou světločivé receptory, které mají schopnost reagovat na sníženou intenzitu osvětlení a zajišťují tzv. skotopické vidění. Receptory citlivé na světlo různé vlnové délky označujeme jako čípky. Místem největšího výskytu čípků a zároveň nejostřejšího vidění je *žlutá skvrna*, jinak zvaná macula. Jejím středem, kde se nachází ono nejostřejší místo, je tzv. fovea.

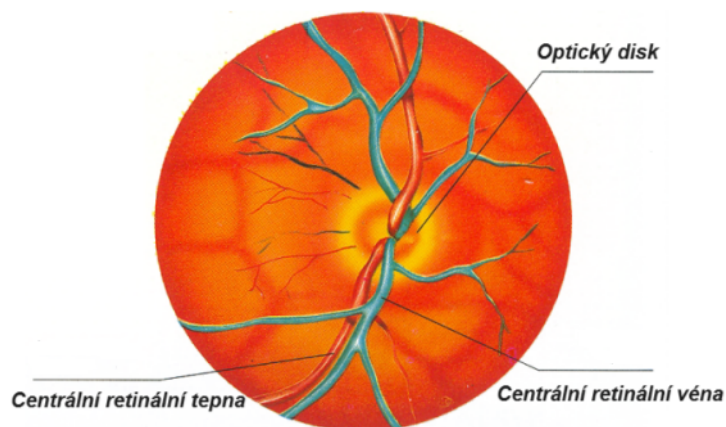
Slepá skvrna, jinak označována jako optický disk, je na rozdíl od žluté skvrny místem, kde se nenacházejí žádné sensorické buňky. V tomto místě ze sítňice vystupuje optický nerv [20]. Výživa sítňice a celého oka je zásobována právě z tohoto místa, kterým procházejí cévy oka.

1.1.1 Cévní zásobení sítnice

Sítnice je tvořena komplexním systémem buněk a neuronů, který je význačný svým vysokým metabolickým nárokem a spotřebou kyslíku. Pro zajištění správné funkčnosti obsahuje sítnice dva cévní systémy - **arteria centralis retinae** (centrální sítnicová tepna) a **choroidální řečiště** (obrázek 1.3).

Choroidální řečiště cévnatky je vysokoprůtokovým systémem s proměnlivou rychlostí průtoku, který umožňuje volný prostup různě velkých metabolitů mezi cévami a tkání. Hlavním úkolem tohoto řečiště je výživa komplexu fotoreceptor-pigmentový epitel sítnice (RPE), ale také odvod tepla, které vzniká při elektrochemických reakcích přeměny dopadající energie na vizuální vjem.

Cévní řečiště sítnice zajišťuje oběh krve pro vnitřní dvě třetiny sítnice. Na rozdíl od řečiště cévnatky je tento systém nízkoprůtokový se stabilním průtokem.



Obr. 1.3: Cévní řečiště sítnice [19])

Arteria centralis retinae je větví arteria ophtalmica a vstupuje do zrakového nervu 10-15 mm za bulbem. Centrální arterie se dělí v místě výstupu ze zrakového nervu na horní a dolní větev, dále potom na nasální a temporální. Po prvním větvení se cévy sítnice stávají arterioly a ztrácejí tak elastická vlákna. Jednotlivé větvy se nepřekrývají a jde tak o koncové arterie.

Stěna arterie je složena ze tří vrstev. Vnitřní vrstvou je jednovrstevní plochý endotel, který nasedá na lamina elastica interna. Media je tvořena hladkou svalovinou přecházející v lamina elastica externa. Stěna cév a plazma jsou téměř průhledné. V případě onemocnění cévní stěny angiosklerózou se stěna stává pozorovatelnou při oftalmoskopickém vyšetření, kdy dochází k dorazu světla o stěnu.

Kapilární síť sítnice se nachází mezi gangiovými buňkami a vnitřní jádrovou vrstvou. Tato řečiště se dělí do dvou vrstev - hluboké a povrchové. Hluboké kapiláry jsou hustě rozprostřeny ve vnitřní jádrové vrstvě a povrchové jsou obsaženy ve vrstvě gangliových buněk a nervových vláken. Místa, kde se nenacházejí žádné kapiláry jsou foveální avaskulární zóna a v místě, kde sítnice přiléhá k hlavním retinálním arteriím a vénám.

Vény sítnice obvykle kopírují arteriální pleteň a jsou ve vnitřní části sítnice. Jejím hlavním úkolem je odvod krve do centrální retinální vény, která je jedinou odtokovou cestou celého sítnicového řečiště ústící do vena ophtalmica [10, 15, 16].

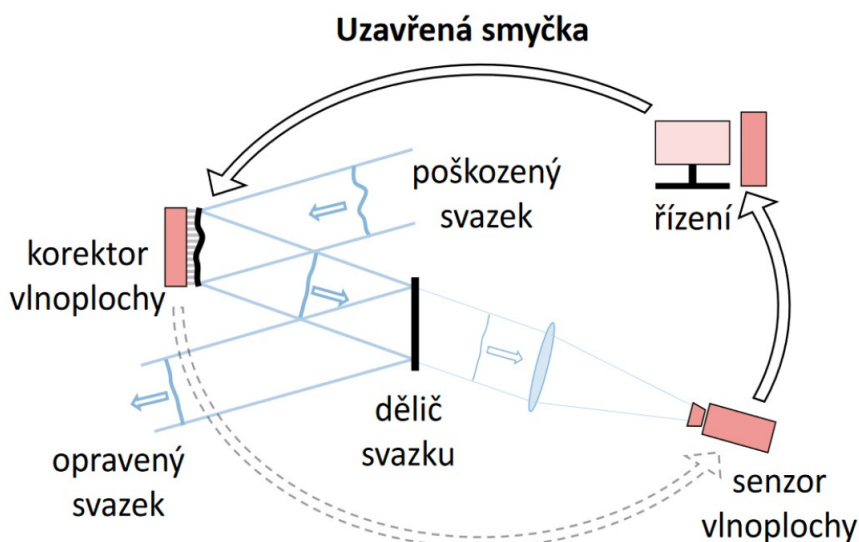
2 Adaptivní optika

Snímání očního pozadí je přístupná zobrazovací metoda, která je užitečná nejen při diagnostikování očních onemocnění, ale také hraje důležitou roli při časně identifikaci dalších chorob.

Hlavní cílem použití adaptivní optiky je potlačení očních aberací, kterými jsou zatíženy oftalmologické zobrazovací systémy. Tyto aberace ve většině případů zne-
možňují zobrazení na buněčné úrovni. Adaptivní optika řeší tento problém pomocí svých aktivních optických prvků, které umožňují kompenzaci vznikajících aberací [22].

2.1 Princip adaptivní optiky

Adaptivní optika (AO) je elektrooptický mechanismus, který je určený k řízenému ovládnutí fáze optické vlny, která zásadně ovlivňuje kvalitu zobrazení. V oftalmologii se zabýváme řešením problému optické aberace vlnoplochy, která vzniká v důsledku toho, že u oka zaostřeného na dálku vstupují rovnoběžné paralelní paprsky světla do oka pod různými úhly vzhledem k zornici a dopadají na různá místa na sítnici. Tento jev způsobuje rozmazání vzdáleného světelného zdroje kvůli přítomnosti monochromatické vlnoplochy [27, 12]. Na obrázku 2.1 je uvedené schéma uzavřené smyčky adaptivní optiky, jejíž princip je uvedený v následujících podkapitolách.



Obr. 2.1: Schéma principu uzavřené smyčky adaptivní optiky [12])

Korektor

AO je založena na využití optického prvku, *korektoru*, který adaptivně ovlivňuje vlnoplochu optické vlny. Korekční člen systému moduluje fázi optické vlny pomocí deformovatelných zrcadel. Princip korektoru spočívá v přenesení profilu úměrnému tvaru povrchu zrcadla do fáze optické vlny, která se od deformovaného povrchu odráží (obrázek 2.2)[12].



Obr. 2.2: Nákres korekce vlnoplochy pomocí deformovatelného zrcadla (a) Vlna s poškozenou vlnoplochou dopadá na deformovatelné zrcadlo. b) Odraz vlny od povrchu zrcadla a předání profilu do optické fáze vlny. c) Odražená vlna s upravenou fází [12])

Pro korekci fáze optické vlny rozlišujeme zrcadla podle geometrie, a to na *spojitá* a *segmentovaná*, a podle technologie aktuátorů zprostředovávající vlastní deformace (*pístové* a *monolytické*).

Pro oftalmologické aplikace nejsou segmentovaná zrcadla vhodná kvůli průniku světla mezi jednotlivými segmenty a difrakci záření na hranicích segmentů. Řešením tohoto snížení efektivity korekce vlny jsou spojitá deformovatelná zrcadla [14].

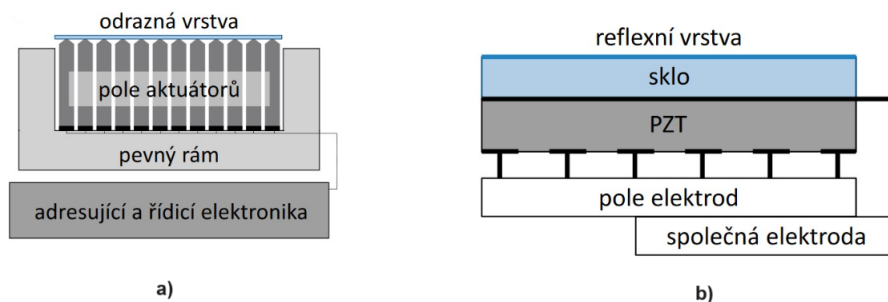
Pístová spojitá zrcadla mají na svém povrchu nanesenou tenkou vrstvu substrátu (sklo) s odraznou vrstvou, která je deformována pístovými aktuátory, které jsou připojeny na zadní stranu korektoru.

Druhým typem spojitých zrcadel jsou monolytická zrcadla, která jsou běžněji používanou variantou. Tyto zrcadla využívají kompaktní kompozitní vrstvu rozdělenou pouze polem připojených elektrod. Fungují na piezoelektrickém jevu, kdy v případě přivedení napětí na elektrodu v poli dojde k lokálnímu smrštění nebo roztažení piezo vrstvy (PZT). Tento jev způsobí lokální zakřivení deformovatelného zrcadla v oblasti elektrody. Na obrázku 2.3 jsou zobrazeny oba výše uvedené principy deformace povrchu zrcadla [12, 22].

Některé moderní systémy používají více korekčních prvků. Jeden z těchto prvků slouží ke korekci aberací nízkého řádu s vysokou amplitudou, jako je rozostření a astigmatismus, zatímco druhý se specializuje na korekci aberací vyššího řádu [22].

Senzor

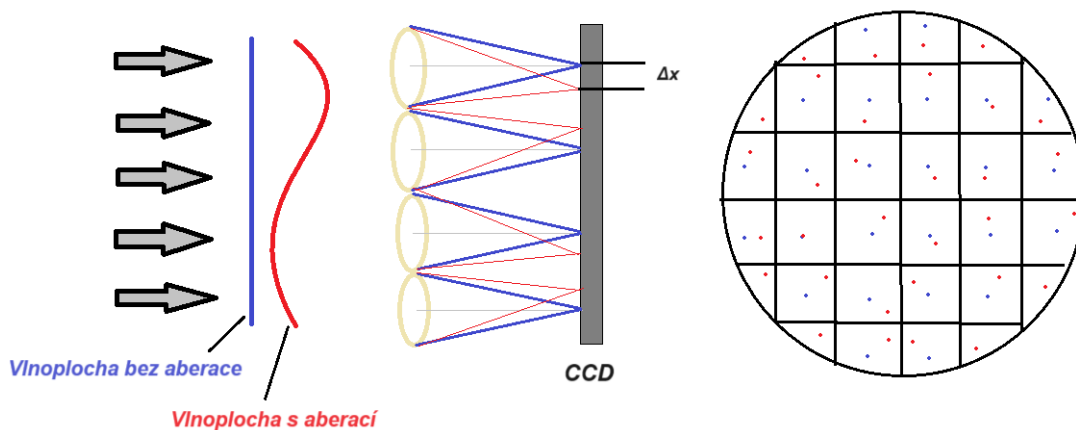
K tomu, aby mohl korektor adaptivně reagovat na konkrétní aberaci, musí být v optickém systému zaveden *snímač* vlnoplochy. Nejčastěji používanou technikou mě-



Obr. 2.3: Nákres principů deformace povrchu zrcadla (a)Pístová zrcadla, b)Monolytická zrcadla tvořená vrstvou substrátu (v tomto případě sklo) a piezoaktivním materiálem, na který jsou z jeho obou stran připojené elektrody.)[12]

ření vlnoplochy v oftalmologii je Shack-Hartmannův senzor (SHS). Plocha tohoto senzoru je pokryta soustavou čoček, přičemž každá z nich soustřeďuje dopadající část vlnoplochy na detektor (obvykle CCD, CMOS).

Každá mikročočka senzoru odpovídá místu v zornici. Principem mechanismu vyhodnocování míry zbytkové aberace je určení míry vychýlení fokusu od středu čočky (optické osy). Tato vypočítaná odchylka se používá k závěru o sklonu a amplitudě vlnoplochy v každém místě a sestavuje se v celé zornici. Na základě toho se určí typ a velikost optické aberace v celé vlnoploše. Popsaný princip SHS je uvedený na obrázku 2.4 [14, 12].



Obr. 2.4: Nákres principu Shack-Hartmannova senzoru

V současné době pozorujeme snahu implementovat do AO vyhodnocovací systém, který nahrazuje výše uvedený senzor. Tento systém využívá pro hodnocení aberací kvalitu obrazu namísto klasického detektorového přístupu. To sice nabízí

zjednodušení současných systémů AO, nicméně sériové vyhodnocování obrazových parametrů, jako je ostrost obrazu vede k prodloužení doby, která je potřebná pro korekci aberací. Tento kompromis má význam u pacientů s časově kolísajícími aberacemi nebo pohyby očí. Cílem je tedy zkrácení doby potřebné pro kompenzaci bez použití senzoru, aby se její použití mohlo rozšířit [14].

Řídící centrum

Posledním prvkem systému je *řídící centrum* přijímající informaci ze snímače a vysílající řídicí signál ke korektoru, který následně reaguje na zjištěnou optickou aberaci. Tento systém má za úkol nalézt vhodný signál pro fázový korektor tak, aby byly identifikované aberace co nejlépe korigovány [12].

2.2 Zobrazovací systémy využívající adaptivní optiku

Adaptivní optiku nelze chápat jako plnohodnotný zobrazovací systém. AO tak musí být začleněna do současných oftamologických akvizitních systémů, jako je *skenovací laserový oftalmoskop*, *optická koherentní tomografie* nebo *Fundus kamera*. Zobrazovací systémy založené na AO lze použít k zobrazení sítnice s rozlišením blízkým difrakčnímu limitu. Představují tak nadějný diagnostický nástroj pro detekci očních ale i jiných chorob [17].

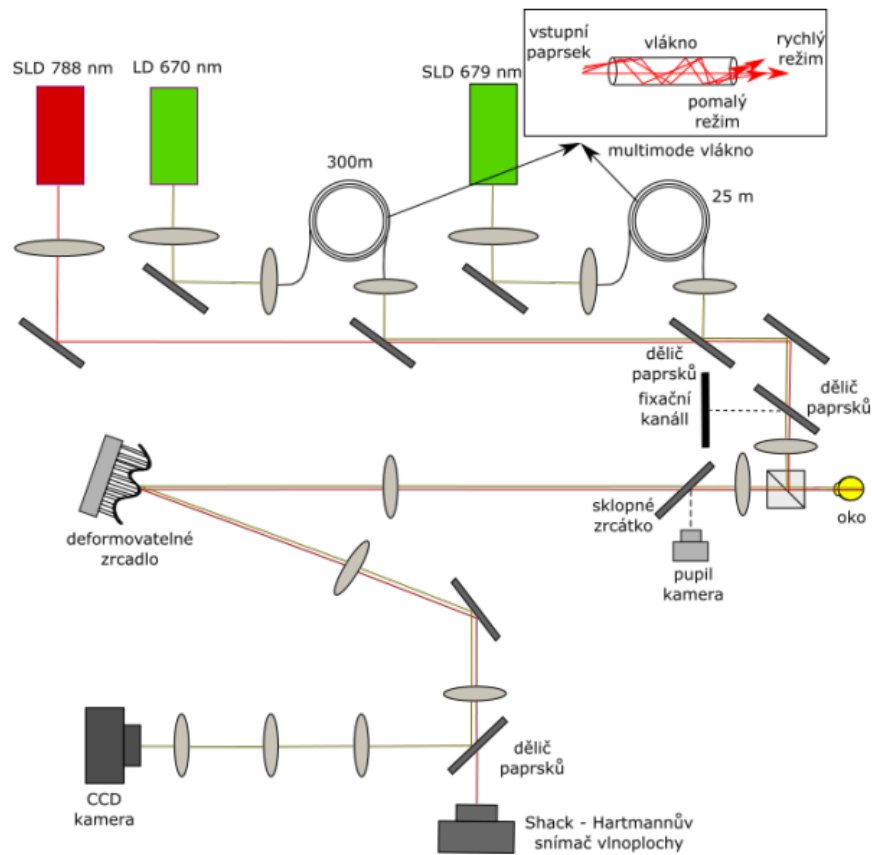
Fundus kamera

Digitální Fundus kamera (AO-FC) je nejrozšířenější oftalmologické zařízení zachycující snímky očního pozadí. Hlavními výhodami této kamery jsou krátká obrazová expozice a využití nekoherentního zdroje světelného záření. Nevýhodou je poté postrádání výhody zobrazení optického řezu a příčného rozlišení skenovacích oftalmoskopů [22, 7].

Systém kamery se skládá ze tří optických subsystémů. První částí je AO kompenzující vlnové aberace oka pomocí Shack-Hartmannova senzoru a zrcadlového aktuátoru fungující v uzavřené smyčce řízenou výpočetním systémem. Úkolem druhého subsystému je zpětné osvětlení zornice a zarovnání oka na kameru pomocí fixačního kanálu. Poslední částí kamery je CCD detektor zobrazující sítnici [22, 17].

Principem kamery je průchod paprsku soustavou čoček a zrcadel do oka pacienta, kde je paprsek odražen od sítnice. Tento paprsek putuje ze sítnice zpět do objektivu kamery, prochází polopropustným zrcadlem a čočkami na deformovatelné zrcadlo, na kterém je paprsek modifikován. Dále prochází soustavou čoček a děličem paprsků. Na filtru dochází k tomu, že část paprsků projde kolmo na snímač vlnoplochy a

část je odražena přímo na CCD detektor. Součástí systému je i okulár určený pro sledování scény vyšetřujícím [13, 17].

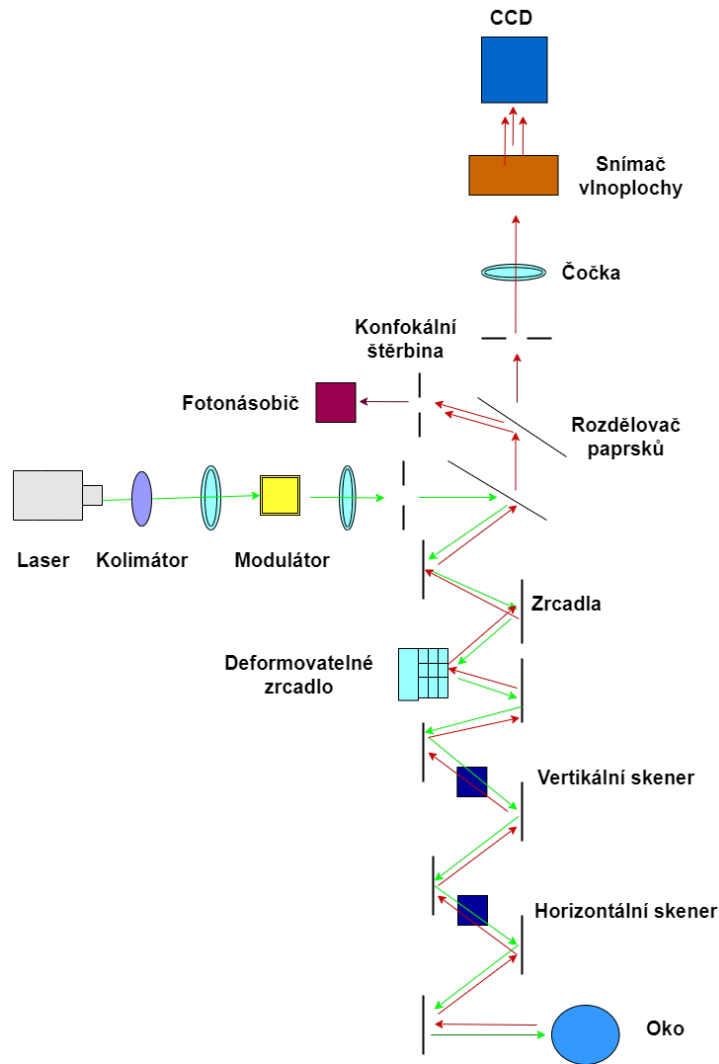


Obr. 2.5: Schéma fundus kamery s integrovanou AO [29]

Na obrázku 2.5 lze vidět, že kamerový systém je vybavený dvěma typy světelných zdrojů. Prvním z nich je superluminiscenční dioda (SLD) ($\lambda = 679 \text{ nm}$) směřující paprsek přes čočky do optického vlákna, kde je rychlost jeho šíření urychlena. Druhým zdrojem je laserová dioda ($\lambda = 67 \text{ nm}$), jejíž paprsek je také urychlen optickým vláknem. Hlavním úkolem vláken je snížení prostorové koherence SLD a laserové diody [13, 17].

Skenovací laserový oftalmoskop

Skenovací laserová oftalmoskopie (*SLO*) je zobrazovací metodou používanou k vizualizaci fotoreceptorů, nervových vláken a toku bílých krvinek v kapilárách sítnice. AO, která je do systému zaintegrovaná přináší nárůst laterálního i axiálního rozlišení a také umožňuje zobrazení řezu tkáně sítnice. Z důvodu očních aberací je axiální rozlišení omezeno na více než 200 μm , a právě kvůli tomuto omezení je SLO častěji používáno k detekci vrstev než k samotnému řezu sítnicí [5].



Obr. 2.6: Schéma laserového skenovacího oftalmoskopu s AO [5]

SLO se skládá z pěti hlavních komponent - zdroje laserového paprsku, skenovací jednotky, rozdělovače paprsků, zobrazovací optiky a detektoru. Principem (obrázek 2.6) je generování laserového paprsku (490 nm), který je čočkou kolimován přes rozdělovač paprsků do vysokorychlostního skenovacího systému, který generuje rastrový

skan sítnice. Odražený paprsek je společně se zpětně rozptýleným světlem směřován zpět do rozdělovače, kde dojde k jejich separaci. Z odraženého paprsku je pomocí ohniskové čočky a konfokální apertury separována pouze jeho zaostřená část, která je následně směřována na detektor. Konfokalita separační šterbiny tedy umožňuje axiální řez sítnicí a zobrazení jednotlivých struktur sítnice [4].

3 Aplikace snímání arteriálních stěn

Sítnice je snadno přístupnou součástí mikrocirkulace, která je využitelná pro diagnostiku in vivo. V současné době nejsou přístupné klinicky relevantní metody pro měření tloušťky arteriálních stěn. Namísto histologických nebo myografických vyšetření, které nejsou běžně využitelné v klinické praxi, se nabízí řešení zobrazování prostřednictvím snímků očního pozadí pomocí fotografií fundu. Měření šířky stěn sítnicových arterií může poskytnout cenné informace pro lékařskou diagnostiku v oblasti zejména kardiovaskulárního, ale i celkového systémového stavu člověka [8].

3.1 Patologie retinální mikrocirkulace

Arteriální hypertenze

Vzhledem k tomu, že mikrocirkulace sítnice má několik společných strukturálních a funkčních rysů se systémem srdce, mozku a ledvin, je umožněno do jisté míry hodnotit stav systémové cirkulace právě pomocí snímání sítnice.

Hypertenze spolu s ischemickou chorobou srdeční představují jedno z nejčastějších onemocnění kardiovaskulárního systému. Vysoký krevní tlak vede z dlouhodobého hlediska k funkčním a strukturálním změnám cév a postihuje tak tepny jak na úrovni mikrocirkulace, tak následně na úrovni celých orgánů a periferního řečiště [8].

Z patofyziologického hlediska jde o zvětšení tloušťky média a naopak snížení průměru lumen arterie, čímž dochází ke zvýšení arteriálního tlaku. V exsudativní fázi z oftalmologického pohledu může vést až ke krvácení do sítnice a její ischemii [25, 23].

Dlouhotrvající nekompenzovaný vysoký tlak mikrocirkulace oka může vést k onemocnění zvanému *hypertonická retinopatie*. Tento stav je charakteristický ztuštěním cév důsledkem chronické vazokonstrikce, narušením cévních stěn a tím i spojený únik krevní plazmy do okolí cév. Difúzní zúžení arteriol a ložiskové léze, jako jsou fokální zúžení arteriol (FAN) a arteriovenózní nicking (AVN), patří mezi nejčastější léze spojené s hypertenzní retinopatií [8].

Diabetická retinopatie

Diabetická retinopatie je nejčastější příčinou způsobující slepotu. Jde o mikrovaskulární komplikaci diabetu mellitu, která vzniká vlivem vysokých hodnot cukru v cévách sítnice. Stěny cév jsou narušovány, dochází ke zvyšování jejich propustnosti a tento stav může pokračovat až do kompletní blokády cévy.

Diabetickou retinopatii (*DR*) můžeme rozlišit na dva typy - *časná a pokročilá*. V případě časné DR nedochází k proliferaci nových cév. Stěny menších cév jsou oslabeny a prochází skrze ně drobné výčnělky, díky kterým může docházet k úniku krve do sítnice. U větších cév lze pozorovat rozšíření a nepravidelný průměr.

U pokročilé DR dochází k uzavírání poškozených cév. Nervová tkáň reaguje na nedostatečné zásobení sítnice tvorbou nových cév pomocí uvolňování angiogenních faktorů. Nově vytvořené cévy jsou nicméně křehké, nevyvíjejí se správně a může tak dojít ke krvácení do sítnice a následné slepotě [30].

3.2 Hodnotící parametry cévních abnormalit

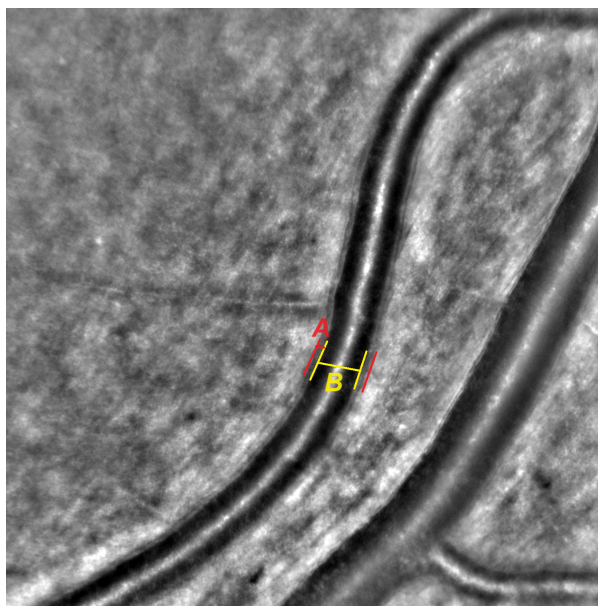
Díky skenovací laserové oftalmoskopii byla v nedávné době umožněna neinvazivní vizualizace in vivo arteriální stěny sítnice. Pomocí tohoto zobrazení byla umožněna analýza různých parametrů, mezi kterými je hodnotící parametr *WLR* (wall-to-lumen ratio) - poměr mezi stěnou a lumen sítnicových tepen. U tohoto parametru se podařilo prokázat korelace s krevním tlakem a věkem, což naznačuje jeho potenciál jako časného markeru mikrovaskulárních změn sítnice v důsledku stárnutí nebo arteriální hypertenze. Zvýšení hodnoty *WLR* může vyplývat jak ze zúžení stěny tepny, tak ze zúžení jejího lumen, nebo může být kombinací obou těchto faktorů [6].

V případě arteriální hypertenze lze rozlišit 2 typy cévních změn - eutrofické a hypertrofické remodelace. Pro jejich rozlišení je potřeba zvážit *WLR* a plochu průřezu cévní stěny (*WCSA*, wall cross-section area). Eutrofická remodelace se projevuje zmenšením průměru lumen cévy bez změn *WCSA* a nastává při akutním zvýšení krevního tlaku. Hypertrofická cévní remodelace je charakteristická zvětšením *WLR* se současným zesílením tloušťky cévní stěny a nastává při chronicky nekontrolovaném krevním tlaku objemového systému. Tloušťka stěny (*WT*) je definována pomocí hodnoty vnitřního a vnějšího průměru cévy. Tloušťka stěny je společně s šířkou lumen naznačena na obrázku 3.1. [3, 6]

Parametr *WCSA* je dán vzorcem, který je sice podobný pro výpočet *WLR*, nicméně se zaměřuje na jiné aspekty cévní struktury. Pro *WCSA* se používá následující vzorec,

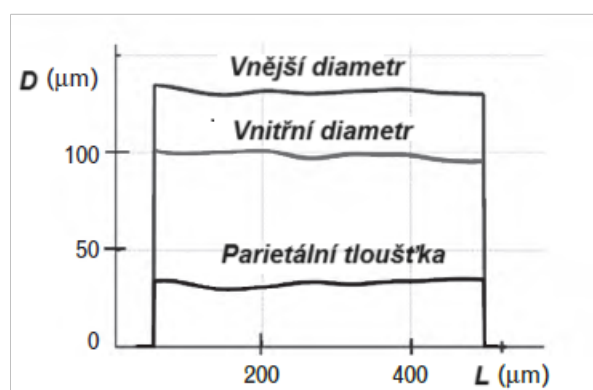
$$WCSA = \pi \times \left(\left(\frac{V_{\text{vnějšíprůměr}}}{2} \right)^2 - \left(\frac{V_{\text{vnitřníprůměr}}}{2} \right)^2 \right) \quad (3.1)$$

který je dán na základě hodnot průměru lumen (*LD*) a průměru cévy (*VD*) [28].



Obr. 3.1: Snímek retinální arterie pořízený adaptivní optikou (A značí tloušťku stěny arterie a B šířku lumen arterie)

Dalším hodnotícím nástrojem jsou tzv. *morfogramy* [8], tedy grafické reprezentace morfometrických parametrů podél daného cévního segmentu. Toto zobrazení může přinést hodnotnou informaci o konkrétních změnách stěn arterií a lze tak porovnat, zda dochází ke změnám na obou nebo pouze jedné straně arterie. Parametr WLR může být do jisté míry limitující, protože při jeho výpočtu je bráno do úvahy číslo, které odpovídá tloušťce obou stran arterie a nemusí být zcela vypovídající vzhledem k celé arterii. Příklad morfogramu je znázorněn na obrázku 3.2



Obr. 3.2: Morfogram segmentované arterie (D: diametr, L: délka)[8]

4 Segmentace obrazu

Segmentace je metodou analýzy obrazu, která rozděluje obraz na dílčí nepřekrývající se části podle společných vlastností jako je například hodnota jasů, struktura oblasti, entropie nebo rozptyl. Výsledkem segmentace je obraz se stejnými rozměry jako obraz původní, avšak s vyznačenými oblastmi [24].

Tato kapitola se zabývá základním teoretickým popisem metod vedoucí k segmentaci arteriální stěny sítnice použitých v této práci a následují diplomové práci. Takovými technikami segmentace jsou:

- segmentace založená na prahování
- hranově orientovaná segmentace
- regionová segmentace
- morfologické operace
- aktivní kontury.

4.1 Prahování

Prahováním je metoda segmentace, která patří do kategorie segmentací založených na homogenitě oblastí a je jednou z nejnárodněji implementovatelných technik. Principem metody je nastavení prahových hodnot parametru segmentace (např. jas) tak, aby byl pro každou oblast obrazu jedinečný a nedocházelo tak k jejich překrývání.

Obecným funkčním a jednoduchým přístupem je nastavení prahových hodnot v sedlech histogramů. Nastavení jedné prahové hodnoty není však většinou dostatečné a v reálné praxi se využívají spíše adaptivní prahy, které vycházejí z lokálních histogramů a přizpůsobují se tak aktuální části obrazu.

Jiným přístupem je nastavení prahu pomocí hystereze, při které jsou nastaveny prahy dva - nižší a vyšší. Tento typ prahování využívá například i *Cannyho hranový detektor*. Výsledkem takové segmentace je poté binární obraz nebo šedotónový obraz. Pro šedotónový výstup jsou nastavené prahové hodnoty tak, že hodnoty pixelů spadající do rozmezí mezi dvěma prahy zůstanou nezměněné, zatímco hodnoty pixelů mimo tento interval se upraví na nulu [24].

4.2 Hranově orientovaná segmentace

Hrana patří mezi klíčové informace o původním obraze a představuje nespojitosti v hloubce nebo na povrchu. Hrany mohou vznikat z mnoha důvodů - od změn barev na povrchu objektů ve scéně, přes směrové osvětlení až po fyzické okraje

objektů. Nejjednodušším způsobem hranové detekce je využití matematických operátorů aproximující první a druhou derivaci, kde první derivace odpovídá největší změně v lokálním extrému a druhá značí průchod nulou.[24]

Operátory aproximující první derivaci

Operátory, které vycházejí z první derivace se nazývají gradientní operátory a je nutné je aproximovat pomocí diferencí. Tyto difference lze implementovat formou lokálních směrových masek, přičemž pro detekci hran ve všech směrech se používá dvojitá filtrace. Jedna maska je aplikována na horizontální směr a druhá na vertikální směr hrany. Výsledný obraz je nakonec kombinací obrazů filtrovanými těmito směrovými maskami, a lze jej realizovat například pomocí vzorce pro euklidovskou vzdálenost. Jedním z možných operátorů je operátor Prewittové (4.1,4.3) nebo Sobelův operátor (4.2, 4.4).

Pro horizontální hrany:

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Pro vertikální hrany:

$$G_y = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

$$G_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

Pro získání finální hranové reprezentace je zapotřebí vytvořit hrubou hranovou reprezentaci. Hrubou reprezentaci hran je možné provést pomocí prahování gradientního obrazu. Výsledná hranová reprezentace je jednopixelová a není zatížena na rozdíl od hrubé falešnými hranami či přerušovanými čarami. [24]

Operátory aproximující druhou derivaci

Detekce hran pomocí druhé derivace je umožněna lokálními aproximujícími operátory, jako je Laplacián 4.5,4.6 a Laplacián-Gaussián 4.7. Samotné použití těchto masek nepřináší výslednou informaci, je proto nutné získat informaci o průchodu funkce

vzniklou druhou derivací nulou. Průchod nulovou hodnotou znázorňuje hranu objektu a lze jej detekovat pomocí lokálního operátoru (LO) o velikosti 3x3 pixely 4.8. Tento operátor pracuje vždy se čtyřmi sousedy analyzovaného pixelu a pro splnění podmínek přidání pixelu do výsledného obrazu je zapotřebí, aby byly splněny tyto podmínky:

- je nutné, aby alespoň jeden sousední pixel měl opačné znaménko než ostatní,
- rozdíl mezi hodnotami pixelů s odlišným znaménkem musí překročit stanovený práh,
- hodnota centrálního pixelu by měla ležet mezi těmito výrazně odlišnými hodnotami a měla by se nacházet na pozici označené symbolem x. [24]

$$L1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

$$L2 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

$$LoG = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & -2 & -1 & 0 \\ -1 & -2 & 16 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & -2 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

$$LO = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & X & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

4.3 Regionová segmentace

Principem metody segmentace založené na regionech je hledání podobnosti mezi sousedními pixely. Pixely, které mají podobné atributy (např. barva, stupeň šedi, typ textury), jsou seskupeny do jedinečných oblastí.

Prvním přístupem je metoda, která se dělí na dvě části- dělení nehomogenních oblastí až na takovou úroveň, kdy je v dané oblasti dosažena homogenity a následné slučování těchto homogenních oblastí. Obraz je dělen do předem nastavené struktury, přičemž dělení určitého segmentu končí při splnění podmínky homogenity. Nevýhodou této metody je sklon k pravoúhlosti segmentovaných oblastí[24].

Další segmentační technika založená na regionech je metoda *narůstání oblastí*, která vychází z předpokladu, že okolní pixely v rámci jednoho regionu mají podobné

hodnoty. Narůstání oblastí lze vnímat jako shlukování v závislosti na splněném přednastaveném kritériu podobnosti.

Jako míra podobnosti se používá statické kritérium hodnotící rozdíl mezi hodnotou intenzity iniciačního a porovnávaného pixelu. Druhým přístupem je dynamické kritérium, které umožňuje porovnávat hodnotu přidávaného pixelu s posledním přidaným či s aktuální střední hodnotnou segmentu posledního přidaného pixelu. Pixel s nejmenším naměřeným rozdílem je přiřazen k příslušné oblasti. V případě, že pixel splní tento předpoklad, je buď sám nebo souběžně s jeho okolními pixely přidán do shluku[24]. Algoritmus této metody je složen z dílčích částí:

- nastavení počátečních referenčních pixelů, ze kterých bude prováděno postupné shlukování - nastaveny náhodně nebo cíleně po předchozí analýze obrazu,
- kontrola okolí iniciačního pixelu,
- v případě splnění rozhodovacího kritéria je porovnávaný pixel přidán do shluku,
- algoritmus se ukončí v případě, že jsou všechny pixely obrazu přiřazeny do příslušného regionu nebo když žádný pixel již nevyhovuje nastaveným prahům.

4.4 Morfologické operace

Morfologické zpracování obrazu představuje soubor nelineárních operací pracujících s tvarem prvků obrazu. Při použití morfologických operací se na původní obraz aplikuje strukturní element, čímž vzniká nový obraz, který si zachovává stejnou velikost jako obraz vstupní. Strukturní element je izotropní, nejčastěji binární plovoucí matice, jejíž kladné hodnoty zastupují aktivní prvky, se kterými původní obraz reaguje. Referenčním bodem, pod který se ukládá výsledná operace, může být na rozdíl od masky konvolučních operátorů, kde je referenční bod uprostřed, jakýkoliv prvek matice. Pozice tohoto referenčního prvku může do jisté míry následně ovlivnit výslednou operaci [24].

Využití morfologických operací zejména v segmentaci obrazu je široké. Tyto operace umožňují elementární analýzu ale i post-processing segmentovaného obrazu. Mezi hlavní operace patří vyplňování oblastí (děr), ztenčování, spojování, ale i samotnou analýzu tvaru a počtu objektů a jejich konektivitu. Tato kapitola se věnuje nejzákladnějším morfologickým operacím jsou eroze a dilatace, ale i pokročilejším, a sice morfologické uzavření a otevření, top-hats filtrace a skeletonizace.

4.4.1 Eroze a dilatace

Binární eroze je nejzákladnější morfologickou operací, která je definována jako průnik posunutých obrazů. Plovoucí maska se strukturálním prvkem se posouvá po celém obrazu a porovnává se s příslušnými pixely. Pokud všechny pixely pod strukturálním

prvkem odpovídají jeho tvaru (tj. mají stejnou hodnotu), ponechá se pixel v centru strukturního prvku nezměněný. Pokud ne, pixel v centru je "erodován" (změněn, obvykle na hodnotu pozadí). Hodnota vyhodnoceného pixelu je následně uložena pod masku výstupního obrazu g na pozici i, k (4.9). Eroze je řízena logikou Fit , přičemž všechny pixely pod maskou musí pro uložení kladné hodnoty odpovídat strukturnímu prvku. Tato matematická operace je užitečná pro redukci pixelů na okrajích objektů, zmenšení objektů, odstranění malých tenkých objektů a ztenčení nebo odstranění okrajů. Může být použita například k rozdělení spojených objektů (odstranění nežádoucích můstků, odpojení okraje atd.). [26, 24]

$$g_{i,k} = \begin{cases} 1 & \text{if } Fit \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4.9)$$

Operátor binární dilatace lze definovat podobně jako operátor eroze s tím rozdílem, že v množinové operaci je vyjádřena jako sjednocení posunutých obrazů a je řízená logikou Hit . Tato logika říká, že pokud se strukturní prvek shoduje s alespoň jednou hodnotou binárního obrazu pod maskou, tak je na pozici i, k výstupního obrazu g uložena pravdivá hodnota (4.10). Binární dilatace se používá k rozšiřování objektů přidáním pixelů na jejich okraje, spojuje blízké objekty a vyplňuje malé mezery. [26, 24]

$$g_{i,k} = \begin{cases} 1 & \text{if } Hit \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4.10)$$

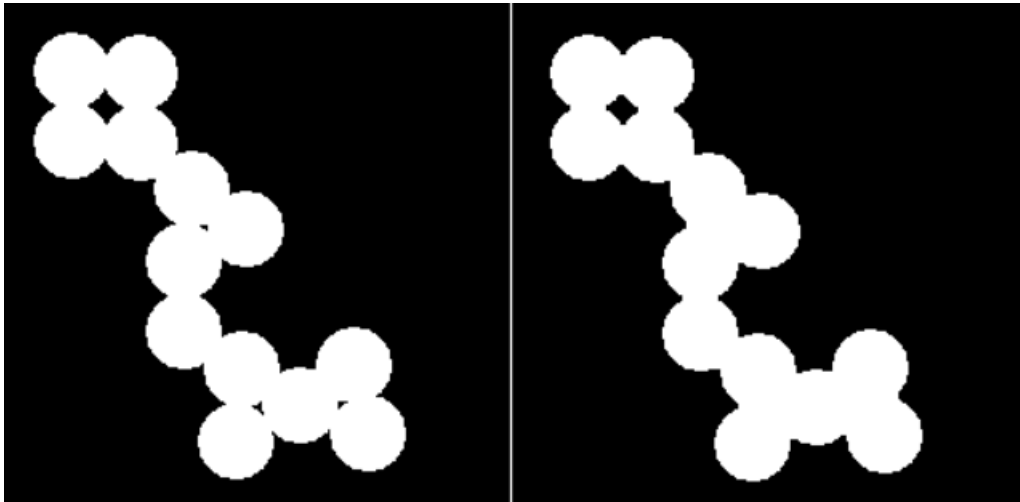
4.4.2 Uzavření a otevření

Operátory morfologického otevření a uzavření jsou kombinacemi výše uvedené dilatace a eroze. Tyto kombinace řeší problém změny v průměru velikosti objektu v obraze, kterými jsou zatíženy jednoduché operace. Vliv na výsledný obraz zpracovaný těmito operacemi má jejich pořadí, zatímco strukturní prvky operátorů jsou stejné. Cílem uzavření a otevření je co nejlépe zachovat původní tvar velkých objektů a současně ovlivnit malé objekty.

Binární uzavření je irreverzibilní operace složená ze sekvence dilatace a eroze, přičemž hlavní dopad na výsledný zpracovaný obraz má první operátor - dilatace. Eroze následně jemně upravuje a kompenzuje změnu ve velikosti objektu. Příklad morfologického uzavření je znázorněn na obrázku 4.1.

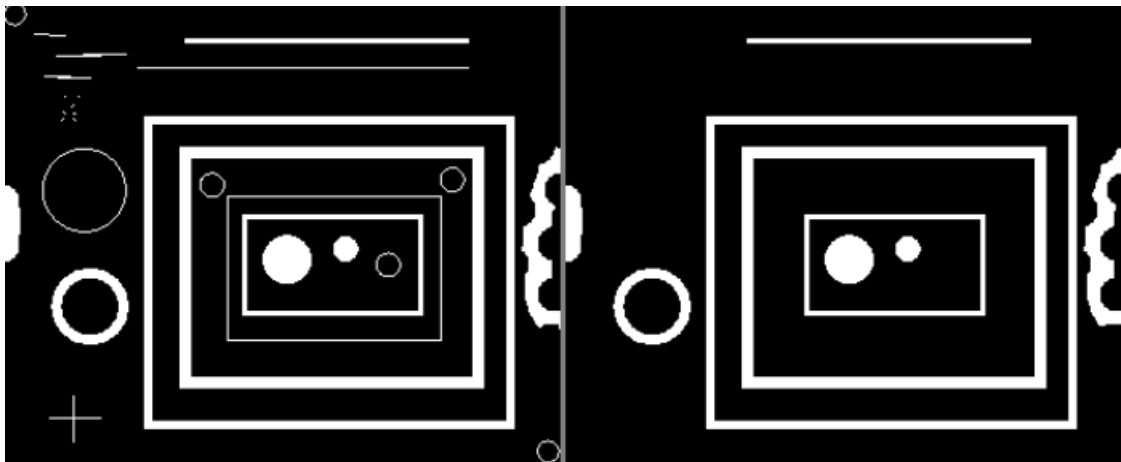
V operaci morfologického otevření má hlavní filtrační vliv eroze a následná dilatace opět pouze kompenzuje změnu tvaru. Jde opět o irreverzibilní proces, který umožňuje odstraňování výstupků a rozdělení objektů (odstraňuje např. nežádoucí

mosty) za současného zachování tvaru objektu. Na obrázku 4.2 je uvedený příklad morfologického otevření.[18, 24, 26]



Obr. 4.1: Ukázka morfologického uzavření[18]

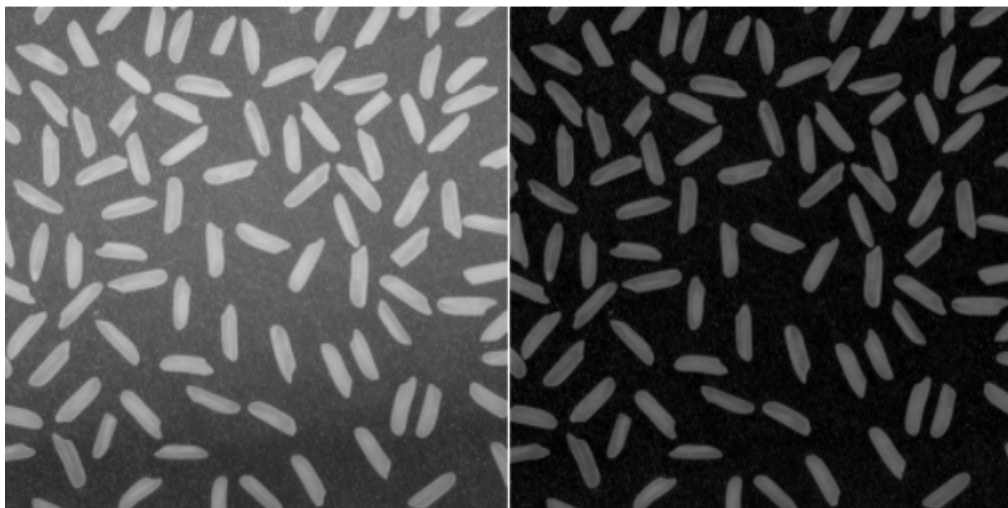
Klíčovým rozdílem mezi operacemi otevření a uzavření spočívá v tom, že otevření se zaměřuje na filtraci objektů zevnitř, zatímco uzavření primárně upravuje pozadí objektů a filtruje tak objekty zvenčí.



Obr. 4.2: Ukázka morfologického otevření[18]

4.4.3 Top-hats transformace

Operátor top-hat se získává odečtením obrazu, který byl upraven operací otevření, od původního obrazu. Transformace z daných obrázků extrahuje malé prvky a zobrazuje podmnožiny obrazu, které byly odstraněny pomocí operace otevření - jasnější struktury, které nesplňují kritéria operace otevření 4.3.[24]



Obr. 4.3: Ukázka top-hats transformace[18]

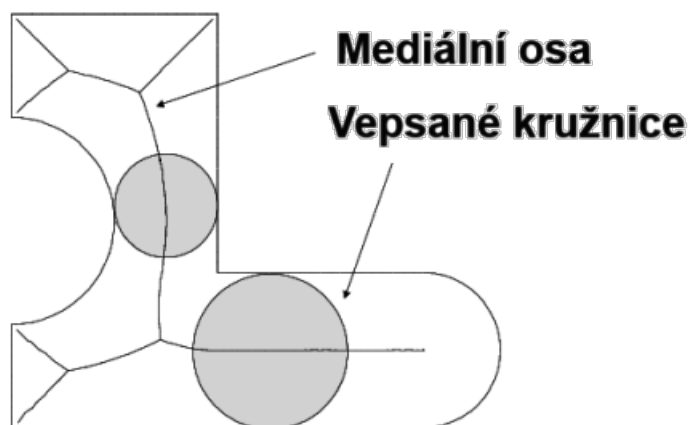
4.4.4 Skletonizace

Skeletonizace je redukční operací binárního objektu na jednopixelovou kostru. Skelet, který představuje středovou linii objektu, může být využit, například, pro klasifikaci tvarů objektů, což zahrnuje detekci koncových bodů, křížení nebo uzavřených smyček ve skeletu. Přístupů ke skeletonizaci objektu existuje celá řada. Jedním z nich je **iterativní ztenčování** objektů v obraze podle Zhang [33] nebo Lee [31].

Skeletonizace podle Zhang postupně prochází obrazem a odstraňuje pixely na hranicích objektů. Postup pokračuje až do okamžiku, kdy není možné odstranit další pixely. Obraz se porovnává s maskou, která přiřazuje každému pixelu hodnotu v rozmezí od 0 do 255, odpovídající všem možným kombinacím osmi sousedních pixelů. Poté se s využitím vyhledávací tabulky každému pixelu přiřadí hodnota 0, 1, 2 nebo 3. Tyto hodnoty se pak v průběhu iterací selektivně odstraňují.

Leeho algoritmus skeletonizace pracuje iterativně, když prochází obrazem a v každé iteraci odstraňuje pixely, a to až do okamžiku, kdy se obraz již nezmění. Každá iterace probíhá ve dvou fázích: nejdříve se vytvoří seznam pixelů, které jsou kandidáty na odstranění, a následně se tyto pixely opětovně prověřují, aby se udržela kontinuita obrazu.[11, 24]

Dalším přístupem je **transformace mediální osy**. U binárního obrazu je vytvořena parametrická mapa spolu se skeletem, přičemž tato mapa odpovídá Eulerově mapě vzdáleností. Mapa obsahuje soubor kružnic vepsaných do objektu, kde hodnoty reprezentují maximální poloměr kružnice pro každý pixel v objektu, přičemž lokální maxima představují kostru objektu. Výsledný skeleton pak nabývá hodnot poloměrů. Znázornění popsané transformace je uvedené na obrázku 4.4.[26, 11]



Obr. 4.4: Ukázka transformace mediální osy [26]

4.4.5 Aktivní kontury

Algoritmus segmentace pomocí aktivních kontur definuje kontury jako hranice vymezené oblasti zájmu v obraze. Kontura je tvořena spojením bodů, které byly interpolovány, přičemž způsob interpolace může být lineární, pomocí splajnů nebo polynomů, v závislosti na charakteru křivky v obraze. Model aktivní kontury představuje řízenou uzavřenou křivku, která se mění pod vlivem vnitřních, obrazových a vnějších sil.

Základní koncept výpočtu spočívá v definování křivky prostřednictvím minimalizace funkcionálu, který je sestaven z celkové sumy energií. Cílem je dosáhnout kompromisu mezi uniformitou tvaru a obrysy, které jsou definovány gradientem obrazu.[9]

Představme si následující energii:

$$E(s) = \int_0^1 E_{\text{int}}(s) + E_{\text{ext}}(s) ds \quad (4.11)$$

kde E_{int} představuje vnitřní energii a E_{ext} vnější energii. **Vnitřní energie** penalizuje nehladké křivky a její minimalizace podporuje pravidelnost křivky v . Vnitřní energie je popsána rovnicí:

$$E_{\text{int}} = \frac{1}{2} [\alpha(s)\|v'(s)\|^2 + \beta(s)\|v''(s)\|^2] \quad (4.12)$$

kde $\alpha(s)$ a $\beta(s)$ jsou váhy, které ovládají pravidelnost kontury. Vnitřní síla tedy působí ve směru smršťování a zaoblování. Vnější energie je odvozená z hodnot obrazové funkce a umožňuje křivce přizpůsobit se oblasti zájmu. **Vnější síla** tedy přitahuje konturu k blízkým hranám, což znamená, že může působit společně s vnitřní silou nebo proti ní. Tato síla je definována jako potenciál P na obrazové doméně Ω

$$P : \Omega \rightarrow R \quad (4.13)$$

$$(x, y) \mapsto P(x, y) \quad (4.14)$$

tak, že minimum P odpovídá kontuře objektu. Vyšší hodnoty gradientu v obraze představují hrany objektu. K tomu, aby byla vytvořena správná kontura objektu, je zapotřebí přivést tuto konturu do oblastí s vysokým gradientem. Vnější energie může být definována jako:

$$E_{\text{ext}} = -P(v(s)), \quad \text{kde} \quad (4.15)$$

$$P(x, y) = \left(\frac{\partial I}{\partial x}(x, y), \frac{\partial I}{\partial y}(x, y) \right)^2 \quad (4.16)$$

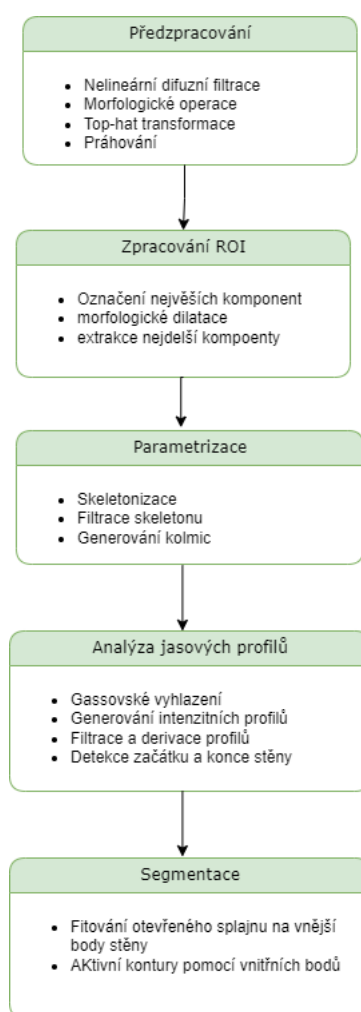
Výsledek segmentace pomocí aktivních kontur je velmi závislý na předem definovaném počátečním tvaru kontury. Z pohledu výpočetní náročnosti je tento algoritmus náročný, nicméně je schopný odolat šumu v obraze a neúplným hranicím objektu.[9]

5 Návrh metody segmentace arteriálních stěn

Segmentace arteriálních stěn je komplikovanou segmentační úlohou hned z několika důvodů. K obtížné detekci přispívají nejvíce vlivy jako jsou:

- strukturované pozadí obrazu,
- reflexe lumen arterie nemusí být v celé délce arterie stejná,
- stěny arterií nejsou v ideálním kontrastu s pozadím,
- snímání sítnice, které způsobuje rozmazání kvůli optickým aberacím.

V této kapitole je uvedený návrh (diagram 5.1) segmentace arteriálních stěn sítnice pomocí morfologických operací, analýzy jasových profilů a finální segmentace pomocí aktivních kontur.

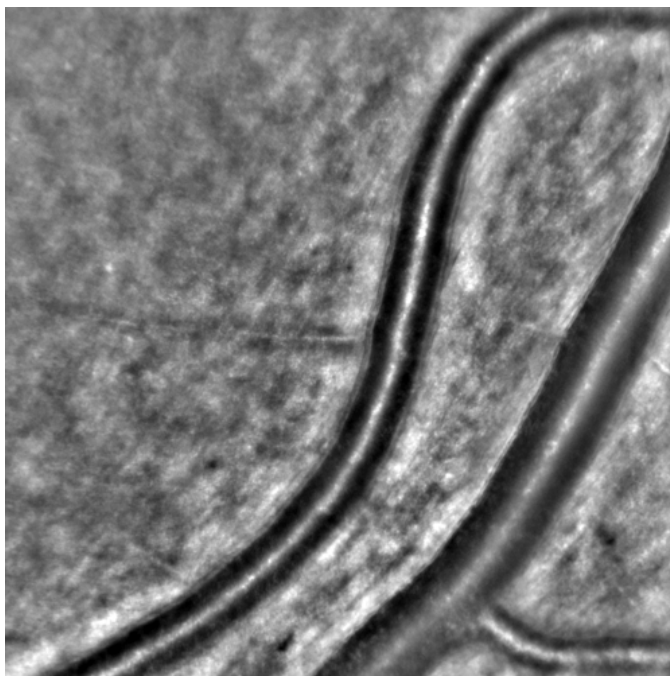


Obr. 5.1: Diagram návrhu segmentace stěny arterie sítnice

5.1 Dataset

K této práci byl použit dataset snímků zachycující mikrovaskularitu sítnice. Snímky byly pořízeny kamerou RTX1, Image Eyes vybavenou adaptivní optikou, která umožňuje zobrazení arteriálních stěn s rozlišením 1500x1500 pixelů se zorným polem 4x4 stupně.

Dataset obsahuje 30 snímků sítnice zdravých dobrovolníků pořízených na University of Leipzig, Lipsko, Německo, přičemž pro každý snímek byly poskytnuty dvě anotace. Na obrázku 5.2 je uvedena ukázka snímku části mikrovaskularity sítnice, na kterém je patrné, že cévy sítnice jsou tmavými podélnými strukturami s jasnou axiální reflexí oproti fotoreceptorům a pozadí, které jsou ve snímacím modu kamery rozmazány.



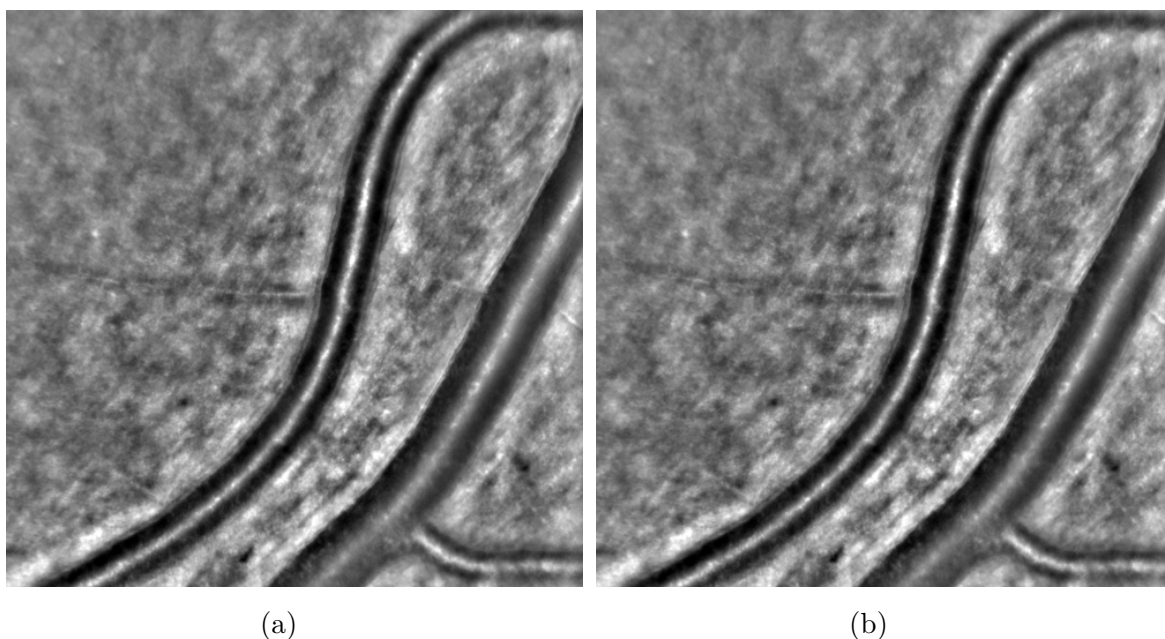
Obr. 5.2: Snímek sítnice zdravého dobrovolníka pořízený kamerou RTX

Snímky pro základní segmentaci arterií sítnice byly vybrány z datasetu na základě vhodnosti pro analýzu. Vzhledem k tomu, že stěna arterie sítnice je velmi tenkou a jemnou strukturou v obraze, musely být snímky vybrány tak, aby z nich bylo patrné, že je stěna dobře viditelná. Snímky, které byly znehodnoceny příliš velkým rozmazáním byly z datasetu vyřazeny. K analýze bylo použito po vyřazení nekvalitních obrazů 28 snímků.

5.2 Předzpracování

Pro implementaci kódu bylo využito programové prostředí *Visual studio code 2023* a jazyk *Python*. Data byla načtena v rozlišení 1500x1500 pixelů v datovém typu float32 a z důvodu snížení výpočetní náročnosti byla převzorkována na rozměr 500x500 pixelů.

Snímky byly filtrovány pomocí nelineárního difuzního filtru [2] s kontrastním parametrem nastaveným na 2 a parametrem regularizace prostoru nastaveným na 0.2. Tento filtr umožňuje vyhlazení lumen arterie se zachováním kontrastu podél jeho okrajů. Na obrázku 5.3b je uvedený snímek po filtraci tímto filtrem.



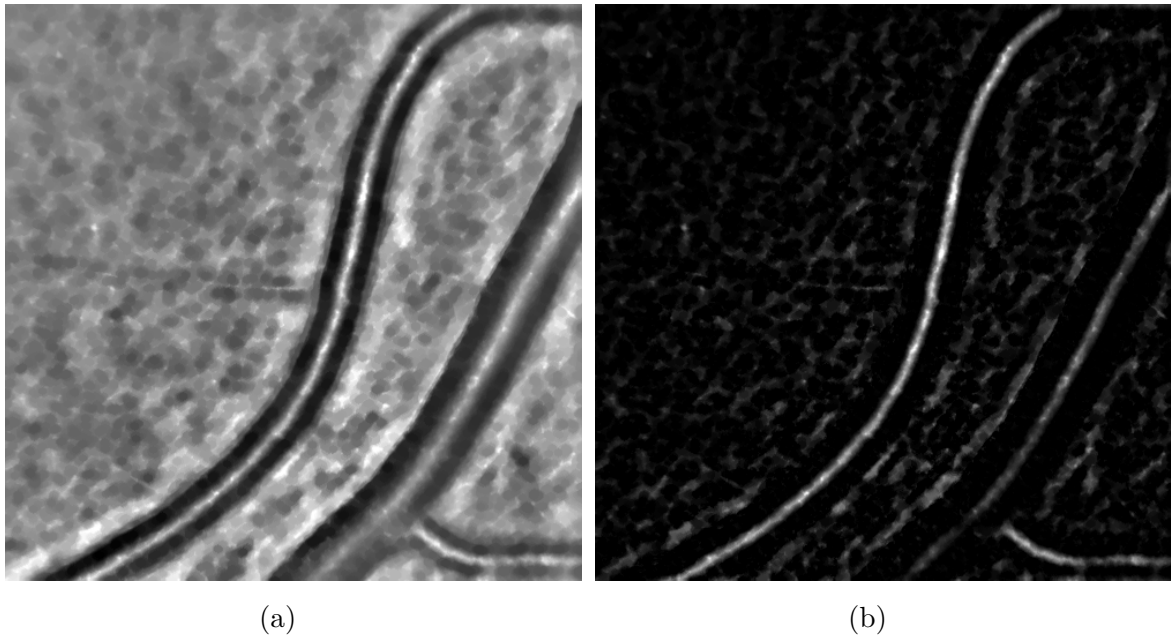
Obr. 5.3: Snímek sítnice zdravého dobrovolníka pořízený kamerou RTX1, a) originální snímek, b) snímek po filtraci nelineárním difuzním filtrem

5.3 Detekce arterie

Zásadním krokem pro detekci stěn arterie je segmentace samotné arterie. Arterie na rozdíl od vény má jasnější axiální reflexi, která je způsobená větším nasycením krve kyslíkem. Prvním krokem segmentace arterie byla detekce jasných podlouhlých struktur.

Na předzpracovaný obraz bylo aplikováno nejdříve morfologické uzavření pomocí kruhového strukturního elementu s poloměrem 4 (obrázek 5.4a). Po uzavření následovala aplikace bílého top-hat filtru s binární maskou, jehož poloměr má velikost

nastavenou na 15. Tato velikost poloměru se ukázala jako nejvíce vyhovující pro analyzované data a filtrace umožnila zvýraznit axiální odraz lumen arterie, která usnadní její následnou detekci (obrázek 5.4b). Obě morfologické operace byly provedeny pomocí knihovny `OpenCV` a funkce `morphologyEx`. Myšlenka využít morfologických operací pro zvýraznění axiální reflexe je převzata z článku [21] popisující plně automatickou metodu segmentace arteriální stěny.



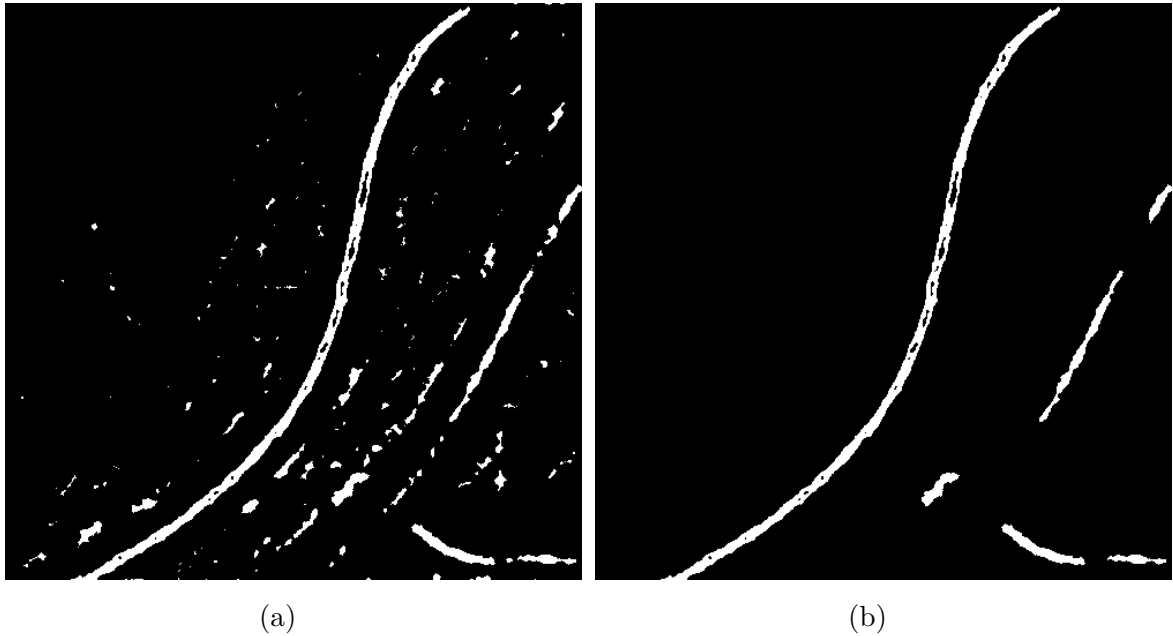
Obr. 5.4: a) Snímek po aplikaci morfologického uzavření, b) snímek po top-hat filtraci

Po zvýraznění jasných struktur bylo provedeno prahování s hysterezí pro binarizaci obrazu, přičemž nižší práh byl nastaven na 0.3 a vyšší na 0.6 (5.5a). Po binarizaci v obraze stále zůstávají i ostatní jasné struktury, než pouze střed arterie. Na odstranění těchto oblastí byl použit algoritmus ponechávající pouze šest nejdelších propojených komponent. Tento algoritmus využívá funkci `regionprops` z balíčku `skimage.measure`, která měří vlastnosti oblastí, které byly označeny pomocí funkce `label` z téhož balíčku. Výsledný obraz ponechává 6 největších propojených objektů a je zobrazen na obrázku 5.5b.

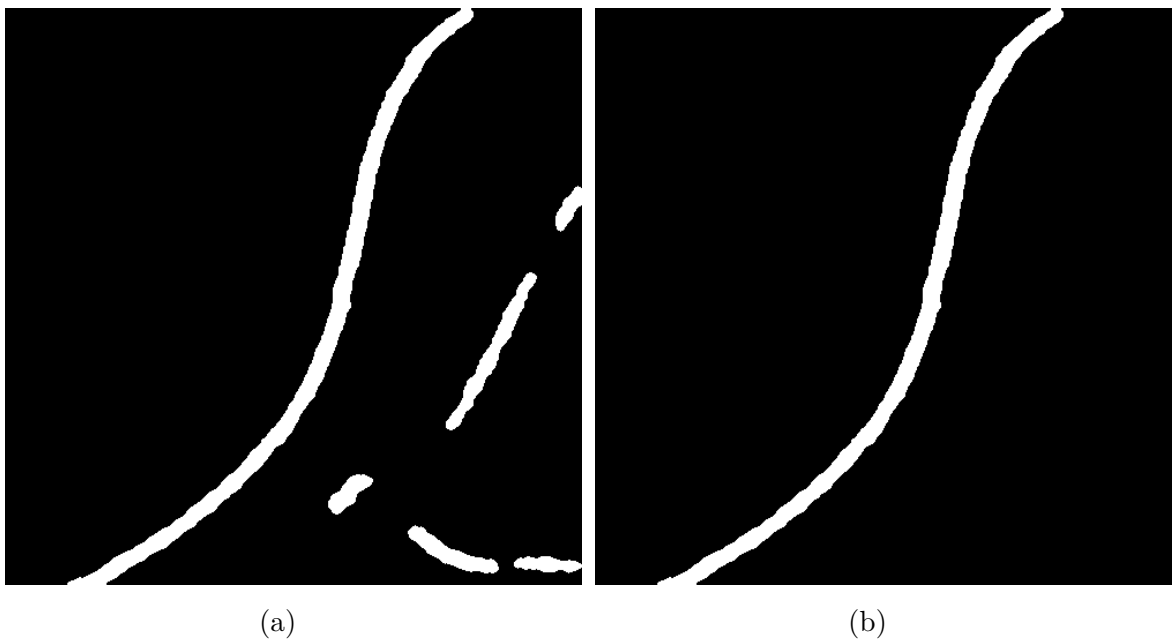
V dalším kroku následovaly různé morfologické operace, konkrétně dilatace a uzavření pro vyplnění děr a případné spojení větví arterie s hlavním průsvitem (obrázek 5.6a). Pro operace byl využit elipsoidní strukturní prvek s poloměrem 3. Pro ponechání pouze nejdelší jasné struktury (obrázek 5.6b) byl implementován algoritmus analogický s výše popsaným pro ponechání 6 největších komponent.

V posledním kroku segmentace průsvitu arterie byla použita funkce `skeletonize` pomocí balíčku `morphology` z knihovny `Skimage`, která umožnila skeletonizaci lumen arterie skeleton. Proces skeletonize spočívá v postupném procházení obrázkem,

kde jsou vyhledány a odstraněny hraniční pixely, avšak pouze v případě, že jejich odstranění nezpůsobí přerušení spojitosti objektu na obrázku. Skeleton je zachycen na obrázku 5.7a. Následně byl skeleton detekován pomocí funkce `FindContours` a převeden na protorové souřadnice. V posledním kroku byl skeleton vyhlazen pomocí funkcí `smoothskeleton`, která průměruje souřadnice bodů skeletonu v určeném okně (v tomto případě 5 bodů).



Obr. 5.5: a) Snímek po aplikaci prahování s hysterezí, b) snímek s ponechanými 6 největšími komponenty



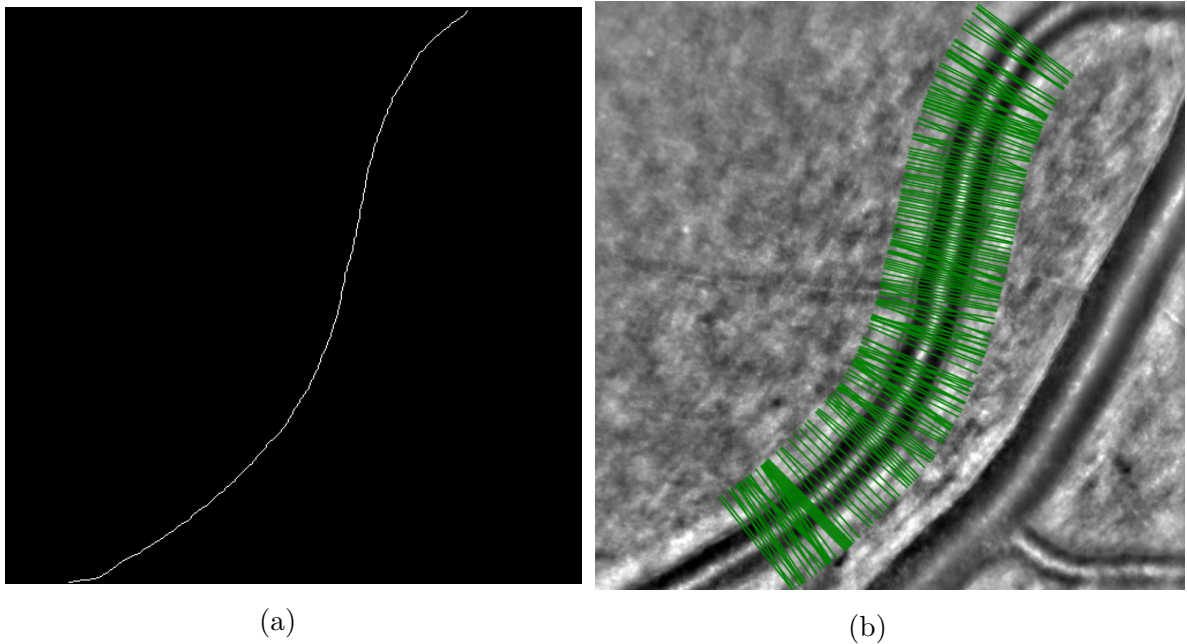
Obr. 5.6: a) Snímek po aplikaci dilatace a uzavření, b) snímek s ponechanou největší spojenou komponentou

5.4 Analýza jasových profilů arterie sítnice

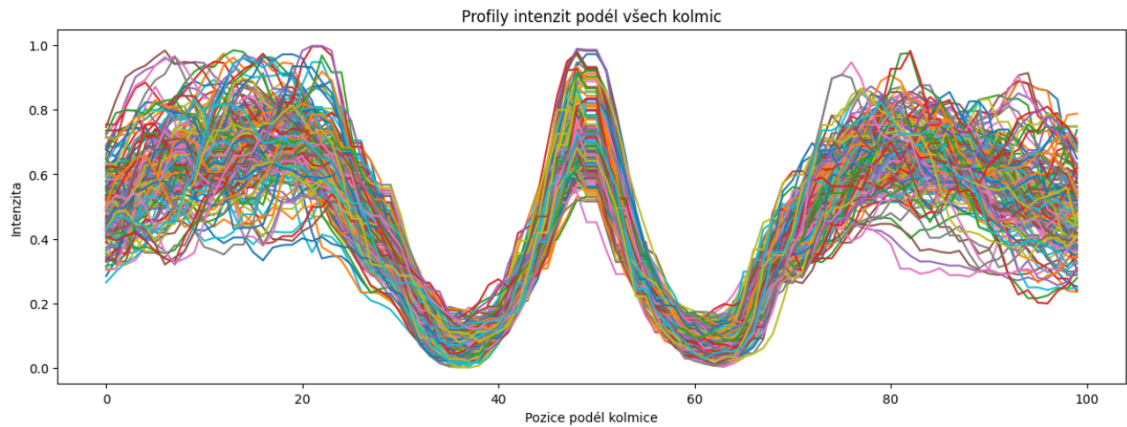
Jasové profily byly získány pomocí kolmic vykreslených na body skeletonu. Algoritmus pro vykreslení jasových profilů nejprve vypočítá zakřivení skeletonu, které vychází z gradientů prvních a druhých derivací souřadnic x a y . Pomocí těchto derivací je možné určit změny směru skeletonu, což je klíčové pro identifikaci významných bodů. Body s vysokým zakřivením jsou filtrovány pomocí prahové hodnoty (v tomto případě 0.05) pro získání smysluplných a hladkých částí skeletonu.

Po vyfiltrování skeletonu byly vypočítány tečné a normálové vektory pro každý bod na skeletonu. Normálové vektory jsou použity k určení počátečních a koncových bodů perpendikulárních čar (obrázek 5.7b). Pro každou kolmici je ověřeno, zda se nachází zcela uvnitř původního obrazu. Pokud ano, jsou souřadnice těchto čar uloženy.

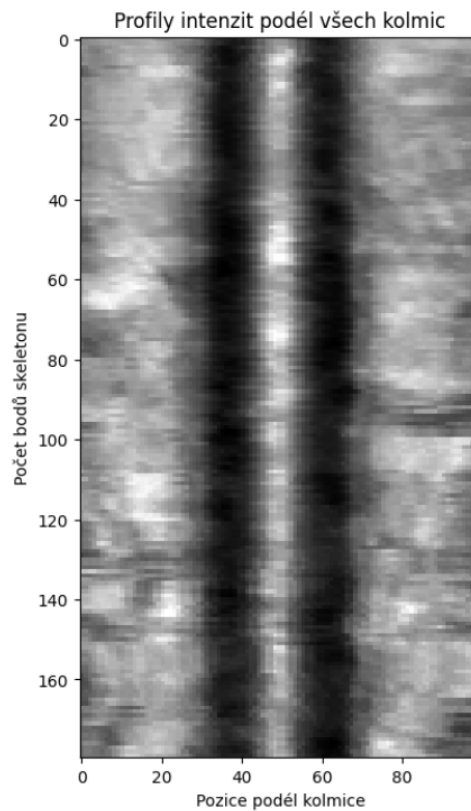
Podél těchto kolmic byly extrahovány jasové profily pomocí funkce `get_intensity_profile`, které byly uloženy do matice (obrázky 5.8 a 5.9). Tato funkce interpoluje souřadnice bodů na kolmici a získává hodnoty intenzity z původního obrazu. Před extrakcí jsou hodnoty intenzity obrazu vyhlazeny pomocí průměrovacího filtru s Gaussovskou maskou.



Obr. 5.7: a) Ukázka snímku skeletonu průsvitu arterie, b) arterie s kolmicemi na skeleton lumen



Obr. 5.8: Extrahované jasové profily podél všech kolmic

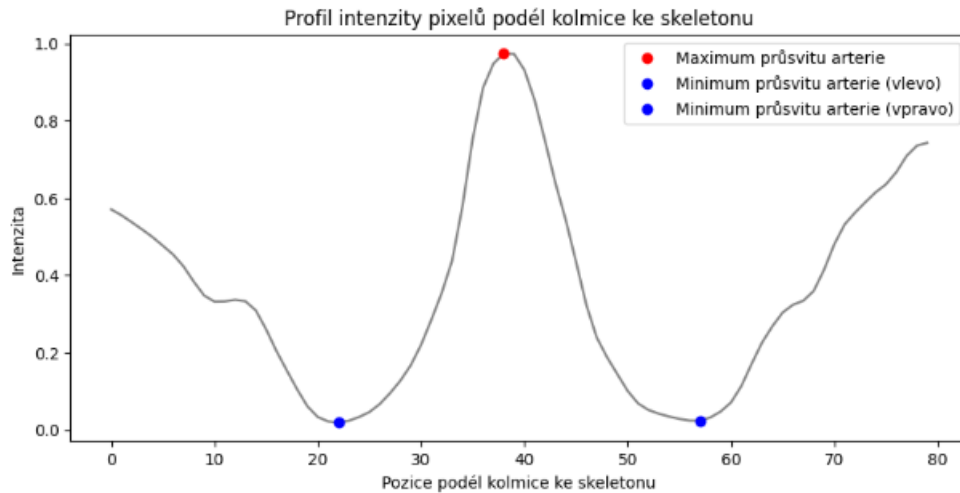


Obr. 5.9: Extrahované jasové profily podél všech kolmic v obrazové podobě

5.4.1 Detekce stěny arterie

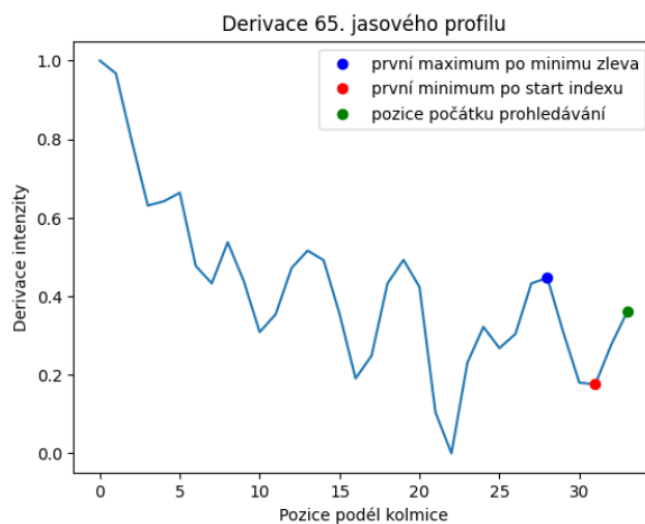
Pro každý pár kolmých čar (start a end) se profil intenzity zpracovává ve dvou orientacích (0 a 1, vlevo a vpravo). Průsvit arterie je vykreslen jako maximum jasového profilu a stěny arterie jako mírný pokles po minimu zaujímající pozici za

nejtmavší částí arterie. Pro každou orientaci profilu se hledá maximum a dvě minima v okolí tohoto maxima. Je patrné, že mezi pozadním arterie a její nejtmavší částí je přítomná malá relativně konstantní oblast, která značí přítomnost stěny arterie (obrázek 5.10).

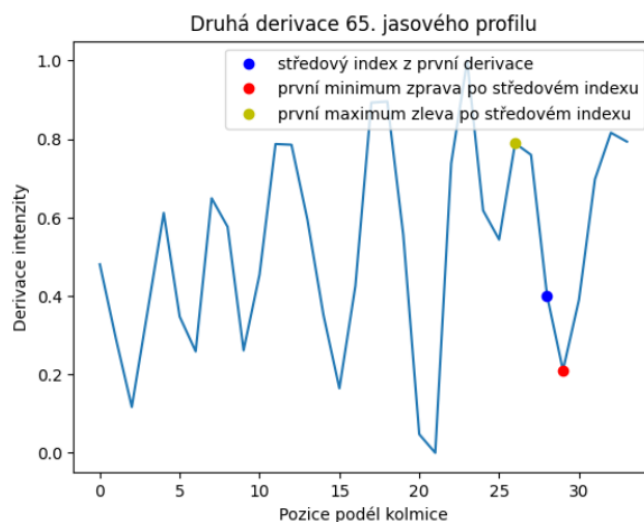


Obr. 5.10: Příklad 63.jasového profilu s detekovaným maximem a minimi profilu

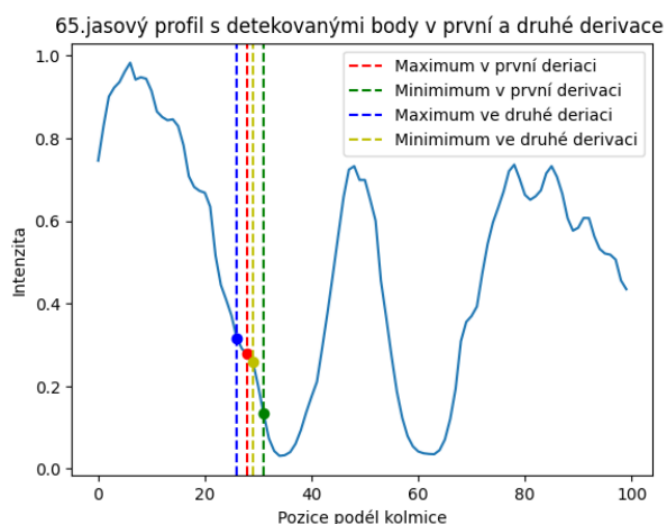
Na základě nalezených minim a maxima byly vypočítány gradienty části profilu odpovídajících stran profilu. Derivace byly normalizovány tak, aby byly hodnoty mezi 0 a 1. Tento krok zahrnuje nalezení minimální a maximální hodnoty gradientu a přeškálování gradientu.



Obr. 5.11: Příklad derivace 65.jasového profilu s detekovanými body. Modrý bod značí střed stěny

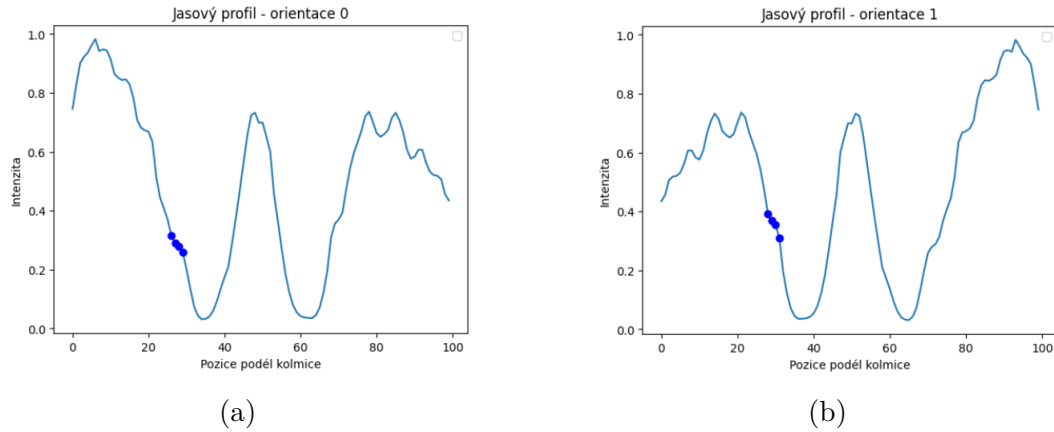


Obr. 5.12: Příklad druhé derivace 65.jasového profilu s detekovaným začátkem a koncem stěny



Obr. 5.13: Příklad druhé derivace 65.jasového profilu s detekovanými body z první a druhé derivace

Prohledávaná oblast pro nalezení bodů zájmu v derivaci se vztahuje na oblast začínající bodem vzdáleným od minima profilu. Tato vzdálenost je určena rozdílem vycházejícím z poloviny vzdálenosti mezi maximem a minimem profilu v dané orientaci. Příklad detekce bodů v první derivaci je uveden a obrázku 5.11. Po detekování bodů byla vyhodnocena velikost derivace mezi minimem (červená) a maximem (modrá), přičemž tato velikost musí být vyšší než 0,2. Zvolená hodnota vychází z analýzy derivací a je hraniční hodnotou, kde je detekce stěny úspěšná a věrohodná.



Obr. 5.14: a) Příklad 65. jasového profilu s detekovanými body stěny arterie pro orientaci 0, b) pro orientaci 1

V případě, že je rozdíl derivace menší než tato hodnota, jde o rozmazaný jasový profil, ze kterého nelze získat přesná velikost šířky stěny. V případě splnění podmínky profil pokračuje do následné analýzy ve druhé derivaci.

Na obrázku 5.12 je uvedený příklad detekce začátku a konce stěny arterie. Od detekovaného bodu z první derivace je hledáno první maximum zleva a první minimum zprava. Pozice detekovaných bodů podél kolmice a bodů mezi nimi jsou následně uloženy do vektoru. Pro kontrolu, že body můžeme skutečně považovat za body stěny arterie byla zavedena podmínka, která dále počítá pouze s těmi profily, jejichž všechny body mají nižší hodnotu intenzity než maximum profilu. Tato podmínka předpokládá, že lumen arterie má mnohem vyšší hodnotu intenzity než stěna a zároveň pozadí arterie má hodnoty intenzity blízké se intenzitě lumen. Na obrázku 5.13 jsou zobrazeny body detekované maxima a minima v první a druhé derivaci. Příklad správně detekovaných bodů pro orientaci 0 a 1 je uveden na obrázcích 5.14a a 5.14b a detekce stěn podél všech kolmic na obrázku 5.15a. Z detekovaných bodů byl vytvořený binární obraz pro přesnější vizualizaci výsledků z analýzy jasových profilů (obrázek 5.15b). Pro výpočet šířky stěny byly pozice detekovaných bodů, maximální hodnoty profilu kolem středu, orientace a informace o kolmicích uloženy do slovníku `Profile data`.

Před zahájením finální segmentace byly `Profile data` filtrovány pomocí statistické analýzy vzdáleností posledních detekovaných bodů od průsvitu. V analýze byly určeny hodnoty $Q1$, pod kterou spadá 25% dat, a $Q3$, pod kterou spadá 75% dat. Hodnota interkvartilového rozpětí IQR , který měří variabilitu dat, je rozdílem mezi třetím $Q3$ a prvním $Q1$ kvantilem.

Následně byla určena dolní hranice

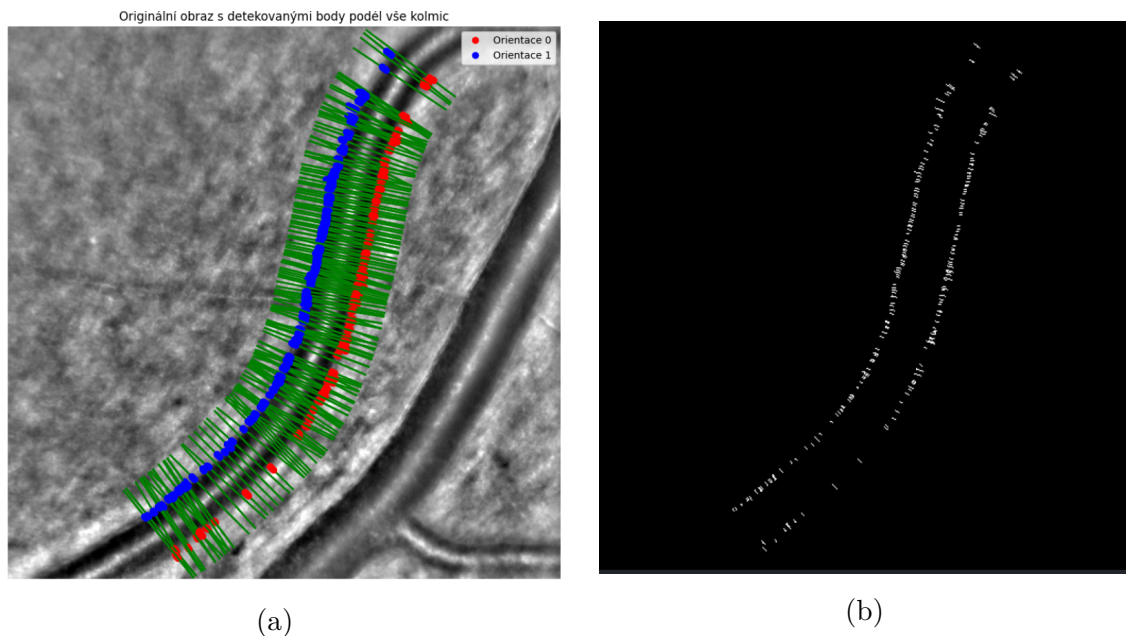
$$Dolní = Q_1 - 1.5 \times IQR \quad (5.1)$$

a horní hranice

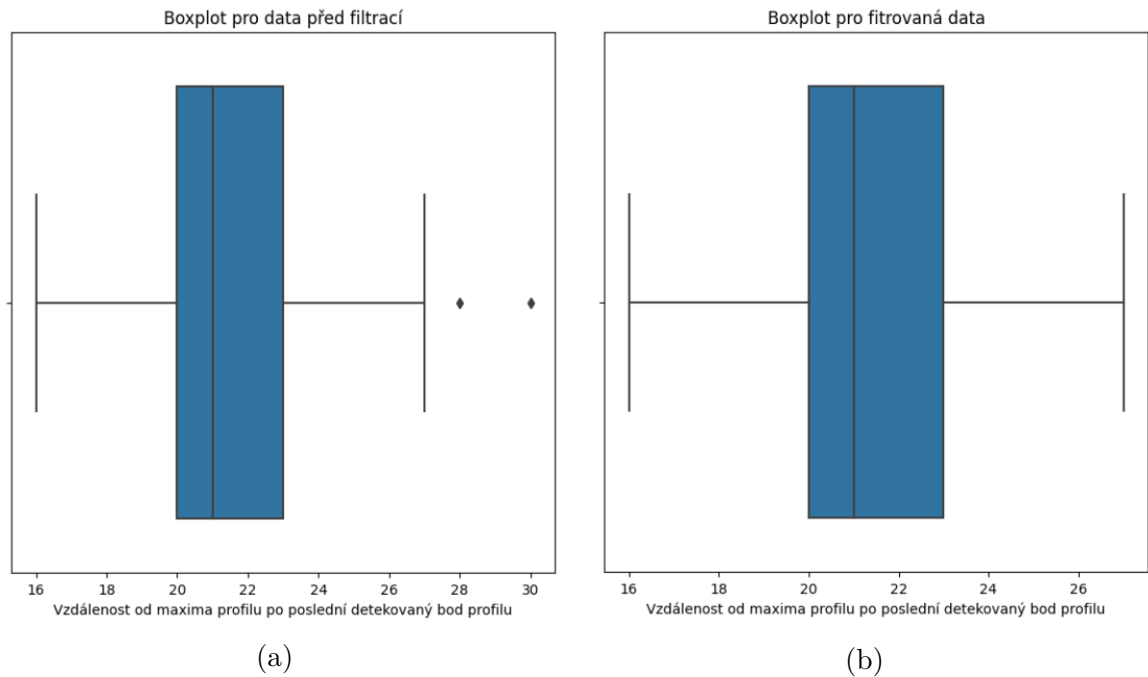
$$Horní = Q_3 + 1.5 \times IQR \quad (5.2)$$

pro detekci odlehlých hodnot. pro detekci odlehlých hodnot. Na obrázku 5.16 jsou uvedené boxploty pro data před a po filtraci pro analyzovaný obraz 5.15a. Dvě odlehlé hodnoty byly ze slovníku filtrací odstraněny. Tento předzpracovací krok je důležitý pro následnou segmentaci pomocí aktivních kontur a prokládání bořdu splajny.

Šířka stěny byla pro tento binární výstup určena pomocí bezrozměrné veličiny WLR na základě uložených dat ve slovníku *Profile data*, která obsahovala informace o luminární vzdálenosti a vnějším diametru. Pro každý profil byla určena hodnota WLR podle rovnice 6.1 a následně pro celou arterii průměrné WLR a jeho medián. Hodnoty pro testovací dataset jsou uvedeny v tabulce 6.1.



Obr. 5.15: a) Originální obraz s detekovanými body pro orientaci 0 a 1, b) Binární obraz s detekovanými body stěny arterie



Obr. 5.16: Boxploty znázorňující rozložení dat vzdáleností posledních detekovaných hodnot profilu od lumen arterie. a) Data před filtrací, b) rozložení dat po filtraci.

5.4.2 Segmentace stěny

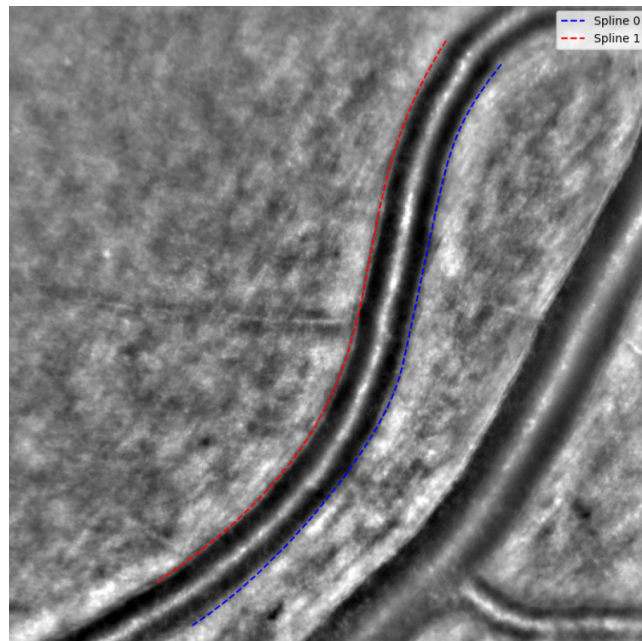
Finální segmentace stěny byla provedena pomocí aktivních kontur a otevřených splajnů pro každou sadu dat podle orientace profilu. Vnější body byly proloženy otevřeným spljnem, protože nebylo možné efektivně využít aktivní kontury kvůli nízkému kontrastu mezi přechodem konce stěny a pozadím arterie. Funkce `splprep` z knihovny `Scipy` umožnila hladké aproximované propojení vnějších bodů a pro propojení bodů splajny byl nastavený parametr `s`. Tento parametr, který zajišťuje, jak moc bude křivka hladká byl nastavený na dvojnásobnou hodnotu délky vstupních bodů splajnu (5.17).

Vnitřní body byly použity jako vstupní inicializační body pro aktivní kontury, které byly aplikovány na předzpracovaný obraz pomocí průměrovacího filtru s gaussovskou maskou. V tomto případě byly aktivní kontury použity pro segmentaci stěny tam, kde byl kontrast dostatečný a pro lepší zvýraznění kontrastu byly hodnoty filtrovaného obrazu invertovány (obrázek 5.18a). Pro nastavení funkce `active_contour` z knihovny `Scikitimage` byly použity následující parametry:

- **W_line** parametr, který ovlivňuje vliv intenzity obrazu na pohyb kontury. Byla použita hodnota 0.2, což znamená, že intenzita obrazu měla mírný vliv na umístění kontury a přibližuje se ke světlým hranicím.
- **Alpha** parametr kontroluje elasticitu kontury, tedy jak snadno se kontura

může natahovat. Byla použita hodnota 0.01.

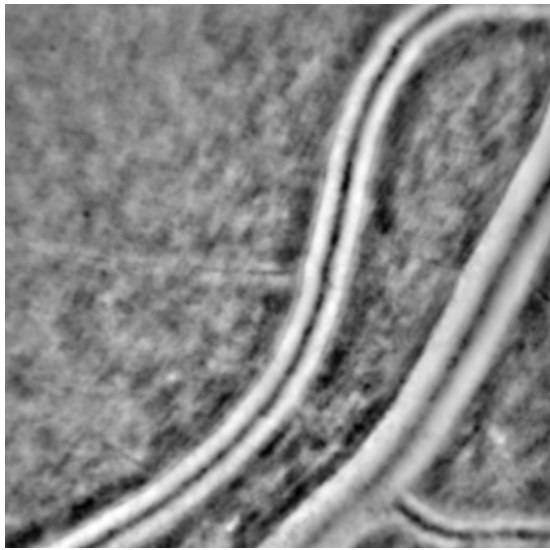
- **Beta** parametr určuje rigiditu kontury, což znamená, jak snadno se může ohýbat. Rovněž byla použita hodnota 0.01.
- **Gamma**, krokový čas, ovlivňuje rychlost konvergence kontury. Byla použita hodnota 0.01.
- **Boundary_condition**, parametr nastavený na *free*, což znamená, že kontura nemá pevné okrajové podmínky a může se volně pohybovat v rámci obrazu.
- **Coordinates**, parametr nastavený na *rc*, což znamená, že jsou použity řádkové a sloupcové souřadnice.



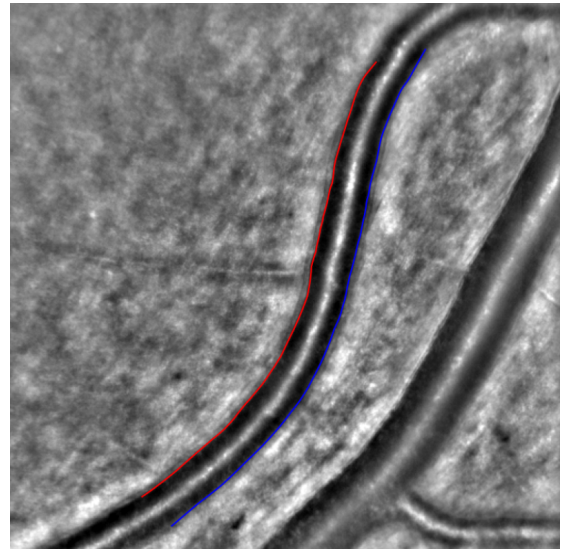
Obr. 5.17: Originální obraz s proloženými vnějšími body stěny otevřenými spajny

Po předzpracování obrazu a inicializaci bodů pro obě orientace byly aktivní kontury aplikovány zvláště pro každou orientaci. Výsledné kontury (označené jako *snake0* pro orientaci 0 a *snake1* pro orientaci 1) byly pak použity k aktualizaci binární masky. Segmentace vnitřní hranice stěny je uvedena na obrázku 5.18b. Výsledný obraz se segmentovanými stěnami je uvedený na obrázku 5.19a a jeho maska na obrázku 5.19b. Z binární masky je patrné, že aktivní kontura se hladce přizpůsobila vnitřnímu okraji a hodnoty vnějšího okraje jsou aproximovány otevřeným splajnem.

Pro lepší znázornění obou segmentačních technik jsou na obrázcích 5.20 zobrazeny výřezy části arterie kolem jejího středu.

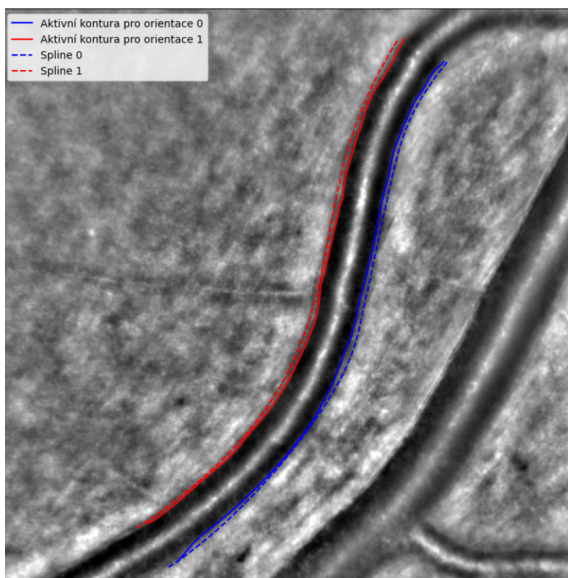


(a)

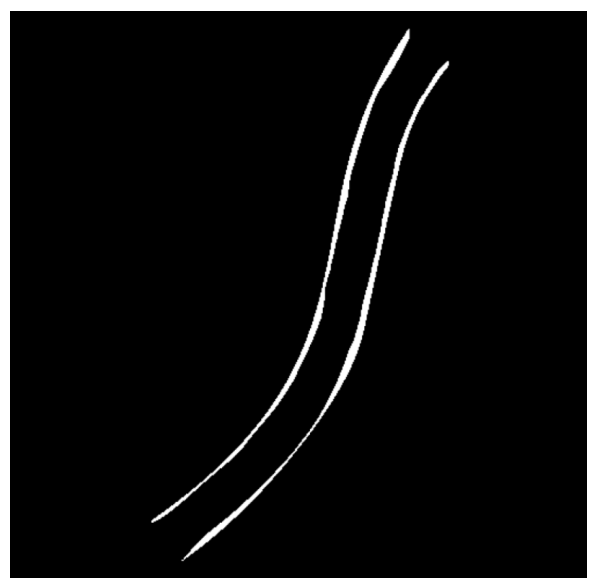


(b)

Obr. 5.18: a) Invertovaný filtrovaný obraz, b)originální s aktivními konturami pro každou orientaci

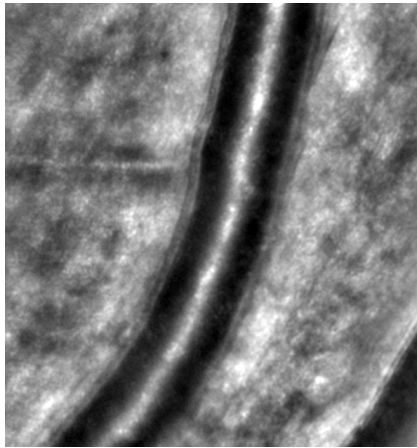


(a)



(b)

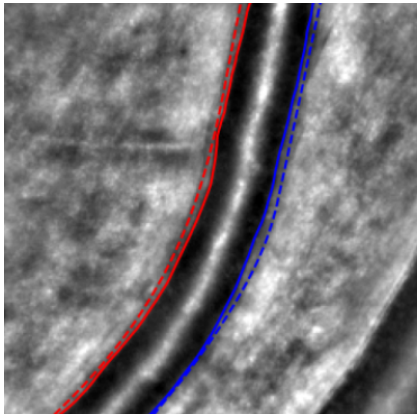
Obr. 5.19: a) Originální obraz s aktivními konturami a splajny, b)binární maska oblastí mezi křivkami



(a)



(b)



(c)



(d)

Obr. 5.20: a) Originální obraz s aktivními konturami a splajny, b) binární maska detekovaných bodů v jasových profilech, c) originální obraz s aktivními konturami a splajny, d) binární maska oblastí mezi křivkami

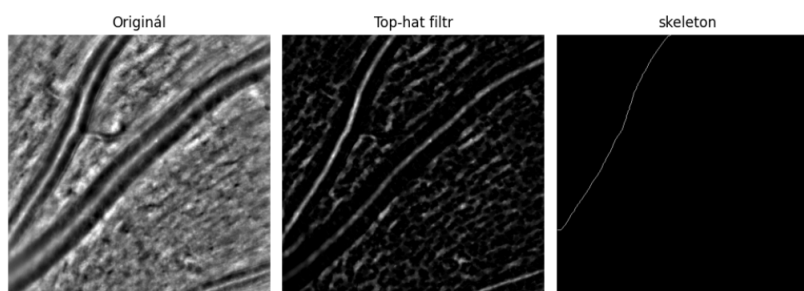
6 Výsledky a cíle závěrečné práce

Cílem této práce byla segmentace arteriálních stěn sítnice na snímcích pořízených vysokorychlostí kamerou. Práce se zabývala detekcí lumen arterie, detekcí stěn arterie pomocí analýzy jasových profilů a segmentací stěn arterie pomocí aktivních kontur.

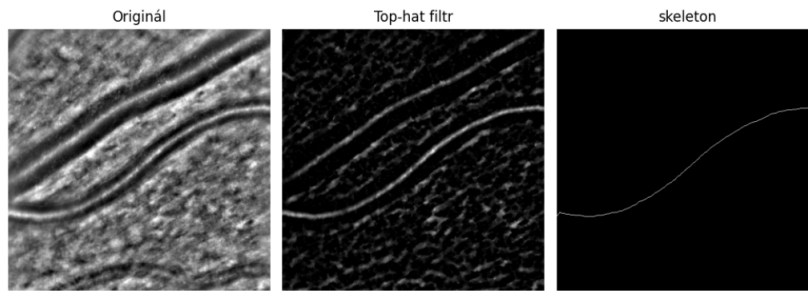
6.1 Detekce arterie

Algoritmus pro detekci průsvitu arterie byl úspěšný na 25 snímcích z celkových 30 kvalitních snímků. Na obrázcích 6.1 6.2 a 6.3 jsou znázorněny další příklady správné detekce průsvitu arterie. U posledního správně detekovaného příkladu lze vidět, že algoritmus vyhodnotil jako nejdelší pouze prostřední arterii, namísto i druhé nalevo. Problém spočívá v nastavení algoritmu na ponechání jednoho z šesti nejdelších objektů. Pro segmentaci arteriální stěny nicméně postačí pouze jen jedna z arterií.

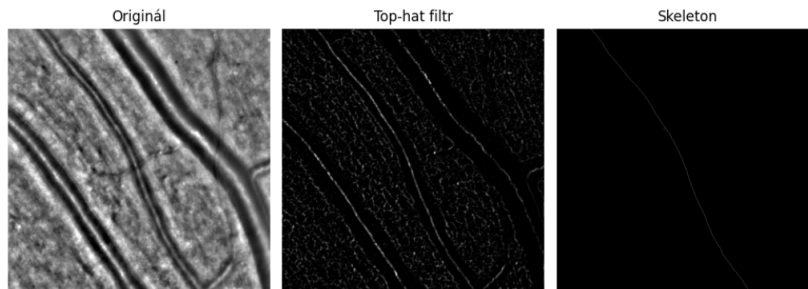
Nesprávná nebo neúplná detekce průsvitu arterie je způsobena několika faktory. Jedním z nich je neúplná detekce rozvětvení arterie, které nemá tak silnou reflexi. Algoritmus sice zachytí toto rozvětvení jako jasné, nicméně v extrakci nejdelší struktury je vymazáno například kvůli nedostatečnému spojení hlavní větve s vedlejší. Tento příklad je zobrazen na obrázcích 6.4 a 6.5. Dalším příkladem problematické detekce, kterou algoritmus neošetřuje je křížení cév. Na obrázku 6.6 je zobrazen příklad chybné detekování části vény kvůli křížení s arterií a vyhodnocení, že tato céva je větví arterie.



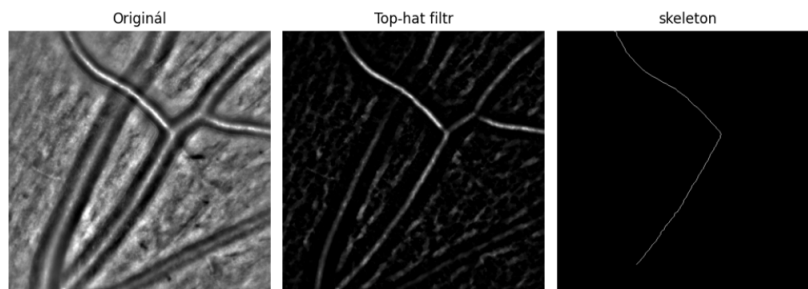
Obr. 6.1: Ukázka správné detekce průsvitu arterie



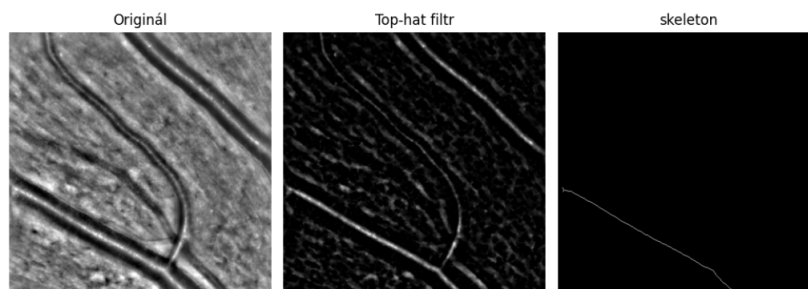
Obr. 6.2: Ukázka správné detekce průsvitu arterie



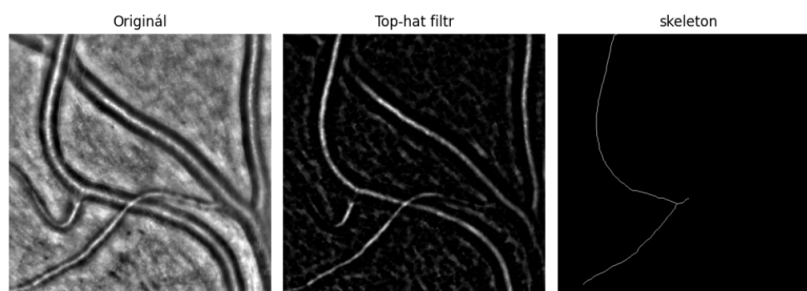
Obr. 6.3: Ukázka správné detekce průsvitu arterie



Obr. 6.4: Neúplná detekce průsvitu arterie



Obr. 6.5: Neúplná detekce průsvitu arterie



Obr. 6.6: Chybá detekce průsvitu arterie - část větve vény byla detekována jako větve arterie

6.2 Detekce arteriální stěny

Pro získání jasových profilů arterie byly využity body skeletu arterie detekované v předchozím kroku a kolmice procházející těmito body. Na obrázcích (6.8,6.9,6.10,6.11,6.11,6.12) je uvedeno několik příkladů detekce bodů stěny arterie podél kolmic, jejich binární masky (nikoliv z aktivních kontur) a referenční anotace.

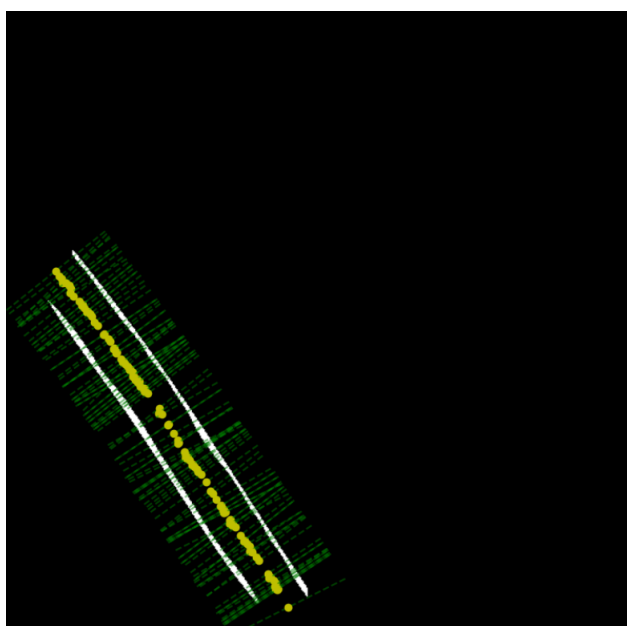
Použité reference k vyhodnocení detekce stěny byly vytvořeny lidským expertem a je patrné, že v místech s nižším rozlišením stěny algoritmus detekuje vnější hranici stěny rozdílně než jak je uvedeno referencemi (detekuje kratší úseky) a na rozdíl od anotátora určuje ve stejné šířce jako jasně viditelné stěny i úseky s nižším rozlišením stěny. Testovací sada byla složena ze 7 snímků ze sady prvního anotátora. K vyhodnocení tloušťky stěny byly využity ručně zaznamenané hodnoty WLR pro každou stranu profilu v excelovském souboru anotátora.

Hodnoty vnějšího a vnitřního průměru byly počítány z binární masky vycházející ze segmentace konturami a splajny. Jasové profily byly extrahovány stejnými kolmicemi, které byly použity pro detekci stěny. Každý jasový profil byl prohledáván pomocí středových bodů pocházejících ze skeletu, ze kterých byly uloženy pozice prvních a posledních kladných hodnot binárního obrazu pro každou stranu profilu. Pro každý profil byla spočítána euklidovská vzdálenost mezi nejbližšími a nejvzdálenějšími body. WLR hodnoty byly počítány nejprve pro obě strany zvlášť a následně bylo vypočítané WLR z obou stran profilu (6.1). V případě chybějící detekce na jedné ze stran profilu byla hodnota WLR nastavena na -1. Hodnoty WLR referenčních a segmentovaných masek pro každý profil arterie byly zprůměrovány a byl určený medián. Příklad rozměření binární masky pro získání hodnot WLR je uvedený na obrázku 6.7. Tabulka (6.1) shrnuje výsledky hodnocení WLR pro referenční, binární masky pocházející ze segmentace aktivními konturami a pro body pocházející z analýzy jasových profilů.

$$\text{WLR} = 0.5 \times \left(\frac{\text{vnější průměr} - \text{průměr lumen}}{\text{průměr lumen}} \right) \quad (6.1)$$

Subjekt	WLR reference medián	WLR reference průměr	WLR maska medián	WLR maska průměr	WLR body průměr	WLR body median
1	0.986	0.997	0.9	0.889	0.082	0.095
2	0.116	0.0118	0.108	0.105	0.0825	0.094
3	0.096	0.1	0.071	0.068	0.064	0.057
4	0.07	0.08	0.066	0.066	0.065	0.066
5	0.124	0.12	0.1	0.1	0.084	0.071
6	0.117	0.128	0.1	0.101	0.084	0.072
7	0.134	0.13	0.096	0.106	0.083	0.083

Tab. 6.1: Přehled hodnot WLR



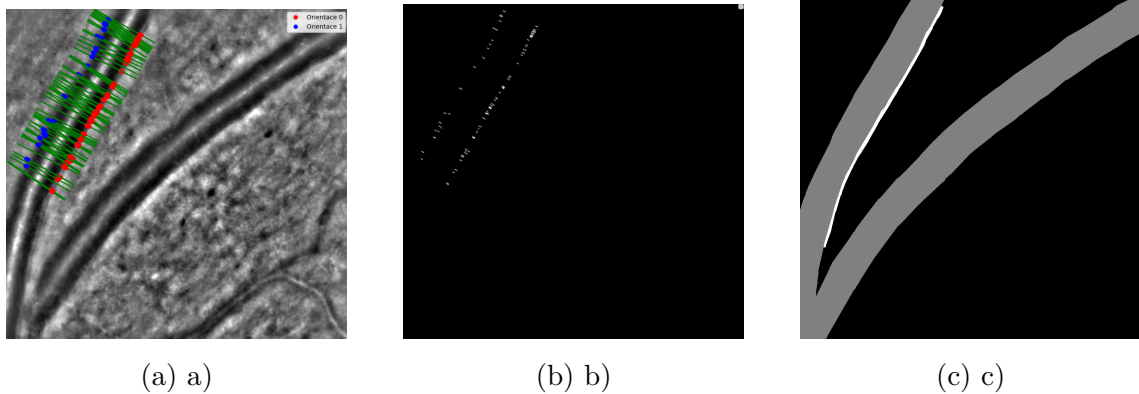
Obr. 6.7: Rozměření binární masky ze segmentace aktivními kontury a splajny pro extrakci hodnot WLR

Tabulka (6.1) shrnuje výsledky hodnocení WLR pro reference, binární masky pocházející ze segmentace aktivními konturami (6.13,6.14,6.15,6.16 a pro body pocházející z analýzy jasových profilů. Z výsledků testování lze konstatovat, že metoda segmentace pomocí aktivních kontur dokázala zvýšit hodnotu WLR získanou z detekovaných bodů a tím umožnila zvýšit přesnost detekce stěny. U obrazů, ve kterých je stěna viditelná bez většího rozmazání (subjekty 1,2,4) dosahuje metoda uspokojivých výsledků. U obrazů s nižším kontrastem přechodu mezi hranou stěny a pozadím je viditelný pokles přesnosti. Limitace této metody spočívá v samotné analýze jasových profilů, při které bylo zjištěno, že neumožňuje dostatečně přesnou detekci v

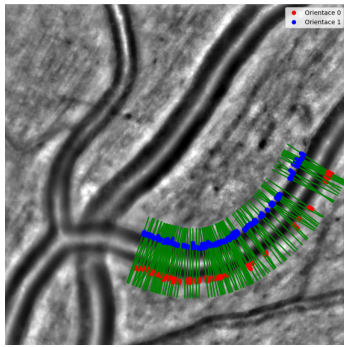
místech, kde je kontrast nižší a je tak detekováno méně bodů. Naopak aktivní kontury se lépe přizpůsobí vnitřnímu okraji lumen arterie díky dostatečnému kontrastu přechodu mezi lumen a stěnou. Na rozdíl od anotátora ale dokáže detekovat velmi podobné šířce jako jasně viditelné stěny úseky s nižším rozlišením stěny jak je možné vidět třeba na obrázku 6.8.

V článku [21], který popisuje automatickou detekci stěn arterií, jsou pro segmentaci použity modely arteriálních stěn složené ze čtyř přibližně rovnoběžných křivek. Tento přístup předem zohledňuje geometrické a topologické informace o cévách, které jsou v této diplomové práci zanedbány. Křivky jsou následně přesněji umístěny pomocí paralelního modelu aktivní kontury, kde se každá křivka vyvíjí nezávisle na ostatních směrem k velkým obrazovým gradientům, a to za podmínky udržení rovnoběžnosti. Tento přístup také využívá mechanismus kontroly vzdálenosti od referenční linie. Metoda se ukázala jako robustní a poskytuje výsledky, které jsou srovnatelné s výsledky získanými lékaři.

Tato diplomová práce byla inspirována využitím aktivních kontur, nicméně kvůli složitosti definic křivek v článku byl zvolený přístup analýzy jasových profilů. Tento přístup se ukázal jako vhodný pro detekci vnitřních bodů, ze kterých je následně vedena aktivní kontura, ale méně efektivní pro definici vnější hranice stěny, ve které detekce není úplná u obrazů s nižším kontrastem mezi stěnou a pozadím arterie. Návrh ke zlepšení modelu aktivních kontur využití k detekci vnější hranice stěny by mohl zahrnovat využití metod strojového učení, konkrétně konvoluční neuronové sítě, které by mohly lépe rozlišit mezi jemnými rozdíly v obraze.



Obr. 6.8: a) Detekované body stěny, b) binární maska bodů, c) reference



(a) a)

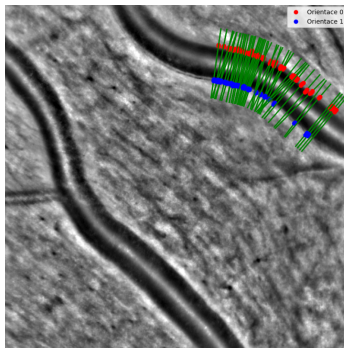


(b) b)



(c) c)

Obr. 6.9: a) Detekované body stěny, b) binární maska bodů, c) reference



(a) a)

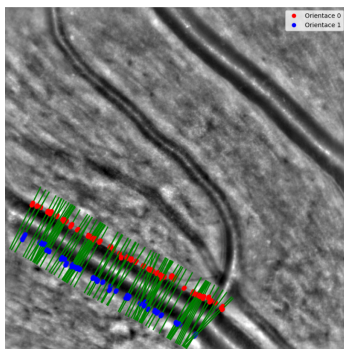


(b) b)

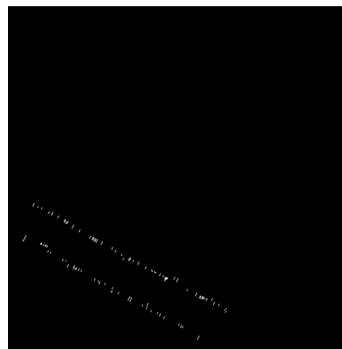


(c) c)

Obr. 6.10: a) Detekované body stěny, b) binární maska bodů, c) reference



(a) a)

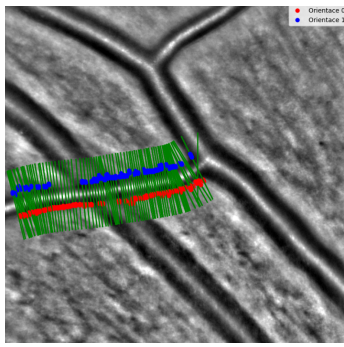


(b) b)

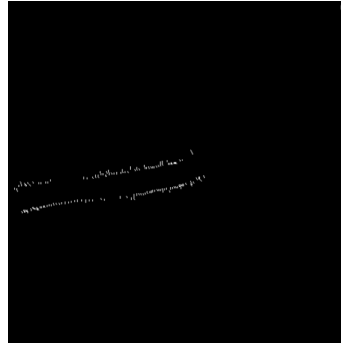


(c) c)

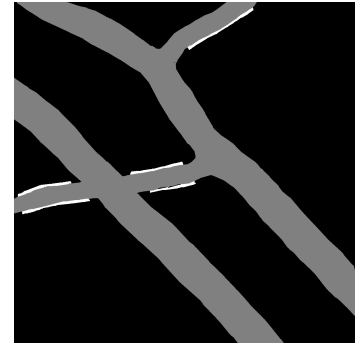
Obr. 6.11: a) Detekované body stěny, b) binární maska bodů, c) reference



(a) a)

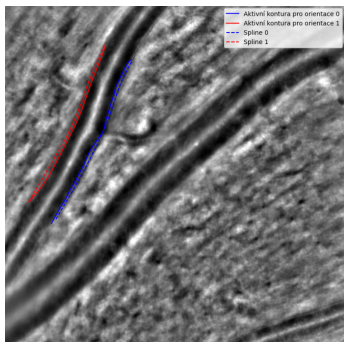


(b) b)

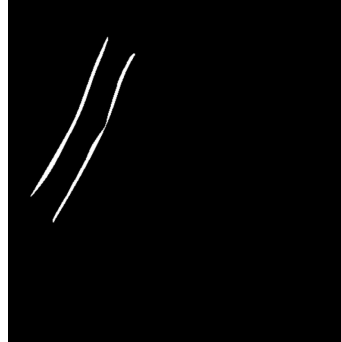


(c) c)

Obr. 6.12: a) Detekované body stěny, b) binární maska bodů, c) reference



(a) a)

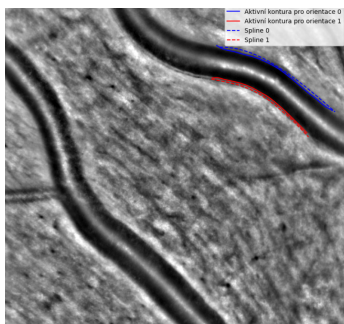


(b) b)



(c) c)

Obr. 6.13: a) Segmentace aktivními konturami a splajny, b) binární maska segmentace, c) reference



(a) a)

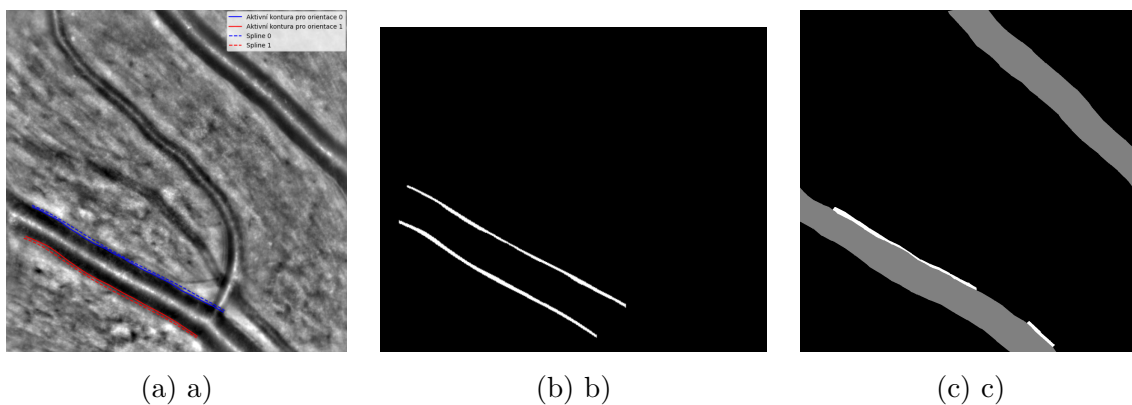


(b) b)

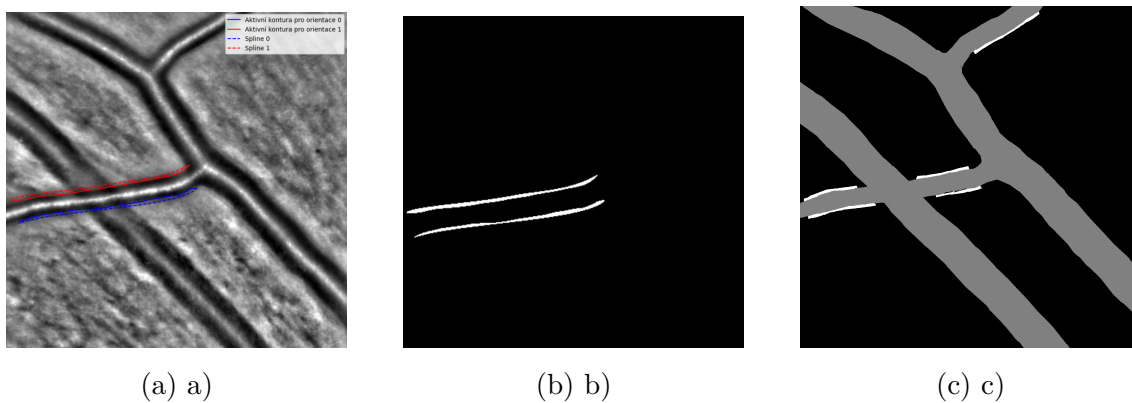


(c) c)

Obr. 6.14: a) Segmentace aktivními konturami a splajny, b) binární maska segmentace, c) reference



Obr. 6.15: a)Segmentace aktivními konturami a splajny, b)binární maska segmentace, c)reference



Obr. 6.16: a)Segmentace aktivními konturami a splajny, b)binární maska segmentace, c)reference

Závěr

Cílem této diplomové práce byla segmentace arteriálních stěn sítnice na snímcích pořízených vysokorychlostní kamerou. Práce se zabývala detekcí lumen a stěn arterie pomocí analýzy jasových profilů a segmentací stěn arterie pomocí aktivních kontur.

První část této diplomové práce se věnuje shrnutí základní anatomie oka a jeho cévního zásobení sítnice. Dále byla věnována pozornost teorii adaptivní optiky a aplikaci snímání arteriálních stěn. Snímání pomocí adaptivní optiky je neinvazivní metodou zobrazování sítnice, která poskytuje oproti tradičním zobrazováním očního pozadí vyšší laterální rozlišení a umožňuje pozorování mikrostruktur, jako je právě arteriální stěna. Stává se tak jednou z klíčových diagnostických technik pro ranné zachycení závažných onemocnění jako je arteriální hypertenze nebo diabetická retinopatie. Další část práce se zabývá vybranými kapitolami segmentace digitálního obrazu vztažené na použití pro segmentaci arterie a její stěny.

Praktická část byla realizována v programovacím prostředí *Visual studio code* a jazyku *Python*. V první části byl obraz předzpracován morfologickými operacemi a filtracemi, přičemž rozhodovací pravidla zajistila ponechání pouze nejdelšího a nejjasnějšího objektu, kterým je lumen arterie, konkrétně její skeleton. Pro získání jasových profilů arterie byly využity body skeletonu arterie a kolmice procházející těmito body. Detekce stěn arterie ukázala, že algoritmus úspěšně detekuje vnitřní body stěny arterie. Nicméně, v místech s nižším rozlišením stěny algoritmus detekuje vnější hranici stěny méně přesně, což vede k kratším detekovaným úsekům. Zároveň se detekované body od reference liší v místech s nízkým rozlišením stěn, kdy anotátor vyhodnotil stěnu jako neviditelnou, zatímco algoritmus je schopen detekovat stěnu v podobné šířce jako v místech s jasně viditelnou stěnou a s ostřejšími hranicemi.

Segmentace pomocí aktivních kontur a splajnů umožnila zvýšit hodnotu WLR (Wall-to-Lumen Ratio), čímž se zvýšila přesnost detekce stěny. Tabulka 6.1 shrnuje výsledky hodnocení WLR pro reference, binární masky pocházející ze segmentace aktivními konturami a pro body pocházející z analýzy jasových profilů. Výsledky ukazují, že metoda segmentace pomocí aktivních kontur zvyšuje přesnost detekce vnitřní strany stěny arterie, zejména v oblastech s vysokým kontrastem. U obrazů s nižším kontrastem přechodu vnější strany stěny mezi pozadím je přesnost nižší kvůli limitacím analýzy jasových profilů a zároveň obtížné aplikace aktivních kontur na vnější stranu stěny.

Návrh ke zlepšení modelu aktivních kontur využitého k detekci vnější hranice stěny by mohl zahrnovat využití metod strojového učení, konkrétně konvolučních neuronových sítí, které by mohly lépe rozlišit jemné rozdíly v obraze. Tyto metody by mohly zlepšit segmentaci vnějších hranic stěny arterie pomocí aktivních kontur, zejména v oblastech s nižším kontrastem mezi stěnou a pozadím arterie.

Literatura

- [1] *Jak vidíme* [online]. Zelený zákal, 2023 [cit. 2023-10-4]. Dostupné z: <https://www.zeleny-zakal.cz/jak-vidime>.
- [2] A.ATLAS, D. M. The Perona–Malik inequality and application to image denoising. *Nonlinear Analysis: Real World Applications*. 2014, sv. 18, s. 57–68. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.nonrwa.2013.11.006>. ISSN 1468-1218. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1468121813001260>.
- [3] A.MEHTA RUCHIR, M. J. C. A. A. K. N. Morphometric analysis of retinal arterioles in control and hypertensive population using adaptive optics imaging. *Indian Journal of Ophthalmology* [online]. Wolters Kluwer – Medknow. 2019, sv. 10, č. 67, s. 1673–1677. ISSN 1998-3689. Dostupné z: https://journals.lww.com/ijo/fulltext/2019/67100/morphometric_analysis_of_retinal_arterioles_in.39.aspx.
- [4] A.MOHANKUMAR, B. *Scanning Laser Ophthalmoscope* [online]. Aktualizováno. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2023.
- [5] A.ROORDA, W. I. H. T. M. Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy. *Opt. Express* [online]. Optica Publishing Group. 2002, sv. 10, č. 9, s. 405–412. ISSN 1094-4087. Dostupné z: <https://opg.optica.org/oe/abstract.cfm?URI=oe-10-9-405>.
- [6] D.BALEANU, J. J. R. G. Wall-to-lumen ratio of retinal arterioles and arteriole-to-venule ratio of retinal vessels in patients with cerebrovascular damage. *Investigative Ophthalmology Visual Science* [online]. The Association for Research in Vision and Ophthalmology. 2009, sv. 9, č. 50, s. 4351–4359. ISSN 1552-5783. Dostupné z: <https://doi.org/10.1167/iovs.08-3266>.
- [7] D.R.WILLIAMS, D. M. A. Evolution of adaptive optics retinal imaging [Invited]. *Biomed. Opt. Express* [online]. 2023, sv. 14, č. 3, s. 1307–1338. ISSN 2156-7085. Dostupné z: <https://opg.optica.org/boe/abstract.cfm?URI=boe-14-3-1307>.
- [8] E.KOCH, A. J. P.-R. X. F. M. Morphometric analysis of small arteries in the human retina using adaptive optics imaging: relationship with blood pressure and focal vascular changes. *Journal of Hypertension* [online]. Wolters Kluwer Health | Lippincott Williams Wilkins. 2014, sv. 32, č. 4, s. 890–898. ISSN 1473-5598. Dostupné z: https://journals.lww.com/jhypertension/Fulltext/2014/04000/Morphometric_analysis_of_small_arteries_in_the.26.aspx.

- [9] F. PIERRE, C. T.-P. Segmentation with Active Contours. *Image Processing On Line*. 2021, sv. 11, s. 120–141. Dostupné z: <https://hal.science/hal-03235096/document>.
- [10] H. KOLB. *Simple Anatomy of the Retina* [online]. Webvision, srpen 2011 [cit. 2023-10-6]. Dostupné z: <https://webvision.med.utah.edu/book/part-i-foundations/simple-anatomy-of-the-retina/>.
- [11] IMAGE scikit. *Skeletonize* [online]. [cit. 2023-12-31]. Dostupné z: https://scikit-image.org/docs/stable/auto_examples/edges/plot_skeleton.html.
- [12] J. PILAŘ. Adaptivní optika – ovládnutí fáze světla. *Československý časopis pro fyziku* [online]. Fyzikální ústav Akademie věd ČR. 2020, sv. 70, č. 5, s. 326–331. ISSN 0009-0700. Dostupné z: <https://www.fzu.cz/aktuality/adaptivni-optika-ovladnuti-faze-svetla>.
- [13] J. RHA, E. J. Y.-D. Adaptive optics flood-illumination camera for high speed retinal imaging. *Optics Express* [online]. 2006, sv. 10, č. 14, s. 4552–4569. ISSN 1094-4087. Dostupné z: <https://opg.optica.org/oe/abstract.cfm?URI=oe-14-10-4552>.
- [14] J. S. GILL, A. Cellular imaging of inherited retinal diseases using adaptive optics. *Eye* [online]. 2019, sv. 33, s. 1683–1698. ISSN 1476-5454. Dostupné z: <https://www.nature.com/articles/s41433-019-0474-3#citeas>.
- [15] J. ŘEHÁK, M. a. k. *Venózní okluze sítnice*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2011. 144 s. ISBN 978-80-247-3480-4.
- [16] KOLEKTIV, P. a. *Oční lékařství*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2016. 936 s. ISBN 978-80-247-5079-8.
- [17] L. LIU, M. Y. M.-D. P. Application of Adaptive Optics in Ophthalmology. *Photonics* [online]. 2022, sv. 9, č. 5, s. 288. ISSN 2304-6732. Dostupné z: <https://www.mdpi.com/2304-6732/9/5/288>.
- [18] MATLAB. *Types of Morphological Operations* [online]. [cit. 2023-12-31]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/images/morphological-dilation-and-erosion.html>.
- [19] M. HARTLOVÁ. *Analýza cév optického disku v sérii snímků z experimentální fundus kamery*. 2015. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.

- [20] M.KRÁLOVÁ. *Lidské oko* [online]. Techmania Science Center [cit. 2023-10-5]. Dostupné z: <http://edu.techmania.cz/cs/encyklopedie/fyzika/svetlo/lidske-oko>.
- [21] N.LERMÉ, I. M. E.-J. A fully automatic method for segmenting retinal artery walls in adaptive optics images. *Pattern Recognition Letters*. 2016, sv. 72, s. 72–81. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.patrec.2015.10.011>. ISSN 0167-8655. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167865515003621>.
- [22] P.GODARA, A. J. J. Adaptive Optics Retinal Imaging: Emerging Clinical Applications. *Optometry and Vision science* [online]. Prosinec 2010, 87(12), s. 930–941, [cit. 2023-10-7]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1097/OPX.0b013e3181ff9a8b>.
- [23] P.MODI, T. *Hypertensive Retinopathy* [online]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2023.
- [24] P.WALÉK, J. *Analýza biomedicínských obrazů - počítačová cvičení* [online]. Aktualizováno. VUT Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií - Ústav biomedicínského inženýrství, 2015. 181 s. ISBN 978-80-214-4792-9.
- [25] R.DEL PINTO, M. C. S. C. R. D. C. C. R. D. F. C. M. M. Arterial Hypertension and the Hidden Disease of the Eye: Diagnostic Tools and Therapeutic Strategies. *Nutrients* [online]. MDPI. 2022, sv. 11, č. 14, s. . ISSN 2072-6643. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/nu14112200>.
- [26] R.JAKUBÍČEK. *Biomedical image analysis - Morphological transformations*. VUT Brno, 2022 [cit. 2023-12-31].
- [27] S.A.BURNS, K. R. T. Adaptive optics imaging of the human retina. *Progress in Retinal and Eye Research* [online]. 2019, sv. 68, s. 1–30. ISSN 1350-9462. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.preteyeres.2018.08.002>.
- [28] S.ARICHKA, S. Y. N. Effects of age and blood pressure on the retinal arterial wall, analyzed using adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy. *Scientific Reports* [online]. Nature. 2015, č. 5. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <https://doi.org/10.1038/srep12283>.
- [29] S.SVOBODOVÁ. *Segmentace cév ve snímcích sítnice s vysokým rozlišením*. 2021. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Dostupné z: https://www.vut.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=224707.

- [30] STAFF, M. C. *Diabetic retinopathy* [online]. Mayo Clinic, únor 2023 [cit. 2023-11-20]. Dostupné z: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/diabetic-retinopathy/symptoms-causes/syc-20371611>.
- [31] T.C. LEE, C. Building skeleton models via 3-D medial surface/axis thinning algorithms. *CVGIP: Graphical Models and Image Processing*. 1994, sv. 56, č. 6, s. 462–478. DOI: <https://doi.org/10.1006/cgip.1994.1042>. ISSN 1049-9652. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S104996528471042X>.
- [32] TEAM, C. E. *Retinal Detachment Surgery: Diagnosis And Treatment At Centre For Sight* [online]. Center for sight, červen 2020 [cit. 2023-10-5]. Dostupné z: <https://www.centreforsight.net/blog/retinal-detachment-surgery-diagnosis-and-treatment-at-centre-for-sight/>.
- [33] T.Y.ZHANG, C. A modified fast parallel algorithm for thinning digital patterns. *Pattern Recognition Letters*. 1988, sv. 7, č. 2, s. 99–106. DOI: [https://doi.org/10.1016/0167-8655\(88\)90124-9](https://doi.org/10.1016/0167-8655(88)90124-9). ISSN 0167-8655. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0167865588901249>.

Přílohy

součástí přílohy bude skript obsahující detekci průsvitu arterie, tvorbu parametrické křivky/tvorbu jasových profilů podél ní, skripty analyzující pravou a levou stranu profilů a skript na vyhodnocení velikosti WLR, statistické hodnoty