



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA INFORMAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF INFORMATION TECHNOLOGY

ÚSTAV INTELIGENTNÍCH SYSTÉMŮ

DEPARTMENT OF INTELLIGENT SYSTEMS

**REKONSTRUKCE KREVNÍHO ŘEČIŠTĚ PRSTU VE 3D
Z VIDEOSEKVENCE**

RECONSTRUCTION OF THE BLOODSTREAM OF THE FINGER IN 3D FROM A VIDEO SEQUENCE

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. JIŘÍ ZÁLESKÝ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

**PROF. ING., DIPL.-ING. MARTIN
DRAHANSKÝ, PH.D.**

BRNO 2020

Zadání diplomové práce



Student: **Záleský Jiří, Bc.**
Program: Informační technologie Obor: Inteligentní systémy
Název: **Rekonstrukce krevního řečiště prstu ve 3D z videosekvence**
Reconstruction of the Bloodstream of the Finger in 3D from a Video Sequence
Kategorie: Zpracování obrazu

Zadání:

1. Prostudujte literaturu týkající se snímání a rozpoznávání žil prstu lidské ruky. Zaměřte se především na způsob snímání.
2. Vytvořte databázi videosekvencí rotujícího prstu, kde jsou viditelné žíly prstu. Je třeba otáčet prst z jedné strany na druhou, přičemž pro záznam lze použít markerů, aby bylo možné provést rekonstrukci krevního řečiště prstu.
3. Navrhněte metodu rekonstrukce 3D krevního řečiště prstu z nasnímaných videosekvencí z předchozího bodu.
4. Výše navržený algoritmus implementujte.
5. Proveďte otestování s praktickými ukázkami, zhodnoťte dosažené výsledky a diskutujte možná rozšíření.

Literatura:

- PROMMEGGER, Bernhard; KAUBA, Christof; UHL, Andreas. Longitudinal Finger Rotation in Finger-Vein Recognition. In: *2018 International Conference of the Biometrics Special Interest Group (BIOSIG)*. IEEE, 2018. p. 1-8.
- SHAZEEDA, Shazeeda; ROSDI, Bakhtiar Affendi. Finger vein recognition using mutual sparse representation classification. *IET Biometrics*, 2018, 8.1: 49-58.
- PROMMEGGER, Bernhard; UHL, Andreas. Rotation Invariant Finger Vein Recognition. In: *Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Biometrics: Theory, Applications, and Systems (BTAS2019)*. Tampa, Florida, USA. 2019.

Při obhajobě semestrální části projektu je požadováno:

- Body 1 a 2.

Podrobné závazné pokyny pro vypracování práce viz <https://www.fit.vut.cz/study/theses/>

Vedoucí práce: **Drahanský Martin, prof. Ing., Dipl.-Ing., Ph.D.**

Vedoucí ústavu: Hanáček Petr, doc. Dr. Ing.

Datum zadání: 1. listopadu 2019

Datum odevzdání: 20. května 2020

Datum schválení: 31. října 2019

Abstrakt

Cílem této diplomové práce je návrh a konstrukce zařízení pro snímání videosekvencí kardiovaskulárního systému v prstu lidské ruky a následný návrh a implementace způsobu extrakce dat pro jeho rekonstrukci do 3D modelu.

Abstract

The goal of the master thesis is the design and construction of a device for capturing video sequences of the cardiovascular system of the finger of a human hand and the subsequently design and implementation of a method of data extraction for its reconstruction into a 3D model.

Klíčová slova

žíly prstu, rozpoznávání žil prstu, 3D model, převod 2D do 3D, biometrický systém, hardware, kardiovaskulární systém, snímání žil prstu, rekonstrukce žil prstu, disparitní mapa, OpenCV, C++

Keywords

finger veins, finger veins recognition, 3D model, 2D to 3D conversion, biometric system, hardware, cardiovascular system, finger veins scanning, finger veins reconstruction, disparity map, OpenCV, C++

Citace

ZÁLESKÝ, Jiří. *Rekonstrukce krevního řečiště prstu ve 3D z videosekvence*. Brno, 2020. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta informačních technologií. Vedoucí práce Prof. Ing., Dipl.-Ing. Martin Draňanský, Ph.D.

Rekonstrukce krevního řečiště prstu ve 3D z videosekvence

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením pana Prof. Ing. ,Dipl.-Ing. Martina Drahanského, Ph.D. Uvedl jsem všechny literární prameny, publikace a další zdroje, ze kterých jsem čerpal.

.....
Jiří Záleský
3. června 2020

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu práce panu Prof. Ing. ,Dipl.-Ing Martinu Drahanskému Ph.D. za jeho připomínky a rady ohledně této diplomové práce. Dále bych rád poděkoval těm, kteří mi poskytli odbornou pomoc. Jmenovitě Ing. Tomáš Goldman, André Riesco de Ávila a Ing. Štěpán Rydlo.

Obsah

1	Úvod	2
2	Teoretické znalosti	4
2.1	Biometrie	4
2.2	Žíly prstu a jejich snímání	5
2.3	Rozpoznávání žil prstu	7
2.4	Geometrické a morfologické transformace v počítačové grafice	8
2.5	Technologie a knihovny k převodu mezi 2D a 3D	11
3	Návrh rekonstrukce krevního řečiště a realizace hardwarového řešení	15
3.1	Návrh	15
3.2	Snímací zařízení	17
3.3	Databáze nasnímaných videosekvencí	24
4	Návrh a implementace softwaru	27
4.1	Získání a předzpracování vstupu	27
4.2	Extrakce prstu z obrazu	28
4.3	Zarovnání prstu v obraze	32
4.4	Extrakce žil	33
4.5	Vytvoření 3D modelu	36
5	Výsledky	42
5.1	Výsledky s použitím knihovny FlowEngine	42
5.2	Výsledky implementace skrze disparitu	43
5.3	Možná rozšíření	45
6	Závěr	46
	Literatura	48
A	Obsah příloženého paměťového média	52
B	Schéma obvodu ovládání jasu diod	53

Kapitola 1

Úvod

V dnešní době je možné často narazit na téma bezpečnosti, zabezpečení a identifikaci osob. S tím spojený výzkum probíhá již dlouhou dobu a zahrnuje rozsáhlou sadu přístupů k tomuto problému. Jedním z nich je také přístup využívající biometrické údaje. Biometrickými údaji mohou být kromě těch nejznámějších také vzor žil některé části lidského těla, ať už se jedná o dlaň, hřbet ruky nebo prst. Praktické využití je již dnes možné vidět na místech jakou jsou bankomaty či přístupové systémy. Přesto je stále možné najít nová využití biometrických údajů a nové přístupy k této problematice.

Tato práce se zabývá vytvářením trojrozměrného modelu žil prstu založeného na videosekvenci rotujícího prstu. Ač nejsou nijak zadané konkrétní aplikace výsledků této práce, je zřejmé, že by její výsledky mohly přinést nové způsoby a pohled na řešení mnoha již zmíněných témat. Příkladem může být problém natočení prstu při autentizaci, kdy by díky vytvořenému trojrozměrnému modelu bylo možné přes natočení správně osobu autentizovat.

Prvním krokem pro dosažení cíle práce byla nutnost seznámení se s tématy z oblastí biometrie, snímání žil prstu, ale také fungování grafického zobrazování v počítačových systémech. Bylo nutné se zaměřit na způsoby snímání žil, zpracování získaných snímků a v neposlední řadě také tvorbu trojrozměrných modelů a zpracování videa. Tyto nabyté znalosti jsou shrnuty v kapitole 2. Součástí této kapitoly jsou také nástroje vybrané pro implementační pokusy.

Následuje představení návrhu systému pro zpracování vstupních videosekvencí, od nalezení vhodných způsobů předzpracování a vylepšení snímků, až po konečné vytvoření modelu. Kapitola 3 se dále zaměřuje na vytvoření použitého snímacího zařízení. Lze zde nalézt detailní popis zařízení, jeho částí, ale také rozbor jeho nedostatků a navrhované způsoby jeho vylepšení. Poslední část kapitoly se věnuje vytvářené databázi nasnímaných videosekvencí, kde jsou uvedeny statistické údaje účastníků snímání a popsány podmínky, za kterých snímání probíhalo.

Kapitola 4 popisuje způsob, jakým byl uvedený návrh systému implementován. Lze zde najít podrobné informace o jednotlivých částech implementačního procesu a změny založené na výstupech jednotlivých implementačních částí. Kapitola se dělí na část zabývající se získáním vstupních dat a část blíže popisující předzpracování takto získaných dat. Dále je pozornost zaměřena na extrakci důležitých částí obrazu a jejich přípravu pro další zpracování a následuje popis způsobu extrakce map krevního řečiště. Kapitola je uzavřena popisem implementace tvorby modelu z vyextrahovaných map krevního řečiště, přičemž je poukázáno také na problémy, které při této implementaci nastaly.

Poslední kapitola přináší shrnutí a vyhodnocení dosažených výsledků, které vychází z původně navržených a postupně zdokonalovaných metod. Součástí kapitoly je diskuze

nad výsledky jednotlivých použitých knihoven a návrhy na jejich možné další zpracování. Kapitola dále pokračuje stručným popisem možných rozšíření a jejich aplikací a úprav použitého hardwaru i softwaru.

Závěrem je zhodnocen přínos práce samotné a jsou navrženy postupy a vylepšení pro případně navazující a rozšiřující práce v této oblasti.

Kapitola 2

Teoretické znalosti

Tato kapitola přináší nejprve základní přehled o biometrii jako takové. Následně se blíže zaměří na téma žil prstu v biometrii, jejich snímání a rozpoznávání. Nakonec představí transformace v počítačové grafice potřebné pro zpracování snímků a technologie pro převod mezi dvou a tří rozměrnými prostředními, bez kterých by nebylo možné výsledný model vytvořit.

2.1 Biometrie

Na začátku se zaměříme na to, co biometrie je, jak ji chápeme z pohledu informačních technologií a bezpečnostních systémů, ale také na poli medicínském.

V IT je možné biometrii definovat jako soubor algoritmů, operací a funkcí, jež jsou používány pro automatické rozpoznávání lidí na základě anatomických rysů a charakteristického chování.[8]

Mezi anatomické rysy řadíme, jak už název napovídá, tělesné rysy, jež mohou být použity k identifikaci osoby. Může se například jednat o otisky prstů, duhovku, sítnici, obličej, atd. Jako příklady charakteristického chování lze uvést podpis, chůzi, ale třeba také řeč.

Na obrázku 2.1 je uveden seznam v praxi používaných biometrik spolu s jejich vlastnostmi. Také je zde pro každou uvedena míra dané vlastnosti.

	Univerzalita	Jedinečnost	Konstantnost	Získatelnost	Výkonnost	Akceptace	Bezpečnost	Finance
Obličej	vysoká	nízká	střední	vysoká	nízká	vysoká	nízká	nízké
Otisk prstu	střední	vysoká	vysoká	střední	vysoká	střední	vysoká	nízké
Geometrie ruky	střední	střední	střední	vysoká	střední	střední	střední	střední
Žily ruky	střední	střední	střední	střední	střední	střední	vysoká	střední
Duhovka	vysoká	vysoká	vysoká	střední	vysoká	nízká	vysoká	vysoké
Sítnice	vysoká	vysoká	střední	nízká	vysoká	nízká	vysoká	vysoké
Podpis	nízká	nízká	nízká	vysoká	nízká	vysoká	nízká	nízké
Hlas	střední	nízká	nízká	střední	nízká	vysoká	nízká	nízké
Termogram	vysoká	vysoká	nízká	vysoká	střední	vysoká	vysoká	vysoké

Obrázek 2.1: Tabulka atributů jednotlivých biometrických vlastností.[8]

Z pohledu bezpečnosti a zabezpečovacích systémů je již biometrie a její využití dobrou náhradou a skoro se dá říci vylepšením, které umožňuje využít vlastností jedinečných pro jedince namísto hesel či klíčů[43]. Výhod je hned několik. Na rozdíl od hesla nemůže být biometrický údaj jednoduše zapomenut či přenesen. Také není možné ho, až na výjimky, ztratit nebo zkopírovat. Sám o sobě je biometrický údaj, hlavně v kombinaci s dalšími bezpečnostními prvky, jako jsou hesla či využití většího množství biometrik, zvyšuje míru

bezpečnosti. Je však nutné přiznat také nevýhody, které biometrie přináší. Největší nevýhodou je nemožnost změny v případě vyzrazení a s tím spojené zjišťování živosti[1], tedy nutnost určit pomocí různých způsobů, třeba měření tepu či teploty, nebo udělení určitého gesta či pohybu, že je člověk u kterého dochází k autentizaci/snímání živý. Jako další nevýhodou je možné brát fakt, že výstup porovnání je vždy pouze nějaká míra shody, tedy nelze předpokládat shodu úplnou. V tomto směru existují různá doporučení a standarty udávající možná rozmezí akceptačních hodnot jako například standart od NIST[29] (National Institute of Standards and Technology). Další nevýhodou je i přirozená variabilita způsobená vnějšími vlivy, jako ztráta či poškození končetiny nebo vnitřními jako jsou přirozené změny na sítnici. Poslední nevýhodou, kterou si uvedeme je skutečnost, že není zachováno soukromí, tedy podle biometrických údajů je osoba, které údaje patří dohledatelná. To je v dnešní době velký problém, a to zvláště v zemích s diktátorskými režimy či silnou státní kontrolou obyvatelstva jako je třeba v Čínské lidové republice. Nicméně nejen v nedemokratických zemích může být zásah do soukromí v této oblasti citelný. I z tohoto důvodu jsou vydávána různá opatření a zákony napříč celým světem. Pro oblast EU je to v poslední době často diskutované Obecné nařízení o ochraně osobních údajů (angl. General Data Protection Regulation neboli GDPR)[27].

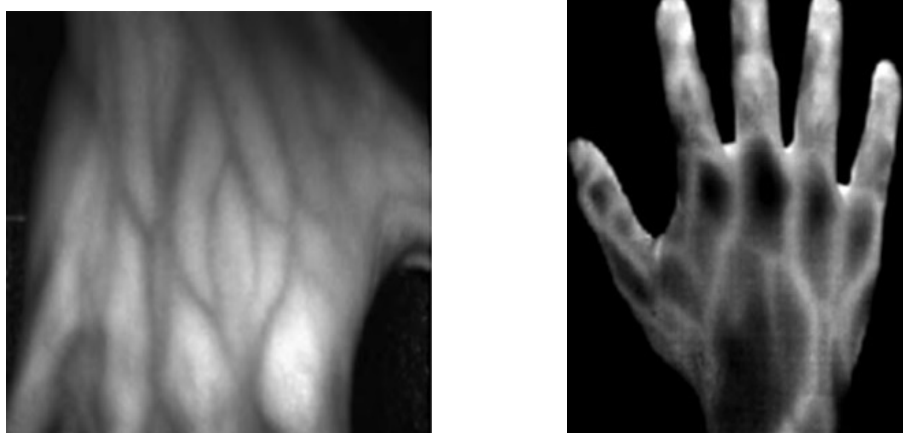
Poslední, dříve zmíněnou možností využití biometrie a biometrických údajů, je jejich využití v medicíně. Ač se to na první pohled nemusí zdát zřejmé, i v při odhalování onemocnění může být využito biometrických dat. Máme-li dostatek údajů o lidech s nějakým typem onemocnění, můžeme nalézt podobnost v některých změnách biometrik. Změny následně pomohou nemoc odhalit. Příkladem mohou být různá onemocnění kůže ovlivňující výsledky snímání otisků prstů[7]. Další aplikací využití biometrických údajů v medicíně je pak identifikace pacienta[25]. Pokud je osoba nejen rychle, ale i správně identifikována, může rychleji být nalezen její zdravotní záznam. Tím dochází ke snížení rizika podání látek, které by mohli reagovat s pravidelnou medikací pacienta nebo na které je člověk alergický.

2.2 Žíly prstu a jejich snímání

Stejně jako ostatní biometrické údaje, jsou také žíly prstu možností k identifikaci jedince a verifikaci identity. Stejně jako u otisků prstů lze podle nich jednoznačně odlišit nejen zcela nepříbuzné lidi, ale také identická dvojčata[23]. Jejich vzor zůstává téměř neměnný od narození do smrti a nemění se ani se stárnutím. Ke změnám může dojít v případě některých onemocnění cévní soustavy. Nevýhodou žil prstu oproti například otiskům prstů je potřeba složitějších zařízení k získání údajů o nich. Je nutné podotknout, že dochází pouze k zobrazování větších žil, které jsou blízko povrchu kůže.

K neinvazivnímu nalezení žil v těle jsou využívány hlavně dva přístupy, jež jsou oba ilustrovány obrázky 2.2. Buď je využíváno infračervené světlo. Konkrétně se jedná o rozsah patřící do blízkého infračerveného spektra (NIR - Near Infrared Spectrum) pohybující se od 800nm do 900nm. V tomto rozmezí je infračervené světlo dobře pohlcováno hemoglobinem obsaženým v krvi, čímž jsou na zvláště zřetelně žíly, které mají na snímcích podobu tmavých linií[3]. Tato metoda je nejpoužívanější, a to nejen z důvodu poměrně nízké ceny oproti metodě, kterou si teprve představíme, ale také z důvodu jednoduchosti odstínění vlivů okolí a následného zpracování. Její nevýhodou je nebezpečí oslepnutí v případě dlouhodobého nebo prudkého vystavení očí infračervenému světlu. Ač je mimo viditelné spektrum světla a není možné jej tak snadno odhalit, poškozuje zrak stejně jako viditelné světlo.

¹Převzato z Encyclopedia of Biometrics[23] strany 689 a 690.



Obrázek 2.2: Vlevo snímek s využitím NIR a vpravo snímek s využitím FIR.¹

Druhým způsobem je využití vzdáleného infračerveného termogramu[48] (FIR), který je založen na principu, že jsou místa, kudy procházejí žíly o něco teplejší než okolí. Žíly je následně možné vidět na snímcích jako světlé linie. Tento typ snímání však vyžaduje velice nákladné a citlivé zařízení. Rovněž výsledky snímání mohou být značně zkreslovány okolní teplotou. Proto je tento způsob zvláště nevhodný pro použití v oblastech s teplým podnebím.

Kromě obou uvedených možností byly učiněny pokusy i se světlem ve viditelném spektru, ale výsledky neměly dostatečnou kvalitu pro další zpracování, proto nejsou v této práci dále rozebírány.

Existující řešení

Výzkum v oblasti snímání žil prstů byl prováděn již v minulém století, avšak prvním patentovaným a v praxi využívaným řešením bylo až zařízení od společnosti Hitachi 2.3, které bylo sériově vyráběno od roku 2005. Také firma Fujitsu nějakou dobu vyvíjela zařízení pro snímání žil prstu, ale později přešla ke snímání žil dlaně[9].



Obrázek 2.3: Zařízení na snímání žil prstu od společnosti Hitachi.²

Je dobré podotknout, že zařízení od společnosti Hitachi i ostatní zařízení, jež jsou dnes používána pracují pouze se 2D snímky žil.

3D snímání a jeho využití je stále ve výzkumu. Hlavním důvodem pro výzkum v této oblasti je samozřejmě její následné využití v oblasti zabezpečení a přístupových systémech. Ukazuje se však, že i v oblasti medicíny by bylo možno takové snímky využívat, například k odhalování onemocnění cévní soustavy.

2.3 Rozpoznávání žil prstu

Rozpoznávání žil je složitý proces, který nám ze snímků vytváří různými procesy vzájemně porovnatelná data. Tento proces je možné rozdělit do několika částí, přičemž jako jedna z těchto částí je často bráno také porovnání získaných dat. Celkem můžeme rozpoznávání žil rozdělit do šesti následujících kroků:[47]

- Získání snímků
- Hodnocení kvality snímků
- Předzpracování
- Vybrání oblasti zájmu (Region of Interest determination)
- Extrakce rysů/tvarů
- Porovnávání dat

Metody získávání snímků a dostupná zařízení byla již podrobně postihnuta v předchozích odstavcích. Podívejme se proto nyní na ostatní části celého procesu rozpoznávání žil.

Hodnocení kvality snímků

Tato část bývá mnohdy označována jako část předzpracování, nicméně v této fázi nedochází k úpravě snímku. Jedná se o určení toho, zda je snímek dostatečně kvalitní pro další zpracování, nebo zda bude potřeba provést nové snímání. Důvodem pro nové snímání může být třeba rozmazání nebo špatný kontrast v případech, kdy je míra poškození tak vysoká, že není možné snímek v následující části reálného předzpracování opravit.

Předzpracování

Zde se jedná převážně o techniky zpracování obrazu pro normalizaci a vylepšení vstupního obrazu. Vzhledem k možným poškozením, rozmazáním či špatnému kontrastu je jejich zahrnutí do procesu nutné, aby bylo možné provádět další zpracování. Většinou jsou jednotlivé techniky nastaveny na specifické podmínky a s přihlédnutím k předpokládaným výsledkům užívaného snímacího zařízení. Tyto techniky bývají rovněž použity znovu po provedení vybrání oblastí zájmu, kde dodatečně vylepšují vlastnosti takto vybraných částí pro následnou extrakci žil.

²https://www.hitachi.co.jp/products/it/veinid/global/products/embedded_devices_u.html

Vybrání oblasti zájmu

Tato část procesu se zabývá hledáním té části prstu, kde jsou žíly umístěny. Představíme-li si prst, víme, že není jeho tvar ve všech jeho částech stejný. Taktéž je možné snadno vyzorovat rozdíly mezi tvary jednotlivých prstů, jak po stránce délky a šířky, tak po stránce různých ohnutí a zvrásnění. Je proto nutné ve snímcích určit, která část snímku obsahuje prst s žilami.

Extrakce rysů

Hlavním cílem extrakce rysů je získání biometrického vzoru[39]. Biometrický vzor nebo identifikátor je odvislý od typu biometriky, na kterou se zaměřujeme. U žil prstu se jedná o mapu (obecně vizualizaci) žil. Může být samozřejmě nějakým způsobem zakódována, pro zefektivnění porovnávání.

Pro vizualizaci žil existují dvě základní možnosti. První je založena na přímé extrakci žilních struktur v binárně reprezentovaných snímcích, na nichž jsou žíly ztenčeny pomocí eroze na šířku 1 pixelu[4]. Je možné je pak reprezentovat jako graf nebo jako reprezentace specifických detailů jako jsou rozvětvení či zakončení žil ve snímku. Druhým postupem je interpretace zájmových oblastí (případně rozdělených do podoblastí) jako textur, jež jsou použity k extrakci rozlišitelných příznaků[50].

Porovnávání dat

Pro porovnávání dat existují dva hlavní přístupy[13]. První je založen na porovnávání vzorů, kdy je vypočítán koeficient podobnosti a následně je porovnáván s hodnotou námi předem stanoveného prahu. Pokud je koeficient shody větší než daný práh, jsou snímky vyhodnoceny jako shodné. Tedy předpokládá se, že oba patří stejnému člověku. Druhý přístup je založen na vyhledávání klasifikátorů na snímcích. Následuje vzájemné porovnání jejich umístění a typu. První varianta je většinou považována za efektivnější, neboť pro nalezení klasifikátorů je třeba důkladné prohledávání obou snímků. Rovněž musí být na obou snímcích aplikován stejný algoritmus pro jejich hledání.

2.4 Geometrické a morfologické transformace v počítačové grafice

V této části jsou uvedeny základní transformace používané v počítačové grafice pro úpravu obrazu. Tyto transformace jsou nedílnou součástí procesu zpracování snímků, je tedy nutné si udělat jejich přehled. První čtyři dále uvedené transformace jsou označovány jako geometrické[19]. Poslední dvě pak jako morfologické[41]. Všechny transformace si představíme ve třírozměrném prostoru.

Posunutí

Posunutí nebo také translace bodu v rovině je jedna ze základních transformací. Jedná se o prosté posunutí bodu z místa na místo. Transformaci je možné definovat s homogenními souřadnicemi pro bod $P(x, y, 1)$ je možné buď zapsat vektorem nebo maticově. Maticový zápis je možné vidět ve vzorci 2.1 spolu s transponovanou maticí. Transformační matice slouží k posunutí bodu určitým směrem, kdežto její transponovaná podoba soužší k posunutí

opačných směrem.

$$T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ d_x & d_y & 1 \end{bmatrix} \quad T^{-1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ -d_x & -d_y & 1 \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

Rotace

Rotace nebo také otočení je transformace, která provádí posunutí bodu ve směru otáčení udržující stejnou vzdálenost od osy otáčení. Otáčení bodu v rovině se středem otáčení v počátku souřadného systému souřadnic je možné maticově vyjádřit tak, jak je možné vidět v rovnici 2.2. Je možné vidět i rovněž transformovanou matici, která provádí otočení opačným směrem. Kladné hodnoty způsobují otáčení proti směru hodinových ručiček a záporné směrem opačným.

$$R = \begin{bmatrix} \cos\alpha & \sin\alpha & 0 \\ -\sin\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad R^{-1} = \begin{bmatrix} \cos\alpha & -\sin\alpha & 0 \\ \sin\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.2)$$

Změna měřítka

Změna měřítka, nebo také škálování je transformace způsobující zmenšení nebo zvětšení. Platí, že pokud $S_{x,y} > 0$, pak dochází ke zvětšení, pokud $0 < S_{x,y} < 1$, pak dochází ke zmenšení a pokud je $S_{x,y} < 0$ pak dochází k převrácení (zrcadlení). Transformační matice i s maticí transponovanou najdeme ve vztahu 2.3.

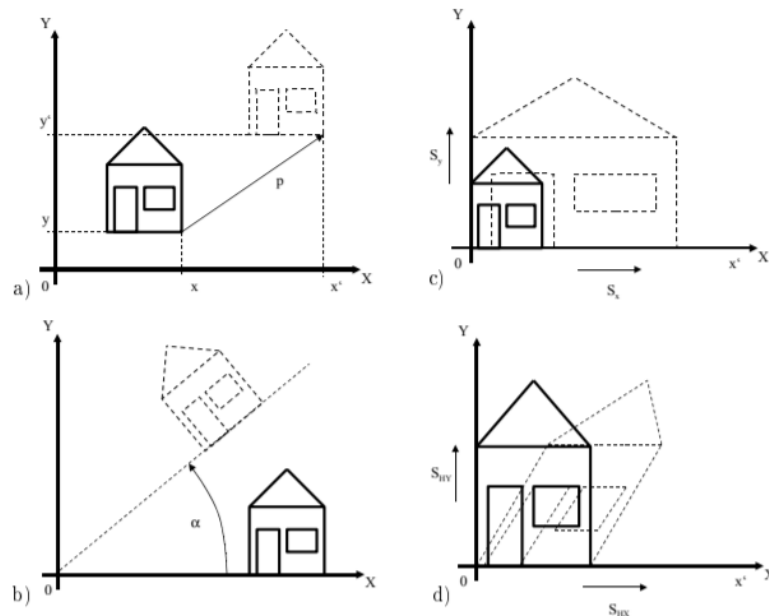
$$S = \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad S^{-1} = \begin{bmatrix} \frac{1}{S_x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{S_y} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

Zkosení

Zkosení je transformace měnící úhly mezi jednotlivými body. Při zkosení je zachována rovnoběžnost mezi přímkami a také jejich délka. Mění se pouze úhly mezi přímkami. Ve vztahu 2.4 je možné najít transformační matici i její transponovanou verzi.

$$S_H = \begin{bmatrix} 1 & S_{hx} & 0 \\ S_{hy} & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad S_H^{-1} = \begin{bmatrix} 1 & -S_{hx} & 0 \\ -S_{hy} & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

Všechny zmíněné transformace je možné vidět na obrázku 2.4.



Obrázek 2.4: Ukázky zmíněných geometrických transformací: a) posun, b) rotace, c) změna měřítka, d) zkosení. Byl použit obrázek z opory předmětu IZG[19].

Eroze

Chceme-li jednoduše popsat efekt, který nám eroze na obrázku způsobí, můžeme říci, že dochází k odstranění či obroušení okrajů objektů v obraze. Základem této transformace je matice. Většinou se jedná o jednotkovou matici velikosti 5×5 . Matice je posouvána po obrázku a vždy pro pixel pod prostředním políčkem matice dojde, na základě obsahu celé matice, k určení nové barvy. Nejlépe je to možné popsat na černobílém obrázku. Pixel bude mít bílou barvu (tedy hodnotu 1) pouze pokud všechny pixely pod maticí mají hodnotu 1. V opačném případě bude mít hodnotu 0, tudíž bude černý.

Dilatace

Dilatace je velice podobná erozi. Rovněž je zde využita matice a je také stejně aplikovaná. Rozdílem je rozhodování o nové barvě pixelu. Na rozdíl od eroze stačí, aby alespoň jediný pixel pod maticí měl hodnotu 1, pak je nová hodnota nastavena také na 1. Porovnání aplikace eroze a dilatace na obraz je možné vidět na obrázku 2.5.

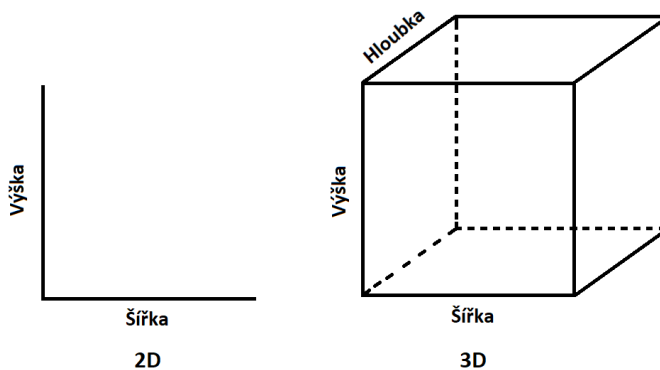


Obrázek 2.5: Ukázky aplikace morfologických transformací³. Zleva původní obrázek, eroze a dilatace.

Kombinací těchto základních morfologických transformací je možné dosáhnout například odstranění šumu, či získání obrysů jednoduchých objektů. Při práci s transformacemi lze rovněž měnit jejich vlastnosti skrze využití jiných velikostí matic či jejich hodnot. To nám dává široké možnosti pro práci se získanými snímky.

2.5 Technologie a knihovny k převodu mezi 2D a 3D

Na úvod je vhodné si představit, co vlastně samotné pojmy 2D a 3D znamenají. 2D neboli dvoudimenzionální označuje prostředí, které je možné popsat dvěma rozměry[53]. Většinou se používají rozměry délka a šířka. 3D, tedy třídimenzionální je oproti 2D rozšířeno o další rozměr (dimenzi). K tedy již zmíněné šířce a délce přidává ještě hloubku. Pro ilustraci je možné se podívat na obrázek 2.6.



Obrázek 2.6: Ilustrační obrázek ukazující rozdíl mezi dvourozměrným a třírozměrným prostorem.

Z toho, co bylo řečeno, se může zdát jednoduché převádět z jednoho do druhého. Naštěstí tomu tak není. Přiblížíme-li si nyní problematiku těchto převodů v počítačové grafice, objevíme hned několik úskalí tohoto procesu.

Převod, při kterém snižujeme dimenzi je jednodušší. Pro ilustraci si stačí představit fotografii, která je dvourozměrným zachycením třírozměrného prostoru. V počítačové grafice se k tomuto převodu říká renderování[26]. Užívají se algoritmy, které berou v potaz zorný

³Obrázky převzaty z dokumentace ke knihovně OpenCV na https://docs.opencv.org/trunk/d9/d61/tutorial_py_morphological_ops.html

úhel a umístění kamery ve virtuálním světě a dochází k promítání těles dle jejich viditelnosti kamerou. Příkladem může být z-buffer[44] nebo malířův algoritmus.

Druhý typ převodu je již mnohem komplikovanější. Ve 2D nám totiž chybí údaje o hloubce těles. Na základě jednoho obrázku můžeme pouze odhadovat jejich možný tvar ve 3D, ale postrádáme informaci o jejich skutečném tvaru i dalších attributech např. barvě, jež nejsou na obrázku na viditelné části tělesa. Je zřejmé, že jednoho snímku se můžeme pouze částečně přiblížit ke skutečné podobě. Prerekvizitou pro vytvoření kompletního trojrozměrného modelu získání většího množství obrázků toho samého tělesa z co nejvíce různých stran. V takovém případě je již možné sestavit model spojováním informací ze všech snímků. Řešení problému rekonstrukce 3D je komplikovaný problém, jehož efektivní řešení je stále objektem zkoumání[11].

Knihovny

Jak již bylo uvedeno, převody mezi dimenzemi nejsou úplně jednoduché. Aby nebylo nutné implementovat některé složité algoritmy zcela od začátku je dobré využít již vytvořených implementací ve formě knihoven. V dnešní době existuje již poměrně mnoho knihoven, ať již komerčních či s otevřenou licencí. Liší se svými přístupy k problému, ale i kvalitou výsledků. Další častou výhodou je, že dostupné knihovny jsou již odladěné a jejich funkčnost otestována, tudíž jejich použití implementace z knihovny namísto vlastní implementace může vést k rychlejší práci programu. V této části si představíme ty z nich, jejichž užití je vhodné pro řešení daného problému.

Většina zmíněných knihoven se zabývá rekonstrukcí 3D scény. K tomu je využívána práce s takzvanými pointcloudy (oblaky bodů). Jsou to body získané analýzou vstupních obrázků, kdy vyznačením bodů na plochách těles je vytvářena síť, skrze níž je možné těleso prostorově definovat. Porovnáním pozic pointcloudů z jednotlivých obrázků, dojde k jejich spojení do jednoho celku. Pro tyto účely jsou také zvýšeny výskyty bodů na místech hran a nebo u výrazných přechodů, aby bylo jednodušší určit stejné přechody na vstupních snímcích. Během spojování jsou nad pointcloudy využívány transformace jako jsou například rotace či translace. Následným proložení rovín skrze související body je pak vytvořen třírozměrný model. Na ten mohou být aplikovány snímky, tedy jsou použity jako textura. Jak vypadá pointcloud vytvořený z několika fotografických snímků můžeme vidět na obrázku 2.7.

Je vhodné si některé z knihoven, které mají implementovaný převod z 2D do 3D představit. Všechny pracují na principu fotogrammetrie. Což znamená rekonstrukci tvarů podle vzájemné polohy a rozměrů předmětů ve fotografiích.

OpenMVG (Multiple View Geometry)

OpenMVG⁴ je volně dostupná knihovna zabývající se skládáním obrazu z různých fotografií či obrázků do jednoho. Spolu se skládáním je možné vytvářet z 2D snímků jednoduché 3D modely. Na tuto knihovnu navazující OpenMVS⁵ (Multi-View Stereo), ji pak ještě rozšiřuje o algoritmy využitelné pro rekonstrukci scény a detailů spolu s navázáním příslušných sítí textur.

⁴<http://imagine.enpc.fr/~moulonp/openMVG/>

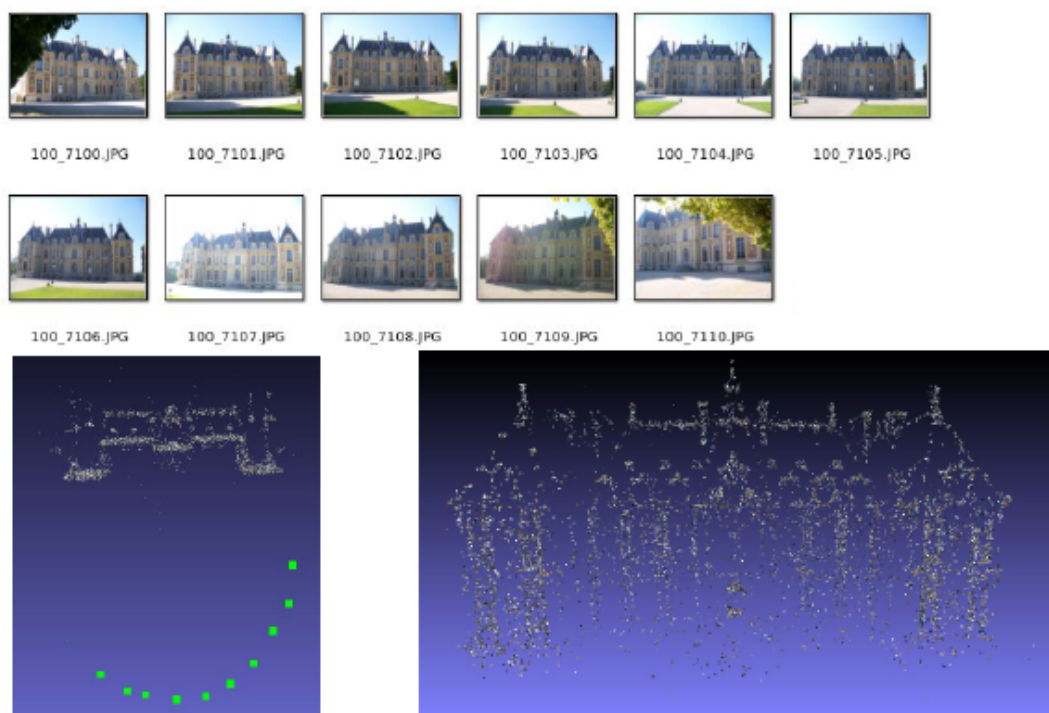
⁵<http://cdcseacave.github.io/openMVS/>

VisualSFM

VisualSFM⁶ je multiplatformní knihovna, která vznikla spojením několika grafických knihoven do jedné. Její hlavní výhodou je výkonnost a podpora paralelismu. Zkratka SFM znamená Structure from motion, tedy že ze snímků pořízených z různých stran (obecně za pohybu), je možné sestavit strukturu, tedy v tomto případě trojrozměrný model.

FlowEngine

FlowEngine⁷ je na rozdíl od výše zmíněných knihoven knihovnou komerční. Její hlavní výhodou je robustnost ve zpracování snímků. Spolu s ní je zdarma dostupný software pro zobrazení vytvořených 3D modelů, který zahrnuje podporu exportu do CADu.



Obrázek 2.7: Ukázka výsledku převodu dvourozměrných fotografií do trojrozměrného pointcloudu.⁸

OpenCV

Na rozdíl od ostatních zmíněných knihoven, není OpenCV⁹ knihovna zabývající se trojrozměrnou rekonstrukcí těles z dvourozměrných reprezentací, ale jedná se o knihovnu zaměřenou na zpracování obrazu. Je multiplatformní a volně dostupná, včetně mnoha rozšíření,

⁶<http://ccwu.me/vsfm/>

⁷www.3dflow.net

⁸<https://openmvg.readthedocs.io/en/latest/software/SfM/SfM/>

⁹<https://opencv.org/>

které mohou prohloubit její možnosti ve specifických oblastech zpracování obrazu. Je často užívána pro reálné aplikace z důvodu dobré optimalizace operací s obrazem. Její použití není omezeno jen na jeden jazyk, ale na celou řadu jazyků od funkcionálních jako je například Haskell, přes objektově orientované jako java, až k imperativním jako jsou C++ nebo C#.

Kapitola 3

Návrh rekonstrukce krevního řečiště a realizace hardwarového řešení

V této kapitole je popsán návrh metody rekonstrukce 3D krevního řečiště prstu, jež je základem pro vytvoření implementační části diplomové práce. V další části kapitoly je představen návrh a tvorba samotného zařízení užitého pro snímání videosekvencí, včetně uvedení jeho hlavních nevýhod a návrhů na vylepšení. Kapitola je zakončena informacemi o tvorbě a stavu databáze nasnímané pomocí vytvořeného zařízení.

3.1 Návrh

Hlavní výhodou vytváření modelu z videosekvence je, že z nasnímaných dat lze jednoduše získat velké množství jednotlivých snímků. Můžeme tedy méně kvalitní či nějak poškozené snímky vynechat z dalšího zpracování, a tím nejen proces urychlit, ale také zanést menší chybu do výsledného modelu. Návrh lze pro přehlednost rozdělit do několika částí, které popisují kroky k vytvoření výsledného trojrozměrného modelu. Jedná se o:

- Zpracování vstupu
- Získání map žil prstu
- Sestavení 3D modelu

Pojďme si je na dalších stránkách více specifikovat.

Zpracování vstupu

Vzhledem k tomu, že ze snímacího zařízení získáme pouze surová data ve formě videosekvencí, je nejprve třeba si data připravit pro konečný převod do 3D modelu. Tato příprava a zahrnuje několik fází.

Rozdělení videosekvence na snímky

Rozdělení na snímky je první částí nutnou pro další zpracování. Řešení tohoto problému je založené na uvědomění si, že každá digitálně zaznamenaná videosekvence je složena z ur-

čitého konečného počtu snímků. Stačí tedy pouze projít videosekvenci a uložit ji jako jednotlivé snímky.

Úpravy a filtrace snímků

K dalšímu zpracování je nutné převést jednotlivé snímky do šedotónových barev. Důvodem je nejen zvýraznění žilních linií, ale také zjednodušení filtrace rozmazaných snímků.

Pro detekci rozmazání na snímcích je možné použití FFT, tedy Rychlé Fourierovi transformace. Je to metoda založená na zkoumání rozložení vysokých a nízkých frekvencí ve spektru obrázku. Budeme-li postupovat dle algoritmu, který vymysleli Kanjar De a V. Masilamani[5], provedeme posun vypočítané reprezentace fourierovou transformací do středu a následně vybereme maximum z absolutních hodnot frekvencí. Poté už určíme kvalitu obrázku a pomocí prahu určíme nerozmazané snímky.

Zvýraznění a získání map žil

Po odfiltrování nevhodných snímků přichází fáze získání map žil prstů. Pro extrakci žil jako takových, je nutné si uvědomit, že kosti, kůže a její nařasení mohou vytvářet stíny ve snímcích. Naším cílem je vytvořit 3D model žil celého prstu a ne pouze jednoho jeho článku, musíme proto vzít v úvahu stín vytvářený právě nařasením kůže a kloubem v přechodu mezi články prstu. Z tohoto důvodu je nutné v takových místech provést rekonstrukci pro zviditelnění vzorů žil na snímcích. K tomuto problému již existuje několik řešení a je vhodné zmínit dvě, které jsou pravděpodobně nejvhodnější

První řešení pánů Leeho a Clarka[21] je založené na sledování směru žil a zakončení, kdy prohledávání snímků probíhá po regiorech, ve kterých jsou pak zastíněné žíly zvýrazněny.

Jako další možnost je řešení N. Miury[24] a jeho spolupracovníků, jež má základ v opakovaně prováděném sledování linií, kdy je jejich sledování zahájeno na několika různých místech. V případě, že nejde postupovat ve sledování linie z počátečního místa, přechází se na další místo. Tyto opakované průchody postupně zvýrazňují nalezené linie a dochází k jejich vzájemnému spojování.

Po zvýraznění žil ve snímcích je konečně možné využít binarizace, tedy převodu snímku do černobíle podoby. Následně můžeme aplikovat některý z algoritmů pro extrakci žil. Vzhledem k dalšímu zpracování je v tomto případě nejvíce vhodné ztenčení linií na co nejmenší šířku. Poté je dobré uložit si upravené snímky jako obrazové soubory v souborovém systému. Budou tak dostupné pro další zpracování a nebude hrozit jejich ztráta. Také z hlediska využití paměti jde o vhodné řešení, neboť bude možné si obrázky opět načíst dle potřeby.

Sestavení 3D modelu

Jak již bylo řečeno, výstupem předchozí části je mapa žil prstu. Nyní je tedy možné přistoupit k vytvoření samotného 3D modelu.

Vytvoření pointcloudů

Mapy žil jsou načítány dle potřeby z uložených souborů. Postupně jsou na nich aplikovány algoritmy, které na jejich základě vytvoří pointcloudovou reprezentaci map žil. Lze očekávat, že seskupení bodů v této reprezentaci bude odpovídat tvaru žilních linií a také, že bude počet bodů dostatečný pro jejich přesný popis. Posun mezi ekvivalentními body dvou sousedních

snímků videosekvence by tedy měl být minimální. Tím pádem by mělo být možné najít dostatek společných bodů pro sestavení modelu.

Samotné sestavení modelu

Během vytváření návrhu, jakým způsobem tvořit model, bylo nalezeno několik možností, jak daný problém řešit.

V první návrh byl založen na myšlence využití válce jako tělesa pro mapování žil z 2D snímků do 3D prostoru. Hlavním problémem tohoto přístupu by byla nutnost dopočítávat posun od strany válce podle vzdálenosti žil od okraje prstu. Jelikož tvar prstu a vzdálenost žil od okraje prstu není na všech místech stejná, bylo by nutné rozdělit prst na segmenty, které by měli stejný koeficient posunu. Je zřejmé, že množství takových segmentů by muselo být obrovské už jen pro zajištění dostatečné přesnosti ve 2D, natož pak ve 3D. Tento přístup byl tedy zavržen.

Jako další a koncepčně lepší řešení, se jevílo vytvoření žil nezávisle na nějakém okolí, tedy vyextrahování žil ze snímku a jejich převod do 3D. Toto řešení bylo zpočátku také testováno na uměle vytvořených datech nebo pouze na jednotlivých snímcích nafocených z různých úhlů. Tedy nejednalo se o videosekvence. Výhodou byla jednoduchost jak programová, tak funkcionální. Během zkoušení této metody se ovšem ukázalo, že bez nějaké formy ohraničení by mohlo být velice náročné zpracování v případných navazujících aplikacích. Právě omezená použitelnost vedla k opuštění i tohoto konceptu.

Poslední návrh je založen na prvním zmíněném návrhu, ale s výraznou úpravou tělesa použitého pro mapování. Namísto válce se využijí nejen údaje žil z nasnímaných dat, ale také tvar prstu jako takový. V první fázi jsou odstraněny ze snímků žíly a zůstanou pouze obrysy prstu. Z nich je vytvořen trojrozměrný model prstu. Následně je využita myšlenka z prvního návrhu, tedy žíly jsou mapovány vůči modelu prstu. Tím by měla být zaručena vyšší přesnost modelu. Výhodou je rovněž lepší podpora dalšího zpracování, jako například korekce v případě ohnutého prstu či deformace, které by mohly ovlivnit výsledky například při identifikaci. Zásadní nevýhodou je nutnost každý snímek zpracovat dvakrát nebo případně pouze jednou s tím, že si obrys prstu i obraz žil vyfiltrujeme naráz a každé si zvlášť uložíme. Přes uvedené nevýhody se tato metoda ukázala jako nejefektivnější a byla dále v práci využita.

3.2 Snímací zařízení

V této části je popsáno, jakým způsobem bylo postupováno při snímání videosekvencí. Bude blíže popsáno samotné zařízení, obě jeho verze, a způsob snímání vstupních dat, tedy videosekvencí.

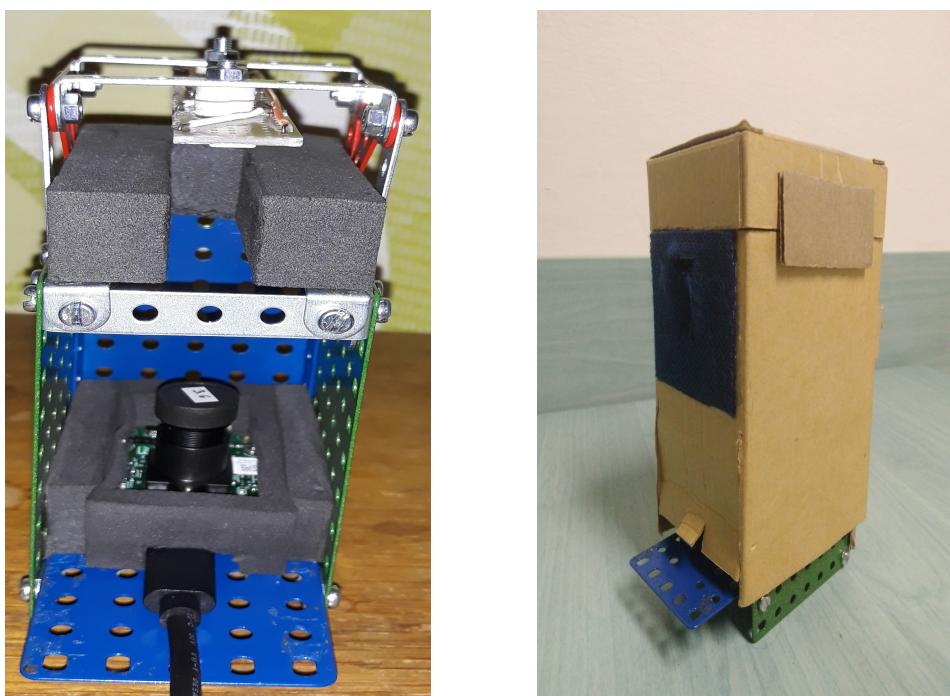
První verze zařízení

V první verzi bylo ke snímání využito zařízení, které se sestávalo z:

- 3x IR dioda SFH 4235
- IR kamera See3CAM_CU135
- Konstrukce ze stavebnice Merkur a zastínění z kartonu

Diody a kamera byly umístěny naproti sobě. Vnitřek krabičky byl vyplněn materiálem pohlcujícím vnější záření, které by mohlo rušit snímání či znehodnocovat snímky. U vstupní části zařízení byl umístěn útvar s výřezem ve tvaru písmene U, do kterého je vkládán prst pro snímání. Důvodem pro toto opatření je fixace prstu v optimální vzdálenosti pro snímání a také pro určení výchozí polohy pro rotaci prstu snímaným uživatelem.

Během prvotních úprav zařízení byla testována také možnost umístění osvětlovacích diod kolem kamery. Namísto využití průsvitu pomocí NIR světla, jak tomu je při umístění diod naproti kameře, by tak bylo využito odrazu světla. Bohužel testování ukázalo, že využití diody nejsou pro tento způsob osvětlení vhodné, neboť na takto získaných snímcích nebyl vidět téměř ani náznak žilních linií. Důvodem byla patrně nevhodná vlnová délka vyzařovaného NIR světla, neboť ani po úpravách jasu diod, nebyly žíly dostatečně viditelné.

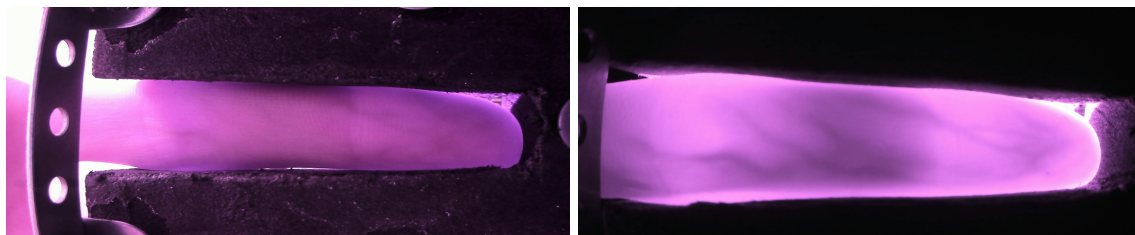


Obrázek 3.1: Vlevo zařízení před zastíněním. Vpravo zařízení po zastínění.

Zpočátku nebyla snímací plocha zařízení zastíněna, což ovlivňovalo kvalitu snímání. Světlo z diod pak nebylo dostatečně intenzivní, aby se povedlo vždy žíly nasnímat. Nejčastěji byly nasnímány pouze částečně a v některých případech vůbec. Na obrázcích 3.1 je zobrazeno zařízení před zastíněním a po zastínění snímací části zařízení. Výsledný efekt na snímání žil je možné vidět na obrázcích 3.2, kdy je zřejmé, že se viditelnost žil u zastíněného zařízení oproti nezastíněnému, zvýšila.

Finální verze zařízení

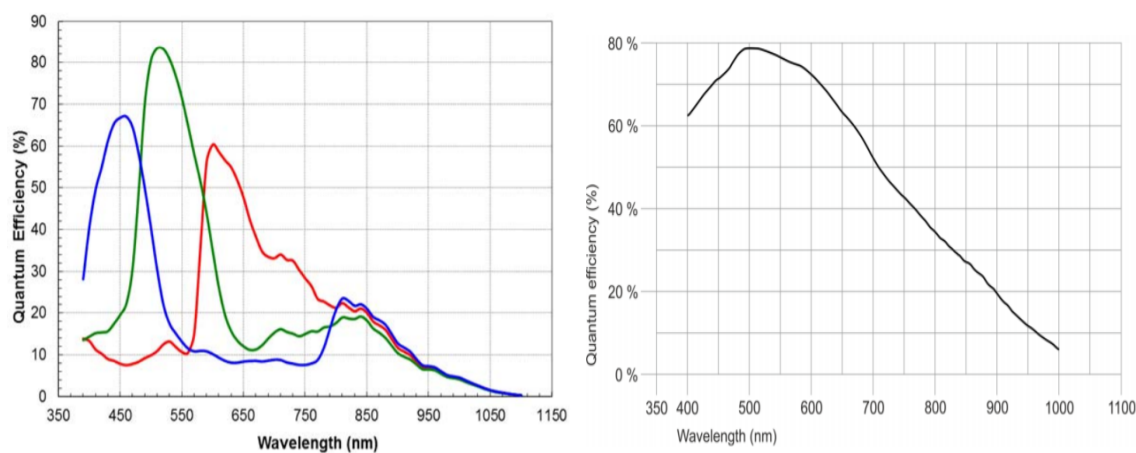
K nalezení možných vylepšení a jejich ztvárnění byla navázána spolupráce s Andrém Riesco de Ávila, jež studuje elektroinženýrství na univerzitě v brazilském São Paulu. Bylo navrženo několik úprav zařízení, jež by mohly nejen zjednodušit a zvýšit kvalitu snímání, ale také zvýšit ovladatelnost jednotlivých částí zařízení.



Obrázek 3.2: Vlevo snímek z videosekvence před zastíněním. Vpravo snímek z videosekvence po zastínění.

Hlavní myšlenkou bylo využití mikrokontroleru pro ovládání napájení, a tím i jasu jednotlivých diod. Tak by bylo možné eliminovat problémy s nedostatečným osvětlením nebo naopak přесvícením. Navíc by spolu s přidáním dalších diod bylo možné udělat dynamičtější osvětlování při snímání a přizpůsobovat ho okolnostem.

Dalším vylepšením byla změna kamery. Pokusná snímání potvrdila informace o kameře od výrobce. Jak je vidět v porovnání 3.3, dosud používaná kamera neměla dostatečně velkou citlivost v NIR části spektra. Nová kamera již měla v mnohem lepší vlastnosti.



Obrázek 3.3: Porovnání spektrálních vlastností kamery See3CAM_CU135¹(vlevo) užitě v první verzi zařízení a kamery UI-3860CP-M-GL R2²(vpravo) užitě ve verzi nové

V konečné verzi se zařízení sestávalo z:

- 4x IR dioda SFH 4235 (850nm)
- 1x IR dioda SFH 4787S (810nm)
- NIR kamera UI-3860CP-M-GL R2
- Plastové díly pro lepší fixaci diod a prstu vytištěné na 3D tiskárně
- Arduino Nano

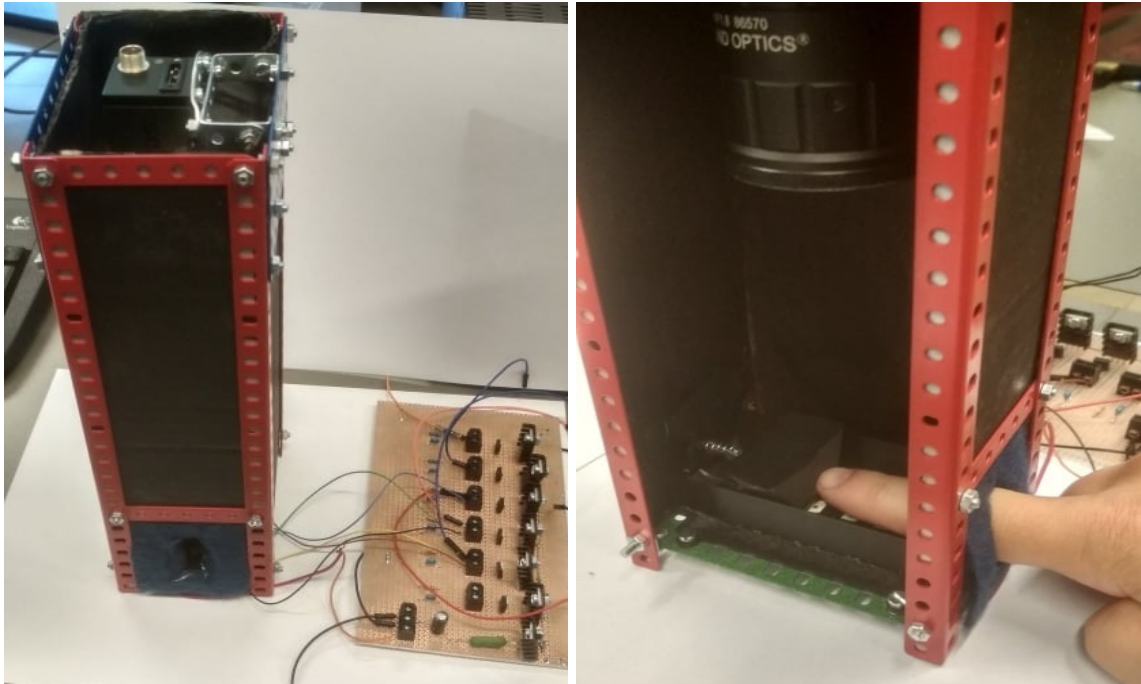
¹Datasheet kamery See3CAM_CU135 <https://www.e-consystems.com/4k-usb-camera.asp#documents>

²Datasheet kamery UI-3860CP-M-GL R2 https://en.ids-imaging.com/IDS/datasheet_pdf.php?sku=AB00852

- Obvod pro ovládání diod
- Konstrukce ze stavebnice Merkur a zastínění z kartonu

Dioda s 810nm byla oproti předchozí verzi zařízení pro lepší prostupnost světla této vlnové délky prstem. Její umístění v zařízení bylo zvoleno v místě, kde se průměrně nachází kloub spojující druhý a třetí článek prstu a kde při testování obvykle docházelo k nedostatečnému prosvícení prstu.

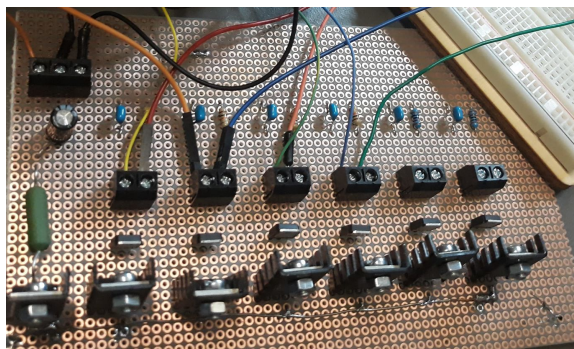
Sestavené zařízení je možné vidět na obrázcích 3.4.



Obrázek 3.4: Finální verze zařízení.

Ovládání jasu diod

V realizaci ovládání byl použit mikrokontrolér Arduino Nano. Spolu s tím byl navržen obvod, který umožňoval napájení diod z nezávislého zdroje. Schéma obvodu je umístěno v příloze B. Sestavený obvod je představen na obrázku 3.5 Důvodem k navržení zvláštního obvodu byla nedostatečná úroveň přímého napájení z Arduina. Arduino tedy pouze regulovalo pomocí tranzistorů procházející proud namísto toho, aby diody napájelo přímo.



Obrázek 3.5: Ovládací obvod diod, který navrhl a sestavil André Riesco de Ávila

Pro automatickou regulaci jasu diod bylo nutné provést výzkum způsobu výpočtu nejlepšího osvětlení vzhledem k obsahu snímku.

K získávání informací pro Arduino bylo navrženo několik možností. Jedna z navržených možností, jak dávat Arduino data o potřebě upravit jas diod, bylo posílat údaje kamery přímo do Arduino. Když pomíneme problém napojení dalšího USB řadiče na Arduino, dostaneme se k hlavní potíži tohoto řešení, kterou je nedostatečný výkon pro filtrování velkého množství snímků s vysokým rozlišením. Toho by bohužel nebylo možné dosáhnout ani s rozšiřujícími moduly pro Arduino. Z tohoto důvodu bylo nutné přejít k jinému řešení. Tím je zpracování údajů na počítači a průběžné zasilání nových hodnot pro jas diod Arduino.

Finální propojení mělo tedy podobu, kdy kamera posílala snímky počítači, počítač z nich vypočetl úpravy jasu, které nakonec zaslal ve formě pole integerů Arduino, jež podle nich upravilo hladinu napětí jdoucího do již zmíněného obvodu, čímž změnilo jas diod. Kód pro Arduino je přiložen v příloze.

Pro korektně fungující výpočet úpravy jasu je nutné nejprve najít pozice jednotlivých diod, aby bylo možné určit oblasti zájmu (regions of interest - ROI). K vyhledání diod je využito toho, že je oblast snímání zastíněna. Při spuštění programu dojde k rozsvícení diod pouze nízkým jasnem a poté pomocí houghovy transformace dojde k vyhledání kružnic v obraze. Díky tomu je nalezeno jejich umístění, kdy jsou jednotlivé diody reprezentovány jako střed kružnice. Na základě získaných poloh diod jsou pak vypočítány ROI. Výpočet funguje pomocí nalezení středu úsečky S podle vzorce:

$$S\left[\frac{a_x + b_x}{2}, \frac{a_y + b_y}{2}\right] \quad (3.1)$$

kde a_x a a_y jsou souřadnice jedné diody a b_x a b_y jsou souřadnice druhé diody. Pro šířku ROI W je využito výpočtu založeném na získaných středech úseček:

$$W = |S_{1x} - S_{2x}| \quad (3.2)$$

U první a poslední diody v řadě jsou pak okrajové vzdálenosti pro ROI získány jako aplikace již získané vzdálenosti směrem k sousední diodě. Výška V všech ROI je pak vypočtena podle vzorce:

$$V = 2 \cdot \max(v) \quad (3.3)$$

, kde v jsou šířky všech ROI.

Pro informace o tom, zda je třeba upravit změnu jasu některé z diod, bylo využito poznatků z výzkumu zabývajícího se zpracováním a vlastnostmi obrazu[17]. Vzorec 3.4 je

ukázkou výpočtu homogenity, jež byl implementován pro ovládání diod.

$$Hom = \frac{\sum_{i=0}^a \sum_{j=0}^b \frac{1}{1+|p(i,j)-p(i,j+1)|}}{a * b} \quad (3.4)$$

kde a výška obrazu, b je šířka obrazu, $p(i, j)$ je hodnota pixelu na souřadnicích i, j .

Ovšem ukázalo se, že výsledky samotné homogenity jsou nedostačující, neboť jak je ukázáno ve výše zmíněném výzkumu, homogenita nabývá pro šedotónový obraz stejných hodnot jako pro tentýž obraz, jehož pixely jsou invertovány. Z tohoto důvodu byla jako doplňující metoda využita entropie obrazu, kterou lze popsat pomocí vzorce:

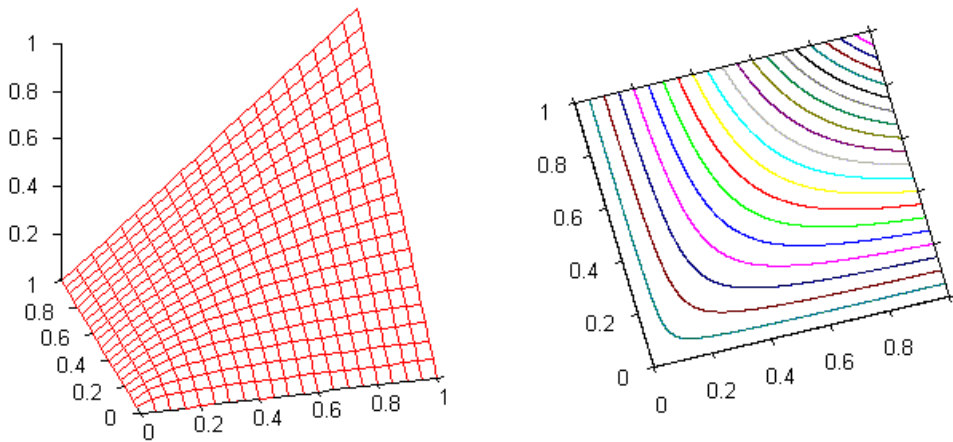
$$Ent = \frac{-1}{V} \sum_{i=0}^{255} H_i \cdot \log_2(H_i) + \log_2(V) \quad (3.5)$$

kde V je velikost obrazu v pixelech, H je histogram obrazu a kde i je index na hodnotu histogramu pro pixel s barvou i .

Následně je výsledek normalizován pomocí Hamacherova produktu založeném na konstrukci t-norm[6]:

$$\top_{H_0}(a, b) = \begin{cases} 0 & \text{pokud } a = b = 0 \\ \frac{ab}{a+b-ab} & \text{jinak} \end{cases} \quad (3.6)$$

který normalizoval hodnoty do podoby jež je viditelná v grafu 3.6.



Obrázek 3.6: Graf zobrazující strukturu rozložení hodnot po normalizaci.³

Pro každou z těchto hodnot je pak vypočítán rozdíl s prahem, který má každá dioda určený individuálně. Nejvyšší nalezený rozdíl nám stanoví, u které diody je nejvíce potřeba upravit jas. Zda bude jas diody zvýšen nebo snížen je zjištěno na základě rozdílu normovaných hodnot nynějšího a předchozího stavu a dle použitého nastavení pro změnu do nynějšího stavu. Ten je dán údajem o tom, jestli byl jas při předešlé změně zvýšen nebo

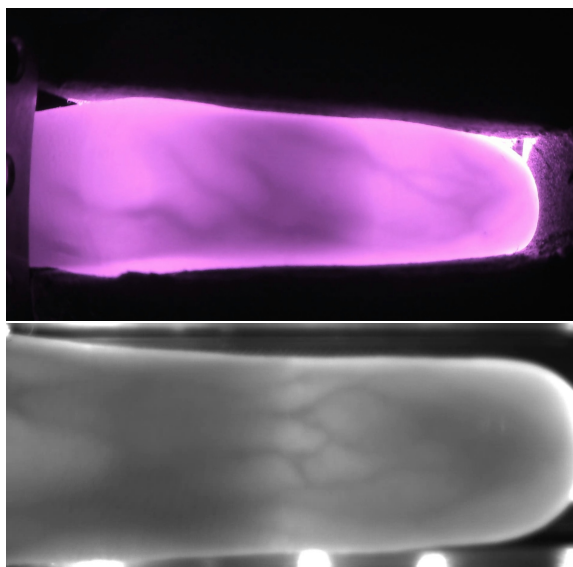
³<https://en.wikipedia.org/wiki/T-norm#/media/File:HamacherProduct-graph-contour.png>

snížen. Nastane-li situace, kdy je normalizovaná hodnota nového stavu nižší než stavu předchozího, dojde k otočení směru, tedy pokud byl předtím jas snížen bude při další změně zvýšen a naopak.

Tento způsob byl zvolen z důvodu, že je třeba brát v potaz, že změna jasu jedné diody rovněž trochu ovlivní snímané hodnoty v okolních ROI, aniž by hodnoty pro odpovídající diody byly změněny.

Během testování tohoto systému byl nalezen problém týkající se nedostatečné rychlosti změn jasu pro všechny diody. Ze statického přidávání či ubírání o 3 body na stupnici od 0 do 255 (0 zhasnuto a 255 nejvyšší jas), byl systém upraven na více dynamické měnění hodnot, a to na základě rozdílu prahu a normalizované hodnoty. Tím je dosaženo nejen dostatečně rychlé proměnlivosti jasu vzhledem k pohybu a rotaci prstu, ale také lepším výsledkům přizpůsobení celkového jasu.

Na obrázku 3.7 je možné vidět porovnání výsledných snímků z rané a finální verze snímacího zařízení. Je možné si všimnout, že snímek zachycení finální verze zařízení má lepší viditelnost žil.



Obrázek 3.7: Porovnání snímků z rané (nahore) a finální verze zařízení (dole).

Nevýhody finálního zařízení a možná vylepšení

Hlavní nevýhodou užitých zařízení se ukázala být nutnost rotace prstu uživatelem, kdy při jeho otáčení mohl uživatel nevědomky prstem hýbat také do stran či jej trochu pokrčit. I v případě, že si uživatel dával záležet, aby k tomu nedošlo, bylo na videosekvencích viditelné, že k pohybu prstu do stran dochází. Další nevýhodou bylo, že je pro uživatele fyziologicky náročné rotovat prst tak, aby byl zcela zabrán ze všech stran. U většiny snímků se rozsah pohybuje kolem 270 stupňů. To je samozřejmě také spojeno s nemožností zcela odhadnout, jak moc byl prst rotován, což však lze eliminovat pomocí značky na prstu. Posledním z mnoha problémů je nekonstantní rychlost otáčení prstu uživatelem. Rychlost se mění, a to ztěžuje pozdější zpracování, neboť jedna část prstu může být vystavena snímání zbytečně dlouhou dobu. Horším problémem s různou rychlostí je to, že některé snímky mohou být při rychlém otáčení rozmazané.

Aby byl omezen dopad k výše zmíněných problémů, bylo by možné do zařízení přidat vícero kamer, jejichž záznam by byl následně spojen do jedné video sekvence. Tím by bylo urychleno snímání a uživatel by nebyl nucen rotovat prstem v takové míře, což by vedlo k menší šanci pohybu prstu do stran či jeho nevědomému pokrčení. Tato úprava však neřeší poslední problém, a to rychlost otáčení prstu.

Mnohem razantnějším, ale také přínosnějším řešením, by bylo nahrazení pohybu prstu za pohyb snímacího ústrojí. Tedy kamera a infračervené diody by se pohybovaly konstantní rychlostí po kružnici ve stejné vzdálenosti od prstu. Tím by byly eliminovány dříve zmíněné problémy. Pro zvýšení rychlosti snímání by bylo rovněž možné využitím více kamer. Velikost a náročnost vytvoření takového zařízení by však rapidně vzrostla.

Bohužel by v takovém případě nebylo splněno zadání této diplomové práce, které explicitně říká: "Vytvořte databázi videosekvencí **rotujícího prstu**, kde jsou viditelné žíly prstu."

Dalším problémem, se kterým jsem se setkal bylo to, že při snímání na finálním zařízení docházelo k odleskům na některých plastových částech kolem prstu. To může způsobovat problémy v navazujícím zpracování obrazu. Bylo by dobré přidat na tyto plochy pěnu, jež by odleskům zabránila. Rovněž by mohla sloužit jako mezivrstva mezi okraji plastové části, určené k zamezení přílišnému pohybu prstu do stran, a prstem samotným. Tak tomu bylo u raných verzí zařízení, kde pěna sloužila především jako fixace, k tomuto použití se však samostatně nepříliš osvědčila.

Uživateli byla během snímání na monitoru ukázána pozice jejich prstu, aby bylo možné lépe kontrolovat jeho otáčení a opticky kontrolovat a reagovat na případné pohyby do stran. Bylo by vhodné pro budoucí snímání přidat do obrazu zobrazovaného na monitoru rámeček, který by naznačoval umístění vhodné pro snímání. Spolu s tím by bylo dobré přidat detekci a signalizaci toho, že prst svým pohybem opouští daný prostor, a že je nutné pozici prstu zkorigovat. To by částečně umožnilo předcházet vadám, způsobeným přílišným pohybem prstu do strany, které jsou přítomny v některých nasnímaných videosekvencích v databázi. Celý proces snímání by navíc byl pro snímané subjekty jednodušší.

3.3 Databáze nasnímaných videosekvencí

Databázi lze rozdělit do dvou částí. První část snímanou na první konstrukci zařízení (viz. 3.1) a druhou část, která již byla snímána na finálním zařízení (viz. 3.4). Pro každé snímání platily jiné parametry, které jsou rozepsány dále.

Snímání na první verzi zařízení

Videosekvence byly snímány při plném osvětlení diodami. Kamera byla nastavena na rychlost záznamu 15 snímků za sekundu v rozlišení 4096 x 2160 pixelů. Vzdálenost okraje prstu od diod činila 1 cm a vzdálenost prstu od kamery 4 cm.

Během testování zařízení se ukázalo, že některé prsty je obtížnější nasnímat, a to čistě z fyziologických důvodů. Konkrétně se jedná o palec, prsteníček a malíček. Proto jsou v databázi nasnímané pouze ukazováčky a prostředníčky. Snímání videosekvencí bylo vždy prováděno v pořadí pravý ukazováček, pravý prostředníček, levý ukazováček a levý prostředníček.

Snímané prsty byly nasnímany bez použití jakýchkoliv markerů, neboť se předpokládá, že bude model vytvářen způsobem popsaným v návrhu. Konkrétně nejprve vytvořením modelu samotného prstu a následně dotvoření promítnutí žil do modelu.

Databáze nyní obsahuje pouze 15 takto nasnímaných čtveřic videosekvencí od dobrovolníků převážně europoidní rasy ve věkovém rozmezí 19-27 let. U žádného z dobrovolníků nedošlo k uvedení přítomnosti deformace či choroby cévní soustavy.

Neočekávaným úkazem byla nemožnost nalézt na snímcích u jednoho z dobrovolníků alespoň stopy přítomnosti žil a to u všech snímaných prstů. Po kontrole nastavení zařízení a opětovném snímání byl výsledek totožný i přes to, že byla dodržena vzdálenost vhodná pro snímání. Jediným pozorovatelným rozdílem oproti ostatním dobrovolníkům byla širší tělesná konstituce, nicméně tomuto faktoru nebylo možné pro nedostatek relevantních dat přisoudit rozhodující vliv.

Snímání na finální verzi zařízení

Videosekvence byly snímány při dynamicky měněném osvětlení diodami. Kamera byla nastavena na rychlost záznamu 40 snímků za sekundu v rozlišení 4096 x 2160 pixelů. Vzdálenost okraje prstu od diod činila 1 mm a vzdálenost prstu od objektivu kamery 6 cm.

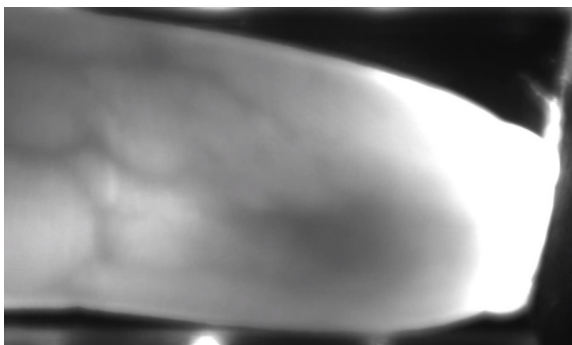
U této verze zařízení se vzhledem k jeho robustnější konstrukci ukázalo náročné snímat jiný prst než ukazováček, proto jsou v databázi nasnímané pouze ukazováčky v pořadí pravý a poté levý.

Prsty byly nasnímany bez použití markerů ze stejného důvodu popsaného již u snímání první verzi zařízení.

Databáze z druhého snímání obsahuje 30 párů nasnímaných videosekvencí od dobrovolníků různé rasy a pohlaví, převážně ve věku 18-26. Vyšší diverzity bylo dosaženo zapojením zahraničních studentů Lékařské fakulty Masarykovy univerzity. Žádný z dobrovolníků neuvedl žádné komplikace spojené s chorobami či deformacemi cévní soustavy.

Již u předchozího snímání i pokusů během konstrukce finálního zařízení byly nalezeni jednotlivci, u kterých nebylo možné žíly nalézt, a to ani při opětovném snímání. Došlo k úplnému vyvrácení předchozí domněnky, že by příčinou mohla být silnější tělesná konstituce. Při hledání důvodu nenalezení žil u některých dobrovolníků i při samotném testování zařízení byly rovněž provedeny pokusy s tím, že si daný jednatel trochu zacvičil, aby byl vybuzen krevní oběh. Ani toto opatření bohužel nepřineslo změnu ve výsledcích snímání. Dále nebyl potvrzen vliv zbarvení kůže na výsledky snímání. Je-li přítomen, tak pouze v malé míře, neboť na snímcích dobrovolníků není jednoznačně prokazatelný. Byl však prokázán vliv hrubosti a struktury kůže ve smyslu její vyšší vrstvy na výsledky snímání. Tento jev se objevuje u lidí, jejichž kůže na ruku bývá vystavována náročným podmínkám, kdy dochází k jejímu výrazně většímu opotřebením. Příkladem může být lezení na skalní stěny, ale i hra na některé hudební nástroje jako je kytara, apod. Podobně tomu je také u výrůstků na kůži. Snížení kvality snímání rovněž snižují poškození kůže jako říznutí, oděrky či záděry. V takových případech je v místě poranění na snímcích oproti okolí tmavá skvrnka.

Mírné zkreslení žil až nemožnost je vidět, se občas objevila na špičce prstu u některých dobrovolníků. Ukázalo se, že tato situace nastala převážně v případě, že měla snímaná osoba delší nehet na snímaném prstu, který nebyl nalakován nebo byl nalakován čirým lakem. I přes automatickou korekci jasu diod, tak docházelo k přesvětlení této části. Tento jev je možné vidět na obrázku 3.8.



Obrázek 3.8: Obrázek ukazující přesvětlení části obrazu z důvodu dlouhého nehtu.

Kapitola 4

Návrh a implementace softwaru

Převod videosekvence do 3D modelu vychází z dříve uvedeného návrhu. Liší se však v některých částech, neboť se určité části návrhu ukázaly být nedostatečné či nevhodně navržené.

4.1 Získání a předzpracování vstupu

Pro jednodušší ovládání byla oproti návrhu samotná implementace upravena tak, aby bylo možné jak načtení již dříve zaznamenané videosekvence z databáze, tak i zpracování videosekvence, jež byla právě nasnímána skrze připojené zařízení, bez nutnosti výsledky snímání ukládat. Důvodem byla možnost otestovat vytváření modelu hned po dokončení snímání, což je blíže k možnému použití v praxi například jako součásti přístupového systému.

Komunikace s Arduinem

Jak bylo zmíněno dříve v kapitole věnované snímacímu zařízení, je za výpočty pro úpravu jasu odpovědný program běžící na počítači, který následně zasílá údaje pro nastavení jednotlivých diod Arduinu. Jako komunikačního kanálu je využito komunikace skrze sériový port[49]. Jelikož dochází pouze k jednosměrné komunikaci z počítače k Arduinu, byla implementována jen nutná výstupní část. Implementace je založena na implementaci sériové komunikace od ThomasKNR[45] z platformy GitHub. Jelikož se může název sériového portu na různých zařízeních lišit, bylo v implementačních souboru *videoProcessing.h* umístěno makro *SERIAL*, kde je možné snadno název změnit. Ostatní údaje nutné pro navázání spojení skrze sériový port jsou implementovány a není třeba je měnit.

Odstranění rozmazaných snímků

Pro odstranění příliš rozmazaných snímků byl namísto původně plánovaného FFT a následného rozboru frekvencí využit jiný způsob, který je založen na laplaceově transformaci. Ta je jednodušší na použití než FFT, neboť výsledkem je jediná hodnota, kterou lze porovnávat s námi stanoveným prahem. Tedy není třeba další dodatečné zpracování, jako u algoritmu zmíněného v návrhu. Pro každý snímek je vypočítán koeficient laplaceovy transformace podle vzorce:

$$Z(s) = \int_0^{\infty} e^{-st} z(t) dt \quad (4.1)$$

To bylo implementováno pomocí funkce *laplacian* z knihovny OpenCV. Pokud výsledná hodnota nepřekročí zvolený práh, je z dalšího zpracování snímek vyloučen. Experimenty

na dosud získaných testovacích datech ukázaly, že minimální hodnota prahu vhodného pro naše účely se pohybuje kolem čísla 400.

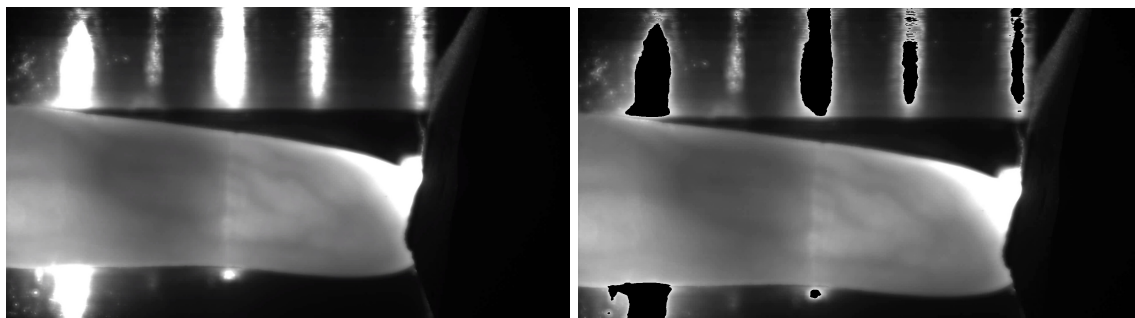
4.2 Extrakce prstu z obrazu

Při testování algoritmu pro extrakci žil vyplynulo, že samotná aplikace algoritmu nad snímkem, či případně nad jeho vybranou částí není pro extrakci žil možná. Důvodem byly rušivé vlivy způsobené odlesky či lokálními přesvětleními ve snímku. Bylo tedy nutné nejen zajistit výběr oblasti pro extrakci, ale také co nejvíce rušení odstranit.

V první verzi implementace byla snaha použít vyhledávání kontur v obraze a z nich poté získat oblast pro následnou extrakci žil. Za použití funkcí *canny* a *findContours* však nebylo dosaženo dostatečných výsledků. Důvodem byl již zmíněný šum způsobený odlesky a dalšími efekty v obraze. Ani ořezání snímku nezlepšilo výrazně výsledky tohoto postupu. Z tohoto důvodu bylo nutné zvolit jiný přístup.

Nový přístup byl založen na odstranění nežádoucího šumu. Vzhledem k tomu, že se prst po převážnou většinu snímání pohybuje nad diodami, bylo možné určit oblasti jeho největšího výskytu spolu s oblastí, kde se nejčastěji objevuje nežádoucí šum. Jako hranice pro získání oblastí, kde dojde k odstranění odlesků, využity okraje plastového dílu zakrývajícího okolí diod. Jedna oblast tak vznikla od horní hrany obrazu až do řádku 370 a druhá od řádku 900 až po konec snímku.

Pro odstranění odlesků byl na počátku implementován semínkový algoritmus, který se používá k vyplňování ohraničených oblastí. Nejprve byl implementován tak, aby docházelo k dynamické adaptaci prahu v závislosti na již zpracovaných pixelech. Ukázalo se však, že využití dynamického prahu nebylo vhodné pro všechny snímky a docházelo k občasnému přepsání části snímku, kde již byla obsažena požadovaná data. Z tohoto důvodu, byl nakonec zvolen semínkový algoritmus se statickým prahem. Jeho aplikace se ovšem ukázala být zbytečnou výpočetní zátěží, tak byl nakonec nahrazen pouhým statickým prahováním s prahem pro $jas = 230$. Hodnoty nad stanovený práh jsou nastaveny na $jas = 0$. Porovnání snímku před úpravou a po úpravě je možné vidět na obrázku 4.1.



Obrázek 4.1: Porovnání neupraveného snímku a snímku s překrytými odlesky

Následně byla aplikována extrakce hran v obraze, ale namísto využití již dříve zmíněných funkcí pro vyhledávání kontur byl využit postup založený na získání a zpracování gradientu snímku. Pro výpočet gradientu byly zvoleny dvě funkce, mezi nimiž lze přepínat.

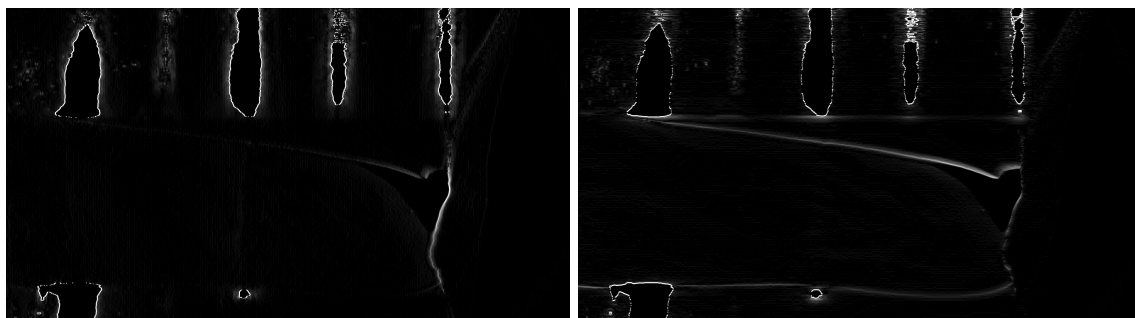
První z nich je Sobelův filtr. Ten využívá dvě matice jako jádro pro vyhledávání hran. Jednu pro vyhledání vertikálních a druhou pro vyhledání horizontálních hran. Výpočet pak vypadá takto:

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

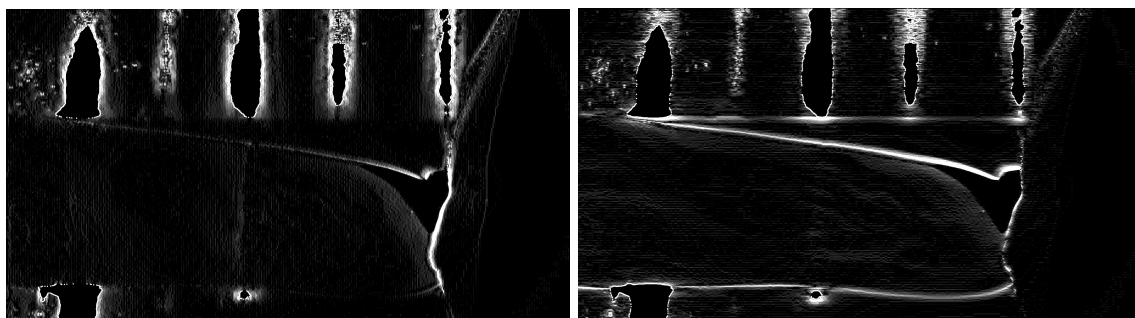
$$G_y = A * \begin{bmatrix} +1 & +2 & +1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \quad (4.2b)$$

kde G je gradient s indexem určujícím osu a A je zdrojový obrázek.

Jejich konvolucí dochází k získání obrazu se zvýrazněnými hranami. V našem případě jsou však tímto způsobem zvýrazněny také hrany, jež mít výrazné nechceme. Vezmeme-li však v potaz vlastnosti snímků, kdy víme, že prst bude vždy na snímku umístěn, až na malé odchylky, horizontálně, pak je možné vyvodit, že většina potřebných hran je zvýrazněna převážně aplikací jen jedné z matic. Výsledek použití druhé matice lze pak použít pro odstranění šumu ze snímků. Oba upravené snímky je možné vidět na obrázku 4.2a.



(a) Sobelův filtr. Levý snímek pro osu x a pravý pro osu y .



(b) Scharrův filtr. Levý snímek pro osu x a pravý pro osu y .

Obrázek 4.2: Porovnání snímků vyfiltrovaných hran při použití Sobelova filtru a Scharrova filtru.

Druhou funkcí je Scharrův filtr. Svou funkčností a vlastnostmi je velice podobný Sobelovu filtru a rovněž i následné zpracování snímků získaných filtrací se neliší. Hlavním

rozdílem jsou matice použité při filtrování. Výpočet pro sharrovo filtrování vypadá následovně:

$$G_x = A * \begin{bmatrix} -3 & 0 & +3 \\ -10 & 0 & +10 \\ -3 & 0 & +3 \end{bmatrix} \quad (4.3a)$$

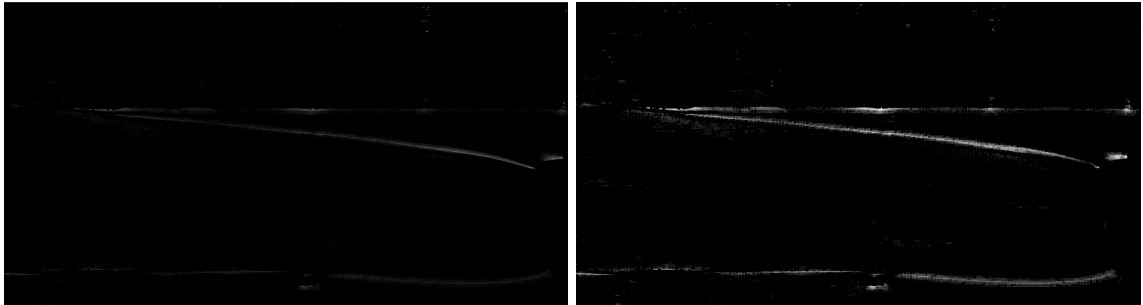
$$G_y = A * \begin{bmatrix} +3 & +10 & +3 \\ 0 & 0 & 0 \\ -3 & -10 & -3 \end{bmatrix} \quad (4.3b)$$

kde G je gradient s indexem určujícím osu a A je zdrojový obrázek. Výsledné snímky po aplikaci Scharrova filtru je možné vidět na obrázku 4.2b. Podíváme-li se na výsledky Sobelova i Scharrova filtru, je možné si všimnout, že u Scharrova dochází vyššímu zvýraznění, což je dáno použitou maticí.

Po zpracování snímku pomocí filtrace, je vypočten pro celý snímek rozdíl gradientů pro osu x a osu y , tedy:

$$Vslednsnmek = Horizontlngradient - vertiklngradient \quad (4.4)$$

to vede k odstranění části nežádoucího šumu ze snímku. Jako navazující postup pro odstranění šumu jsou použity dvě iterace eroze. Ta způsobí odstranění zbytků šumu, které nebyly odstraněny skrze rozdíl gradientů. Spolu s tím je ze snímku oříznuta pravá strana obrázku, kde již není přítomen prst nebo je přítomna pouze malá část konečku prstu.



Obrázek 4.3: Výsledek rozdílu snímků pro při užití Sobelova (vlevo) a Scharrova (vpravo) filtru.

Na obrázku 4.3 je možné vidět vyextrahované hrany ze snímku. Je možné si na něm rovněž všimnout linie táhnoucí se od jednoho kraje prstu směrem k pravému okraji snímku. Tato linie je způsobena plastovým krytem kryjícím diody. Obdobná linie se může ve snímcích objevovat také u spodní hrany krytu, který je však na zmíněném obrázku kryt prstem. K odstranění těchto linií, které se nemusí objevit na všech snímcích bylo využito následujícího postupu.

- Získání pozic linií na snímku.
- Odstranění nevhodných linií
- Spojení přerušovaných částí

Získání pozic linií je dosaženo pomocí Cannyho detekce hran, na kterou je navázána Houghova liniová transformace (Hough Line Transformation). Obě tyto funkce jsou implementovány v knihovně OpenCV pod názvy *Canny* a *HoughLinesP*. Výsledkem této části je seznam linií v obraze.

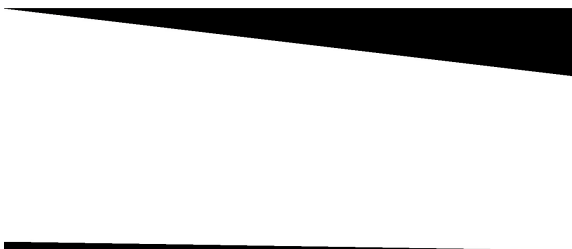
Následuje odstranění nevhodných linií. To je provedeno odstraněním linií, u nichž jeden z koncových bodů je umístěn ve snímku v oblastech, které odpovídají koncům okrajů plastového krytu v pravé části snímku. To je dáno vlastnostmi snímku, kdy je v těchto oblastech nezávisle na délce a natočení prstu konec plastového krytu vždy zřetelný.

Po odstranění linií dříve uvedeným způsobem může nastat malé narušení struktury těch zbývajících na místech, kde dochází ke kontaktu mezi prstem a krytem na obraze. Pro zajištění lepší kontinuity linií je aplikována dilatace, která zajistí, že jsou linie propojené. Po této fázi jsou obrysy prstu zcela extrahovány, jak je možné vidět na obrázku 4.4.



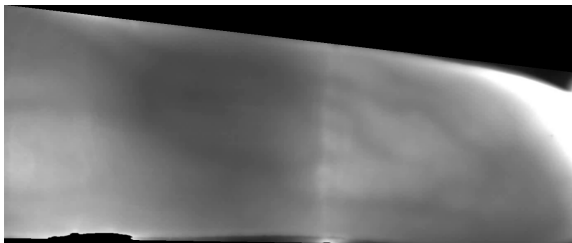
Obrázek 4.4: Výsledné extrahované linie prstu.

Popsaným postupem bylo dosaženo extrakce obrysu prstu, který je následně použit při tvorbě modelu. Dalším využitím extrahovaného obrysu prstu je nalezení oblasti zájmu (Region of Interest - ROI), ze kterého je způsobem popsáním v podkapitole 4.4 získána mapa žil prstu. Obrys prstu je použit jako vzor, kdy jsou liniemi prstu proloženy přímky. Nalezení přímek spočívá v nalezení krajních bodů linií prstu a následném výpočtu rovnic přímek procházejících odpovídajícími body. Důvodem pro hledání přímek je, že linie obrysu prstu nemusí dosahovat až ke kraji snímku neboť v jeho krajních oblastech nemusí být linie na snímku přítomny. Jelikož však známe velikost snímku, je pomocí rovnice přímky možné dopočítat pozice bodů na okrajích. Následně je možné plochu mezi přímkami vyplnit, a tím získat masku odpovídající ROI.



Obrázek 4.5: Ukázka masky ROI prstu

Jelikož ROI může nabývat tvaru libovolného čtyřúhelníku, je nutné ještě normalizovat jeho zobrazení. Z tohoto důvodu jsou nalezeny extrémní drůve získaných krajních bodů masky ROI, jejichž rozdíl je pak velikostí snímku v následujícím zpracování. Výsledné ROI je možné vidět na obrázku 4.6.



Obrázek 4.6: Ukázka ROI prstu

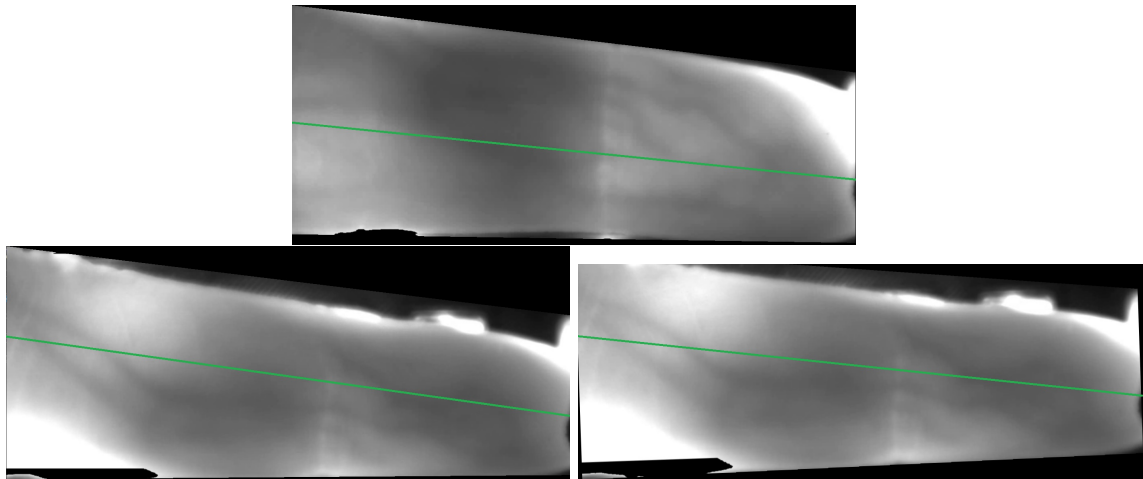
4.3 Zarovnání prstu v obraze

Během otáčení prstu dochází nejen k pohybu kolem osy otáčení, ale rovněž také k nepatrnému pohybu prstu do stran. Je nutné před dalším zpracováním prst zarovnat do stejné polohy, jaká byla v prvním snímku. Pro toto zarovnání je použita obdobná metoda popsána v práci B. Huanga[15]. Nejprve jsou vyhledány kontury prstu, a následně je jimi pomocí funkce knihovny OpenCV `fitline()` proložena přímka, která by měla odpovídat ose prstu vzhledem ke konturám. Poté je na základě vzájemné polohy přímek z prvního a právě zpracovávaného snímku získán úhel pro otočení natočení obrazu. Toho je dosaženo aplikací skalárního součinu 4.5. Tato metoda je založena na předpokladu, že se v nějakém bodě přímky protnou. Pokud jsou rovnoběžné, stačí pouze obraz bez rotace posunout o vzdálenost, která je rovna vzájemné vzdálenosti obou přímek.

Při testování bylo ovšem prokázáno, že výrazně lepší vlastnosti má namísto využití vyhledaných kontur přímo ve snímku prstu, využití masky ROI, jehož získání je popsáno v předchozí části této kapitoly.

$$\cos\alpha = \frac{\vec{u} \cdot \vec{v}}{|\vec{u}| \cdot |\vec{v}|} = \frac{u_1 v_1 + u_2 v_2}{\sqrt{u_1^2 + u_2^2} \cdot \sqrt{v_1^2 + v_2^2}} \quad (4.5)$$

Po otočení snímku je tento ještě posunut tak, aby se přímky vzájemně překrývaly, jak je vidět na obrázku 4.7.



Obrázek 4.7: Ukázka zarovnání prstu v obraze spolu s vodící přímkou. První obrázek reprezentuje první snímek ve videosekvenci. Druhý obrázek je pak snímek, který je nutné otočit a třetí obrázek je snímek po otočení.

Toto zarovnání bohužel nekoriguje případné zahnutí prstu, je tedy nutné, aby byl nasnímaný prst pokud možno neustále natažený, nebo aby bylo ohnutí co nejmenší.

4.4 Extrakce žil

Jako první pokus o extrakci žil byl použit algoritmus Leeho a Clarka, jež byl zmíněn již v návrhu. Algoritmus bohužel při testování na připravených snímcích vykazoval značnou chybovost. Ve většině případů došlo pouze k nalezení několika málo necelých žil, ze kterých by nebylo možné provést rekonstrukci.

Z tohoto důvodu byl nahrazen algoritmem založeném na výzkumu N. Miury[24], jež je rovněž zmíněn v návrhu. Vzhledem k tomu, že byl použit v konečné verzi práce, bude zde jeho funkcionalita popsána podrobněji.

Základem algoritmu N. Miury je tabulka umístění v prostoru T_r (Locus space), do které je ukládána informace o tom, zda bylo dané místo již projito a kolikrát průchod nastal při vyhledávání linií. Tabulka je z počátku nastavena tak, aby měla všechny hodnoty rovny nule. Dále je při průchodech brán zřetel na intenzitu pixelu $F(x, y)$, kde (x, y) jsou souřadnice pixelu. (x_c, y_c) je pak pozice právě sledovaného pixelu.

Algoritmus jde rozdělit do celkem pěti kroků, a to:

1. Získání počátečních bodů a směrů pohybu pro vyhledávání linií.
2. Detekce směru tmavých linií kolem počátečních bodů v obraze.
3. Aktualizace bodů pro vyhledávání linií.
4. Opakování bodů 1-3.
5. Získání mapy žil v obraze.

Pojďme si jednotlivé kroky popsat podrobněji.

Prvním krokem je získání počátečních pixelů a směru pohybu při vyhledávání linií. Tyto body získáme jako dvojice náhodných souřadnic (x_s, y_s) . Následně jsou vygenerovány

parametry směru vyhledávání D_{lr} a D_{ud} získané pomocí vzorců:

$$D_{lr} = \begin{cases} (1, 0) & \text{pokud } R_{nd}(2) < 1 \\ 1(-1, 0) & \text{jinak} \end{cases} \quad (4.6)$$

$$D_{ud} = \begin{cases} (0, 1) & \text{pokud } R_{nd}(2) < 1 \\ 1(0, -1) & \text{jinak} \end{cases} \quad (4.7)$$

kde $R_{nd}(n)$ je náhodné číslo mezi 0 a n .

Následujícím krokem je detekce směru tmavých linií kolem počátečních bodů. Pro splnění tohoto cíle je třeba několika podkroků. Nejprve je nutné vytvořit tabulku pozic Tc (locus-position table), kde jsou ukládány pohyby sledovacích bodů (tracking points).

Posléze je zjištěna sada pixelů N_c , která určuje možnosti pohybu sledovacích bodů. Sledovací bod o souřadnicích (x_c, y_c) musí být uvnitř oblasti vymezené prstem a může být použit pouze tehdy, pokud již nebyl v tomto kole prohledávání použit. Pixely ze sousedních pixelů pixelu (x_c, y_c) pak určíme jako:

$$N_c = \overline{T_c} \cap R_f \cap N_r(x_c, y_c) \quad (4.8)$$

kde $N_r(x_c, y_c)$ je skupina sousedních pixelů pixelu (x_c, y_c) získaného podle vzorce:

$$N_r(x_c, y_c) = \begin{cases} N_3(D_{lr})(x_c, y_c) & \text{pokud } R_{nd}(100) < p_{lr} \\ N_3(D_{ud})(x_c, y_c) & \text{pokud } p_{lr} + 1 \leq R_{nd}(100) < p_{lr} + p_{ud} \\ N_8(x_c, y_c) & \text{pokud } p_{lr} + p_{ud} + 1 \leq R_{nd}(100) \end{cases} \quad (4.9)$$

kde $N_r(x_c, y_c)$ je sada sousedních pixelů pixelu (x_c, y_c) , $N_8(x, y)$ je osmiokolí pixelu (x_c, y_c) a $N_3(D)(x, y)$ je trojice sousedních pixelů určená směrem pohybu při vyhledávání linií D z pixelu (x, y) . $N_3(D)(x, y)$ může být také popsáno podrobněji jako:

$$N_3(D)(x, y) = \{(D_x + x, D_y + y), (D_x - D_y + x, D_y - D_x + y), (D_x + D_y + x, D_y + D_x + y)\} \quad (4.10)$$

p_{lr} a p_{ud} jsou konstanty reprezentující pravděpodobnost pro vybrání vodorovných či svislých pixelů při vybírání trojic pixelů, jak je popsáno ve vzorci 4.8. Tyto konstanty N. Miura ve svém výzkumu stanovil na hodnoty $p_{lr} = 50$ a $p_{ud} = 25$. Důvodem bylo, že orientace prstu ve snímcích používaných v jeho výzkumu byla zleva doprava (tedy směru po délce prstu), proto je pravděpodobnost zvolení směru pixelů ve vodorovných polohách vyšší. Jelikož v této práci jsou použity stejně orientované snímky, byly tyto konstanty v implementaci ponechány.

Dalším po krokem je vyhledání tmavých linií v okolí aktivního sledovacího bodu. K tomu je využito funkce vyhodnocování linie 4.11 (line-evaluation function), jejíž využití v algoritmu nám odráží hloubku linií v profilech průřezu kolem aktuálního sledovacího bodu.

$$V_i = \max_{(x_i, y_i) \in N_c} \left\{ F(x_c + r \cos \theta_i - \frac{W}{2} \sin \theta_i, y_c + r \sin \theta_i + \frac{W}{2} \cos \theta_i) \right. \\ \left. + F(x_c + r \cos \theta_i + \frac{W}{2} \sin \theta_i, y_c + r \sin \theta_i - \frac{W}{2} \cos \theta_i) \right. \\ \left. - 2F(x_c + r \cos \theta_i, y_c + r \sin \theta_i) \right\} \quad (4.11)$$

kde W je šířka profilu, r je vzdálenost mezi (x_c, y_c) a průřezem, a θ_i je úhel mezi úsečkami $(x_c, y_c) - (x_c + 1, y_c)$ a $(x_c, y_c) - (x_i, y_i)$. Hodnota W byla oproti hodnotě určené N. Miurou na

$W = 11$, změněna na $W = 41$ na základě experimentů provedených na datech z databáze. Hodnota pro r tedy $r = 1$ zůstala stejná.

Na to navazuje získání místa v tabulce umístění T_c , kam je přidán aktivní pixel (x_c, y_c) . Pokud je V_l (viz. 4.11) kladné, pak jsou souřadnice (x_c, y_c) nahrazeny za (x_i, y_i) .

To celé je následně opakováno pro všechny pixely v tabulce T_c .

Třetím krokem je aktualizace bodů využitých při vyhledávání linií. Jedná se o prostou inkrementaci hodnot prvků $T_r(x, y)$ v tabulce T_r (Locus space), pro které platí $\forall(x, y) \in T_c$

Čtvrtý krok je brán jako iterování předchozích tří kroků. To je dáno vlastnostmi algoritmu, který je iterativní. Pokud je počet iterací příliš nízký, není algoritmus schopen žilní linie vyhledat. Naopak v případě velmi velkého počtu opakování trvá vyhledávání moc dlouhou dobu a je výpočetně náročné. N. Miura ve svém výzkumu experimentálně určil minimální hodnotu opakování na $N = 3000$. Pro data získaná pro tuto práci se ukázal být minimální počet iterací $N = 100000$. Pro získání zcela zřetelných linií žil se ukázal být ideální počet iterací $N \geq 200000$, to je však bohužel provázeno delším výpočetním časem. Nevýhodou tohoto postupu je, že spolu se zvýrazněním žilních linií dochází s většími počty iterací také k nárůstu šumu.

Poslední pátý krok je získání samotné mapy žil. Výsledky vyhledávání linií dostaneme na základě řetězců zaznamenaných vysokých hodnot v tabulce T_r . Tyto hodnoty reprezentují nalezené žilní linie.

Jako předloha pro samotnou implementaci algoritmu bylo využito provedení tohoto algoritmu v jazyce Matlab¹, který byl v rámci této práce přepsán do jazyka C++. Fungování tohoto algoritmu je dobře ilustrováno na videu².

Výsledek zpracování tímto algoritmem je možné vidět na obrázku 4.8. Je zřejmé, že linie nejsou dostatečně viditelné, proto bylo nutné použít metody pro zvýšení jasu a kontrastu.

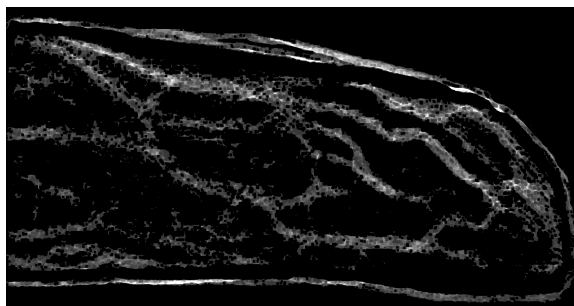


Obrázek 4.8: Výsledek získaný pomocí implementace algoritmu repeated line tracking.

Pro zvýšení kontrastu bylo použito průchodu přes celý snímek a jeho postupného přeložení do výsledné kopie. Je-li hodnota pixelu v původním snímku $S_1(x, y) = 0$, pak ve výsledném snímku platí $S_2(x, y) = 0$. V ostatních případech je použita funkce z knihovny OpenCV `saturate_cast()`. Jako parametr je použit výpočet $\alpha \cdot V(x, y) + \beta$, kde α je hodnota určující kontrast, β je hodnota určující světlost a $V(x, y)$ je původní hodnota pixelu ve snímku. Výsledek po provedené úpravě je možné vidět na obrázku 4.9.

¹<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/35716-miura-et-al-vein-extraction-methods>

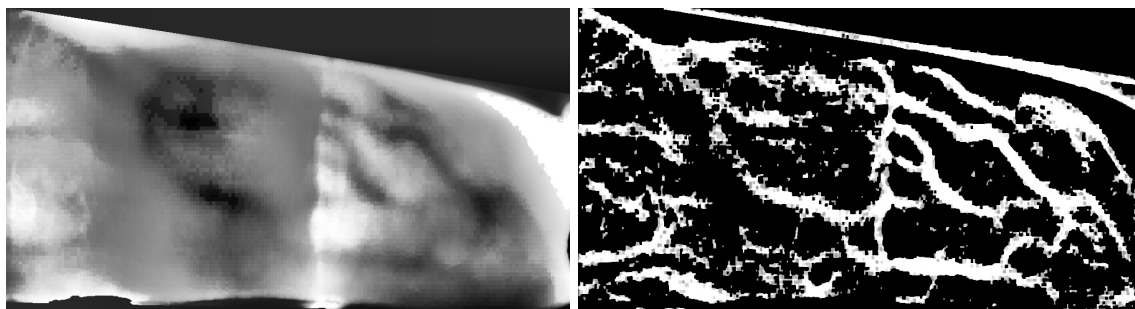
²<https://vimeo.com/51757793>



Obrázek 4.9: Výsledek algoritmu repeated line tracking se zvýšeným kontrastem a světlostí žilných linií.

Neboť se při implementaci a testování rekonstrukce 3D modelu ukázalo, že kvalita ani světlost nejsou pro rekonstrukci dostačující, bylo nutné upravit zpracovávané snímky před samotnou extrakcí žil. Z tohoto důvodu byly zkoušeny různé cesty pro zvýšení kontrastu v obraze. Nejlepších výsledků bylo nakonec dosaženo pomocí metody adaptivního vyrovnání histogramu (adaptive histogram equalisation)[20]. Tato metoda je známá také pod zkratkou CLAHE (contrast limited adaptive histogram equalization)[52] a je součástí knihovny OpenCV. Na rozdíl od obyčejného vyrovnání histogramu, využívá adaptivní verze také porovnání jasu okolních pixelů. Počítá novou hodnotu jasu z histogramu určeného okolí, které se může při různých aplikacích lišit. Velikost okolí je důležitým parametrem. Pokud zvolíme okolí příliš malé, získáme, velkou adaptivitu, ale ztratíme tím informace o větších objektech v obraze a zobrazí se nám pouze malé objekty a struktury. V případě příliš velkého okolí naopak adaptivitu ztrácíme. Je tedy nezbytně nutné vhodně zvolit velikost okolí dle plánovaného použití.

Na obrázku 4.10 je možné vidět výsledek použití CLAHE a algoritmu hledání žil, který byl na výsledek vzešlý z použití metody CLAHE aplikován. V porovnání s obrázkem 4.9 je možné vidět, že získané žilní linie jsou zřetelnější. Došlo však k mírnému navýšení šumu, který je odstraňován pomocí eroze a dilatace.



Obrázek 4.10: Snímek s aplikací CLAHE (vlevo) a výsledek algoritmu repeated line tracking (vpravo).

4.5 Vytvoření 3D modelu

Předchozí části této kapitoly nám ukázaly, jak probíhá předzpracování získaných dat, aby byla následná rekonstrukce možná a ideálně také co nejjednodušší. V této podkapitole se již zaměříme na samotné vytvoření 3D modelu.

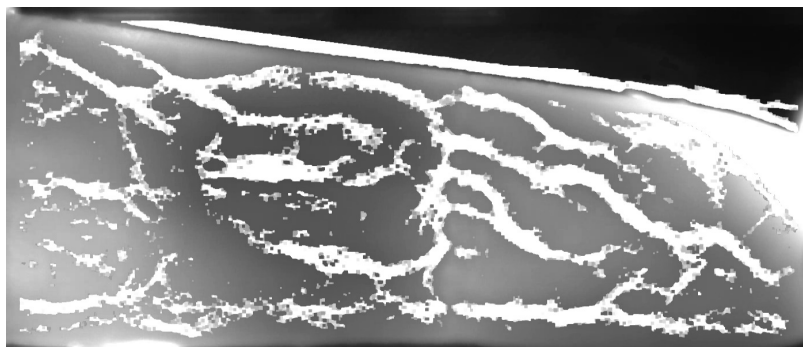
Vytvoření modelu pomocí FlowEngine

Zpočátku byla pro rekonstrukci využívána knihovna FlowEngine. K jejímu výběru přispěly dobré výsledky při testování knihoven pro fotogrammetrii zmíněných v Kapitole 2. Pro účely implementace byla využita základní kostra použití přiložená ke knihovně. Z kostry byly odebrány části týkající se textur a jejich zpracování.

Jako základní premisa pro vytvoření modelu byl brán třetí postup popsáný v návrhu, tedy vytvoření nejprve modelu prstu a následné promítání žil do modelu. Naneštěstí se ukázalo, že je velice problematické vytvoření modelu prstu samotného, a to jak z extrahovaného obrysu prstu, kde byla příčinou nezdaru chybějící data o hloubce, tak u prstu vyextrahovaného v podobě ROI. Pravděpodobným důvodem neúspěchu u druhého případu byl pohyb prstu, a tím pádem výrazně se měnící osvětlení prostředí.

Výsledek vzniklý za použití knihovny FlowEngine je možné vidět v následující kapitole v obrázku 5.1.

Po diskuzi s podporou tvůrců knihovny ohledně možnosti přizpůsobení jejího nastavení a nastavení samotného snímku pro jeho zpracování pomocí této knihovny, byl na základě jejich doporučení proveden pokus, kdy byly extrahované žíly proloženy původním vyextrahovaným snímkem prstu. Upravený snímek je vidět na obrázku 4.11. Bohužel aplikace na takto upravený snímek nepřinesla žádnou změnu oproti výsledku aplikace na snímek neupravený.



Obrázek 4.11: Výsledek rekonstrukce za použití knihovny FlowEngine.

Ačkoli se při testování knihoven ukázala knihovna FlowEngine jako nejvhodnější, používání této komerční knihovny s sebou přineslo několik nevýhod, které pravděpodobně měly vliv na tvorbu modelu. Prvním nevýhodou bylo omezení na maximum 50 snímků pro zpracování. Toto minimum je dáno využitím free (FlowEngine Free) verze knihovny. Další problém spojený s knihovnou je nemožnost efektivně nahlížet na její kód a upravovat jej podle potřeby. Měnit chování a nastavení je tak možné pouze skrze výrobcem určené kanály, což je pro naše potřeby nedostačující.

Vytvoření modelu bez užití fotogrammetrické knihovny

Jak bylo uvedeno, použití knihovny FlowEngine nepřineslo kýžené výsledky. Rozhodl jsem se tedy celou rekonstrukci implementovat svépomocí na základě nastudované literatury. V práci S. Bundy[2] autor popisuje vytvoření modelu skrze využití disparity. Odkazuje se tam na knihu od R. Radkeho[35], kde jsou více do hloubky vlastnosti disparity a možnosti jejího využití popsány.

Disparita vyjadřuje rozdíl, a mluvíme-li konkrétně o stereo disparitě, pak se jedná o rozdíl mezi pozicemi stejného bodu na dvou různých snímcích. Mapa disparity tedy poskytuje určitou informaci o hloubce ve scéně. Pokud jsou známy parametry kamery a okolnosti zachycení snímku je následně možné s vysokou přesností hloubku dopočítat. V opačném případě může být vytvoření disparitní mapy obtížné. Je nutné podmínky odhadovat a posléze měnit dle výsledků. Při porovnávání pixelů je využíváno okno, které slouží k vymezení oblasti porovnávání. Velikost okna má vliv na možné výsledky tvorby disparitní mapy. Rovněž důležitým aspektem je uvědomění si, že většina implementací výpočtu disparity je založena na lidském vnímání a tudíž má lepší výsledky je-li rozdíl převážně na ose x . Základní algoritmus vytváření mapy je následující:

Pro každý pixel levého snímku (x_L, y_L)

1. porovnej jej se všemi pixely (x_R, y_L) na epipoláře v pravém obraze v rámci porovnávacího okna
2. vyber nejpodobnější pixel (x_{RMatch}, y_L)
3. vypočítej disparitu $d = X_L - x_{RMatch}$

Důležitou podmínkou pro tvorbu disparitních map je, že snímky pro které je disparita vytvářena musí mít stejnou velikost. Z tohoto důvodu jsou všechny snímky před získáním disparitních map upraveny, aby tuto podmínku splňovaly. Vzájemná velikost snímků není příliš rozdílná (pouze v jednotkách pixelů), proto bylo jako řešení problému aplikováno oříznutí na velikost nejmenšího snímku.

V závislosti na problémech, jež byly odhaleny při pokusech s knihovnou FlowEngine, jsem se rozhodl zcela vynechat rekonstrukci prstu a zaměřit se pouze rekonstrukci žil samotných, tedy první z postupů uvedených v návrhu.

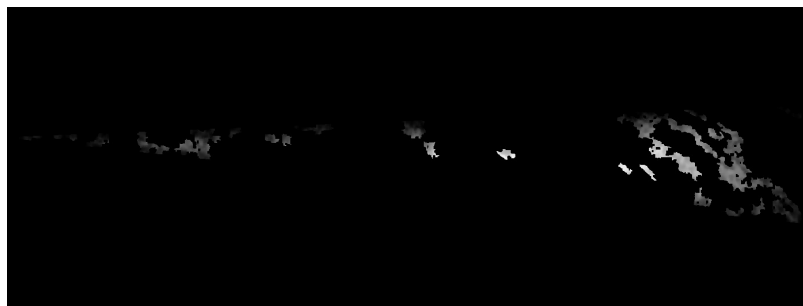
Možností pro tvorbu disparity bylo hned několik, proto byly nejprve provedeny testy potencionálních implementací. Po vyzkoušení vlastností byly vybrány tři implementační možnosti, které se zdály být nejlepší, jak po stránce kvality výsledků, tak i po stránce kompatibility s již vytvořenými částmi implementace. Vybrané možnosti byly následující:

1. Výpočet disparitní mapy z knihovny Libelas³
2. StereoSGBM z knihovny OpenCV
3. StereoBM z knihovny OpenCV

Knihovna Libelas od Andrease Geigera[10] je specializovaná knihovna pro efektivní rozsáhlé stereo párování (Efficient Large-scale Stereo Matching). Byla vybrána pro její dobré vlastnosti právě při výpočtu disparitních map, poměrně snadnou použitelnost a dobrou kompatibilitu kódu. Během pokusů bylo však zjištěno, že je obtížné ji nastavit pro tak specifická data, jaká potřebujeme zpracovávat v této práci. Nejlepší výsledek získané disparitní mapy je představen na obrázku 4.12. Jak je z obrázku patrné, takto vytvořená disparitní mapa není vhodná pro rekonstrukci, neboť nepokrývá dostatečnou oblast. Ani spojení všech disparitních map vytvořených ze snímku extrahovaných žil z jednotlivých snímků videa nedopomohlo k vytvoření modelu. Výsledkem byl pouze shluk několika jednotlivých bodů umístěných v prostoru.

Následující metody jsou obě z knihovny OpenCV. Základní rozdíly v jejich funkčnosti si představíme dále. Nejprve se podíváme na StereoSGBM[31].

³<http://www.cvlabs.net/software/libelas/>



Obrázek 4.12: Disparitní mapa získaná pomocí knihovny Libelas.

StereoSGBM je založeno na implementaci modifikovaného algoritmu od H. Hirschmullera[14], kdy namísto 8 směrů posunu okna je využíváno pouze 5, což má za následek šetření paměti a o něco kratší výpočetní čas. Samotná knihovna StereoSGBM využívá okna, které vymezuje blok, kde dochází k porovnávání. Na rozdíl od jiných metod tedy porovnává celé bloky a ne jednotlivé pixely. V tomto bloku následně určuje lokální optimum hodnoty disparity pro každý pixel, což má za následek větší vyhlazenost kontrastu mezi sousedními pixely. Proto je také označována jako semi globální metoda (semi global method). Občas je jako předzpracování využito různých funkcí pro zlepšení vlastností vstupního obrazu, jako například Sobelova funkce.

StereoBM je předchozí popsané metodě velice podobná. Stejně jako předchozí metoda využívá i tato blokové porovnávání a předzpracování. Hlavním rozdílem je však způsob výpočtu hodnot disparitní mapy. Provádí takzvaný součet absolutních rozdílů (sum of absolute differences[12]) mezi odpovídajícími hodnotami pixelů z levého a pravého snímku. Poté vybere nejnižší hodnotu pro každý pixel disparitní mapy.

Vzhledem k tomu, že disparita je převážně užívána ve stereo vidění, které vychází ze základů vidění lidského, jsou podle toho do určité míry i implementace výpočtu disparitních map optimalizovány na horizontální výpočet. Z tohoto důvodu jsou snímky před výpočtem disparity otočeny tak, aby změna způsobená rotací probíhala hlavně na vertikální ose.

Výsledky z použití obou metod jsou porovnávány na obrázku 4.13. Je patrné, že se výsledné mapy od sebe liší barevnou reprezentací hloubky. Navíc se objevily i další negativní jevy. U metody StereoSGBM dochází k setření některých hloubkových údajů. U metody StereoBM je umístění žilných linií viditelné relativně dobře, bohužel jsou v mapě ostré hrany, které mohou ztěžovat až znemožňovat v některých případech následnou rekonstrukci.

Na základě přijatelných výsledků jednotlivých metod výpočtu disparitních map, byly obě metody z knihovny OpenCV, tedy StereoSGBM i StereoBM, vybrány pro další užívání. Vytvořené disparitní mapy však nejsou v žádném případě ideální.

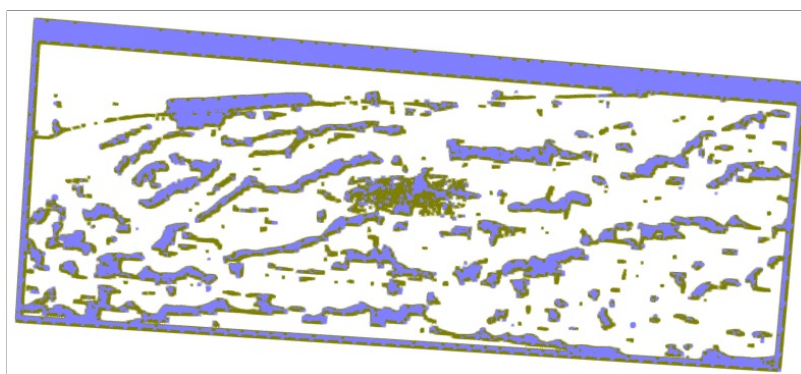
Nyní se budeme věnovat samotné práci s oběma knihovnami. Údaje nutné pro nastavení obou metod byly získány experimentálně. Bylo by možné je vylepšit pokud by byly dostupné údaje o kameře, ale i přesto je do značné míry nutné, vzhledem ke specifickému obsahu snímků, získat parametry pro vytvoření disparitních map experimentálně. Proto, aby bylo možné disparitní mapy porovnávat a případně znovu použít v jiných implementacích rekonstrukce scény, jsou vždy ukládány do kmenového adresáře programu.

Před použitím snímků pro rekonstrukci 3D scény žil jsou disparitní mapy oříznuty tak, aby změny v disparitních mapách na všech stranách přímo přiléhaly k okraji snímku. Důvodem k tomuto opatření je, že se při rekonstrukci scény z neoříznutých map objevoval kolem



Obrázek 4.13: Disparitní mapy získané pomocí StereoSGBM (vlevo) a StereoBM (vpravo).

modelu žil "rámeček", který znehodnocoval model. Tento defekt je možné vidět na obrázku 4.14.



Obrázek 4.14: Model vytvořený z disparitní mapy s rámečkem vzniklým výpočtem disparity.

Z takto upravených disparitních map je poté pomocí funkce *reprojectImageTo3D* z knihovny OpenCV vytvořen model. Tato funkce transformuje snímek tak, že pro každý pixel (x,y) snímku a disparitu na pixelu (x,y) vypočítá:

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ W \end{bmatrix} = Q \begin{bmatrix} x \\ y \\ disparity(x,y) \\ z \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

Aby bylo možné tuto funkci použít, je nutné mít transformační matici, která je ve vzorci označena písmenem Q . Tato matice o rozměrech 4×4 je obvykle výsledkem výpočtu provedeného nad šachovnicovým kalibračním polem (šachovnicový vzor na snímku) pro obě

kamery stereo zařízení (v OpenCV funkce *stereoRectify*). Ovšem podmínky v našem případě jsou jiné, než by bylo pro využití této matice potřeba. Nejen že máme pouze jednu kameru, ale také podmínky se mění vzhledem k pohybu a rotaci prstu. Z tohoto důvodu by využití této transformační matice bylo omezené a její výpočet by probíhal velice často. Navíc by výpočet musel pravděpodobně probíhat na tělese simulujícím alespoň přibližně tvar prstu. Vzhledem k uvedeným komplikacím při použití obvyklé transformační matice bylo zvoleno použití upravené verze perspektivní transformační matice uvedené v dokumentaci knihovny OpenCV⁴, která po úpravě měla následující tvar:

$$Q = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & -\frac{W}{2} \\ 0 & -1 & 0 & -\frac{H}{2} \\ 0 & 0 & 0 & F \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \quad (4.13)$$

kde W je šířka snímku, H je výška snímku a F je ohnisková vzdálenost. První dva údaje jsou zřejmé, neboť je možné je získat přímo ze snímku. Poslední údaj, tedy ohnisková vzdálenost pak byla získána nejprve na základě odhadu vzdálenosti kamery a zaostření objektivu a posléze upravena dle výsledků experimentování s měněním této hodnoty. Během experimentů s již uvedenou transformační maticí, byly učiněny také pokusy s maticí založenou na matici uvedené v prezentaci Prof. Didier Strickera[42], která měla následující tvar:

$$Q = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & F * 0.05 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.14)$$

Výstupy rekonstrukce za použití této matice bohužel nevedly k lepším výsledkům, a tak byla z další implementace vynechána.

Výsledkem funkce s aplikovanou transformační maticí je model ve formě pointcloudu, který je po vytvoření uložen do kořenové složky programu.

Při testování tvorby modelu občas docházelo k pádu programu u této funkce, proto byla pro testování využita implementace od uživatele BConic⁵. Tato implementace měla zcela totožné výsledky, ale na rozdíl od implementace knihovny u ní nedocházelo k občasným pádům programu. Ač přesná příčina pádů původní funkce zůstává neznámá, po úpravě parametrů u metody preferované pro získání disparitní mapy, k nim již nedošlo. Převzatá implementace od uživatele BConic však byla ponechána v kódu programu pro případy, že by se daný problém znovu objevil, a také pro případné možnosti specializované reimplementace funkce.

⁴https://docs.opencv.org/2.4/modules/calib3d/doc/camera_calibration_and_3d_reconstruction.html

⁵<https://stackoverflow.com/questions/22418846/reprojectimageto3d-in-opencv>

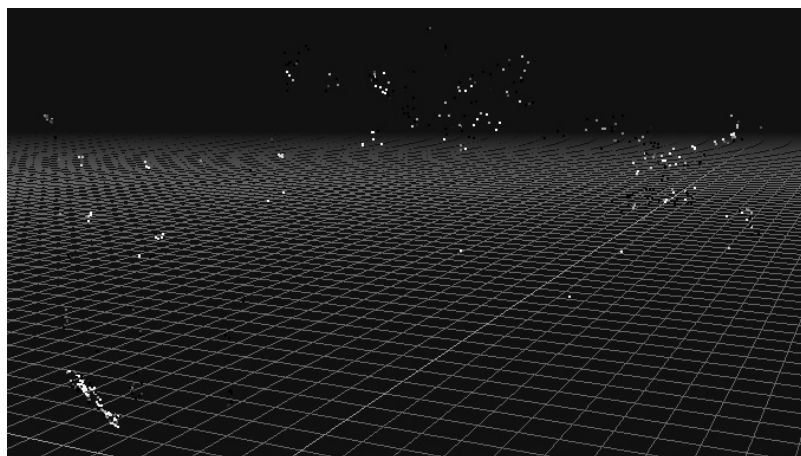
Kapitola 5

Výsledky

V této kapitole jsou popsány výsledky práce a zhodnocení výstupů implementace. Vzhledem k tomu, že byla závěrečná fáze, tedy samotný převod předzpracovaných snímků, implementována dvěma různými způsoby, jsou výsledky sepsány pro každou implementaci zvlášť.

5.1 Výsledky s použitím knihovny FlowEngine

Jako první byla pro převod na 3D model použita funkce FlowEngine. Obrázek 5.1 reprezentuje výsledek rekonstrukce modelu ze snímků extrahovaných žil. Je dobře vidět, že shluky bodů, které v modelu jsou, neodpovídají žilním liniím ze snímků. Jedná se tedy pouze o dále nevyužitelný model skládající se ze shluků téměř náhodně rozmístěných bodů. Jak bylo zmíněno dříve i výsledky knihovny na snímku prstu se zvýrazněnými liniemi měly stejný výsledek.



Obrázek 5.1: Výsledek rekonstrukce za použití knihovny FlowEngine.

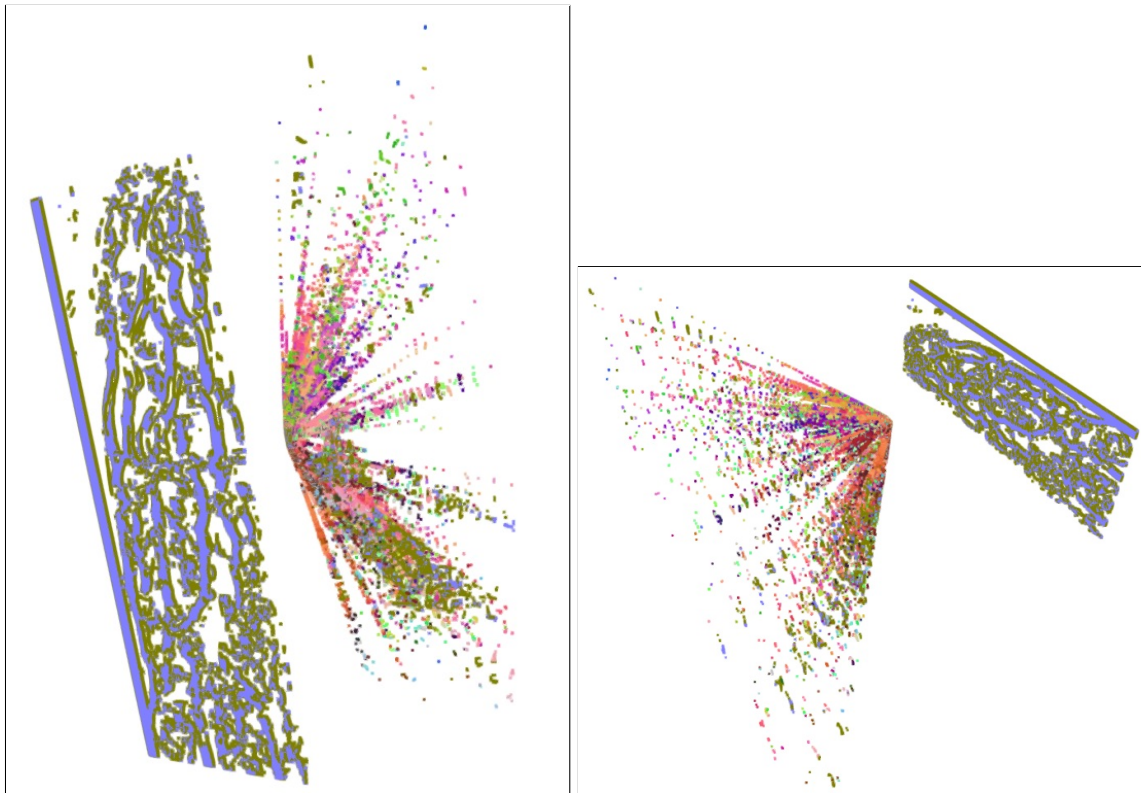
Pro některé videosekvence nebyla rekonstrukce pomocí funkcí knihovny vůbec možná. Program vypsal chybu týkající se některé části zpracování a ukončil svůj běh. Většinou se jednalo o nemožnost sestavit ze snímků pointcloud z důvodu nedostatku nalezených shod. K této metodě lze tedy říci, že přes nadějně vyhlídky v první fázi testování využitelnosti, nepřineslo její využití očekávané výsledky s ohledem na problémy způsobené specifickou povahou zpracovávaných dat.

5.2 Výsledky implementace skrze disparitu

Druhou metodou, která byla pro účely této práce zvolena je implementace využívající disparitních map a následného převodu do 3D scény. S ohledem na to, že byly pro získání disparitní mapy využity dva sice podobné, ale výsledky rozdílné algoritmy, budou výsledky uvedeny pro každou metodu zvlášť.

Výsledky s mapou ze StereoSGBM

Z disparitní mapy získané pomocí StereoSGBM byl získán model, který je možné vidět na obrázku 5.2. Již na první pohled je patrný výše popsáný problém s ořezem disparitní mapy. To vedlo k vytvoření rovné linie na jedné straně modelu, která se táhne přes její celou délku. Dále je v modelu možné spatřit útvar připomínající chvost. Tento vznikl z důvodu nedostatečně přesných hodnot parametrů při tvorbě disparitní mapy, a také kvůli použité transformační matici při rekonstrukci modelu. Problém s nedostatečně přesnou transformační maticí bylo možné ověřit tím, že se vzdálenost a velikost chvostu měnila s ohniskovou vzdáleností zadanou do transformační matice.

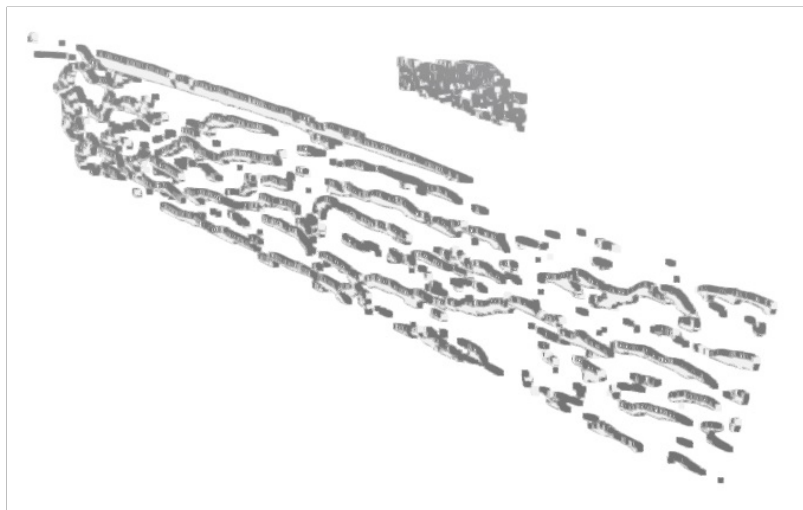


Obrázek 5.2: Pohled na celkový získaný model z disparitní mapy získané ze StereoSGBM.

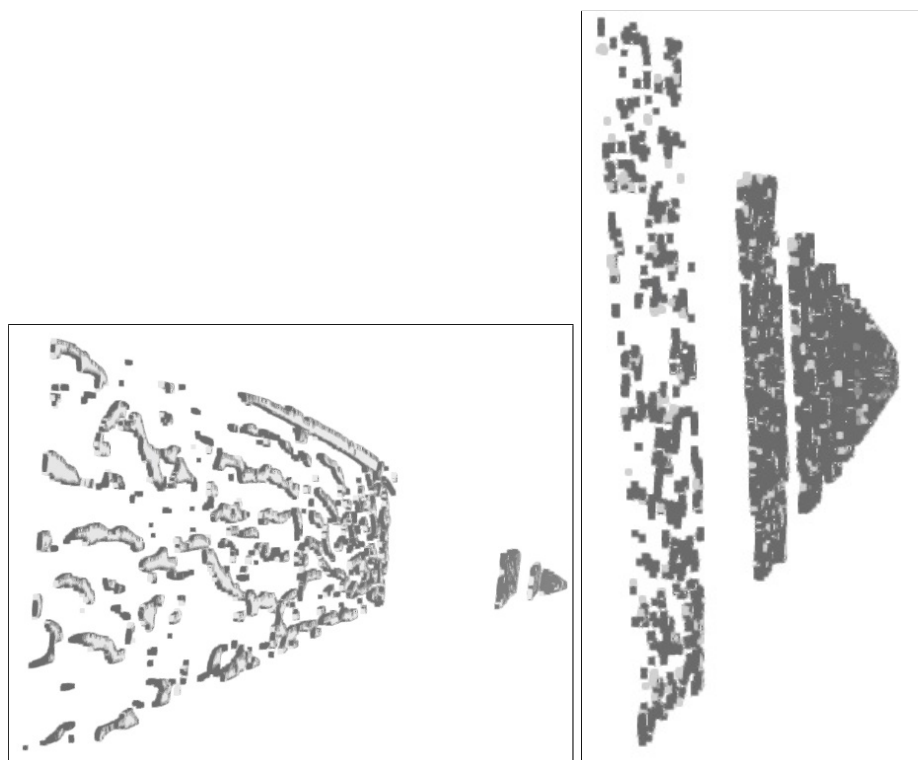
Výsledky s mapou ze StereoBM

Využitím StereoBM se nepovedlo docílit sestavení celého modelu do tvaru jež by připomínal prst, jak je vidět na obrázku 5.3, ale pouze do několika rovinných uskupení. Jednotlivá uskupení reprezentují hloubku dané části žilních linií (obrázek 5.4). Lze předpokládat, že pokud by byly tyto jednotlivé roviny aplikovány jako mapy na nějaké těleso, bylo by možné

dosáhnout zobrazení žil tak, jak by to přibližně odpovídalo skutečnosti. Tedy vezmeme-li v potaz možnosti uvedené v návrhu, tedy buď použití válce či modelu prstu, bylo by možné aplikací jednotlivých hloubkových rovin získat poměrně přesný model žil. Stejně jako u předchozích výsledků je vzhled modelu ovlivněn složením transformační matice použité při rekonstrukci modelu.



Obrázek 5.3: Pohled na celkový získaný model z disparitní mapy získané ze StereoBM.



Obrázek 5.4: Pohledy na roviny žilních map v modelu z disparitní mapy získané ze StereoBM.

5.3 Možná rozšíření

Jak bylo zmíněno výše, věřím, že by bylo možné získané výsledky, zvláště ty získané ze StereoBM disparitní mapy, přetransformovat do podoby, která by odpovídala více skutečnému rozložení krevního řečiště v prstu. Zde by se jednalo spíše o práci ve 3D prostoru, kdy k tomuto účelu lze využít specializovaných nástrojů. Příkladem mohou být knihovny Open3D[51] či PCL (Point Cloud Library)[37], které obsahují funkce pro spojování pointcloudů a jejich další transformace.

Rovněž algoritmy používané při snímání videosekvencí či pro extrakce ze snímků by bylo možné upravit, a případně dle získaných výsledků zavést a otestovat algoritmy nové. Toho by šlo následně využít ve chvíli, kdy některý z algoritmů při zpracování určitých dat selhává.

V návaznosti na manipulaci s pointcloudy při dokončování modelu, by bylo dobré také implementovat některé způsoby porovnávání vytvořených pointcloudů. Porovnávání by pak bylo možné použít jako jeden z ukazatelů při dalším vylepšování tvorby modelu. Porovnávání pointcloudů by také mohlo sloužit jako příprava na případné navazující práce zaměřené na přístupové biometrické systémy, založené právě na trojrozměrných modelech krevního řečiště. Ruku v ruce s tím jdou pak možné aplikace ve zdravotnictví zmíněné v kapitole 2, jako je identifikace pacientů. To by však vyžadovalo výraznou úpravu zařízení, a to jak ve směru rozměrů, zapouzdření obvodů či přidání vnitřního zdroje, namísto nyní používaného externího, tak také ve využití kvalitnějších hardwarových částí, pokud možno navržených speciálně pro tyto účely.

Pokud by byly zapracovány rovněž vylepšení a rozšíření určená pro zařízení, která jsou uváděna v kapitole 3, je pravděpodobné, že by celý navazující proces tvorby bylo nutné upravit tak, aby odpovídal novým vlastnostem zařízení. Zde se jedná především o přítomnost vícero kamer, kdy by jejich vzájemná poloha a případný zisk transformační matice, mohli vést k výrazně lepším výsledkům tvorby disparitní mapy, a tím pádem také rekonstrukce modelu. Současně by bylo možné do určité míry korigovat posuny prstu do stran v obraze. Využitím například metody homografie[28] by bylo reálné téměř úplně eliminovat vliv menších posunů a zmírnit dopad těch větších. V návaznosti na to by také bylo možné porovnávat snímky obsahující stejně natočenou stranu prstu, a případně vzájemnou podobu obsahu snímků zvýraznit v rámci předzpracování krevního řečiště na snímcích. Tento postup by byl umožněn hlavně tím, že průchod světla z diod skrze prst by se lišil a více zvýraznil jiné části krevního řečiště pro každou z kamer.

S předchozím navrženým rozšířením také souvisí možnost využití materiálu, u kterých nedochází tolik k odrazu světla. To se především týká plastových a kovových částí zařízení, kde dochází k odleskům, což ztěžuje zpracování snímků. Jako vhodný materiál k tomuto účelu spatřuji využití černé netkané textilie nebo pěnových či houbových materiálů. Výhodou takovýchto materiálů by byla nejen menší míra odlesků, ale také možnost lépe fixovat prst snímané osoby v zařízení, čímž by se zabránilo přílišnému pohybu do stran.

Kapitola 6

Závěr

Hlavním cílem diplomové práce bylo vytvoření rekonstrukce krevního řečiště prstu ve 3D z videosekvence. Propojení videosekvence ve spojení s následnou rekonstrukcí krevního řečiště, je dosud nezpracovaným a tudíž celosvětově unikátním výzkumným tématem. Výsledky této práce jsou tedy prvním krokem k možnostem, které by nám toto spojení mohlo v budoucnu přinést.

Pro dosažení cíle práce bylo třeba několika vzájemně navazujících kroků. Nejprve bylo provedeno studium literatury týkající se snímání a rozpoznávání žil prstu lidské ruky. Kromě toho bylo zapotřebí vytvořit databázi videosekvencí rotujícího prstu s viditelnými žilami, pro jejichž snímání bylo zkonstruováno snímací zařízení. Následně byly načerpané poznatky a zaznamenané videosekvence využity k návrhu a následné implementaci řešení pro rekonstrukci 3D modelu krevního řečiště, která byla nakonec podrobena konečnému vyhodnocení.

Pro účely práce bylo nutné nastudovat nejen literaturu týkající se samotné biometrie a žil prstu, ale rovněž odborné zdroje zabývající se prací s převody mezi grafickými prostory a prací s nimi. Součástí studia pak byla i rešerše již existujících návrhů a implementací, aby následně bylo možné v návrhové a implementační části zvolit nejvhodnější přístup. Složitost v tomto směru zvyšoval zejména nedostatek materiálů, které by spojovaly problematiku biometrie žil prstu a jejího grafického zpracování.

Návrh hardwaru a softwaru popsanych v kapitolách 3 a 4 byl nejen obecnou osnovou pro postup práce, ale také výchozím bodem pro následnou konstrukci zařízení a samotnou implementaci software. Ta se sice v konečném řešení od návrhu odchýlila v důsledku nečekaných komplikací, nicméně základní postup popsany v návrhu zůstal zachován.

Zařízení zkonstruované za účelem snímání videosekvencí žil prstu je zcela funkční. Zároveň je však součástí práce i celá řada návrhů úprav, které by nejen zlepšily vlastnosti snímání a výsledných videosekvencí, ale také zjednodušily používání ze strany snímajícího i snímaného. Zvláště vhodné by byly úpravy, které umožní pohodlně snímat nejen ukazováček, ale i ostatní prsty ruky, nebo využití kamery či objektivu, podporujícího automatické doostření, čímž by bylo dosaženo kvalitnějšího snímku i u různých velikostí prstů.

Databáze vytvořená pomocí zkonstruovaného zařízení obsahuje dostatek vzorků pro testování implementace. Nicméně v případě navazujícího výzkumu v této oblasti by bylo dobré ji rozšířit. Více vzorků by totiž umožnilo pokrýt vyskytující se variabilitu prstů a připravit tak přesnější definici způsobu snímání, čímž by se stalo snazší i následné zpracování snímku pro další výzkumné účely, jako je detekce kardiovaskulárních onemocnění nebo vylepšení zabezpečovacích systémů.

Samotná implementace software byla prováděna tak, aby se dala v budoucnu snadno modifikovat a byla snadno využitelná k navazující práci a snazšímu obměňování algoritmů.

To se osvědčilo už v této práci vzhledem k pokusům s dalšími algoritmy, jak algoritmy na snímání videosekvencí, extrakci prstu či žil, tak i u algoritmů samotné rekonstrukce krevního řečiště. Naopak možnosti ke zlepšení programu spatřuji u zpracování videosekvencí, které v některé části značně vybočují ze středu oblasti snímání a dochází tak při jejich předzpracování k chybnému výpočtu ROI prstu. To má někdy za následek pád programu buď při výpočtu rotace nebo při extrakci žil ze snímku. V případě navazujícího výzkumu by tak bylo dobré nejen vylepšit stávající implementaci, ale i vyzkoušet jiné implementace dalších algoritmů, zvláště pak algoritmů pro extrakci žil a rekonstrukce trojrozměrného modelu, na které již v této práci nebyl prostor.

Co se týče výsledků dosažených implementovanými metodami, je patrné, že rekonstrukce žil není dostatečná a je zde prostor pro úpravu rekonstrukce řečiště i části týkající se extrakce prstu a žil. Vzhledem k implementacím a vlastnostem některých knihoven, nicméně doporučuji použít vhodnější programovací jazyk, např. Python. Použití jazyka C++ s sebou totiž přineslo nejen složitost v přidávání a linkování knihoven, ale i ve správném použití knihovních funkcí, které jsou mnohdy nedostatečně zdokumentovány. Příkladem může být nepříteliš dobře popsaná použití v knihovně OpenCV, kdy je pro jazyk C++ možné narazit na již neplatné definice některých funkcí.

Ačkoliv se tedy samotný model krevního řečiště nepodařilo uspokojivě zrekonstruovat, věřím, že popis problémů, jejichž řešení bylo patrně nejnáročnější částí této práce, spolu s popisem ozkoušených přístupů a dalšími návrhy na vylepšení mohou být přínosem nejen pro další vědecké práce, ale i pro případné praktické aplikace.

Literatura

- [1] AKHTAR, Z., MICHELONI, C. a FORESTI, G. Biometric Liveness Detection: Challenges and Research Opportunities. *IEEE Security & Privacy*. Zář 2015, roč. 13, s. 63–72.
- [2] BUNDA, S. *3D Point Cloud Reconstruction Based on the Finger Vascular Pattern*. 2018. Dostupné z: <http://essay.utwente.nl/75284/>.
- [3] CHENG, K., MORITA, Y., NAKAMACHI, E., HONDA, N. a AWAZU, K. Development of blood vessel searching system using near-infrared light stereo method for clinical blood sampling. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*. Ř 2014, roč. 9220.
- [4] CRISAN, S., TARNOVAN, I. a CRISAN, T. Vein pattern recognition. Image enhancement and feature extraction algorithms. Leden 2007.
- [5] DE, K. a MASILAMANI, V. Image Sharpness Measure for Blurred Images in Frequency Domain. *Procedia Engineering*. [Online; navštív 22.11.2019]. 2013, roč. 64, s. 149 – 158. International Conference on Design and Manufacturing (IconDM2013). Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877705813016007>. ISSN 1877-7058.
- [6] DOMBI, J. A general class of fuzzy operators, the DeMorgan class of fuzzy operators and fuzziness measures induced by fuzzy operators. *Fuzzy Sets and Systems*. Srpen 1982, roč. 8, s. 149–163.
- [7] DRAHANSKY, M., DOLEZEL, M., URBANEK, J., BREZINOVA, E. a KIM, T.-h. Influence of Skin Diseases on Fingerprint Recognition. *Journal of biomedicine & biotechnology*. Kv 2012, roč. 2012, s. 626148.
- [8] DRAHANSKÝ, M. *Biometrické systémy: studijní opora předm 2010. FIT VUT v Brně, leden 2006.*
- [9] FUJITSU. Palm Vein Authentication System. In:.
- [10] GEIGER, A., ROSER, M. a URTASUN, R. Efficient Large-Scale Stereo Matching. In: *Asian Conference on Computer Vision (ACCV)*. 2010.
- [11] HAJJDIAB, H. A Survey of 3D Reconstruction Algorithms from 2D Images. In: Leden 2006, s. 562–567.
- [12] HAMZAH, R., ABD RAHIM, R. a NOH, Z. M. Sum of Absolute Differences algorithm in stereo correspondence problem for stereo matching in computer vision application. Červenec 2010, roč. 1.

- [13] HAO, L., YU, F.-X., PAN, J.-S., CHU, S.-C. a TSAI, P.-W. A Survey of Vein Recognition Techniques. *Information Technology Journal*. Červen 2010, roč. 9.
- [14] HIRSCHMULLER, H. Stereo Processing by Semiglobal Matching and Mutual Information. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. 2008, roč. 30, č. 2, s. 328–341.
- [15] HUANG, B., DAI, Y., LI, R., TANG, D. a LI, W. Finger-Vein Authentication Based on Wide Line Detector and Pattern Normalization. In: *2010 20th International Conference on Pattern Recognition*. Aug 2010, s. 1269–1272. ISSN 1051-4651.
- [16] HUANG, B., DAI, Y., LI, R., TANG, D. a LI, W. Finger-Vein Authentication Based on Wide Line Detector and Pattern Normalization. In: *2010 20th International Conference on Pattern Recognition*. Aug 2010, s. 1269–1272. ISSN 1051-4651.
- [17] JURIO, A., SOLA, H., PAGOLA, M., COUTO, P. a PEDRYCZ, W. New measures of homogeneity for image processing: An application to fingerprint segmentation. *Soft Computing*. Červen 2014, roč. 18, s. 1055–1066.
- [18] KONO, M., UEKI, H. a UMEMURA, S.-I. Near-Infrared Finger Vein Patterns for Personal Identification. *Applied optics*. Leden 2003, roč. 41, s. 7429–36.
- [19] KRŠEK, P. *Základy počítačové grafiky: studijní opora předmětu IZG*. FIT VUT v Brně, 2006.
- [20] KVAPIL, J. *Adaptivní ekvalizace histogramu digitálních obrazů*. 2009. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství.
- [21] LEE, E. C. a PARK, K. R. Restoration method of skin scattering blurred vein image for finger vein recognition. *Electronics Letters*. October 2009, roč. 45, č. 21, s. 1074–1076. ISSN 0013-5194.
- [22] LEE, E. C., LEE, H. C. a PARK, K. R. Finger vein recognition using minutia-based alignment and local binary pattern-based feature extraction. *International Journal of Imaging Systems and Technology*. [Online; navštíveno 14.10.2019]. 2009, roč. 19, č. 3, s. 179–186. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/ima.20193>.
- [23] LI, S. a JAIN, A. *Encyclopedia of Biometrics: I - Z*. Springer, 2009. 2009 Springer E-Books, sv. 2. Dostupné z: <https://books.google.cz/books?id=0bQb0YVULQcC>. ISBN 9780387730028.
- [24] MIURA, N., NAGASAKA, A. a MIYATAKE, T. Feature extraction of finger-vein patterns based on repeated line tracking and its application to personal identification. *Machine Vision and Applications*. Oct 2004, roč. 15, č. 4, s. 194–203.
- [25] MORDINI, E. a OTTOLINI, C. Body identification, biometrics and medicine: Ethical and social considerations. *Annali dell'Istituto superiore di sanità*. Únor 2007, roč. 43, s. 51–60.
- [26] NADAS, T. a FELLUS, A. Rendering Techniques. In: Leden 1988, s. 213–247.

- [27] NAŘÍZENÍ EVROPSKÉHO PARLAMENTU A RADY (EU). *Nařízení Evropského parlamentu a Rady (EU) 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (obecné nařízení o ochraně osobních údajů)*. Duben 2016.
Dostupné z:
<https://eur-lex.europa.eu/legal-content/CS/TXT/?uri=celex:32016R0679>.
- [28] NEGAHDARIPOUR, S., PRADOS, R. a GARCIA, R. Planar homography: accuracy analysis and applications. In: říjen 2005, s. I – 1089.
- [29] NIST. Standards for Biometric Technologies. In: 2016. Dostupné z:
<https://www.nist.gov/speech-testimony/standards-biometric-technologies>.
- [30] OPENCV. StereoBM Class Reference. In: OpenCV. June 2020. Dostupné z:
https://docs.opencv.org/master/d9/dba/classcv_1_1StereoBM.html.
- [31] OPENCV. StereoSGBM Class Reference. In: OpenCV. June 2020. Dostupné z:
https://docs.opencv.org/master/d2/d85/classcv_1_1StereoSGBM.html#details.
- [32] PANG, S., YIN, Y., YANG, G. a LI, Y. Rotation Invariant Finger Vein Recognition. In: Prosinec 2012, s. 151–156.
- [33] PECH PACHECO, J. L., CRISTOBAL, G., CHAMORRO MARTINEZ, J. a FERNANDEZ VALDIVIA, J. Diatom autofocusing in brightfield microscopy: A comparative study. In: únor 2000, s. 314–317 vol.3. ISBN 0-7695-0750-6.
- [34] PROMMEGGER, B., KAUBA, C. a UHL, A. Longitudinal Finger Rotation in Finger-Vein Recognition. In: Zář 2018, s. 1–8.
- [35] RADKE, R. J. *Computer Vision for Visual Effects*. Cambridge University Press, 2012.
- [36] ROSDI, B., SHING, C. a SUANDI, S. Finger Vein Recognition Using Local Line Binary Pattern. 2011, roč. 11.
- [37] RUSU, R. B. a COUSINS, S. 3D is here: Point Cloud Library (PCL). In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. Shanghai, China: [b.n.], May 9-13 2011.
- [38] SHAZEEDA, S. a ROSDI, B. Finger Vein recognition using Mutual Sparse Representation Classification. *IET Biometrics*. Červenec 2018, roč. 8.
- [39] SOLDEK, J., SHMERKO, V., PHILLIPS, P., GEORGY, K., ROGERS, W. et al. Image analysis and pattern recognition in biometric technologies. Leden 1997, s. 270–286.
- [40] SONTAKKE, B., HUMBE, V. a YANNAWAR, P. Automatic ROI Extraction and Vein Pattern Imaging of Dorsal Hand Vein Images. Říjen 2018.
- [41] SRISHA, R. a KHAN, A. Morphological Operations for Image Processing : Understanding and its Applications. In: Prosinec 2013.
- [42] STRICKER, D. 3D Computer Vision. In: Dostupné z:
https://ags.cs.uni-kl.de/fileadmin/inf_ags/3dcv-ws14-15/3DCV_lec01_camera.pdf.

- [43] THAKKAR, D. Traditional Security vs. Biometric Security: A Comparative Analysis. [Online; navštíveno 24.3.2020]. Dostupné z: <https://www.bayometric.com/traditional-vs-biometric-security/>.
- [44] THEOHARIS, T., PAPAIOANNOU, G. a KARABASSI, A. The Magic of the Z-Buffer: A Survey. Leden 2001.
- [45] THOMASKNR. RotaryStewartPlatform/src_comm_lib. In:. 2014. Dostupné z: https://github.com/ThomaskNR/RotaryStewartPlatform/tree/master/src_comm_lib.
- [46] TON , B. *Vascular patern of the finger: biometric of the future? Sensor design, data collection and performance verification*. July 2012. Dostupné z: <http://essay.utwente.nl/61963/>.
- [47] UHL, A., BUSCH, C., MARCEL, S. a VELDHUIS, R., ed. *Handbook of Vascular Biometrics*. Springer, 2020. Advances in Computer Vision and Pattern Recognition, sv. 79. ISBN 978-3-030-27730-7.
- [48] WANG, L. a LEEDHAM, G. A Thermal Hand Vein Pattern Verification System. In: SINGH, S., SINGH, M., APTE, C. a PERNER, P., ed. *Pattern Recognition and Image Analysis*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005, s. 58–65. ISBN 978-3-540-31999-3.
- [49] WEIS, O. Comprehensive guide of serial port specification. In:. 2019. Dostupné z: <https://www.virtual-serial-port.org/article/what-is-serial-port/>.
- [50] XINYAN, X., BIN, f., WANG, K., FANGMING, L. a ZUOWEN, L. Vein Texture Extraction Using the Multiscale Second-Order Differential Model. *TELKOMNIKA Indonesian Journal of Electrical Engineering*. Červenec 2013, roč. 11.
- [51] ZHOU, Q.-Y., PARK, J. a KOLTUN, V. Open3D: A Modern Library for 3D Data Processing. *ArXiv:1801.09847*. 2018.
- [52] ZHU, Y. a HUANG, C. An Adaptive Histogram Equalization Algorithm on the Image Gray Level Mapping. *Physics Procedia*. Prosinec 2012, roč. 25, s. 601–608.
- [53] ŽÁRA, J., BENEŠ, B., SOCHOR, J. a FELKEL, P. *Moderní počítačová grafika. 2*. Praha: Computer Press, 2005. ISBN 80-251-0454-0.

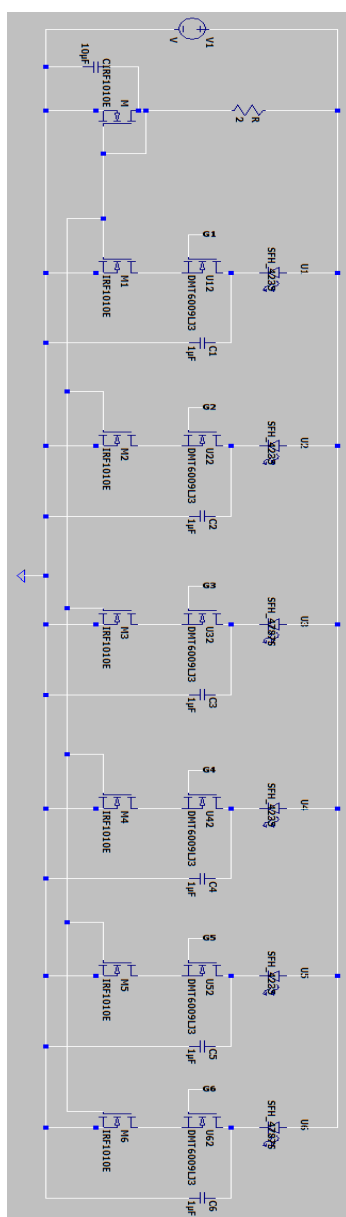
Příloha A

Obsah přiloženého paměťového média

- doc - Složka obsahující text diplomové práce a jeho zdrojový kód
- src - Složka obsahující zdrojové soubory aplikace
- arduino - Složka obsahující zdrojové soubory aplikace pro Arduino
- models - Složka obsahující soubory výsledných modelů
- Manual.txt - Soubor obsahující seznam knihoven a pokyny pro spuštění
- LICENCE.md - Soubor obsahující licenční podmínky užívání kódu práce

Příloha B

Schéma obvodu ovládání jasu diod



Obrázek B.1: Schéma ovládacího obvodu diod, který navrhl André Riesco de Ávila