



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

SYSTÉM PRO OPTICKÉ MĚŘENÍ OTOKU KONČETINY

OPTICAL MEASUREMENT OF EDEMA OF LIMB

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Roman Šeptun

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.

BRNO 2017

Diplomová práce

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

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Bc. Roman Šeptun

ID: 147705

Ročník: 2

Akademický rok: 2016/17

NÁZEV TÉMATU:

Systém pro optické měření otoku končetiny

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte metody a principy diagnostiky otoků končetin při různých onemocněních. 2) Seznamte se s metodami rekonstrukce objektů z obrazů pořízených z různých směrů. 3) Navrhněte poziční systém a metodu pro snímání a rekonstrukci povrchu horní končetiny. 4) Realizujte poziční systém (možno využít platformu Arduino) a navrženou metodu implementujte v libovolném programovacím jazyku (Matlab, C++, Java ...). Pro snímání obrazových dat je možné využít Raspberry PI spolu s kamerovým modulem. 5) Proveďte kalibraci přístroje a ověřte jeho funkčnost. 6) Diskutujte dosažené možnosti realizovaného přístroje a jeho přesnost.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] MAYROVITZ, H. N, J. MACDONALD, S. DAVEY, K. OLSON a E. WASHINGTON. Measurement Decisions for Clinical Assessment of Limb Volume Changes in Patients With Bilateral and Unilateral Limb Edema. Physical Therapy. 2007, 87(10), 1362-1368, ISSN 0031-9023.

[2] HAYN, Dieter, Friedrich FRUHWALD, Arthur RIEDEL, Markus FALGENHAUER a Günter SCHREIER. Leg Edema Quantification for Heart Failure Patients via 3D Imaging. Sensors 2013, 13(8), 10584-10598, ISSN 1424-8220.

Termín zadání: 13.2.2017

Termín odevzdání: 14.8.2017

Vedoucí práce: Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.

Konzultant:

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

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá metodami měření otoků. V práci jsem navrhl hardwarové a softwarové řešení přístroje pro rekonstrukci povrchu části končetiny. Práce má za cíl zhodnotit a diskutovat možnosti tohoto zařízení. Pro vytvoření 3D modelu scény (končetiny) z 2D obrazů jsem vytvořil rekonstrukční algoritmus. Pro akvizici obrazů bylo zkonstruováno zařízení ovládané platformou Arduino, celé zařízení bylo realizováno v programovém prostředí Matlab. V závěru práce je uvedeno možné další vylepšení přístroje pro jeho využití v praxi.

KLÍČOVÁ SLOVA

Rekonstrukce povrchu, Poziční systém, 3D model, Arduino

ABSTRACT

This thesis deals with methods of edema measuring. In my work, I designed hardware and software solutions for a device reconstructing surface of the limb part. Purpose of my work is evaluating discussing possibilities of this device. For making 3D reconstruction of scene from 2D images I made reconstruction program. For acquisition of images a device controlled by Arduino platform was constructed, the whole device is realized in program language Matlab. In the end of the thesis is described, how to improve the device for using in real conditions.

KEYWORDS

Surface reconstruction, Positioning system, 3D model, Arduino

ŠEPTUN, R. Systém pro optické měření otoku končetiny. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 58 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D..

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Systém pro optické měření otoku končetiny jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Vratislavu Harabišovi, Ph.D. za ochotu kdykoli pomoci a cenné rady při zpracování diplomové práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	ix
Úvod	1
1 DIAGNOSTIKA OTOKU KONČETIN	2
1.1 Otok	2
1.1.1 Generalizované otoky	3
1.1.2 Lokální otoky	4
1.2 Metody diagnostiky	4
1.2.1 Metoda přemístění vody	4
1.2.2 Obvodové měření.....	5
1.2.3 Optoelektrické měření.....	6
1.2.4 CT, NMR, UZV	7
1.2.5 3D skener	8
1.2.6 3D zobrazení (Kinect).....	8
1.2.7 Porovnání přesnosti metod.....	9
2 Hardware	10
2.1 Arduino	10
2.2 Krokový motor.....	11
2.3 USB kamera	13
3 Software	14
3.1 Počítačové vidění	14

3.1.1	Aktivní rekonstrukce – Laser.....	14
3.1.2	Pasivní rekonstrukce – Stereo vidění.....	14
3.1.3	Pasivní rekonstrukce – Structure from motion	14
3.1.4	Vnější parametry kamery.....	15
3.1.5	Vnitřní parametry kamery.....	15
3.1.6	Významné body detektory	16
3.1.7	Významné body hranovou detekcí	18
4	Návrh přístroje pro rekonstrukci povrchu	20
4.1	Poziční systém	20
4.1.1	Akvizice dat	22
4.1.2	Pohyb ramene	22
4.1.3	Ovládání pozičního systému.....	26
4.2	Kalibrace kamer.....	28
4.2.1	Načtení a úprava snímků.....	31
4.2.2	Nalezení významných bodů.....	32
4.2.3	Tvorba polynomu bodů.....	33
4.3	Programové prostředí Matlab GUI pro řízení systému.....	35
5	Výsledky ověření řešení	36
6	Diskuze a zhodnocení	40
7	Závěr	42
	Literatura	43
	Seznam zkratk	46
	Seznam příloh	47

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Měření metodou přemístění vody [21].....	5
Obrázek 2 Srovnání Frustum a Diskové metody [11]	6
Obrázek 3 Optoelektrické měření objemu [27]	7
Obrázek 4 3D skener [10]	8
Obrázek 5 3D zobrazení (Kinect) [8]	9
Obrázek 6 Arduino UNO [2]	11
Obrázek 7 Princip krokového motoru [22]	12
Obrázek 8 Ilustrování změny měřítka [4]	17
Obrázek 9 Blokové schéma pozičního systému	21
Obrázek 10 Realizace pozičního systému	21
Obrázek 11 USB webkamera [24]	22
Obrázek 12 Detail pozičního systému	23
Obrázek 13 Krokový motor Nema 17.....	24
Obrázek 14 Modul L298N.....	24
Obrázek 15 Zapojení prvků pozičního systému [29].....	25
Obrázek 16 Fotografie zapojení prvků	26
Obrázek 17 Značení cívek motoru.....	26
Obrázek 18 Budící sekvence pro poloviční krokování.....	27
Obrázek 19 Budící sekvence pro plné krokování (tato sekvence poskytuje větší kroučící moment)	27
Obrázek 20 Budící sekvence základní	27
Obrázek 21 Kalibrační vzor šachovnice	29
Obrázek 22 Grafické znázornění vnějších parametrů kamery v souřadnicích x, y, z.....	30
Obrázek 23 Graf chybných detekcí	31
Obrázek 24 Sada vstupních pohledů.....	32
Obrázek 25 Výsledek hranové detekce.....	33
Obrázek 26 Seskládání pohledů do jedné matice pod příslušnými úhly.	34

Obrázek 27 Gui FingerScan.....	35
Obrázek 28 Jeden pohled prstu zachycen pozičním systémem	36
Obrázek 29 Rekonstrukce 1. prstu 15 pohledů	37
Obrázek 30 Rekonstrukce 2. prstu z 15 pohledů	38
Obrázek 31 Rekonstrukce 3. prstu z 15 pohledů	39

ÚVOD

Měření otoku je důležité pro hodnocení vývoje onemocnění a pro objektivizaci účinků léčebných postupů. Příkladem oblasti, ve které je používán měření končetin, je hodnocení léčebných účinků hyperbarické oxygenoterapie na snižování otoku končetin. Pro měření se používá několik metod, z nichž není žádná ideální. Hlavní motivací práce je navrhnout a realizovat systém s co možná nejlepšími vlastnostmi, který bude dále možno zdokonalovat a navázáním na tuto práci zkonstruovat funkční přístroj pro měření otoků.

Pro stanovení velikosti otoků končetin je využíváno několik metod méně, nebo více sofistikovaných. Mezi jednoduché metody patří měření krejčovským metrem, nebo měření na principu Archimédova zákona, které je označováno jako zlatý standart. Mezi složitější patří měření 3D skenerem, nebo s využitím zobrazovacích modalit (ultrazvuk - UZV, nukleární magnetická rezonance - NMR, počítačová tomografie - CT).

Práce je rozdělena na dvě části, teoretická část je rozdělena do třech kapitol: otoky, hw, sw. Úvod práce je věnován otokům, jejich charakteristice a klasifikaci. Dále jsou popsány metody pro měření otoků a jejich srovnání. Pro vytvoření pozičního systému bylo nutné prostudovat vlastnosti krokových motorů a jejich ovládaní. Pro řízení pozičního systému byla zvolena opensource platforma Arduino a pro akvizici dat byla vybrána USB webkamera. Pro rekonstrukci z projekcí jsou v práci popsány některé rekonstrukční metody.

V praktické části je nejprve popsán návrh pozičního systému a způsob jeho ovládaní. V další části je vysvětlena funkce algoritmu na rekonstrukci povrchu v programu Matlab. Pro přehlednost bylo vytvořeno uživatelské rozhraní, které umožňuje provádět sběr dat pro rekonstrukci a dále samotnou rekonstrukci z projekcí. Na závěr práce jsou prezentovány dosažené výsledky práce a diskutovány výhody, nevýhody a možná další vylepšení přístroje.

1 DIAGNOSTIKA OTOKU KONČETIN

1.1 Otok

Edém vzniká měštnáním tekutiny v intersticiu, tj. mezibuněčném prostoru. Odtud pak může postupovat například do tělních dutin. Příčinou otoku je místní porucha cirkulace, která však nemusí nutně být způsobená poruchou kardiovaskulárního systému. Následkem otoku je nedostatečná výměna vody a živin mezi krví a buňkami, v důsledku toho se změní podmínky metabolismu. Otoky vznikají v situacích, kdy převažuje únik tkáňového moku extravaskulárně nad jejím zpětným vstřebáváním do krve. [17][18]

Tkáňový mok

Neboli intersticiální tekutina je tekutina, vyplňující mezibuněčné prostory, která proniká všemi tkáněmi. V organismu se ho nachází průměrně asi 11 l. Společně s plazmou tvoří tzv. extracelulární tekutinu, což je jeden z dvou hlavních kompartmentů celkové tělesné vody. Vzniká filtrací krevní plazmy přes stěnu krevních vlásečnic. Jeho hlavní funkcí je přenos živin a kyslíku k buňkám a zpětný transport odpadních látek. Složení je téměř totožné se složením krevní plazmy. Je to roztok vody obsahující aminokyseliny, mastné kyseliny, cukry, soli, hormony, metabolity buněk aj. Největší rozdíl mezi nimi je v tom, že intersticiální tekutina obsahuje minimum bílkovin. Při hromadění tkáňové tekutiny vzniká edém. [19][28]

Tvorba tkáňového moku

Je nepřetržitý děj, probíhající na úrovni kapilár dvěma mikrocirkulačními mechanismy: difuzí a filtrací s reabsorpcí. Difuze hraje hlavní roli ve výměně O_2 a CO_2 , H_2O a ostatních látek. Probíhá po celé délce vlásečnice obousměrně podle koncentračních gradientů jednotlivých látek. Tímto mechanismem zprostředkuje přesun 50násobně většího objemu látek než je tomu u filtrace. Filtrace a reabsorpce hraje hlavní roli při výsledném pohybu tekutiny. Na kapilárách rozeznáváme tepenný a žilní konec, které se liší zejména tlakovými poměry. Tepenný konec – krevní tlak (30-35 mmHg) převyšuje onkotický (25 mmHg) v kapiláře, a proto dochází k filtraci krve přes stěnu kapilár a vzniká asi 20 l moku/den. Žilní konec – onkotický tlak se nemění (25 mmHg) a převyšuje krevní tlak

(15-20 mmHg), tím je tekutina zpětně nasávána, a tak dochází k reabsorpci asi 18 l moku/24 den spolu s metabolity, které se odstraňují z tkání. Fyziologicky mírně převažuje filtrace nad reabsorpcí, ale zbylé dva litry tvoří základ mizní tekutiny a jsou odváděny lymfatickým systémem, což udržuje dynamickou rovnováhu mezi filtrací a resorpcí. [11][19]

Mechanismus vzniku otoků:

Princip tvorby tkáňového moku nám umožňuje pochopit principy vzniku otoků:

1. Zvýšení krevního tlaku v kapiláře – Vyšší krevní tlak než onkotický na konci kapiláry zabraňuje návratu tekutiny do krevní cévy a ta se proto hromadí ve tkáních.
2. Snížení onkotického tlaku – Tento tlak je závislý na množství bílkovin v krvi. Je-li jich v krvi málo, poklesne. Stejně jako v předchozím případě pak onkotický tlak na konci kapiláry bude nižší, a to zabráni návratu tekutiny.
3. Zvýšená permeabilita stěny kapilár – Dojde-li, z jakéhokoliv důvodu, ke zvýšení propustnosti, může do okolní tkáně procházet z krve více tekutiny.
4. Porucha odtoku tekutiny lymfatickými cévami – Asi 10% objemu tekutiny se z tkání odvádí lymfatickým systémem, proto se při poruše odtoku lymfy začne hromadit tekutina ve tkáních.[11][16] [18]

1.1.1 Generalizované otoky

Generalizované otoky symetricky postihují celé tělo, nejvíc se kvůli gravitaci projevují na dolních končetinách, ale později mohou dospět až do stádia s hromaděním tekutiny i v tělesných dutinách. Nejčastější příčinou je selhávání srdce jako pumpy (**kardiogenní edém**), jehož následkem je zvýšení hydrostatického tlaku v kapiláře, a proto vzroste filtrace a klesne zpětná resorpce. Při selhání levého srdce se otok projevuje na plicích. Další formou generalizovaných otoků jsou **jaterní otoky**. Jde kombinaci hypalbuminémie (kvůli snížené tvorbě bílkovin v játrech), která způsobí snížení onkotického tlaku a vasodilatačního působení toxinů střevních bakterií pronikajících do systémového oběhu. Oboje vzniká na podkladě stáze krve v portálním řečišti. Také u **renálních otoků** se uplatňuje hypalbuminémie (kvůli zvýšením ztrátám bílkovin močí) spolu s retencí vody. Důležité je podotknout, že hypalbuminemické otoky se přednostně objevují na očních víčkách, kvůli nízkému obsahu elastického pojiva.[15][16][17][18]

1.1.2 Lokální otoky

Lokální otoky bývají asymetrické, typicky na končetinách. Nejčastější etiologie je **venózní** – chronická žilní nedostatečnost, buď to primární s tvorbou varixů, nebo jako stav po prodělané hluboké žilní trombóze. Nebezpečná je akutní žilní trombóza s bolestivým otokem. Častou příčinou je **zánětlivý edém**, kdy vlivem mediátorů zánětu vzroste permeabilita membrány. Fyziologicky je to pro snazší postup bílých krvinek do tohoto místa, ale zároveň se filtruje do okolí i tkáňový mok, co způsobí jeden ze znaků zánětu, a to otok. Na končetinách se vyskytuje např. u zánětu svalů (myositida), nebo šlach (při jejich zvýšeném namáhání). Také typický je syndrom karpálního tunelu. Další příčinou jsou **lymfostatické edémy**, které vznikají při poruše lymfatické drenáže intersticia. Může jít o blokádu lymfatických uzlin a cév, buď to primárně na dědičném podkladě s nedostatečným vývojem lymfatických cév, nebo sekundárně, např. nádorem, zánětem, parazitem, po chirurgickém odstranění lymfatických uzlin, nebo taky po ozařování. Lymfedém je lokalizovaný, tuhý a asymetrický. Další lokální otoky můžou být **alergické** (uvolněný histamin způsobuje vazodilataci a zvýšení permeability kapilár), **traumatické** či **ortostatické** etiologie.[15][16][17][18]

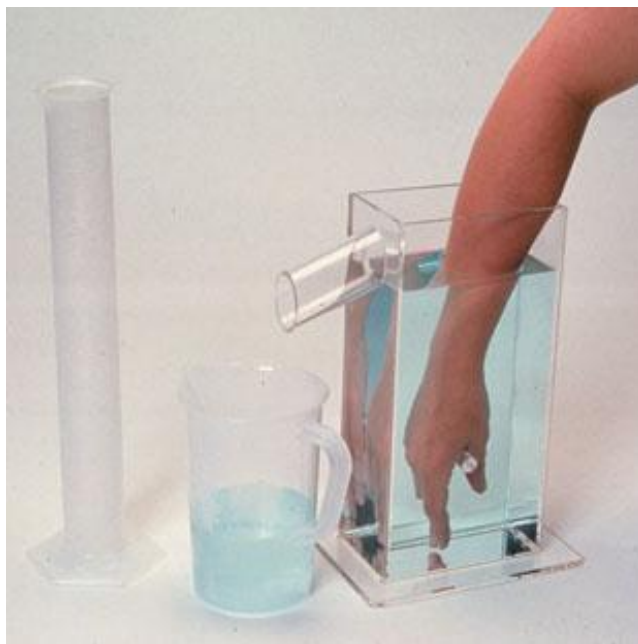
1.2 Metody diagnostiky

Většina metod pro měření otoků je primárně zaměřena na měření lymfedému, ale metody nemají omezení pro měření i jiných typů otoků. Experimentálně je snaha o měření kardiálního otoku pro predikci srdečního selhání. Přesné určení velikosti otoku je důležité pro sledování vývoje onemocnění a je kladen důraz na neinvazivnost měření. Dalším důležitým požadavkem je co největší komfort pro pacienta.

1.2.1 Metoda přemístění vody

Nejčastější používaná metoda pro měření otoků končetin je založena na principu Archimedova zákona. Toto měření, znázorněno na obrázku 1, se provádí tak, že se měřená končetina ponoří do nádoby s přepadem, která je naplněna vodou. Voda přetékající přepad je svedena do odměrného válce a objem vytlačené vody je odpovídající objemu měřené části končetiny. Tento postup je sice velmi přesný, ale má i několik nevýhod. Mezi ně patří nutnost výměny vody pro každého pacienta z hygienických důvodů, dále je

tato metoda velmi nepraktická u pacientů s otevřenými ranami. Tato metoda také vyžaduje určitou míru spolupráce pacienta a jeho motorické schopnosti. Velikost oblasti zájmu je také omezena velikostí nádoby s vodou. I přes veškeré nevýhody je toto nejpoužívanější metoda díky své jednoduchosti a přesnosti. Tato metoda je označována jako zlatý standart. [9][20]



Obrázek 1 Měření metodou přemístění vody [21]

1.2.2 Obvodové měření

Další metoda používaná k měření otoků končetin využívá měření obvodů končetiny metrem. Tato metoda je stejně jako předešlá velmi jednoduchá, avšak nedosahuje takové přesnosti. Měření probíhá tak, že je vyšetřované osobě sejmuto obvaz končetiny pomocí tzv. krejčovského metru.

Frustum metoda

První aplikací tohoto měření je tzv. Frustum metoda. Při této metodě se změří obvod na dvou místech končetiny. První R1 na distálním konci druhý R2 na proximálním konci a vzdálenost mezi nimi h. Dosazením hodnot do vzorce získáme objem části končetiny. Takto vypočítaný objem je aproximací pouze ze dvou objemů, a proto je tato metoda pouze orientační. [11]

$$V = \pi/3 h (R1^2 + R1 R2 + R2^2) \quad (1)$$

Výpočet objemu V , kde π je konstanta 3,14, h je vzdálenost mezi měřenými místy obvodů, $R1$ je obvod na distálním konci a $R2$ na proximálním konci.

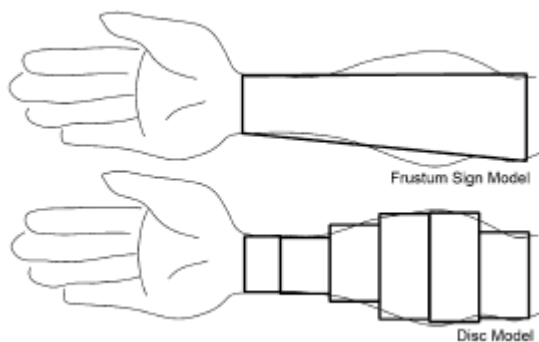
Disk metoda

Jakýmsi vylepšením je tzv. disková metoda, kdy je obvod končetiny změřen na více místech. Obvyklá vzdálenost h mezi měřenými obvody c je 40 mm. Počet obvodů n je možné volit podle požadované přesnosti, avšak se musí počítat s už tak velkou časovou náročností. [11]

$$V = \sum (c^2/4\pi h) \quad (2)$$

Výpočet objemu V , kde π je konstanta 3,14, n je počet měřených obvodů, c je obvod a h vzdálenost mezi měřenými místy obvodů.

Výhody těchto metod jsou především jednoduchost a dostupnost, nevýhoda je v malé přesnosti u Frustum metody a zdlouhavému měření u diskové metody. Porovnání obou metod je znázorněno na obrázku 2. [11]

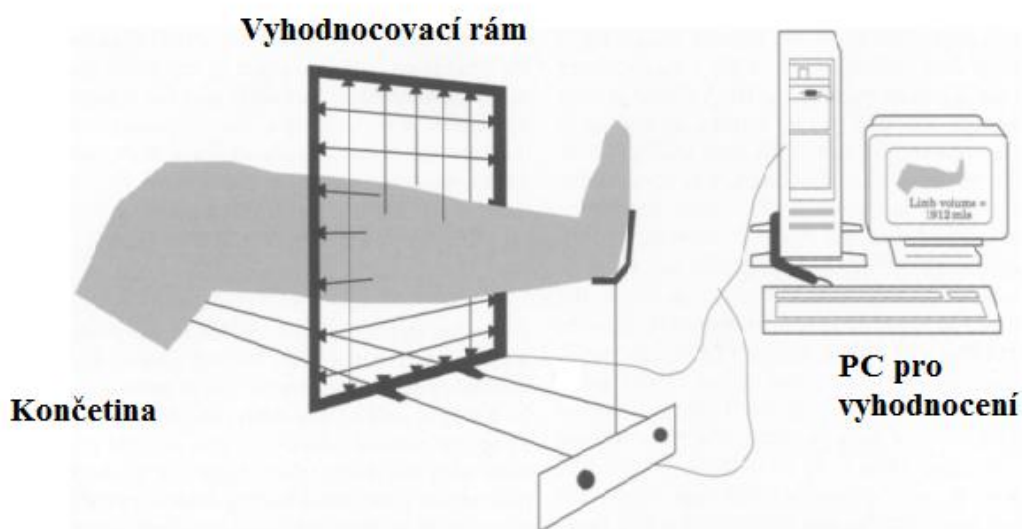


Obrázek 2 Srovnání Frustum a Diskové metody [11]

1.2.3 Optoelektrické měření

Další metoda využívá průchodu a detekci světla. Přístroj je tvořen tzv. perometrem což je pevný rám, který obsahuje infračervené diody a naproti nim pak infračervené detektory jak je ilustrováno obrázkem 3. Uspořádání těchto vysílačů a přijímačů tvoří jakousi

matici. Každá jedna dioda emituje modulované světlo na určité vlnové délce. Protější detektor a jemu dva sousedící jsou modulovány právě na tuto vlnovou délku. Jak se tento rám pohybuje, jsou paprsky stíněny končetinou a kódovány do osy x a y. Kontinuální pohyb perometru zajišťuje kódování v ose z. Tento pohyb v ose z je ohraničen markery, aby bylo možné určit rozsah měření na končetině. Data z měření jsou posílána do PC a převáděna na 3D model. Výhodou metody je rychlost měření, kdy se během několika sekund dosáhne vysoké přesnosti. Další předností je, že se nemusí končetina máčet ve vodě a nehrozí riziko infekcí. Nevýhoda je nutnost pořízení přístroje. [27]



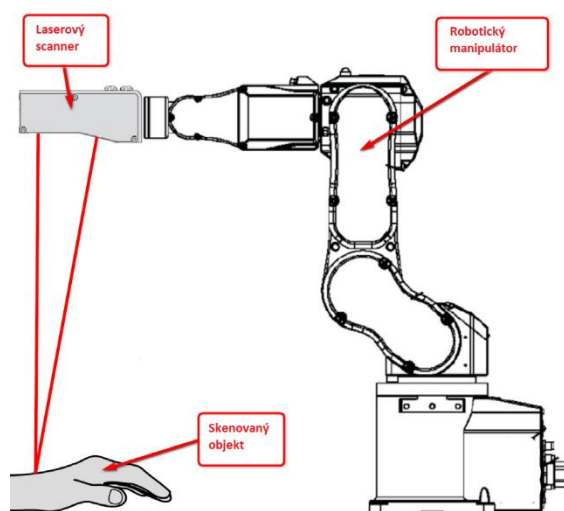
Obrázek 3 Optoelektrické měření objemu [27]

1.2.4 CT, NMR, UZV

Další možností zjišťování objemu jsou 3D zobrazovací modality. U CT přístroje je velmi dobré rozlišení, až 0,2 mm. Zásadní nevýhoda však je nutnost použít ionizující záření. U NMR je rozlišení také velmi dobré až 1 mm, a to bez ionizujícího záření, avšak toto měření je velmi drahé a časově náročné. U UZV je akvizice dat také bez ionizujícího záření, avšak menší rozlišovací schopnost asi 5 mm. Všechny jmenované metody jsou velmi přesné, avšak měření jsou drahé, časově náročné a pro měření nevhodné, proto jsou zmíněny jen okrajově. [9]

1.2.5 3D skener

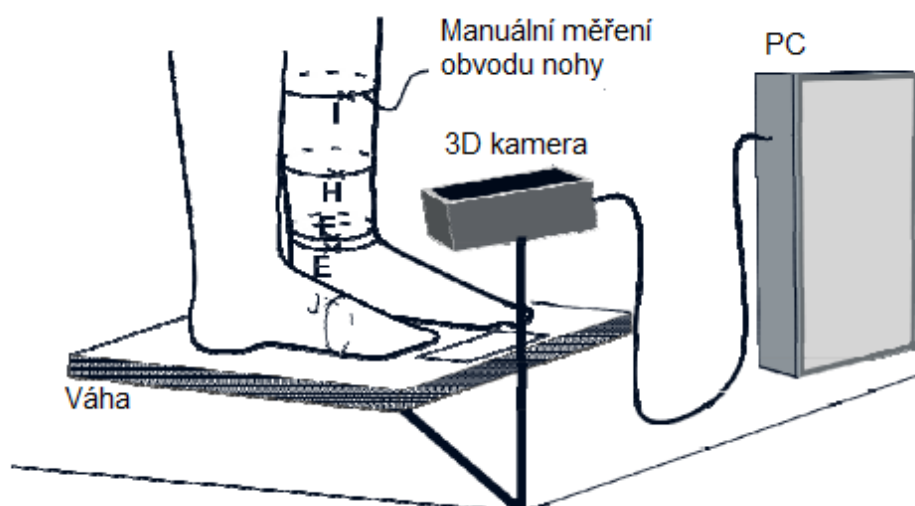
Poměrně nová metoda (publikována 2015) je schopna bezkontaktního měření s velmi dobrou přesností. Tento přístroj kombinuje laserový skener a průmyslový robotický manipulátor. Laserové paprsky měří vzdálenost od povrchu pacienta, zároveň manipulátor kontroluje pozici a orientaci skeneru. S informací o pozici, orientaci a vzdálenosti od objektu, je možné spočítat každý bod v prostoru a vypočítat 3D model. Tato metoda je ve srovnání s předešlými nejpřesnější. [10]



Obrázek 4 3D skener [10]

1.2.6 3D zobrazení (Kinect)

Experimentální prototyp pro měření kardiálních otoků je založen na 3D herní konzole Kinect. Kinect je 3D obrazový akviziciční systém s volně dostupným softwarem. Objem končetiny je počítán pomocí geometrických parametrů kamery a tělesné váhy (ta je měřena na váze) - systém znázorněn na obrázku 5. Oblast zájmu je určována manuálně z obrazů. Obrazová analýza byla prováděna v programu Blender, což je open-source program pro počítačovou grafiku. [8]



Obrázek 5 3D zobrazení (Kinect) [8]

1.2.7 Porovnání přesnosti metod

Ze všech výše zmíněných je nejpřesnější metoda 3D skeneru, druhá nejpřesnější je výpočetní tomografie, avšak díky ionizujícímu záření je nevhodná. Třetí nejpřesnější je magnetická rezonance, avšak díky časové náročnosti a nákladnosti vyšetření je používána k měření objemu spíše experimentálně. Z běžně používaných má větší přesnost metoda přemístění vody a je označována jako zlatý standard. U obvodového měření je výhoda ve snadnosti a ceně měření, je však kladen nárok na zkušenosti osoby, která provádí měření. [10]

2 HARDWARE

Kvůli potřebě snímání objektu z různých úhlů bylo nutno navrhnout poziční systém. Pro řízení systému byla zvolena platforma Arduino, pro pohon krokový motor a pro akvizici obrazů USB kamera.

2.1 Arduino

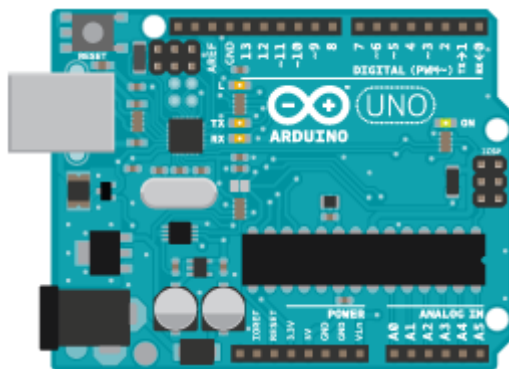
Pro ovládání pozičního systému, byla vybrána Open-Source platforma Arduino (obr. 6), která je založena na uživatelsky přívětivém hardwaru i softwaru. Na trhu existuje více platform, jsou to například mBed nebo Raspberry Pi. Arduino bylo vybráno díky jeho dostupnosti, širokým možnostem využití, a to zejména díky přídavným modulům a také velkému počtu knihoven pro usnadnění ovládání. [2]

Arduino UNO

Hardware Arduino UNO tvoří vývojová deska, na níž je umístěn 8-bitový mikrokontrolér ATmega328. Deska obsahuje 14 samostatných digitálních vstupů/výstupů z nichž 6 podporuje PWM a 6 analogových. Dále krystalový oscilátor s frekvencí 16Mhz, LED, SPI konektor, a tlačítko reset.[2]

Napájení je možné buď pomocí USB, nebo pomocí externího napájení. Napětí v případě USB je 5V a u externího zdroje doporučené od 7V do 12V. K externímu napájení můžeme použít adaptér nebo baterii. Baterii můžeme připojit na piny označenými GND a Vin. K napájení adaptérem je připraven napájecí konektor.[2]

Komunikace mezi platformou a počítačem je realizována pomocí sériové linky. Programování mikroprocesoru probíhá nejběžněji pomocí vývojového prostředí Arduino IDE, které je založeno na C jazyce. Jako další možnost je využití Matlabu, kdy po instalaci Matlab Support Package for Arduino Hardware je možné ovládat zařízení s digitálními a PWM výstupy nebo ovládat krokové motory. [2][13]

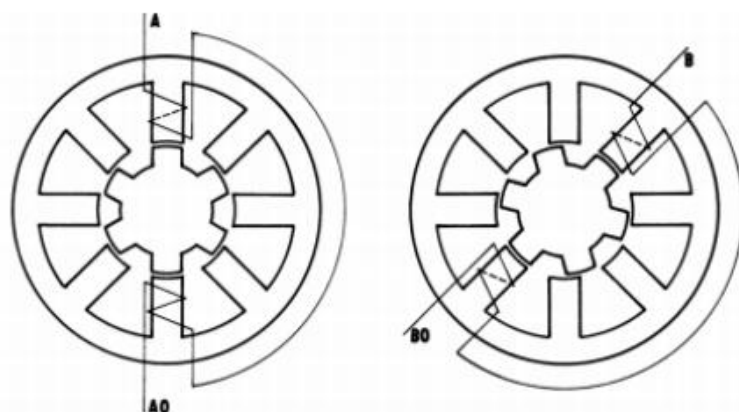


Obrázek 6 Arduino UNO [2]

2.2 Krokový motor

Základní charakteristika krokového motoru je, že jeho pohyb není spojitý. Díky této vlastnosti je možné motor natočit o určitý úhel a v dané poloze setrvat před dalším natočením. Krokový motor je používán v mnoha oblastech pro pohon například u CNC, 3D tiskáren nebo robotů. Krokové motory vyžadují pro svůj chod ovladač, tzv. driver. Motor nevyžaduje zpětnou vazbu.

Jedním z typů krokových motorů je motor s pasivním rotorem, tento motor se skládá z rotoru, což je plech nalisovaný na hřídel. Další částí je stator, kde jsou navinuty dvojice cívek. Základním principem krokových motorů je, že proud, který prochází cívkami statoru A, A0, B, B0, viz obrázek 7, vytváří magnetické pole. Toto pole přitahuje opačný pól rotoru. Vhodnou kombinací zapojení cívek statoru vznikne krokové magnetické pole, které otáčí rotorem. Vhodnou rychlostí a směrem buzení cívek je možné měnit rychlost a směr otáčení rotoru. Pokud je přepojování cívek prováděno příliš rychle, dochází ke ztrátě kroku, protože se rotor nedokáže točit tak rychle jako magnetické pole. U těchto základních typů je však nevýhodou malá velikost kroků, konkrétně 15° u čtyřtaktního řízení a $7,5^\circ$ u osmitaktního řízení. Zvětšení počtu kroků je možné dosáhnout vytvořením drážek na pólech rotoru a statoru. [22]



Obrázek 7 Princip krokového motoru [22]

Čtyřtaktní řízení

Při čtyřtaktním řízení je nejprve buzena fáze A, vytvoří se magnetické pole v ose A, a nejbližší páry zubů se budou snažit dostat k místu s největší intenzitou magnetického pole a tím dojde k natočení rotoru. Dále se přestane nabíjet fáze A a začne se nabíjet fáze B, opět se další pólový pár bude snažit dostat k sobě a tím se rotor pootočí o 15° . Sekvence pro otočení v jednom směru bude A, B, C, D. Změnu směru otáčení dosáhneme změnou sekvencí D, C, B, A. [22]

Osmitaktní řízení

Při tomto typu řízení jsou spojena dvě čtyřtaktní buzení dohromady. Na rozdíl od čtyřtaktního řízení se budí dvě sousední fáze. Toto buzení se nazývá čtyřtaktní s buzením dvou fází. Spínání sekvencí pro jednu otáčku bude tedy probíhat takto AB, BC, CD, DA. Spojením dvou typu vznikne osmitaktní řízení, při kterém budou sekvence vypadat takto A, AB, B, BC, C, CD, D, DA. Výhodou tohoto osmitaktního buzení je větší počet kroků na jednu otáčku. Rotor se otáčí o $7,5^\circ$. [22]

Unipolární a bipolární řízení motoru

Dalším typem dělení, je na unipolární a bipolární motory. Bipolární motory mají obvykle 4 vodiče. Proud v cívkách motoru může téct oběma směry, k tomu však musí být použito h-můstku. Pro řízení bipolárních motorů je zapotřebí dvojitý h – můstek, pro každou větev jeden. Často používaným integrovaným obvodem je L293D. Motory zapojené v bipolárním režimu poskytují větší krouticí moment, avšak nevýhodou je vyšší odběr

elektrické energie. U unipolárních vodičů je obvykle vývodů pět a proud prochází v jednu chvíli právě jednou cívkou. Výhodou tohoto zapojení je menší odběr energie, ale za cenu menšího krouticího momentu. Pro řízení unipolárních motorů stačí jednoduchý integrovaný obvod např. ULN2803. [12]

2.3 USB kamera

Pro realizaci akvizice obrazu byla zvolena webkamera. Webkamera poskytuje dostatečné obrazové rozlišení, dobrou dostupnost a možnost řízení Matlabem. U kamer jsou nejčastěji používané zobrazovací prvky CCD a CMOS čipy.

CMOS

Jako obrazový sensor je u webkamery použit CMOS. Technologie CMOS je založena na dvourozměrném poli světlocitlivých elementů – fotodiod. Fotodiody převádějí energii fotonů na energii elektrickou. Na rozdíl od CCD čipu je každý element vybaven zesilovačem. Toto řešení je konstrukčně jednodušší, tzn. levnější, avšak jsou méně robustní vůči šumu. Nevýhodou oproti CCD čipu je, že elektronika jednotlivého elementu zabírá plochu detektoru a tím znemožňuje detekci všech fotonů. Proto byl zaveden termín Fill factor, který určuje poměr plochy citlivé části elementu vůči celkové ploše elementu. Tento nedostatek je vyřešen použitím mikro objektivu, který soustředí fotony na plochu fotodiody.

Vylepšenou verzí CMOS je BSI, kdy je elektronika v podobě tranzistorů a zesilovačů umístěna pod světlocitlivou plochou a tím je dosaženo větší světlocitlivé plochy. [26]

3 SOFTWARE

Úkolem programu bude rekonstrukce povrchu končetiny. Vstupem pro program budou snímky končetiny pořízené pomocí pozičního systému pod různými úhly. Pro 3D rekonstrukci z projekcí existuje několik technik. V následující kapitole budou některé z nich popsány a nejvhodnější metoda rozebrána podrobněji.

3.1 Počítačové vidění

3D rekonstrukce objektů patří do kategorie počítačové grafiky, která se nazývá počítačové vidění. Počítačové vidění se zabývá vývojem softwaru pro získávání informací ze zachycených obrazů, používá se například u řízení automobilů, rozpoznávání objektů, nebo jejich modelování.

3.1.1 Aktivní rekonstrukce – Laser

Laserové skenovací systémy umožňují bezkontaktní určování souřadnic. U tohoto typu 3D rekonstrukce je na straně základny laser. Laser vytváří na sledovaném objektu bodovou stopu, častěji je laserový paprsek fokusován do stopy čarové. Na druhé straně základny je umístěna kamera, ta detekuje laserovou stopu na objektu. Souřadnice, respektive vzdálenost, je vypočtena na základě trigonometrie.

3.1.2 Pasivní rekonstrukce – Stereo vidění

Pasivní skenovací systémy nevysílají žádné záření, pouze záření detekují. Detekované záření je většinou viditelné světlo, v některých případech infračervené světlo. Stereo vidění využívá dvě kamery umístěné na základně ve vzdálenosti několika cm. Tyto kamery sledují stejnou scénu, analýzou rozdílů mezi dvěma obrazy je možné určit vzdálenosti všech bodů v obraze. Tento typ byl inspirován stereoskopickým viděním u člověka, které funguje na stejném principu.

3.1.3 Pasivní rekonstrukce – Structure from motion

Dalším typ pasivní rekonstrukce využívá jednu kameru, která snímá scénu z různých směrů. Toto skenování může probíhat buď s měnící se vzdáleností kamery od objektu,

nebo s konstantní vzdáleností. Při měření s konstantní vzdáleností se může objekt otáčet a kamera je ve stabilní pozici, nebo se kamera hýbe okolo statického objektu v konstantní vzdálenosti. Při rekonstrukci 3D obrazu je výhodnější skenování s konstantní vzdáleností, kdy si kamera zachovává svoje parametry neměnné a není nutné ji stále kalibrovat. Pro účely mojí práce se jeví tato metoda jako nejvhodnější. [6][25]

3.1.4 Vnější parametry kamery

Vnější parametry kamery udávají vztah mezi světovým souřadným systémem a souřadným systémem kamery. Parametry popisuje rotační matice R a translační vektor t .

$$R = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \quad (3) [23]$$

Rotační matice R , kde jednotlivé prvky r s indexy zastupují 3D souřadnice určující natočení kamery.

$$t = \begin{bmatrix} t_1 \\ t_2 \\ t_3 \end{bmatrix} \quad (4) [23]$$

Translační vektor t , kde prvky t s indexy určují polohu kamery v souřadnicích x, y, z .

3.1.5 Vnitřní parametry kamery

Vnitřní parametry kamery popisuje matice K vnitřních parametrů, kde f_x a f_y jsou ohniskové vzdálenosti kamer. Je možné vypočítat; f_x = ohnisková vzdálenost [mm]/šířka pixelu [mm]; f_y = ohnisková vzdálenost [mm]/výška pixelu [mm]. Dalšími jsou souřadnice optického středu c_x a c_y [pix], místo optického středu je většinou střed snímku. Pokud známe vnitřní parametry, je možná rekonstrukce scény, a ne pouze její odhadování. Je tedy možné přesně zrekonstruovat parametry scény. Pro kalibraci se používá kalibrační vzor, v počítačovém vidění nejčastěji šachovnice. U šachovnice se detekují důležité body, které jsou u šachovnice rohy jednotlivých políček. Na základě polohy těchto bodů lze vypočítat parametry kamery. Pro správnou kalibraci je nutné

kalibrační vzor snímat z více úhlů. Pro výpočet lze použít Camera Calibration Toolbox for Matlab. [23]

$$K = \begin{bmatrix} fx & 0 & 0 \\ s & fy & 0 \\ cx & cy & 1 \end{bmatrix} \quad (5) [23]$$

Matrice K vnitřních parametrů kamery. Kde:

- fx – ohnisková vzdálenost v ose x
- fy – ohnisková vzdálenost v ose y
- s – zešíkmení
- cx, cy – souřadnice optického středu.

3.1.6 Významné body detektory

Významné body (ang. feature points nebo interest points) v obraze jsou pro nás důležité při dalším obrazovém zpracování. Mohou to být například rohy, hrany, průsečíky přímek a jiné významné body. Jejich nejdůležitější vlastnost je, že mohou být znovu vyhledány i na jiných snímcích pootočených o daný úhel. Pro vyhledávání takovýchto význačných bodů v obraze se používají různé detektory. Mezi nejpoužívanější detektory významných bodů patří Harrisův detektor, SIFT nebo SURF. Detektory jsou voleny podle jejich vlastností:

- robustnost – odolnost k šumu v obraze,
- rozlišitelnost – jednoznačné matematické vyjádření,
- invariantnost – odolnost vůči posunu, natočení a podobným transformacím,
- výkonnost – rychlost detekce významných bodů.

Výběr detektoru závisí na úloze, která má být řešena, např. detektory rohu mají velkou výkonnost, ale malou robustnost. [6]

SURF

Z angličtiny speed of robust features. Metoda vychází ze staršího algoritmu SIFT a klade si za cíl rychlejší zpracování, pro možnost detekce významných bodů online. Detektor je založen na Hessově matici, která pro obrazový bod $x = (x, y)$ v obraze I je $H(x, \sigma)$ v s měřítkem σ .

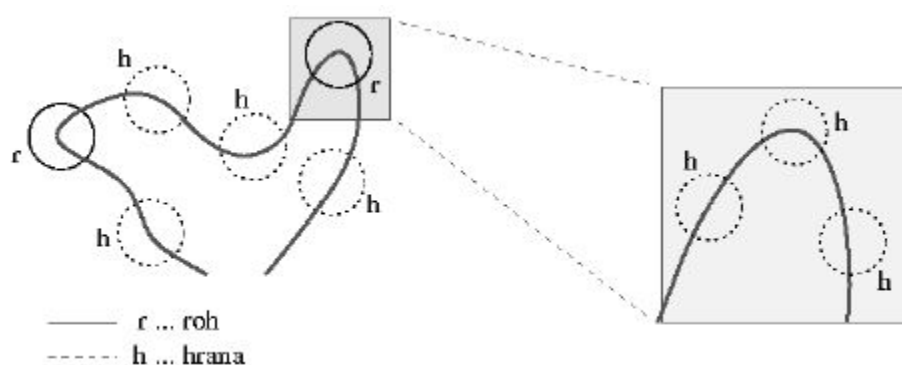
$$H(x, \sigma) = \begin{bmatrix} L_{xx}(x, \sigma) & L_{xy}(x, \sigma) \\ L_{xy}(x, \sigma) & L_{yy}(x, \sigma) \end{bmatrix} \quad (6)$$

Rovnice 1 Hessova matice

Kde L_{xx} představuje konvoluci Gaussovských derivací druhého řádu s obrazem I v bodě x . Pokud je určen klíčový bod, je nutné určit také jeho orientaci. Orientaci lze získat z okolí tohoto klíčového bodu. Deskriptor klíčového bodu lze získat měřením změny lokální intenzity ve vertikálním směru D_y a horizontálním směru D_x . [3]

Harrisův detektor

Tento detektor hledá rohy a hrany, je velmi robustní, ale není invariální vůči změně měřítka. Což je patrné z obrázku 9. Tento obrázek ukazuje problém vyhledávání klíčových bodů při změně měřítka. Kolečko znázorňuje okna, ve kterých se vyhodnocuje zakřivení v okolí bodu. V kroužku jsou body vyhodnocené jako významné. Křivka z toho kroužku vystupuje výrazně jiným směrem, než do něj vstupuje. Všechny jiné body jsou hodnoceny jako hrany. Na pravé straně je vidět, že pokud se měřítko změní, je roh nyní detekován jako hrana. Tento detektor tedy není vhodný pro rekonstrukce, kde dochází ke změnám měřítka. [3]



Obrázek 8 Ilustrování změny měřítka [4]

Algoritmus hledá body, u kterých je velká změna gradientu ve směrech x a y . K nalezení těchto bodů se používá tzv. autokorelační matice (C). Postup algoritmu je následující: nejprve se v každém bodě obrazu $[x \ y]$ vypočítá derivace podle osy x a podle osy y .

Z výstupu se sestaví matice pro konkrétní bod C. Vypočte se odezva R na konkrétním bodě [x y]. Pokud je R dostatečně velké, je uloženo jako roh. σ_i je parametrem pro zašumění Gaussovským šumem. σ_d je parametrem pro derivaci. [5]

Korespondence významných bodů

Při hledání korespondencí významných bodů mají nezastupitelnou pozici deskriptory. Odpovídající si významné body v obrazech mají stejné, nebo podobné deskriptory. Jestliže hledáme stejné body v různých obrazech, porovnáváme deskriptory jednotlivých bodů pomocí Euklidovské vzdálenosti. Dva body s nejmenší vzdáleností by tedy měli být sobě korespondující. Pro potlačení nepřesných detekcí se k jednomu bodu najdou dva odpovídající s nejmenší vzdáleností. Pokud je tato vzdálenost v poměru menším, jak 0,7 jedná se s velkou pravděpodobností o korespondenci. Hodnota právě 0,7 byla experimentálně zjištěna jako hodnota s nejlepšími výsledky. [6]

3.1.7 Významné body hranovou detekcí

Další možností, jak získat informace o rozložení scény v obraze je pomocí hranové detekce. Hranová detekce je přeměna šedotónového obrazu na obraz binární. Hrana v obraze je reprezentována jako rychlá změna jasu v obraze, základní metodou detekce je využití derivací. Je využíváno první derivace, které odpovídá největší změně lokálního extrému a druhé derivaci odpovídající průchodu nulou.[30]

V textu bude vysvětlena hranová reprezentace založena na **druhé derivaci**. Pro detekci hran jsou využívány lokální operátory, které aproximují druhou derivaci. Nejpoužívanějšími jsou Laplacián a Laplacián Gausiánu. Po použití maskového operátoru ovšem nezískáme pozici hrany v obraze. Maskový operátor nalezne pouze průchody nulou (hrany). Druhým krokem je použití opět lokálního operátoru, který bude nyní hledat polohu hran (průchodu nulou). Podoba operátoru hledajícího průchod nulou je následující:

$$\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & X & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (7) [30]$$

o výpočtu pozice hrany vstupují vždy čtyři sousední body analyzovaného pixelu. Pro detekci hrany, tedy místa průchodu nulou musí být splněny tři podmínky:

- aspoň jeden sousední bod musí mít jiné znaménko než ostatní,
- rozdíl mezi hodnotami různého znaménka je větší než práh,
- centrální hodnota musí ležet na pozici x . [30]

Po detekci průchodu nulou vznikne tzv. hrubá hranová reprezentace (HHR), která je již v binárním formátu. Avšak tato HHR obsahuje nepřesnosti jako falešné hrany nebo nespojité hrany. Pro výslednou hranovou reprezentaci (VHR) je nutné se těchto nepřesností zbavit. [30]

4 NÁVRH PŘÍSTROJE PRO REKONSTRUKCI POVRCHU

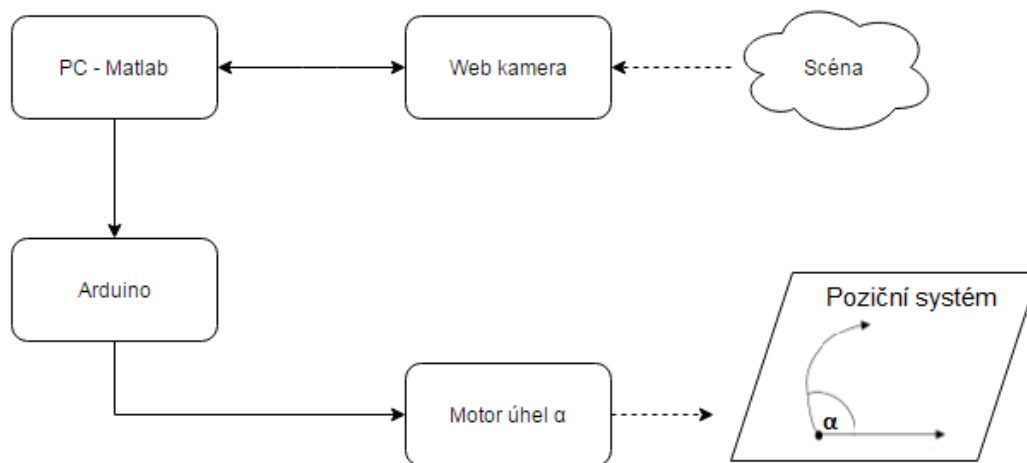
Cílem praktické části je vytvořit zařízení, které bude schopno automaticky pořizovat snímky scény z různých pohledů a poté z těchto snímků vytvořit 3D model povrchu. Návrh přístroje je realizován hardwarově i softwarově. Pro rekonstrukci povrchu byl sestaven následující algoritmus:

- 1) kalibrace kamery – výpočet vnějších a vnitřních parametrů,
- 2) akvizice snímků scény,
- 3) detekce významných bodů hranovou detekcí,
- 4) sestavení polynomu z významných bodů,
- 5) vykreslení bodů v 3D souřadnicích.

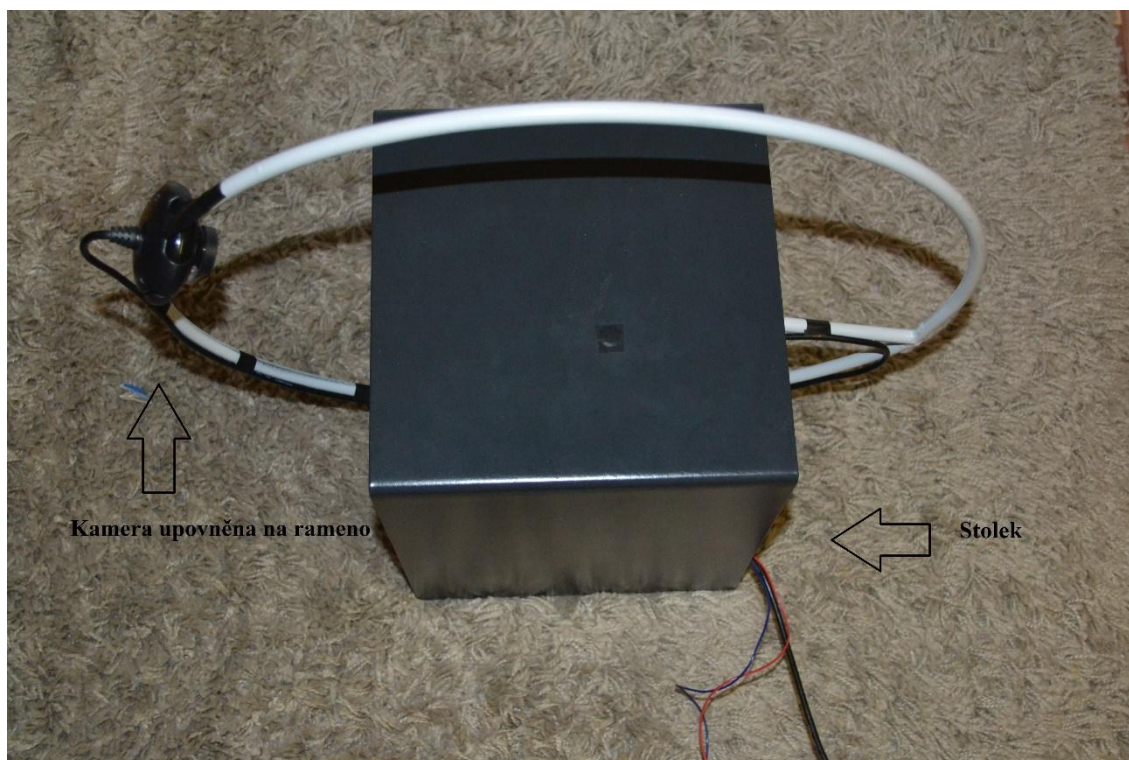
4.1 Poziční systém

Pro akvizici snímků byl navrhnut poziční systém, schematicky znázorněn na obrázku 9. Tento přístroj je tvořen USB kamerou připevněnou na kruhovou konstrukci (dále jen rameno). Pro pohyb ramene s kamerou byl vybrán krokový motor, k ovládání motoru je nezbytný motorový driver a pro kontrolování motoru Arduino UNO. Dále je zařízení vybaveno zdrojem pro napájení krokového motoru. Arduino a USB kamera jsou spojeny s PC pomocí dvou USB kabelů. Všechny součásti systému byly vybírány i s ohledem na jejich pořizovací cenu kvůli co možná nejmenším nákladům na výrobu pozičního systému. Zkonstruovaný poziční systém je vyobrazen na obr. 10. Stolek byl vyroben z ohnutého 2 mm tlustého plechu, na tento stůl je připevněn adaptér pro uchycení krokového motoru a ramene. Spojení ramene a motoru je pomocí spojovacího čepu (obr. 12). Rameno je vyrobeno z hliníkové trubky ohnuté do kruhu. Nejprve byl v prototypu uvažován půlkruh. Tímhle ramenem nebyl motor schopen plynule pohybovat, jednou možností bylo vytvořit jakýsi systém protizávaží, ale toto řešení bylo konstrukčně složité. Kamera je na kruh připevněna pomocí pásky a zafixována do stabilní polohy. Pro potlačení kmitání by bylo vhodné na rameno umístit tlumící gumu. Elektronika je

umístěna na plastové destičce, která je připevněna na bok stolu. Propojení mezi PC a elektronikou je realizováno pomocí USB kabelu.



Obrázek 9 Blokové schéma pozičního systému



Obrázek 10 Realizace pozičního systému

4.1.1 Akvizice dat

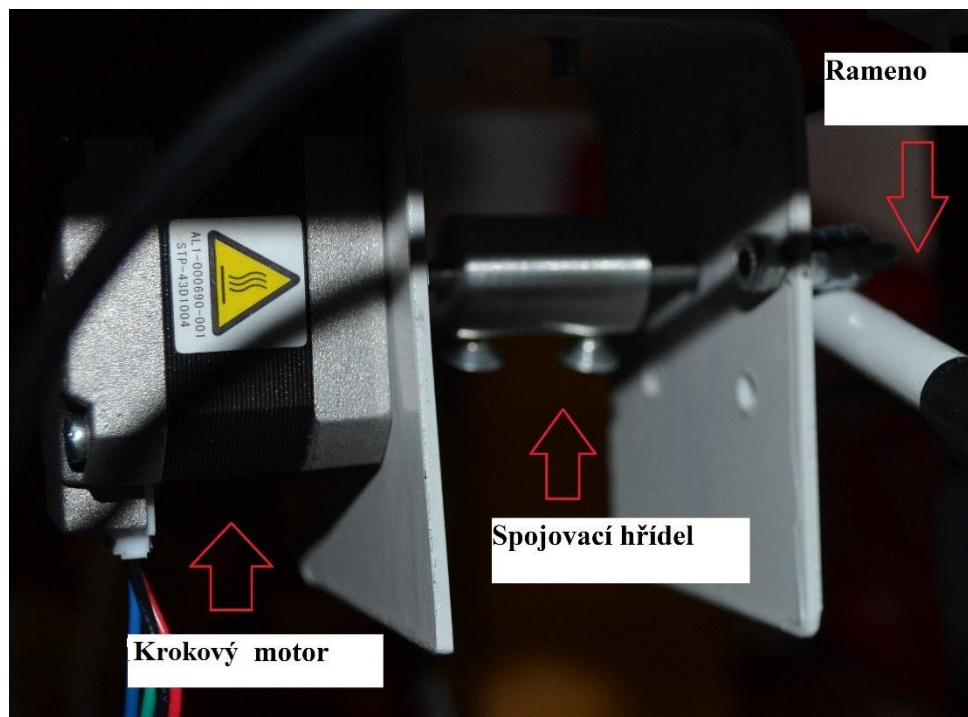
Pro snímání scény byla použita USB web kamera Trust Spotlight webcam pro (obr. 11). Webkamera má rozlišení 1280 x 1024 pixelů s 1,3 Mpix snímačem. Hmotnost kamery je 91 g s rozměry 53 x 55 x 77 mm. U kamery není přítomno zaostření a je nutné manuálně nastavit ostření. Vzdálenost kamery od středu stolu je 14,5 cm. Jako snímač je u kamery použita CMOS technologie. Kamera je spojena s PC pomocí USB 2.0 rozhraním. Kamera byla vybrána díky možnosti propojit kameru s programovým prostředím Matlab a možností ovládat snímání scény pomocí příkazů obsažených v knihovnách Matlabu. Kamera má dostatečné rozlišení a příznivou cenu, další výhodou je konstrukční řešení kamery, díky kterému je možné uchycení na rameno. Kamera je také vybavena integrovanými LED pro možné přisvětlení, kterého ale nebylo využito. Při snímání fotek bylo důležité dodržet určité podmínky osvětlení. Tyto podmínky byly zajištěny pomocí stínítka a rovnoměrného tlumeného osvětlení, aby nedocházelo k nevhodným stínům, nebo odrazům světla, které by znehodnocovali kvalitu snímků.



Obrázek 11 USB webkamera [24]

4.1.2 Pohyb ramene

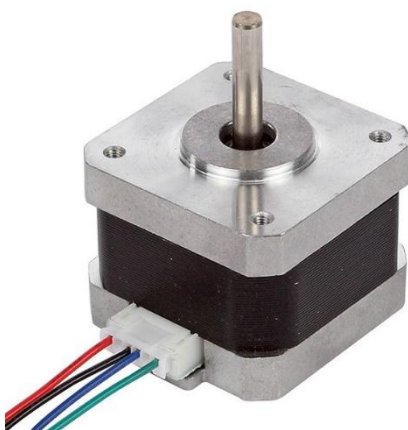
Pro řízení pohybu ramene je využito Arduino UNO. Platforma je obvykle programována pomocí programového rozhraní Arduino IDE, další možností je využití programu Matlab, což je výhodné pro tento projekt, protože je možné celé zařízení realizovat v jednom programu.



Obrázek 12 Detail pozičního systému

Jako pohon byl vybrán krokový motor. Díky krokovému motoru je možné pohybovat ramenem o určitý úhel. Krokový motor nevyžaduje zpětnou vazbu, pokud ovšem nedojde k přetížení a tím ztrátě kroku motoru. Z krokových motorů dostupných na trhu např. Nema 16 s kroutícím momentem 0,09 Nm, nebo Nema 23 s kroutícím momentem 0,5 Nm. Byl vybrán krokový motor Nema 17 obr. 13. Jedná se o bipolární krokový motor, jehož parametry jsou:

- Pracovní napětí 5–35 V
- Definovaný proud 2 A
- Krouticí moment 0,4 Nm
- Počet kroků na otáčku 200

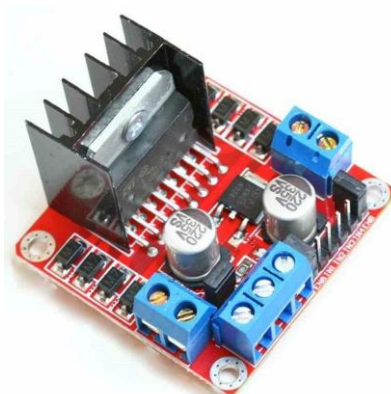


Obrázek 13 Krokový motor Nema 17

Pro řízení krokového motoru je nutné použít H-můstek. Bylo uvažováno o použití LN293D, ale pro nedostatečnou hodnotu proudového zatížení byl pro projekt vybrán duální motorový modul L298N zobrazen na obrázku 14. Tímto modulem lze řídit dva stejnosměrné motorky, nebo jeden krokový motor. Hlavním prvkem modulu je H-můstek v integrovaném obvodu L298N. Modul obsahuje odrušovací kondenzátory a ochranné diody. Na trhu existuje celá řada lepších driverů s více funkcemi, avšak pro náš projekt je tento jednoduchý driver dostačující.

Parametry modulu:

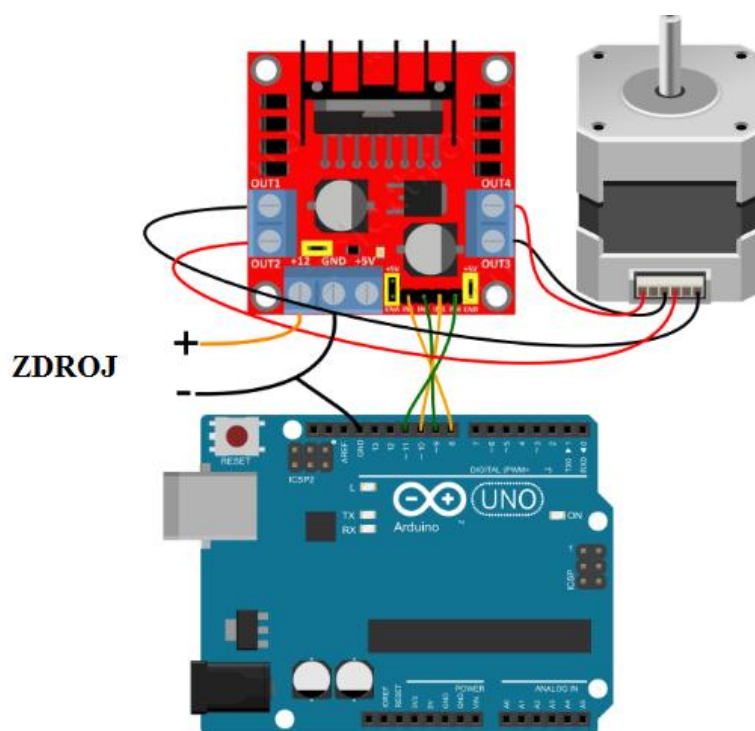
- Napájecí napětí 5-35 V
- Proudový odběr pro napájení motoru 2 A
- Napájení logické části 5 V/35 mA



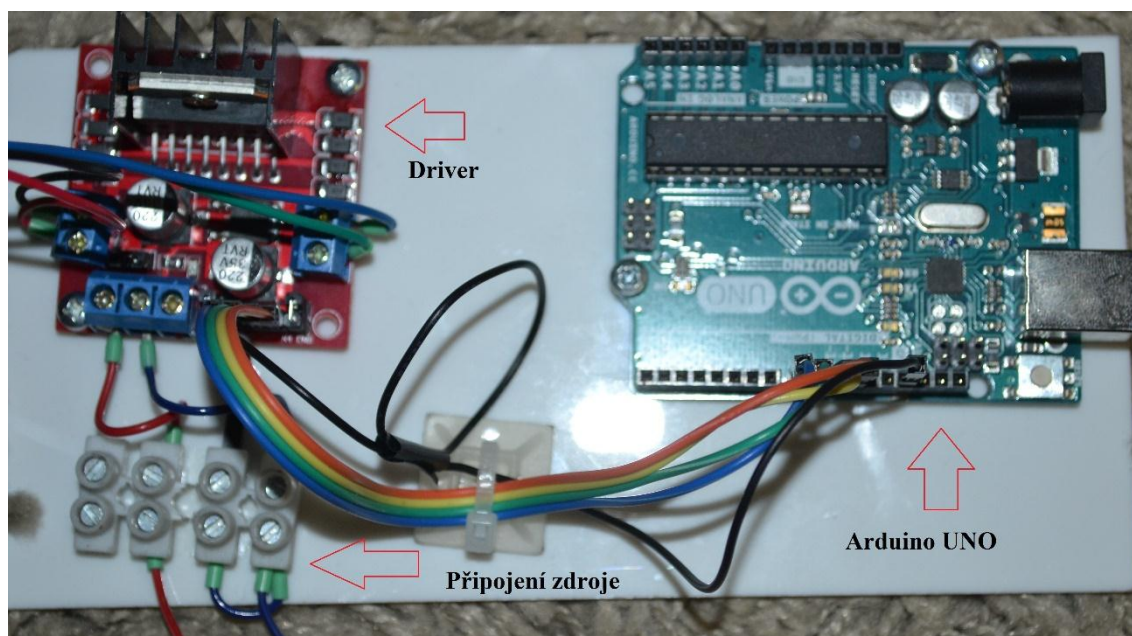
Obrázek 14 Modul L298N

Zapojení prvků a parametry zdroje

Obrázek zapojení (obr. 15) názorně ukazuje zapojení Arduina UNO, krokového motoru Nema 17 a driveru L298N. Reálný obraz zapojených prvků je na obr 16. Při zapojení jednotlivých fází motorku je důležité zapojit je na správné piny, aby byly při řízení motorku buzeny fáze ve správném pořadí. Napájení motorku je přes vstup na driveru, deska Arduino je napájena přes USB kabel z PC. Důležité při zapojování je nezapomenout na propojení minusových pólů mezi zdrojem, driverem a Arduinem. Pro napájení krokového motoru je nutné připojit zdroj se stejnosměrným napětím 12 V a maximálním proudem 2 A.



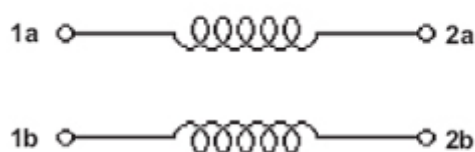
Obrázek 15 Zapojení prvků pozičního systému [29]



Obrázek 16 Fotografie zapojení prvků

4.1.3 Ovládání pozičního systému

Pro řízení pozičního systému je využíván program Matlab. Výhodou je, že pro zpracování obrazu je možné použít také Matlab, tudíž pro realizaci celého přístroje včetně programové části je užito jednoho programu. Na obrázku 17. je schématické znázornění značení cívek krokového motoru. Toto označení je důležité kvůli správnému zapojení na digitální výstupy Arduina a také pro budící sekvence pro bipolární krokové motory viz obr. 18,19 a 20. Opakováním těchto sekvencí dosáhneme otočení krokového motoru.



Obrázek 17 Značení cívek motoru

Index	1a	1b	2a	2b
1	1	0	0	0
2	1	1	0	0
3	0	1	0	0
4	0	1	1	0
5	0	0	1	0
6	0	0	1	1
7	0	0	0	1
8	1	0	0	1

Obrázek 18 Budící sekvence pro poloviční krokování

Index	1a	1b	2a	2b
1	1	0	0	1
2	1	1	0	0
3	0	1	1	0
4	0	0	1	1

Obrázek 19 Budící sekvence pro plné krokování (tato sekvence poskytuje větší krouticí moment)

Index	1a	1b	2a	2b
1	+	-	-	-
2	-	+	-	-
3	-	-	+	-
4	-	-	-	+

Obrázek 20 Budící sekvence základní

Pro řízení krokového motoru byla zvolena základní budící sekvence z obrázku 20., je možné použít také sekvence s plným krokováním, které poskytují větší krouticí moment.

Další možností je sekvence s polovičním krokováním, při které je možné využít více kroků pro akvizici většího počtu snímků.

Jestliže má být využit pro řízení Matlab, místo standartního rozhraní Arduino IDE, je nutné nainstalovat Matlab Support Package For Arduino Hardware. Po nahrání programu do platformy je možné spojit Arduino s Matlab funkcí *arduino*. Funkce *arduino* vytvoří spojení s prvním Arduinem instalovaným v systému. Do parametrů funkce je nutné zadat číslo portu a případně typ Arduina:

```
a=arduino('COM7','UNO');.
```

Pro přenos dat na desku je použita funkce *writeDigitalPin*, do této funkce je zadáno označení vstupu např. D8 a hodnota 0, nebo 1. Pro čtení dat z digitálního vstupu je používána funkce *readDigitalPin*.

Pro akvizici obrazu webkamerou je nezbytná instalace Matlab Support Package for USB Webcams. Příkazem *webcam* vytvoříme spojení s webkamerou instalovanou v systému. Funkcí *snapshot* je získán jeden snímek z webkamery a příkazem *imwrite* snímek uložen. Ukázka vyfocení snímku, jeho zobrazení a uložení:

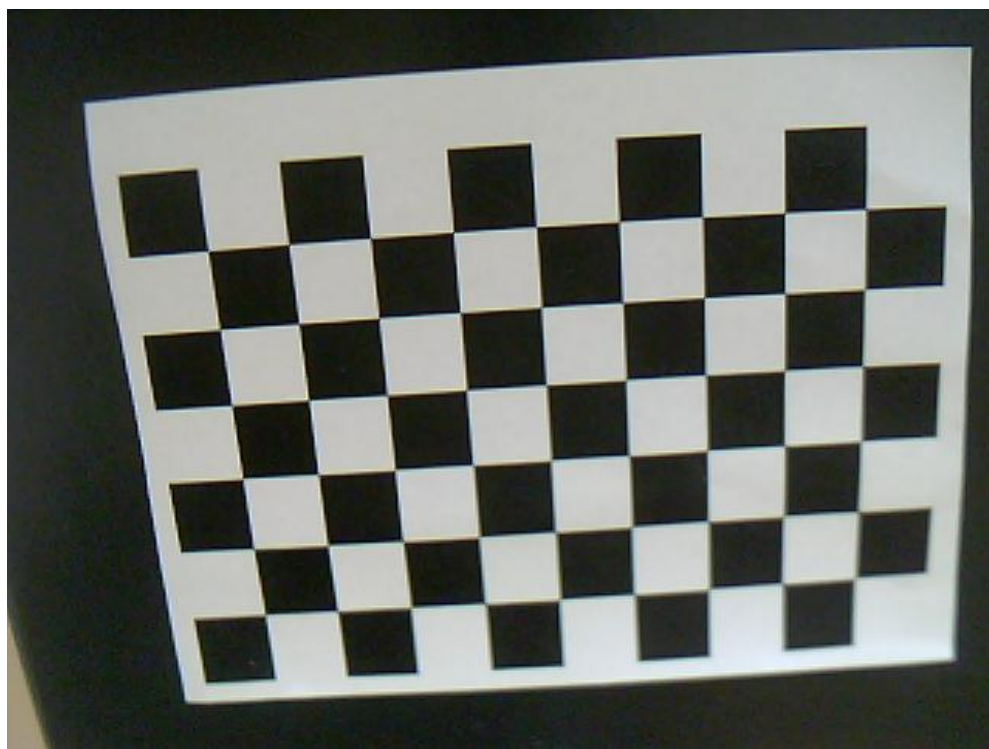
```
cam = webcam('Trust Webcam');  
obraz = snapshot(cam);  
imshow(obraz);  
imwrite(obraz, strcat('Obraz', num2str(100+i), '.png'));
```

4.2 Kalibrace kamer

Pro kalibraci kamer tzn. nalezení vnitřních a vnějších parametrů kamery byla použita Single Camera Calibration App v programu Matlab. Kalibrace se skládá z následujících kroků:

- příprava kalibračního vzoru,
- pořízení a nahrání fotek s kalibračním vzorem,
- kalibrace kamery,
- vyhodnocení přesnosti kalibrace,
- export kalibračních parametrů.

Jako kalibrační vzor je nejčastěji používána šachovnice (obr. 21). Pro kalibraci musíme znát velikost hrany jednotlivého čtverce šachovnice, v našem případě to je 12 mm. Dále musí mít šachovnice na jedné straně lichý počet čtverců a na druhé sudý počet čtverců. Hraně se sudým počtem čtverců je přiřazena osa y , s lichým počtem čtverců osa x .



Obrázek 21 Kalibrační vzor šachovnice

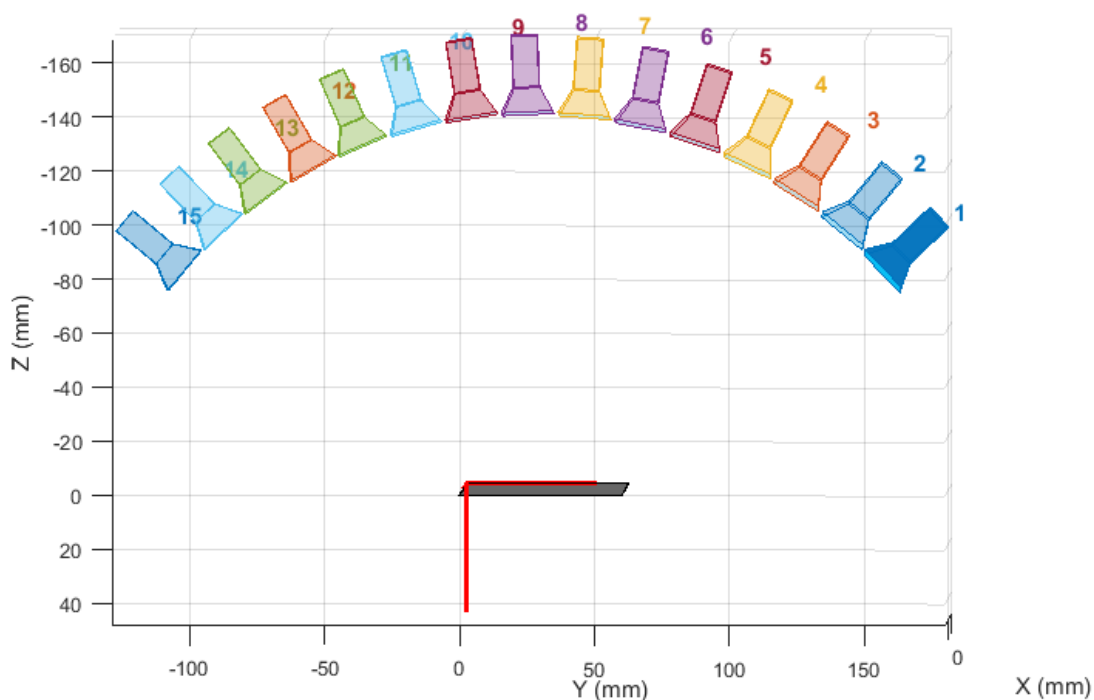
Příprava kamery spočívá v naprogramování posunu kamery a akvizice snímků. Pro kalibraci je nutné snímat scénu s kalibračním vzorem ze stejných úhlů z jakých bude poté sestavována rekonstrukce. Výsledky kalibrace na obrázcích 21 a 22 jsou vytvořeny z 15 snímků, které byly nahrány do aplikace.

Kalibrace kamery vypočítá vnější a vnitřní parametry kamery. Základní nastavení pro kalibraci přejímá minimum parametrů. Tyto parametry je možné doplnit, pokud jsou známy parametry kamery jako velikost pixelu, ohnisková vzdálenost, nebo charakteristika čočky.

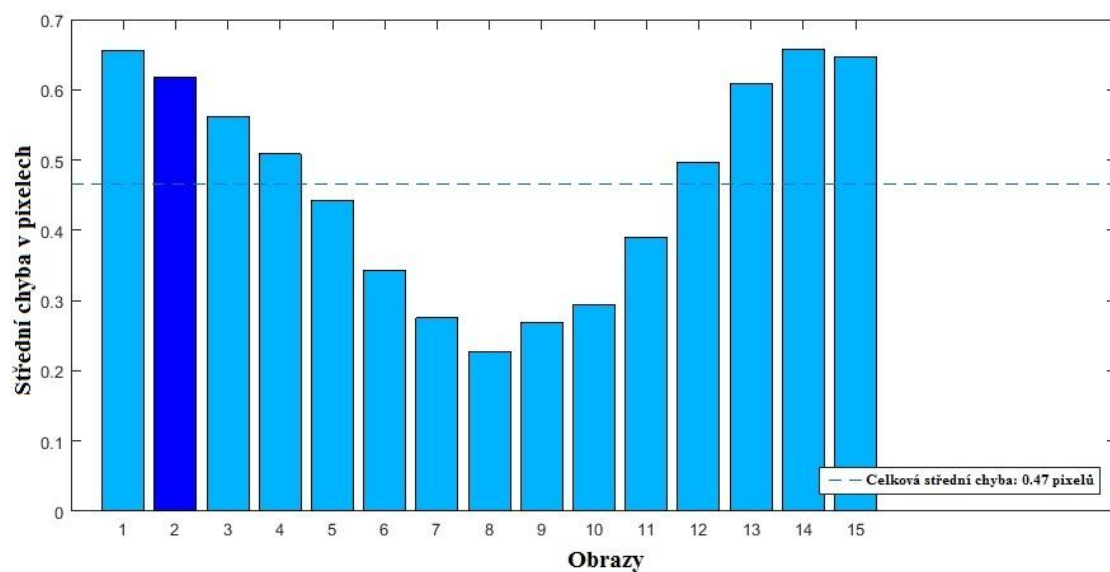
Po kalibraci je možné si prohlédnout vnější parametry kamery v prostoru (obr. 22). Z něhož je vidět, že kalibrace byla úspěšná a parametry odpovídají pozičnímu systému.

Na obrázku 23 je graf chybných detekcí. Chybné detekce jsou vzdálenosti v pixelech mezi detekovanými rohy čtverců šachovnice z fotek a vypočítanými z kalibračních parametrů. Jednotlivé sloupce grafu vyjadřují chybné detekce u jednotlivých snímků. Pokud je tato chyba u obrazu menší než 1 pixel, proběhla detekce úspěšně. Obrazy s vyšší chybou je možné odstranit z kalibrace. U kalibrace je vidět, že snímky pořízeny z krajních úhlů mají větší chybu než snímky pořízeny přímo. Kalibrace kamery je optimalizační proces, je proto možné jej zdokonalovat přidáním, nebo odstraněním snímků. Změnou počtu koeficientů pro výpočet radiálního zkreslení, nebo přidáním výpočtu tangenciálního zkreslení.

Po kalibraci je možné kalibrační parametry přesunout do workspace, odkud je možné je uložit.



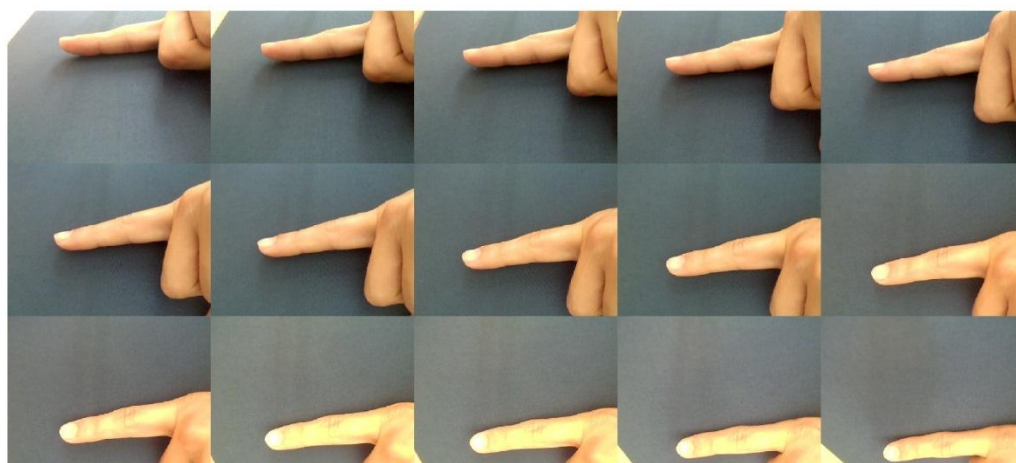
Obrázek 22 Grafické znázornění vnějších parametrů kamery v souřadnicích x, y, z.



Obrázek 23 Graf chybných detekcí

4.2.1 Načtení a úprava snímků

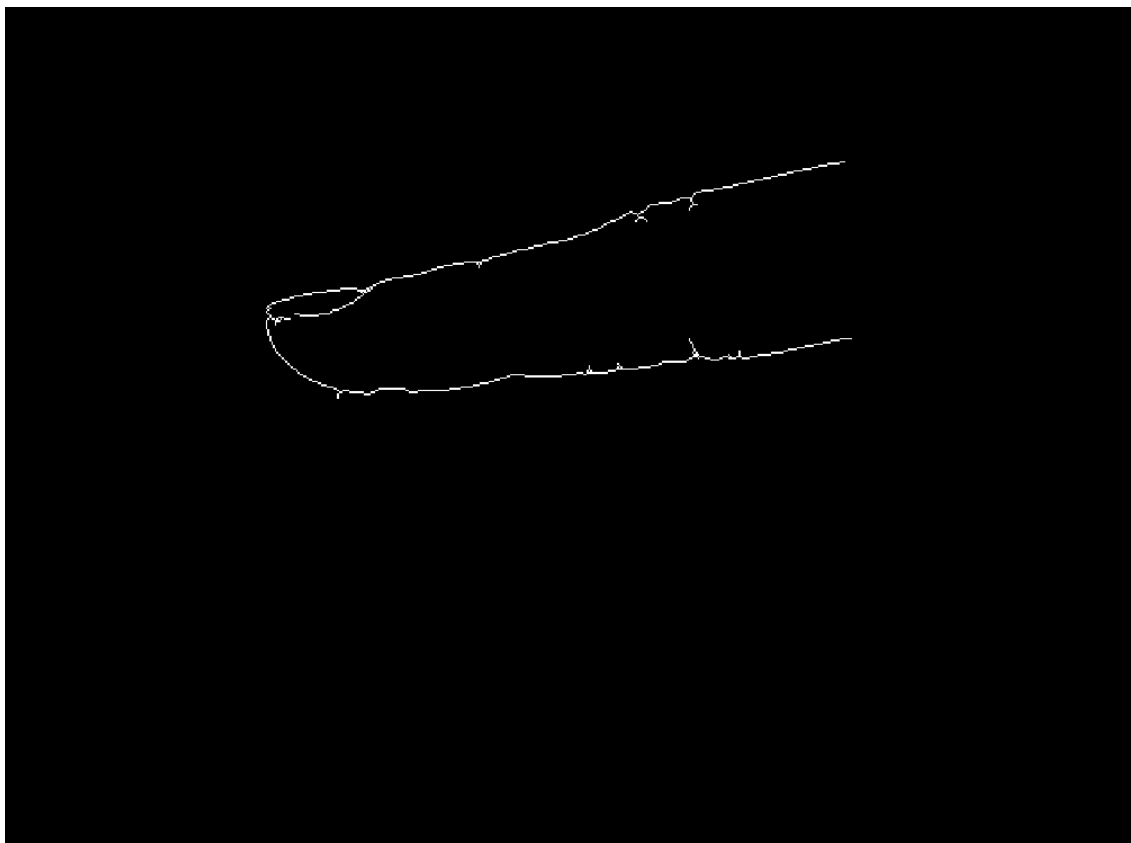
Prvním úkolem programu rekonstrukce je načíst snímky a upravit je převedením na vhodné formáty. Pro načtení snímků je použita funkce *imageDatastore*, která snímky seřadí podle jejich názvu a uloží do proměnné. Snímky je nutné převést z barevného do šedo tónového formátu, k tomu slouží příkaz *rgb2gray*. Pro odstranění distorze obrazu, která vznikla použitím čočky v kameře, a deformuje obraz, byl použit příkaz *undistortImage*. Sada vstupních snímků z různých pohledů zobrazena na obrázku 24.



Obrázek 24 Sada vstupních pohledů

4.2.2 Nalezení významných bodů

Jako významné body byly zvoleny hrany (okraje prstů). Pro nalezení významných bodů byl vytvořen algoritmus, který využívá k detekci hran aproximací druhé derivace. Vstupem algoritmu je obraz a výstupem je binární obraz reprezentující obrys prstu. V programu je využito dostupných funkcí Matlab. První funkce *edge* je zodpovědná za určení HHR, tato funkce využívá maskový operátor aproximující druhou derivaci Laplacian of Gaussian (LoG). Vstupem této funkce je šedo tónový obraz a výstupem je binární obraz (HHR). Tento binární obraz je nadále nutné upravovat, aby vznikla VHR obsahující pouze pravé hrany (obr. 25). Pro úpravu obrazu HHR je využito několika funkcí. Funkce *imdilate* do níž vstupuje obraz a tvar struktury získaný funkcí *strel*, výstupem je dilatovaný obraz. Funkce *bwmorph* spojuje pixely, postup je takový, že pokud má nulový pixel dva sousední body nenulové, které nejsou spojeny, dojde ke změně nul na jedničky. Funkce *bwareaopen* odstraní pixely, jejichž množství je menší než práh (80). Příkaz *imopen* způsobí erozi obrazu s následnou dilatací opět podle zadané struktury funkcí *strel*. Funkce *bwconncomp* spojuje pixely do celku. Zároveň se společně s hledáním hran určuje centroid což je střed (osa) snímaného prstu.

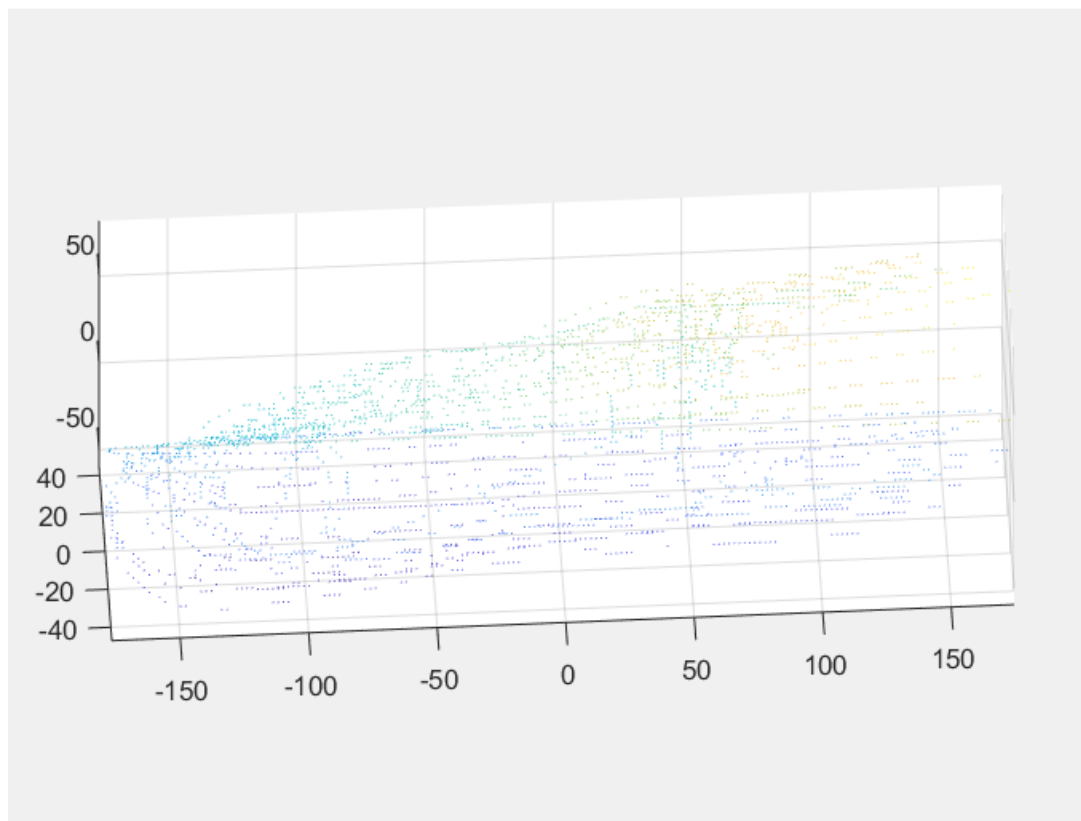


Obrázek 25 Výsledek hranové detekce

4.2.3 Tvorba polynomu bodů

Pro tvorbu modelu ruky bylo nutné významné body seřadit do jedné trojrozměrné matice. Jednotlivé pohledy byly vkládány do matice pod úhly, kterými byly sejmuty originální snímky. Pro zjištění těchto úhlů bylo nutné změřit parametry kamery. Jednotlivé vysegmentované prsty se ukládají do matice pod příslušnými úhly kolem osy centroidu. Prvně je nutné zadat úhly, pod kterými byly snímky pořízeny. V případě 15 snímků je to rozsah snímání 100° s krokem 7° . Pokud je snímáno 30 snímků je rozsah 105° s krokem $3,5^\circ$. Dále je určen střed systému, který je dán polohou centroidu. Při vkládání pohledů do trojrozměrné matice známe vždy jen souřadnice obrazu x y , chceme tedy získat souřadnice z . Pokud rotujeme kolem osy x , osa x je neměnná, ale osa y se zmenšuje. Pokud si představíme, že úhel snímání s podložkou vytváří pravoúhlý trojúhelník, osa y původní je přepona. Změněná osa y je odvěsna a výška z je druhá odvěsna. Velikost (vzdálenosti) osy z spočítáme podle vzorce $z = -y \cdot \sin(\alpha)$. Osu y podle $y = y \cdot \cos(\alpha)$. Přičemž úhel α je $90 -$ úhel natočení kamery. Poté se hodnoty x , y , z ukládají do

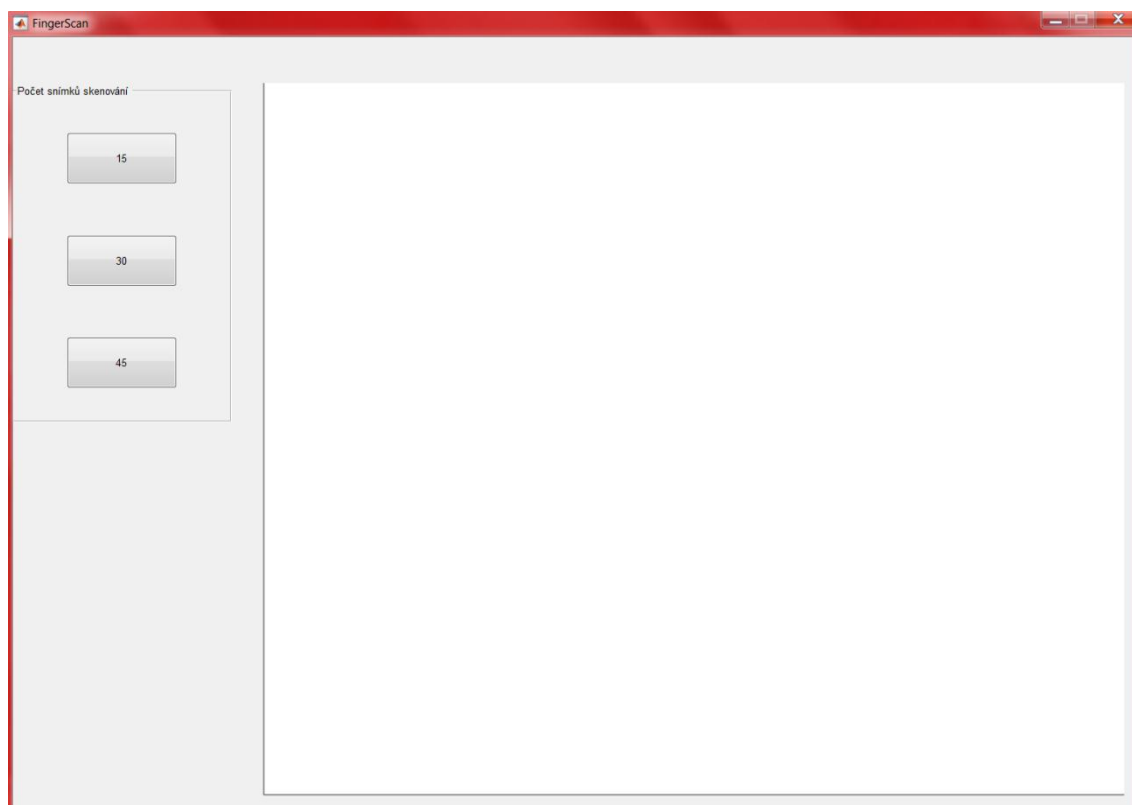
trojrozměrné matice a příkazem *pcshow* jsou vykresleny (obr. 26). Po vzniku polynomu bylo nutné odstranit outliery a zmenšit počet bodů pro možnost zesíťování. Zesíťování bodů je provedeno funkcí *boundary* a *trisurf*. (obr. 29).



Obrázek 26 Seskládání pohledů do jedné matice pod příslušnými úhly.

4.3 Programové prostředí Matlab GUI pro řízení systému

Pro ovládání pozičního systému a akvizici snímků bylo vytvořeno uživatelské rozhraní GUI, viz obr. 26. Před spuštěním programu je nutné uvést rameno do výchozí pozice. Po spuštění FingerScan se klinutím na tlačítko s počtem pohledů spustí sekvence pro akvizici určeného počtu pohledů. Jednotlivé snímky jsou během cyklu zobrazovány a ukládány do složky. Tento proces je zcela automatizován a po skončení cyklu se rameno vrací zpět do výchozí pozice.



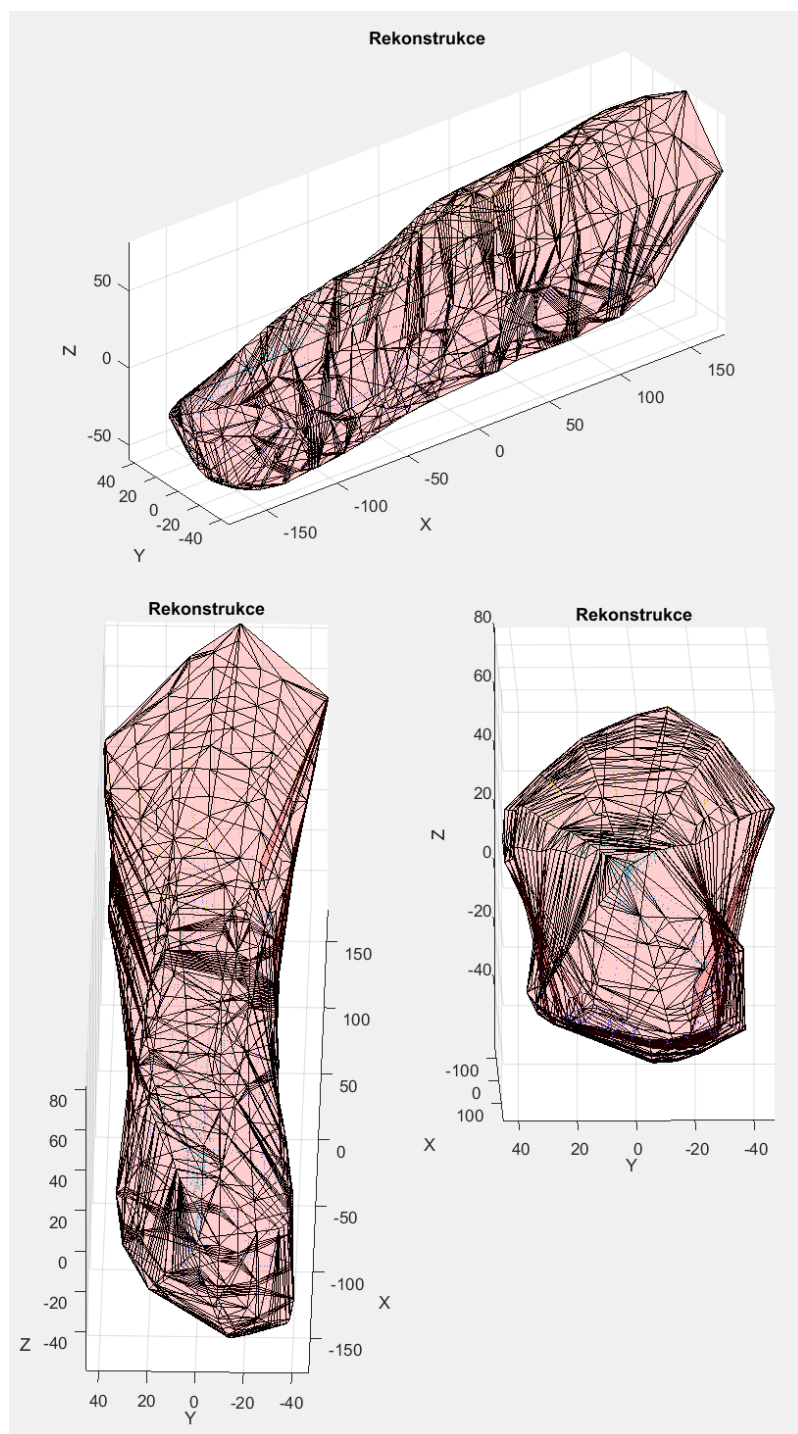
Obrázek 27 Gui FingerScan

5 VÝSLEDKY OVĚŘENÍ ŘEŠENÍ

Při hodnocení práce bude nejprve řešen návrh pozičního systému. Cílem pozičního systému bylo zachytit pomocí webkamery scénu z různých pohledů a snímky scény uložit. Volba ramena s webkamerou se zdá být vhodná pro tento úkol. Nevýhodou pozičního systému jsou kmity ramena způsobené pružností ramena a setrvačností. Doba zisku sady 30 snímků je cca 3 minuty. Tento čas by bylo možné zkrátit o čas potřebný k stabilizaci kamery, který je nyní 5 vteřin, a to například přidáním třecích vložek k ramenu, které by zabránili jeho kmitání. Při tvorbě rekonstrukčního modelu je nutné vymezit oblasti zájmu detektorů, protože krajní snímky zabírají i část pozičního systému, což by zkreslovalo výsledky detekce. Příklad snímku pořízeného pomocí pozičního systému je na obrázku 28.

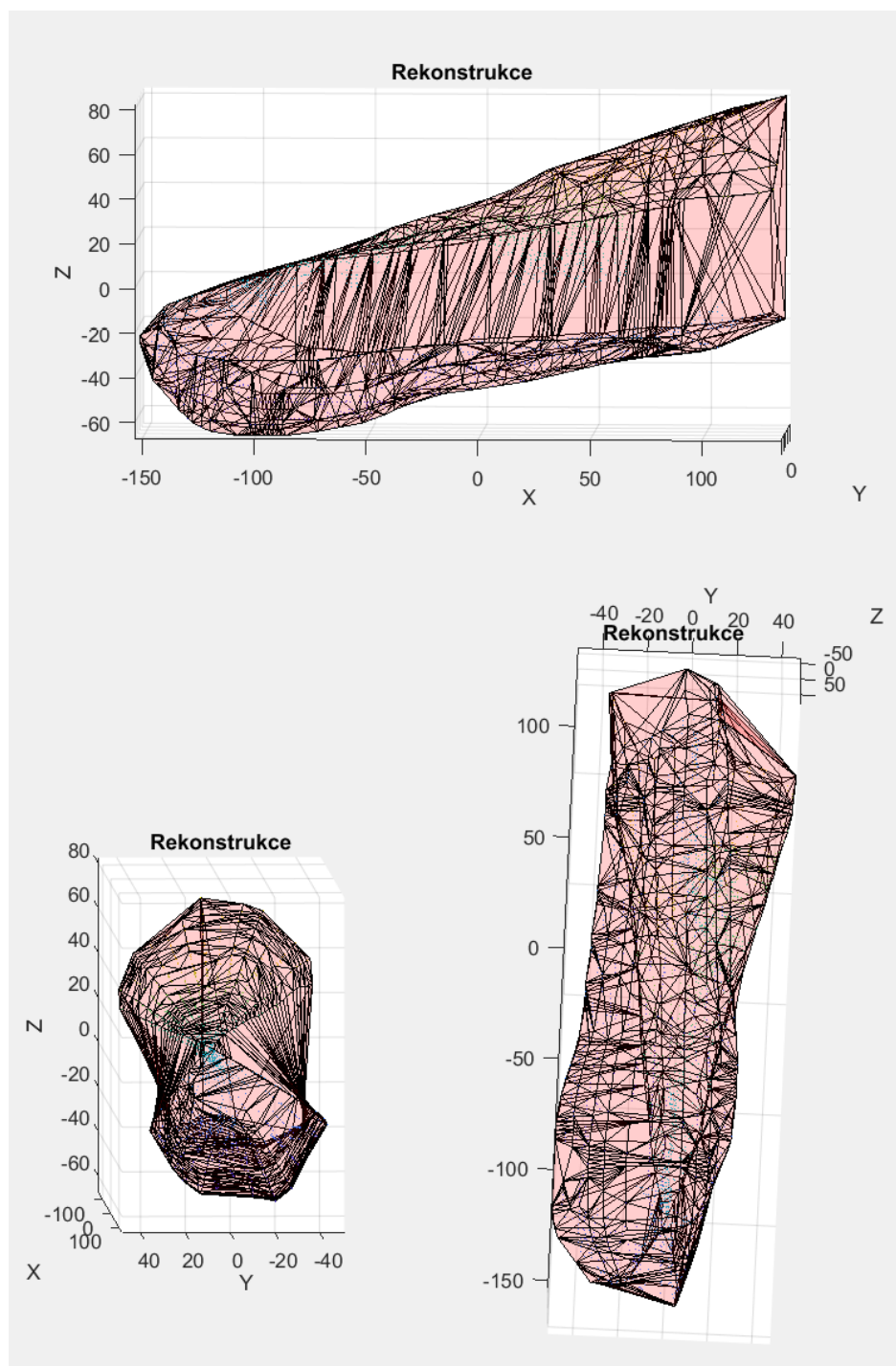


Obrázek 28 Jeden pohled prstu zachycen pozičním systémem



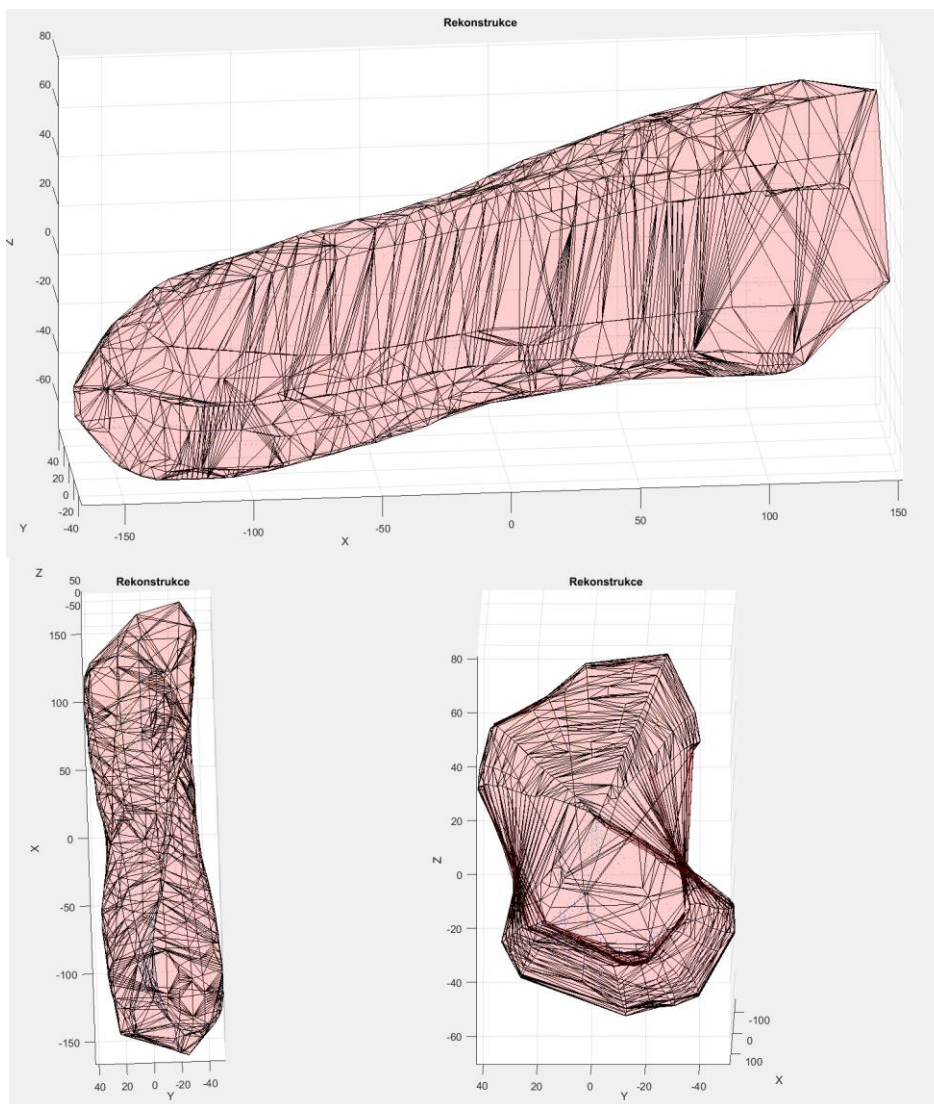
Obrázek 29 Rekonstrukce 1. prstu 15 pohledů

Na obrázku 29 je znázorněn výsledný model prstu z 15 pohledů. Objem byl spočítán pomocí funkce *boundary* na 1,542.



Obrázek 30 Rekonstrukce 2. prstu z 15 pohledů

Na obrázku 30 jsou zobrazeny 3 obrázky modelu prstu. Objem funkcí *boundary* 1,185.



Obrázek 31 Rekonstrukce 3. prstu z 15 pohledů

Třetí prst na obrázku 31. Funkcí *boundary* vypočítán objem na 1,402.

	1. Prst	2. Prst	3. Prst
Objem získán funkcí <i>boundary</i>	1,542	1.185	1,402

Z modelů vytvořených programem rekonstrukce je patrné že výrazným nedostatkem je malý úhel snímání, díky kterému je nutné aproximovat povrch části prstu. Dalším nedostatkem jsou artefakty vzniklé nedokonalou detekcí hran.

6 DISKUZE A ZHODNOCENÍ

Úkolem diplomové práce bylo vytvořit přístroj, který bude schopen provádět rekonstrukci povrchu z různých pohledů. Tato práce by měla sloužit jako podklad pro navazující práce, jejíž cílem by měl být funkční přístroj pro měření otoků končetin.

Pro automatický sběr obrazů a zajištění konstantních vnějších parametrů kamery byl zkonstruován poziční systém. Pro konstrukci pozičního systému bylo nejprve navrženo rameno. Nevýhoda tohoto řešení je, že na krokový motor působí příliš velká zátěž a motor není schopen pohybovat ramenem. Rameno bylo tedy nahrazeno kruhovou konstrukcí, která poskytuje lepší vyvážení a umožňuje pohyb kamery. V diplomové práci nebyl navrhnut předozadní posun ramene, protože cílem práce nebylo modelovat povrch celé ruky. Pro možnost rekonstrukce povrchu celé ruky a hodnocení otoků, by bylo nutné přidat posun celého ramene, aby kamera mohla sejmout celý povrch končetiny. Tento posun by bylo možné realizovat přiděláním krokového motoru s ramenem na posuvný díl, kterým by bylo možné pohybovat pomocí druhého krokového motoru.

Pro ovládání krokového motoru bylo využito Matlabu, díky tomu je možné ovládat motor jen velice jednoduše, bez nastavení přesných parametrů. Pro zlepšení ovládání v Matlabu by bylo vhodné použít Arduino motor shield, pro který obsahuje Matlab knihovny pro ovládání krokových motorů. Popřípadě zvolit přímo rozhraní Arduino IDE a s ním výkonnější motorový driver. Pro akvizici snímků by bylo vhodné vybavit podložku, na které jsou pořizovány snímky neodrazivým materiálem, který by nezkresloval dosažené výsledky.

Pro rekonstrukci byl zvolen algoritmus využívající nalézání významných bodů na hranách prstů a dále seskládání podle úhlů do jedné trojrozměrné matice. Tento algoritmus je výhodný zejména v hledání významných bodů, kdy se hrany hledají jednoduše, oproti hranovým detektorům jako je např. surf, kdy by bylo nutné použít zvýraznění povrchu prstu pro detekci bodů.

Detekce hran není zcela dokonalá a dochází k tvorbě artefaktů. S větším počtem pohledů přibývá artefaktů, proto výsledky z více snímků nebyly v práci zmíněny.

Nevýhodou systému je snímání prstu z malého rozsahu úhlů, což je způsobeno konstrukčními vlastnostmi pozičního systému. Neoptimálnější by bylo snímání alespoň

ze 180 stupňů. Vzhledem ke konstrukci to ale není možné, pro vylepšení by bylo vhodné rameno zkonstruovat tak, aby byla osa rotace, pokud možno v oblasti snímané končetiny.

7 ZÁVĚR

Měření otoků je důležité zejména pro objektivní hodnocení kvality léčby, což je v dnešní medicíně založené na důkazech velmi důležité. Pro měření otoků jsou používány metody, které nejsou ideální. Cílem práce tedy je navrhnout přístroj a zjistit jeho možnosti pro případné využití měření otoků.

V teoretické části práce je provedena rešerše metod pro měření otoků a charakteristika otoků. V dalších kapitolách je popsána problematika nutná pro tvorbu pozičního systému. Na závěr teoretické části jsou popsány některé metody pro tvorbu 3D modelu ze snímků scény, nejpodrobněji je zde popsána metoda Structure from motion.

V práci byl navrhnut základ pozičního systému, který slouží pro snímání prstu ruky, pro snímání celé ruky bude nutné tento model rozšířit o posun celého ramene, tak aby byla kamerou zabírána celá část končetiny.

Pro rekonstrukci povrchu z fotografií byl navrhnut program, který se snaží určit povrch snímaného objektu. V programu by bylo vhodné vylepšit detekci hran čímž by došlo k odstranění artefaktů a celý systém by se stal použitelným pro využití v praxi. Dále pak zkonstruovat poziční systém s osou rotace nad podložkou, čímž by se dosáhlo většího úhlu snímání.

LITERATURA

- [1] ANGELHED JE, STRID L, BERGELIN E, FAGERBERG B. Measurement of lower-leg volume change by quantitative computed tomography. Acta Radiol. 2008 Nov;49(9):1024-30. doi: 10.1080/02841850802427879. PubMed PMID: 18846449.
- [2] Arduino. [online]. 2016 [citace 2016-11-18]. Dostupné z: <http://arduino.cc/>
Bakalářská práce, FEL CVUT, 2007.
- [3] BAY, H. ESS, A. TUYTELARS, T.: Speeded-Up Robust Features (SURF). Computer Vision and Image Understanding, ISSN 1077-3142. [online]. 2008 [citace 2017-05-03]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1077314207001555>
- [4] BÍLEK, P.: Významné body v obraze: detekce, korespondence a lokalizace ve 3D.
- [5] Computer vision toolbox [online]. 2017 [citace 2017-05-06]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/vision/>
- [6] HARLTEY, Richard. ZISSERMAN Andrew. Multiple View Geometry in Computer Vision. 2. vyd. Cambridge: Cambridge University Press, 2003. ISBN 0521540518.
- [7] Harris corner detector [online]. 2014 [citace 2017-05-06]. Dostupné z: http://docs.opencv.org/2.4/doc/tutorials/features2d/trackingmotion/harris_detector/harris_detector.html
- [8] HAYN, Dieter, Friedrich FRUHWALD, Arthur RIEDEL, Markus FALGENHAUER a Günter SCHREIER. Leg Edema Quantification for Heart Failure Patients via 3D Imaging. Sensors 2013, 13(8), 10584-10598, ISSN 1424-8220.
- [9] CHROMY Adam, ZALUD Ludek, DOBSAK Petr, SUSKEVIC Igor, MRKVICOVA Veronika. Limb volume measurements: comparison of accuracy and decisive parameters of the most used present methods Chromy et al. SpringerPlus (2015) 4:707 DOI 10.1186/s40064-015-1468-7
- [10] CHROMÝ, A. High- Accuracy Volumetric Measurements of Soft Tissues Using Robotic 3D Scanner. In 13th IFAC and IEEE Conference on Programmable Devices

- and Embedded Systems PDES 2015. Programmable devices and systems. Krakow, Polsko: Elsevier, 2015. s. 318-323. ISSN: 1474- 6670.
- [11] KITTNAR, Otomar, et al. Lékařská fyziologie. 1. vydání. Praha: Grada, 2011. 790 s. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [12] Krokové motory [online]. 2002 [citace 2017-05-01]. Dostupné z: <https://robotika.cz/articles/steppers/cs>
- [13] Matlab. [online]. 2016 [citace 2016-11-18]. Dostupné z: [http:// Mathworks.com/](http://Mathworks.com/)
- [14] MAYROVITZ, H. N, J. MACDONALD, S. DAVEY, K. OLSON a E. WASHINGTON. Measurement Decisions for Clinical Assessment of Limb Volume Changes in Patients With Bilateral and Unilateral Limb Edema. Physical Therapy. 2007, 87(10), 1362-1368, ISSN 0031-9023.
- [15] MUDr. CHOCHOLA, Miroslav CSc. [online]. 2011 [citace 2017-07-08]. Dostupné z: <http://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2011/11/11.pdf>
- [16] MUDr. ŠTEFÁNEK J., Otoky-příčiny. [online]. 2011 [citace 2017-07-08]. Dostupné z: <http://www.stefajir.cz/?q=otoky-priciny>
- [17] MUDr. ZAJÍCOVÁ S. Diferenciální diagnostika a léčba otoků dolních končetin [online]. 2011 [citace 2017-05-08]. Dostupné z: <https://www.internimedicina.cz/pdfs/int/2010/03/13.pdf>
- [18] Otok [online]. 2017 [citace 2017-06-08]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Otok>
- [19] Tkáňový mok [online]. 2017 [citace 2017-07-08]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Tk%C3%A1%C5%88ov%C3%BD_mok
- [20] PITSCH Françoise. [online]. 2016 [citace 2016-12-06]. Dostupné z: <http://www.phlebolymphology.org/benefit-of-daflon-500-mg-in-chronic-venous-disease-related-edema/>
- [21] REMINGTON MEDICAL EQUIPMENT LTD. *Baseline Volumetric EdemaGauges*. [online]. 2017 [citace 2017-7-31]. Dostupné z: <http://www.remingtonmedical.com/product/detail/c93>
- [22] RUIDER, Pavel. POHORSKÝ Jan. KYLAR J. Krokové motory. 1985, 35 s.
- [23] Single camera calibration app [online]. 2017 [citace 2017-5-5]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/vision/ug/single-camera-calibrator-app.html>

- [24] Spotlight webcam pro [online]. 2017 [citace 2017-06-08]. Dostupné z: <http://www.trust.com/en/product/16428-spotlight-webcam-pro>
- [25] Structure from motion. [online]. 2016 [citace 2016-12-24]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/vision/examples/structure-from-motion-from-multiple-views.html>
- [26] Technologie. [online]. 2009 [citace 2016-12-06]. Dostupné z: <http://www.fotografovani.cz/vybirame/technologie1/obrazove-problemy-digitalni-fotografie-i-senzor-152899cz?send>
- [27] TIERNEY S, ASLAM M, RENNIE K, et al. Infrared optoelectronic volumetry, the ideal way to measure limb volume. Eur J Vasc Endovasc Surg. 1996;12:412-417.
- [28] VOKURKA, Martin a Jan HUGO, et al. Velký lékařský slovník. 9. vydání. Praha: Maxdorf, 2009. 1159 s. ISBN 978-80-7345-202-5.
- [29] Web Arduino Stepper [online]. 2016 [citace 2017-07-08]. Dostupné z: <https://coeleveld.com/arduino-stepper-l298n/>
- [30] WALEK Petr, LAMOŠ Martin, JAN Jiří. Analýza biomedicínských obrazů. 2013 VUT Brno. ISBN 978-80-214-4792-9

SEZNAM ZKRATEK

LED Light Emitting Diode

USB Universal Serial Bus

GND Ground

PWM Pulse Width Modulation

SPI Serial Peripheral Interface

CCD Charge-coupled device

CMOS Complementary Metal–Oxide–Semiconductor

BSI BackSide-Illumination

SIFT Scale-invariant feature transform

SVD Singular Value Decomposition

3D Three dimensional

PC Personal computer

CT Computed tomography

NMR Nukleární magnetická rezonance

UZV Ultrazvuk

HHR Hrubá hranová reprezentace

VHR Výsedná hranová reprezentace

SEZNAM PŘÍLOH

A zařízení

48

A ZAŘÍZENÍ

