

ŽILINSKÁ UNIVERZITA V ŽILINE
Elektrotechnická fakulta

Evidenčné číslo

VYUŽITIE 3D SNÍMANIA PRI DIAGNOSTIKE
OBŠTRUKČNÉHO SPÁNKOVÉHO APNOE

DIPLOMOVÁ PRÁCA

2019
Bc. Silvia Janišová

ŽILINSKÁ UNIVERZITA V ŽILINE
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A INFORMAČNÝCH
TECHNOLÓGIÍ
KATEDRA TEORETICKEJ ELEKTROTECHNIKY A
BIOMEDICÍNSKEHO INŽINIERSTVA

VYUŽITIE 3D SNÍMANIA PRI DIAGNOSTIKE
OBŠTRUKČNÉHO SPÁNKOVÉHO APNOE

DIPLOMOVÁ PRÁCA

Študijný program: Biomedicínske inžinierstvo
Študijný odbor: 5.2.47 Biomedicínske inžinierstvo
Školiace pracovisko Žilinská univerzita v Žiline
Elektrotechnická fakulta
Katedra teoretickej elektrotechniky a biomedicínskeho
inžinierstva
Vedúci diplomovej práce: doc. Ing. Dušan Koniar, PhD.

Žilina 2019
Bc. Silvia Janišová

Namiesto tejto strany vložiť zadanie záverečnej práce!

Abstrakt

Zámerom tejto práce je zhodnotiť súčasný stav 3D zobrazovania a jeho využitie v biomedicínskych aplikáciách, konkrétne diagnostiku obštrukčného spánkového apnoe. Praktická časť je rozdelená do troch častí. Úlohou prvej z nich je stanoviť vhodné rozmiestnenie a počet použitých hĺbkových kamier tak, aby bolo možné vytvoriť celistvý model tváre a kru a detegovať všetky vybrané parametre. Druhá časť sa sústreďuje na elimináciu nežiaduceho pohybového artefaktu voľbou vhodného módu snímania. Tretia časť prezentuje program, ktorý spracováva hĺbkové a farebné snímky na rekonštrukciu 3D modelu a eliminuje prípadné chyby v obraze.

Abstract

The purpose of this paper is to summarize the current state of the 3D imaging techniques and to evaluate its application in biomedicine, namely diagnosis of the obstructive sleep apnea syndrome. The practical part of the thesis is divided into three parts. The aim of the first one is to find out the suitable position and the number of the depth cameras needed in order to meet the requirement of creating a sufficient model of face and neck for detection of all features. The second part focuses on elimination of the motion artifact with the choice of convenient screening mode. The third part presents the program for post processing of depth and color frames that are used for 3D reconstruction and non-systematic error correction.

ANOTAČNÝ ZÁZNAM – DIPLOMOVÁ PRÁCA

Meno a priezvisko: Silvia Janišová

Akademický rok: 2018/2019

Názov práce: Využitie 3D snímania pri diagnostike obštrukčného spánkového apnoe

Počet strán:

Počet obrázkov: Vyplniť.

Počet tabuliek: Vyplniť.

Počet grafov:

Počet príloh: Vyplniť.

Počet použ. lit.: Vyplniť.

Anotácia v slovenskom jazyku:

Táto práca popisuje novú metódu diagnostiky syndrómu obštrukčného spánkového apnoe u detí. Diagnostika je založená na detekcii kraniofaciálnych parametrov, typických pre toto ochorenie z 3D modelu hlavy a krku pacienta. Cieľom práce je vytvoriť geometricky presný model, a to návrhom vhodného skríningového systému, voľby módu snímania a následného programového spracovania.

Anotácia v anglickom jazyku:

This paper proposes a new approach to the diagnosis of childhood obstructive sleep apnea syndrome. Diagnostic method is based on the detection of the typical craniofacial features using 3D model of patient's head and neck. The aim of the paper is to create a geometrically accurate model provided by design of screening system, choice of screening mode and further post processing.

Kľúčové slová:

obštrukčné spánkové apnoe, 3D snímanie, chyby ToF kamier, Microsoft Kinect v2

Vedúci diplomovej práce: doc. Ing. Dušan Koniar, PhD.

Konzultant: Ing. Jozef Volák

Recenzent: _____

Dátum odovzdania práce: 7. mája 2019

Obsah

1	Úvod.....	1
2	3D ZOBRAZOVANIE V BIOMEDICÍNE	2
2.1	3D skenovanie.....	2
2.1.1	Rozdelenie 3D skenerov	3
2.2	Využitie 3D snímačov v biomedicíne	5
2.3	Vlastnosti ideálneho 3D snímača a jeho využitie	5
2.3.1	Liečba popálenín	6
2.3.2	Získanie antropometrických parametrov	7
2.3.3	Diagnostika obštrukčného spánkového apnoe	8
3	Hĺbková kamera ToF	10
3.1	Princíp činnosti zariadenia Kinect v2.....	10
3.2	Rekonštrukcia scény	13
3.3	Chyby ToF kamier	16
3.3.1	Systémové chyby	16
3.3.2	Náhodné chyby	19
3.3.3	Hrubé chyby.....	23
4	Diagnostika obštrukčného spánkového apnoe v súčasnej praxi.....	24
5	Experimentálna časť	26
5.1	Návrh, modifikácie vizuálneho systému a ich porovnanie.....	27
5.2	Porovnanie sekvenčného a paralelného módu snímania	38
5.2.1	Simulácia pohybového artefaktu.....	38
5.2.2	Spracovanie výsledkov	40
5.2.3	Výber zobrazovacieho módu	40
5.3	Spracovanie hĺbkových a RGB snímok.....	42
5.3.1	Spracovanie hĺbkového obrazu	42
5.3.2	Spracovanie farebného obrazu	47
5.3.3	Vytvorenie výsledného 3D modelu.....	50
6	Záver.....	53

Zoznam obrázkov a tabuliek

Obr. 3.1: Typy radiálneho skreslenia šošovky v porovnaní so skutočným objektom. ...	17
Obr. 3.2: Vznik chyby spôsobenej rozptylom svetla.....	22
Obr. 5.1: Konštrukcia vyšetrovacej komory	28
Obr. 5.2: Rozloženie snímačov a ich vzájomný vplyv	29
Obr. 5.3: Cefalometrická analýza používaná v rádiológii [23].	30
Obr. 5.4: Analýza parametrov mäkkých tkanív [24].	30
Obr. 5.5: Rekonštrukcia povrchu mračna bodov pri použití metódy Ball Pivoting	31
Obr. 5.6: Vyznačenie cefalometrických parametrov v laterálnej rovine pri použití dvoch snímačov	33
Obr. 5.7: Vyznačenie orientačných bodov mäkkého tkaniva tváre pri použití jedného snímača.....	34
Obr. 5.8: Umiestenie snímačov vo vyšetrovacej komore	34
Obr. 5.9: Vyznačenie cefalometrických parametrov v laterálnej rovine pri použití troch snímačov	35
Obr. 5.10: Vyznačenie orientačných bodov mäkkého tkaniva tváre pri použití troch snímačov	35
Obr. 5.11: Umiestenie štyroch snímačov vo vyšetrovacej komore.	36
Obr. 5.12: Vyznačenie cefalometrických parametrov v laterálnej rovine pri použití štyroch snímačov.	36
Obr. 5.13: Vyznačenie orientačných bodov mäkkého tkaniva tváre pri použití štyroch snímačov.	37
Obr. 5.14: Aparát na simuláciu pohybu v obraze	38
Obr. 5.15: Snímky zhotovené kamerami 1-4, sekvenčný mód.	39
Obr. 5.16: Snímky zhotovené kamerami 1-4, paralelný mód.	39
Obr. 5.17: 3D model- sekvenčné snímanie.	41
Obr. 5.18: 3D model - paralelné snímanie.	41
Obr. 5.19: Chyba hĺbkovej mapy	42
Obr. 5.20: Bloková schéma programu na spracovanie hĺbkových snímok.....	43
Obr. 5.21 Grafické porovnanie PSNR nefiltrovaného a filtrovaného hĺbkového obrazu	45
Obr. 5.22: Kamera 2, predspracovaný hĺbkový obraz.	45
Obr. 5.23: Kamera 2, obraz po filtrácii a interpolácii.	45
Obr. 5.24: Kamera 4, predspracovaný hĺbkový obraz.	46
Obr. 5.25: Kamera 4, obraz po filtrácii a interpolácii.	46

Obr. 5.26: Kamera 3, predspracovaný hĺbkový obraz.	46
Obr. 5.27: Kamera 3, obraz po filtrácii a interpolácii.	46
Obr. 5.28: Kamera 1, predspracovaný hĺbkový obraz.	46
Obr. 5.29: Kamera 1, obraz po filtrácii a interpolácii.	46
Obr. 5.30: Pôvodný RGB obraz	48
Obr. 5.31: Pôvodný RGB obraz po použití metódy 0.....	48
Obr. 5.32: Pôvodný RGB obraz po použití metódy 1.....	48
Obr. 5.33: Pôvodný RGB obraz po použití metódy 2.....	48
Obr. 5.34: Pôvodný RGB obraz po použití metódy 3	49
Obr. 5.35: Kamera1- pred filtráciou.	49
Obr. 5.36: Kamera 1 – po filtrácii.	49
Obr. 5.37: Kamera 2- pred filtráciou	49
Obr. 5.38: Kamera 2 – po filtrácii.	49
Obr. 5.39: Kamera 3 - pred filtráciou.	50
Obr. 5.40: Kamera 3 – po filtrácii.	50
Obr. 5.41: Kamera 4 - pred filtráciou.	50
Obr. 5.42: Kamera 4 – po filtrácii.	50
Obr. 5.43: Ukladanie 3D modelu vo formáte .ply.....	50
Obr. 5.44: Aplikácie masiek parametrov typických pre OSAS	51
Obr. 5.45: 3D model pred filtráciou.	51
Obr. 5.46: 3D model po filtrácii.	51
Obr. 5.47: Hausdorffova vzdialenosť.	51

Zoznam skratiek

Skratka	Anglický význam	Slovenský význam
ToF	Time of Flight	Doba letu
3D	Three-dimensional	Trojdimenzionálny
2D	Two dimensional	Dvojrozmerný
LED	Light Emitting Diode	Luminiscenčná dióda
USB	Universal Serial Bus	Univerzálna sériová zbernica
IR	Infrared	Infračervený
OSAS	Obstructive Sleep Apnoe Syndrome	Obštrukčné spánkové apnoe
NIR	Near-infrared	Blízke infračervené žiarenie
RGB-D	Red Green Blue - Depth	Červená zelená modrá - hĺbka
FIFO	First In, First Out	Prvý dovnútra, prvý von
NaN	Not a Number	Nečíslo
PSNR	Peak Signal-to-Noise ratio	Špičkový odstup signálu k šumu
ICP	Iterative Closest Point	
FPN	Fixed Pattern Noise	
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor	technológia výroby logických integrovaných obvodov

Zoznam symbolov

Symbol	Jednotka	Význam symbolu
c	[m/s]	Rýchlosť svetla vo vákuu
f	[Hz]	Frekvencia
ω	[Hz]	Modulačná frekvencia

Slovník termínov

Termín	Význam termínu
Hypoxémia	Abnormálne nízka hladina kyslíka v krvi
Ronchopatia	Chrápanie - inspiračný zvuk vznikajúci rozochvením mäkkých častí dýchacích ciest
Oropharynx	Ústna časť hltana
Tonziálna hypertrofia	Zväčšenie mandlí
In vivo	V živom organizme
Kraniofaciálny	Týkajúci sa lebky a tváre
Fenotyp	Súhrn pozorovateľných znakov a vlastností organizmu
Distorzia	
Obštrukcia	Prekážka, zábrana
Maloklúzia	Nesprávny, chybný zkus

Pod'akovanie

1 ÚVOD

Tvorba trojdimenzionálnych modelov zaznamenáva v posledných rokoch veľký rozmach vo väčšine priemyselných odvetví, najmä vďaka rapídному vývoju 3D technológií ako sú 3D tlačiarne, či už ide o modely budov v architektúre alebo dizajnérske prototypy nových produktov. Všetky tieto aplikácie vyžadujú na začiatku počítačový 3D model. Ten nemusí byť použitý iba na tvorbu reálneho objektu, ale môže slúžiť aj na uchovanie informácie o zosnímanom objekte. Jej rekonštrukciou získavame vizualizáciu, ktorá na rozdiel od reálneho objektu nepodlieha vonkajším vplyvom, starnutiu a je statická. Na vytvorenie 3D modelu sa najčastejšie používajú hĺbkové kamery.

V oblasti biomedicíny je metóda 3D snímania a zobrazovania stále využívaná viac v oblasti výskumu, ako v každodennej praxi. Má ale veľký potenciál, najmä pre svoju neinvazívnosť a cenovú dostupnosť.

Cieľom tejto práce je poukázať na nové oblasti a možnosti použitia 3D zobrazovania v biomedicíne. Nosná časť práce sa zameriava na návrh automatizovaného skriningového nástroja za účelom diagnostiky obštrukčného spánkového apnoe u detí. Jedná sa o chronické ochorenie, ktoré je charakterizované opakovanými výpadkami dýchania (apnoe) alebo výrazným obmedzením dýchania počas spánku.. Návrh vychádza z potreby doplnkového vyšetrenia k celonočnej polysomnografii, pretože poruchy spánku v detskom veku sú veľmi časté a na Slovensku sa v súčasnosti nachádza iba jedno spánkové laboratórium v Univerzitnej nemocnici v Martine. Toto vyšetrenie je založené na vytvorení 3D modelu hlavy a krku detského pacienta, keďže príznaky OSAS sa prejavujú práve v tvárovej oblasti, a vyhodnotení vybraných kraniofaciálnych parametrov. Na tvorbu modelu bol na základe predchádzajúcej štúdie použitý snímač Microsoft Kinect v2. Úlohou tejto práce bolo stanoviť počet potrebných snímačov a ich ideálne rozmiestnenie, v záujme minimalizácie vznikajúcej multikamerovej interferencie, určiť vhodný mód snímania a zabezpečiť čo najvyššiu presnosť a kvalitu zhotovených hĺbkových snímok, ktoré budú použité na vytvorenie 3D modelu hlavy a krku.

2 3D ZOBRAZOVANIE V BIOMEDICÍNE

Medicínske zobrazovanie zaznamenalo vo veľmi krátkom časovom období obrovský pokrok. Neustále sa vyvíjajú nové technológie a tie, ktorých použitie bolo v minulosti nákladné, manuálne a časovo náročné, sa stali dostupné a sú súčasťou každodennej lekárskej praxe. V súčasnosti patrí medzi dominantné zobrazovacie metódy ultrasonografia (USG), počítačová tomografia (CT), pozitronová emisná tomografia (PET), či zobrazovanie pomocou magnetickej rezonancie (MRI). Vďaka týmto metódam sme schopní vytvárať dvojrozmerné obrazy anatomických štruktúr a ich trojrozmerné rekonštrukcie, pre čo najlepšiu reprezentáciu a diagnostiku vyšetrovaného tkaniva.

Vytvárať trojrozmerné modely je možné aj pomocou metódy skenovania, a to zariadením navrhnutým priamo za účelom získania 3D modelu. Skenovaním rozumieme proces, pri ktorom snímame povrch alebo časť tela s využitím neionizujúceho elektromagnetického žiarenia. Táto technológia je každým rokom rozšírenejšia, ale stále dominuje prevažne v technických a priemyselných odvetviach. V medicínskej praxi sa 3D modely využívajú pomerne zriedkavo, napriek tomu, že existuje veľa oblastí, kde by sa dali aplikovať. Práve 3D zobrazenie ponúka lepší spôsob vizualizácie a presné popísanie fenotypových charakteristík človeka. Za limitáciu môžeme považovať to, že na rozdiel od spomenutých konvenčných metód nie je možné zobrazovať vnútorné štruktúry tela.

Táto kapitola práce ponúka rozdelenie 3D skenerov podľa technológií, ktoré využívajú, opisuje ideálny prístroj pre použitie v medicíne, poukazuje na oblasti medicíny, kde sa 3D skenery v praxi využívajú a oblasti, ktoré sú stále predmetom štúdií [1, 2].

2.1 3D SKENOVANIE

Primárnym cieľom 3D skenovania je vytvorenie obrazu objektu, jeho uloženie a konverzia do digitálneho formátu, aby mohol byť ďalej spracovaný a analyzovaný. Získavame tak vizualizáciu objektu, ktorá na rozdiel od reálneho objektu nepodlieha vonkajším vplyvom a je statická. Najjednoduchšie môžeme činnosť takýchto zariadení popísať obrazovým snímačom, ktorý zaznamenáva viditeľné alebo/a

infračervené žiarenie odrazené od skenovaného objektu ako pixelové dáta. Vytvorený obraz je potom 2D usporiadaním pixelov, ktoré zodpovedajú rozlíšeniu senzora.

2.1.1 Rozdelenie 3D skenerov

Zariadenia na vytváranie digitálneho 3D modelu sú založené na rôznych technológiách a každé z nich má svoje výhody, limity a náklady, a teda aj oblasť použitia. V súčasnosti sa na trhu nachádza veľké množstvo takýchto 3D skenerov, pričom sa odlišujú práve týmito parametrami.

Na vytvorenie komplexného 3D modelu je potrebné zosnímať objekt z rôznych pohľadov, aby senzor zachytil všetky detaily povrchu objektu. Podľa toho, či je pohyb senzora automatizovaný, alebo je potrebné snímať objekt manuálne, môžeme senzory rozdeliť na:

- **Mobilné**, teda zariadenia, ktoré drží operátor priamo v ruke a sám volí trajektóriu po ktorej sa senzor pohybuje. Výhodou je vysoká flexibilita, avšak môže nastať problém s lokalizáciou senzora v priestore. Využíva sa pri tom registrácia obrazu, kedy sa zmena polohy senzora vyhodnocuje ako zmena scény medzi dvoma poslednými snímkami.
- **Stacionárne**, kde väčšina 3D skenerov využíva pohyblivý automatizovaný senzor, ktorý najčastejšie obsahuje krokový motor alebo servomotor. Ten zabezpečí presný pohyb po vopred vytýčenej trajektórii, čím uľahčuje vyhodnocovanie polohy snímača. Minimalizuje sa tak problém dodržania skenovacieho rozsahu, kedy môže byť zložitý tento rozsah manuálne dodržať. Nevýhodou je, že pri snímaní objektu sa musíme držať smeru osí, po ktorých sa senzor pohybuje.

Väčšina senzorov pracuje na princípe merania vzdialenosti objektu od senzora skeneru. Podľa spôsobu získavania dát ich môžeme ďalej rozdeliť na:

- **Kontaktné**, kde je vzdialenosť objektu od senzora určená priamo dĺžkou vyšetrovacej sondy, ktorou sa kontaktný skener dotýka objektu. V súčasnosti sa ich používanie zredukovalo a to kvôli problémom, ktoré spôsobuje dotyk senzora so snímaným objektom. Počas snímania môžu byť objekty deformované, čo môže spôsobovať chyby pri vyhodnocovaní tvaru.

Pri použití kontaktných senzorov v medicíne môže byť takéto skenovanie pri určitých diagnózach bolestivé, neprijemné, až nemožné. Takéto skenovanie stráca atraktívnosť a využitie.

- **Bezkontaktné** senzory prinášajú množstvo výhod, pretože snímať môžeme aj krehké, deformovateľné objekty, objekty veľkých rozmerov, či objekty v nepriaznivom prostredí (vysoká teplota, infekcia).

Bezkontaktné senzory pracujú v reflexnom móde, teda detektor zachytáva žiarenie odrazené z povrchu skenovaného objektu. Radíme ich medzi optické snímače, ktoré ďalej delíme na [3, 4]:

- **Aktívne**, ktoré využívajú na zosnímanie objektu určitý druh žiarenia, ktorý emitujú a detegujú jeho odraz. Patria sem metódy využívajúce nasledujúce princípy:
 - Čas doletu (Time of Flight)
 - Triangulácia
 - Interferometria
 - Využitie štruktúrovaného svetla.
- **Pasívne** senzory nemajú vlastný zdroj žiarenia, ale detegujú žiarenie, ktoré odrážajú snímané objekty. Väčšinou sa jedná o detekciu viditeľného žiarenia, ktoré je vždy prítomné, alebo môžu využívať senzory na detekciu infračerveného žiarenia. Pasívne metódy sú ekonomicky výhodné, pretože vo väčšine prípadov nevyžadujú zložitý hardvér. Najčastejšie ide o senzor vo fotoaparáte, ktorý je citlivý na viditeľné svetlo a vstupom na rekonštrukciu obrazu je súbor digitálnych obrazov. Radíme sem:
 - Stereovízia.

2.2 VYUŽITIE 3D SNÍMAČOV V BIOMEDICÍNE

Vďaka technologickému pokroku vie súčasná veda skúmať detailné informácie o všetkých vnútorných štruktúrach ľudského tela. Röntgenové zobrazovanie, zobrazovanie pomocou magnetickej rezonancie, počítačovej tomografie, či ultrazvuku umožnilo štúdium fyziológie a anatómie in vivo, a pomáha pri diagnostike a monitorovaní mnohých patologických stavov.

Snímanie vonkajších štruktúr a veľkosti tela je v medicíne rovnako osožné. Najstaršou metódou využívanou na meranie rozmerov a tvaru tela v medicínskej praxi je priama metóda. Pomocou dnešných 3D skenerov povrchu ľudského tela vieme získať presné záznamy o veľkosti, tvare a povrchu ľudského tela aj nepriamo. Tieto zariadenia, ktoré boli pôvodne vyvinuté odevným priemyslom sú veľmi atraktívne pre svoje široké možnosti využitia v medicíne, a to najmä pre nízke náklady, jednoduchosť použitia a neinvazívny charakter. Využívajú sa na posúdenie nutričného stavu, vývoja, výpočet dávky liekov, rádioterapie, chemoterapie, výrobe protéz. Využitie 3D skenerov môže výrazne ovplyvniť lekárske výskumy a prax. Podrobnejšie informácie získané zo skenovania by zmenili epidemiológiu mnohých ochorení, kde nahrádzajú súčasný BMI index, ktorý kvantifikuje mnohé znaky, ale nie je presným ukazovateľom žiadneho z nich [4].

2.3 VLASTNOSTI IDEÁLNEHO 3D SNÍMAČA A JEHO VYUŽITIE

Zámerom medicínskych technológov je vytvorenie takého zariadenia, ktoré je schopné vytvoriť model za čo najkratší čas a čo najmenšie náklady. Zariadenie, ktoré máme považovať za spôsobilé na použitie v každodennej medicínskej praxi, by malo spĺňať tieto parametre a kritériá.

- **Vysoká presnosť**- základný parameter, ktorý umožní zaznamenanie každej malej zmeny na ľudskom tele, spôsobené edémom, svalovou atrofiou, alebo posilňovaním.
- **Flexibilita**- ak má byť zariadenie univerzálne, má byť schopné skríningu celého tela, ale aj malého detailu.

- **Nízke operačné náklady**
- **Jednoduchá manipulácia**- zariadenie má byť automatizované v čo najväčšej miere, nemá obťažovať personál s komplexnými nastaveniami pred každým skenovaním.
- **Vysoká rýchlosť**- čas skenovania musí byť čo najkratší, nemal by presiahnuť určený čas, inak bude personál uprednostňovať odhad pred meraním.
- **Žiadne limitácie**- použiteľné pri každom pacientovi, žiadne limitácie ako sú kovové implantáty alebo zdravotný stav.
- **Bez nepriaznivých účinkov** – použitie nemá byť za žiadnych okolností škodlivé pre pacienta, ani pre personál [4].

2.3.1 Liečba popálenín

Veľkosť povrchu tela je spojená s viacerými fyziologickými procesmi, ako je napríklad metabolický výdaj, či obeh vody. V klinike je potrebná pri stanovení dávky určitých typov liečiv, s ohľadom na ich vylučovanie/vstrebávanie povrchom tela, pri dialýze, výpočte dávok RTG žiarenia na základe plochy vystavenej limitnej toxicite, pri určovaní rozsahu popálenín a povrchových tráum [5].

Pri liečbe popálenín je práve výpočet spálenej plochy potrebný na určenie, aké množstvo tekutín je potrebné použiť na resuscitáciu pacienta, podľa Parkland špecifikácie. Dodnes sa pri odhade celkového povrchu tela používa odhad- Wallace pravidlo deviatich, kedy plocha dlane predstavuje jedno percento celkového povrchu tela a percentuálny rozsah popáleného miesta je určený počtom dlaní, ktorými ho vieme prekryť. Použitie 3D kamery pri takomto prípade poranení, s cieľom zosnímania postihnutej oblasti a vyhodnotenie jej percentuálneho rozsahu, má ambíciu spresniť výpočet potrebnej dávky tekutín [6].

Popáleniny v oblasti krku patria medzi problematické, pretože sú veľmi náchylné k vytvoreniu zjazvenej kontraktúry. Práve tá spôsobuje u pacientov neschopnosť vykonávať celý rozsah pohybu v oblasti krku ako je otočenie, flexia, predĺženie, pretože prirodzené kontúry krku sú veľmi citlivé. Pri rehabilitácii je dôležité aktívne cvičenie, masáž, rovnaký význam má ale aj používanie dláh, často je nutná aj chirurgická intervencia. Kompresná terapia- použitie dláh je už zaužívanou metódou.

Liečba takýchto zranení často využíva kombináciu kompresnej liečby s chirurgickou intervenciou. V súčasnosti sa na zafixovanie používajú rôzne druhy dláh v tvare golierov, ako sú goliere vyrobené z termoplastov, Watusi golier, golier Philadelphia. Každý z nich má svoje výhody a nevýhody, avšak žiaden z nich nepredchádza potrebnej rekonštrukcii kože, ani neodďaľuje čas chirurgickej intervencie.

Práve v oblasti liečby popálenín sa kombinácia 3D skenovanie a 3D tlače ukazuje ako prudko sa vyvíjajúca technológia, ktorá môže priniesť revolúciu v liečbe popálenín. Protéza – golier, ktorý sa využíva pri type popálenín je navrhnutý priamo pre konkrétneho pacienta. V štúdií Red Cross Hospital Burn Center v Beverwijku, v Holandsku [7], boli pacienti s popáleninami a kontraktúrami v oblasti krku skenovaní pomocou optického 3D skenera Artec Spider™, a následne im boli namiesto štandardnej krčnej dlahy vyrobené dlahy pomocou 3D tlače z medicínskeho nylonu a silikónu. Skenovanie trvalo 30minút a celková výroba trvala 5 dní, pričom táto metóda bola bezkontaktná, a nebola limitovaná časom ani priestorom. Hoci iné metódy výroby dláh sú časovo menej náročné a prispôsobené kompresné odevy sa používajú pre väčšinu oblastí tela, aplikácia tlaku, ktorá je nutná, je v oblasti krku je naďalej náročná. Kombinácia 3D skenovania a tlače je takýchto prípadoch oproti iným metódam veľmi výhodná.

2.3.2 Získanie antropometrických parametrov

Využitie 3D celotelového skenera sa stáva čoraz dostupnejším a užitočnejším nástrojom na získavanie a zaznamenávanie antropometrických údajov. Antropometria ako súčasť fyzikálnej antropológie zahŕňa okrem iného systém meraní ľudského tela a jeho častí, kedy je metricky vyhodnocovaná poloha vybraných bodov na hlave, trupe a končatinách. Zaznamenáva teda povrchovú anatómiu ľudského tela. Výsledky takéhoto merania sú dôležité pri vyhodnocovaní individuálnej a skupinovej variability človeka. Najstaršou a stále často využívanou metódou na zaznamenávanie parametrov je priame meranie pomocou základných pomôcok: pelvimeter, antropometer, torakometer, cefalometer, posuvné meradlo, kaliper a pásová miera. Vďaka nim vieme merať vzdialenosti medzi jednotlivými antropometrickými bodmi na tele a vyhodnocovať ich vzťahy známymi indexmi [8]. Práve 3D celotelový skenera

ponúka zefektívnenie, zrýchlenie a spresnenie tradičnej manuálnej metódy [9]. Možnosť uloženia záznamov v digitálnom formáte, archivácia pre ďalšie štúdium bez účasti pacienta a bezkontaktnosť vyšetrenia robia využitie bezkontaktného celotelového skenera atraktívne.

2.3.3 Diagnostika obštrukčného spánkového apnoe

Spánkové apnoe je chronické ochorenie, ktoré je charakterizované opakovanými epizódami (≥ 5 /hodinu) neprítomnosti dýchania (apnoe) alebo výrazne obmedzeným dýchaním (hypoapnoe) počas spánku. Najzávažnejšie a najdlhšie apnoe sa vyskytuje najmä počas hlbších fáz spánku, kedy sú opakované nočné poklesy saturácie hemoglobínu kyslíkom veľmi závažné. Opakovaná hypoxémia je spojená s prebúdzaním, kedy sa počas povrchnejšieho štádia spánku alebo pri úplnej bdelosti vždy obnoví normálna dychová aktivita. Takéto opakované ataky spôsobujú fragmentáciu spánku a zjavnú dennú spavosť. U väčšiny pacientov je základným mechanizmom porušenia ventilácie opakované zúženie, až uzatvorenie horných dýchacích ciest, a to na úrovni mäkkého podnebia, prípadne jazyka. Zvyšuje sa ventilačné úsilie, avšak obštrukcia horných dýchacích ciest bráni v dýchaní.

Hlavnými symptómami sú výrazná denná spavosť, $\text{BMI} \geq 30$, nárast telesnej hmotnosti v priebehu ochorenia, poruchy metabolizmu cukru, zvýšenie systémového tlaku krvi, zvýšené riziko srdcového infarktu, poruchy pamäti, nočné prebúdzanie, intenzívna ronchopatia, neúspešné inspiračné úsilie počas apnoickej epizódy.

Pacienti s vyššie popísanými klinickými symptómami môžu byť vyšetrení niektorou zo skriningových metód, ako je celonočný monitoring kyslíkovej saturácie, tvárové prúžky, monitorovacie vesty. Za základ diagnostiky považujeme limitovanú polygrafiú (celonočný záznam kardio-respiračných parametrov, respiračných pohybov brucha a hrudníka, polohy tela a ronchopatie). Pri menej typických prípadoch sa využíva zlatý štandard všetkých spánkových porúch – celonočná polysomnografia. Tá umožňuje celonočné snímanie elektrickej aktivity mozgu a ďalších parametrov, ktoré umožňujú overiť prítomnosť spánku a poznať jeho štádiá [10].

Syndróm obštrukčného apnoe sa prejavuje aj ako výsledok anatomických a funkčných abnormalít horných dýchacích ciest. Okrem neuromuskulárnych

a respiračných kontrolných mechanizmov zohrávajú dôležitú úlohu pri zachovaní priechodnosti dýchacích ciest práve anatomické a funkčné abnormality anatomických štruktúr. Práve tie sa ukazujú ako kľúčové faktory pri rozvoji OSAS. Medzi typické abnormality patrí zväčšenie štruktúr mäkkých tkanív horných dýchacích ciest, ale aj centrálna obezita a prebytok regionálneho tukového tkaniva. Dostupné techniky ako je cefalometria, počítačová tomografia a zobrazovanie pomocou magnetickej rezonancie, umožňujú podrobné vyšetrenie kostných a mäkkých tkanivových štruktúr, avšak sú vo všeobecnosti obmedzené na výskumné aplikácie, vzhľadom na náklady a časovo náročné analýzy. Kraniofaciálna antropometria spojená s fotometriou sú alternatívnymi technikami, ktoré sú neinvazívne a ľahko dostupné. Umožňujú tiež zobrazenie morfológie povrchu štruktúr, ktorá sa nedá dosiahnuť inými zobrazovacími metódami [11].

Pri diagnostike sa v súčasnej praxi sa používa aj viacero dotazníkov, ktoré slúžia na identifikáciu pacientov so zvýšeným rizikom OSAS. Medzi najznámejšie patrí Berlin questionnaire (BQ) [12]. Dotazník podobného typu sa využíva aj v Spánkovom laboratóriu na klinike pneumológie a fyziológie v Univerzitnej nemocnici v Martine. Oproti Berlin questionnaire (BQ) je rozšírený a zameraný práve na hodnotenie antropometrických parametrov nosa, oropharynxu (hodnotenie tonziálnej hypertrofie, pozície podnebia), dentofaciálnych anomálií a celkový fenotyp pacienta. Výsledky dotazníka sú bodovo ohodnotené a stav pacienta označený ako pozitívny / negatívny, teda výstupom je pravdepodobnosť, že pacient trpí syndrómom obštrukčného apnoe.

Použitie RGB-D kamery pri diagnostike OSAS umožňuje rýchle a automatizované snímanie a vyhodnocovanie antropometrických parametrov sledovaných v dotazníku. Táto práca je súčasťou projektu zameraného na 3D snímanie hlavy a tváre človeka za účelom vytvorenia automatizovaného skríningového nástroja pre diagnostiku obštrukčného spánkového apnoe.

3 HLĚBKOVÁ KAMERA TOF

HlĚbkov kamera predstavuje zariadenie na snímanie scény, či objektov a vytváranie ich 3D modelov. Princíp jej činnosti si môžeme zjednodušene predstaviť ako meranie času, za ktor prejde vyiaren svetlo z osvetľovacej jednotky k objektu a späť, na pole detektora. Ak poznáme rýchlosť šírenia svetelného signálu danm prostredím, vieme asov posun v optickom signáli vyhodnotiť pomocou ekvivalentnho fázového posunu v periodickom signáli. Tento posun môžeme potom ľahko transformovať na vzdialenosť medzi objektom a senzorom. Hodnoty vzdialeností sú potom v jednotkách mm uchovávané v matici, ktorej rozmer zodpovedá rozlieniu detektora. Tto metóda sa nazýva aj meranie doby letu (angl. Time of Flight) a preto sa hlĚbkov kamery, ktor pracujú na tomto princípe nazvj aj ToF kamery. HlĚbka scény je uren simultánne pre cel snman oblasť, a nie riadok po riadku ako je to u laserových senzorov. HlĚbkov kamery pouivjce tento typ senzora sú pre tieto parametre ideálnym kandidátom na použitie v rôznych aplikáciách, sú finančne dostupn a odoln voči zmenám osvetlenia. Za posledn desaťroie zaznamenvj spomnan kamery veľk rozmach aj vďaka vývoju snímača Kinect od spoločnosti Microsoft. Jeho funkciou bolo zabezpečiť interakciu pouivateľa s hernou konzolou Xbox pomocou gest a pohybov tela. Vďaka pouivateľom, ktor naplno využili potencial zariadenia Kinect, je dnes možné tento senzor vyuivť v najrznejich aplikáciách, ako jeden z finančne najdostupnejich TOF kamier na trhu [13].

3.1 PRINCÍP ČINNOSTI ZARIADENIA KINECT V2

Microsoft Kinect v2 (obr. 3.1) je zariadenie, ktoré zachytáva scénu záujmu z jedného stanoviska v reálnom čase. Technick špecifikácia udáva operan rozsah snímania vzdialenosti od 0,5 do 4,5m. Využíva na to dve kamery – RGB kameru, ktor sníma informáciu o farbe s rozlišením 1920x1080 pixelov a infraerven kameru, pomocou ktorej vie získať informáciu vzdialenosti objektu. T je uloen v hlĚbkovej mape s rozlišením 512 x 424 pixelov. Zariadenie označujeme aj ako RGB-D senzor, pretože podáva informáciu o farbe (RGB) a o vzdialenosti objektu od senzora (D - angl. depth).



Obr. 3.1: Microsoft Kinect v2, upravené podľa [8].

Základnou ideou snímania je osvetliť snímaný objekt blízkym infračerveným žiarením. Služi na to iluminačná jednotka zložená z troch infračervených projektorov (LED dióda s $\lambda = 850nm$). Tá emituje periodické žiarenie, amplitúdovo modulovanú kosínusovú vlnu, ktorá sa nazýva kontinuálna vlna. Metóda ToF využíva vo všeobecnosti snínusoidálne signály, ale môžu byť použité aj iné periodické funkcie.. Treba poznamenať, že na rozdiel od iných kamier ToF, pri zaradení Kinect v2 nie je nemožné meniť frekvenciu modulácie alebo zasahovať do integračného času vstupných parametrov [15].

Signál, ktorý je emitovaný kamerou, môžeme vyjadriť ako

$$s(t) = 1 + \cos(2\pi f_0 t), \quad (3.1)$$

kde

$$f_0 = \frac{1}{T_0} \quad (3.2)$$

predstavuje modulovanú frekvenciu signálu s modulovanou periódou T_0 .

Odrazený signál prijatý TOF senzorom potom môžeme popísať rovnicou:

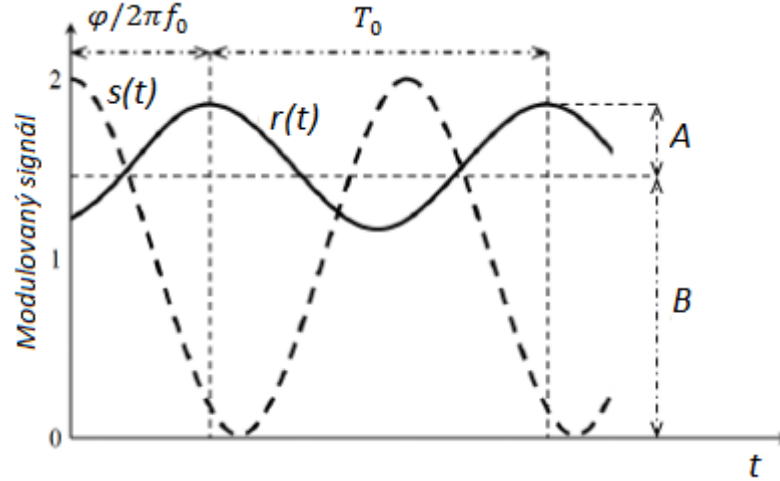
$$r(t) = B + A \cos(2\pi f_0 t + \varphi) \quad (3.3)$$

s fázou

$$\varphi = \frac{4\pi f_0 d}{c}, \quad (3.4)$$

kde d predstavuje pre vzdialenosť medzi senzorom a snímanou scénou a c je rýchlosť, ktorou sa svetelná vlna šíri prostredím.

Amplitúda A predstavuje propagačné straty a straty spôsobené reflektivitou materiálu scény/objektu. Konštanta B predstavuje okolité osvetlenie scény a nemodulovanú časť signálu. Lepšie znázornenie ponúka obr. 3.2.



Obr. 3.2: Amplitúdovo modulovaná vlna v čase, upravené podľa [16].

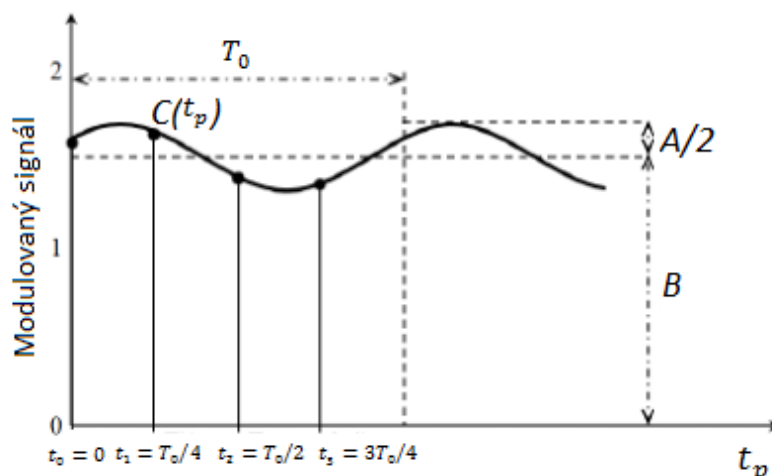
Amplitúdový a hĺbkový obraz scény vieme získať odhadom amplitúdy A a fázy φ . Využívame na to demoduláciu prijatého signálu pomocou krížovej korelácie s originálnym emitovaným signálom

$$C(t) |_{kt_p} = s(t) \otimes r(t), k \in \mathbb{Z}. \quad (3.5)$$

Korelácia predstavuje proces vzorkovania, s rovnomerne rozloženými vzorkami odobranými po rovnakom časovom intervale Δt . Väčšina TOF kamier odoberá 4 vzorky počas jednej periódy modulácie (obr. 3.3), a pre každú z nich vypočítava koreláciu. Amplitúdu A a fázu φ môžeme teda aproximovať ako:

$$A = P_0 \sqrt{(C(3t_p) - C(t_p))^2 + (C(0) - C(2t_p))^2 / 2} \quad (3.6)$$

$$\varphi = \arctan\left(\frac{C(3t_p) - C(t_p)}{C(0) - C(2t_p)}\right). \quad (3.7)$$



Obr. 3.3: Princíp vzorkovania modulovaného signálu, upravené podľa [16].

P_0 predstavuje konštantu odvodenú z času Δt a modulačnej frekvencie f_0 . Vzdialenosť scény od senzora d , môžeme potom vypočítať ako

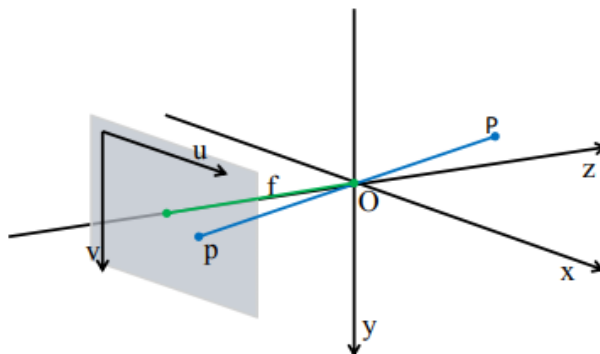
$$d = \frac{c\varphi}{4\pi f_0}. \quad (3.8)$$

Predpokladáme, že poloha zdroja osvetlenia aj senzora, ktorý deteguje odrazené žiarenie je rovnaká. Modulovaný signál je použitý zároveň aj ako referenčný signál. Po odrazení signálu od scény dopadá späť na pixely senzora. Fázový posun môžeme detegovať v každom pixeli senzora. Amplitúda aj vzdialenosť sú teda vypočítavané pre každý pixel. Tento výstup sa nazýva hĺbková mapa. Ide o dvojrozmernú maticu, ktorá ukladá informáciu o vzdialenosti v mm. Pomocou nej je možné spätne určiť 3D súradnice zosnímanej scény [16].

3.2 REKONŠTRUKCIA SCÉNY

Hĺbková mapa je 2D obraz, kódovaný do 16 bitov, v ktorom je nameraná informácia o vzdialenosti uložená pre každý pixel. Z hodnôt uložených v pixelovej matici môžeme na odvodenie priestorových 3D súradníc z 2D dátovej matice použiť dva spôsoby:

- Využitie perspektívnej projekcie



Obr. 3.4: Zobrazenie princípu perspektívnej projekcie [17].

Uvažujme 3D referenčný súradnicový systém s osami x, y, z , ktorý sa nazýva koordinačný systém kamery. Má začiatok v bode O a označujeme ho ako centrum projekcie (obr. 3.4).

Snímač zariadenia reprezentuje zobrazovacia rovinou. Táto rovina je rovnobežná s osami koordinačného systému kamery x, y a pretína zápornú časť osi z v bode c . Predstavuje 2D referenčný systém, kde súbor bodov senzora- jednotlivé pixely, vieme popísať súradnicami $\mathbf{p} = [u, v]^T$. Súradnica každého pixelu je získaná prienikom svetelného lúča, ktorý spája centrum projekcie O so všetkými bodmi scény P so súradnicami $\mathbf{P} = [x, y, z]^T$. Vzťah medzi \mathbf{p} a \mathbf{P} sa nazýva perspektívna projekcia, kde vzdialenosť $|f|$ medzi senzorom a centrom projekcie typicky predstavuje ohniskovú vzdialenosť. Perspektívna projekcia vynikajúco popisuje vzťah medzi súradnicami bodov scény a obrazu, ak je obraz vyhotovený pomocou dierkovej kamery, ktorá je umiestnená v centre projekcie. Dnešné kamery ale pre veľké množstvo výhod používajú súbor šošoviek, kde sa ideálny model nazýva tenká šošovka (angl. Thin Lens) s optickým centrom v bode O .

Predpokladáme, že objektív zariadenia Kinect v2 obsahuje štandardné šošovky, pre ktoré vieme určiť ohniskovú vzdialenosť f_x a f_y a súradnice koordinačného systému kamery c_x, c_y . Zosnímaná hĺbka scény je uložená v pixeloch senzora a pomocou nej vieme vypočítať súradnice objektu v priestore. Súradnica Z je známa, zodpovedá hodnote vzdialenosti z hĺbkovej mapy. Ak využijeme tieto parametre a vzťahy perspektívnej projekcie, môžeme mapovať 3D bod X

v koordinačnom systéme kamery pre každý pixel hĺbkovej mapy $p_i = [u, v, 1]^T$ pomocou rovnice 3.9. Pre podrobné odvodenie pozri ponúka práca *Time-of-Flight Cameras and Microsoft KinectTM* [17].

$$z \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \Leftrightarrow \begin{cases} X = \frac{u - c_x}{f_x} z \\ Y = \frac{v - c_y}{f_y} z \end{cases} \quad (3.9)$$

Výsledkom je zoznam súradníc (X, Y, Z) , ktorý môžeme zobrazit' ako mračno bodov. Farebné obrazy vyššieho rozlíšenia sú zhotovené druhou šošovkou RGB kamery. Ak je potrebná aj informácia o farbe, musí byť farebná snímka transformovaná, pretože má oproti hĺbkovej mape vyššie rozlíšenie. Použijeme na to predvolenú funkciu z balíka Microsoft SDK, ktorá umožní premapovať farbu na zodpovedajúcu hĺbku pixelu. Trojrozmerné súradnice odvodené z hĺbkovej mapy skombinované so zodpovedajúcou farebnou informáciou sú potom zobrazené ako kolorované mračno bodov [3, 15, 18, 17, 19, 20].

- Využitie mapovacej funkcie

Ďalším spôsobom zobrazenia mračna bodov je priame využitie jednej z mapovacích funkcií, ktorú ponúka Microsoft Kinect v2 v balíku SDK (angl. Software Development Kit). Ten užívateľovi ponúka rôzne funkcie pre rozličné typy dát.

3.3 CHYBY TOF KAMIER

Rovnako, ako pri každom meracom zariadení, aj pri meraní pomocou ToF kamery sa objavujú chyby. Tieto chyby môžeme rozdeliť do troch kategórií na: systematické, náhodné a hrubé chyby.

3.3.1 Systémové chyby

Systémové chyby sú spôsobené určitým matematickým alebo fyzikálnym pravidlom, ktoré neustále ovplyvňuje výsledok merania. Výsledok je skreslený vždy určitým spôsobom, napr. sa zväčšuje alebo zmenšuje. Ak sa meranie opakuje viackrát, vzniká vždy nenulový aritmetický priemer systematickej chyby. Takéto chyby sa nedajú odstrániť zvýšením počtu meraní. Ich príčinou je najčastejšie samotné zariadenie alebo prostredie, v ktorom meranie prebieha. Ak chceme znížiť pravdepodobnosť výskytu takejto chyby, môžeme jej predísť kalibráciou zariadenia, navrhnutím meracej rutiny alebo sa sústrediť na korekciu chyby po uskutočnení merania pri následnom spracovaní. Do tejto kategórie patria nasledovne spomenuté chyby.

- **Skreslenie šošovky**

Táto chyba sa vyskytuje u všetkých typov kamier, v dôsledku odchyľovania odrazených lúčov od ich ideálnej trajektórie od okamihu, kedy vstupujú do objektívu. Uhol vstupujúceho lúča nie je rovnaký ako uhol vystupujúceho lúča a poloha zobrazeného bodu sa tak líši od jeho správnej polohy. Dochádza k porušeniu geometrickej podobnosti medzi predmetom a jeho obrazom, kedy nedochádza k distorzii jednotlivých bodov ale k distorzii ich konfigurácií. Radiálne skreslenie ktoré vzniká môže byť súdkovitého typu (obr. 3.1:typy radiálneho skreslenia šošovky v porovnaní so skutočným objektom., v strede), kde zväčšenie obrazu klesá s narastajúcou vzdialenosťou od optickej osi. Druhým typom je poduškovité skreslenie (obr. 3.1, vpravo), kde dochádza k zväčšeniu obrazu s narastajúcou vzdialenosťou od optickej osi. Poznáme dva hlavné zdroje tejto chyby. Prvým je nedokonalosť zobrazovacej geometrie objektívu v celom pohľade a rozsahu zamerania. Druhým dôvodom je chyba pri výrobe jednotlivých šošoviek. Šošovky objektívu majú merateľné chyby a deformácie, ktoré narúšajú a znižujú presnosť merania čo vedie

k nesprávnej geometrii vytvoreného obrazu. Preto by mala byť každá šošovka pri výrobe testovaná, čo je zvyčajne súčasťou kalibrácie kamery, ktorá toto skreslenie kompenzuje.



Obr. 3.1: Typy radiálneho skreslenia šošovky v porovnaní so skutočným objektom.

- **Skreslenie nameranej hĺbky**

Chyba v hodnote nameranej hĺbky sa nazýva aj angl. Circular Distance Error alebo angl. Wiggling Error. Prejavuje sa ako následok neharmonického povahy svetelného signálu, keďže IR svetlo nie je v praxi možné generovať tak, ako je popísané teoreticky. Modulovaný vyžiarený signál je ovplyvňovaný voltampérovou charakteristikou LED diódy. Práve kvôli asymetrickej odozve nie je signál dokonale harmonický, tak ako to vyjadruje rovnica (3.1). Z uvedeného popisu výpočtu vzdialenosti vieme, že informácia o hĺbke je vyhodnocovaná zo štyroch vzoriek odobraných z neharmonického signálu, a preto je zdrojom skreslenia vzdialenosti. Pretože ide o systematickú chybu, môže byť odstránená viacerými spôsobmi. Prvým je použitie vyhľadávacej tabuľky [21], kedy sú hodnoty hĺbky prepočítané pomocou vopred definovanej funkcie. Ďalej môže byť použitá regresná technika mapovania surových dát zo senzora pomocou kalibrovaných dát. Potrebujeme na to ale ďalší senzor, ktorý zabezpečí snímanie referenčnej vzdialenosti, napr. kalibrovaná RGB kamera. Ako príklad kalibračných techník môžeme uviesť: **Random regression forest** (Ferstl et al., 2015), **Gaussian Kernel regression** (Kuznetsova and Rosenhahn, 2014), **B-spline regression** (Linder 2010) [22, 23].

- **Chyba spojená s amplitúdou**

Chyby spojené s amplitúdou sa objavujú ako dôsledok nízkej alebo preexponovanej hodnoty amplitúdy odrazeného signálu. Presnosť merania hĺbky úzko súvisí s množstvom dopadajúceho svetla. Čím je amplitúda odrazeného signálu vyššia, tým je meranie hĺbky presnejšie. Nízka amplitúda sa prejavuje častejšie na hraniciach obrazu, pretože vyžiarená energia zdroja je nižšia ako v strede. V dôsledku toho je hĺbková informácia nadhodnotená. Naopak, ak je objekt príliš blízko pri kamere alebo je integračný čas príliš veľký, môže sa objaviť presýtenie a nameraná hĺbková informácia bude chybná alebo až nulová. Táto chyba má tri hlavné príčiny a to:

1. Nelineárne a nehomogénne nerovnomerné osvetlenie NIR LED diód, ktoré vedie k chybám hodnoty hĺbky na okrajoch obrazu.
2. Nedostatočné osvetlenie scény, ktorej objekty sa nachádzajú v rôznej vzdialenosti.
3. Rozdiely v odrazivosti povrchu snímaného objektu, ktoré vedú k rôznym nameraným hĺbkam pri konštantnej vzdialenosti.

Meranie amplitúdy a hĺbky vysoko koreluje, preto určité zdroje odporúčajú na spresnenie merania hĺbky využívať práve amplitúdu odrazeného signálu(*).

- **Chyby spôsobené integračným časom**

Integračný čas môže ovplyvňovať meranie hĺbky aj amplitúdy a súvisí s variabilnou odrazivosťou objektu, vzdialenosťou snímača od objektu a uhlom dopadajúceho svetla. Pre tú istú scénu môže iný integračný čas viesť k rôznym hodnotám vzdialenosti (hĺbky). Niektoré zariadenia ponúkajú možnosť automatického nastavovania integračného času vzhľadom na podmienky snímania. Aj keď sa toto riešenie javí ako výhodné, prináša so sebou komplikácie, najmä ak chceme využiť kalibračné metódy. V takom prípade musí kalibrácia prebehnúť pri každej zmene integračného času. Zvolenie jedného integračného času môže byť jednoduchšie a možné, ak je rozsah snímanej hĺbky malý.

- **Chyba spôsobená časovým skreslením**

Táto chyba sa nazýva aj chyba zabudovaného pixelu (angl. Build-in-pixel) alebo chyba oneskorenia. K jej vzniku prispievajú dva hlavné faktory a to: oneskorenie šíriaceho sa signálu, ku ktorému dochádza v polovodiči senzora a nehomogénne vlastnosti materiálu CMOS hradla.

Pokiaľ ide o prvý prípad, pri viacnásobnom snímaní a meraní hĺbky tej istej scény, vykazuje hodnota toho istého pixelu zakaždým inú hodnotu hĺbky, kvôli rôznemu oneskoreniu fázy. Toto oneskorenie je spôsobené časovým oneskorením, ktoré vzniká pri nabíjaní kapacitora, počas korelačného procesu. Hodnota každého pixelu závisí aj od pozície na CMOS poli senzora, a jeho vzdialenosti od generátora signálu. Táto chyba sa prejavuje rotáciou roviny obrazu, kedy sa kolmé roviny v obraze javia ako nesprávne orientované.

Druhou príčinou vzniku tejto chyby sú rôzne vlastnosti materiálu, z ktorého je vyrobené CMOS hradlo polovodičového poľa. Rôzne materiály môžu spôsobovať skreslenie, ktoré vedie k rozdielnej hodnote hĺbky v dvoch susedných pixeloch, ktorých hodnota by mala byť v skutočnosti rovnaká.

Častou prezentáciou takejto chyby je **FPN (angl. Fixed Pattern Noise)** tabuľka, ktorú získame porovnaním vypočítaných hĺbok s referenčnou vzdialenosťou. Aj keď takouto reprezentáciou nemôžeme oddeliť príspevok chyby amplitúdy a FPN sa vypočítava pre oba zdroje chyby.

3.3.2 Náhodné chyby

Za **náhodné chyby** považujeme tie, ktoré sú nesystematické a správajú sa náhodne. Opakované merania určitej veličiny dávajú rôzne hodnoty výsledku. Sú často spôsobené ľudským faktorom vneseným do merania, chybou prístrojov, ale tiež prostredím a meracou rutinou. Na ich redukciu je vhodné čo najviac zlepšiť celkové podmienky merania, teda odstrániť všetky možné faktory, ktoré ho ovplyvňujú. Náhodné chyby môžeme najvhodnejšie popísať štatistickými parametrami. Ak máme súbor náhodných chýb $n = \varepsilon_1, \varepsilon_2, \dots, \varepsilon_n$, kde n predstavuje počet vykonaných meraní,

vieme predpokladať, že so zvyšujúcim sa počtom meraní sa bude chyba merania znižovať. Pri nekonečnom počte meraní bude chyba nulová.

$$\lim_{n \rightarrow \infty} \left(\frac{\sum_{i=1}^n \varepsilon_i}{n} \right) = 0 \quad (3.10)$$

- **Vnútorný systémový šum**

K celkovému vnútornému šumu ToF kamery prispieva fotónový šum, a kvantizačný šum. Ich výskyt je typický pre každé meracie zariadenie, ktoré využíva CCD/CMOS technológiu.

Fotónový šum vychádza z diskkrétnej podstaty elektrického náboja, kde skutočný počet elektrónov v danej realizácii emitovaných pri dopade fotónov fluktuuje. To znamená, že hoci je osvetlenie homogénne, fotóny sa pohybujú náhodne a pri dopade na rovnako veľkú plochu je počet fotónov za jednotku času rôzny. To sa prejaví práve pri dopade na jednotlivé pixely snímača. Tento fenomén nie je spôsobený technickou chybou osvetľovacej jednotky, ale je charakteristickou vlastnosťou svetla. Fotónový šum ovplyvňuje odstup signálu od šumu (angl. Signal to Noise Ratio), čo je pomer medzi užitočným signálom a šumom, ktorý indikuje, kedy signál prevláda nad šumom. Magnitúda fotónového šumu narastá s intenzitou osvetlenia. Čím dlhší je integračný čas, tým je vyššia intenzita osvetlenia a zároveň aj odstup signálu od šumu. Pri spracovaní signálov chceme, aby bol SNR čo najväčší, avšak dlhý integračný čas, kedy je CMOS snímač vystavený žiareniu vedie k preexponovaniu pixelov. Takýto jav sa nazýva presaturácia. Pixely snímača sú vystavené príliš veľkým hodnotám intenzity svetelného signálu, ktorý prijímajú a nie sú následne schopné správne vyhodnocovať informáciu o vzdialenosti. Fotónový šum je najdominantnejšou zložkou vnútorného systémového šumu, ktorá nemôže byť potlačená. Pravdepodobnosť jeho výskytu môžeme popísať Poissonovým rozdelením.

Kvantizačný šum je prítomný vždy, keďže každý spojitý signál detegujeme a ukladáme iba v diskkrétnych hodnotách. Prejavuje sa pri konverzii analógového signálu na digitálny, pri vzorkovaní fázy na integrálne hodnoty, ešte pred moduláciou signálu. Tento typ šumu má približne rovnomerné rozdelenie a môže závisieť od typu signálu. Kvaticácia predstavuje vždy nenávratnú stratu.

- Časovo variantný šum

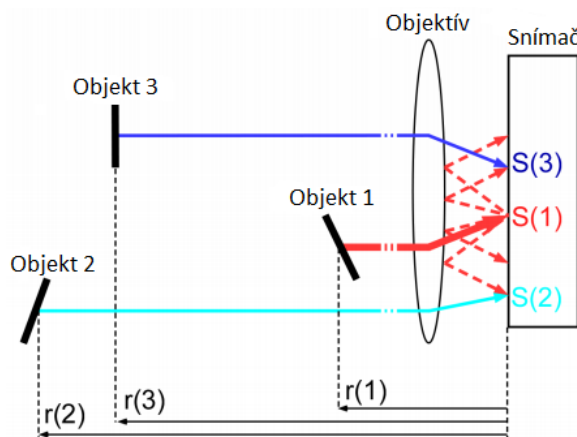
Časovo variantný šum je spôsobený tepelným šumom, je nezávislý od propagácie signálu a jeho hodnota sa zvyšuje s narastajúcou teplotou senzora. Nárast teploty môže ovplyvňovať aj dlhší integračný čas, kedy dochádza k prílišnému zahrievaniu LED diód IR kamery. Je preto potrebné zabezpečiť chladenie senzora.

- Superpozícia

Chyby spôsobené superpozíciou sa objavujú, ak sa svetlo vyžiarené z osvetľovacej jednotky nešíri priamočiaro po dráhe senzor- objekt- senzor, ale pred dopadom na objekt sa odráža od prostredia alebo iných objektov scény, dochádza k viacnásobnému odrazu. Táto chyba sa často objavuje, ak je snímaný predmet s ostrými hranami. Body šumu v obraze sa nazývajú lietajúce alebo zmiešané pixely. Túto chybu môžeme označiť ako externú chybu prostredia. Má veľkú variabilitu, pretože existuje nespočetné množstvo snímaných scén. Takúto chybu je preto náročné štatisticky modelovať.

- Rozptyl svetla

Rozptyl svetla je prejavom interakcie žiarenia s nehomogenitami prostredia, v ktorom sa šíri, čo spôsobuje odklon žiarenia od jeho pôvodného smeru.. V prípade ToF kamier dochádza k rozptylu pri viacnásobnom odraze svetla medzi objektívom kamery a CMOS snímačom (obr. 5.2). Tento jav závisí od množstva dopadajúceho svetla a tiež od sekundárnych odrazov od blízkych svetlých objektov. Práve svetlé objekty spôsobujú podhodnotenie hĺbky v pixeloch, ktoré sú ovplyvnené kvôli energetickému zisku, ktorý dosahujú jeho susedné pixely. K tejto chybe dochádza iba vtedy, keď sa na scéne, ktorú snímame nachádzajú blízke predmety. Čím je objekt bližšie objektívu, tým je interferencia väčšia. Na minimalizovanie tejto chyby môžeme použiť dva postupy. Prvý spočíva vo výbere vhodného integračného času, aby sa minimalizovali chyby saturácie a odstránili pixely ovplyvnené rozptylom svetla, pomocou filtra založeného na kombinácii amplitúdových a intenzitných hodnôt. Druhá metóda (1) je založená na slepej konvolúcii. Táto technika sa pri spracovaní obrazu nazýva dekonvolúcia. Umožňuje rekonštrukciu scény jedného alebo série „rozmazaných,, obrazov, kedy je rozptylová funkcia nedostatočne popísaná alebo neznáma.



Obr. 3.2: Vznik chyby spôsobenej rozptylom svetla

- Pohybový artefakt

Pohybový artefakt sa objavuje ako chyba v obraze, keď sa kamera používa na snímanie dynamického prostredia / objektu v pohybe, alebo sa kamera sama pohybuje. Prejavuje sa ako rozdielne hodnoty fázy I0-I3 pri demodulácii (vzorkovaní) signálu. Rovnako ako pri klasickej digitálnej fotografii sa pohyb v obraze prejaví ako rozmazanie - náhodný šum v okolí hrán pohybujúceho sa objektu. Takéto chyby môžeme rozdeliť do troch kategórií a to chyby spôsobené laterálnym pohybom, axiálnym pohybom a štruktúrou objektu. Laterálny pohyb sa v obraze prejaví ako premiešanie hodnôt fázy pozadia a pohybujúceho sa objektu. Axiálny pohyb popisuje chybu pozdĺž smeru sledovania kde je zmena fázy spôsobená nekonštantnou vzdialenosťou objektu od senzora. Zmeny textúry sa objavujú pri objektoch, ktoré majú premenlivú odrazivosť, čo vedie k nezhodnej fáze, aj keď sa vzdialenosť od objektu vôbec nemení. Obrazy s takouto chybou nemusíme považovať za znehodnotené, keďže sa nám ponúkajú dva spôsoby korekcie. Prvou metódou je korekcia pomocou pozične váženého priemeru susedných pixlov. Druhá metóda odporúča pri procese vzorkovania prijatého signálu (zjednodušene vzorkovanie fázy) použiť namiesto tradične štyroch odoberaných vzoriek (vid'. Kap....) iba dve vzorky. Podľa štúdie XYZ sú účinky pohybového artefaktu sú to silnejšie, čím rýchlejšie sa objekt pohybuje a tiež čím dlhší integračný čas bol použitý.

3.3.3 Hrubé chyby

Hrubé chyby môžu byť spôsobené chybou človeka, poruchou zariadenia, použitím nevhodnej metódy alebo nevhodného prostredia. Na rozdiel od náhodných chýb ich nie je možné popísať štatisticky.

4 DIAGNOSTIKA OBŠTRUKČNÉHO SPÁNKOVÉHO APNOE V SÚČASNEJ PRAXI

Pri podozrení, že pacient trpí OSAS, sa na určenie anamnézy využíva niekoľko dotazníkov: Dotazník na skrínovanie OSAS (validovaný Slovenskou spoločnosťou spánkovej medicíny), dotazník zameraný na dennú ospalosť, ktorý je založený na Epworthskej škále ospalosti a Martinský spánkový dotazník. Pri prvotnom vyšetrení sa zaznamenáva spánková anamnéza od partnera/partnerky/rodiča, ktorá nám poskytne údaje o nočných prejavoch OSAS, sleduje sa výskyt pridružených ochorení a údaje o operačných zákrokoch v otorinolaryngologickej oblasti. Vykonáva ho najčastejšie praktický/detský lekár, pneumológ, neurológ alebo ORL lekár, ktorému pacient popíše svoje subjektívne príznaky. Po fyzikálnom vyšetrení – zhodnotení lokálneho nálezu v oblasti faryngu, prípadne stanovenia stupňa obezity (ak je prítomná) je pacient odoslaný na vyšetrenie lekárom špecialistom v spánkovom laboratóriu. Ako bolo spomenuté v kapitole 3, zlatým štandardom pre diagnostiku obštrukčného spánkového apnoe je polyomnografické vyšetrenie. Jedná sa o náročné a drahé vyšetrenie, ktoré sa u detí a dorastu na Slovensku vykonáva iba na jednom pracovisku (Klinika detí a dorastu, Univerzitná nemocnica Martin), čo je pri súčasnom počte detských pacientov nepostačujúce.

Plánovaný projekt má za cieľ vytvoriť automatizovaný skrínovací prístroj, ktorý bude slúžiť ako doplnok spomínaného polysomnografického vyšetrenia a zároveň ako indikátor na uprednostnenie tých najakútnejších prípadov. Vychádza zo štúdie pediatrického oddelenia La Sapienza Univerzity v Ríme (Villa,2013). Tento návrh si za vzor kladie talianske zdravotníctvo, v ktorom je diagnostika OSAS rozdelená do viacerých úrovní. Prvú úroveň tvoria pediatri a zubní lekári, ktorí ako prví formulujú podozrenie na ochorenie. Ďalšou úrovňou je vyšetrenie u odborného tímu zameraného na OSAS, ktorý sa skladá z pediatrov, otorinolaryngológov a ortodontistov. Jeho úlohou je vypracovať klinický profil pacienta, ktorý sa skladá z diagnostiky adenotonzilárnej hypertrofie, kraniofaciálneho dysmorfizmu, orofaryngálnych abnormalít, ako je dentálna maloklúzia a kontrakcia čeľusti. Polysomnografické vyšetrenie je aj v Taliansku zlatým štandardom, avšak na potvrdenie diagnózy OSAS sa využívajú aj menej objektívne metódy, ako je nočná pulzná oxymetria a spánkový

kardiorespiračný monitoring. Výsledok takéhoto domáceho testovania, spolu s klinickým profilom pacienta umožňuje zaradiť pacienta do jednej z troch kategórií fenotypu, a to:

1. **Klasický fenotyp** – dieťa s adenotonzilárnou hypertrofiou, s/bez skeletálnej maloklúzia
2. **Dospelý typ fenotypu** charakteristický obezitou, spojený s určitými znakmi aj klasického fenotypu
3. **Vrodený (kongenitálny) fenotyp**, spojený s anomáliami ako je neúmerne malá brada (micrognathia) alebo iné kraniofaciálne zmeny spojené s genetickými syndrómami ako je Pierre Robinov alebo Downov syndróm.

Správne určenie fenotypu je základom pre čo najlepšie určenie typu terapie, ktoré je tak pacientovi navrhnutá čo najviac na mieru.

Navrhovaná skriningová metóda má za cieľ uľahčiť určenie vybraných fenotypových charakteristík, a to využitím hĺbkového snímania. Zariadenie, ktoré je pri tejto metóde používané má úlohu zosnímať krk a hlavu detského pacienta, za účelom vytvorenia statického 3D modelu. Tento model bude slúžiť na automatizovaný výpočet vybraných antropometrických parametrov* tu citovať*, *ktoré budú porovnané s hodnotami, charakteristickými pre pacientov trpiacich OSAS a ďalej vyhodnocované. Výstup takéhoto vyšetrenia je možná pravdepodobnosť výskytu ochorenia OSAS. Keďže je tento projekt zameraný prioritne na detského pacienta, ponúka takýto inovatívny prístup výrazné skrátenie času potrebného na vyšetrenie. Vyšetrenie detského pacienta býva vo väčšine prípadov oveľa náročnejšie ako u dospelého pacienta. Detský pacient nevie dostatočne dobre komunikovať s lekárom a vyšetrenie je pre neho často stresujúce.

5 EXPERIMENTÁLNA ČASŤ

Cieľom praktickej časti tejto práce je zabezpečiť vytvorenie geometricky čo najpresnejšieho 3D modelu hlavy a krku detského pacienta, ktorý bude možné použiť na automatickú detekciu vybraných kraniofaciálnych črt a ich vyhodnotenie za účelom diagnostiky OSAS. Pri snímaní obrazu vnáša do merania najväčšiu chybu multikamerová interferencia a pohyb pacienta, ktorému je takmer nemožné zabrániť. S úmyslom čo najlepšie porozumieť spomenutým chybám, čo najlepšie ich popísať a v najväčšej možnej miere ich eliminovať, môžeme prácu rozdeliť na nasledujúce časti:

- MODIFIKÁCIE VIZUÁLNEHO SYSTÉMU A ICH POROVNANIE

Táto časť práce sa zameriava na odstránenie interferencie, ktorá vzniká ako chyba vyskytujúca sa pri multikamerovom snímaní, čo sa počas snímania prejavuje v obraze ako náhodná chyba. Predpovedanie výskytu interferencie, určenie jej frekvencie a intenzity je pri súčasnom stave systému a použitých snímačoch nemožné. Úlohou bolo preto modifikovať navrhnutý trojkamerový systém tak, aby bola pravdepodobnosť vzniku interferencie čo najnižšia. Hlavnou úlohou tejto časti bolo zistiť, koľko snímačov je potrebných na vytvorenie 3D modelu hlavy tak, aby sme z neho boli schopní detegovať všetky požadované faciálne parametre pri najnižšej možnej interferencii.

- POROVNANIE PARALÉLNEHO A SEKVENČNÉHO SNÍMANIA

Výskyt náhodných chýb, ktoré sú spôsobené pohybom pacienta a multikamerovej interferencie výrazne ovplyvňuje voľba sekvenčného alebo paralelného snímania. Pri vytváraní 3D modelu statického objektu sa na eliminovanie interferencie snímačov používa sekvenčné snímanie, kedy každá z kamier pracuje v inej časovej perióde, čím sa zníži ich vzájomný vplyv. Keďže objektom snímania tejto práce je detský pacient predpokladáme, že je náročné udržať ho po dobu zosnímania v pokoji, bez pohybu, ktorý môže pri sekvenčnom snímaní spôsobiť, že vytvorené snímky z kamier budú rozmazané a nebude možné spojiť ich do modelu. Za účelom zistiť, ako náhodný pohyb ovplyvňuje snímanie, ako vplýva na zhodu modelu s realitou a výskyt

interferencie bolo vykonané porovnanie paralelného a sekvenčného snímania pri rovnakých podmienkach.

- **SPRACOVANIE RGB A HLĚBKOVÝCH SNÍMOK**

Napriek snahe o zabezpečenie čo najideálnejších podmienok snímania nie je možné eliminovať všetky náhodné chyby, ktoré vznikajú. Cieľom je chyby, ktoré sa nepodarilo odstrániť voľbou vhodného módu snímania a rozmiestnením kamier, identifikovať pri postprocessingu zhotovených RGB a hĺbkových snímok. Za týmto účelom bol navrhnutý program, ktorého úlohou je vylúčiť snímky, ktoré sú nevhodné na ďalšie spracovanie a príliš znehodnotené chybou. Na snímky, postúpili boli aplikované vhodné obrazové transformácie, pomocou ktorých je potlačená interferencia a zabezpečená čo najvyššia kvalita výstupných snímok, z ktorých je vytvorený výsledný 3D model.

5.1 NÁVRH, MODIFIKÁCIE VIZUÁLNEHO SYSTÉMU A ICH POROVNANIE

Automatizovaný skriningový systém je navrhovaný v rámci spoločného projektu Jeseniovej fakulty Univerzity Komenského a Fakulta elektrotechniky a informačných technológií Žilinskej univerzity. Vývoj takéhoto systému si kladie za cieľ nahradiť manuálne kraniofaciálne vyšetrenie špecialistom, ktoré špecifikuje dotazník a je súčasťou praxe v spomínaných univerzitných nemocniciach. Podľa štúdie (*) sú určité z kraniofaciálnych čŕt reprezentované Euklidovskou vzdialenosťou, iné geodetickú vzdialenosťou medzi dvoma bodmi hlavy a krku. Euklidovská vzdialenosť môže byť meraná a vypočítavaná aj z fotografie tváre pacienta, ktorá bola zhotovená pomocou kalibrovanej 2D RGB kamery. Naopak na výpočet geodetickej vzdialenosti je potrebná hĺbková mapa alebo pomocou nej vytvorený 3D model hlavy a krku pacienta. Pri výbere meracieho zariadenia boli zohľadnené práve tieto nároky, pričom po porovnaní viacerých snímačov (*) bol vybraný snímač Microsoft Kinect V2, ktorý využíva technológiu hĺbkového zobrazovania založenú na princípe doby letu (angl. TOF). Požiadavky boli ďalej kladené v prvom rade na čo najvyššiu presnosť, zachovanie textúry vo výslednom 3D modeli a možný rozsah snímanej hĺbky. Kalibrovaná kamera Microsoft Kinect V2 je

schopná snímať hlavu a krk pacient, kedy výstupom takéhoto snímania je hĺbková mapa, ktorá je ďalej použitá na vytvorenie 3D modelu. Aby bolo pacienta možné snímať zo všetkých strán a vytvoriť kompletný model, je potrebné použiť viacero snímačov.

V pôvodne navrhnutom stave sú tri snímače umiestnené na statickej konštrukcii (obr. 5.1), ktorá zároveň predstavuje vyšetrovací priestor kde sa detský pacient počas vyšetrenia usadí.

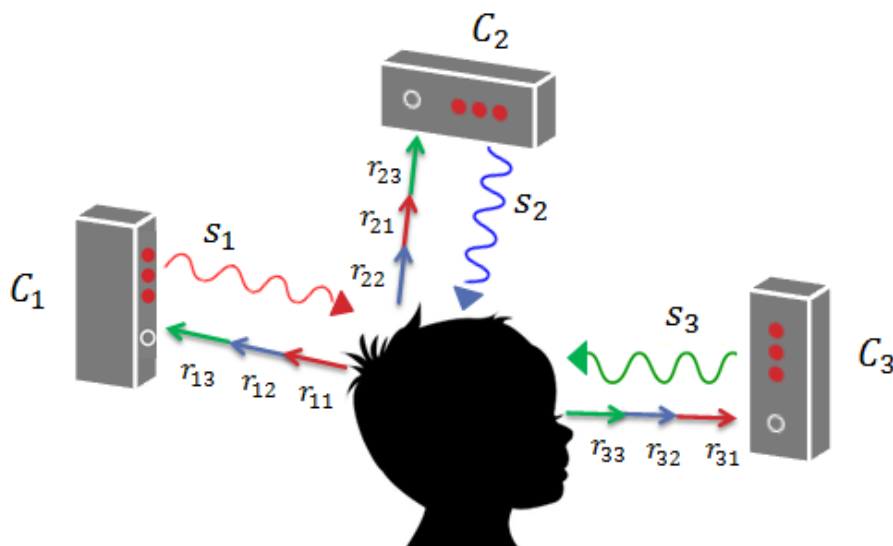


Obr. 5.1: Konštrukcia vyšetrovacej komory

V ďalších častiach projektu je plánovaná jeho personalizácia a celkové zlepšenie užívateľského prostredia, avšak pre súčasný výskum je takáto konštrukcia postačujúca. Každá z Kinect V2 kamier je pripojená k počítaču pomocou USB rozhrania, pričom komunikácia medzi počítačom a senzormi, ich ovládanie a vzájomné prepojenie sú zabezpečené pomocou knižnice libfreenect2.

Práve množstvo použitých snímačov ovplyvňuje schopnosť rekonštrukcie modelu a tiež výskyt interferencie, ktorá sa počas snímania objavuje v obraze. Každá kamera využíva na osvetlenie scény modulovanú infračervenú vlnu a zaznamenáva posun vo fáze odrazeného žiarenia. Teda každá z kamier prijíma odrazený svetelný signál s rovnakou modulačnou frekvenciou aj zo susedných dvoch kamier (Obr. 9).

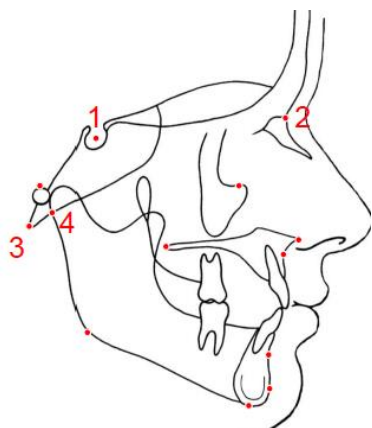
Takýto jav nazývame multikamerová interferencia a v hĺbkovej mape aj v RGB obraze spôsobuje veľké množstvo chýb. Kvalita takého obrazu je výrazne znížená, čo znemožňuje použitie snímky na ďalšie spracovanie a následnú 3D rekonštrukciu.



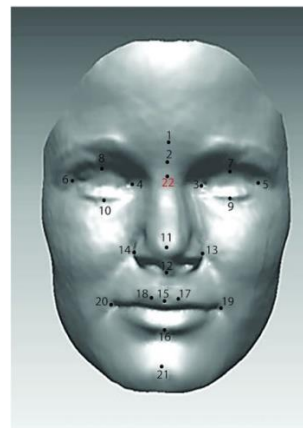
Obr. 5.2: Rozloženie snímačov a ich vzájomný vplyv

Celkovo boli pri experimente k dispozícii štyri snímače Kincet v2, ktoré je možné umiestniť na posuvný stojan alebo do koľajnice konštrukcie vyšetrovacej komory. Pri zostavovaní konštrukcie bolo okrem minimalizácie interferencie našim zámerom zistiť, aký počet snímačov je potrebný na správne vyhodnotenie parametrov, ktoré sú potrebné na určenie pravdepodobnosti výskytu OSAS. Splnenie tejto požiadavky bolo vyhodnocované pomocou dvoch kritérií a to:

- schopnosť identifikácie cefalometrických parametrov z laterálneho pohľadu (obr. 5.3: cefalometrická analýza používaná v rádiológii. [23])
- schopnosť identifikácie orientačných bodov mäkkého tkaniva tváre [24]
- schopnosť merať obvod krku [25]



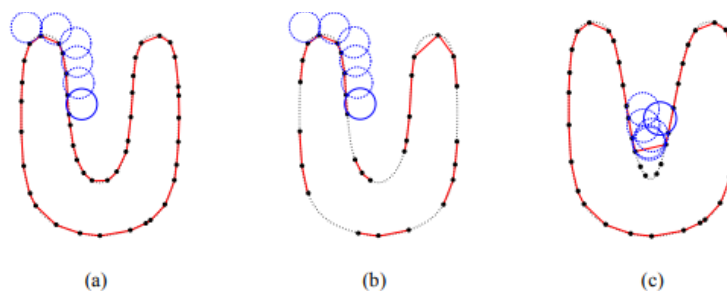
Obr. 5.3: Cefalometrická analýza používaná v rádiológii [23].





Obr. 5.4: Analýza parametrov mäkkých tkanív [24].

Pri návrhu systému sme porovnávali štyri rôzne rozmiestnenia a počty snímačov (1-4 snímače), vždy empiricky rozmiestnené, tak, aby sme čo najviac eliminovali interferenciu a zosnímali čo najväčšiu časť hlavy a krku. Ako objekt snímania bol použitý referenčný model hlavy a krku dieťaťa. Pred samotným meraním boli kamery kalibrované. Meranie prebiehalo v sekvenčnom aj paralelnom móde snímania a snímky boli automaticky ukladané pomocou knižnice libfree2 do štruktúry mračna bodov, ktorá predstavuje súbor multidimenzionálnych bodov. Tie reprezentujú X,Y,Z geometrické súradnice bodov modelu hlavy v priestore, ktoré vieme zobrazit ako mračno bodov. Snímky boli uložené vo formáte PLY a ďalej spracované v programe MeshLab.. Jedná sa o open-source program, ktorý umožňuje spracovanie surových dát a ich úpravu pomocou súboru nástrojov na editovanie, čo vedie k vytvoreniu kompaktného 3D modelu. Po importovaní dát do programu, boli manuálne odstránené osamotené body, ktoré by mohli pri vyváraní modelu spôsobovať nepresnosti. Naším cieľom bolo rekonštruovať z mračna bodov povrch zosnímaného objektu. Pomocou triangulácie bola z jednotlivých bodov vytvorená nepravidelná sieť, ktorá body spája a vyplňa medzi nimi priestor pozdĺž ich spojnic. Táto sieť sa nazýva meš (angl. mesh-pletivo). Na jej vytvorenie používame v programe MeshLab funkciu Surface Reconstruction Ball Pivoting. Ide o algoritmus, ktorý vychádza z modelu rotujúcej gule, ktorej polomer nastavujeme empiricky. Algoritmus začína s trojicou priestorových bodov, okolo ktorých sa guľa pohybuje. Ak sa guľa dotýka troch bodov bez toho, aby vo svojom vnútri obsahovala iné body mračna, vytvorí polygon –

v našom prípade trojuholníkového tvaru. Proces pokračuje, pokiaľ sa nedotkne iného bodu – ten pripojí k existujúcej hrane a sformuje ďalší trojuholník. Povrch postupne narastá, až proces končí, keď sú spojené všetky body. Ak je polomer gule určený nesprávne a je príliš malý, zapríčiní to vznik dier vo výslednom modeli (obr. 5.5,a). Ak je polomer príliš veľký (obr. 5.5,b), nemusia byť spojené všetky body mračna.



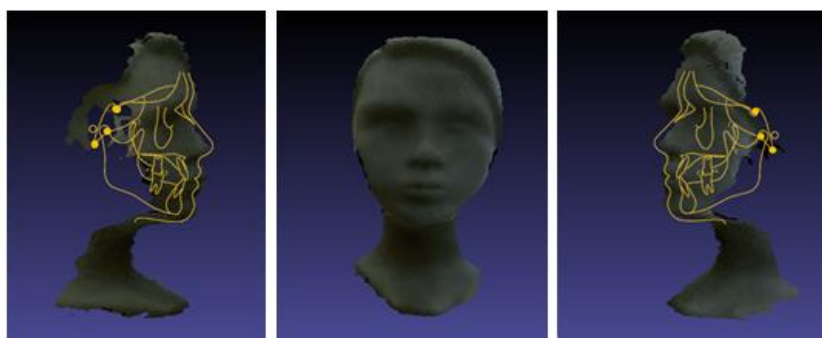
Obr. 5.5: Rekonštrukcia povrchu mračna bodov pri použití metódy Ball Pivoting

Keďže model bol vytvorený skenovaním po častiach, bolo nutné registrovať importované snímky z každej kamery do uceleného modelu. Na začiatku bolo potrebné určiť referenčný meš, ktorý zostáva statický. Podľa neho boli registrované snímky z ostatných kamier pomocou dvoch metód a to: manuálne, pomocou nástroja pre manipuláciu , ktorý umožňuje transláciu, rotáciu alebo škálovanie a následné zarovnanie na základe prekrývajúcich sa spoločným častí pomocou funkcie align . Druhou použitou metódou na registrovanie je algoritmus ICP (angl. Iterative Closest Point). Pri tejto metóde bolo potrebné na dvoch snímkach, ktoré chceme zarovnať, vyznačiť minimálne štyri spoločné body. Algoritmus následne vypočíta rotáciu a posun pre celý model tak, aby minimalizoval vzdialenosť medzi vybranými dvojicami bodov. Pri manuálnom zarovnaní aj pri použití metódy ICP dostaneme výsledné transformačné matice pre jednotlivé časti modelu, ktoré využívame pri kalibrácii vizuálneho systému. Rovnaký postup úpravy snímok a transformácie na 3D model bol použitý pri všetkých kombináciách rozloženia snímačov v priestore vyšetrovacej komory. Na výsledný model boli ďalej aplikované masky vyšetovaných bodov. Masky cefalometrických parametrov žltej farby je vždy umiestená z laterálneho pohľadu modelu. Masky znázornené červenými bodmi, vyznačujú charakteristické body pre popísanie mäkkých tkanív. Zelená šípka znázorňuje schopnosť merať obvod krku, ak je jeho model celistvý. Umiestnenie masiek je

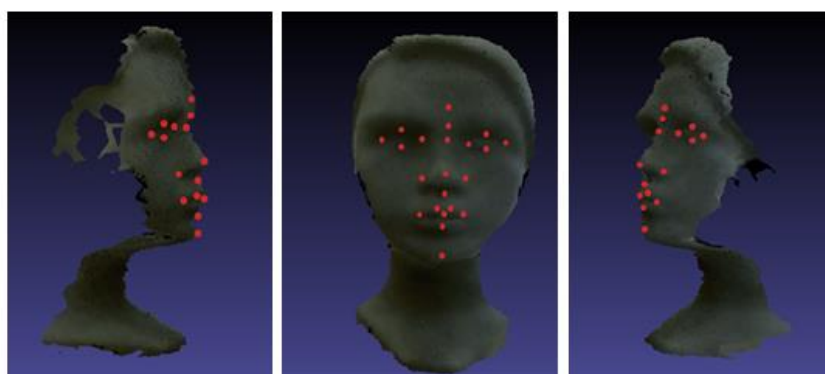
orientačné s úmyslom identifikovať dostatočnosť/ nedostatočnosť vytvorených modelov pri rôznom počte a natočení snímačov. Úspešnosť je vyhodnotená v nasledujúcich krokoch.

Návrh vizuálneho systému pre jeden snímač Kinect v2

Snímanie pomocou jednej hĺbkovej kamery predstavuje najjednoduchší spôsob vytvorenia 3D modelu. Pri použití iba jedného snímača nie je nutná multikamerová kalibrácia, hĺbková mapa, ani RGB obraz nie je ovplyvnený interferenciou a náhodná chyba je teda minimálna. Avšak ako je vidieť na Obr.** , takto vytvorený model nie je vhodný pre diagnostiku OSAS, keďže kamera umožňuje snímať iba jednu zo strán tváre v rozmedzí 71° v horizontálnom smere. Napriek správne vyhodnoteniu orientačných bodov mäkkého tkaniva na frontálnej strane hlavy nepostačuje jedno kamerové snímanie na vyhodnotenie cefalometrických parametrov ani na meranie obvodu krku.



Obr. 5.6: Vyznačenie cefalometrických parametrov v laterálnom pohľade pri použití jedného snímača.



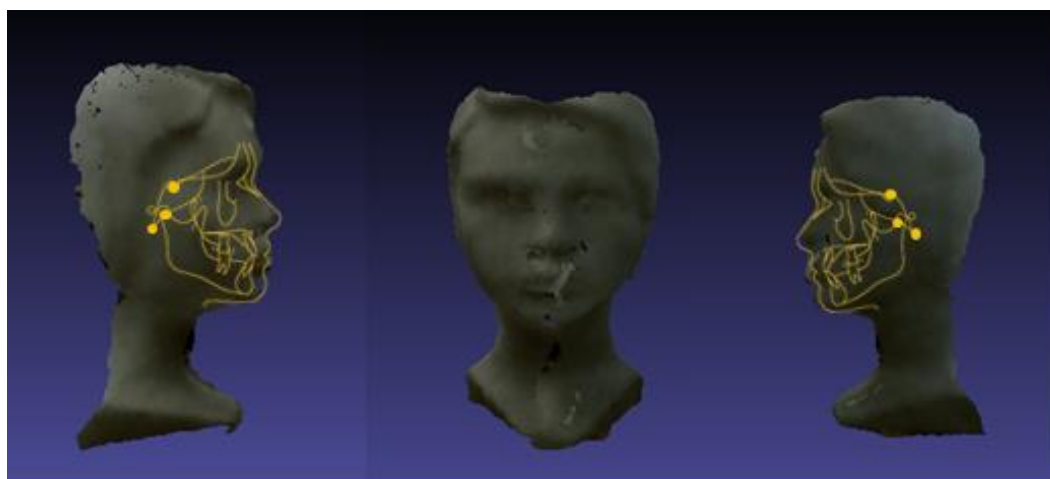
Obr. 5.7: Vyznačenie orientačných bodov mäkkého tkaniva tváre pri použití jedného snímača.

Návrh vizuálneho systému pre dve snímače Kinect v2

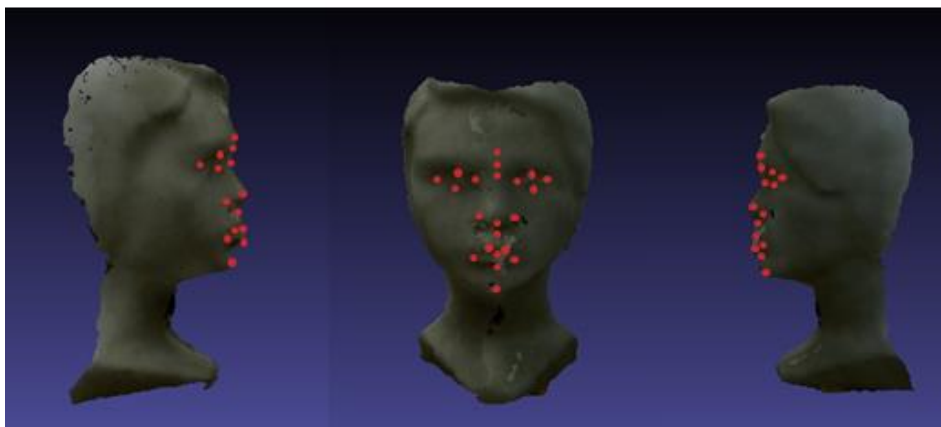
Vizuálny systém, pri ktorom boli použité dva snímače je zobrazený na Obr. 5.8. Kamery sú umiestnené v rovnakej výške na kovovej konštrukcii vyšetrovacej komory pod uhlom 90° a snímaný objekt sa nachádza v strede medzi nimi. Keďže počet kamier je limitovaný, snímaná je iba predná a bočné strany tváre a krku modelu. Takéto rozmiestnenie postačuje pre vyhodnotenie cefalometrických parametrov (obr. 5.9), aj parametrov mäkkého tkaniva (obr. 5.10). Obvod krku nie je možné vyhodnotiť.



Obr. 5.8: Umiestenie dvoch snímačov vo vyšetrovacej komore.



Obr. 5.9: Vyznačenie cefalometrických parametrov v laterálnej rovine pri použití dvoch snímačov



Obr. 5.10: Vyznačenie orientačných bodov mäkkého tkaniva tváre pri použití jedného snímača

$$\begin{bmatrix} 1.00 & -0.01 & 0.05 & -0.04 \\ 0.01 & 1.00 & -0.00 & 0.01 \\ -0.05 & 0.00 & 1.00 & 0.14 \\ 0.00 & 0.00 & 0.00 & 1.00 \end{bmatrix}$$

Kamera 1

$$\begin{bmatrix} 1.00 & 0.00 & -0.00 & 0.00 \\ -0.00 & 1.00 & -0.00 & 0.00 \\ 0.00 & 0.00 & 1.00 & 0.00 \\ 0.00 & 0.00 & 0.00 & 1.00 \end{bmatrix}$$

Kamera 2

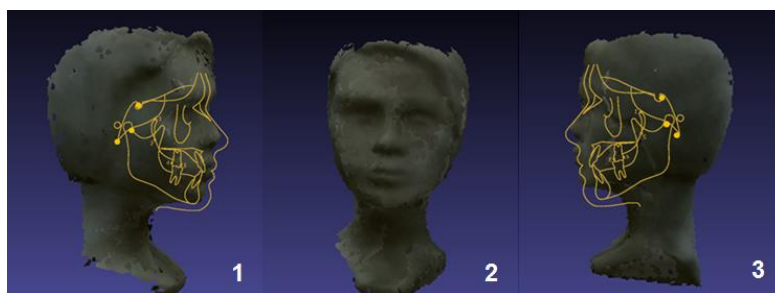
Transformačné a translačné vzťahy pre spájanie 3D modelu

Návrh vizuálneho systému pre tri snímače Kinect v2

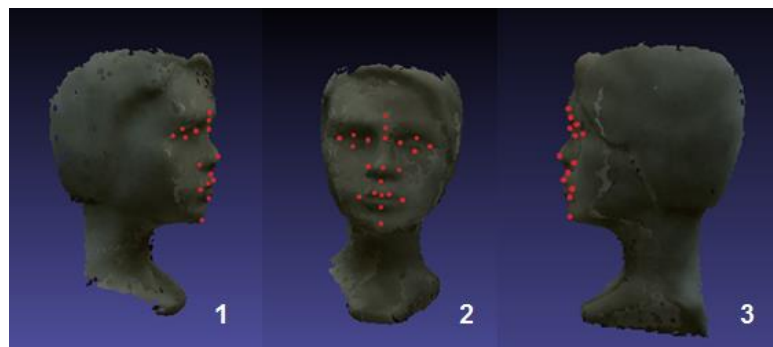


Obr. 5.11: Umiestenie snímačov vo vyšetrovacej komore

Ďalším krokom v meraní bolo snímanie pomocou troch kamier Kinect v2. Jedná sa o pôvodný počet kamier, ktorému bola prispôsobená aj vyšetrovacia komora. V snahe čo najviac obmedziť vzájomné rušenie snímačov, a teda aj vznik interferencie bola jedna z kamier (obr. 5.11, kamera 3) umiestená na statív. Ten umožňuje náklon a pohyb v horizontálnom smere, vďaka čomu je modulovaná kosínusová vlna vyžarovaná mimo zorný uhol kamier 1 a 2, a zároveň sama nevidí signály z týchto kamier. Vytvorené snímky po spojení do výsledného 3D modelu postačujú na určenie cefalometrických parametrov aj parametrov mäkkého tkaniva tváre. Obrázky obr. 5.12 a obr. 5.13 zobrazujú aplikáciu masiek a pohľad na model hlavy a krku z pohľadu kamier 1, 2, 3. Transformačné matice popisujú rovnice **-*.



Obr. 5.12: Vyznačenie cefalometrických parametrov v laterálnej rovine pri použití troch snímačov



Obr. 5.13: Vyznačenie orientačných bodov mäkkého tkaniva tváre pri použití troch snímačov

$$\begin{bmatrix} 0.89 & 0.27 & -0.37 & 0.24 \\ -0.04 & 0.85 & 0.53 & -0.53 \\ 0.46 & -0.46 & 0.76 & 0.22 \\ 0.00 & 0.00 & 0.00 & 1.00 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} 1.00 & 0.00 & 0.00 & -0.00 \\ -0.00 & 1.00 & -0.00 & 0.00 \\ -0.00 & 0.00 & 1.00 & -0.00 \\ 0.00 & 0.00 & 0.00 & 1.00 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} 1.00 & -0.00 & -0.37 & 0.24 \\ -0.04 & 0.85 & 0.53 & -0.53 \\ 0.46 & -0.46 & 0.76 & 0.22 \\ 0.00 & 0.00 & 0.00 & 1.00 \end{bmatrix}$$

Kamera 1 Kamera 2 Kamera 3

Transformačné a translačné vzťahy pre spájanie 3D modelu

Návrh vizuálneho systému pre štyri snímače Kinect v2

Pri poslednom experimentálnom meraní boli použité štyri snímače Kinect v2. Tri kamery boli umiestnené na konštrukcii vyšetrovacej komory, kamera číslo 3, ktorá sníma model zozadu bola upevnená na pohyblivom statíve. Pri meraní bol empiricky upravený náklon kamier tak, aby sme obmedzili ich vzájomný vplyv. Výsledný model získaný pri tomto rozmiestnení kamier predstavuje najdokonalejšie a najcelistvejšie zobrazenie. Na obrázku obr. 5.14 vidíme pohľady z kamier 1-4. Pri porovnaní s predchádzajúcou konfiguráciou kamier generuje toto rozmiestnenie ako jediné celistvý model hlavy (výnimkou je vrchu hlavy, ktorý ale pri vyhodnocovaní OSAS nie je potrebný). Okrem možnosti detekcie cefalometrických parametrov a parametrov mäkkých tkanív môžeme vyhodnocovať aj šírku krku (Obr. zelená šípka)



Obr. 5.14: Umiestnenie štyroch snímačov vo vyšetrovacej komore.



Obr. 5.15: Vyznačenie cefalometrických parametrov v laterálnej rovine pri použití štyroch snímačov.



Obr. 5.16: Vyznačenie orientačných bodov mäkkého tkaniva tváre pri použití štyroch snímačov.

$$\begin{bmatrix} 0.39 & -0.06 & 0.09 & 0.04 \\ 0.07 & 0.99 & -0.09 & -0.01 \\ -0.08 & 0.09 & 0.99 & 0.01 \\ 0.00 & 0.00 & 0.00 & 1.00 \end{bmatrix}$$

kamera 1

$$\begin{bmatrix} 1.00 & -0.04 & -0.08 & 0.12 \\ 0.05 & 0.99 & 0.10 & -0.01 \\ 0.08 & -0.10 & 0.99 & -0.07 \\ 0.00 & 0.00 & 0.00 & 1.00 \end{bmatrix}$$

kamera 3

$$\begin{bmatrix} 1.00 & -0.03 & 0.06 & -0.03 \\ 0.02 & 1.00 & 0.07 & -0.04 \\ -0.06 & -0.06 & 1.00 & 0.02 \\ 0.00 & 0.00 & 0.00 & 1.00 \end{bmatrix}$$

kamera 2

$$\begin{bmatrix} 1.00 & -0.00 & -0.00 & 0.00 \\ 0.00 & 1.00 & -0.00 & 0.00 \\ 0.00 & 0.00 & 1.00 & -0.00 \\ 0.00 & 0.00 & 0.00 & 1.00 \end{bmatrix}$$

kamera 4

Transformačné a translačné vzťahy pre spájanie 3D modelu

Použitie štyroch snímačov sa ukázalo ako najvhodnejšie pre detekciu všetkých spomenutých parametrov, ktoré sú dôležité pre správnu diagnostiku OSAS. V ďalších častiach práce preto pracujeme iba s rozmiestnením štyroch kamier, ktoré boli kalibrované podľa transformačných matíc generovaných pri správnom spojení snímok z jednotlivých kamier do celistvého modelu.

5.2 POROVNANIE SEKVENČNÉHO A PARALELNÉHO MÓDU SNÍMANIA

Po vyhodnotení najvhodnejšieho rozmiestnenia a počtu použitých snímačov nasledoval výber zobrazovacieho módu – paralelného alebo sekvenčného. Keďže chceme, aby bol model celistvý je potrebné, aby vizuálny systém pozostával zo štyroch kamier, ktorých rozmiestnenie je rovnaké ako na obrázku obr. 5.14. Z predchádzajúceho testovania vyplýva, že použitie jednej kamery úplne redukuje výskyt interferencie v obraze. Predpokladá sa teda, že na elimináciu chyby postačuje pri použití viacerých kamier snímame v sekvenčnom móde. Jednotlivé kamery vtedy operujú s časovým odstupom, čo zabráni, aby sa navzájom ovplyvňovali. Navrhovaný systém má ale za úlohu snímať objekt, ktorý nie je statický - predpokladáme, že snímame môže byť narušené náhodným pohybom pacienta. Cieľom tohto experimentu je porovnať citlivosť paralelného a sekvenčného typu zobrazovania na pohyb v obraze a vyhodnotiť, ktorý zo spomínaných módov je vhodný na snímame za účelom diagnostiky OSAS.

5.2.1 Simulácia pohybového artefaktu

Na simuláciu nežiaduceho pohybu pacienta pri vyšetrení bol zhotovený merací aparát v podobe motora s reguláciou otáčok s ručičkou (obr. 5.17). Tá vykonáva pohyb po kružnici, ktorého rýchlosť je možné regulovať zmenou napájacieho napätia.



Obr. 5.17: Aparát na simuláciu pohybu v obraze

Aby bolo možné odčítať počiatočnú polohu ručičky a jej zmenu pri pohybe vzhľadom na každú zo štyroch kamier obsahuje aparát kruhovú stupnicu. Tá má polomere 27cm, je vykreslená na prednej aj bočnej hrane, a rovnomerne rozdelená na 36 dielov o veľkosti 10 stupňov. Na stupnici je hrubou čiarou vyznačený jej začiatok, ako počiatočný bod a tiež šípka, vďaka ktorej vieme určiť smer pohybu. Počas merania bol aparát umiestnený na vyvýšený podstavec tak, aby všetky štyri kamery systému zosníмали celú stupnicu kruhu.

- SEKVENČNÉ SNÍMANIE

Pred začatím snímania bola východisková pozícia ručičky na nulovej hodnote a otáčky motora nastavené na 12 otočení za minútu. Prvá kamera bola spustená nezávisle od postavenia ručičky a v čase t_1 bola zhotovená prvá snímka. Po nej boli v poradí za sebou spustené kamery 2, 3, 4, vždy s časovým odstupom 30 ms od predchádzajúcej. RGB fotografie z kamier 1- 4 sú zobrazené na obr. 5.18.



Obr. 5.18: Snímky zhotovené kamerami 1-4, sekvenčný mód.

- PARALELNÉ SNÍMANIE

Pri paralelnom snímaní boli nastavené rovnaké podmienky ako pri snímaní sekvenčnom. Fotografie na obr. 5.19 boli zhotovené RGB kamerou snímačov 1-4 a zosnímané v rovnakom časovom okamihu ts.



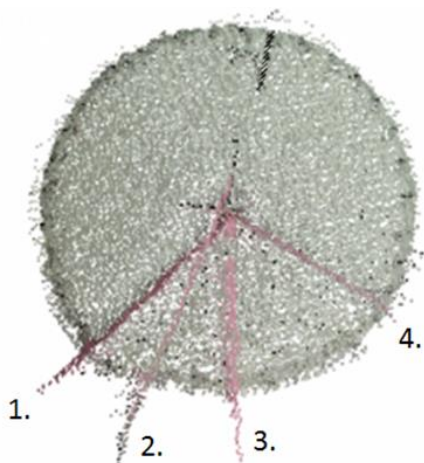
Obr. 5.19: Snímky zhotovené kamerami 1-4, paralelný mód.

5.2.2 Spracovanie výsledkov

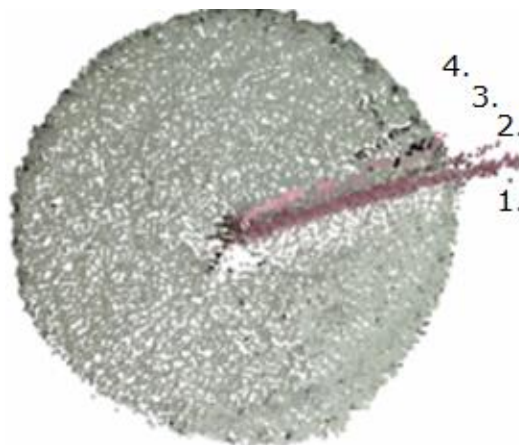
Pôvodne plánovanou metódou pre porovnanie sekvenčného a paralelného módu snímania bolo odčítanie polohy ručičky na každej RGB snímke pomocou kruhovej stupnice a z nameraného rozdielu vyhodnotiť jej posun. Experiment ale ukázal, že stupnica zariadenia simulujúceho pohyb nie je dostatočne presná. Odčítanie údajov bolo sťažené aj príliš malým rozlíšením RGB kamery snímača. Preto bol zvolený spôsob registrácie obrazov ako mračien bodov. Pri oboch spomenutých módoch snímania sme postupovali nasledovne. Sériu štyroch snímok, každá z nich vytvorená jednou z kamier 1-4, bola transformovaná na mračno bodov a následne 3D model vo formáte .ply, a registrovaná v programe Meshlab. Po odfiltrovaní pozadia bolo cieľom zarovnať a registrovať všetky štyri snímky ako jeden model. Ako referencia pri ich spájaní do jedného modelu bola použitá kruhová stupnica s vyznačeným začiatočným bodom, ktorá zostávala pri snímaní statická. Výsledný 3D model zobrazuje statickú konštrukciu aparátúry a ručičku, ktorej výchylka je na snímkach 1-4 odlišná. Ručička aparátúry vo výslednom modeli graficky znázorňuje vplyv pohybového artefaktu. Čím je rozdiel vo výchylke ručičky medzi snímkami 1-4 väčší, tým je daný snímací mód citlivejší na náhodný pohyb v obraze. Môžeme konštatovať, že ak je poloha ručičky na snímkach 1-4 rozdielna, nie je možné vytvoriť jej geometricky správny model.

5.2.3 Výber zobrazovacieho módu

Výber vhodného zobrazovacieho módu vychádza z 3D modelu spojenia 4 snímok v paralelnom a v sekvenčnom móde snímania. Na obrázku Obr. 5.20 jasne vidíme, že veľkosť odchýlky je pri sekvenčnom móde snímania oveľa väčšia ako pri paralelnom snímaní (obr. 5.21). Pri sekvenčnom móde vzniká aj tzv. softvérové zdržanie, kedy sa pri ukladaní veľkého množstva dát prepisujú pôvodné hodnoty, čo sa prejaví väčším časovým oneskorením medzi zábermi 3.- 4.(obr. 5.20, pozícia ručičky 3.-4.). Tento spôsob snímania môže byť účinným spôsobom na odstránenie multikamerovej interferencie, ak by sme snímali statický objekt, avšak vyšetřovanie detského pacienta do tejto kategórie nepatrí. Napriek tomu sa nevyhneme náhodným chybám hĺbkových kamier, ktoré bližšie popisuje podkapitola 3.3 Chyby ToF kamier.



Obr. 5.20: 3D model- sekvenčné snímanie.



Obr. 5.21: 3D model - paralelné snímanie.

Pri paralelnom snímaní (obr. 5.21) pohybový artefakt ovplyvňuje geometriu modelu a vnáša do výsledného zobrazenia chybu. Avšak pri rovnakých podmienkach má v porovnaní so sekvenčným módom snímania oveľa väčšiu stabilitu. Pri výber medzi spomenutými dvoma módmi s ohľadom na presnosť modelu je paralelný spôsob snímania jasnou voľbou. Výsledný model je ale výrazne ovplyvnený multikamerovou interferenciou, ktorá je tak veľká, že náhodné chyby ToF kamery sú oproti nej zanedbateľné a je nutné zabezpečiť jej odstránenie pomocou ďalšieho spracovania obraz.

Jednou z metód, ktorá môže byť použitá pri ďalšom výskume za účelom minimalizácie multikamerovej interferencie je frekvenčný multiplex. Pomocou neho operuje každá z kamier s inou modulačnou frekvenciou. Zabezpečíme tak príjem odrazeného signálu iba z tej kamery, ktorá modulovanú vlnu vyslala. Táto metóda účinne zabraňuje rušeniu, avšak rozličné modulačné frekvencie ovplyvňujú aj výslednú presnosť a detekčný rozsah kamery, teda každá kamera má potom iné vnútorné parametre. Frekvenčná modulácia je ale možná iba pri niektorých typoch kamier a kamera Kinect V2 medzi ne nepatrí.

Pri súčasnom technickom vybavení je preto najvýhodnejšie a najefektívnejšie použitie štyroch snímačov v paralelnom móde snímania.

5.3 SPRACOVANIE HLĚBKOVÝCH A RGB SNÍMOK

Pri tvorbe snímok sme vychádzali z výsledkov predchádzajúcich meraní a použili štvorkamerový vizuálny systém v paralelnom zobrazovacom móde. Na vytvorenie 3D modelu hlavy a krku je potrebná informácia o vzdialenosti objektu, ktorá je uložená do hĺbkovej mapy vo formáte .txt a farebná informácia uložená ako RGB fotografia vo formáte .jpeg. Napriek snahe, aby systém ukladal snímky minimálne ovplyvnené kamerovou interferenciou, vonkajšími vplyvmi prostredia a pohybovým artefaktom, nie je možné úplne zamedziť výskytu náhodnej chyby v obraze. Bolo preto potrebné navrhnuť filtráciu, ktorá bude eliminovať náhodné chyby v hĺbkovej mape aj farebnom obraze. Za týmto účelom bol vytvorený program, ktorý ešte pred spojením obrazov do 3D modelu filtruje hĺbkové a farebné snímky, a z obrazu vyberá iba oblasť záujmu – hlavu a krk vyšetrovaného pacienta. Takto spracované snímky sú ukladané vo forme mračna bodov, ktoré vieme zobraziť ako 3D model a postúpiť ho na analýzu vybraných kraniofaciálnych parametrov za účelom diagnostiky OSAS.

5.3.1 Spracovanie hĺbkového obrazu

Chyby, ktoré vznikajú v hĺbkovej mape sa vo výslednom modeli prejavujú ako nesprávne určená vzdialenosť zaznamenaná na pozícii pixlu. Interferencia sa najčastejšie do obrazu premietne ako pixel s nulovou hodnotou, teda bod objektu, ktorého vzdialenosť od senzora nepoznáme. Ak je chybou ovplyvnená oblasť záujmu – hlava a krk pacienta (obr. 5.22), potom už jeho model nie je geometricky totožný s originálom. Ak je zasiahnutá rozsiahla oblasť, je nemožné správne detegovať vybrané body záujmu.

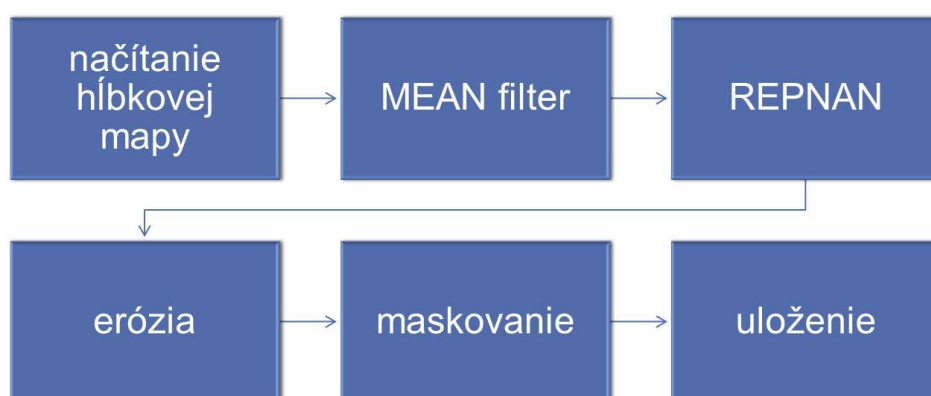


Obr. 5.22: Chyba hĺbkovej mapy

- **Východisko**

Spracovanie hĺbkových snímok sa teoreticky opiera o štúdiu [28], ktorá popisuje odstránenie multi-kamrovej interferencie, na základe analýzy štatistických vlastností rušivého signálu v jednotlivých obrazoch. Štúdia vychádza z faktu, že interferenčný signál môžeme uvažovať ako ergodický, stacionárny, stochastický proces. Ďalej hovorí, že TOF kamera realizuje celé vzorkovanie signálu, ktorý prijíma počas jedného časového intervalu, teda je nezávislé od ostatných snímok. Na základe týchto poznatkov môžeme uvažovať, že so zvyšujúcim sa počtom snímok klesá chyba spôsobená kamerovou interferenciou. Výsledkom výskumu je záver, že chyba sa v obraze opakuje s frekvenciou 7 snímok, teda prvý a siedmy obraz série obrazov, zosnímaný vysokorýchlostnou kamerou TOF obsahuje rovnakú chybu.

Program navrhnutý v programe Matlab blokovo popisuje schéma na obrázku obr. 5.23.



Obr. 5.23: Bloková schéma programu na spracovanie hĺbkových snímok.

- **Načítanie hĺbkovej mapy a predspracovanie**

Do vytvoreného programu načítavame vždy 7 snímok, zhotovených v poradí za sebou vo formáte .txt. Po ich uložení do spoločnej premennej sú v každej z nich nahradené nulové hodnoty nečíselnou hodnotou NaN. Pretože sú snímky načítané vo formáte .txt pracujeme s vektormi. Za účelom potlačenia interferencie sa zo série siedmich snímok pomocou funkcie nanmedian vypočíta ich medián, vždy na rovnakej

zodpovedajúcej pozícii pixlu vo všetkých snímkach, pričom ignoruje nečíselné hodnoty. Výsledkom ich spojenia je vektor, ktorý reprezentuje strednú hodnoty vstupných obrazov. Predspracovanie končí transformáciou vektora do maticovej štruktúry o veľkosti rozlíšenia pôvodných obrazov 512x424.

- Erózia

Po transformácii do maticovej štruktúry boli nenulové hodnoty NaN nahradené nulami. Aby sme odstránili tzv. lietajúce pixle – osamotené pixely nulovej hodnoty, bola obrazová matica erodovaná pravouhlým štruktúrnym elementom o veľkosti 3x3.

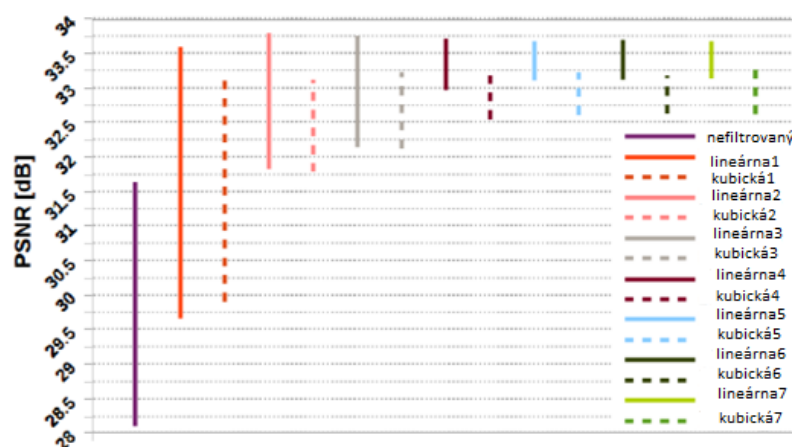
- Interpolácia nulových hodnôt

V ďalšom kroku bola matica opäť prevedená do vektorového tvaru a nulové hodnoty nahradené NaN. Základom použitej funkcie je nahradenie nečíselných hodnôt vo vstupnom 1D vektore interpolovanými hodnotami ich susedných prvkov. Zabezpečíme tým odstránenie nulových hodnôt vzdialenosti v hĺbkovej mape, ktoré predstavujú chybu. Vzhľadom na predchádzajúce testovanie sme zvolili lineárnu interpoláciu. Na obr. 5.22 môžeme vidieť, že ak sa osoba nachádza príliš blízko kamery, dochádza k ******chybe a chybou zasiahnutá oblasť je natoľko rozsiahla, že ju nie je možné eliminovať interpoláciou.

- Výber objektu a uloženie

Pre výber objektu záujmu – pacienta je obraz prahovaný vzhľadom na pozíciu pacienta a na rozmer vyšetrovacej komory. Hodnoty jednotlivých pixlov pozadia sú nahradené nulovými hodnotami. Takto spracovaná snímka je uložená vo formáte .hdr. Rovnaký postup bol použitý pri spracovaní snímkov z každej kamery. Výberu takéhoto algoritmu predchádzalo overenie teoretických predpokladov štúdie a tiež určenie najvhodnejšej interpolácie, ktorá bude použitá. Za týmto účelom boli porovnané rozličné veľkosti FIFO zásobníka, od 1 po 7 snímkov. Pre každú veľkosť zásobníka boli použité dva typy interpolácie – lineárna a kubická. Výstupný obraz bol vždy bol porovnaný s referenčnou snímkou bez interferencie pomocou špičkového odstup signal – šum. Porovnanie typov interpolácie a veľkosti zásobníka zobrazuje graf na obrázku Obr. 5.24. PSNR nefiltrovaného obrazu fluktuuje v rozmedzí od 28,1-31,64 dB. Ak veľkosť zásobníka zväčšujeme, PSNR bude narastať a fluktuácia sa

zníži. Graf porovnáva aj použitie lineárnej a kubickej interpolácie pre každú z veľkostí zásobníka. V závere môžeme konštatovať, že na zvýšenie kvality hĺbkového obrazu postačuje použitie zásobníka o veľkosti štyroch snímok v kombinácii s lineárnou interpoláciou, ktorá zabezpečuje vyššiu kvalitu výslednej snímky ako kubická interpolácia.



Obr. 5.24 Grafické porovnanie PSNR nefiltrovaného a filtrovaného hĺbkového obrazu

Hĺbkové snímky z každej kamery spracované týmto algoritmom sú pre lepšiu názornosť zobrazené na obrázkoch obr. 5.25 - obr. 5.32



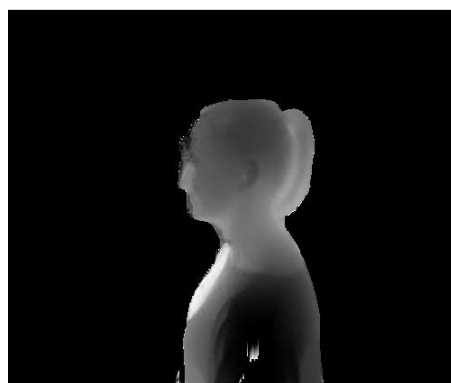
Obr. 5.25: Kamera 2, predspracovaný hĺbkový obraz.



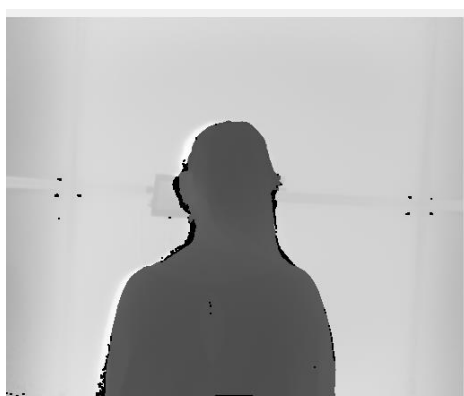
Obr. 5.26: Kamera 2, obraz po filtrácii a interpolácii.



Obr. 5.27: Kamera 4, predspracovaný hĺbkový obraz.



Obr. 5.28: Kamera 4, obraz po filtrácii a interpolácii.



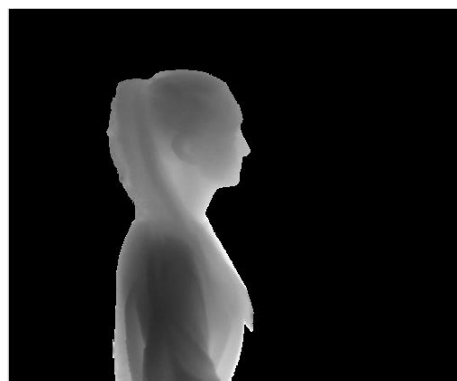
Obr. 5.29: Kamera 3, predspracovaný hĺbkový obraz.



Obr. 5.30: Kamera 3, obraz po filtrácii a interpolácii.



Obr. 5.31: Kamera 1, predspracovaný hĺbkový obraz.



Obr. 5.32: Kamera 1, obraz po filtrácii a interpolácii.

5.3.2 Spracovanie farebného obrazu

Interferencia sa prejavuje nielen v hĺbkovej mape, ale aj v RGB obraze. Chyba je natoľko rozsiahla, že niekedy zasahuje práve oblasť tváre snímaného pacienta. To už pri popise modelu vo veľkej miere komplikuje identifikáciu vybraných faciálnych čŕt. Vytvorený program túto chybu eliminuje a nahrádza nežiaduce čierne pixle. Filtrácia farebného obrazu prebieha súčasne so spracovaním zodpovedajúceho hĺbkového obrazu. Keďže pri spracovaní hĺbkovej mapy bola použitá priemerovacia metóda, vyberáme zo siedmich hĺbkových obrazov zásobníka iba jeden RGB obraz. Pretože kamera vytvára snímky s rýchlosťou 300 ms takýto výber pri dodržaní postupu vyšetrenia pacienta postačuje. RGB snímka vo formáte .jpg je po načítaní do programu prahovaná empiricky stanovenou podmienkou. Ak je súčet hodnôt na pozícii toho istého pixlu v jednotlivých vrstvách R,G, aj B, rovný alebo menší ako hodnota 20, sú pôvodné hodnoty na rovnakej pozícii vo všetkých zodpovedajúcich vrstvách nahradené nulami. V ďalšom kroku sú nulové hodnoty v každom kanáli nahradené nečíselnými hodnotami NaN. Na zaplenie týchto dier bolo testovaných niekoľko interpolačných algoritmov a nasledovným postupom:

Metóda 0 a 1

Metóda 0 je založená na aplikácii Laplaceovho filtra na celé pole obrazovej matice. Predchádza tomu určenie veľkosti obrazovej matice, počtu nečíselných NaN elementov a ich riadkovo-stĺpcové vyjadrenie. Pri aplikácii filtra sú vynechané tie prvky poľa, ktoré nesusedia s pixlami s NaN hodnotou vo vertikálnom alebo horizontálnom smere. Pre vybrané pixely je vo vertikálnom a horizontálnom smere vypočítaná druhá derivácia a hodnoty sú uložené do riedkej matice. Nečíselné hodnoty pôvodnej matice sú nahradené hodnotami riedkej matice. Táto metóda zabezpečí, že známe hodnoty pôvodnej matice zostanú nezmenené.

Pri metóde 1 je postup rovnaký, avšak Laplaceov filter je aplikovaný lokálne, vždy iba na okolie pixelu, ktorý obsahuje nečíselnú hodnotu.

Metóda 2

Rovnako ako pri predchádzajúcich metódach, aj táto metóda využíva Laplaceov filter. Rozdiel vo výpočte druhej derivácie je, že metóda 2 derivuje iba

v smere riadkov. Algoritmus je vďaka tomu v porovnaní s metódou 0 a 1 rýchlejší, ale môže byť menej účinný na hraniciach dier.

Metóda 3

Postup pri náhrade nečíselných hodnôt je rovnaký ako pri metóde 0, namiesto Laplaceovho operátora interpolácie je ale použitý bilaplacián, nazývaný aj biharmonický operátor. Výpočtovo a časovo je tento algoritmus náročnejší, avšak presnejší.

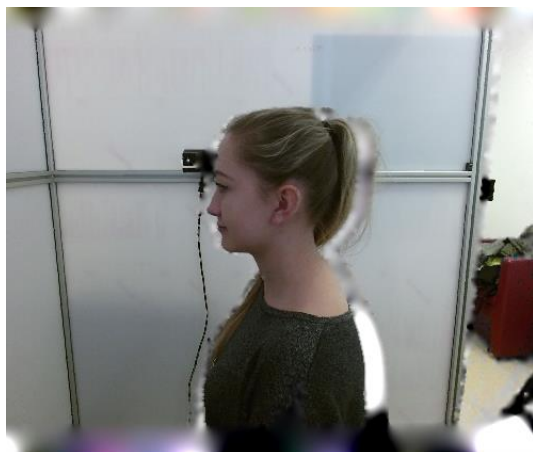
Aplikáciu jednotlivých metód na farebný RGB obraz zo snímača Kinect v2 znázorňujú obrázky Obr. 5.34- Obr. 5.37.



Obr. 5.33: Pôvodný RGB obraz



Obr. 5.34: Pôvodný RGB obraz po použití metódy 0.



Obr. 5.35: Pôvodný RGB obraz po použití metódy 1.



Obr. 5.36: Pôvodný RGB obraz po použití metódy 2.



Obr. 5.37: Pôvodný RGB obraz po použití metódy 3

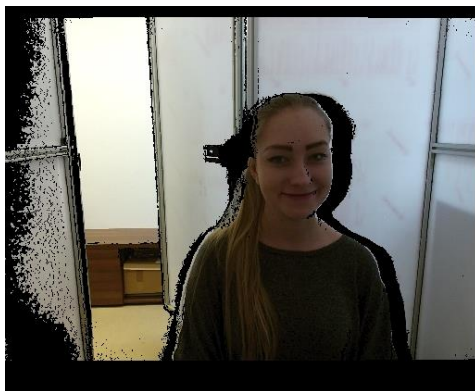
Na úpravu RGB snímok zodpovedajúcich hĺbkovým snímkam spracovaným v predchádzajúcom kroku bola použitá metóda 2. Porovnanie RGB obrazov z jednotlivých kamier pred a po filtrácií môžeme vidieť na obrázkoch Obr. 5.38 Obr. 5.45.



Obr. 5.38: Kamera 1- pred filtráciou.



Obr. 5.39: Kamera 1 – po filtrácii.



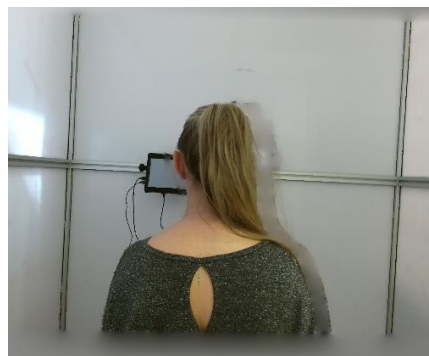
Obr. 5.40: Kamera 2- pred filtráciou



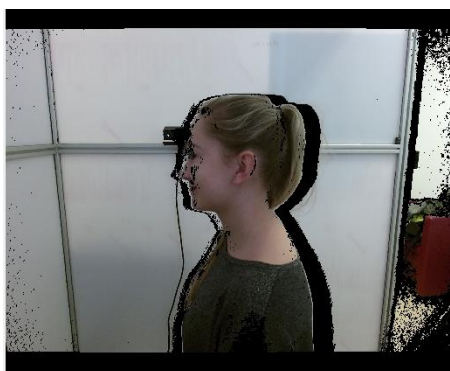
Obr. 5.41: Kamera 2 – po filtrácii.



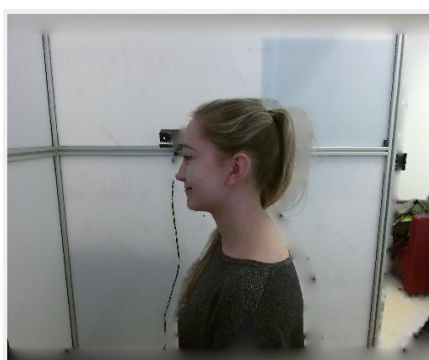
Obr. 5.42: Kamera 3 - pred filtráciou.



Obr. 5.43: Kamera 3 – po filtrácii.



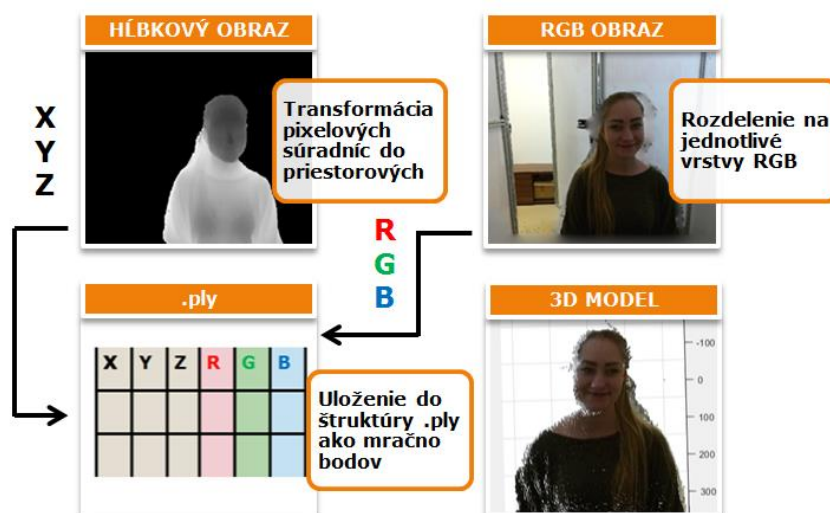
Obr. 5.44: Kamera 4 - pred filtráciou.



Obr. 5.45: Kamera 4 – po filtrácii.

5.3.3 Vytvorenie výsledného 3D modelu

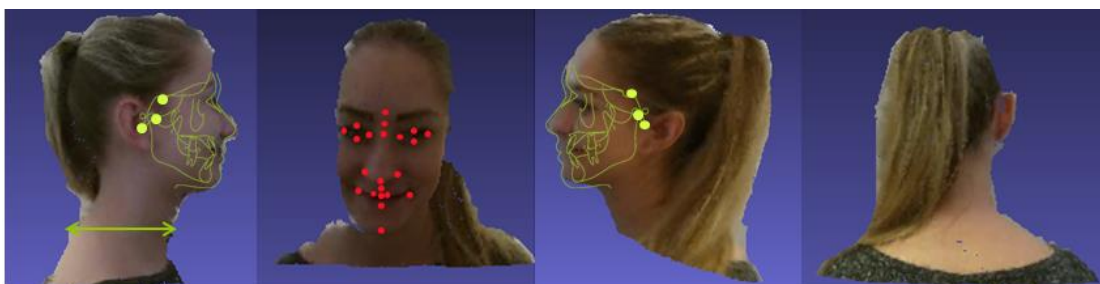
Na tvorbu výsledného modelu, ktorý postúpi na detekciu vybraných kraniofaciálnych parametrov boli použité 4 hĺbkové a 4 farebné RGB snímky z predchádzajúceho spracovania.



Obr. 5.46: Ukladanie 3D modelu vo formáte .ply.

V prvom kroku bolo potrebné prepočítať súradnice každého pixelu hĺbkovej mapy do priestorových súradníc X, Y, Z a to pomocou vnútorných a vonkajších parametrov kamery podľa rovnice 3.9. RGB obraz zodpovedajúci transformovanej hĺbkovej mape je rozdelený na jednotlivé farebné vrstvy vo forme vektorov, ktoré sú uložené do matice súboru .ply, tak ako zobrazuje schéma na obrázku Obr. 5.46. Takto transformovanú hĺbkovú mapu už vieme zobrazit' ako kolorované mračno bodov.

Výsledný model bol vytvorený v programe Meshlab pomocou ICP metódy, rovnakým postupom ako popisuje podkapitola 5.3. použitím výstupných súborov .ply, ktoré prešli celou doteraz popísanou úpravou. Splnenie podmienok pre diagnostiku OSAS je opäť vyobrazená aplikáciou masky mäkkého tkaniva, cefalometrických parametrov a hrúbky krku.



Obr. 5.47: Aplikácie masiek parametrov typických pre OSAS

Na obrázkoch Obr. 5.48 Obr. 5.49 môžeme vidieť porovnanie 3D modelu vytvoreného zo snímok pred spracovaním a po spracovaní, kde sú viditeľne odstránené pixely s nesprávnou hĺbkovou informáciou. Obrázok Obr. 5.50 graficky vyjadruje rozdiel medzi filtrovaným a nefiltrovaným 3D modelom ako množinu bodov (vertexov) pomocou Hausdorffovej vzdialenosti.



Obr. 5.48: 3D model pred filtráciou.

Obr. 5.49: 3D model po filtrácii.

Obr. 5.50: Hausdorffova vzdialenosť.


```
Hausdorff Distance computed
Sampled 168277 pts (rng: 0) on Merged Mesh searched
closest on Merged Mesh(1)
min : 0.000000 max 25.184757 mean : 1.711634 RMS :
3.198540
Values w.r.t. BBox Diag (410.597839)
min : 0.000000 max 0.061337 mean : 0.004169 RMS :
0.007790
Applied filter Hausdorff Distance in 2641 msec
```

6 ZÁVER

Záverom tejto práce môžeme konštatovať, že

Zoznam použitej literatúry

- [1] O. KARATAS, „Three-dimensional imaging techniques: A literature review,“ *Eur J Dent*, 2014.
 - [2] N. a. FARAHANI, „Three-dimensional Imaging and Scanning: Current and Future Applications for Pathology,“ *J Pathol Inform*, %1. vyd.10.4103/jpi.jpi_32_17, 2017.
 - [3] E. e. a. LACHAT, „Assessment and Calibration of a RGB-D Camera (Kinect v2 Sensor) Towards a Potential Use for Close-Range 3D Modeling,“ *Remote Sensing*, %1. vyd.7, 2015.
 - [4] A. CHROMY, „Application of High-Resolution 3D Scanning in Medical Volumetry,“ *International Journal of Electronics and Telecommunications*, zv. 62, %1. vyd.1, 2016.
 - [5] M. D. G. A. D. PICCIRILLY, „A Framework for Analyzing the Whole Body Surface Area from a Single View,“ *PLoS One*, %1. vyd.12, 2017.
 - [6] A. CHEAH, „The validation study on a three-dimensional burn estimation smart-phone application: accurate, free and fast?,“ *Burns & Trauma*, pp. 6-7, 27 Február 2018.
 - [7] D. VISSCHER, „3D printing of patient-specific neck splints for the treatment of post-burn neck contractures,“ *Burns & Trauma*, pp. 6-15, 18 Jún 2018.
 - [8] J. FANCOVIČOVÁ, *Návody na praktické cvičenia z biológie človeka pre učiteľské kombinácie s biológiou*, Trnava: PEDAGOGICKÁ FAKULTA TRNAVSKEJ UNIVERZITY, 2017.
 - [9] J. LU, „Automated anthropometric data collection using 3D whole body scanners,“ *Expert Systems with Applications*, zv. 35, %1. vyd.1-2, pp. 407-414, 2008.
 - [10] R. ČEŠKA, *Interna*, zv. druhý, Triton, 2015.
 - [11] R. e. a. LEE, „Craniofacial Phenotyping in Obstructive Sleep Apnea – A Novel Quantitative Photographic Approach,“ *Sleep*, zv. 32, 2009.
 - [12] I. a. BOULOUKAKI, „Translation and validation of Berlin questionnaire in primary health care in Greece,“ *BMC Pulmonary Medicine*, zv. 13, %1. vyd.6, 2013.
 - [13] M. PEPPA, *Precision analysis of 3D camera*, Stockholm: Royal Institute of Technology, 2013.
 - [14] D. e. a. JIMÉNEZ, „Modeling and correction of multipath interference in time of
-

- flight cameras," *Image and Vision Computing*, zv. 1, 2014.
- [15] E. LACHAT, „First experiences with Kinect v2 sensor for close range 3D modelling," Avila, 2015.
- [16] C. e. a. SCHOCKAERT, „Guidance Image Based Method for Real-Time Motion ArtefactHandling on Time-of-Flight Cameras," Seoul, 2015.
- [17] C. e. a. DAL MUTTO, „Time-of-Flight Cameras and Microsoft KinectTM," 2013.
- [18] S. FOIX, „Lock-in Time-of-Flight (ToF) Cameras: A Survey," *IEEE SENSORS JOURNAL*, zv. 11, %1. vyd.3, 2011.
- [19] M. a. HANSARD, *Time of Flight Cameras: Principles, Methods, and Applications*, Springer, 2012.
- [20] O. S. WASENMULL, „Comparison of Kinect v1 and v2 Depth Images in Terms of Accuracy and Precision," 2016.
- [21] T. KAHLMANN, „Calibration for Increased Accuracy of the Range Imaging Camera SwissRangerTM," rev. *ISPRS Commission V Symposium 'Image Engineering and Vision Metrology'*, Dresden, 2006.
- [22] G. A. C. T. Sergi Foix, „Lock-in Time-of-Flight (ToF) Cameras: A Survey," *IEEE SENSORS JOURNAL*, zv. 11, %1. vyd.3, 2011.
- [23] M. H. G. E. C. M. Radu Horaud, „An Overview of Depth Cameras and Range Scanners Based on Time-of-Flight Technologies," *Machine Vision and Applications Journal*, zv. 27, %1. vyd.7, 2016.
- [24] A. MARINO, „Craniofacial morphology in preschool children with obstructive sleep apnoea syndrome," *European Journal of Paediatric Dentistry*, zv. 10, %1. vyd.2, pp. 181-184, 2009.
- [25] A. ALI, „The influence of snoring, mouth breathing and apnoea on facial morphology in late childhood: a three-dimensional study," *BMJ Open*, pp. 1-9, 2015.
- [26] R. DAVIES, „Neck circumference and other clinical features in the diagnosis of the obstructive sleep apnoea syndrome," *Thorax*, pp. 101-105, 1992.
- [27] A. SCALA, „Using Networks To Understand Medical Data: The Case of Class III Malocclusions," *PLOS ONE*, 21 September 2012.
- [28] L. LI, „Multi-camera interference cancellation of time-of-flight (TOF) cameras," Phoenix, 2015.
- [29] A. HEYDEN a M. POLLEFEYS, „Multiple view geometry," rev. *Emerging Topics in Computer Vision*.
- [30] L. e. a. ALI, „The influence of snoring, mouth breathing and apnoea on facial morphology in late childhood: a three dimensional study," *BMJ Open*, 18 10.
-

2017.

- [31] N. FARAHANI, „Three-dimensional Imaging and Scanning: Current and Future Applications for Pathology,“ *Journal of Pathology Informatics*, pp. 8-36, 7 Júl 2017.
 - [32] O. KARATAS, „Three-dimensional imaging techniques: A literature review,“ *European Journal of Dentistry*, Marec 2014.
 - [33] S. t. S. M. E. J. M. v. d. H. J. B. J. W. T. F. a. P. P. v. Z. Dafydd O. VisscherEmail authorView ORCID ID profile, „<https://burnstrauma.biomedcentral.com/articles/10.1186/s41038-018-0116-1>,“ [Online].
 - [34] H. M. T. L. G. Elise Lachat, „Assessment and Calibration of a RGB-D Camera (Kinect v2 Sensor) Towards a Potential Use for Close-Range 3D Modeling,“ *Remote Sensing*, % 1. vyd.7, 2015.
 - [35] e. a. DAFYDD O., „<https://burnstrauma.biomedcentral.com/articles/10.1186/s41038-018-0116-1>,“ [Online].
 - [36] A. CHROMY, „Application of High-Resolution 3D Scanning in Medical Volumetry,“ *International Journal of Electronics and Telecommunications*, % 1. vyd.10.1515/eletel-2016-0003, 2016.
 - [37] „Wikipedia,“ [Online]. [Cit. 14. február 2011].
 - [38] H. M. M.-A. M. T. L. P. G. E. Lachat, „FIRST EXPERIENCES WITH KINECT V2 SENSOR FOR CLOSE RANGE 3D MODELLING,“ Avila, 2015.
 - [39] P. Z. a. G. M. C. Dal Mutto, *Time-of-Flight Cameras and Microsoft Kinect™*, Springer, 2013.
-

ČESTNÉ VYHLÁSENIE

Vyhlasujem, že som zadanú diplomovú prácu vypracovala samostatne, pod odborným vedením vedúceho diplomovej práce doc. Ing. Dušana Koniara PhD. a používala som len literatúru uvedenú v práci.

Súhlasím so zapožičiavaním diplomovej práce.

V Žiline dňa 7. 5. 2018

podpis

