

УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ
ФАКУЛТЕТ ТЕХНИЧКИХ НАУКА

Метода за процену морфологије грудног коша код деце са церебралном парализом заснована на примени 3D камере

ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА

Ментор:

др Лука Мејић

Кандидат:

Оливера Томашевић

Нови Сад, 2026. година

КЉУЧНА ДОКУМЕНТАЦИЈСКА ИНФОРМАЦИЈА¹

Врста рада:	Докторска дисертација
Име и презиме аутора:	Оливера Томашевић
Ментор (титула, име, презиме, звање, институција)	др Лука Мејић, ванредни професор, Факултет техничких наука, Универзитет у Новом Саду
Наслов рада:	Метода за процену морфологије грудног коша код деце са церебралном парализом заснована на примени 3D камере
Језик и писмо рада:	Српски (ћирилица)
Физички опис рада:	Унети број: Страница 182 Поглавља 9 Референци 119 Табела 23 Слика 109 Графикона 0 Прилога 2
Научна област:	Електротехничко и рачунарско инжењерство
Ужа научна област (научна дисциплина):	Биомедицинско инжењерство
Кључне речи / предметна одредница:	3D камере, технологија мерења дубине, облак тачака, обрада сигнала, морфологија грудног коша, мобилност грудног коша, деца са церебралном парализом
Апстракт на језику рада:	У овом раду представљен је развој и евалуација система за неинвазивну 3D анализу морфологије грудног коша, заснованог на дубинским камерама. Истраживање је спроведено кроз три експерименталне фазе са циљем постепеног унапређења тачности и поузданости мерења. У првом експерименту за реконструкцију површинске геометрије и анализу основних морфолошких параметара коришћена је једна 3D камера. Други експеримент проширио је систем на конфигурацију са две камере, чиме је омогућена боља просторна реконструкција. У другом експерименту је извршена анализа утицаја различитих геометријских поставки две камере на квалитет добијених облака тачака, за шта су коришћени цилиндрични тест објекти и објекти састављени од цилиндричних. У трећем експерименту извршена је примена система са две камере на анализу морфологије грудног коша код испитаника. Анализиране су средње дубине на анатомским локацијама, антеропостериорни (АП) и латеролатерални (ЛЛ) дијаметар грудног коша, поновљивост мерења унутар и између сесија, као и сагласност са референтним методама и сигнаlima. Резултати су показали добру поновљивост мерења у обе фазе рада са испитаницима, и високу корелацију са референтним методама у последњој фази ($r \approx 0.96-0.99$, $p < 0.001$ за дијаметре), уз присуство умерених просечних одступања између метода, израженијих код латералних мерења, што је утврђено применом <i>Bland-Altman</i> анализе. Анализа респираторног сигнала показала је умерену до добру сагласност са референтним мерењем ($r \approx 0.75$). Укупно посматрано, резултати указују да предложени систем омогућава адекватну 3D

	реконструкцију морфолошких карактеристика грудног коша, при чему прелаз са једне на систем са две 3D камере значајно побољшава квалитет мерења.
Датум прихватања теме од стране надлежног већа:	30.09.2025.
Датум одбране: (Попуњава накнадно институција)	
Чланови комисије: (титула, име, презиме, звање, институција)	Председник: др Никола Јорговановић, редовни професор, Факултет техничких наука, Универзитет у Новом Саду Члан: др Александар Ердељан, редовни професор, Факултет техничких наука, Универзитет у Новом Саду Члан: др Велимир Чонградац, редовни професор, Факултет техничких наука, Универзитет у Новом Саду Члан: др Војин Илић, редовни професор, Факултет техничких наука, Универзитет у Новом Саду Члан: др Милица Јанковић, редовни професор, Електротехнички факултет, Универзитет у Београду Члан, ментор: др Лука Мејић, ванредни професор, Факултет техничких наука, Универзитет у Новом Саду
Напомена:	

¹ Аутор докторске дисертације потписао је и приложио следеће Обрасце:

5б – Изјава о ауторству;

5в – Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада и дозвола за објављивање личних података;

5г – Изјава о коришћењу.

Ове Изјаве се чувају у институцији у штампаном и електронском облику и не коришће се са радом.

KEY WORD DOCUMENTATION²

Document type:	Doctoral dissertation
Author:	Olivera Tomašević
Supervisor (title, first name, last name, position, institution)	Ph.D., Luka Mejić, Associate Professor, The Faculty of Technical Sciences, University of Novi Sad, Serbia
Thesis title in English:	A 3D camera-based method for chest morphology assessment in children with cerebral palsy
Language and script:	Serbian language (cyrillic script)
Physical description:	Number of: Pages 182 Chapters 9 References 119 Tables 23 Illustrations 109 Graphs 0 Appendices 2
Scientific field:	Electrical and computer engineering
Scientific subfield (scientific discipline):	Biomedical Engineering
Subject, Key words:	3D cameras, depth-sensing technology, point cloud, signal processing, chest morphology, chest mobility, children with cerebral palsy
Abstract in English:	This thesis describes the development and evaluation of a system for non-invasive 3D analysis of chest morphology based on depth cameras. The research was conducted through three experimental phases with the aim of progressively improving measurement accuracy and reliability. In the first experiment, a single-camera system was used for surface geometry reconstruction and analysis of transverse chest cross-sections. The second experiment extended the system to a dual-camera configuration, enabling improved spatial reconstruction and analysis of the impact of different geometric setups on the quality of the resulting point clouds, as well as the evaluation of cylindrical models of test objects. In the third experiment, the dual-camera system was applied to the analysis of chest morphology in human subjects. Mean depth values at anatomical locations, anteroposterior (AP) and laterolateral (LL) thoracic dimensions, intra- and inter-session repeatability, as well as agreement with reference methods and signals were analyzed. The results demonstrated good repeatability and high correlation with reference methods ($r \approx 0.96-0.99$, $p < 0.001$ for diameters), with the presence of moderate deviations to reference method, particularly in lateral measurements. Bland-Altman analysis indicated a moderate bias between methods, while respiratory signal analysis showed moderate to good agreement with the reference measurement ($r \approx 0.75$). Overall, the results indicate that the proposed system enables reliable 3D reconstruction of chest morphological characteristics, where the transition from a single-camera to a dual-camera configuration significantly improves measurement quality.
Date of endorsement by the scientific board:	30.09.2025.

Date of defence: (Filled in by the institution)	
Thesis defence board: (title, first name, last name, position, institution)	Chair: Ph.D., Nikola Jorgovanović, Full Professor, Faculty of Technical Sciences, University of Novi Sad Member: Ph.D., Aleksandar Erdeljan, Full Professor, School of Electrical Engineering, University of Belgrade Member: Ph.D., Velimir Čongradac, Full Professor, Faculty of Technical Sciences, University of Novi Sad Member: Ph.D., Vojin Ilić, Full Professor, Faculty of Technical Sciences, University of Novi Sad Member: Ph.D., Milica Janković, Full Professor, School of Electrical Engineering, University of Belgrade Member, supervisor: Ph.D., Luka Mejić, Associate Professor, Faculty of Technical Sciences, University of Novi Sad
Note:	

² The author of the doctoral dissertation has signed the following Statements:

56 – Statement on the authorship,

5B – Statement that the printed and e-version of the doctoral dissertation are identical and authorization to use personal data,

5r – Copyright statement.

The paper and e-versions of Statements are held at the institution and are not included into the printed thesis.

Захвалност

Захваљујем се ментору, професору Луки Мејићу, на драгоценим смерницама које су значајно допринеле обликовању ове докторске дисертације. Захваљујем се професору на посвећености, корисним сугестијама, поверењу, стрпљењу и подршци која је допринела да се овај рад успешно приведе крају.

Захваљујем се професору Николи Јорговановићу, саветнику током израде Теоријских основа докторске дисертације, на значајном доприносу у постављању темеља овог истраживања. Захваљујем професору на континуираној подршци у току израде дисертације, као и на драгоценој помоћи у спровођењу експерименталног дела рада, без којег реализација овог рада не би била могућа.

Захваљујем се клиници Вуков центар Os Osis (Нови Сад), у којој је спроведен експериментални део овог истраживања, на омогућеним условима за реализацију рада. Велику захвалност дугујем др мед. спец. Александри Иванчић на сарадњи, стручној помоћи, издвојеном времену и драгоценим саветима током спровођења истраживања. Ова теза је резултат нашег заједничког рада.

Захваљујем се проф. др Зорани Лужанин са Природно-математичког факултета у Новом Саду, на драгоценим смерницама и конструктивним сугестијама у почетној фази истраживања, које су биле од великог значаја за његово даље обликовање и развој.

Захваљујем се колегама са Факултета техничких наука на разумевању и предусретљивости у току израде ове дисертације. Хвала вам што сте својим ведрим духом учинили да радно окружење буде место у којем је било лакше савладати све изазове на путу до завршетка једног великог рада као што је овај.

Посебну захвалност дугујем својој професорки клавира из СМШ „Исидор Бајић“, професорки Едит Миавец, са којом сам током дванаест година интензивне сарадње имала прилику да развијам дисциплину, систематичност и посвећеност детаљима кроз припрему технички захтевних музичких програма. Искуство стечено у таквом раду, који захтева прецизност, истрајност и темељну разраду сваког детаља, у значајној мери обликовало је и мој приступ научном раду и допринело начину на који сам приступила изради ове дисертације.

На крају, највећу захвалност дугујем својој породици на безусловној подршци, разумевању и стрпљењу током свих година мог школовања и научног усавршавања. Њихова вера у мене дала ми је снагу да овај дугогодишњи пут успешно приведем крају.

Садржај

Увод.....	11
1. Стање у области истраживања.....	13
1.1 Церебрална парализа и њене клиничке манифестације	13
1.2 Грудни кош код пацијената са церебралном парализом	13
1.2.1 Грудни кош код деце са церебралном парализом	14
1.2.2 Грудни кош код деце са церебралном парализом – сажетак	17
1.3 Третман деформитета грудног коша и побољшање респираторне функције код пацијената са церебралном парализом	17
1.4 Процена морфологије и покретљивости грудног коша код пацијената	18
1.4.1 Клинички преглед	18
1.4.2 Антропометријске методе	19
1.4.3 Методе медицинског осликавања грудног коша	24
1.5 Традиционалне методе за осликавање грудног коша.....	24
1.5.1 Компјутерска томографија	24
1.5.2 Радиографија	27
1.5.3 Магнетна резонанција.....	27
1.5.4 Осврт на индексе – <i>CT</i> , <i>MRI</i> , радиографија.....	29
1.6 Оптичке методе за осликавање грудног коша.....	29
1.6.1 3D оптички скенери – поређење са радиолошким методама.....	30
1.6.2 3D оптички скенери – могућност клиничког праћења пацијената.....	32
1.6.3 3D камере и слична приступачна решења	32
1.6.4 Остале методе.....	34
1.7 Оптичке методе за праћење покрета грудног коша и оптоелектронска плетизмографија	34
2. Предмет, циљ и хипотезе истраживања.....	37
3. 3D камере	39
3.1 Технологије сензора дубине	39
3.1.1 Стереовизија	39
3.1.2 Технологија структуриране светлости.....	40
3.1.3 Технологија времена лета (<i>TOF</i>)	41
3.1.4 Активна стереовизија	42
3.1.5 Репрезентација података о дубини	43
3.2 <i>Intel RealSense</i> технологија.....	44

3.2.1 <i>D435</i> наспрам <i>D415</i> камере	44
3.2.2 Повезивање већег броја камера	46
3.3 <i>D415</i> камера – ужи преглед литературе.....	48
3.4 <i>D435</i> камера – ужи преглед литературе.....	48
4. Експеримент 1	50
4.1 Испитаници	50
4.2 Експериментална поставка	50
4.3 Снимање камером	51
4.4 Алгоритам обраде	52
4.5 Обрада облака тачака.....	53
4.6 Поравнање са осама – нормализација оријентације	53
4.7 Детекција маркера.....	54
4.8 Респираторни сигнали	55
4.9 Мрежа канала за извлачење пресека	56
4.10 Математичка репрезентација мреже канала.....	56
4.11 Издвајање сигнала варијације дубине.....	57
4.12 Анализа сигнала варијације дубине	59
4.13 Уклањање артефаката применом континуалне вејвлет трансформације	60
4.14 Анализа циклуса дисања	62
4.15 Морфолошки пресеци.....	64
4.16 Средњи попречни пресеци – пример.....	67
5. Експеримент 2	70
5.1 Тест објекти.....	70
5.2 Иницијални одабир просторне конфигурације камера	71
5.3 Кораци у прорачуну метрика регистрације	73
5.3.1 Аквизиција.....	73
5.3.2 Калибрација на основу модела равни	73
5.4 Детекција маркера на моделу равни.....	75
5.5 Процена ригидне трансформације.....	77
5.5.1 Центрирање скупова тачака	77
5.5.2 Процена ротације применом <i>SVD</i>	78
5.5.3 Процена транслације.....	78
5.5.4 Својства решења	78

5.5.5 Нумеричка стабилност и оправданост избора методе	78
5.6 Спајање облака тачака – цилиндрични објекти	79
5.7 Спајање облака тачака – сложенији објекти	81
5.7.1 Сложенији тест објекти	82
5.8 Осврт на визуалне пресете	83
5.9 Објекат за калибрацију – пирамида	84
5.10 Држач за камере	85
6. Експеримент 3	87
6.1 Експеримент 3 – сажетак	87
6.1.1 Испитаници	87
6.1.2 Експериментална поставка	87
6.1.3 Експериментални протокол	87
6.1.4 Снимање камерама	89
6.1.5 Респираторни сензор	89
6.1.6 Употреба пелвиметра	90
6.1.7 Комплетна експериментална поставка	90
6.1.8 Алгоритам за обраду	91
6.1.9 Постављање маркера	92
6.1.10 Мерење пелвиметром	92
6.1.11 Снимање камерама	93
6.1.12 Обрада података са камера	93
6.2 Експеримент 3 – калибрација	98
6.2.1 Калибрација на основу равни	99
6.2.2 Калибрација на основу пирамиде	99
6.2.3 Процена поузданости регистрације облака тачака на основу симетричних растојања ..	103
6.3 Експеримент 3 – обрада <i>RGB-D</i> слике	111
6.3.1 Формирање модела и нормализација оријентације	111
6.3.2 Детекција маркера	111
6.3.3 Обрада фрејмова	118
6.3.4 Издвајање и обрада респираторних сигнала	120
6.3.5 Прорачун дијаметара на основу издвојених респираторних сигнала	120
6.3.6 Обрада респираторних сигнала и дијаметара у оквиру сесије	122
6.4 Експеримент 3 – обрада респираторних сигнала	124

7. Резултати.....	127
7.1 Експеримент 1 – пресеци	127
7.1.1 Анализа расипања пресека	127
7.1.2 Анализа мобилности грудног коша.....	130
7.1.3 Анализа релативне промене морфологије	131
7.1.4 Поређење морфолошких параметара између сесија.....	132
7.1.5 Експеримент 1 – дискусија.....	133
7.2 Експеримент 2 – испитивање различитих конфигурација камера	135
7.2.1 Цилиндрични тест објекти	135
7.2.2 Сложенији тест објекти - резултати	137
7.2.3 Експеримент 2 – дискусија.....	138
7.3 Експеримент 3 – дијаметри и респираторни сигнали.....	139
7.3.1 Калибрација камера	139
7.3.2 Формирање јединственог модела	140
7.3.3 Расипање средњих вредности удисаја по трајалима.....	141
7.3.4 Поређење средњих вредности дубине у оквиру исте сесије.....	142
7.3.5 Поређење дијаметара у оквиру исте сесије	146
7.3.6 Расипање средњих вредности удисаја по сесијама.....	148
7.3.7 Поређење сесија по свим каналима.....	148
7.3.8 Поређење сесија по дијаметрима.....	150
7.3.9 Поређење мера са пелвиметром	152
7.3.10 Респираторни сигнали	157
7.3.11 Експеримент 3 – дискусија.....	161
8. Закључак	165
9. Литература.....	167
Прилог 1	176
Прилог 2.....	179

Увод

Церебрална парализа (ЦП) је група трајних и непрогресивних неуролошких поремећаја који утичу на моторичке способности и држање тела, а резултат су оштећења мозга у раном развоју [1]. Иако су примарне манифестације церебралне парализе повезане са моторичким функцијама, деформитети грудног коша, као што је улегнуће грудног коша (лат. *pectus excavatum* – PE) [2], и смањена покретљивост грудног коша [3], такође су често повезани са овим стањем. Рана детекција деформитета, редовно праћење и адекватан третман могу помоћи у ублажавању утицаја деформитета на респираторну и мишићно-скелетну физиологију пацијената [4].

У клиничкој пракси, степени деформитета грудног коша и смањене мобилности грудног коша обично се процењују помоћу мерних алата као што су калипер и мерна трака [5], [6], као и помоћу метода медицинског сликавања, попут компјутерске томографије, радиографије и магнетне резонанце [7], [8]. Технике медицинског сликавања могу открити абнормалности у коштаним структурама и омогућити прецизно квантификовање степена деформитета, као и процену корекције након хируршке интервенције. Међутим, висока цена, ограничена доступност, немогућност процене у реалном времену, а најважније, изложеност зрачењу (код компјутерске томографије и радиографије), искључују их из рутинских поступака процене у физикалној рехабилитацији [5]. Штетност излагања зрачењу у литератури је посебно наглашена за случај примене код деце.

Често се као алтернатива у процени степена деформитета користи калипер, али овај инструмент не пружа детаљну 3D визуелизацију и поседује ограничење у мерењу сложених деформитета [9]. За разлику од калипера, којим се може измерити деформитет, мерна трака се обично користи само за процену мобилности грудног коша кроз мерење обима, и то у тренуцима максималне инспирације и максималне експирације [6]. С обзиром да резултати мерења наведеним мерним инструментима значајно зависе од вештине и искуства испитивача, као и позиционирања инструмената на телу испитаника, мерења су субјективна и ограничена прецизности [10]. Да би се ублажио утицај субјективности приликом мерења, уобичајено се ангажује више (два до пет) испитивача, што омогућава процену међуиспитивачке поузданости. Ова поузданост се по правилу изражава помоћу интракласног корелационог коефицијента (енгл. *intraclass correlation coefficient* - ICC), који представља степен сагласности између различитих испитивача. Вредности ICC-а веће од 0,75 сматрају се добрим, а оне изнад 0,90 одличним. Истраживања су показала да мерења грудног коша путем калипера и мерне траке могу постићи високу прецизност, међутим, то није увек случај – разлике у техници мерења, различити степени искуства испитивача, као и могуће недовољно усклађене процедуре могу довести до варијације у резултатима.

Како би се превазишла наведена ограничења мерних инструмената и метода за медицинско сликавање, у научним истраживањима је све више присутна и примена оптичких система као што су прецизни оптички 3D скенери и 3D камере [11]. Оптички 3D скенери, иако веома прецизни, представљају значајан финансијски изазов – цене комерцијалних система крећу се и до више десетина хиљада евра. При томе, смањено време аквизиције је обично карактеристика скупљих скенера [12]. Такође, како би се направио један комплетан модел, некад је потребно направити и више снимака из различитих углова, што може продужити процес аквизиције на неколико минута [13]. С друге стране, 3D камере нуде компромис између прецизности, приступачности и једноставности примене. У општем случају, мање су прецизне од 3D скенера, али могу да постигну и субмилиметарску прецизност у већини статичких окружења [14], снимају сцену у делићу секунде [15], што значи да су погодне за рад у реалном времену, а истовремено су и финансијски приступачне [16], чиме је омогућена њихова шира примена у клиничким и истраживачким условима.

Иако већ постоје студије у којима је 3D камера примењена за процену деформитета грудног коша [17], [18] као и за детекцију респираторних покрета [19], [20] истраживања која су евалуирала овакве системе код деце су малобројна. Ово представља значајан недостатак у литератури и указује на потребу за даљим истраживањима у области. Додатно, системи описани у наведеним студијама, подразумевали су, у већем броју случајева, стајаћи положај испитаника, уз скоро по правилу, задржавање дисања, што су услови који не би могли да се примене у случају снимања деце са церебралном парализом.

Стога, у овом раду описано је истраживање чији је циљ био развој једноставне, прецизне и финансијски приступачне методе за снимање грудног коша деце са церебралном парализом. Метода је примењена у условима лежећег положаја и нормалног дисања деце, а обрадом секвенце слика извучени су њихови морфолошки параметри грудног коша.

Истраживање је спроведено у три фазе. У првој фази употребљена је једна 3D камера, која је снимала фронтални део грудног коша, док су у другој и трећој фази употребљене две 3D камере како би се реконструисала комплетнија слика грудног коша, што је укључивало и његове бочне делове. У првој фази је испитана поновљивост методе за аквизицију, обраду и анализу података. У другој фази је спроведен низ експеримената у којем је на основу снимљених тест објеката, утврђен оптималан положај камера за снимање грудног коша детета. У трећој фази је уз поновљивост, испитана и тачност, односно сагласност методе са референтним мерним инструментом.

Текст дисертације је конципиран тако да обухвата детаљан преглед стања у области истраживања, опис три фазе истраживања, као и анализу добијених резултата. У првом поглављу описано је како смањен антеропостериорни (АП) дијаметар, као и деформације грудног коша утичу на дисање, држање и укупно здравље пацијената са церебралном парализом. Затим је изнет преглед традиционалних (калипер, мерна трака, методе за медицинско осликавање) и савремених (тј. оптичких) метода за процену морфологије грудног коша, уз нагласак на све предности које 3D камере имају над осталим решењима. У другом поглављу представљени су предмет, циљ и хипотезе истраживања. У трећем и наредним поглављима описан је метод – експериментална поставка, софтвер за аквизицију података, као и алгоритам за обраду и анализу прикупљене секвенце слика са једне – у првој фази, и две камере – у другој и трећој фази истраживања. У седмом поглављу приказани су резултати добијени у свакој од фаза. У истом поглављу резултати су дискутовани у контексту постојеће научне литературе.

1. Стање у области истраживања

1.1 Церебрална парализа и њене клиничке манифестације

Церебрална парализа (ЦП) представља групу неуролошких поремећаја који утичу на покрете тела и држање. Настаје као последица оштећења или абнормалног развоја мозга током феталног периода или у првим годинама живота. Оштећење је непрогресивно, што значи да се само стање мозга не погоршава, али последице на мишићно-коштани систем могу постати израженије с временом. [1]

Главне карактеристике церебралне парализе укључују поремећаје у мишићном тону (хипертонија или хипотонија), проблеме са координацијом покрета, слабост мишића и неконтролисане покрете. У зависности од локализације и карактеристика неуролошког оштећења, церебрална парализа може се класификовати према преовлађујућем типу моторичког поремећаја на спастичну, дискинетику, атаксичну и мешовиту форму. Спастицитет је веома чест код церебралне парализе. [21]

Поред моторичких проблема, особе са ЦП-ом могу имати и потешкоће са говором, видом, слухом, интелектуалним развојем и респираторном функцијом. Поред примарних проблема са кретањем, особе са ЦП-ом често се суочавају са секундарним компликацијама које настају као последица лоше контроле мишића и неправилног положаја тела. Неки од најчешћих проблема укључују деформитете скелета и зглобова, проблеме са гутањем и дисањем, ограничену покретљивост и смањен квалитет живота, као и проблеме са грудним кошем и респираторном функцијом. До деформитета скелета и зглобова може доћи услед неуравнотежене мишићне активности, што доводи до сколиозе, контрактура и сублуксације кукова, док дисфункција мишића лица и врата може отежати храњење и повећати ризик од аспирације. Ограничена покретљивост често захтева употребу прилагођених помагала и асистенцију у свакодневним активностима, а смањена покретљивост грудног коша и деформитети могу неповољно утицати на дисање. [22]

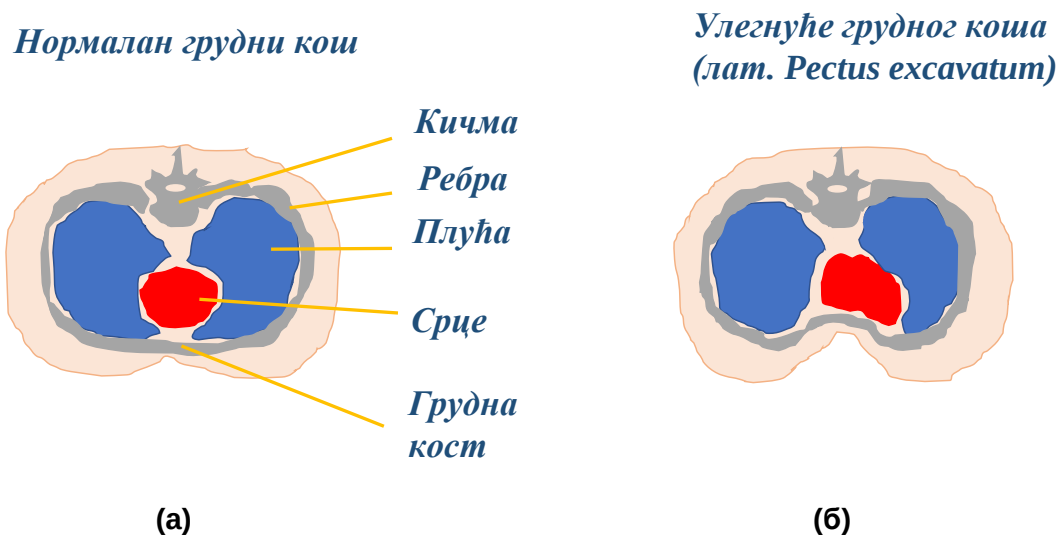
Како је постојала потреба за јединственим и поузданим начином описивања функционалних способности деце са церебралном парализом, уведен је и стандардизовани систем за процену и класификацију грубих моторних функција (енгл. *Gross Motor Function Classification System – GMFCS*). Систем класификације грубих моторних функција је развијен како би се омогућило објективно описивање нивоа самосталног кретања и функционалне покретљивости, са нагласком на активности као што су седење, стајање, ходање и коришћење помагала за кретање. Систем обухвата пет нивоа функционалних способности. Особе сврстане у ниво I могу самостално да ходају без значајних ограничења, док особе у нивоу V имају изражена ограничења у контроли покрета и положаја тела и зависе од помоћи других лица или асистивне технологије за кретање. Остали нивои су, сходно томе: II – самостално ходање уз мања ограничења, III – ходање уз употребу помагала, IV – ограничена самостална покретљивост уз често коришћење инвалидских колица. *GMFCS* је данас један од најшире прихваћених алата за функционалну класификацију особа са церебралном парализом и користи се у клиничкој пракси, истраживањима и праћењу исхода лечења. [23]

1.2 Грудни кош код пацијената са церебралном парализом

Грудни кош игра кључну улогу у процесу дисања, а мобилност грудног коша омогућава правилну вентилацију плућа. Међутим, код особа са ЦП-ом, због спастичности или слабости мишића, долази до различитих деформитета и ограничене покретљивости грудног коша, што може негативно утицати на респираторну функцију и опште здравствено стање. Деформитети грудног коша код особа са церебралном парализом обухватају деформитете предњег грудног зида, попут пектус екскаватума или улегнутог грудног коша (лат. *pectus excavatum – PE*), као и асиметрије грудног коша и сколиотичне деформације кичме. Ове промене могу ограничити експанзију грудног коша и

допринети смањењу респираторне функције. [21] На Слици 1.1 илустрован је деформитет *pectus excavatum*, који представља најчешћу конгениталну деформацију предњег зида грудног коша. Она може имати последице по естетски изглед, кардиопулмоналну функцију и психосоцијално здравље пацијената. [24]

Поред структурних деформитета, код особа са церебралном парализом често долази до смањене покретљивости грудног коша услед спастичности и укочености респираторне мускулатуре. То може довести до плитког дисања и мање ефикасне размене гасова у плућима. Утицај ових промена на респираторну функцију огледа се у смањеној плућној вентилацији и мањој толеранцији физичког напора, повећаном ризику од респираторних инфекција услед отежаног искашљавања и задржавања секрета у дисајним путевима, повећаном напору при дисању, при чему се често активирају помоћни дисајни мишићи врата и раменог појаса. Рано препознавање и адекватан третман ових проблема од великог су значаја за очување респираторне функције и побољшање квалитета живота пацијената. [25], [26], [27]



Слика 1.1 – На слици је приказана илустрација деформитета улегнућа грудног коша: (а) приказује нормалан грудни кош, (б) приказује грудни кош са деформитетом улегнућа (лат. *pectus excavatum*). Слика је адаптирана према [28].

1.2.1 Грудни кош код деце са церебралном парализом

Ersöz и сарадници (2006, [29]) испитивали су покретљивост грудног коша код деце са спастичном церебралном парализом. У студију је укључено 56 деце са спастичном церебралном парализом и 40 здравих испитаника. Покретљивост грудног коша процењивања је мерењем обима грудног коша при максималном удах-у и издах-у, док је експанзија грудног коша (енгл. *chest expansion* – *CE*) рачуната као разлика између те две вредности. Резултати су показали значајно мању експанзију грудног коша код деце са церебралном парализом $CE (3,1 \pm 0,9 \text{ cm})$ у односу на контролну групу $(4,9 \pm 1,2 \text{ cm})$, што је указало на смањену покретљивост грудног коша и могуће нарушену респираторну функцију. Аутори су такође уочили да је разлика између група постајала израженија са узрастом. На основу добијених резултата закључили су да би рана примена респираторне

рехабилитације могла допринети очувању покретљивости грудног коша и побољшању респираторне функције код ове популације.

Исте године, објављена је и студија *Park* и сарадника (2006, [30]) у којој је испитано да ли плитко дисање код ових пацијената може да утиче и на сам развој грудног коша. Аутори су пошли од претпоставке да плитко дисање и недовољно ширење горњих делова грудног коша током раста могу довести до његове структурне неразвијености. У студији су упоређене групе од 112 деце са тешком спастичном квадриплегичном церебралном парализом и 112 деце типичног развоја. На рендгенским снимцима грудног коша мерен је попречни пречник горњег и доњег дела грудног коша, а затим је њихов однос употребљен као показатељ развијености горњег дела грудног коша. Код мањег броја деце која су могла да сарађују урађено је и испитивање форсираног виталног капацитета (енгл. *forced vital capacity – FVC*). Утврђено је да су деца са церебралном парализом имала значајно мањи однос горњег и доњег дела грудног коша у односу на здраву децу, што је указало на недовољан развој горњег дела грудног коша. Такође је показана позитивна корелација између овог односа и форсираног виталног капацитета, што значи да су деца са боље развијеним грудним кошом имала и бољу плућну функцију. Аутори су закључили да дуготрајно плитко и некоординисано дисање код деце са тешком церебралном парализом може довести до структурних промена грудног коша и додатног погоршања респираторне функције.

На сличан начин, *Nam* и *Lee* су 2013. године ([31]) анализирали обим грудног коша и струка код деце са спастичном диплегијом и хемиплегијом. У студију је било укључено 17 испитаника, од чега деветоро са спастичном диплегијом и осморо са спастичном хемиплегијом. Обими грудног коша и струка мерени су у мировању, при максималном удаху и максималном издаху, а одређивано је и максимално време фонације. Иако разлике у обиму грудног коша нису достигле статистичку значајност, код деце са спастичном диплегијом утврђено је значајно мање ширење струка током дисања ($2,1 \pm 0,7$ cm) у поређењу са децом са спастичном хемиплегијом ($3,6 \pm 1,3$ cm; $p = 0,01$). Такође, максимално време фонације било је краће код деце са спастичном диплегијом ($7,2 \pm 1,9$ s) него код деце са спастичном хемиплегијом ($10,4 \pm 3,6$ s; $p = 0,05$). На основу добијених резултата аутори су закључили да деца са спастичном диплегијом испољавају израженија ограничења респираторне функције у односу на децу са спастичном хемиплегијом.

У студији *Diwan* и сарадника (2014, [32]) испитан је ефекат миофасцијалног ослобађања (енгл. *myofascial release – MFR*) предњег грудног зида на торакалну експанзију код деце са спастичном церебралном парализом. У истраживање је укључено 12 деце са различитим облицима спастичне церебралне парализе. Торакална експанзија мерена је на три нивоа: у аксиларној регији, три прста испод ксифоидног наставка и субкостално. Након почетног мерења примењиване су технике миофасцијалног ослобађања усмерене на велики грудни мишић (*m. pectoralis major*), међуребарне мишиће, прави трбушни мишић (*m. rectus abdominis*) и дијафрагму, пет пута недељно током једног месеца. Резултати су показали статистички значајно повећање грудне експанзије на свим мереним нивоима након спроведеног третмана. Аутори су закључили да миофасцијално ослобађање предњег грудног зида може значајно побољшати покретљивост грудног коша и торакалну експанзију код деце са спастичном церебралном парализом. Најизраженији ефекат уочен је у доњим деловима грудног коша, што је указало на потенцијалну корист ових техника у респираторној рехабилитацији ове популације.

Kwon (2017, [33]) је испитивао респираторну функцију и снагу респираторних мишића код деце са различитим облицима церебралне парализе. У истраживање су била укључена 43 детета узраста 5–13 година, која су била подељена у три групе према доминантном типу ЦП-е: спастични ($n = 28$), дискинетички ($n = 9$) и атаксични тип ($n = 6$). Процењивани су параметри плућне функције: форсирани витални капацитет (*FVC*), форсирани експираторни волумен у првој секунди (енгл.

forced expiratory volume – FEV₁) и вршни експираторни проток (енгл. *peak expiratory flow – PEF*), као и максимални инспираторни притисак (енгл. *maximum inspiratory pressure – MIP*) и максимални експираторни притисак (енгл. *maximum expiratory pressure – MEP*). Аутори су закључили да тип церебралне парализе утиче на респираторну функцију, при чему су најизраженија ограничења уочена код атаксичног типа, што указује на потребу за различитим респираторним приступима у терапији.

Студија *Bhise* и сарадника (2019, [34]) имала је за циљ да упореди експанзију грудног коша код деце са диплегичном церебралном парализом и код здраве деце истог узраста. У истраживање је укључено укупно 50 испитаника, од којих је 25 деце имало дијагностиковану спастичну диплегију, док је 25 било здравих, узраста од 5 до 15 година. Експанзија грудног коша мерена је мерном траком на три нивоа: супрамамарном, мамарном и инфрамамарном. Резултати су показали да деца са церебралном парализом имају мању експанзију грудног коша у односу на здраву децу на свим испитиваним нивоима. Иако разлике нису биле статистички значајне, аутори су истакли да су клинички значајне. Најизраженије смањење експанзије уочено је у инфрамамарној регији, што се повезује са већим захватањем постуралних и трупних мишића, као и ограниченом активношћу међуребарних мишића и дијафрагме. Аутори су закључили да је смањена експанзија грудног коша код деце са церебралном парализом последица неуромоторних поремећаја, мишићне слабости и спастицитета, као и секундарних промена у респираторном систему. Због тога је препоручено да терапија код ове деце буде усмерена на побољшање покретљивости грудног коша и активирање трупне мускулатуре.

Студија *Bennett* и сарадника (2019, [35]) је испитала како церебрална парализа утиче на функцију дисања, конкретно на кретање дијафрагме, и да ли се функција дисања разликује у зависности од степена моторичког оштећења код деце. Полазна идеја аутора је да код деце са спастичном формом ЦП-е постоји не само проблем у кретању удова, већ и у раду постуралних и респираторних мишића, при чему је дијафрагма један од кључних мишића за дисање. Они посебно наглашавају да деца која не могу да ходају имају израженије постуралне дефиците, што потенцијално додатно нарушава механику дисања. У истраживању је учествовало укупно 54 деце, која су подељена у три групе: деца која не ходају, деца која ходају и здрава деца. Циљ је био да се упореде покретљивост дијафрагме, снага респираторних мишића, плућна функција и ширење грудног коша. За мерење покретљивости дијафрагме коришћен је ултразвук. Резултати су јасно показали да здрава деца имају највећу покретљивост дијафрагме, највећу снагу инспираторних и експираторних мишића и најбоље параметре плућне функције. Код деце са церебралном парализом све ове вредности су снижене, али је највеће оштећење забележено код деце која не ходају. Код њих је дијафрагма имала најмањи опсег кретања, а истовремено су били најнижи и параметри као што су *FVC* и *FEV₁*, што указује на рестриктивни тип поремећаја дисања. Деца која ходају имала су боље резултате од деце која не ходају, али и даље значајно лошије у односу на здраву децу. Аутори су објаснили ове разлике тиме што код церебралне парализе постоји оштећење централних структура које контролишу вољно и аутоматско дисање, али и слабост постуралних мишића трупа и абдомена. Због тога долази до лоше стабилизације грудног коша, промењеног положаја дијафрагме и њене мање ефикасне контракције. Код тежих облика, где је дете везано за инвалидска колица, дијафрагма је често хронично преоптерећена и ради у неповољном положају, што додатно смањује њену покретљивост и снагу.

У студији *Bennett* и сарадника из 2021. описаној у [3] испитан је ефекат технике ручног истезања дијафрагме (енгл. *Manual Diaphragmatic Stretching Technique – MDST*) на респираторну функцију код деце са спастичном церебралном парализом. У истраживање је укључено 53 деце која су насумично подељена у експерименталну групу ($n = 27$) и контролну групу ($n = 26$). Експериментална група је, поред стандардне физиотерапије, примала *MDST* три пута недељно током шест недеља,

док је контролна група добијала само стандардну физиотерапију. Резултати су показали да је примена *MDST* значајно побољшала покретљивост дијафрагме са обе стране тела, као и експанзију грудног коша на нивоу доњих и абдоминалних делова грудног коша. Међутим, није забележена статистички значајна разлика у параметрима плућне функције између група. Аутори су закључили да *MDST* може значајно да побољша покретљивост дијафрагме и покретљивост грудног коша код деце са спастичном церебралном парализом, те се ова техника може разматрати као допунска метода у оквиру физиотерапијских програма за унапређење респираторне функције.

1.2.2 Грудни кош код деце са церебралном парализом – сажетак

У литератури од 2006. године па надаље доследно се показује да деца са ЦП-ом имају смањену покретљивост грудног коша и нарушену респираторну функцију у односу на здраву децу. Ранији радови, као што су студије о смањеној мобилности грудног коша (нпр. *Ersöz* и сар., 2006), већ указују да су код деце са спастичном церебралном парализом присутна ограничења у експанзији грудног коша, што се повезује са деформитетима кичме, слабошћу постуралних мишића и редукованом еластичношћу респираторног система. Ови налази постављају основну идеју да проблем није само у плућима, већ у читавом респираторном систему – дијафрагми, грудном кошу и абдоминалној мускулатури.

У наредним радовима фокус истраживања помера се са процене покретљивости грудног коша на функционалну процену респираторног система, пре свега применом спирометрије и мерењем респираторне снаге. Студије из периода 2012–2015 доследно показују смањене вредности *FVC* и *FEV1*, као и снижену снагу инспираторних и експираторних мишића (*MIP*, *MEP*) код деце са ЦП-ом у односу на здраву популацију. Ове студије додатно наглашавају да је степен оштећења повезан са нивоом моторне функције (*GMFCS*), где тежи облици ЦП-е имају израженије респираторне поремећаје. Јасно се указује на постојање повезаности између моторне и респираторне дисфункције.

Касније, око 2018–2019, истраживања почињу да се усмеравају ка директном испитивању дијафрагме као примарног респираторног мишића. Споменута студија из 2019 (*Bennett* и сарадници) је посебно важна јер систематски користи ултразвук за процену мобилности дијафрагме код деце са ЦП-ом и повезује је са степеном моторног оштећења. Ова студија показује да деца са ЦП-ом, нарочито она са тежим моторним ограничењима, имају значајно смањену покретљивост дијафрагме, што директно корелира са смањеним респираторним капацитетима. Тиме се у литератури прави прелаз са индиректних мера, добијених спирометријом и мерењем експанзије грудног коша, на директно мерење функције дијафрагме.

Од 2021. године па надаље јавља се још један важан правац – интервенција и прецизнија ултразвучна анализа. Радови о претходно споменутој техници ручног истезања дијафрагме показују да се мобилност дијафрагме може побољшати физиотерапијским интервенцијама, што додатно потврђује да дијафрагма није само пасивно оштећена структура, већ фактор који је подложен интервенцији.

1.3 Третман деформитета грудног коша и побољшање респираторне функције код пацијената са церебралном парализом

Лечење деформитета грудног коша код особа са церебралном парализом захтева мултидисциплинарни приступ који укључује физикалну терапију, ортопедске методе и, у тежим случајевима, хируршке интервенције. Оне могу допринети очувању респираторне функције и смањењу ризика од компликација. [36]

Физикална терапија игра кључну улогу у побољшању покретљивости грудног коша и одржавању респираторне функције код особа са церебралном парализом. Она обухвата вежбе дисања за

побољшање плућне вентилације и јачање респираторних мишића, ортопедске положаје и мобилизацију ради побољшања држања и флексибилности грудног коша, као и постуралну дренажу и технике искашљавања које доприносе смањењу ризика од респираторних инфекција. [37]

У неким случајевима, примена ортопедских помагала може допринети стабилизацији грудног коша и спречавању даљих деформитета, при чему се корсети и друга ортопедска помагала користе за корекцију постуралних поремећаја и побољшање дисања. [38], [39]

У тежим случајевима, када деформитети значајно нарушавају респираторну функцију, може се разматрати хируршко лечење. Оно обухвата корективне операције грудног коша, које се примењују код изражених деформитета као што је пектус екскаватум, као и хируршке захвате на кичми код значајних деформитета кичменог стуба који могу негативно утицати на дисање. [40], [41]

Особе са церебралном парализом које имају изражена респираторна ограничења могу захтевати додатну потпору у виду неинвазивне вентилације. Неинвазивна вентилација, укључујући континуирани позитивни притисак у дисајним путевима (енгл. *continuous positive airway pressure* – *CPAP*) и двостепени позитивни притисак у дисајним путевима (*bilevel positive airway pressure* – *BPAP*), примењује се посебно код поремећаја дисања током сна и хроничне респираторне инсуфицијенције, са циљем смањења респираторног напора и побољшања вентилације ([37]). *CPAP* обезбеђује континуирани позитивни притисак у дисајним путевима и на тај начин спречава њихов колапс током дисања, док *BPAP* пружа различите нивое инспираторног и експираторног притиска, што олакшава вентилацију код особа са ослабљеном респираторном мускулатуром. [42] Оксигенотерапија (енгл. *oxygen therapy*) се примењује код пацијената са хипоксемијом ради повећања концентрације кисеоника у артеријској крви. За разлику од неинвазивне вентилације, оксигенотерапија не утиче директно на механику дисања нити на јачање респираторних мишића, већ има за примарни циљ побољшање оксигенације и смањење последица респираторне инсуфицијенције. Важно је нагласити да ове методе не доводе до јачања респираторне мускулатуре, већ првенствено смањују респираторни напор и олакшавају дисање, што може допринети побољшању квалитета живота и смањењу ризика од респираторних компликација код пацијената. [43]

1.4 Процена морфологије и покретљивости грудног коша код пацијената

Деформитети и ограничења покретљивости грудног коша код особа са церебралном парализом значајно утичу на њихову респираторну функцију и опште здравствено стање. Разумевање ових проблема је кључно за правилан приступ рехабилитацији и терапијским методама које могу побољшати квалитет дисања и смањити ризик од компликација. У том контексту, објективне методе мерења морфолошких промена грудног коша могу имати важну улогу у процени ефеката рехабилитационих програма и у планирању терапијских интервенција. Процена морфологије код ових пацијената захтева свеобухватан приступ који укључује клиничку процену, антропометријске методе и напредне технологије – методе медицинског осликавања – за анализу облика и покретљивости грудног коша. [29]

1.4.1 Клинички преглед

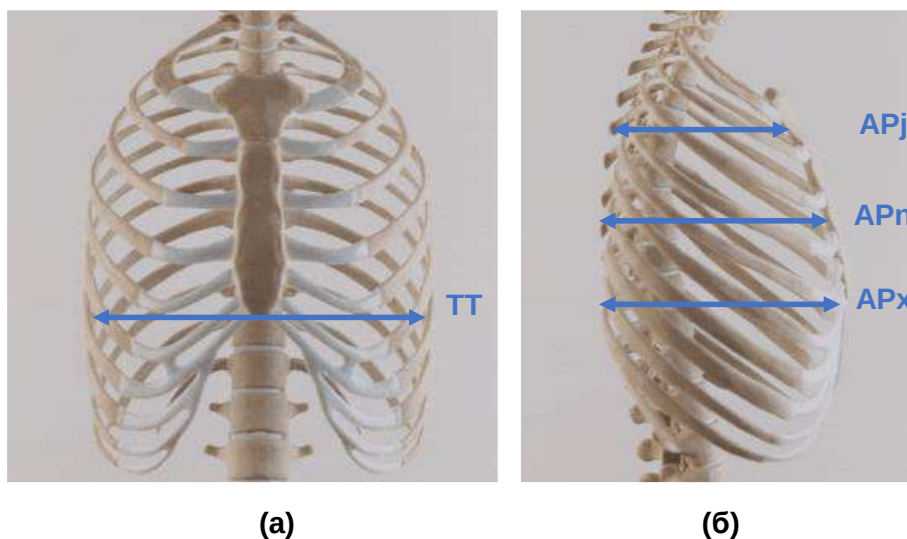
Клинички преглед обухвата процену облика грудног коша, укључујући присуство деформитета као што су пектус екскаватум и пектус каринатум (лат. *pectus carinatum* – *PC*), симетрије и покретљивости грудног коша током респираторног циклуса, мишићног тонуса и постуралног статуса, с обзиром да спастичност и хипотонија код ЦП-е могу допринети развоју деформитета и смањене ефикасности дисања. [44]

Иако клинички преглед представља неопходан први корак у процени пацијента, његова поузданост може бити ограничена субјективношћу испитивача. Истраживања као што је [45] су показала да се лекари међусобно само умерено слажу у визуелној процени присуства и тежине деформитета грудног коша, док је слагање у процени појединих карактеристика деформитета још слабије. Ови налази указују на потребу за применом објективнијих и стандардизованих метода процене, као што су антропометријска мерења, тродимензионално снимање и различити морфолошки индекси, како би се обезбедила већа поузданост и упоредивост резултата.

1.4.2 Антропометријске методе

У процени се користе једноставне и клинички доступне методе, као што су мерна трака и калипер. Мерна трака се обично користи за мерење обима грудног коша, на основу чега се процењује разлика у обиму између инспирације и експирације. Помоћу калипера се обично процењује индекс грудног коша – однос ширине и дубине грудног коша како би се квантификовали деформитети. Примера ради, стандардизована клиничка процедура за извођење антропометријских мерења код деце у КБЦ „Др Драгиша Мишовић – Дедиње“ [46] предвиђа мерење обима грудног коша у миру, као и при максималном удаху и максималном издаху, чиме се процењује респираторна екскурзија грудног коша. Мерења се обављају сантиметарском пантљиком у удобном положају на леђима, и то у три нивоа: у аксилу, у висини процесуса ксифоидеуса, и испод ребара. Поред тога, мерења укључују и одређивање антеропостериорног и трансверзалног дијаметра грудног коша на различитим анатомским нивоима, при чему се мерења врше пелвиметром у неутралном положају, а нивои укључују подручје југуларне инцизуре, средине стернума (грудне кости) и процесуса ксифоидеуса (ксифоидног наставка). Трансверзални дијаметар се мери на аксиларним линијама у висини процесуса ксифоидеуса. На основу добијених мерења рачуна се морфолошки индекс, под називом торакални (или тораксни), који омогућава објективну процену облика грудног коша и откривање евентуалних деформитета. Ова мерења представљају једноставну, неинвазивну и поновљиву методу за процену развоја грудног коша и механике дисања.

$$ThI = \frac{AP}{TT} 100\% \quad (1.1)$$



Слика 1.2 – Илустрација прорачуна дијаметара грудног коша, на основу којих се рачуна торакални индекс (*ThI*). Дијаметри се код деце мере пелвиметром у неутралном положају, на основу анатомских реперних тачака приказаних на подсликама. (а) приказује трансверзални дијаметар као највећу ширину грудног коша мерену између најистуренијих тачака бочних страна грудног коша; (б) приказује АП дијаметре. *APj* је дијаметар добијен у југуларној усеклини, односно измерен између југуларне јаме и врха одговарајућег хоризонталног пршљена. *APn* је на исти начин добијен дијаметар измерен на средини стернума, тј. грудне кости. *APx* је дијаметар добијен на мачастом наставку, тј. процесусу ксифоидеусу. Слика је адаптирана према [47].

1.4.2.1 Антропометријске методе, употреба калипера и пелвиметра

Један од првих радова који је предложио примену антропометријских мерења у процени облика грудног коша је студија аутора *Warwick* и *Hansen* (1975, [48]) која је испитала употребу специјално конструисаног калипера за мерење антеропостериорног (дубине) и трансверзалног (ширине) пречника грудног коша. На основу ових мерења аутори су израчунали торакални индекс, дефинисан као однос дубине и ширине грудног коша, који представља показатељ његовог облика и степена заобљености. Аутори су сматрали да је торакални индекс осетљивији и прецизнији параметар од самог мерења обима грудног коша, јер омогућава квантитативну процену структурних промена грудног коша. Такође је истакнуто да се серијским мерењима могу пратити промене током времена, процењивати ток болести и ефекти примењене терапије. Рад је указао на значај увођења објективних и поновљивих антропометријских метода као допуне клиничком прегледу, постављајући основу за каснији развој савременијих техника процене морфологије грудног коша.

Након увођења основних антропометријских метода мерења грудног коша, савремене студије се све више фокусирају на њихову клиничку примену у процени и праћењу деформитета грудног коша, као и на могућност да се оваква спољашња мерења користе као алтернатива радиолошким методама. У том контексту, наредна истраживања испитују валидност калипером заснованих мерења у поређењу са торакалним индексима изведеним на основу компјутерске томографије (енгл. *computed tomography* – *CT*), која се сматра златним стандардом у процени деформитета грудног коша. Значај нових мера се посебно анализира кроз њихову поузданост, корелацију са радиолошким параметрима и потенцијал за идентификацију и праћење тежине деформитета у клиничким условима, који би били изведени без излагања пацијената јонизујућем зрачењу. Наведени аспекти су разматрани са посебним нагласком на *pectus excavatum* и *pectus carinatum* деформитете.

Студија из 2017. (*Ewert* и сар, [9]) испитала је да ли се спољашња мерења грудног коша помоћу торакалног калипера могу поуздано користити као замена за *CT* мерења код пацијената са деформитетима грудног коша, посебно код пацијената са *pectus excavatum* и *pectus carinatum* деформитетима. У истраживање је укључено 95 пацијената који су били кандидати за хируршку корекцију грудног коша (77 са *pectus excavatum*, 17 са *pectus carinatum* и 1 мешовити случај). Код свих су урађена и стандардизована спољашња мерења калипером (у више тачака грудног коша и у различитим фазама дисања) и *CT* мерења, а затим је анализирана њихова корелација. Резултати су показали да постоји значајна корелација између спољашњих и *CT* мерења, нарочито на месту максималне деформације. Ова корелација је била најјача код пацијената са *pectus excavatum*-ом, али је присутна и код *pectus carinatum* деформитета. Такође, мерења су била најпрецизнија када су пацијенти били у мирном дисању, а не током максималне инспирације или експирације. Закључак рада је да су спољашња мерења торакалним калипером поуздана за процену и праћење деформитета грудног коша, посебно за одређивање највеће сагиталне и трансверзалне димензије. Аутори су закључили да се ова метода може користити за праћење пацијената без честог излагања *CT* зрачењу, док *CT* остаје неопходан за детаљну предоперативну процену и планирање хируршког лечења.

Исте године, објављена је студија (Snyder и сар., 2017, [49]) која уводи нови начин за процену тежине *pectus excavatum* деформитета који се заснива на спољашњим мерењима. Аутори су тестирали индекс под називом Модификовани процентуални индекс дубине (енгл. *Modified percent depth – MPD*), који квантификује степен увучености стернума у односу на максималну спољашњу контуру грудног коша. У истраживање је било укључено 92 деце и адолесцената, од којих је 49 имало изражен *pectus excavatum*, а 43 су била контролна група без деформитета. Код свих су анализирани СТ снимци, а код дела пацијената су урађена и клиничка мерења калипером. На основу тих података израчунат је *MPD*, као и стандардни индекси (Haller-ов, тј. Халеров индекс и Индекс корекције, тј. *Correction index*) ради поређења. Резултати су показали да је *MPD* значајно већи код пацијената са *pectus excavatum*-ом него код контрола и да оптимална граница за дефинисање тешке деформације износи око 10%. $MPD \geq 10\%$ имао је врло високу сензитивност и специфичност (око 98%), што је чак било нешто боље или упоредиво са Халеровим и Индексом корекције. Додатно, код подгрупе пацијената код којих су коришћена директна мерења калипером, пронађена је добра корелација између спољашњих и СТ мерења, што подржава идеју да се *MPD* може поуздано израчунати у клиничким условима. Аутори су нагласили да је главна предност овог приступа то што се тежина деформитета може проценити без зрачења и без скувих снимања, само уз помоћ једноставних спољашњих мерења у ординацији.

Концептулно сродна претходној је студија Bludevich и сарадника из 2020. ([5]) која додатно истражује могућност замене радиолошких индекса у процени тежине *pectus excavatum* деформитета клинички заснованим антропометријским мерењем – опет модификованог процентуалног односа дубине (*MPD*), добијеним помоћу екстерног калипера током физикалног прегледа. Полазиште рада је чињеница да се процена тежине деформитета у клиничкој пракси најчешће заснива на индексима као што су Халеров индекс и индекс корекције, који захтевају примену метода осликавања засновану на попречним пресецима (енгл. *cross-sectional imaging*) – аутори истичу СТ и MRI – што повећава трошкове и излаже пацијенте јонизујућем зрачењу. У оквиру проспективне мултицентричне студије укључени су пацијенти узраста 11–21 година са дијагностикованим *pectus excavatum* деформитетом и контролна група испитаника без деформитета грудног коша. Код свих испитаника изведена су стандардизована спољашња мерења грудног коша, на основу којих је израчунат *MPD*, док су Халеров индекс и индекс корекције добијени из радиолошких снимака. Резултати су показали да *MPD* значајно разликује пацијенте са и без *pectus excavatum*-а, при чему вредности *MPD* корелирају са радиолошким индексима (Халеров и Индекс корекције), уз високу статистичку значајност. Поред тога, показана је добра међуиспитивачка (енгл. *interrater*) поузданост екстерних мерења, што указује на репродукцибилност методе у условима клиничког прегледа. Аутори закључују да *MPD* представља валидну и поуздану алтернативу радиолошким индексима у иницијалној процени тежине *pectus excavatum*-а, са потенцијалом да смањи потребу за рутинским извођењем СТ или MRI прегледа. Ипак, осликавање засновано на попречним пресецима остаје индиковано у специфичним ситуацијама, нарочито у преоперативном планирању и код комплексних или асиметричних деформитета, што је у складу са закључцима ранијих истраживања.

У раду из 2022. (Chen и сар, [24]), такође је испитана могућност примене спољашњих, калипером заснованих мерења површине грудног коша у процени тежине *pectus excavatum*-а, као потенцијалне алтернативе стандардним радиолошким методама заснованим на компјутеризованој томографији. Аутори су развили и валидирали спољашње, индексе засноване на примени калипера (*HI-caliper* и *CI-caliper*), који се рачунају на основу мерења димензија грудног коша на површини тела, при чему су аналогни индекси засновани на примени СТ-а (*HI-CT* и *CI-CT*). Студија је обухватила 176 пацијената са умереном до тешком формом РЕ који су били кандидати за хируршку корекцију, као и 21 пацијента који су били под конзервативним праћењем. Резултати су показали снажну корелацију између спољашњих и индекса заснованих на примени СТ-а. Анализа ROC криве

показала је да *HI-caliper* и *CI-caliper* имају високу дијагностичку тачност, са оптималним граничним вредностима од 1,83 за *HI-caliper* и 12% за *CI-caliper*. Ове вредности су показале упоредиву способност идентификације пацијената који захтевају хируршку интервенцију у односу на *СТ* индексе. Додатно, утврђено је да постоји средња до висока сагласност између критеријума заснованих на калиперу и стандардних радиолошких критеријума ($HI \geq 3,25$ или $CI \geq 28\%$), при чему су се постоперативне вредности значајно смањиле код већине пацијената, што указује на могућност праћења терапијског ефекта. Закључак рада је да спољашња мерења заснована на примени калипера представљају поуздану, поновљиву и неинвазивну методу за прелиминарну процену тежине *pectus excavatum*-а, као и за праћење тока болести и ефеката лечења. Ова метода може смањити потребу за поновљеним *СТ* прегледима, посебно у педијатријској популацији, уз задржавање задовољавајуће дијагностичке тачности.

1.4.2.2 Антропометријска метода заснована на примени калипера - сажетак

Збирни закључак радова који се баве методама процене базираним на употреби калипера, односно, спољашњом проценом *pectus excavatum*-а, јесте да постоји дугорочна тежња да се комплексна *СТ* евалуација, праћена излагањем јонизујућем зрачењу замени или барем допуни једноставнијим антропометријским методама мерења деформитета грудног коша. У литератури се развој овог приступа може приказати као постепена еволуција идеје. У ранијим радовима, процена деформитета започета је као спољашње, ручно антропометријско мерење и визуелно мапирање облика грудног коша помоћу основних мерних инструмената. Циљ је био да се квантификује деформитет без сложених техника медицинског осликавања, али су методе биле ограничене субјективношћу и мањом прецизношћу. Са увођењем *СТ*-а (Халеров индекс и касније Индекс корекције), дошло је до стандардизације и објективизације процене, али уз значајне недостатке: изложеност зрачењу, високу цену и потребу за поновљеним снимањима у оквиру дугорочног праћења деце. Каснији радови (антропометријске студије) поново уводе идеју да се спољашњи параметри грудног коша могу математички повезати са *СТ* индексима. Показано је да одређене спољашње мере корелирају са тежином деформитета, чиме се отвара могућност скрининга без *СТ*-а, иако су методе и даље биле хетерогене и тешко стандардизоване. Најновији радови, укључујући и студију *Chen* и сарадника (2022), формализују овај приступ кроз прецизно дефинисане геометријске калипер-индексе, тј. индексе добијене на основу мерења калипером (*HI-caliper* и *CI-caliper*), статистичку валидацију у односу на *СТ* (корелациона и *ROC* анализа) и дефинисање конкретних прагова за клиничко одлучивање. Заједнички закључак свих ових радова јесте да спољашња антропометријска мерења грудног коша показују довољно високу корелацију са *СТ* индексима да могу служити као поуздан алат за скрининг и праћење тежине *pectus excavatum*-а, док *СТ* остаје резервисан за прецизну преоперативну евалуацију и процену анатомских детаља. Другим речима, литература се слаже да је *СТ* златни стандард за прецизну дијагностику, али да методе базиране на примени калипера постају све више препознате као поуздана, безбедна, приступачна и поновљива алтернатива за иницијалну процену и лонгитудинално праћење тежине деформитета.

1.4.2.3 Антропометријске методе – употреба мерне траке

Студија из 2015. (*De La Pena* и сар., [10]) испитала је поузданост две једноставне клиничке методе: мерења респираторне фреквенције и експанзије грудног коша код деце типичног развоја. У истраживање је укључено 19 деце, а дизајн је био тест–ретест са понављањем мерења у два временска тренутка и проценом сагласности између два испитивача. Респираторна фреквенција је мерена класичним бројањем удисаја у минуту, док је експанзија грудног коша мерена као разлика обима грудног коша између инспирације и експирације на стандардизованим анатомским нивоима. Резултати су показали да је мерење респираторне фреквенције слабо поуздано, са великом варијабилношћу, док је експанзија грудног коша показала умерену до високу поузданост, посебно

у пределу ксифоидног наставка. Закључено је да је мерење експанзије грудног коша релативно поуздан клинички параметар, под условом да се спроводи на стандардизован начин, док је клиничка применљивост мерења респираторне фреквенције ограничена због њене слабе репродуктивности.

Студија из 2016. (*Debouche* и сар., [50]) испитала је колико је поуздано мерење ширења грудног коша (енгл. *chest expansion – CE*) када се ради обичном платненом мерном траком и да ли се ти резултати могу поуздано поновити код различитих испитивача и у различитим данима, као и колико су та мерења повезана са функцијом плућа. У студију је укључено 53 здраве младе одрасле особе. Мерено је ширење грудног коша на два нивоа – горњем и доњем делу грудног коша. Мерење је рађено тако што је код максималног удисаја и максималног издисаја бележен обим грудног коша, а разлика између та два стања представљала је вредност експанзије. Сва мерења су изводила два физиотерапеута, и то у два различита дана, како би се проценила и унутар-испитивачка и међу-испитивачка поузданост. Паралелно са тим, рађена је и спирометрија (*FEV1*, *FVC*, витални капацитет, инспираторни капацитет и други параметри), како би се испитало да ли веће ширење грудног коша заиста одговара бољој функцији плућа. Резултати су показали да је мерење генерално добро поуздано – и када исти физиотерапеут понавља мерење и када га раде два различита физиотерапеута добијене су сличне вредности. Посебно је горња експанзија показала бољу стабилност и мању варијабилност у односу на доњу. Што се тиче повезаности са функцијом плућа, нађене су статистички значајне, али умерене корелације. То значи да веће ширење грудног коша углавном прати боља плућна функција, али та веза није довољно јака да би ово мерење могло да замени спирометрију. Горња експанзија се показала као нешто практичнија и информативнија у клиничком контексту. Закључак рада је да је мерење ширења грудног коша једноставна, приступачна и поуздана метода, али ограничене дијагностичке снаге. Може се користити у пракси као оријентациони индикатор покретљивости грудног коша и индиректна процена респираторне функције, при чему би у том случају мерење горњег дела грудног коша имало већу дијагностичку вредност.

Слично је урађено у студији из 2019. (*Reddy* и сар., [51]). Испитана је поузданост мерења покретљивости грудног коша помоћу мерне траке и веза између покретљивости грудног коша и плућне функције. У овој студији, аутори су упоредили три групе испитаника: здраве непушаче, здраве пушаче и пацијенте са хроничном опструктивном болести плућа (ХОБП), укупно 70 особа узраста од 18 до 70 година. Покретљивост грудног коша мерена је на два нивоа, као горња и доња експанзија грудног коша, при максималној инспирацији и експирацији, а затим су резултати упоређивани између испитивача и у различитим данима да би се проценила поузданост мерења. Поред тога, свим испитаницима је урађена спирометрија, којом су мерени параметри као што су *FEV1*, *FVC*, однос *FEV1/FVC* и витални капацитет. Резултати су показали да је мерење покретљивости грудног коша веома поуздано: како када га мери исти испитивач у различито време, тако и када га мере различити испитивачи. Вредности интракласног корелационог коефицијента (*ICC*) су биле високе, што указује на стабилност, односно, репродуцибилност методе. Поред тога, утврђено је да здрави испитаници имају већу покретљивост грудног коша у односу на пушаче, а посебно у односу на пацијенте са ХОБП, код којих је она најмања. Такође је пронађена значајна позитивна корелација између покретљивости грудног коша и свих испитиваних параметара плућне функције – утврђено је да су особе са већом експанзијом грудног коша имале и боље резултате на спирометрији. Аутори су закључили да је мерење покретљивости грудног коша метода која може да да индиректне информације о функцији плућа, али да њена клиничка примена мора да се тумачи опрезно због варијабилности и релативно великих промена које су потребне да би се сматрале значајним.

1.4.2.4 Калипер наспрам мерне траке

Будући да представља одређивање директног растојања између јасно дефинисаних анатомских тачака, у овом раду је као један од приступа за процену морфологије грудног коша одабрано управо мерење спољашњих дијаметара. Овакав приступ одабран је у настојању да се обезбеди што прецизнија процена међусобних просторних односа анатомских структура грудног коша.

За разлику од обима добијених мерном траком, који представљају кружну меру и зависе од укупног облика и запремине посматраног региона, дијаметри директно описују ширину и дубину анатомских сегмената. У контексту деформитета грудног коша, управо су линеарне димензије и њихови међусобни односи основа најчешће коришћених индекса тежине деформитета, укључујући Халеров индекс и његове спољашње антропометријске аналоге. Због тога су мерења дијаметара методолошки погоднија за процену геометрије грудног коша и поређење са радиолошким параметрима. Додатно, избор дијаметара омогућава већу упоредивост резултата са савременим студијама које су показале значајну корелацију између спољашњих, мерења базираних на калиперу, и *СТ* индекса, чиме се обезбеђује већа релевантност добијених резултата у односу на актуелне правце истраживања у области процене деформитета грудног коша.

1.4.3 Методе медицинског осликавања грудног коша

Методе медицинског осликавања укључују радиографију грудног коша, која омогућава процену коштаних деформитета као што су сколиоза и кифоза, затим компјутеризовану томографију и магнетну резонанцу за детаљнију анализу структуралних промена, као и *3D* оптичко скенирање и системе засноване на дубинским камерама који омогућавају неинвазивну квантификацију морфологије грудног коша. Поред тога, анализа покретљивости грудног коша може се спроводити помоћу система базираних на употреби маркера или других система који прате експанзију грудног коша током дисања. Ове методе ће детаљније бити описане у наредним поглављима.

1.5 Традиционалне методе за осликавање грудног коша

1.5.1 Компјутерска томографија

Компјутерска томографија (*СТ*) је дијагностичка метода медицинског осликавања која користи рендгенско зрачење за добијање детаљних попречних пресека тела, уз могућност мултипланарне и тродимензионалне реконструкције, чиме се омогућава прецизна визуализација унутрашњих анатомских структура. Компјутерска томографија (*СТ*) се сматра методом избора у процени деформитета грудног коша, јер омогућава прецизну квантитативну анализу морфолошких промена, укључујући одређивање степена деформитета и међусобних односа интраторакалних структура. Бројни радови у литератури користе компјутерску томографију за израчунавање Халеровог индекса и других индекса заснованих на *СТ* снимцима, у циљу квантитативне процене деформитета грудног коша. Први радови који су увели примену компјутерске томографије у квантитативној процени деформитета грудног коша су студије *Haller*-а и сарадника, у којима је дефинисан Халеров индекс као објективна мера за процену тежине деформитета (*Haller* и сарадници, 1987, [52]), а након тога и проширили примену индекса у клиничку праксу (*Nuss* и сарадници, 1998, [53]). Халеров индекс дефинисан је као однос највеће унутрашње трансверзалне ширине грудног коша и најмањег антеро-постериорног растојања између грудне кости и тела пршљена на истом аксијалном *СТ* пресеку, обично у нивоу највеће увучености стернума (Слика 1.3).

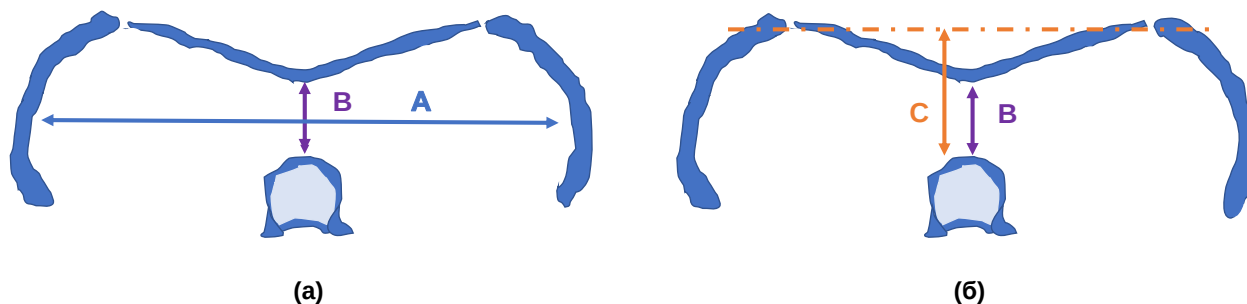
$$HI = \frac{A}{B}. \quad (1.2)$$

Након тога, се уводи и Индекс корекције (енгл. *Correction index – CI*) – Peter и сарадници, 2011, [8], и за њега се предлаже клинички праг за операцију (Poston и сарадници, 2014, [54]). У [8], Индекс корекције дефинисан је као проценат губитка нормалне антеропостериорне дубине грудног коша услед увучености стернума, и за разлику од Халеровог индекса не зависи од укупне ширине грудног коша:

$$CI = \frac{C - B}{C} 100\%, \quad (1.3)$$

где је C растојање од предње површине тела пршљена до линије која спаја унутрашње тачке површине грудног коша са обе стране деформитета, а B је растојање између задње површине стернума и предње површине тела пршљена у нивоу највеће увучености. У овом раду аутори су показали да индекс корекције боље раздваја пацијенте са деформитетом од групе здравих испитаника, што су објаснили чињеницом да Халер индекс (непотребно) зависи и од ширине, тј. величине грудног коша.

Након тога, рад из 2018 (Sujka и Peter, [55]) даје преглед и систематизацију начина за објективно мерење тежине деформитета код *pectus excavatum*-а. Аутори описују најчешће коришћене индексе, пре свега Халеров индекс и Индекс корекције, објашњавају њихов начин израчунавања и наглашавају њихова ограничења. Посебно истичу да је CI развијен као прецизнија мера која боље одражава стварну дубину деформитета, у поређењу са Халеровим индексом који зависи и од ширине грудног коша.



Слика 1.3 – Шематски приказ: (а) Халеровог, (б) Индекса корекције. Адаптирано према [8].

Поред стандардних индекса, бројне студије су предлагале унапређења, која су се такође базирала на СТ снимцима грудног коша. Примера ради, рад који су написали Lawson и сарадници (2006, [56]) који је испитао поузданост стандардизованог протокола за процену тежине *pectus excavatum* деформитета на СТ снимцима, је, поред класичног Халеровог индекса (однос ширине грудног коша и најдубље АП дистанце стернума), увео и Индекс асиметрије, који описује однос дубине леве и десне стране грудног коша, са намером да квантификује колико је деформитет несиметричан, као и попречну површину грудног коша која боље одражава укупан облик и запремину грудног коша него један линеарни однос. Закључак је био да овај стандардизовани протокол омогућава веома високу сагласност међу посматрачима, тј. радиолозима и да је поуздан за објективну процену тежине деформитета и праћење хируршких резултата.

Још један пример рада који предлаже нове индексе и пореди их са стандардним је од стране аутора Kim и сарадника (2008, [57]). Овај рад се бави унапређењем начина на који се квантитативно процењује деформитет грудног коша код *pectus excavatum*-а, тако што уводи нове, аутоматски израчунљиве индексе засноване на обради *СТ* слика. За разлику од класичног Халеровог индекса, који се ручно мери и описује само дубину деформитета, ови аутори покушавају да добију објективнији и комплетнији опис облика грудног коша. У раду се уводе четири нова индекса: три за процену удубљења грудног коша (енгл. *Eccentricity index* – *EI*, *Flatness index* – *FI* и *Circularity index* – *CI*) и један за процену асиметрије (енгл. *Rotation index* – *RI*). *EI*, *FI* и *CI* описују колико је грудни кош спљоштен или деформисан тако што се његов попречни пресек апроксимира елипсом или кругом, док *RI* описује колико је тај облик ротиран/асиметричан у односу на средину (дакле да ли је деформитет више левостран или десностран). Кључна идеја рада је да се сви ови индекси могу аутоматски израчунати из *СТ* снимака помоћу алгоритама за сегментацију и фитовање геометријских облика, што смањује субјективност ручних мерења. Показано је да нови индекси имају високу корелацију са Халеровим индексом и да добро прате тежину деформитета, па аутори закључују да би могли да га допуне или чак делимично замене у клиничкој пракси.

1.5.1.1 Утицај фазе дисања на процену тежине деформитета – *СТ*

Студија описана у [58] (Albertal и сарадници, 2013) се бави тиме како дисање утиче на процену тежине деформитета грудног коша код пацијената са *pectus excavatum*-ом и, конкретно, да ли начин на који се ради *СТ* може да утиче на закључак о томе да ли је пацијент кандидат за операцију. У студију је укључено 36 пацијената упућених на процену због овог деформитета. Свима је урађен (мултидетекторски¹) *СТ* грудног коша, али не у једном, већ у два различита тренутка у циклусу дисања: на крају дубоког удисаја и на крају издисаја. Идеја је била да се види да ли се геометрија грудног коша и срца мења у зависности од фазе дисања. На добијеним *СТ* пресецима лекари су мерили класичне анатомске параметре који се користе за процену *pectus excavatum*-а. Пре свега су гледали однос ширине грудног коша и његове предњозадње дубине, што даје Халеров индекс, који је стандардна мера тежине деформитета. Поред тога су мерили и параметре који описују колико је срце компримовано унутар грудног коша, из чега је израчунат Индекс компресије срца (енгл. *cardiac compression index* – *CCI*). Све те мере су рађене на истом нивоу највеће деформације. Кључни налаз студије је да фаза дисања током *СТ* снимања значајно утиче на вредности параметара који се користе за процену тежине *pectus excavatum*-а. Током издисаја долази до израженијег смањења антеропостериорне димензије грудног коша у односу на његову ширину, што доводи до повећања Халеровог индекса и ствара утисак тежег степена деформитета. Истовремено се мењају и параметри положаја и конфигурације срца услед његовог померања током респираторног циклуса. Аутори су показали да се број пацијената који испуњавају критеријуме за хируршко лечење значајно повећава када се снимање изводи на крају издисаја уместо на удисају. На основу добијених резултата закључено је да стандардизација протокола снимања има велики значај за поуздану процену тежине деформитета и доношење клиничких одлука. Као препоруку, аутори предлажу извођење *СТ* снимања на крају издисаја, сматрајући да се у тој фази најбоље приказује максимални степен деформитета. Студија не уводи нову технологију снимања, већ указује да и сама фаза дисања током стандардног *СТ* прегледа може значајно утицати на процену тежине деформитета и избор терапијског приступа. Слична истраживања су спроведена и применом других модалитета за медицинско осликавање, и биће представљена у наставку текста.

¹ Мултидетекторска компјутеризована томографија (*MDCT*) представља савремену генерацију *СТ* уређаја са више редова детектора, која омогућава брзо снимање, високу просторну резолуцију и добијање танких пресека погодних за прецизну морфолошку анализу и тродимензионалну реконструкцију анатомских структура.

1.5.2 Радиографија

Радиографија је дијагностичка метода медицинског осликавања која користи јонизујуће зрачење за добијање дводимензионалне слике унутрашњих анатомских структура. Представља једну од најстаријих и најдоступнијих метода за процену деформитета грудног коша. Заснива се на снимању грудног коша помоћу рендгенских зрака, најчешће у постероантериорној и латералној пројекцији. Пре широке примене компјутеризоване томографије (СТ)², радиографски снимци су били основни извор информација о облику грудног коша и степену деформитета. На латералним снимцима могуће је уочити задње померање грудне кости код *pectus excavatum*-а, као и пратеће промене положаја срца и ребара. [59]

Током развоја области предложено је више радиографских индекса за квантификацију деформитета, међу којима су најпознатији *Backer*-ов индекс, *Welch*-ов индекс и *Vertebral* индекс. Ови параметри заснивају се на мерењу односа између грудне кости, кичменог стуба и предњозадњег дијаметра грудног коша на латералним рендгенским снимцима. [59]

Након увођења Халеровог индекса 1987. године, СТ је постао златни стандард за процену тежине *pectus excavatum*-а, пре свега због могућности тродимензионалног приказа деформитета. Ипак, више аутора је покушало да задржи предности радиографије и смањи потребу за СТ снимањима. Посебно је значајан рад *Khann* и сарадника из 2010. године, у коме је показано да се Халеров индекс може одредити и на основу стандардних радиографских снимака, уз добру сагласност са вредностима добијеним СТ снимањем.[60]

1.5.3 Магнетна резонанција

Магнетна резонанца (*magnetic resonance imaging – MRI*) је неинвазивна дијагностичка метода која користи магнетно поље и радио-фреквентне таласе за добијање детаљних слика унутрашњих структура тела без примене јонизујућег зрачења. Захваљујући високом контрасту меких ткива, *MRI* има значајну примену у дијагностици бројних обољења, док се у процени деформитета грудног коша користи ређе од компјутеризоване томографије, пре свега због мање прецизног приказа коштаних структура и дужег времена снимања. [61]

Иако се *MRI* ређе користи за процену деформитета грудног коша у односу на СТ, њена примена у облику кардијалне магнетне резонанце (енгл. *cardiac magnetic resonance – CMR*), која омогућава детаљну процену морфологије и функције срца, као и односа срчаних структура са околним ткивима, показала је значај у процени утицаја деформитета на срчане структуре. У раду из 2018 (*Dore* и сарадници, [62]) управо је испитана предност примене кардијалне магнетне резонанце у дијагностици и преоперативној евалуацији деце са тежим обликом *pectus excavatum*-а. Основна идеја аутора је да се покаже зашто је *MRI* у појединим случајевима боља алтернатива у односу на класични СТ, који се традиционално користи за израчунавање Халеровог индекса и процену тежине деформитета грудног коша. Посебан акценат ставља се на чињеницу да *MRI* не користи јонизујуће зрачење, што је нарочито важно код педијатријске популације, где је смањење радијационог оптерећења кључно. Поред безбедносног аспекта, рад наглашава и дијагностичке предности *MRI* методе. Аутори су истакли да *MRI* омогућава функционалну процену, укључујући динамичке

² Компјутеризована томографија (СТ) користи ротирајућу рендгенску цев и детекторе који током снимања региструју велики број пројекција из различитих углова. На основу тако прикупљених података, применом алгоритама за реконструкцију добијају се попречни пресеци и тродимензионални приказ анатомских структура. Насупрот томе, радиографија представља пројекциону методу код које се све анатомске структуре дуж путање рендгенског снопа приказују на једној дводимензионалној слици, услед чега долази до њиховог преклапања и ограничене могућности приказа просторних односа.

аспекте срчаног рада и дисања, што даје ширу слику о клиничком значају деформитета, посебно код тешких случајева где се разматра хируршка корекција. У закључку се наводи да је кардијални *MRI* корисна и безбедна метода за процену тежег облика *pectus excavatum*-а код деце, јер комбинује анатомску и функционалну информацију без излагања зрачењу, и може бити посебно вредна као допуна или алтернатива *СТ*-у у преоперативном планирању.

Рад који се бави сличном тематиком, из 2019 (*Vina* и сарадници, [63]), такође испитује да ли се тежина *pectus excavatum*-а може поуздано проценити помоћу стандардног кардијалног магнетног резонантног снимања, уместо класичног *СТ*-а. Аутори полазе од тога да се код пацијената са *pectus excavatum*-ом обично раде две одвојене дијагностике: *СТ* грудног коша (за Халеров индекс и корекциони индекс) и дијагностичко снимање срца (ехокардиографија³ или *MRI*) ради процене утицаја деформитета на срце. То значи двоструко снимање, већи трошак и, у случају *СТ*-а, излагање јонизујућем зрачењу — што је посебно проблем код младих пацијената. У овој студији је испитано да ли стандардни протокол за кардијални *MRI*, може истовремено да се примени и за мерење индекса деформитета грудног коша. Кључно је да нису употребљене специјалне додатне секвенце, већ само локализационе (енгл. *scout*)⁴ слике добијене у оквиру *MRI* прегледа. На тим сликама су измерене исте геометријске величине као на *СТ*-у, а то су Халеров индекс (*HI*), и Индекс корекције (*CI*), након чега су резултати упоређени са *СТ* мерењима. Резултати су показали да постоји врло висока сагласност између *СТ* и *MRI* мерења, како за Халеров индекс тако и за корекциони индекс. Практично, разлике између метода су биле минималне, а статистичка корелација и поузданост (*ICC*) су биле веома високе, на основу чега су аутори закључили да *MRI* може да репродукује *СТ* мерења са великом тачношћу. Према томе, главни допринос рада представља предлог обједињеног дијагностичког протокола, у оквиру којег један *MRI* преглед може да замени *СТ* и одвојену кардиолошку процену, чиме се избегава излагање јонизујућем зрачењу и смањује број дијагностичких процедура.

Један од новијих праваца у процени тежине деформитета *pectus excavatum*-а заснива се на тродимензионалној анализи грудног коша, којом се превазилазе ограничења класичних индекса заснованих на дводимензионалним мерењима. У том контексту, *Trò* и сарадници (2022, [64]) представили су полуаутоматски поступак за тродимензионалну реконструкцију и квантитативну анализу грудног коша на основу *СТ* или *MRI* снимака. Иако је метод иницијално конципиран и оптимизован за рад са *MRI* подацима, приступ је уопштенији и може се применити и на *СТ* снимке, јер је циљ реконструкција тродимензионалне геометрије грудног коша, а не зависност од конкретног модалитета снимања. Други кључни допринос рада представља увођење новог параметра, запреминског индекса корекције (енгл. *Volumetric correction index* - *VCI*), који се заснива на волуметријској анализи целокупног грудног коша. За разлику од класичних индекса који се израчунавају на основу линеарних мерења на појединачним аксијалним пресецима, *VCI* користи тродимензионалну реконструкцију грудног коша добијену из *СТ* или *MRI* података и квантитативно описује степен деформације применом запреминског приступа. На тај начин деформитет се анализира као просторна целина, уместо да се процена заснива на ограниченом броју дводимензионалних пресека. Метод је тестиран на 50 педијатријских пацијената, при чему су аутоматски добијене вредности индекса упоређене са ручним мерењима два независна испитивача. Показано је добро слагање резултата, што је указало на поузданост алгорита и потенцијал за клиничку примену.

³ Ултразвучни преглед срца.

⁴ Ове слике представљају оријентационе снимке кратког трајања, који се користе за планирање даљег снимања и приказују грубу анатомију регије која се испитује, при чему обухватају велики део грудног коша.

1.5.3.1 Утицај фазе дисања на процену тежине деформитета – MRI

У раду Birkemeier и сарадника. (2011, [65]) испитано је да ли фаза дисања током снимања утиче на вредност Халеровог индекса код пацијената са *pectus excavatum*-ом. Грудни кош је снимљен у више узастопних фаза дисања. Кључна предност MRI у овом контексту је то што се може извести динамичко снимање током различитих фаза респираторног циклуса (инспиријум, експиријум и мирно дисање), без излагања пацијента јонизујућем зрачењу. То је посебно важно код деце и адолесцената, који чине већину пацијената са *pectus excavatum*, јер се избегава поновљена радијациона експозиција која би била неизбежна код CT протокола са више снимања. У студији је код 47 пацијената током MRI изведено три узастопна аксијална снимања у различитим фазама дисања, након чега је на сваком снимку израчунат Халеров индекс. Резултати су показали да је вредност индекса значајно нижа током инспиријума у односу на експиријум и мирно дисање, што значи да се при дубоком удисају деформитет може потценити. Закључак аутора је да фаза дисања представља важан фактор у мерењу Халеровог индекса и да би мерење искључиво на инспиријуму (што се често ради у пракси) могло довести до потцењивања тежине деформитета и потенцијално утицати на клиничку и хируршку одлуку.

1.5.4 Осврт на индексе – CT, MRI, радиографија

У раду из 2016. (Ferro, [66]), аутор даје преглед најчешће коришћених индекса који се примењују у квантитативној процени деформитета грудног коша, посебно код *pectus excavatum*-а. Рад нема сопствени експериментални део, већ систематизује постојеће методе и објашњава њихову клиничку примену и примену у радиолошкој дијагностици. Приказани су различити типови индекса, укључујући клиничке антропометријске индексе, радиографске индексе засноване на рендгенским снимцима, као и индексе који се добијају на основу CT и MRI снимака. Међу њима се посебно издваја Халеров индекс као најчешће коришћен стандард за процену тежине деформитета, који се рачуна као однос трансверзалног и антеропостериорног пречника грудног коша. Поред њега, описани су и други параметри као што су Индекс корекције, Индекс асиметрије и различити морфолошки показатељи засновани на пресецима грудног коша. Аутор наглашава да ниједан од постојећих индекса није универзално прихваћен као златни стандард, јер сви имају одређена ограничења. Најчешћи недостатак је то што се заснивају на мерењима из појединачних попречних пресека (*slice-based* анализа), уместо на целокупној тродимензионалној структури грудног коша. Због тога се у савременој литератури све више развијају напреднији приступи који укључују волуметријску и 3D анализу деформитета. Такође се истиче да се Халеров индекс, иако је најзаступљенији у клиничкој пракси, често примењује без потпуно стандардизованих протокола, што може довести до варијабилности у мерењима између различитих испитивача и центара. Закључак рада је да постоји велики број различитих индекса за процену *pectus* (грудних) деформитета, али да ниједан није идеалан. Као могући правац будућег развоја аутор предлаже комбиновање више параметара у оквиру јединственог индекса, док се у литератури истовремено развијају тродимензионални и волуметријски приступи процени деформитета.

1.6 Оптичке методе за осликавање грудног коша

Последњих година, поред конвенционалних радиолошких метода, све већу пажњу привлаче тродимензионалне (3D) оптичке методе за процену морфологије грудног коша. Оне омогућавају брзо, неинвазивно и бесконтактно снимање површине тела без примене јонизујућег зрачења. Развој оптичких технологија довео је до појаве великог броја решења, од високопрецизних 3D оптичких скенера до приступачнијих 3D камера и других оптичких система, који се разликују по принципу рада, тачности и намени.

1.6.1 3D оптички скенери – поређење са радиолошким методама

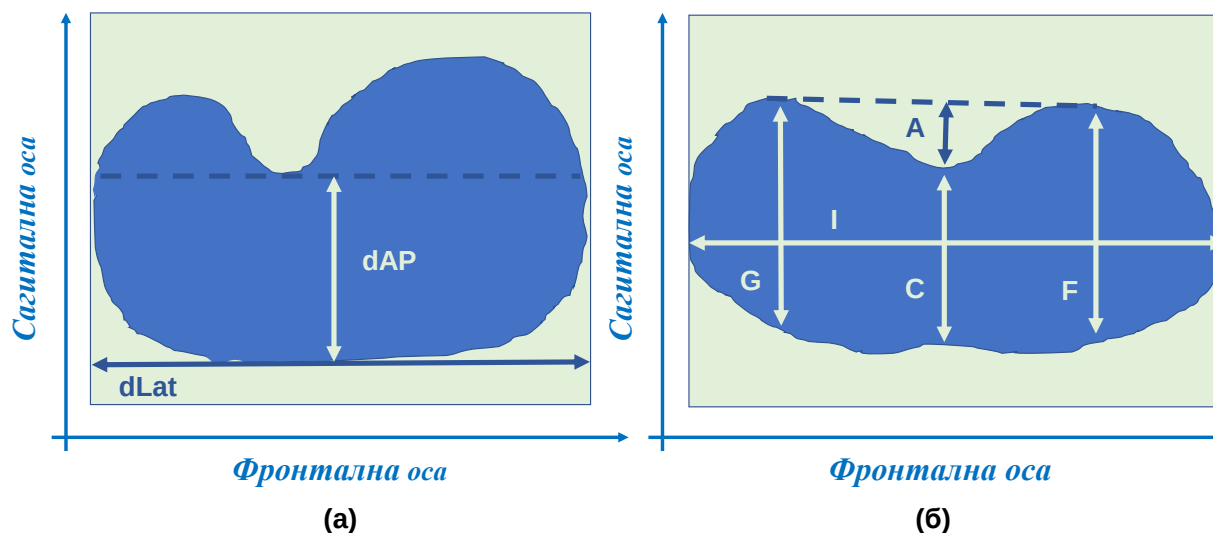
Први покушаји примене 3D оптичких метода у процени деформитета грудног коша били су усмерени на испитивање могућности да се мерења заснована на спољашњој геометрији грудног коша користе као алтернатива СТ процени. Један од ранијих радова у овој области представили су Poncet и сарадници (2007), [67], који су испитали примену оптичког 3D снимања површине трупа код пацијената са *pectus excavatum* и *pectus carinatum* деформитетима. У ове сврхе употребљено је оптичко 3D скенирање засновано на технологији структурисане светлости. Коришћен је систем *InSpeck*, који је помоћу пројекције светлосних образаца и реконструкције површине тела генерисао тродимензионални модел грудног коша. У студију је укључено десет пацијената, од којих је пет имало *pectus excavatum*, а пет *pectus carinatum*. Код свих испитаника урађени су и СТ преглед и оптичко 3D снимање грудног коша. На основу добијених тродимензионалних модела издвајани су попречни пресеци грудног коша на нивоу најизраженије деформације, након чега су израчунати индекси који одговарају стандардним радиолошким параметрима. Анализа резултата показала је веома високу корелацију између вредности добијених оптичким снимањем и оних добијених СТ методом. Корелација са Халеровим индексом износила је: $r^2 = 0,94$. Ови резултати указали су да спољашња површина грудног коша садржи довољно информација за процену тежине деформитета и поставили основу за даљи развој неинвазивних 3D метода. Илустрација прорачуна екстерног Халеровог индекса приказана је на Слици 1.4а.

Сличан приступ применили су Glinkowski и сар. (2009, [68]), који су такође пошли од ограничења Халеровог индекса као референтног параметра, пре свега због потребе за СТ снимањем и изложености јонизујућем зрачењу, што ограничава његову примену у поновљеним контролним мерењима код деце и адолесцената. Аутори развијају метод који се базира на аутоматском систему заснованом на оптичком 3D скенирању, који користи принцип структурисане светлости. Пацијент стоји у мерном простору, а систем са више праваца пројектује светлосне шаблоне на тело испитаника. CCD камере снимају како се шаблони деформишу на површини грудног коша, а софтвер из тога реконструише густ 3D облак тачака целог трупа. С обзиром да систем снима из четири правца, резултат је комплетна реконструкција тела. Након скенирања, софтвер аутоматски обрађује податке: прво се изводи нормализација оријентације тела, затим се генеришу попречни пресеци, и тражи онај ниво на ком је деформитет најизраженији. На том најкритичнијем пресеку уводе нови индекс концептуално сличан Халеровом индексу, при чему је кључна разлика да се све рачуна на основу спољашње површине тела, а не из унутрашње анатомије са СТ-а. Урађено је клиничко тестирање на 12 пацијената са *pectus excavatum*-ом, на основу чега је закључено да постоји врло јака корелација између оптичког индекса и СТ-Халеровог индекса (готово линеарна зависност), односно да спољашњи 3D облик грудног коша носи довољно информација да се на основу њега добро процени тежина деформитета, бар у типичним случајевима. Ограничења које сами аутори истичу је да је студија мала (12 пацијената), па је потребна већа валидација, као и да СТ остаје неопходан за преоперативно планирање у сложеним случајевима.

Након почетних студија које су показале да се параметри добијени из спољашње 3D површине могу повезати са радиолошким индексима, даља истраживања била су усмерена на испитивање ограничења приступа заснованог на појединачним линеарним параметрима и на тражење начина за свеобухватнији опис тродимензионалне природе деформитета. Са том идејом, Scalabre и сарадници (2019, [69]) испитали су могућност примене екстерног 3D оптичког система *OrtenBodyOne* као допуне или алтернативе СТ процени тежине деформитета, при чему је систем омогућавао брзо и поновљиво мерење. Студија је истражила у којој мери параметри добијени са површине тела одговарају класичним СТ индексима укључујући Халеров индекс, Антропометријски индекс и Индекс асиметрије (Слика 1.4б). Резултати су показали добру сагласност између већине екстерно

добитијених и *СТ* параметара, посебно за дубину деформитета и антропометријски индекс. Међутим, повезаност са Халеровим индексом била је мање стабилна код пацијената са асиметричним облицима деформитета. Овај резултат је указао да индекси засновани на појединачним линеарним мерењима, иако корисни у клиничкој пракси, не описују у потпуности сложену тродимензионалну геометрију грудног коша

Ограничења класичних индекса, који се заснивају на мерењу појединачних димензија грудног коша, додатно су истакнута у студији Coorens и сарадника (2021, [70]). Аутори су указали да Халеров индекс, иако широко коришћен у клиничкој пракси, не описује у потпуности просторну природу деформитета, јер различити облици грудног коша могу имати сличне вредности индекса. Због тога су развили аутоматски метод заснован на анализи 3D оптичких снимака, са циљем да се деформитет опише кроз већи број морфолошких параметара, а не само једним индексом. За снимање је коришћен ручни 3D скенер *Artec Leo*, који је применом структурисаног светла генерисао дигитални модел површине тела. На основу добијене 3D реконструкције развијен је алгоритам у *MATLAB*-у који аутоматски издваја регион грудног коша и израчунава различите параметре морфологије, укључујући дубину удубљења, ширину, дужину, запремину, положај најдубље тачке, асиметрију и геометрију зидова деформитета. Тачност алгоритма проверена је на дигиталном моделу познатих димензија, након чега је метода примењена на 52 пацијента. Резултати су показали да је могуће брзо и поуздано аутоматски издвојити велики број карактеристика деформитета у клиничким условима. Посебно значајан налаз је да пацијенти са сличним вредностима Халеровог индекса могу имати различите тродимензионалне облике грудног коша, што указује на ограничења процене засноване само на једном индексу. Аутори закључују да приступ заснован на 3D анализи омогућава детаљнију и објективнију карактеризацију деформитета и представља потенцијал за процену тежине, планирање лечења и праћење резултата терапије без потребе за поновљеним *СТ* снимањима.



Слика 1.4 – Илустрација прорачуна екстерних, оптичких индекса. Слика (а) приказује дијаметре који су потребни за прорачун екстерног Халеровог индекса ($dAP/dLat$), слика адаптирана према [67]. Слика (б) приказује дијаметре који су потребни за прорачун екстерних индекса као што су Халеров (I/C), Антропометријски (A/F) и Екстерни индекс асиметрије (G/F). Слика адаптирана према [69].

1.6.2 3D оптички скенери – могућност клиничког праћења пацијената

Поред студија које су показале да 3D оптичке методе могу успешно да репродукују поједине СТ параметре, друга истраживања била су усмерена на њихову примену у клиничком праћењу пацијената и клиничко праћењу деце. Студија описана у [71] (Lain и сар, 2017) испитује клиничку примену система за екстерно 3D снимање грудног коша као алтернативу СТ-у у процени деформитета као што су *pectus excavatum* и *pectus carinatum*. У студији је обухваћено око 100 пацијената (деца и млади) са различитим степенима ових деформитета. Сви пацијенти су снимани помоћу специјалног екстерног 3D система за скенирање тела, а код дела њих је урађен и СТ, како би се упоредили резултати. Праћење је рађено и код пацијената који су били на конзервативном лечењу (нпр. вакуум терапија код *pectus excavatum* или компресиони системи код *pectus carinatum* деформитета), као и код оних који су оперисани. Употребљен је екстерни 3D скенер који користи дубинске сензоре и комбинацију техника као што су структурирано светло и стерео-процена дубине на основу чега је реконструисана комплетна површина грудног коша. Из добијеног 3D модела су израчунати различити геометријски параметри, односно, спољашњи еквиваленти класичних СТ индекса (као што је Халеров). Такође је измерена и такозвана дубина најдубље тачке (енгл. *deepest point*), као и ширина и асиметрија грудног коша. Поред једнократне процене, систем је омогућио и поређење снимака током времена, што је важно за праћење терапије. Кључни резултат је да постоји добра корелација између екстерно добијених индекса (из 3D скенирања) и класичних СТ параметара, који укључују и Халеров индекс. У раду се наводи корелација око $r \approx 0.83$, што се сматра добром сагласношћу за клиничку примену. Најважнији закључак је да овај екстерни 3D систем може да се користи као неинвазивна, радијационо безбедна метода за процену и праћење пацијената, нарочито у педијатрији, где је пожељно избегавати понављани СТ због зрачења.

Са сличном идејом, у циљу приближавања 3D оптичких метода рутинској клиничкој примени, Hebal и сар, (2019, [13]) испитали су проблем процене тежине деформитета грудног коша код деце са *pectus excavatum*-ом. У овој студији употребљен је ручни скенер са белим светлом (енгл. *White Light Scanner – WLS*), односно уређај који на основу пројектоване беле светлости реконструира тродимензионални облик површине грудног коша. Ова метода је неинвазивна, не користи јонизујуће зрачење и омогућава брзо добијање 3D модела тела у амбулантним условима, што је посебно важно код деце јер омогућава понављана мерења током праћења без ризика од радијације. Поред тога, аутори су представили нови индекс, *Hebal-Malas Index - HMI*, који се рачуна из односа попречних и антеропостериорних димензија грудног коша на месту најдубље депресије. Овај индекс је упоређен са два референтна параметра: клинички измереном дужином деформитета и СТ-изведеним Халеровим индексом. Резултати су показали да WLS има високу изводљивост у клиничкој пракси, јер је велики број пацијената успешно скениран. Још важније, HMI је показао веома јаку корелацију са Халеровим индексом код пацијената са израженијим деформитетом, док је корелација била умеренија у случајевима клинички мерене дубина грудног коша код блажих облика деформитета. То је навело на закључак да је метода посебно поуздана код тежих случајева, где је и клиничка одлука о операцији најчешће релевантна. Аутори су као главну предност ове технике издвојили могућност понављеног праћења деформитета током времена без излагања зрачењу, што СТ не дозвољава. Поред тога, истакнуто је да је уређај преносив, релативно једноставан за употребу и погодан за амбулантне услове, што га чини практичним алатом за дугорочно праћење деце.

1.6.3 3D камере и слична приступачна решења

За разлику од специјализованих 3D оптичких скенера који су развијени првенствено за прецизну реконструкцију површине објеката, последњих година све већу пажњу привлаче 3D дубинске камере као приступачнија алтернатива за добијање тродимензионалних података. Ови системи

комбинују класичну *RGB* камеру са сензором дубине, при чему на основу различитих принципа мерења растојања до објекта (нпр. структурирана светлост, *time-of-flight* технологија или стерео процена дубине) омогућавају реконструкцију просторне геометрије снимљене површине. Иако су иницијално развијене за примене ван медицине, као што су компјутерски вид и интеракција човек–рачунар, њихова доступност, компактност и ниска цена отвориле су могућност примене у биомедицинским мерењима. У области процене морфологије грудног коша, ове камере се најчешће користе за добијање *3D* модела површине тела, чиме функционално преузимају улогу *3D* скенера, али уз знатно једноставнији и приступачнији хардвер.

Према томе, након студија које су показале да специјализовани *3D* оптички скенери могу обезбедити параметре упоредиве са *СТ* мерењима, пажња истраживача усмерена је и на испитивање приступачнијих, *RGB-D* камера, које су због компактности и ниске цене потенцијално погодне за широку примену у клиничким и истраживачким условима. У том контексту, *Kidane* и сарадници (2019, [18]) испитали су могућност примене нискобуџетних дубинских камера за процену деформитета грудног коша код пацијената са *pectus excavatum*-ом, са циљем да се утврди да ли овакви системи могу да допуне или делимично замене стандардне методе засноване на *СТ* снимању и ручним мерењима. Аутори су користили две верзије уређаја *Microsoft Kinect (V1 и V2)*, који представљају камере које комбинују *RGB* и инфрацрвено дубинско снимање. Иако су то хардверски камере, у овом истраживању оне се функционално користе као *3D* скенери, јер софтверском обрадом дубинских података генеришу тродимензионални модел површине грудног коша. Студија је спроведена кроз више експеримената који су укључили снимање равне референтне површине, анатомски сличних модела (манекени и *3D* штампани модел деформитета грудног коша), као и здравих испитаника. На основу добијених *3D* модела вршена су мерења карактеристичних анатомских растојања, која су затим упоређивана са ручним мерењима помоћу лењира и мерне траке. Резултати су показали да обе верзије уређаја могу да реконструишу површину грудног коша са одређеним степеном тачности, али да *Kinect V2*, који користи *time-of-flight* технологију, даје значајно прецизније и стабилније резултате у односу на *V1*. Посебно је уочено да *V2* има мању просторну несигурност и боље слагање са ручним мерењима код клинички релевантних растојања. Код мерења на испитаницима утврђено је добро слагање за мања растојања, док су већа анатомска растојања показала већу варијабилност, што се приписује сложености анатомских локација и субјективности у одређивању тачака мерења. Закључено је да је *Kinect*, иако по природи дубинска камера, у комбинацији са одговарајућом софтверском обрадом, применљив као практичан и неинвазиван *3D* систем за процену облика грудног коша, при чему *V2* представља поузданију опцију за клиничку употребу и праћење пацијената.

Слична идеја примене компактних и лако доступних *3D* система испитана је и у студији *Guillot* и сарадника (2021, [72]), који су анализирали могућност коришћења мобилног система заснованог на *iPad* уређају са сензором структурисане светлости. Овај још доступнији и још компактнији систем испитан је у клиничкој пракси. У студији са малим бројем пацијената истовремено су примењене три методе: *СТ*, магнетна резонанца (*MRI*) и тродимензионално површинско скенирање. *MRI* и *СТ* су коришћени за процену унутрашњих анатомских параметара и израчунавање Халеровог индекса, док је *3D* скенирање омогућило реконструкцију спољашње површине грудног коша и израчунавање такозваног спољашњег Халеровог индекса. Аутори посебно истичу да овакав приступ представља приступачније и лакше доступно решење у односу на специјализоване медицинске *3D* системе. Резултати су показали веома високу сагласност између *MRI* и *СТ* у процени Халеровог индекса, као и јаку корелацију између вредности добијених на *MRI* и спољашњег индекса из *3D* скенирања. Поред тога, показана је добра поновљивост мерења између различитих испитивача, укључујући и особу без претходног искуства у процени ових деформитета.

1.6.4 Остале методе

Поред метода заснованих на активном мерењу дубине, у литератури су испитивани и приступи који користе стереофотограметрију, односно реконструкцију тродимензионалне геометрије на основу већег броја дводимензионалних оптичких снимака. Иако се овај приступ ређе примењује у процени морфологије грудног коша у односу на 3D скенере и дубинске камере, он представља значајну алтернативу јер омогућава добијање просторних информација без употребе јонизујућег зрачења и без директног мерења дубине сензором. Значајан пример где је овај метод испитан за процену тежине улегнућа грудног коша је студија описана у [73] (Bliss и сар, 2019).

Док се претходно описане методе углавном заснивају на реконструкцији статичке 3D геометрије грудног коша и процени његових морфолошких карактеристика, посебну групу представљају оптичке методе које омогућавају праћење промена облика грудног коша током времена, односно, динамичку анализу грудног коша током респираторног циклуса. Значајан представник овог приступа је оптоелектронска плетизмографија (енгл. *optoelectronic plethysmography* – OEP), која представља добро утемељену и широко прихваћену методу за квантитативну анализу промена грудног коша током дисања. Иако је OEP првенствено развијена за процену респираторне механике и промене запремине грудног коша, њени савремени приступи све више проширују примену ка детаљној анализи просторне морфологије и локалних деформација грудног зида. У том контексту, значајна је студија Aliverti и сарадника ([74], 2022), у којој је приказана могућност коришћења оптичког система за регистрацију покрета (енгл. *motion capture*), за реконструкцију тродимензионалне геометрије грудног коша и анализу њених промена током респираторног циклуса. У овом раду OEP је проширена са класичне анализе глобалних респираторних параметара на детаљну локалну анализу површине грудног коша, чиме је омогућено квантитативно праћење локалних деформација током дисања. Овај рад између осталог показује да оптичке методе могу да обезбеде не само статички опис морфологије, већ и њену временску компоненту, што је од посебног значаја за анализу покрета грудног коша.

1.7 Оптичке методе за праћење покрета грудног коша и оптоелектронска плетизмографија

Код бројних клиничких стања, посебно код пацијената са неуролошким поремећајима, процена морфологије грудног коша тесно је повезана са проценом респираторне механике, јер промене у облику и покретљивости грудног зида директно утичу на механизам дисања. [75], [76], [77] Будући да се геометрија грудног коша континуално мења током респираторног циклуса, потпунија процена његове морфологије често захтева анализу и његових динамичких промена.

Праћење респираторне активности традиционално се заснива на контактним методама као што су спирометрија и пнеумотахографија, које омогућавају директно мерење протока и запремине ваздуха. Иако су ове методе клинички стандард, оне захтевају употребу усника или маске, што може утицати на природан образац дисања, посебно код осетљивих популација као што су деца или пацијенти са неуролошким поремећајима (Massaroni и сарадници, 2021, [78]).

Из ових разлога развијен је низ бесконтактних метода које омогућавају праћење респираторних покрета на основу кретања површине грудног коша. Ови приступи обухватају различите технологије, укључујући RGB и depth камере, инфрацрвене сензоре, термовизијске системе и радарске методе. Заједничка карактеристика ових система је да индиректно мере респираторну активност преко механичких промена грудног коша током дисања ([78]; Kunczik и сарадници, 2022, [79]).

У ширем методолошком оквиру, ови приступи се могу сврстати у категорију оптичког праћења површине тела (*optical surface imaging – OSI*), где се тродимензионалне промене површине грудног коша користе као основа за реконструкцију респираторног сигнала. У оквиру ове класе метода, оптоелектронска плетизмографија *optoelectronic plethysmography – OEP*) представља једну од најпрецизнијих и најразвијенијих техника. OEP је неинвазивна метода која користи систем синхронизованих инфрацрвених камера за праћење положаја рефлектујућих маркера постављених на површину грудног коша. На основу реконструкције тродимензионалне геометрије грудног коша применом принципа стереофотограметрије, омогућено је одређивање промена запремине грудног коша током времена (Massaroni и сарадници, 2017 [80]; Parreira и сарадници, 2012 [81]).

Основни принцип OEP система заснован је на томе да се површина грудног коша моделира као тродимензионална геометрија чије се промене током дисања могу квантитативно пратити. Рани радови, као што је студија Cala и сарадника (1996, [82]), показали су могућност процене промена запремине грудног коша на основу оптичког праћења површинских маркера. Касније су Aliverti и сарадници (2001) проширили ову методологију увођењем компартменталне анализе грудног коша, чиме је омогућено раздвајање доприноса појединачних делова грудне шупљине укупној респираторној механици.

Са методолошког становишта, OEP се може посматрати као систем који трансформише геометријске промене површине грудног коша у временски сигнал запремине. Тај сигнал представља континуалну репрезентацију механичког кретања грудног коша током респираторног циклуса и омогућава идентификацију карактеристичних фаза дисања, као што су инспирација и експирација (Romagnoli и сарадници, 2008, [83]).

Иако је OEP првобитно развијен у циљу детаљне анализе респираторне физиологије и процене функције дисања, у ширем контексту оптичких метода он представља референтни пример како се из визуелних података може реконструисати тродимензионална динамика површине тела. ([80], [83]). Савремени приступи све више проширују овај концепт ка системима без маркера, заснованим на *depth* и *RGB-D* камерама, који омогућавају сличну реконструкцију геометрије површине без потребе за физичким обележавањем тела. ([78], [79]) У том смислу, системи засновани на *3D* и *depth* камерама представљају генерализацију истог основног принципа, где се промена положаја површине грудног коша директно реконструира из густих облака тачака или дубинских мапа, уместо дискретних маркера (Silverstein и сар. 2018 [84], Kumagai и сар., 2016 [85]; Kempfle и Van Laerhoven, 2018, [86]; Ortmuller, 2015, [87]).

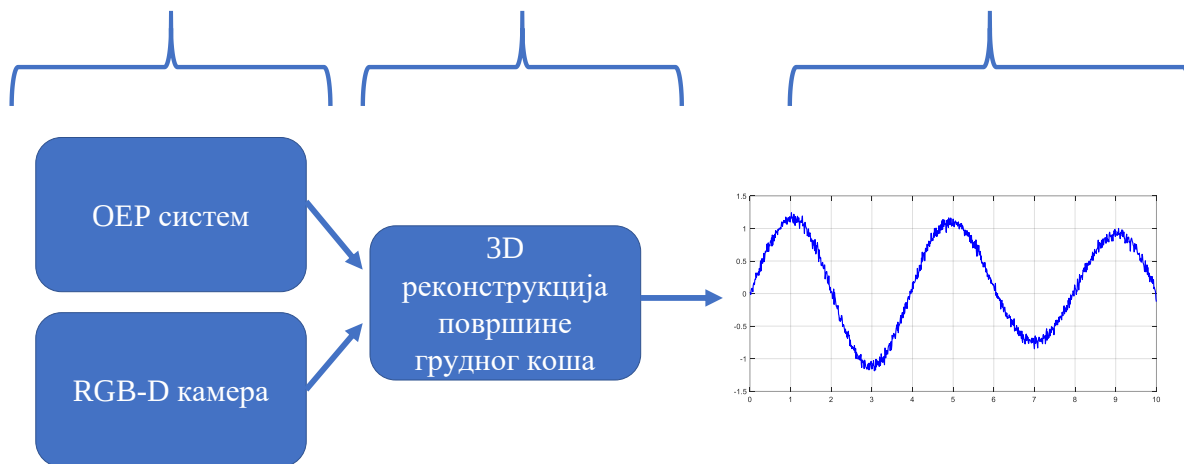
Добијени временски сигнал, било да потиче из OEP или из *depth* камера, представља респираторни сигнал који описује механичке промене грудног коша током дисања. Из овог сигнала могу се издвојити карактеристичне фазе респираторног циклуса, а у литератури се могу наћи бројне студије које се бави и анализом тако добијених временских облика (између осталих, Lo Mauro и сар. 2022, [88]).

Важно је нагласити да у контексту ове дисертације респираторни сигнал не представља крајњи циљ анализе, већ интермедијарну репрезентацију која омогућава стабилну детекцију референтних положаја грудног коша током дисања. Основни фокус је на анализи и поређењу морфолошких параметара грудног коша добијених на основу тих референтних тачака, док се у литератури иста метода често користи и за процену респираторне функције, што није у фокусу овог рада.

Оптички системи за праћење
покрета грудног коша

3D реконструкција
површине грудног коша

Промена дубине грудног
коша током дисања



Слика 1.5 – Шематски приказ метода за оптичко праћење покрета грудног коша

2. Предмет, циљ и хипотезе истраживања

Оптичке методе су већ коришћене за снимање грудног коша пацијената са деформитетима [11], али су пацијенти углавном снимани у стајаћем положају, при чему је захтев био да задрже дисање – у неким радовима на крају експиријума (нпр. као у [17]), у неким на крају инспиријума (нпр. као у [68]), током аквизиције снимка. С обзиром на то да деца са церебралном парализом у општем случају не могу да прате упутства која се односе на технику дисања, као ни да одржавају стајаћи а често ни седећи положај, било је неопходно развити методу која ће омогућити праћење параметара у посебним условима.

Предмет овог истраживања је развој и испитивање 3D оптичке методе за неинвазивну процену морфологије грудног коша код деце са церебралном парализом. Метода је заснована на примени сензора дубине за тродимензионалну реконструкцију површине грудног коша током слободног, односно спонтаног дисања. Посебна пажња усмерена је на могућност добијања поновљивих морфолошких мерења у условима који су прилагођени испитивању деце са церебралном парализом, укључујући снимање у лежећем положају.

У првој фази истраживања испитивана је могућност примене једне 3D камере за реконструкцију површине грудног коша код деце са церебралном парализом. На основу добијених тродимензионалних података издвајани су попречни пресеци грудног коша, а њихова међусобна сличност анализирана је ради избора репрезентативног пресека. Репрезентативни пресеци добијени у различитим сесијама снимања затим су међусобно упоређивани, како би се проценила поновљивост поступка издвајања и карактеризације пресека.

Друга фаза била је усмерена на развој конфигурације система са две 3D камере. Испитиван је утицај различитих услова аквизиције, пре свега растојања камера од објекта и њиховог међусобног положаја, са циљем избора конфигурације која обезбеђује најповољније услове за реконструкцију површине грудног коша. Одабрана конфигурација додатно је проверена на тест објектима, како би се процениле карактеристике система у контролисаним условима пре примене на испитаницима.

У трећој фази одабрана конфигурација система са две 3D камере примењена је на деци са церебралном парализом. За разлику од прве фазе, у овој фази морфологија грудног коша није карактерисана издвајањем и поређењем попречних пресека, већ проценом антеропостериорног (АП) и латеролатералног (ЛЛ) дијаметра. Испитивана је поновљивост добијених мерења, како у оквиру поновљених снимања тако и између различитих сесија. Добијени дијаметри упоређени су и са мерењима добијеним применом пелвиметра као референтне методе. У овој фази додатно је коришћен и респираторни сензор као референтни извор респираторног сигнала, ради валидације респираторног сигнала издвојеног из 3D података. Поређењем сигнала добијених применом два различита приступа процењена је њихова међусобна сагласност, као и временска усклађеност сигнала. Ова анализа представља додатни аспект испитивања развијене методе, док је основни предмет истраживања процена морфологије грудног коша.

На основу постављеног предмета и циља истраживања дефинисане су следеће хипотезе:

X1: Применом једне 3D камере могуће је поуздано издвојити и карактерисати анатомске пресеке грудног коша код деце са церебралном парализом, при чему се репрезентативни пресек може поновљиво издвојити у различитим сесијама снимања.

X2: Применом две 3D камере и одговарајуће конфигурације система могуће је остварити стабилну и тачну реконструкцију површине испитиваног објекта, при чему избор услова аквизиције утиче на квалитет добијене реконструкције.

X3: Применом одабране конфигурације система са две 3D камере могуће је поновљиво проценити АП и ЈЛЛ дијаметар грудног коша код деце са церебралном парализом, уз прихватљиву сагласност са мерењима добијеним референтном методом.

У целини, резултати овог истраживања би требало да допринесу развоју приступачне, једноставне, тачне и поуздане, оптичке, методе за процену морфолошких параметара код деце са церебралном парализом, у условима спонтаног дисања, са посебним нагласком на параметре који могу указати на постојање деформитета грудног коша. Очекује се да резултати овог истраживања омогуће примену развијене методе као алата за неинвазивну и поуздану процену морфолошких параметара грудног коша код деце са церебралном парализом. Захваљујући тродимензионалном снимању у реалном времену, ова метода има потенцијал за откривање морфолошких промена грудног коша, као и за праћење евентуалног напредовања деформитета који настају услед дуготрајног лежећег положаја и недовољне мишићне активности.

Поред процене тренутног морфолошког стања грудног коша, развијена метода може бити погодна за примену у клиничким и истраживачким условима за праћење ефеката различитих рехабилитационих поступака. Једна од могућих примена јесте спровођење лонгитудиналних студија у којима би се пратиле промене морфологије грудног коша током примене различитих терапијских поступака, као што су вежбе дисања и корективне вежбе усмерене на постуралну стабилизацију. Поред тога, метода би могла да се примени за процену утицаја рехабилитационих помагала, као што су ортопедски корсети или вакуумска звона, на морфолошке карактеристике и облик грудног коша. На тај начин, поновљена неинвазивна мерења могла би да омогуће праћење промена морфологије грудног коша током времена и процену одговора на примењене рехабилитационе поступке.

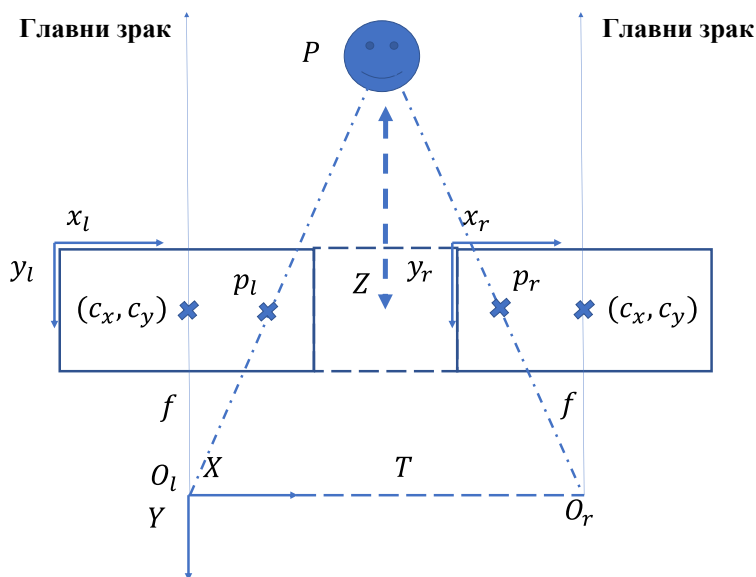
3. 3D камере

3.1 Технологије сензора дубине

С обзиром да се компјутерска визија углавном бави извлачењем 3D информација из 2D слике, коришћење 3D информације о видном пољу камере, у компјутерској визији пружа побољшање у многим аспектима. [89] Тродимензионални (3D) визуелни системи представљају широку класу система који омогућавају процену просторне структуре сцене, тј. реконструкцију геометрије посматране околине. У оквиру ових система, сензори дубине (енгл. *depth sensors*) представљају уређаје, тј. хардверске компоненте које директно мере удаљеност до објеката и као примарни излаз генеришу мапу дубине. [90] Основне методе за детекцију дубине су: (1) стереовизија, (2) технологија структуриране светлости, (3) технологија времена лета (енгл. *time-of-flight – TOF*).

3.1.1 Стереовизија

Како је описано у [91], стереовизија подразумева употребу две камере и проналажење кореспонденција између тачака коју виде обе камере. Са таквим кореспонденцијама и познатим растојањем између камера, израчунава се тродимензионална локација тачака на сцени која је детектована обема камерама. Иако потрага за одговарајућим тачкама може бити рачунски захтевна, простор за претрагу за кореспонденцијама сужава се коришћењем знања о геометрији система. Обично је најбоље поставити камере приближно фронтално паралелно и што ближе хоризонтално поравнате⁵. Такво фронтално паралелно физичко поравнање чини математичке трансформације лакшим за праћење. Када камере нису бар приближно поравнате, тада резултујуће математичко поравнање може произвести екстремна изобличења слике и тако смањити или у потпуности уклонити подручје стерео преклапања на насталим сликама.



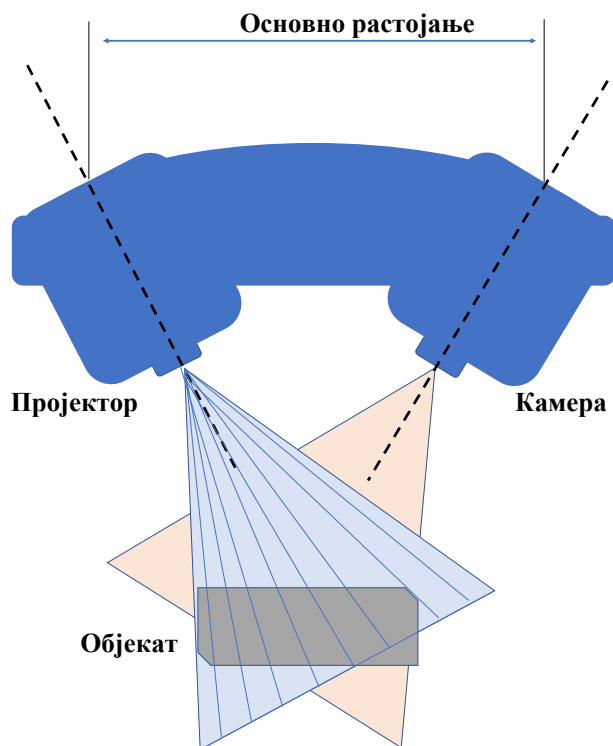
⁵ Мада је у неким контекстима од користи и реализација у конвергентној геометрији.

Слика 3.1 – Стерео координатни систем који користи *OpenCV* библиотека. После одређених трансформација, сматра се да су равни двеју слика поравнате и да су редови са пикселима на сликама међусобно поравнати. Координате пиксела се посматрају у односу на горњи леви угао слике; Координате камера се посматрају у односу на центар пројекције леве камере. Шематски приказ према *OpenCV* документацији [91].

Стерео резолуција дубинског опсега је експоненцијална функција удаљености од тачке гледишта: генерално, што је шири основна линија, тј. растојање међу камерама, то је боља резолуција дубине на већим даљинама. Краћа основна линија је боља за детекцију дубине у близини камере.⁶ [92]

3.1.2 Технологија структуриране светлости

Како је наведено у [89], у време широке експлоатације *Kinect* уређаја, у потрошачком пејзажу су постојале две примарне технологије 3D камера: на бази структуриране светлости и времена лета. Процена дубине на основу структуриране светлости може се посматрати као специфичан случај система за стереовизију где пројектор замењује једну од две камере (Слика 3.2). У овој поставци, технологија функционише по принципу пројекције познатог обрасца на предмет од интереса након чега се детектована изобличења у пројектованом шаблону користе за израчунавање дубине.



Слика 3.2 – Систем на бази структуриране светлости. Уместо две камере, систем користи камеру и пројектор. Шематски приказ према [83].

Репрезентативни примерци ове технологије припадају првој генерацији *Kinect* (2010) уређаја. Систем укључује камеру у боји, инфрацрвену камеру и инфрацрвени ласер. Инфрацрвени ласер емитује сноп светлости који се дели на вишеструке снопове светлости кроз механизам дифракционе

⁶ Основно растојање међу људским очима је измерено да је у опсегу између 50 и 75 mm, у просеку око 70 mm за мушкарце и 65 mm за жене.

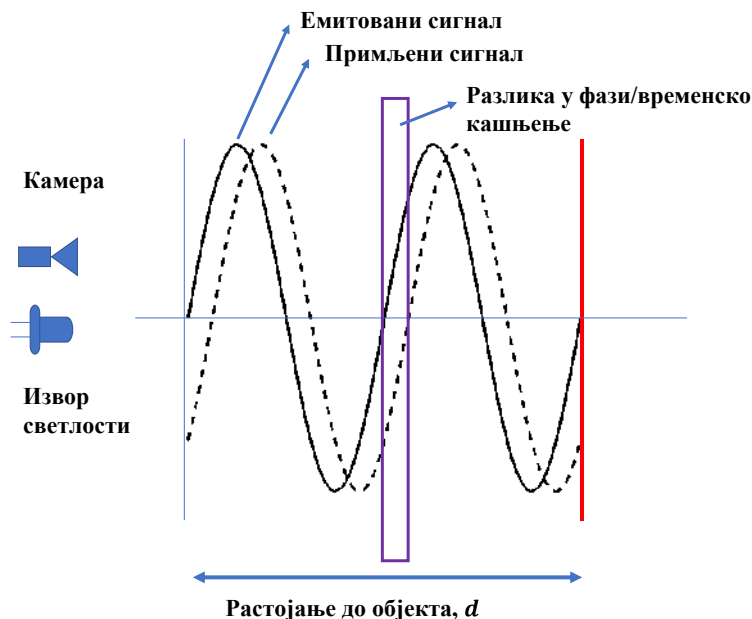
решетке. Овај склоп опонаша рад пројектора. Пројектовани образац снима инфрацрвена камера и упоређује се са познатим референтним кодом. Разлика између пројектованог кода и посматраног кода даје информацију о дубини сцене.

Главна предност технологије структуриране светлости је што може постићи врло високу просторну резолуцију, јер користи конвенционални уређај за аквизицију слике. С обзиром да се састоје од пројектора и камере, ови уређаји су врло једноставни за конструкцију. Друга предност ове технологије је што заобилази проблем кореспонденције који постоји код система заснованих на стереовизији. Недостаци се тичу брзине фрејмова и осетљивости на оптичке сметње из средине. Да би се издвојио један фрејм са дубинама, обично је потребна секвенцијална пројекција кодираног обрасца, што узрокује и мању брзину фрејмова. Ако се субјект помера током пројекције обрасца, мерења ће бити окарактерисана артефактима кретања. Због осетљивости на оптичке сметње, методе засноване на технологији структуриране светлости су намењене применама у контролисаним окружењима.

3.1.3 Технологија времена лета (*TOF*)

Као што и само име говори, дубина објекта који је детектован оптичким инструментом на принципу времена лета зависи од времена од емитовања, до детекције светлости. За добијање удаљености од објекта, користе се елементарне кинематичке једначине. Подаци који се добијају од камера за време лета укључују слику интензитета или слику амплитуде и слику временских кашњења, која се назива и сликом са дубинама. Иако је ова технологија деценијама била коришћена у спектрометрији, спектроскопији и велоциметрији, у компјутерској визији се употребљава тек након што су постигнути одређени напретци у реализацији хардвера. Како је објашњено у [89], да би се постигла тачност дубине до центиметра, хардвер мора бити у стању да открије електронска кашњења реда величине 100 ps , уз додатно ограничење да се то мора учинити за сваки пиксел у низу.

Иако постоји више реализација технологије времена лета, овде ће бити укратко описан само принцип рада уређаја *Kinect One* (друга генерација *Kinect* уређаја, *Microsoft Kinect* за *Xbox One* (2013)), по узору на [89]. *Kinect* садржи референтни сигнал који модулира на модулационој фреквенцији ω чији је типични опсег између 50 и 150 MHz . Референтни сигнал покреће генерисање синхронизоване синусоидалне светлости са полупроводничког извора светлости. Када оптички сигнал погоди предмет и врати се на камеру, таласни облик је фазно померен у односу на референтни сигнал (Слика 3.3). Помак фазе служи да се израчуна дубина објекта.



Слика 3.3 – Принципи рада уређаја *Kinect 1*. Разлика у фази између емитованог и примљеног сигнала енкодира растојање од камере. Шематски приказ према [89].

Кључна предност камера на бази времена лета је у томе што се само једна тачка гледишта користи да би се израчунала дубина (за разлику од стереовизије). С обзиром да су рупе на слици са дубинама првенствено последица оклузија, јединствено гледиште ових сензора је значајна предност. Још једна предност је што се амбијентално светло одбија (јер не модулише на фреквенцији ω). С друге стране, у поређењу са појединим стереовизијским системима, *ToF* камере често обезбеђују дубинске податке ниже просторне резолуције, што је последица компромиса између просторне резолуције, брзине аквизиције и тачности мерења. Интензивна амбијентална, нарочито сунчева инфрацрвена светлост, може заситити сензор и нарушити квалитет мерења дубине. Код већине *ToF* камера заснованих на континуално модулисаном сигналу, процена дубине захтева више фазних мерења која се комбинују ради формирања једне мапе дубине. Због тога су такви системи осетљиви на покрете камере или објекта током аквизиције, што може довести до појаве артефаката у добијеној мапи дубине.

3.1.4 Активна стереовизија

За разлику од пасивних стереовизијских система, код којих се дубина одређује искључиво на основу природних визуелних карактеристика сцене, активна стереовизија користи додатни извор инфрацрвеног осветљења за генерисање вештачке текстуре на површини објекта. На тај начин повећава се количина информација доступних за успостављање кореспонденције између леве и десне стерео слике, што омогућава поузданије одређивање диспаратитета и реконструкцију дубине, посебно у случају површина са недовољно израженим природним текстурираним карактеристикама.

Један од раних радова који је демонстрирао примену овог приступа објавили су *Siebert* и *Urquhart* (1990, [93]), који су показали да пројектовање вештачке текстуре на површину објекта значајно

побољшава успостављање стерео кореспонденције и омогућава поузданију реконструкцију дубине код површина које не садрже довољно визуелних карактеристика.

Развојем компактних *RGB-D* система овај принцип је интегрисан у комерцијалне камере намењене различитим применама у области *3D* снимања. Један од савремених представника ове технологије су *Intel RealSense* стереоскопски *RGB-D* системи, које су детаљно описали *Keselman* и сарадници, истраживачи компаније *Intel* (2017, [94]). Аутори су представили принцип рада *Intel RealSense* система, укључујући *R200* и *D400* серију, њихове оптичке карактеристике, алгоритме за успостављање кореспонденције, као и ограничења која могу утицати на квалитет реконструкције дубине. Истакнуто је да се побољшања у *D400* серији односе, између осталог, на унапређене алгоритме стерео подударања и *D4 Vision* процесором (енгл. *D4 Vision Processor*), који омогућавају стабилнију реконструкцију дубине уз већу просторну резолуцију и мању потрошњу енергије у односу на претходну *R200* генерацију.

У контексту примене у овој дисертацији, компактни *RGB-D* системи из *D400* серије, имају посебан значај, јер су као компромис између квалитета *3D* реконструкције, доступности и једноставности примене, због чега су одабрани за испитивање могућности примене тродимензионалне реконструкције површине у процени морфолошких карактеристика. На Слици 3.4 приказана је *3D* камера *D435i*, коришћена у првој фази истраживања.



Слика 3.4 – Камера *D435i*, један од представника серије *D400*, базирана на технологији активне стереовизије. Ова камера је коришћена у првој фази истраживања.

3.1.5 Репрезентација података о дубини

Поред других ([89]), један од честих формата за репрезентацију података о дубини је *3D* облак тачака. Облак тачака је скуп тачака дефинисаних у *3D* координатном систему. Уобичајена техника за складиштење облака тачака у меморију је формирање низа у којем сваки вектор врста одговара једној тачки. Поред координата сваке тачке, често се пружају и додатне информације. Конкретно, ако се за сваку тачку дефинишу и три слоја боје које одговарају рефлексији у тој тачки, онда се

располаже информацијама о боји и дубини облака тачака. Ове информације се добијају у тзв. *RGB-D* аквизицији. Ради једноставности, сет тачака се назива подацима о дубини, а припадајуће боје сваке тачке сматрају се *RGB* подацима. Области тачака се могу даље класификовати у организоване и неорганизоване. У организованим областима тачака могуће је индексирати просторне *x*- и *y*-координате на уређен начин, нпр. према редовима и колонама. У супротности, неуређени облаци тачака немају структуру у просторним координатама. Организовани облаци тачака су много кориснији формат података који у великој мери олакшава примену алгоритама за обраду. Многи модалитети региструју редак облак тачака. У том случају вредности дубина су дате само за мали подскуп координата. То се обично дешава у случају стерео компјутерске визије где је изазов пронаћи кореспонденције за све тачке на сцени. [89]

3.2 Intel RealSense технологија

Дубинске камере произвођача *Intel* реализоване су у више генерација и фамилија, применом различитих технологија за детекцију дубине, као што су: кодирана, односно структурирана светлост, стерео систем у комбинацији са инфрацрвеним пројектором (активна стереовизија), као и *LiDAR* (енг. *Light Detection and Ranging*) технологија која се такође базира на употреби инфрацрвеног ласера.

У ранијим генерацијама *Intel RealSense* (*Intel Corporation, Santa Clara, CA, USA*) уређаја, технологија структуриране светлости била је реализована кроз серију SR300, укључујући и дубинску камеру SR305 [95]. Иако ови уређаји више не представљају актуелну линију производа, они су значајни као основа за разумевање *RealSense* технологије, односно њеног развоја. Камера SR300 одликовала се дубинском резолуцијом до 640×480 пиксела уз брзину фрејмова до 60 fps (енгл. *frame per second*), резолуцијом *RGB* фрејмова до 1920×1080 при 30 fps, видним пољем од $68^\circ \times 41.5^\circ (\pm 2^\circ)$ по хоризонталу и вертикали, као и могућношћу детекције дубине у распону од 0.2 до 1.5 m. Због својих карактеристика, ова камера је била погодна пре свега за примену у затвореним просторима.

Међу камерама за снимање дубинских информација које су тренутно доступне на тржишту, серија *Intel RealSense D400* издваја се као једно од водећих решења захваљујући својим разноврсним могућностима и висококвалитетним дубинским подацима [96]. Као представници технологије активне стереовизије, модели из серије *D400* обухватају различите опсеге мерења дубине, резолуције и углове видног поља (енгл. *field of view – FOV*), што омогућава њихову примену у широком спектру задатака. Захваљујући овим карактеристикама, погодни су за примену у областима као што су роботика и аутономни системи [97], као и тродимензионално скенирање и моделирање [98].

Ради поједностављења поставке експеримента и смањења артефаката насталих услед покрета, за прву фазу истраживања одабран је модел *Intel RealSense D435i*, који се одликује широким видним пољем, глобалним затварачем (енгл. *global shutter*) и великим опсегом мерења дубине. За другу фазу истраживања одабран је модел *Intel RealSense D415*. Овај модел има мању ширину видног поља и ограничене могућности праћења објеката у покрету, али се одликује већом тачношћу процене дубине, и самим тим је погоднији за 3D скенирање објеката. Преглед техничких спецификација оба ова модела дата су у [15].

3.2.1 D435 наспрам D415 камере

Intel RealSense D415 и *D435* представљају два различита дизајнерска решења у оквиру шире *D400* серије камера, оптимизована за различите типове примена и сценарија аквизиције дубине. Иако оба

модела припадају групи система заснованих на активној стереовизији, њихове хардверске и оптичке карактеристике значајно утичу на перформансе у различитим условима.([99])

Камера *Intel RealSense D415* заснива се на сензорима са затварачем се секвенцијалном експозицијом (енгл. *rolling shutter*) и стерео конфигурацији у боји резолуције 2 *MP*. Одликује је уже видно поље, што резултује већом густином дубинских тачака и већом просторном резолуцијом у оквиру посматране сцене. Ове карактеристике чине *D415* погодном за примене у којима је потребна висока прецизност мерења на мањим објектима и у контролисаним, статичним условима. С друге стране, *Intel RealSense D435* користи затварач са глобалном експозицијом и стерео конфигурацију са монохроматским сензорима резолуције 1 *MP*. Захваљујући ширем видном пољу, овај модел омогућава захватање већег дела сцене и смањење слепих зона. Архитектура базирана на *global shutter* механизму додатно побољшава робусност система у динамичким условима, омогућавајући прецизнију процену дубине при кретању објекта или саме камере. Због тога је *D435* посебно погодан за сценарије у којима је присутно кретање и када је потребно обухватити ширу просторну област.

За правилан рад *Intel RealSense* камера неопходно је коришћење најновијих верзија фирмвера и софтверског пакета. Ажурирање фирмвера обезбеђује оптималне перформансе уређаја, исправке евентуалних грешака и побољшану стабилност рада, при чему се најновије верзије могу преузети са званичне *Intel RealSense* странице. Поред тога, препоручује се инсталација најновије верзије *RealSense SDK (LibRealSense)*, [100], који представља основни софтверски интерфејс за рад са камерама, укључујући алате за аквизицију и обраду дубинских података. У оквиру *SDK* пакета доступан је *RealSense Viewer*, који омогућава визуализацију и тестирање свих доступних сензорских токова, као и преглед примера кода за различите примене. Овај алат се често користи за иницијалну верификацију исправности система и конфигурацију параметара камере.

За постизање пуних перформанси система неопходно је коришћење рачунара са *USB 3.0* портом, с обзиром да *Intel RealSense* камере, иако могу функционисати преко *USB 2.0* интерфејса, у том случају имају значајно ограничене перформансе у погледу пропусног опсега, резолуције и брзине фрејмова.

Перформансе стерео заснованих дубинских сензора директно зависе од резолуције улазних слика, с обзиром на то да се процена дубине заснива на проналажењу кореспонденција између леве и десне слике. Виша просторна резолуција улазних слика и квалитетнији визуелни подаци омогућавају већу прецизност процене дубине, док смањење резолуције доводи до смањења тачности и густине дубинске мапе. Иако је у одређеним применама потребно користити ниже резолуције из рачунарских разлога, у том случају се препоручује примена постпроцесних техника, којима се након аквизиције врши редукција (енгл. *decimation*) високо-резолуционих дубинских и *RGB* података.

Избор ниже резолуције може бити оправдан у више случајева, укључујући смањење минималне радне удаљености система, која се скалира са просторном резолуцијом, као и смањење захтева за пропусним опсегом *USB 3.0* интерфејса. Ово је посебно значајно у конфигурацијама са више камера које деле исти комуникациони канал.

За *Intel RealSense D435* камеру, типична оперативна резолуција од 848×480 омогућава минималну радну удаљеност од приближно 17 cm, док код *D415* камере резолуција од 1280×720 омогућава минималну радну удаљеност од приближно 45 cm. Ови параметри показују директну везу између просторне резолуције, домета мерења и перформанси дубинског сензора.

3.2.1.1 *Disparity shift* параметар

Минимална оперативна удаљеност (*MinZ*) представља најмању дистанцу на којој стерео систем може поуздано да процени дубину. Вредност *MinZ* зависи од изабране просторне резолуције излазних података и приближно се линеарно скалира са хоризонталном резолуцијом (*x-res*). Смањење резолуције доводи до смањења *MinZ* вредности, док повећање резолуције повећава минималну радну удаљеност система. [99]

За удаљености мање од *MinZ* јавља се повећан ниво шума у процени дубине, услед ограничења у процесу стерео кореспонденције. Овај ефекат се може делимично ублажити применом одговарајућих подешавања дубинског алгорита и филтера за постпроцесирање.

Поред тога, *MinZ* се може померати коришћењем параметра померања диспаратитета (енгл. *disparity shift*), којим се мења опсег посматраних дубина. Повећање вредности *disparity shift* изнад нуле доводи до увођења горње границе опсега мерења (*MaxZ*), чиме се редефинише опсег поуздане процене дубине.

3.2.1.2 *Визуелни режими рада*

Дубинска реконструкција код *Intel RealSense D4 VPU* процесора заснива се на великом броју параметара који утичу на коначни квалитет процењене мапе дубине. У оквиру софтверског пакета *RealSense SDK* доступни су унапред дефинисани режими рада (енгл. *depth presets*), који представљају оптимизоване конфигурације параметара за различите типове примена. [99]

Подразумевани режим, „*Default*“, представља уравнотежену конфигурацију и препоручује се као почетна тачка приликом подешавања система. Режим „*High Density*“ је оптимизован за максималну густину дубинских тачака и већи степен попуњености сцене, што га чини погодним за примене као што су 3D реконструкција и препознавање објеката. Насупрот томе, режим „*High Accuracy*“ даје приоритет поузданости процењене дубине, уз смањену густину тачака, и користи се у применама као што су детекција колизије и роботска навигација. Режим „*Hand*“ је специјално оптимизован за праћење шаке и гестова, са нагласком на очување ивица и стабилност малих структура. Сви наведени режими представљају компромис између густине (енгл. *fill factor*) и тачности процене дубине.

Поред тога, доступни режими зависе од изабране просторне резолуције, која се може класификовати у високу (1280×720 или 848×480), средњу (640×480 или 640×360) и ниску (480×270 или 424×240). Сложеност међузависности параметара унутар *D4 VPU* система је значајна, због чега су током развоја система примењени аутоматизовани поступци оптимизације, укључујући технике машинског учења, ради избора комбинације параметара која обезбеђује оптималне перформансе у различитим сценаријима примене.

3.2.2 Повезивање већег броја камера

У оквиру *Intel RealSense D400* серије могуће је коришћење више дубинских камера истовремено (енгл. *multi-camera configuration*), у циљу проширења видног поља, повећања просторне покривености сцене или омогућавања потпуне 3D реконструкције објеката. Ово је објашњено у [101]. Конфигурације могу бити различите, укључујући унутрашње (енгл. *inward-facing*) распоређивање камера ради снимања свих страна објекта, као и спољашње (енгл. *outward-facing*) конфигурације које омогућавају проширење укупног видног поља система.

Са становишта хардверске архитектуре, *D400* камере омогућавају независан рад више јединица без значајних међусобних оптичких сметњи (енгл. *cross-talk*), чак и у случајевима преклапања видних

поља. Ово представља значајну предност у односу на многе друге *RGB-D* системе. Поред тога, систем омогућава хардверску синхронизацију камера, при чему се више уређаја може повезати тако да снимају у истом тренутку и са истом фреквенцијом фрејмова, тј. кадрава.

Синхронизација се реализује помоћу *master-slave* конфигурације, у којој једна камера генерише синхронизационе сигнале и управља временским усаглашавањем аквизиције, док остале камере прилагођавају своју аквизицију. На овај начин омогућава се временско поравнање аквизиције, што је кључно за примене које захтевају тачну просторну фузију више тачкастих облака.

Поред хардверске синхронизације, систем захтева и одговарајућу софтверску обраду, укључујући временско поравнање (енгл. *timestamp alignment*) и накнадну регистрацију података из више камера у јединствени координатни систем. У пракси се често користе и различите стратегије обраде података, као што су одвојене нити (енгл. *thread*) за сваку камеру и централни модул за фузију облака тачака.

Кључна ограничења *multi-camera* система односе се на пропусни опсег *USB* интерфејса, рачунарске ресурсе (*CPU/GPU* оптерећење) и потребу за прецизном калибрацијом спољашњих параметара (енгл. *extrinsic parameters*) између камера – параметре релативног положаја и оријентације камера. Такође, стабилност временске синхронизације може бити погођена електромагнетним сметњама, што може довести до одступања у временским ознакама кадрава.

Ради проширења просторне покривености и побољшања робусности мерења, у овом истраживању испитана је употреба конфигурације са две *Intel RealSense D415* камере. Ово је детаљно описано у поглављима Експеримент 2 и Експеримент 3.



Слика 3.5 – Конфигурација пара *Intel RealSense D415 RGB-D* камера са успостављеном хардверском синхронизацијом. Камере су одабране за реализацију касније експерименталне фазе у истраживању, тј. Експеримента 2 и 3.

3.3 D415 камера – ужи преглед литературе

Intel RealSense D415 камера се у литератури најчешће користи у сценаријима који захтевају високу просторну резолуцију и прецизну реконструкцију геометрије на блиским удаљеностима. Рад из 2019. године ([102]) бави се детаљном анализом мерних карактеристика камере *Intel RealSense D415*. Циљ истраживања био је да се испита тачност и поузданост дубинских мерења, као и да се утврде ограничења камере у различитим условима рада. У том циљу анализирани су утицаји радног растојања, оријентације површине, просторне резолуције и различитих параметара снимања на квалитет добијених дубинских података. Резултати су показали да камера *D415* обезбеђује високу тачност и добру поновљивост мерења у блиском радном опсегу, док се грешка мерења постепено повећава са растојањем од објекта и повећањем угла између оптичке осе камере и посматране површине. Такође је уочено да избор параметара обраде дубинске слике значајно утиче на квалитет добијених резултата, због чега је потребно прилагодити подешавања конкретної примени. Добијени резултати упоређени су са резултатима објављеним за друге *RGB-D* камере, укључујући *Intel RealSense SR300*, *PrimeSense Carmine 1.09* и *Microsoft Kinect v2*. Аутори су закључили да *D415* постиже конкурентне, а у појединим аспектима и боље перформансе, нарочито када су у питању мерења на блиским растојањима и реконструкција геометрије објеката. Због тога је оцењена као погодна за примене које захтевају високу тачност дубинских мерења, као што су метрологија, индустријска инспекција и *3D* реконструкција.

Слични закључци добијени су и у компаративним студијама. У раду [103] упоређене су метролошке перформансе четири *RGB-D* камере за различите примене *3D* вида: *Intel RealSense D415*, *D435i*, *D455*, и *Microsoft Azure Kinect DK*. Камере су упоређене применом тестова дефинисаних стандардом *ISO 10360-13:2021*, као и додатних испитивања систематске грешке дубине, просторне резолуције и реконструкције објеката различите геометрије. *D415* је, међу анализираним камерама, остварила најбоље резултате при *3D* реконструкцији објеката сниманих са малих растојања, што су аутори повезали са ужим видним пољем и већом просторној густини дубинских података. Слично томе, у студији [14] упоређене су камере *Intel RealSense D405*, *Intel RealSense D415* и *Stereolabs ZED Mini* у контексту хируршких симулација на блиским растојањима. Анализиране су тачност дубинских мерења, временски шум, попуњеност дубинске мапе и квалитет *3D* реконструкције анатомских модела. Иако је камера *D405* остварила боље резултате у реконструкцији сложених анатомских структура, резултати су показали да и *D415* обезбеђује високу тачност дубинских мерења у статичким сценама, конкретно субмилиметарску прецизност у снимању равних површина и довољно низак временски шум за већину задатака блиског *3D* снимања, на основу чега је закључено да за своју цену пружа добар квалитет дубинских мерења.

Поред метролошких и компаративних истраживања, постоје истраживачке примене и у медицинском контексту. У студији [19] *D415* је примењена за праћење деформација неправилне површине које симулирају респираторне покрете, при чему је показано да камера може поуздано да региструје мале промене положаја, што указује на њен потенцијал за биомедицинске примене. Поред тога, у раду [98], *D415* је коришћена за *3D* реконструкцију анатомских структура горњег екстремитета, при чему је демонстрирана могућност добијања детаљних геометријских модела у блиском радном опсегу, погодних за медицинску анализу и визуелизацију.

3.4 D435 камера – ужи преглед литературе

Intel RealSense D435 и његова *IMU* (енг. *Inertial Measurement Unit*) варијанта *D435i* се у литератури најчешће користи у сценаријима који захтевају робусну процену дубине у динамичким условима и шире видно поље. За разлику од *D415*, који је оптимизован за високу просторну резолуцију на блиским удаљеностима, *D435* се чешће примењује у задацима који укључују кретање објеката, кретање камере и снимање сцена која захтевају веће видно поље.

У раду [104] камера *Intel RealSense D435* је коришћена као примарни сензор за аквизицију дубинских података у систему роботског планирања путање. Дубинска мапа је примењена у оквиру за реконструкцију сцене и детекцију препрека, након чега су извршени алгоритми сегментације и *RANSAC* (енгл. *RANdom SAmple Consensus*) моделовања површина ради издвајања објеката од интереса, док су добијени резултати искоришћени за планирање путање робота уз избегавање препрека током процеса фарбања. У више компаративних студија, *D435* се користи као репрезентативни стерео *RGB-D* сензор у задацима *3D* мапирања. У раду који описује компаративну студију која се бави *3D* мапирањем ([105]), *D435* је примењен за реконструкцију *3D* сцене и поређење са *Kinect V2* сензором, при чему је показано да омогућава стабилно генерисање облака тачака и да је погодан за употребу у реалном времену. У студији описаној у [106], *D435* је примењен у оквиру *SLAM* (енг. *Simultaneous Localization And Mapping*) система за локализацију и мапирање, где је интегрисан као примарни сензор за *RGB-D* одометрију⁷. Овакве примене додатно истичу његову улогу у задацима роботске перцепције и просторног мапирања у реалном времену.

Додатно, у више роботичких платформи заснованих на *ROS* окружењу ([107], [108]), *D435* и *D435i* се користе као приступачан (нискобуџетни) и ефикасан сензор за навигацију, детекцију препрека и праћење кретања, при чему *D435i* верзија обезбеђује додатне инерцијалне податке (*IMU*), што омогућава стабилнију процену покрета и побољшање визуелно-инерцијалне одометрије.

Ови радови показују да се *Intel RealSense D435* најчешће користи у сценаријима који укључују динамичке услове и шира поља посматрања где је робусност мерења дубине при кретању важнија од максималне просторне резолуције. У поређењу са *D415* моделом, *D435* представља погодније решење за примене у анализи покрета у реалном времену. Због тога је у оквиру овог истраживања *D435* одабрана као почетни избор за праћење покрета грудног коша током дисања.

⁷ Одометрија је метода процене кретања уређаја на основу података добијених током његовог померања. Код *3D* камера визуелна одометрија користи промене између узастопних снимака за процену положаја и оријентације камере, што омогућава регистрацију и спајање више *3D* снимака.

4. Експеримент 1

4.1 Испитаници

У овој фази истраживања учествовало је десет пацијената клинике са спастичним обликом церебралне парализе (пет дечака и пет девојчица). Родитељи или законски старатељи свих учесника потписали су информисану сагласност за учешће у експерименту. Основни демографски и антропометријски подаци испитаника приказани су кроз средње вредности старости, телесне висине и телесне масе. Просечна старост износила је 5 ± 2 године, просечна телесна висина 1.07 ± 0.08 m, просечна телесна маса 16.90 ± 3.37 , и просечни индекс телесне масе (*BMI*, енгл. *body-mass index*) $14.83 \pm 1.72 \frac{kg}{m^2}$.

Табела 4.1 – Антропометријски подаци испитаника.

	Тежина [kg]	Висина [m]	BMI индекс
Испитаник 1	21.7	1.16	16.13
Испитаник 2	16.6	1.07	14.49
Испитаник 3	14.35	1.02	13.79
Испитаник 4	15	0.92	17.72
Испитаник 5	13.45	1	13.45
Испитаник 6	17.45	1.04	16.13
Испитаник 7	18.05	1.18	12.96
Испитаник 8	14.55	1.04	13.45
Испитаник 9	23.5	1.18	16.87
Испитаник 10	14.4	1.04	13.31

4.2 Експериментална поставка

Торзо испитаника је сниман помоћу једне 3D камере. Камера је постављена изнад стола за пацијенте и фиксирана на приближно 53 cm висине. Пацијенти су увек смештани у истом положају, са ногама подигнутим на постољу, како би се омогућило што мање кретања, али у положају у којем могу бити потпуно опуштени. Прикупљање података је извршено у две сесије, одвојене временским интервалом од две недеље. Свака сесија обухватала је три снимка, сваки у трајању од 60 секунди. Пацијентима је сугерисано да мирују и да дишу природно, тј. без свесног или значајног мишићног напора. На грудни кош пацијената постављени су маркери на брадавице и пупак, који су коришћени као референтне тачке за праћење покрета торза у времену. Експериментална поставка приказана је на Слици 4.1.



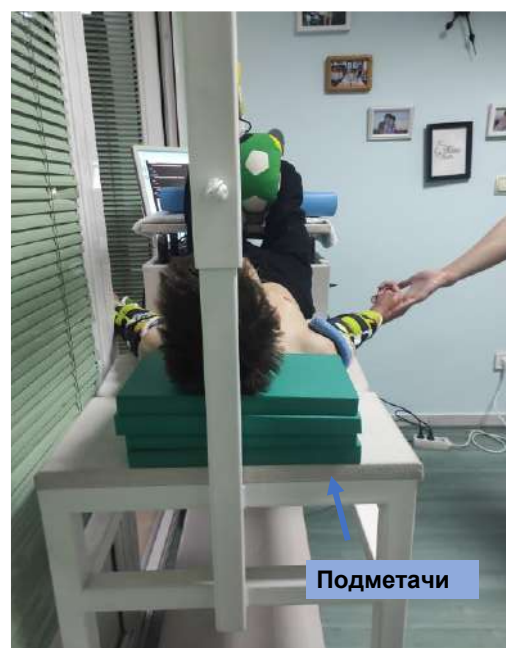
(a)



(б)



(в)



(г)

Слика 4.1 – Експериментална поставка: (а) сто за испитанике састојао се из дела намењеног за торзо испитаника, и постоља за ноге испитаника, као и рам изнад стола на којем је била фиксирана 3D камера; (б) камера је била причвршћена црном самолепљивом траком; (в) бочни поглед на ноге и труп испитаника – положај испитаника је увек био стандардизован – потколенице су биле постављене на постоље, а бутине су биле близу постоља које се могло подесити по висини и прилагодити сваком испитанику; (г) у неким случајевима, јастуци/подметачи су били постављени испод главе како би се обезбедио одговарајући положај главе и врата. Пацијенте је увек постављао и позиционирао физиотерапеут. Слика је уз мање измене, првобитно објављена у [109].

4.3 Снимање камером

Софтвер за прикупљање података је написан у *MATLAB* верзији *R2021a* (*MathWorks, Natick, MA, USA*) [110]. За подешавање параметара камере коришћена је *Intel SDK* библиотека [100]. Подешени су висока прецизност и фреквенција снимања од 30 *fps*. Прикупљање и обрада података извршени су на рачунару са *Intel Core i5-9400* процесором (*Intel Corporation, Santa Clara, CA, USA*) и 16 GB *RAM* меморије. При аквизицији на основу дубинске слике и *RGB* слике формиране су *RGB-D* слике,

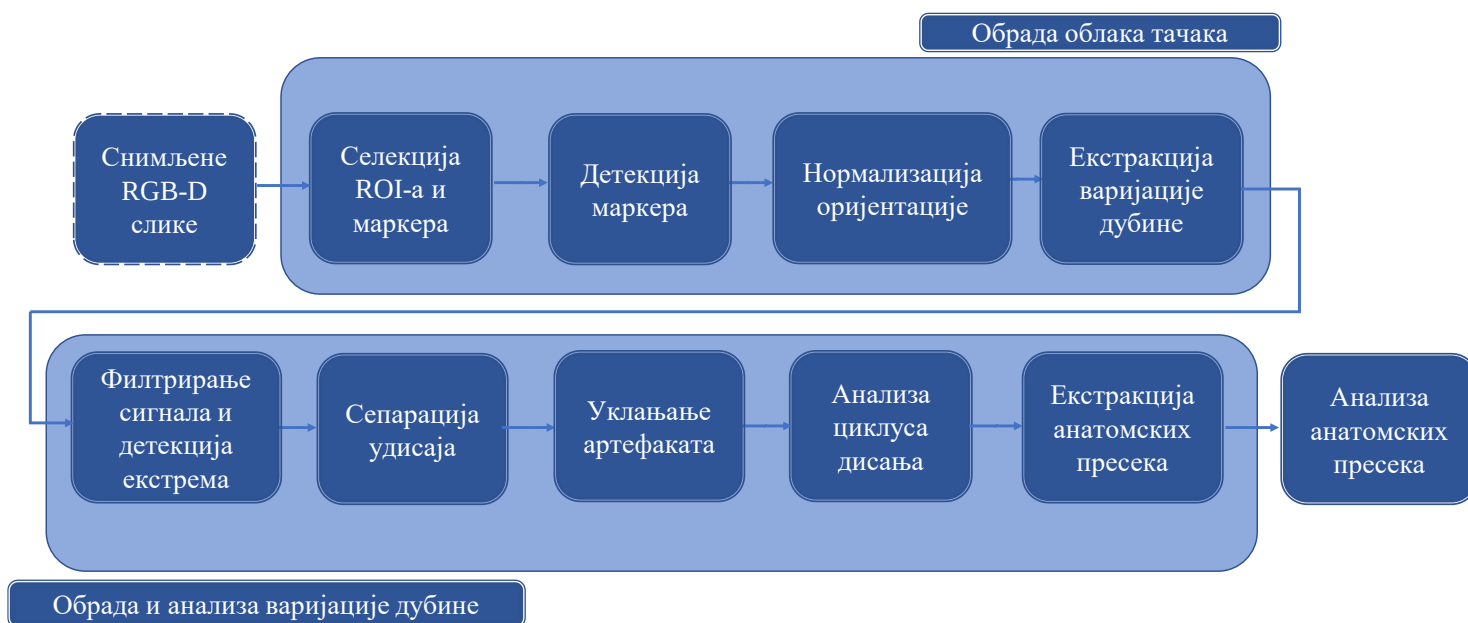
и сваки низ са таквим сликама чуван је као .mat фајл. Сваки такав снимак је заузимао отприлике 17 GB меморије.

4.4 Алгоритам обраде

С обзиром да су сесије биле међусобно истог трајања, сваки пацијент је у почетку био представљен истим бројем *RGB-D* слика. Низ слика је анализиран како би се издвојила промена вредности сигнала дубине у времену, која се у даљем тексту такође назива и сигналом варијације дубине изазване дисањем, или респираторним сигналом. Како је овај сигнал сматран показатељем процеса дисања, он је анализиран као низ појединачних циклуса дисања, и тражио се доминантни шаблон дисања: скуп кривих које представљају циклусе дисања са сличним својствима.

Када је доминантни шаблон дисања пронађен, информације о дубини које временски одговарају таквом дисању коришћене су за извлачење морфолошких попречних пресека за тренутке инспирација, тј. максималних, и експирација, тј. минималних, запремина грудног коша.

Анализа података о дубини (*RGB-D*) и варијацији дубине је приказана на блок дијаграму на Сlici 4.2. Горњи део блок дијаграма илуструје обраду облака тачака, а доњи део илуструје анализу варијације дубине са дисањем, односно анализу респираторних сигнала.

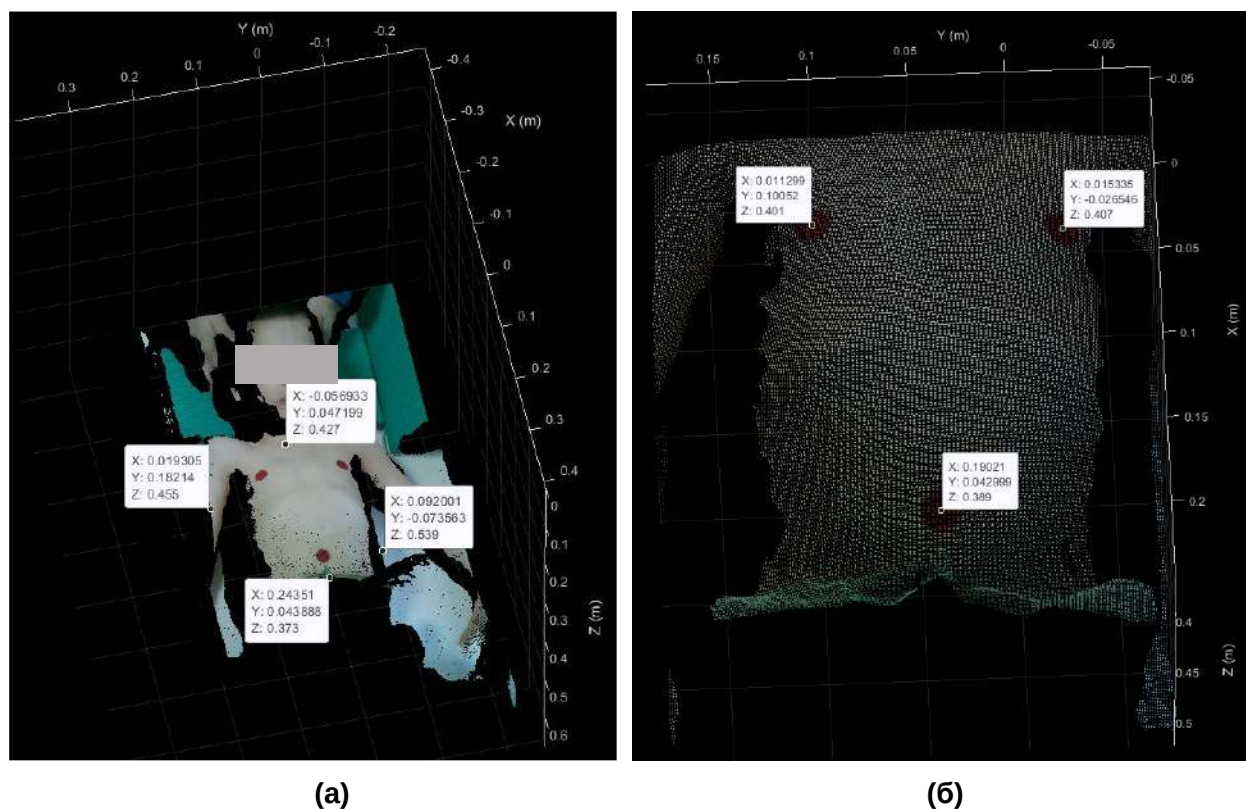


Слика 4.2 – Блок дијаграм алгоритма за обраду и анализу секвенце *RGB-D* слика/фрејмова. Слика илуструје све фазе алгоритма - аквизицију слике, обраду облака тачака, екстракцију и анализу података о варијацијама дубине и екстракцију и анализу морфолошких попречних пресека. Да би се омогућило праћење варијација дубине у времену, обрада облака тачака је примењена на низ *RGB-D* слика. Свака слика је прошла кроз конзистентан ланац ригидних трансформација, након чега су издвајане вредности дубине на претходно одређеним координатама мреже канала. Из сигнала варијација дубине, односно, респираторних сигнала, за издвајање морфолошких пресека коришћени су само они делови који су одговарали доминантном обрасцу/шаблону дисања. Слика је, уз мање измене, првобитно објављена у [109].

4.5 Обрада облака тачака

Прикупљене *RGB-D* слике имале су структуру обојеног облака тачака, при чему је свака тачка била описана *3D* координатама и бојом. Обрада података је била примарно заснована на вредностима координата.

Обрада облака тачака била је стандардизована и спровођена кроз низ корака, од којих су неки примењивани искључиво на прву слику посматраног мерења, док су други примењивани на сваку слику у секвенци. Прва слика коришћена је за: (1) избор региона од интереса (енгл. *region of interest* – *ROI*), на основу којег је сваки облак тачака у секвенци исецан, и (2) избор маркер тачака, на основу којих је на сваки облак тачака у секвенци била примењена ригидна трансформација. На Слици 4.3а приказан је одабир лимита за кроповање, док је на Слици 4.3б приказана селекција тачака. На сваку наредну слику затим је било примењено: (3) аутоматска детекција маркера, (4) ригидна трансформација ради поравнања са главним осама координатног система и (5) извлачење варијације дубине изазване дисањем, на позицијама маркер тачака и тачкама на одређеном растојању од маркер тачака, које су чиниле мрежу канала.



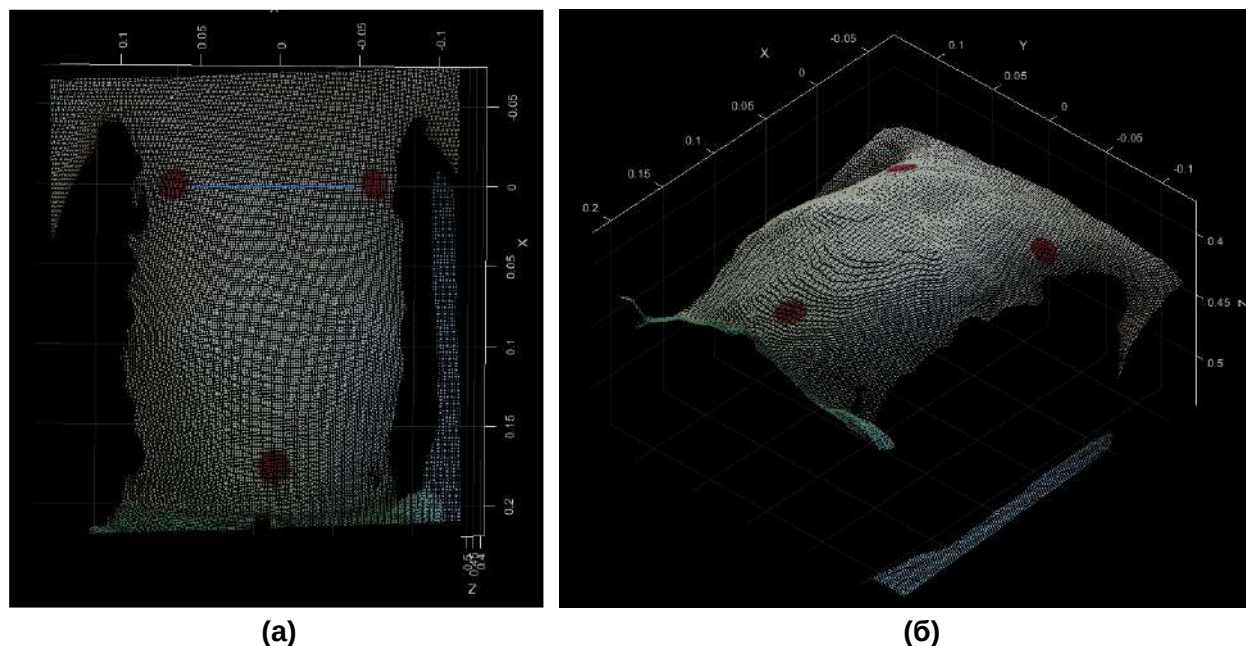
Слика 4.3 – Селекција тачака: (а) селекција лимита за кроповање облака тачака, лимити се селекују у правцу x и y осе; (б) селекција маркер тачака после које се извршава аутоматска детекција маркера применом Хафове трансформације.

4.6 Поравнање са осама – нормализација оријентације

Ригидне трансформације из овог дела обраде извршене су у циљу нормализације оријентације облака тачака. С обзиром на то да су x - и y -оса камере у великој мери биле поравнате са дужином и

краћом ивицом стола, респективно, облак тачака је трансформисан тако да права која повезује маркере постављене на брадавицама одговара правцу у-осе камере – Слика 4.4а. Овакво поравнање омогућило је једноставнију екстракцију попречних пресека, дефинисаних као скупови тачака са истом x -координатом.

Ригидна трансформација је, такође, омогућила корекцију нагиба камере. Узимајући у обзир да је z -оса камере била приближно управна на површину стола, након корекције нагиба све тачке које припадају површини стола у резултујућем облаку тачака имале су исту z -координату – Слика 4.4б. Након тога, дефинисане су тачке од интереса ради екстракције података о варијацији дубине за даљу анализу.



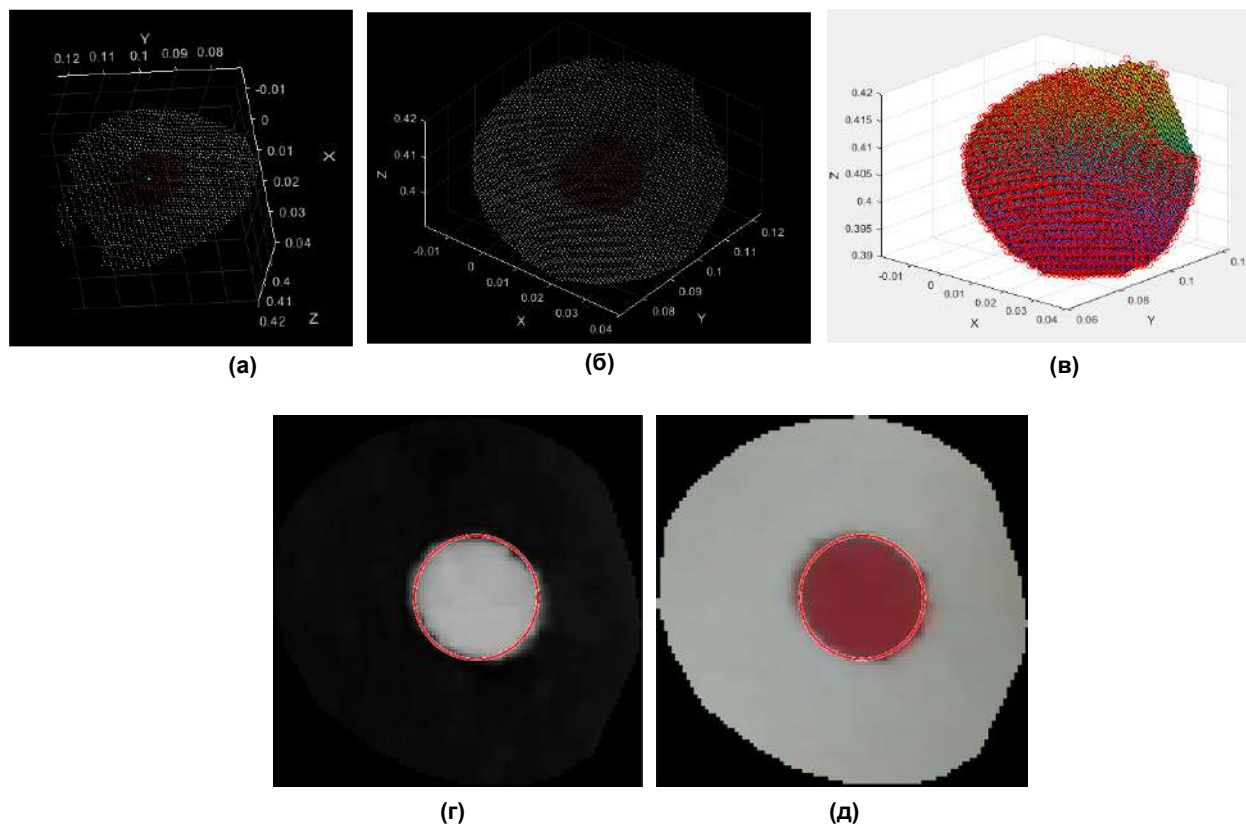
Слика 4.4 – Пример резултата након примене ригидних трансформација: (а) поравнања правца пружања брадавица са у осом; (б) поравнања стола са x -у равни камере.

4.7 Детекција маркера

Маркери су израђени од самолепљивог мат колаж папира, кружног облика, са полупречником од 1 cm. Процес детекције маркера био је итеративан. На првом фрејму сваког снимка маркери су ручно селектовани од стране оператера – Слика 4.4а. Почетна позиција сваког маркера је затим оптимизована применом алгоритма за детекцију на том фрејму. За све наредне фрејмове детекција маркера обављана је искључиво аутоматски, при чему је коришћена позиција маркера из претходног фрејма као почетна тачка за претрагу, што је значајно сузило простор претраге и повећало поузданост детекције.

Детекција маркера полазила је од мањег дела облака тачака извученог у околини селектоване тачке – регион интереса је била сфера радијуса 3 cm – Слика 4.5а. Издвојени облак тачака је затим интерполиран методом „*Natural neighbor*“ (интерполација методом природних суседа) до димензија 100×100 тачака у x - и y - правцу, респективно. На Слици 4.5б је приказан интерполиран облак тачака, на Слици 4.5в је приказана реконструисана површ. Овај облак тачака је пројектован на x -у раван, након чега је добијена 2D слика у боји димензија $100 \times 100 \times 3$.

На 2D слици, детекција маркера извршена је применом алгоритма заснованог на кружној Хафовой трансформацији (енгл. *Hough transform*, [111]). Алгоритам је реализован у *HSV* простору боја и примењен на компоненту засићења 2D слике добијене пројекцијом облака тачака на x -у раван – Слика 4.5г. Резултат детекције у одговарајућој *RGB* слици приказан је на Слици 4.5д. Након детекције маркера, у сваком фрејму, централне тачке у области маркера коришћене су за формирање мреже канала за екстракцију варијације дубине изазване дисањем – Слика 4.6.



Слика 4.5 – Детекција маркера и формирање мреже са каналима: (а) приказује облак тачка издвојен у радијусу од 3 cm око селектоване тачке; (б) приказује облак тачака након интерполације; (в) приказује реконструисану површ, при чему је интерполација урађена само на деловима површи које су конвексне; (г) приказује пример резултата детекције маркера на компоненти засићења у *HSV* простору боја – слика је добијена након пројекције облака тачака на x -у раван, светлосива боја представља маркер, док светлоцрвена боја представља спољну контуру маркера добијену након детекције; (д) приказује детектовани маркер на одговарајућој *RGB* слици - тамноцрвена боја представља маркер, док светлоцрвена боја представља спољну контуру маркера добијену након детекције.

4.8 Респираторни сигнали

Тачке од интереса дефинисане су као пресечне тачке хипотетичких правих паралелних са x - и y -осом, које су једнако распоређене између брадавица и пупка, односно између леве и десне брадавице. На тај начин, формирана је мрежа од 7 редова и 7 колона, чије су пресечне тачке приказане на Слици 4.6 црним тачкама. Свака тачка дефинисала је регион од интереса (*ROI*) центриран у тој тачки, квадратног облика и дужине стране од 2 cm. На Слици 4.6, региони од

интереса приказани су црвеном и плавом бојом. С обзиром на то да су ови региони коришћени за извођење сигнала варијације дубине, њихов распоред означен је као мрежа канала.

4.9 Мрежа канала за извлачење пресека

Да би се смањила количина података за даљу обраду, а истовремено омогућила анализа морфологије грудног коша, изабрани су канали од интереса за извођење морфолошких пресека. Пресеци су издвојени на основу три међусобно подједнако удаљена реда мреже канала, који су потпуно или делимично покривали регион грудног коша. Ови канали су формирали мрежу 3×7 , што је означено плавом бојом на Слици 4.6. Иако су канали од интереса за даљу анализу припадали подскупу мреже канала 7×7 , који је био димензија 3×7 , у првом делу студије, нагласак је стављен на централни канал унутар мреже канала, као примарно место за анализу сигнала варијације дубине. На то је указано на Слици 4.6. Због своје приближно једнаке удаљености од сваког маркера (брадавице и пупка), претпостављено је да ће показати већу отпорност на непрецизан избор или детекцију маркера. Штавише, пошто је усклађен са абдоминалним дисањем, показивао је израженије флукуације у запремини тела и резултирао већим амплитудама сигнала варијације дубине, што је побољшало поузданост одговарајуће анализе сигнала дубине. У даљем тексту, овај канал се такође назива и централном локацијом мреже канала.

4.10 Математичка репрезентација мреже канала

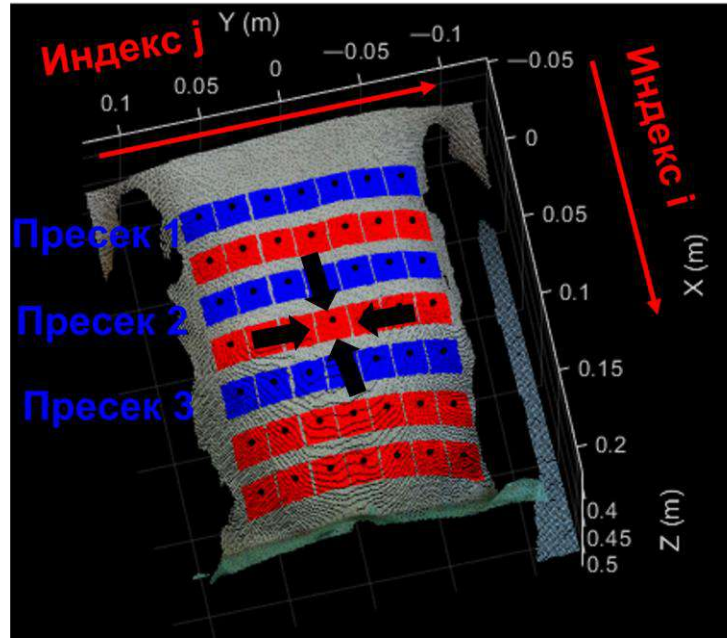
Ако се мрежа канала представи матрично:

$$X_{7 \times 7} = [x_{ij}]_{7 \times 7}, \quad (4.1)$$

где су i редови мреже и узимају вредности $i = 1, 2, \dots, 7$, а j су колоне и узимају вредности $j = 1, 2, \dots, 7$; онда, канали од интереса припадају првом, трећем и петом реду матрице $X_{7 \times 7}$, и имаће следеће елементе:

$$X_{3 \times 7} = \begin{bmatrix} x_{11} & x_{12} & x_{13} & x_{14} & x_{15} & x_{16} & x_{17} \\ x_{31} & x_{32} & x_{33} & x_{34} & x_{35} & x_{36} & x_{37} \\ x_{51} & x_{52} & x_{53} & x_{54} & x_{55} & x_{56} & x_{57} \end{bmatrix}. \quad (4.2)$$

Индекси редова и колона су илустровани на Слици 4.6. Сигнал x_{ij} биће варијација дубине издвојена са канала на локацији (i, j) .



Слика 4.6 – приказ мреже канала: слика приказује облак тачака након крутих трансформација и детектованих маркера – резултујуће области од интереса (ROI) су означене црвеном и плавом бојом, где плава представља канале који су коришћени за даљу анализу. Слика такође илуструје координатни систем за индексирање канала за екстракцију дубине – индекс i означава редове, а индекс j означава колоне мреже канала. Захваљујући ригидним трансформацијама, сви редови су нормални на x -осу, док су све колоне нормалне на y -осу координатног система. Црне стрелице на слици показују на ROI који представља централни канал мреже, у даљем тексту се користи и израз централна локација. Канали од интереса за накнадно издвајање морфолошких пресека су представљени плавом бојом. Слика је, уз мање измене, првобитно објављена у [109].

4.11 Издвајање сигнала варијације дубине

Подаци о варијацији дубине изведени су као промена дубине трупа на претходно дефинисаним областима од интереса. Дубина трупа у одређеној тачки површине дефинисана је као најкраћа удаљеност до стола и, стога, израчуната као разлика z -координате стола (L) и z -координате тачке површине (z), респективно. На тај начин, сигнал варијације дубине, $d(t)$, на једној тачки од интереса израчунат је као промена дубине трупа са временом:

$$d(t) = L - z(t), \quad (4.3)$$

где L представља удаљеност од камере до стола, а $z(t)$ је промена z -координате тачака са временом. Ове променљиве су илустроване на Слици 4.7а. Пошто је један сигнал варијације дубине израчунат за цео ROI који чини један канал, коначни израз је имао облик:

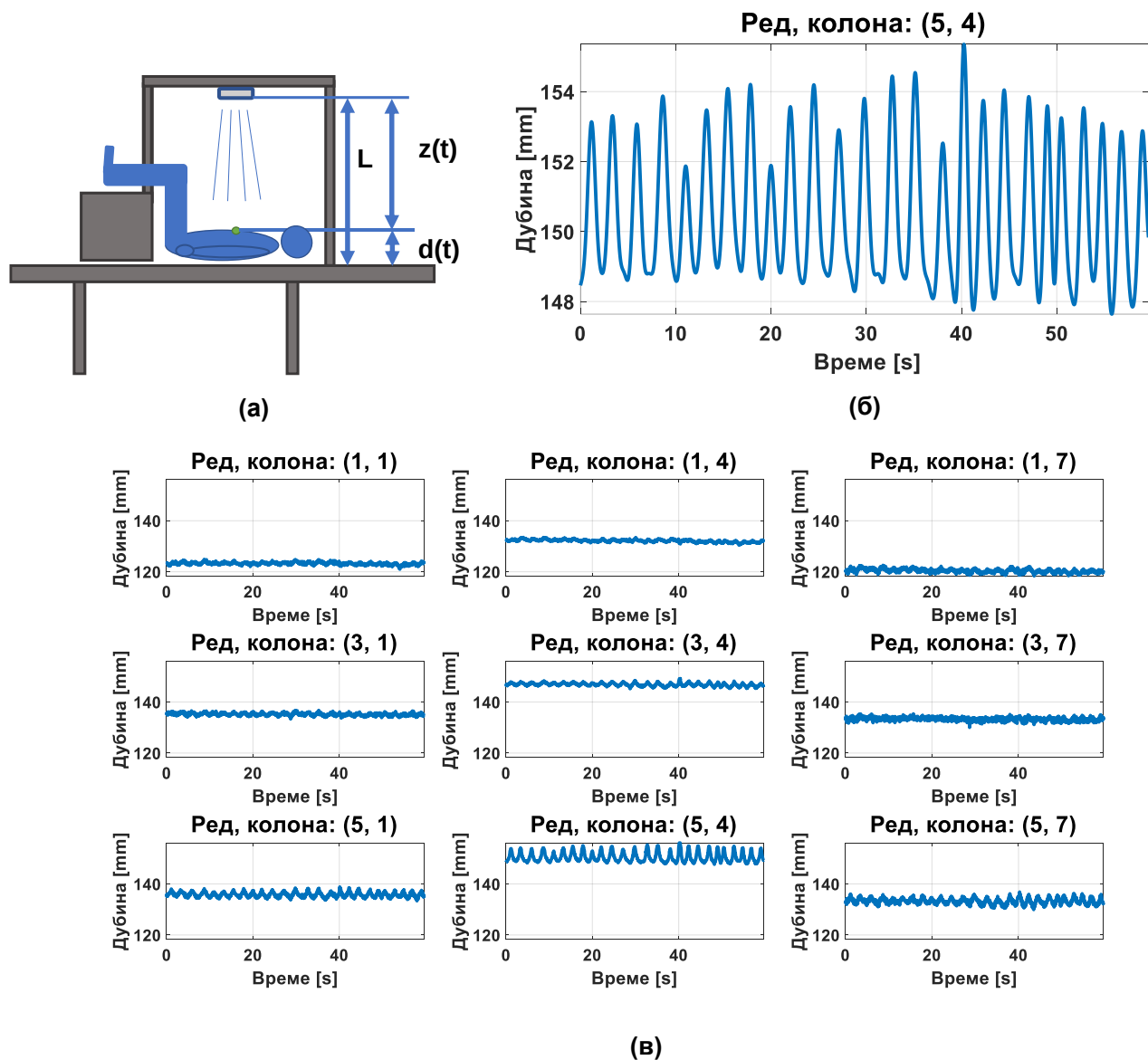
$$d(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (L - z_i(t)). \quad (4.4)$$

Овде је $z_i(t)$ z -координата посматране тачке која припада квадратном ROI-у који се састоји од N тачака (приказаних у мрежи канала на Слици 4.6 црвеном и плавом бојом). Сигнал варијације дубине добијен на једном од канала је илустрован на Слици 4.7б.

Такви сигнали су израчунати за сваки снимак и сваки од 21 канала од интереса. Иако су коначни резултати изражени за наведени 21 канал, ради боље прегледности, већина приказаних резултата односиће се на ређу мрежу од 3×3 канала који покривају регион грудног коша и припадају централној и двома периферним колонама мреже. Ти сигнали припадају следећим локацијама:

$$X_{3 \times 3} = \begin{bmatrix} x_{11} & x_{14} & x_{17} \\ x_{31} & x_{34} & x_{37} \\ x_{51} & x_{54} & x_{57} \end{bmatrix}. \quad (4.5)$$

До одређене мере, они илуструју сигнале варијације дубине који су коришћени за екстракцију морфолошких пресека. Пример таквих сигнала дат је на Слици 4.7в.



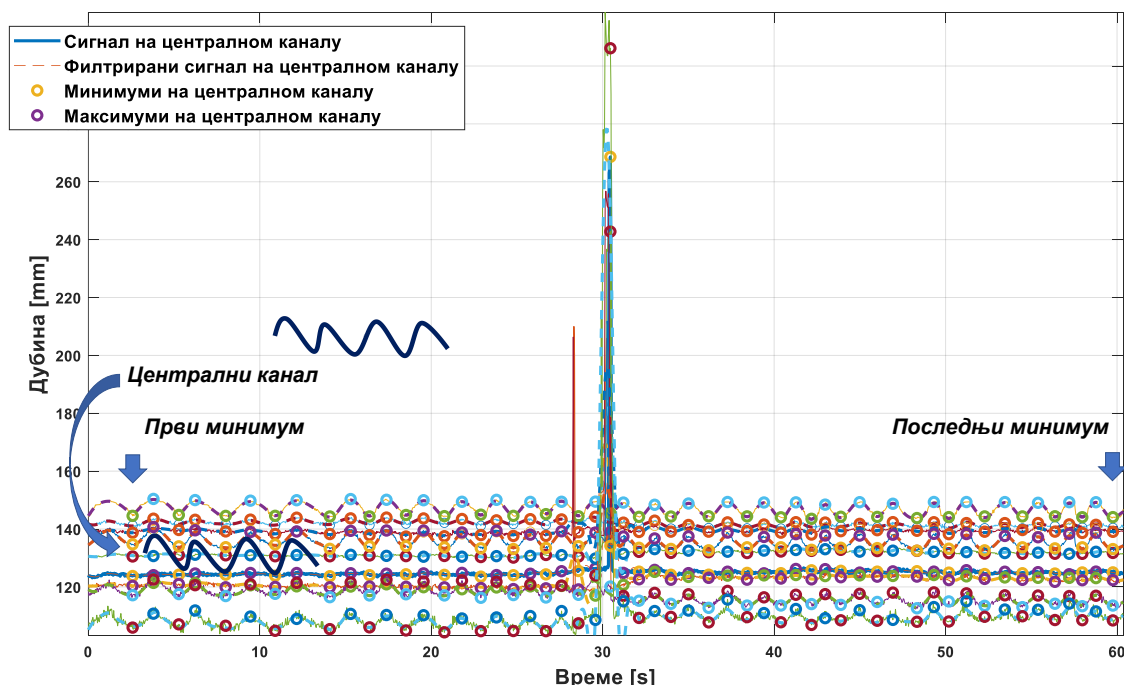
Слика 4.7 – Извођење сигнала варијације дубине: (а) илустрација променљивих које се користе за израчунавање сигнала варијације дубине, $d(t)$, у једној тачки од интереса. Зелена тачка је посматрана тачка, L је растојање од стола до камере, $z(t)$ је z координата снимљеног облака тачака, која се мења у времену; (б) један сигнал варијације дубине, извучен са канала— $(i, j) = (5, 4)$; (в) сигнали варијације дубине изведени са 9 канала који представљају подскуп канала од интереса, а припадају 1, 3, и 5. реду, као и 1, 4, и 7. колони мреже канала. Сигнали извучени на основу једног снимка од 60 секунди; Слика је, уз мање измене, првобитно објављена у [109].

4.12 Анализа сигнала варијације дубине

Пошто се издвојени сигнал варијације дубине последица дисања, претпоставка је била да се одговарајућом анализом сигнала може детектовати поновљивост одређеног обрасца дисања и уклонити мањи део сигнала који представља артефакте.

С обзиром на то да је доминантни образац дисања дефинисан као скуп циклуса дисања, следећи корак је био издвајање појединачних циклуса. Слично решењу из [88], и претпостављајући сличност са респираторним сигналом, циклус дисања је издвојен као део сигнала који се обухвата интервал између два узастопна минимума варијације дубине. Како су прикупљени подаци били зашумљени, пре локализације екстрема, сигнали су исфилтрирани нископропусним Батервортовим филтером 4. реда, граничне фреквенције од 1 Hz. На углађеним сигнаlima, локални екстрими су пронађени као одбирци сигнала по вредности већи од два суседна одбирка (локални максимуми) или одбирци који временски одговарају локалним максимумима инвертованог сигнала (локални минимуми). Канали нису обрађени независно - индекси минимума и максимума детектованих на централним локацијама коришћени су за издвајање циклуса дисања и на сваком другом каналу. Ово је осигурало исти број удисаја у сваком каналу.

Максимуми и минимуми удисаја означени на основу екстрема на централном каналу



Слика 4.8 – Детекција екстрема на централном каналу и пресликавање локација екстрема на све друге канале. На овај начин сваки канал је давао исти број циклуса дисања.

На Слици 4.8 приказани су сви канали истовремено са означеним минимумима и максимумима удисаја одређеним на основу локалних екстрема пронађених на централном каналу. На тај начин сигнали су имали исти број минимума и максимума, и према томе исти број циклуса дисања који су пронађени као делови сигнала између два суседна минимума.

Следећа фаза је обухватала уклањање артефаката. Артефакти су настајали услед несавршености система за снимање и услед покрета испитаника. Пошто су се могли разликовати по већим амплитудама и/или изненадним прекидима сигнала, одлучено је да се анализирају кроз призму Континуалне вејвлет (таласне) трансформације. Артефакти су претраживани на свим каналима варијација дубине и сви делови сигнала који су временски одговарали појави артефакта у било ком од канала су били одбачени. Артефакти се могу приметити и на Слици 4.8 као циклуси дисања знатно веће амплитуде.

4.13 Уклањање артефаката применом континуалне вејвлет трансформације

Континуирана таласна трансформација је математички алат који мери сличност између сигнала и анализирајуће функције. Дефинисана је следећим изразом [112]:

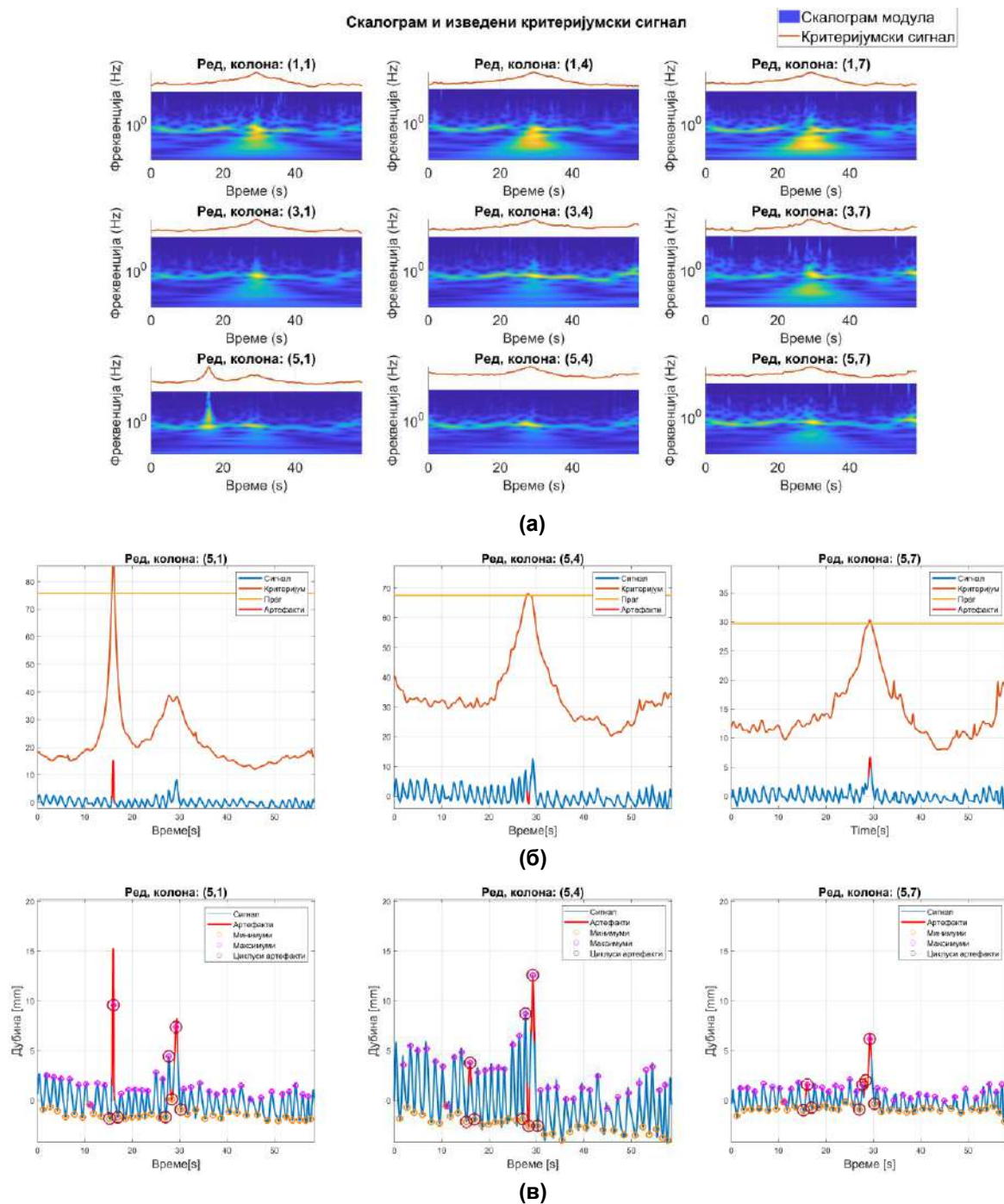
$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{|a|}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt \quad (4.6)$$

где параметар b транслира анализирајућу функцију Ψ дуж сигнала $x(t)$, док параметар a мења временску скалу анализирајуће функције Ψ . Фактор нормализације обезбеђује да је енергија таласне трансформације иста без обзира на вредност параметра a . Један од најчешће коришћених је Морлетов вејвлет [112], а дефинисан је следећим изразом:

$$\Psi(t) = e^{-t^2} \cos\left(\pi \sqrt{\frac{2}{\ln(2)}} t\right). \quad (4.7)$$

Ова таласна трансформација је коришћена за посматрање промене спектралног садржаја сигнала варијације дубине са временом. Када су посматрани на скалограму, артефакти су се истицали већим вредностима коефицијената. Након сумације по скалама скалограма, генерисан је $1D$ сигнал - профил снаге, у коме су се артефакти поново истицали по већим вредностима сигнала. Ова правилност је илустрована на Слици 4.9. Након примене прага на критеријумски сигнал на појединачним каналима идентификовани су сегменти сигнала који су садржали артефакте. Праг критеријумског сигнала постављен је на 99. перцентил њених вредности, при чему су вредности из највишег 1% вредности опсега временски повезане са појавом артефакта. Користећи ову правилност, када су идентификовани, сви делови сигнала који су временски одговарали појави артефакта на било ком од канала су уклоњени (као коначни артефакти). Слика 4.9а приказује скалограм снимка који садржи артефакт, а Слика 4.9б и 4.9в приказују одговарајуће критеријумске сигнале и резултате уклањања артефаката, респективно, за три канала. Пошто су сви канали делили исте индексе за раздвајање циклуса дисања, изведене из детекције екстрема извршене на каналу на централној локацији у мрежи канала, након уклањања артефаката, сви канали су делили исти број циклуса дисања задржаних за даљу анализу. Предложене методе уклањања артефаката показале су се ефикасним и робусним. Сваки снимак и свака сесија је обрађена на исти начин. Циклуси дисања

који нису идентификовани као артефакти коришћени су у наредној, фази анализе циклуса дисања. Код свих 10 испитаника, укупно посматрано кроз сва три снимка, у Сесији 1 забележено је 94 ± 14 полазних циклуса дисања, од чега је након уклањања артефаката задржано 75 ± 10 удисаја. У Сесији 2, одговарајући бројеви износили су 95 ± 13 и 77 ± 13 , респективно. Даља анализа комбинује све преостале циклусе дисања из исте сесије у једну групу и испитује групу као целину.



Слика 4.9 – Уклањање артефаката: (а) приказује скалограм модула таласне трансформације сигнала варијације дубине и одговарајуће 1D сигнале снаге (критеријумски сигнал за уклањање артефаката), израчунате на једном снимку; Мапа боја се користи за представљање модула таласних коефицијената — плава одговара нижим вредностима модула, што указује на слабије компоненте сигнала на датим скалама и датим временским тренуцима, док жута представља веће вредности модула и јаче компоненте сигнала; (б) приказује критеријумску функцију за три одабрана канала (који се налазе у 5. реду мреже) — може се приметити да већи коефицијенти трансформације, као и веће вредности критеријумске функције, временски одговарају појави артефакта у сигнаlima варијације дубине. Праг је константа (жута линија); (в) приказује артефакте откривене на истим каналима као у (б). Црвене пуне линије представљају коначне артефакте: сегменте сигнала који временски одговарају појави артефакта на било ком од канала. Црвени кругови означавају екстреме циклуса дисања који су контаминирани артефактима и који ће стога бити изостављени из даље анализе; На овој слици, сви сигнали су центрирани око нуле ради боље визуелизације. Слика је, уз мање измене, првобитно објављена у [109].

4.14 Анализа циклуса дисања

С обзиром на то да је циљ био поређење морфолошких пресека између две различите сесије, уведен је услов да скуп удисаја на основу којег се пресеци генеришу мора показивати довољан степен сличности. Удисаји су описани параметрима ширине, односно периода циклуса дисања, и амплитуде циклуса дисања, те су моделирани применом тродимензионих Гаусових расподела.

За даљу анализу изабрани су они удисаји који припадају пресеку две Гаусове расподеле, при чему је условљено да вероватноћа припадности свакој од расподела износи најмање 5%. Овако добијен скуп удисаја коришћен је за генерисање морфолошких пресека. Типични примери дијаграма расејања који илуструју карактеристике анализираних циклуса дисања, као и њихову међусобну сличност између сесија, приказани су на Слици 4.10. Најмањи број удисаја по испитанику задржаних за наредну фазу анализе, у било којој од сесија, износио је 43 и представљао је резултат примењеног поступка селекције; овај случај приказан је на Слици 4.10а. На Слици 4.10б приказан је још један карактеристичан случај, када је мањи број удисаја задржан, показаће се, због видно другачијег обрасца дисања, док је на Слици 4.10в приказан трећи карактеристични случај, већег броја сличних удисаја задржаних за следећу фазу. Остали графици дати су у Прилогу 1.

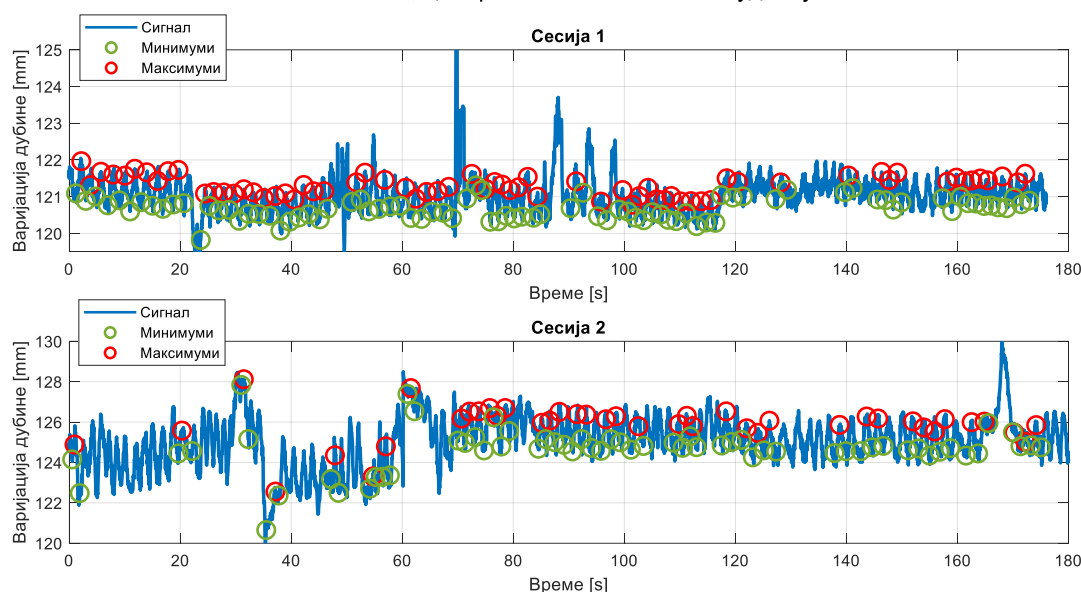


Слика 4.10 – Анализа циклуса дисања: пресек две Гаусове дистрибуције са вероватноћом припадности од најмање 5% свакој од дистрибуција дао је групу циклуса дисања која је коришћена за генерисање морфолошких пресека. Графикони илуструју пројекцију дистрибуција на 2D еуклидски простор, а легенда

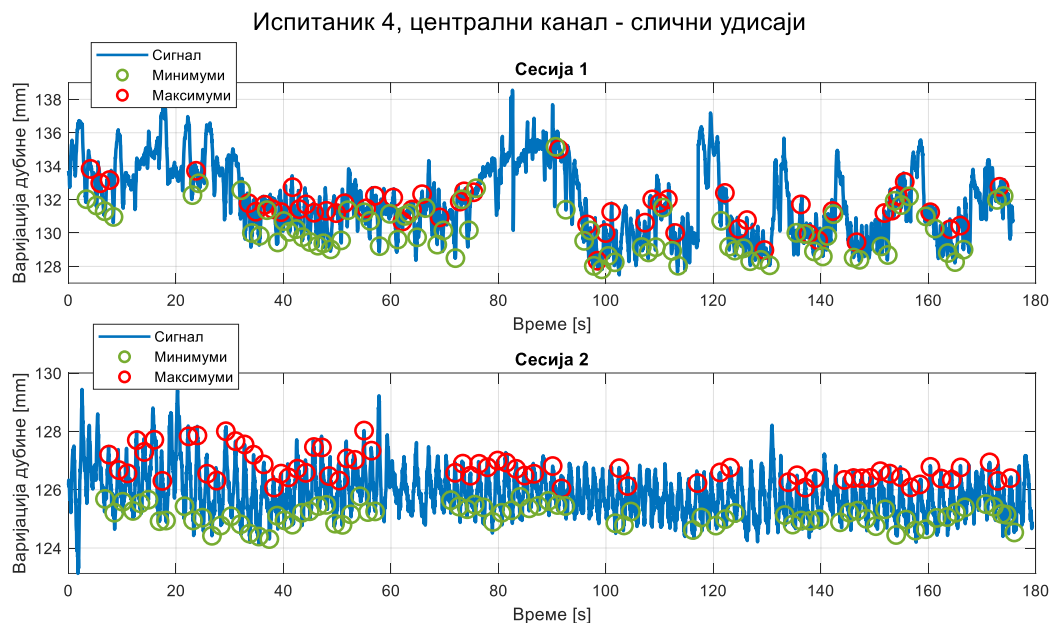
приказује број циклуса дисања који су припадали обема дистрибуцијама. Резултати су приказани за три пацијента. У (а), било је 69 и 43 циклуса у Сесији 1 и Сесији 2, тим редом, задржаних за следећу фазу, при чему је 43 био најмањи број удисаја по испитанику који је описаним методом селекције задржан за следећу фазу анализе; у (б), било је задржано нешто више удисаја, иако ће у респираторним сигнаlima бити евидентан другачији образац дисања; (в) приказује график типичан за већи број заједничких удисаја, где је било је доста задржаних циклуса за следећу фазу анализе. Остали графици дати су у Прилогу 1.

На Сликама 4.11, 4.12. и 4.13 дати су одговарајући графици, односно, сигнали варијације дубине из целе сесије за Испитанике 3, 4 и 8, на којима су преостали удисаји директно означени преко својих екстрема. Када се упореде са дијаграмима расејања, могу се извући следећи закључци: на Слици 4.11 у Сесији 2 одбачени су удисаји који су већи по амплитуди од већине других удисаја из обе сесије, на Слици 4.12 одбачени су удисаји и мањих и већих амплитуда који одговарају другачијем обрасцу дисања, на Слици 4.13 велики број сличних удисаја је задржан одбачени су удисаји већих амплитуда из Сесије 1 и већих периода из обе сесије. Треба имати у виду да је један део удисаја одбачен у виду артефаката, што на овим графицима није означено, па само на основу графика не можемо са сигурношћу да знамо да ли су удисаји доста већих амплитуда уопште ушли у обзир за анализу циклуса дисања, која их је одбацила, или су одбачени у претходној фази. У сваком случају ти одступајући удисаји, бар у конкретним приказаним случајевима, нису прошли у следећу фазу, извлачења морфолошких пресека. Остали сигнали варијације дубине, за преостале испитанике, са удисајима који су детектовани као довољно слични приказани су у Прилогу 2.

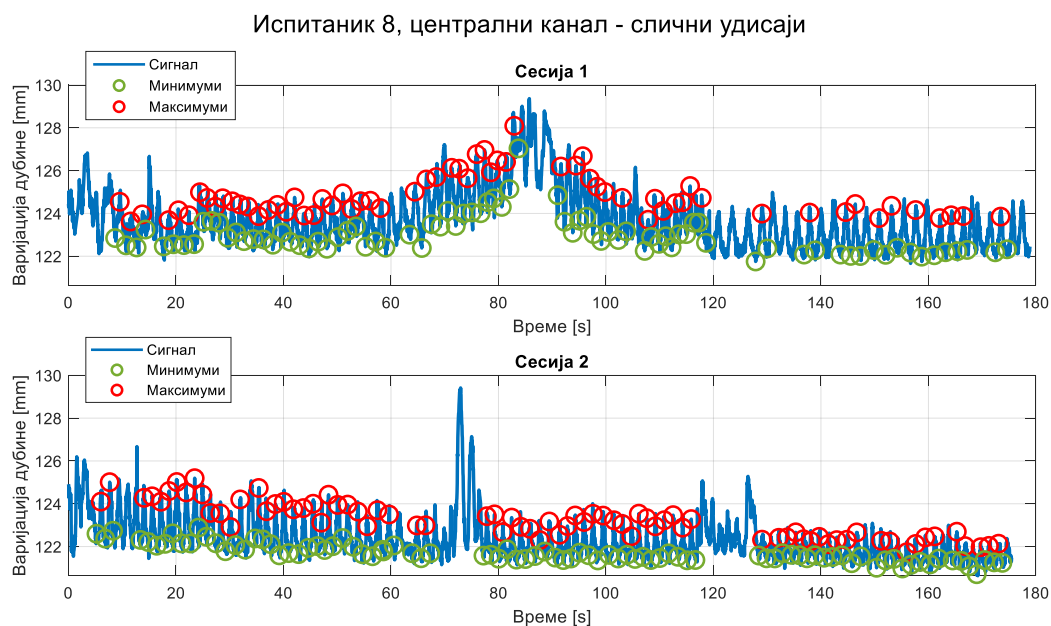
Испитаник 3, централни канал - слични удисаји



Слика 4.11 – Удисаји који се преносе у наредну фазу обраде, према критеријуму сличности по параметру амплитуде и периода дисања, експлицитно означени на сигнаlima варијације дубине, за случај Испитаника 3.



Слика 4.12 – Удисаји који се преносе у наредну фазу обраде, према критеријуму сличности по параметру амплитуде и периода дисања, експлицитно означени на сигнаlima варијације дубине, за случај Испитаника 4.



Слика 4.13 – Удисаји који се преносе у наредну фазу обраде, према критеријуму сличности по параметру амплитуде и периода дисања, експлицитно означени на сигнаlima варијације дубине, за случај Испитаника 8.

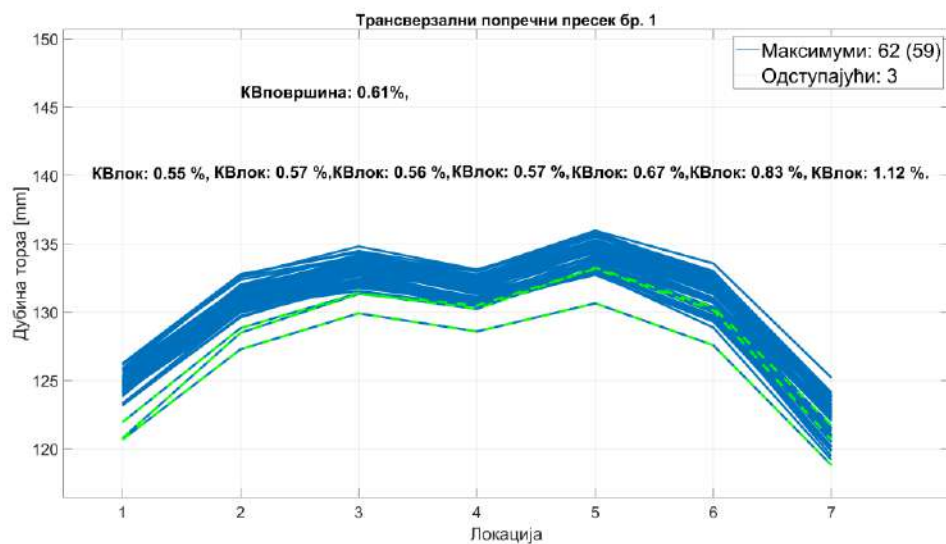
4.15 Морфолошки пресеци

Након уклањања артефаката и оутлајера (одступајућих вредности), преостали циклуси дисања су употребљени за извођење морфолошких пресека који су одговарали (а) тренуцима удисаја

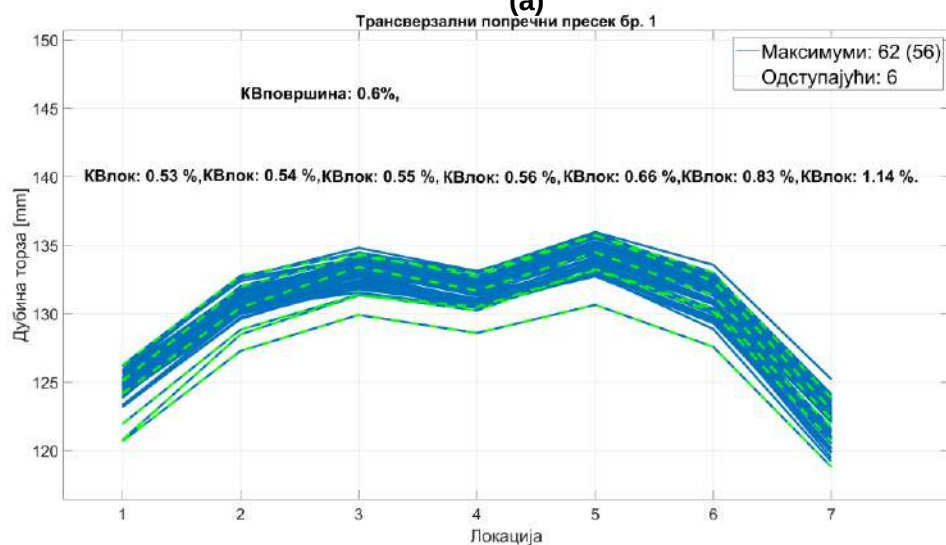
детектованим на централној локацији и (б) тренуцима издисаја детектованим на централној локацији. На овај начин, свака сесија је представљена скупом 2D кривих које су одговарале пресецима облака тачака. Одлучено је да се пресеци изведу у трансверзалној анатомској равни, на основу анализе сигнала варијације дубине из мреже 3×7 , претходно описане у поглављу о просторном распореду канала. Пресеци у трансверзалној равни су постављени у правцу у којем су лежале брадавице и били су подједнако распоређени између реда 1 и 5 мреже. Иако су пресеци могли бити директно издвојени из облака тачака са задовољавајућом просторном резолуцијом, то би било рачунски скупље од екстракције на основу вредности већ постојећих сигнала варијације дубине. Стога је изабрано решење било да се пресеци изведу на основу вредности сигнала варијације дубине.

За дати ред у мрежи канала, након просторног повезивања одбирака суседних канала који су временски одговарали завршетку инспирације, сваког преосталог циклуса дисања детектованог на централној локацији, изведен је скуп кривих који је представљао све положаје трупа у фази завршетка инспирације (пресеци фазе максимума циклуса дисања). Слично томе, након просторног повезивања одбирака суседних канала који су временски одговарали крају експирације, генерисане су криве које су представљале све тренутке издисаја (пресеци фазе минимума циклуса дисања). За оба типа (пресеци минимума и максимума циклуса дисања), ако је извучен из првог реда мреже канала ($i = 1$), пресек је означен као први попречни пресек (енгл. *Cross-section 1 – CS1*); ако је извучен из трећег реда ($i = 3$), то је други попречни пресек (енгл. *Cross-section 2 – CS2*); и из петог реда ($i = 5$) је трећи попречни пресек (енгл. *Cross-sections 3 – CS3*). Ови су такође означени на Слици 4.6. У новој, попречној репрезентацији података, пресек је иницијално дефинисан коришћењем одбирака сигнала са 7 суседних локација ($j = 1, 2, 3, \dots, 7$), а остале вредности су добијене линеарном интерполацијом.

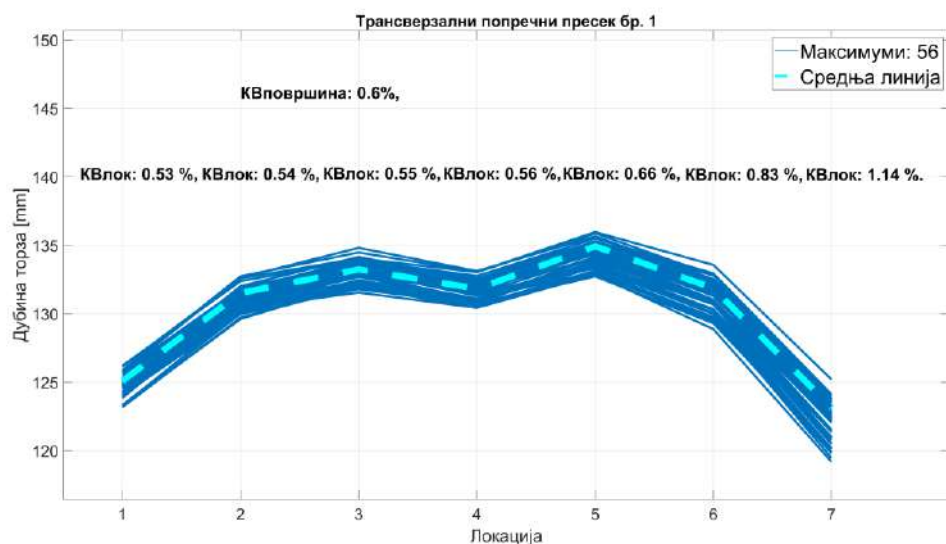
Слика 4.14 приказује један пример пресека максимума циклуса дисања – Пресек 1, код Испитаника 1 – и такође илуструје уклањање оутлајера: ако је на било којој локацији постојала вредност дубине трупа која је била оутлајер у односу на средњих 50% података о дубини (за више од 1,5 интерквартилних распона, *IQR*), цео пресек је сматран оутлајером. Ови пресеци-оутлајери су означени зеленом бојом на Слици 4.14а и експлицитно приказани на бокс-дијаграму вредности дубине на Слици 4.15. Ако је пресек идентификован као оутлајер, друге врсте пресека које су добијене за исти временски тренутак такође су означене као оутлајери и уклоњене. Зато је у следећој фази уклањања оутлајера било више детектованих оутлајера (Слика 4.14б). Након уклањања одступајућих вредности, репрезентативни триплет морфолошких пресека – који обухвата три пресека, по један пресек у свакој од посматраних анатомских равни, екстраховане у истом временском тренутку – у тродимезионалном простору обележја је представљен као један узорак, при чему су његове димензије одговарале површинама појединачних пресека. Триплет чије су површине формирале тачку која је минимизирала растојање до других тачака у простору обележја – медоид – дефинисао је репрезентативне пресеке за целу сесију. У наставку текста, под медоид пресеком подразумева се сваки тако добијен репрезентативан пресек. Репрезентативни пресек за први попречни пресек је илустрован на Слици 4.14в. Сви графикони на Слици 4.14 такође садрже вредности дисперзије у групи пресека: дисперзија је израчуната као коефицијент варијације, КВ (енгл. *coefficient of variation – CV*) и израчуната је за сваку локацију дуж пресека, а такође је израчунат и коефицијент варијације по површини пресека. Коефицијент варијације се користи у анализи валидности резултата.



(a)

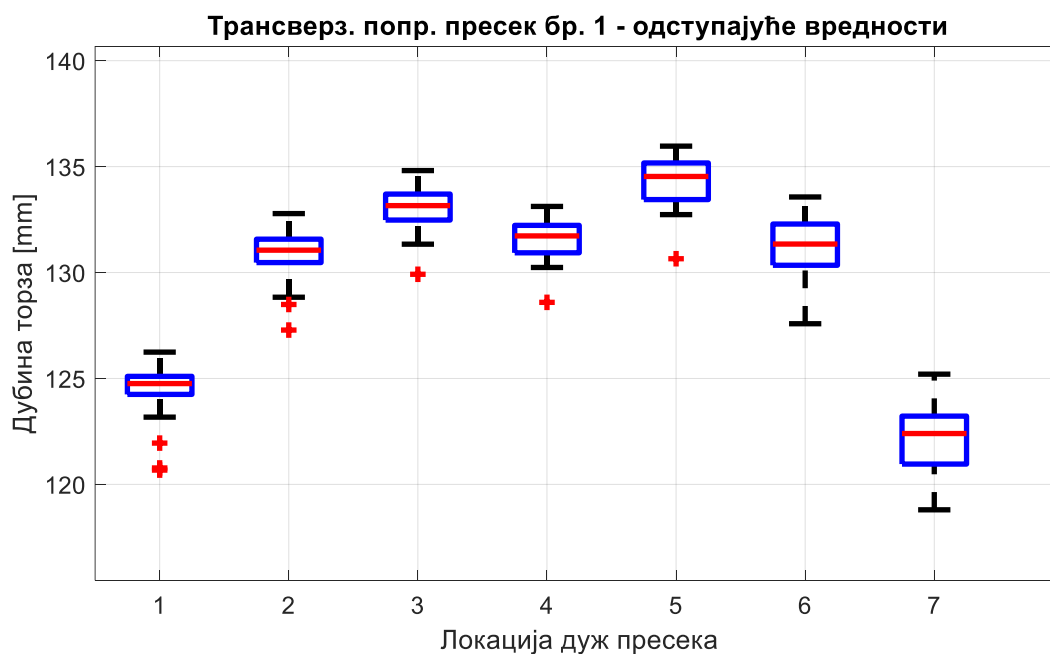


(б)



(в)

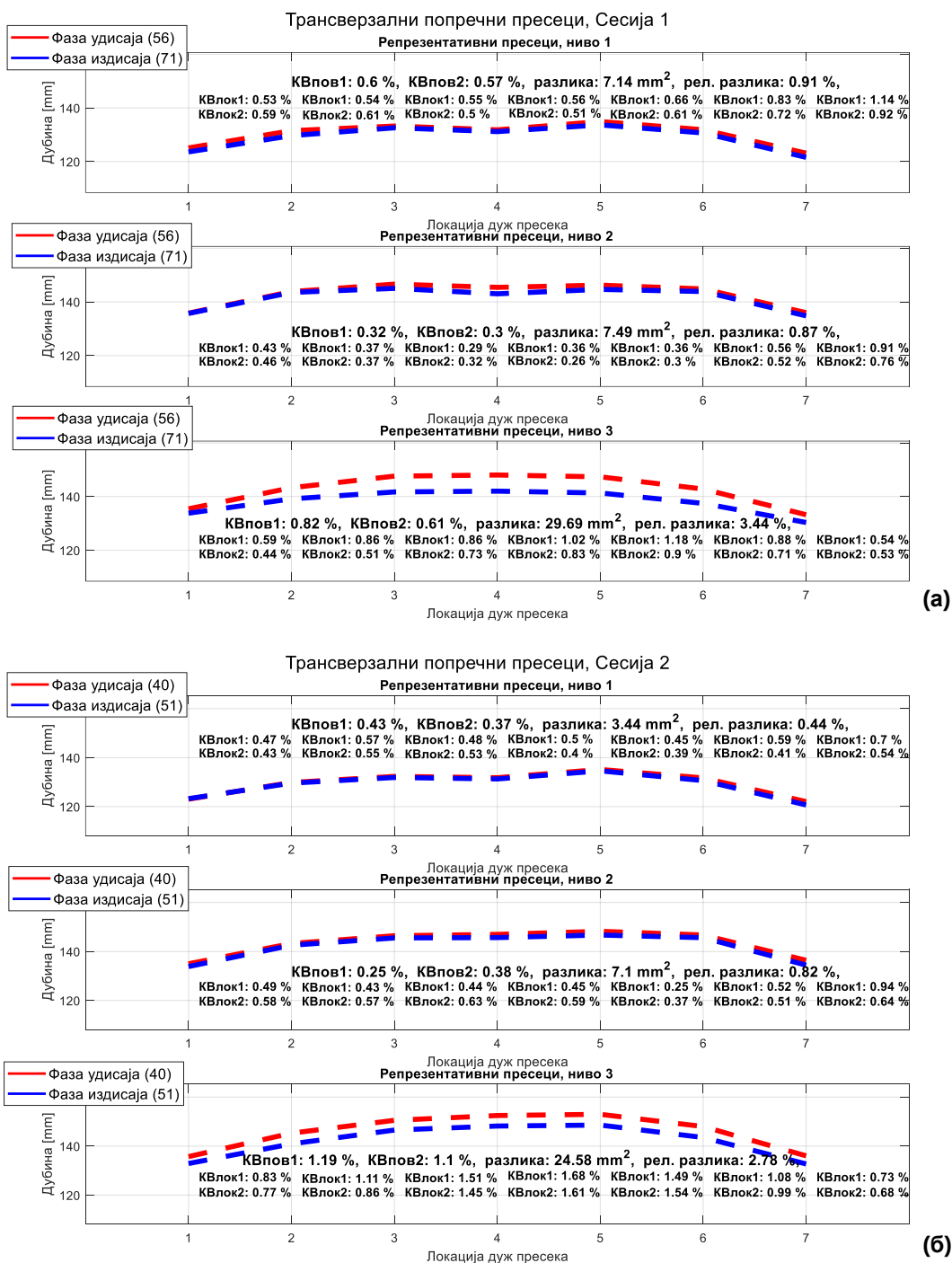
Слика 4.14 – Попречни пресеци илустровани за максимум инспирације, на нивоу Пресека 1. Пресек је првобитно дефинисан на 7 суседних локација ($j = 1, 2, \dots, 7$), а остале вредности су линеарно интерполиране. Сваки графикон представља фазу у обради пресека, и сваки график приказује и расипање у групи пресека. Расипање опада када се уклоне оутлајери – оутлајери нису укључени у прорачун коефицијента варијације; (а) приказује почетне оутлајере: пресек је оутлајер ако је било која од његових тачака података оутлајер на посматраној локацији j . Ако је пресек оутлајер, други пресеци који су добијени за исти временски тренутак такође се сматрају оутлајерима и уклањају, због чега се број оутлајер-пресека повећава у случају (б); (в) приказује репрезентативни попречни пресек на нивоу Пресек 1. Слика је, уз мање измене, првобитно објављена у [109].



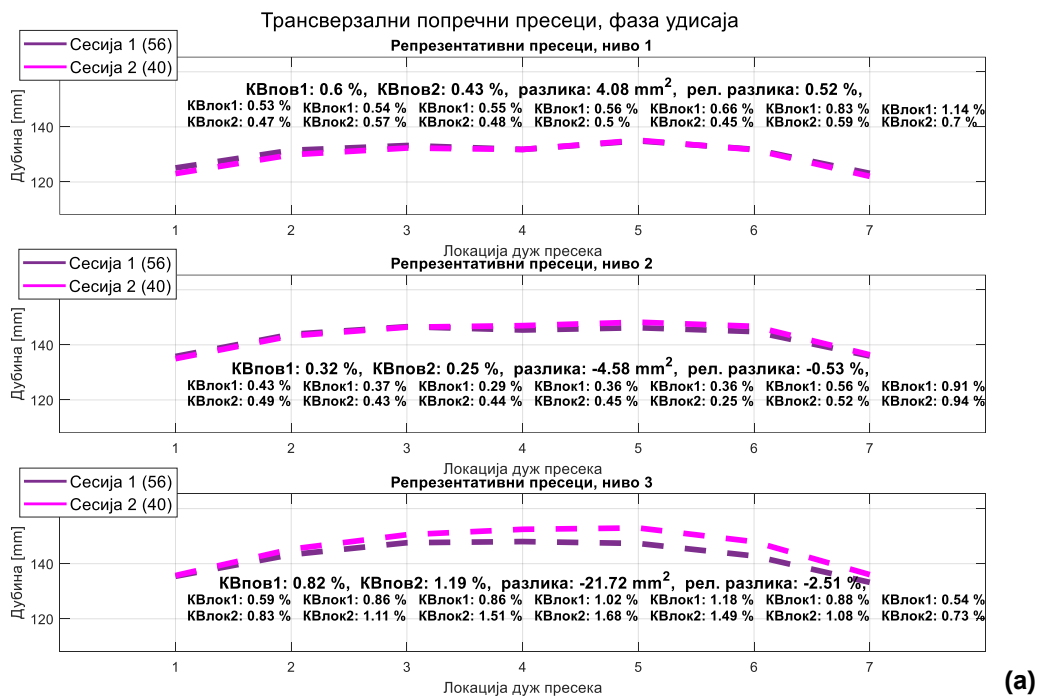
Слика 4.15 – Бокс дијаграм вредности дубине пресека добијених на различитим локацијама ($j = 1, 2, \dots, 7$). Оутлајери су израчунати за сваку локацију појединачно и приказани су црвеним знаком плус. Ако је оутлајер био присутан на било којој локацији, попречни пресек који садржи ту тачку такође је сматран оутлајером и уклоњен. Ова слика илуструје како су оутлајери пресека са Сlike 4.11а детектовани. Слика је, уз мање измене, првобитно објављена у [109].

4.16 Средњи попречни пресеци – пример

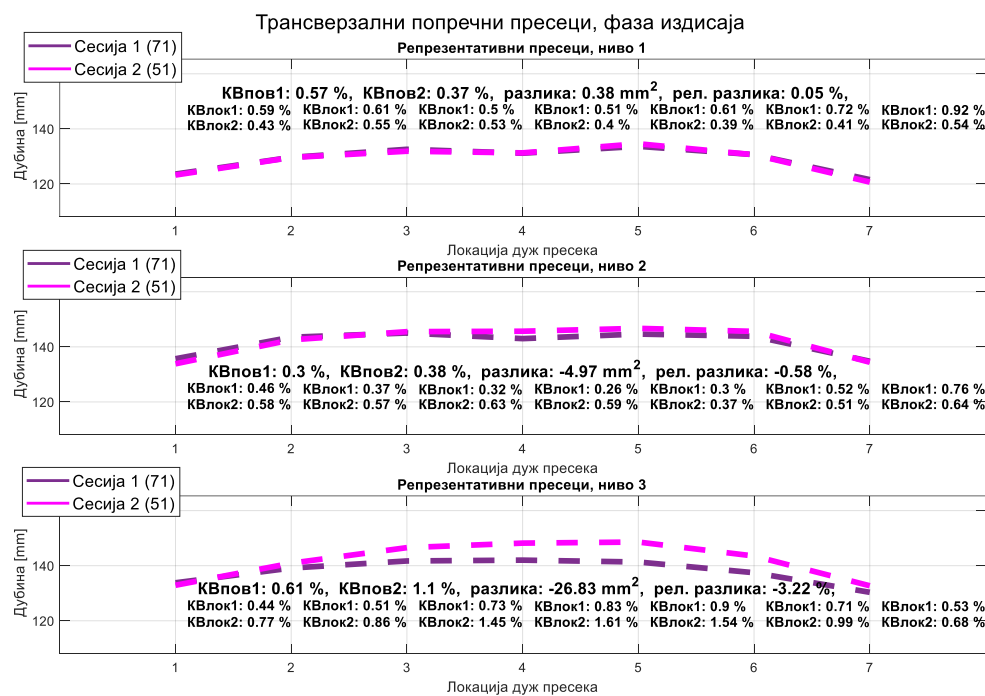
У овом потпоглављу приказан је пример свих репрезентативних, односно, средњих попречних пресека за Испитаника број 1, заједно са коефицијентима варијације дубине на појединачним локацијама, и коефицијентом варијације површине свих кривих на основу којих су израчунати репрезентативни пресеци. Након уклањања оутлајера, број пресека који је коришћен за извођење репрезентативних пресека био је већи од 30, у свим групама пресека, посматрано за свих 10 испитаника. У Сесији 1, у групи пресека максимума циклуса дисања, остало је 50 ± 6 , док је у групи пресека минимума циклуса дисања остало 65 ± 8 пресека. У Сесији 2, остало је 53 ± 14 пресека у групи пресека максимума циклуса дисања и 64 ± 15 пресека у групи минимума циклуса дисања.



Слика 4.16 – Пример свих репрезентативних (медоид) попречних пресека за Испитаника 1, при чему су упоредо приказани пресеци фазе удисаја и издисаја. Подслика (а) односи се на Сесију 1, подслика (б) на Сесију 2.



(a)



(б)

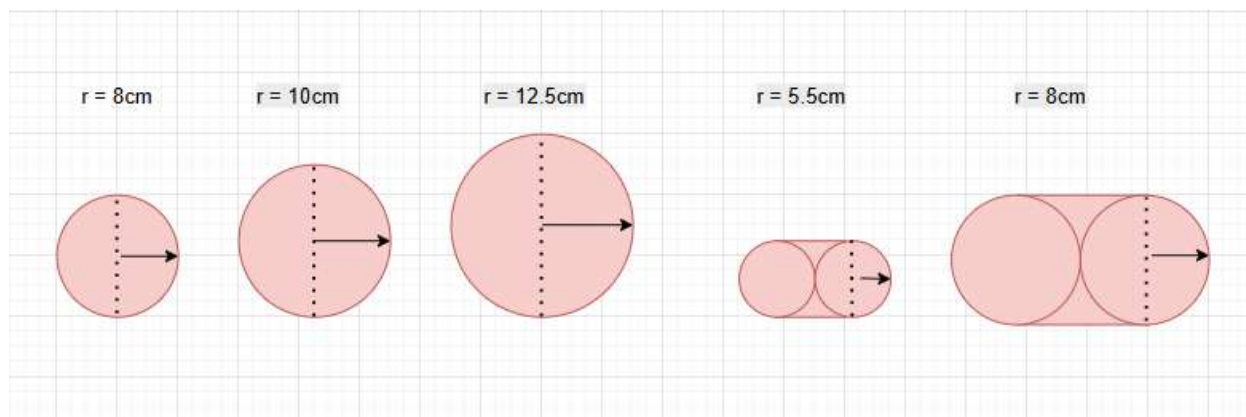
Слика 4.17 – Пример свих репрезентативних (медоид) попречних пресека за Испитаника 1, при чему су упоредо приказани пресеци за Сесију 1 и 2, како би се могле пратити промене у мофологији између сесија. Подслика (а) приказује разлику међу сесијама кроз пресеке фазе удисаја, док подслика (б) приказује разлику међу сесијама кроз пресеке фазе издисаја.

5. Експеримент 2

У оквиру другог експеримента спроведено је снимање тест објеката применом две 3D камере, са циљем анализе утицаја различитих конфигурација поставке камера на квалитет и карактеристике добијених података. Камере су током експеримента позициониране на више начина, при чему су вариране њихове међусобне удаљености и углови нагиба у односу на подлогу. У наставку поглавља дати су снимци тест објеката, као и табеларни прегледи параметара поставке и одговарајућих резултата. Ова анализа омогућила је јасније сагледавање утицаја различитих конфигурација камера на резултате снимања и послужили су као основа за даљу поставку Експеримента 3.

5.1 Тест објекти

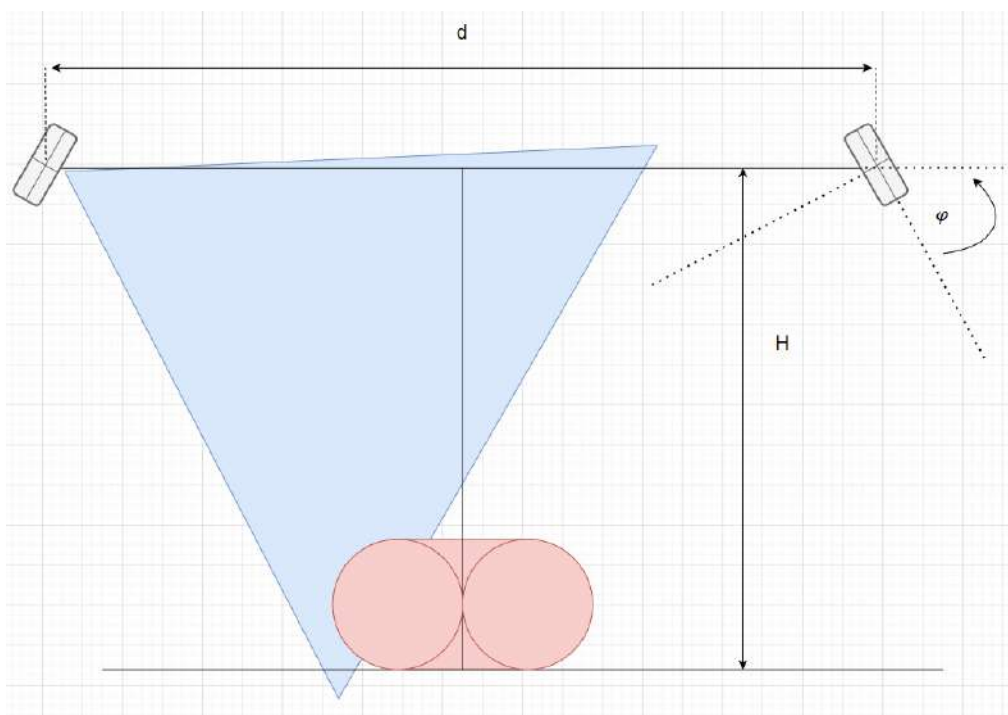
У експерименту су коришћени тест објекти једноставне и сложеније геометрије. Основну групу чинила су три цилиндрична објекта полупречника 8 cm, 10 cm и 12.5 cm, који су коришћени као референтни модели правилне геометрије (Слика 5.1а). Поред тога, коришћена су и два објекта сложенијег облика, конструисана тако да приближно репрезентују форму људског торза (Слика 5.1б). Први модел формиран је спајањем две цилиндричне цеви мањег полупречника ($r = 5.5$ cm), и то по линији дуж ивице цилиндра. Оваква конфигурација поприма облик који је у средњем делу шири, односно, има шири попречни пресек у односу на појединачне елементе, тако да наликује попречном пресеку грудног коша. Други модел израђен је спајањем две цилиндричне цеви већег полупречника ($r = 8$ cm) исто линијом дуж ивице, чиме је добијена конфигурација имала још већу површину попречног пресека. Након спајања, модел је обмотан слојем дебљег папира (креп папир), ради уједначавања површинске текстуре и ублажавања прелаза између спојених елемената.



Слика 5.1 – Шематски приказ тест објеката коришћених за анализу различитих конфигурација поставке камера. Објекти су поједностављено приказани преко својих попречних пресека.

Овако дефинисани објекти омогућили су анализу утицаја геометријске сложености и континуитета површине на резултате 3D снимања. Снимање тест објеката илустровано је на Сlici 5.2. Слика приказује шематски приказ експерименталне поставке за снимање тест објеката, са означеним параметрима који су варирани током експеримента: међусобно растојање камера и угао нагиба камера. С обзиром да је угао видног поља камере D415 према спецификацији шири по хоризонталној оси камере (65°), у односу на вертикалну (40°), одлучено је да камере буду постављене попречно у односу на дужу ивицу тест објеката, хоризонтална оса сваке камере била је поравната са правцем који је повезивао центре камера (односно, са базном линијом две камере). Овим је обезбеђен већи степен преклапања између слика са две камере, односно, већи број коресподентних тачака између

одговарајућих облака тачака. Параметар који није вариран, а приказан је на Слици 2, је висина на којима ће камере бити постављене у односу на подлогу – што ће у Експерименту 3 бити сто пацијента. Она је у експерименту фиксирана приближно на 50 cm. Имајући у виду да су камере биле намењене монтажи на сто из Експеримента 1, ово је била висина која је била практично остварива.



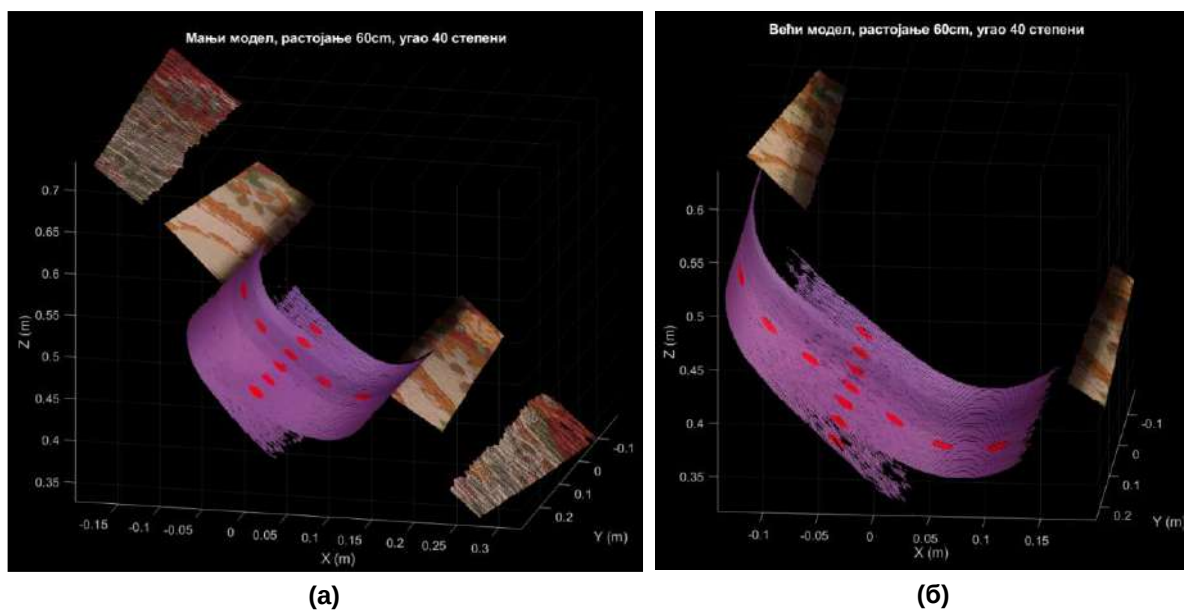
Слика 5.2 – Шематски приказ експерименталне поставке за снимање тест објеката, са означеним параметрима који су варирани током експеримента: растојање међу камерама, и угао нагиба камере.

Како би се испитала могућност детаљне репрезентације површине модела, у оквиру ове анализе, на камери је одабран визуелни режим “*High Density*” који се одликује повећаним фактором испуне (енгл. *fill factor*), односно већом густином дубинских података. Тако су добијени резултати омогућили процену максималног потенцијала система за покривеност и верну реконструкцију геометрије.

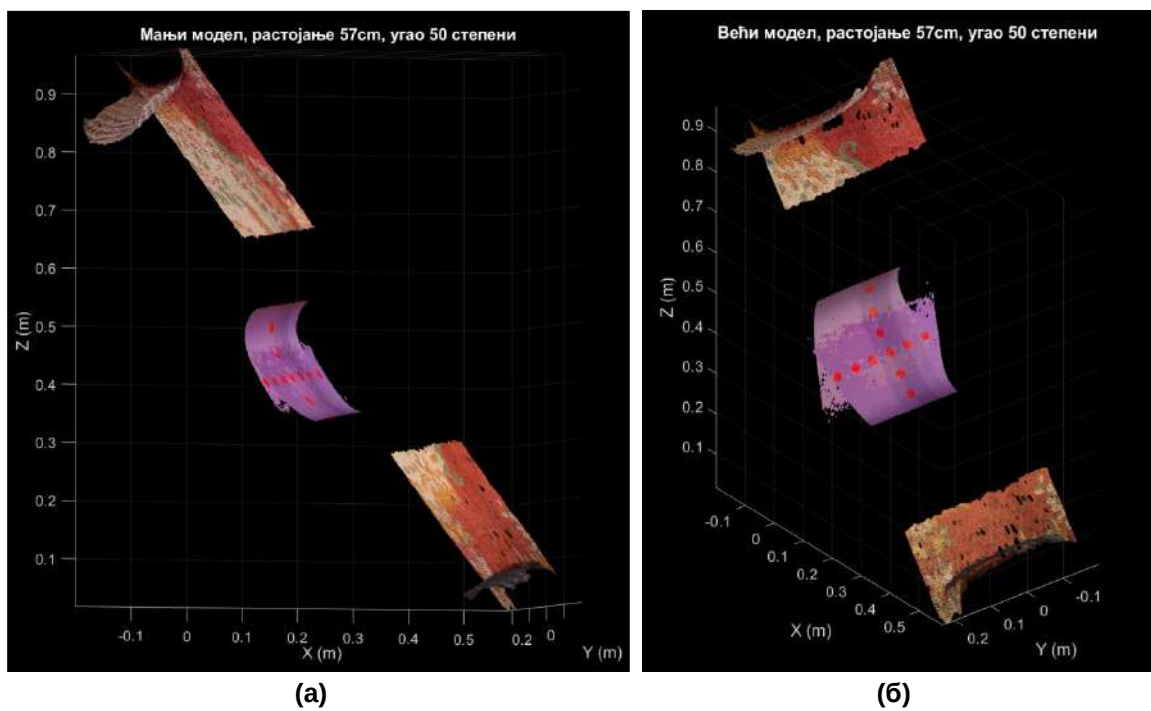
5.2 Иницијални одабир просторне конфигурације камера

У почетној фази анализе извршена је визуелна оцена квалитета реконструисаних 3D модела добијених при мањим међусобним растојањима камера и за више различитих углова нагиба. Ова процена заснована је на визуелном прегледу резултујућих модела, а репрезентативни примери приказани су на одговарајућим сликама. На основу резултата визуелне анализе извршен је избор параметара који су даље коришћени за квантитативну евалуацију. Конкретно, снимање је започето на мањем међусобном растојању међу камерама – на 60 cm растојања – и одабран је угао нагиба који је обезбеђивао довољан број заједничких тачака у сцени – угао од 40°. Резултати су били задовољавајући, међутим, код оба модела уочен је недостатак бочних тачака, односно, тачака у зонама прелаза између подлоге и фронталних делова модела. Резултати приказани на Слици 5.3 односе се на мањи и већи модел снимљен под углом од 40 °, док Слика 5.4 показује мањи и већи модел снимљен под углом од 50 °. На основу слика је закључено да повећање угла није повећало

видљивост бочних страна модела. Према томе, у наставку експеримента, повећано је растојање међу камерама. Следеће испитано растојање је било 115 cm, при чему је угао нагиба био постављен на приближно 60 степени. Након тога су систематски испитана растојања од 100 cm, 110 cm, 120 cm и 130 cm, као и углови нагиба камера од 50° и 60° .



Слика 5.3 – Модели снимљени под углом од отприлике 40 степени и на приближном растојању од 60 cm: (a) мањи модел; (b) већи модел.



Слика 5.4 – Модели снимљени под углом од отприлике 50 степени и на приближном растојању од 60 cm (измерено је 57 cm): (а) мањи модел; (б) већи модел. У односу на претходни случај није уочена значајна разлика у реконструкцији модела, изузев детекције тачака у позадини.

5.3 Корази у прорачуну метрика регистрације

У оквиру обраде података развијена је *MATLAB* скрипта за регистрацију и анализу облака тачака добијених са две 3D камере. Скрипта обухвата више корака, укључујући: (1) учитавање података, (2) претпроцесирање, (3) избор карактеристичних тачака, (4) одређивање ригидне трансформације и (5) евалуацију резултата.

5.3.1 Аквизиција

Сви снимљени подаци са камера сачувани су у формату *.bag* фајлова, који су садржали синхронизоване *depth* и *RGB* фрејмове, као и временске ознаке (енгл. *timestamp*) и пратеће метаподатке: *intrinsic* и *extrinsic* параметре камере, параметре стримова и информације о уређају. За потребе анализе, из сваког *.bag* фајла екстрахована је секвенца *RGB-D* слика у облику појединачних фрејмова и сачувана у *.mat* фајл.

5.3.1.1 *.bag* фајлови

.bag датотеке представљају формат за снимање и складиштење временски синхронизованих токова података са сензора, развијен у оквиру система *Robot Operating System (ROS)*. Оне функционишу као контејнер у коме се чувају поруке које генеришу различити сензори, као што су *RGB* и *depth* камере, заједно са одговарајућим временским ознакама и метаподацима. Овај формат омогућава накнадну репродукцију (енгл. *playback*) снимљених података, чиме се омогућава поновљена анализа и тестирање алгоритама без потребе за поновном аквизицијом. У случају камера које користе *Intel RealSense SDK*, *.bag*-датотеке садрже секвенце *depth* и *RGB* фрејмова, као и пратеће параметре неопходне за њихову обраду и реконструкцију просторних података. Идеја је да *.bag* фајл функционише као „врећа података“ (енгл. *bag of messages*) у коју се убацују све поруке које сензори генеришу током рада система.

У *.bag* датотеци могу се налазити: сензорски токови, тј. стримови, енгл. *streams* – главни подаци који се снимају, као што су *depth*-фрејмови, *RGB* фрејмови, инфрацрвене слике, *IMU* подаци (енгл. *Inertial Measurement Unit – IMU*), ако их камера генерише, временске ознаке (енгл. *timestamps*, време настанка фрејма), параметри камере (енгл. *calibration metadata*: *intrinsic*-параметри су жижна даљина, главна тачка, коефицијенти дисторзије; *extrinsic* је трансформација између *depth* и *RGB* сензора), параметри стримова (нпр. резолуција, брзина фрејмова, тј. енгл. *framerate*, формат података, тип стрима: *depth*, *color*, *IR*, тј. енгл. *infrared*), информације о уређају (модел камере, серијски број, верзија фирмвера, подешавање експозиције и *gain*-а).

5.3.2 Калибрација на основу модела равни

Екстерна калибрација камера је изведена снимањем референтног геометријског објекта у облику равни (планарног шаблона). Трансформација између координатних система леве и десне камере је изведена на основу одговарајућих карактеристичних тачака. Карактеристичне тачке су биле центри маркера који су били постављени на објекат. У питању су били маркери различитих боја. Један маркер је био постављен централно, а остали су се пружали у четири ортогонална правца у односу на централни. Дуж сваког од четири ортогонална правца било је постављено више маркера, на различитим удаљеностима у односу на централни. Различита растојања у оквиру истог правца омогућавала су њихову јасну визуелну препознатљивост у процесу избора тачака.

Поступак екстерне калибрације на основу равног референтног објекта спроведен је кроз следеће кораке. Најпре су учитаване лева и десна слика снимљене једном и другом камером. Након учитавања вршено је исецање по x - и y -оси, тако да на сликама преостану искључиво регије у којима су видљиви маркери. На овај начин смањена је количина података за обраду.

Затим је вршен ручни избор карактеристичних тачака које су видљиве у оба облака тачака. Иако је теоријски довољно три тачке за одређивање круте трансформације, увек је коришћено пет тачака ради повећања робусности и смањења утицаја шума.

За даљу обраду бирано је укупно пет маркера: (1) четири периферна маркера, (2) један централни маркер. Периферни маркери бирани су тако да буду удаљени најмање једну позицију од централног маркера, и то је биран по један маркер на сваком од четири правца у којима су се простирали. Изабране тачке биле су додатно кориговане применом функције за детекцију кружних маркера, чиме су добијане прецизне процене центара маркера.

При избору маркера водило се рачуна о поузданости њихове детекције — уколико је неки маркер био слабо видљив или са смањеном вероватноћом успешне детекције, бирана је алтернативна позиција ближа централној тачки, како би се повећала робусност поступка.

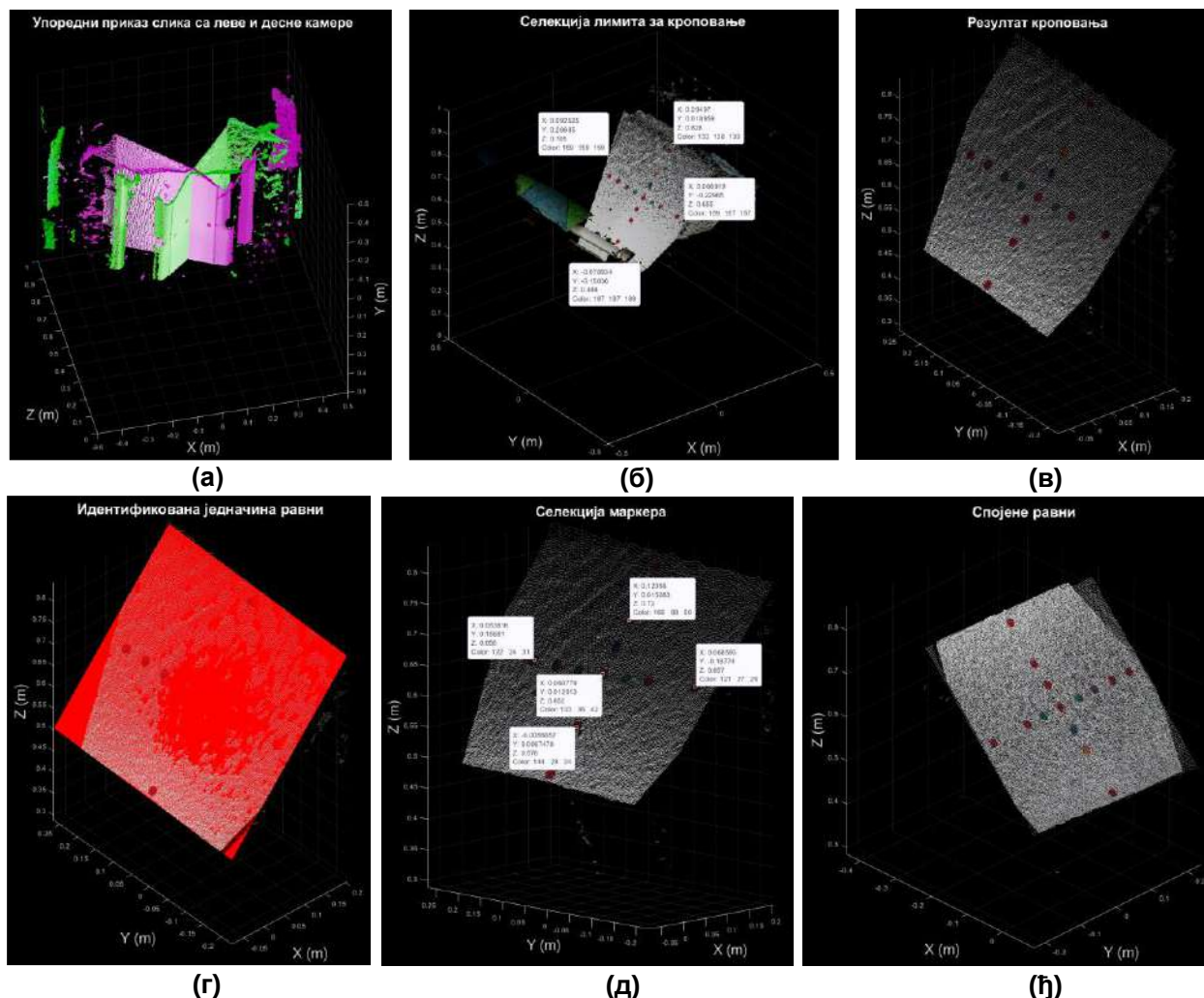
На основу коресподентних тачака са леве и десне камере одређивана је крута трансформација (ротација и транслација), којом се један облак тачака доводи у координатни систем другог. Добијена трансформација је затим примењивана на цео облак тачака, чиме је постигано њихово поравнање.

Квалитет регистрације је даље процењиван апроксимацијом равни у оба облака тачака и анализом њихових нормала. У идеалном случају, нормале ових равни треба да буду паралелне (или антипаралелне), те је угао између њих коришћен као мера тачности поравнања. Поред тога, рачуната је и грешка апроксимације равни, као просечно одступање тачака од фитоване равни. Процењене нормале, као и грешку апроксимације равни добијени су као повратни параметри *MATLAB*-ове функције *pcfitplane*.

Сви релевантни резултати, укључујући параметре трансформације, грешке и визуелне приказе, аутоматски су чувани у *Word* документ, као и у одговарајуће мат фајлове ради даље анализе и документовања.

R	[0.3262;-7.0543e-05;0.9453;0.0280;-0.99...
t	[-0.6276;0.0556;0.8755]
angle	1.1167

Слика 5.5 – Резултати регистровања леве и десне камере на основу објекта равни. Последњи параметар је угао између модела равни које су пронађене на облацима тачака снимљеним левом и десном камером, респективно. Пример се односи на случај растојања од 115 cm и нагиба од 60 степени.



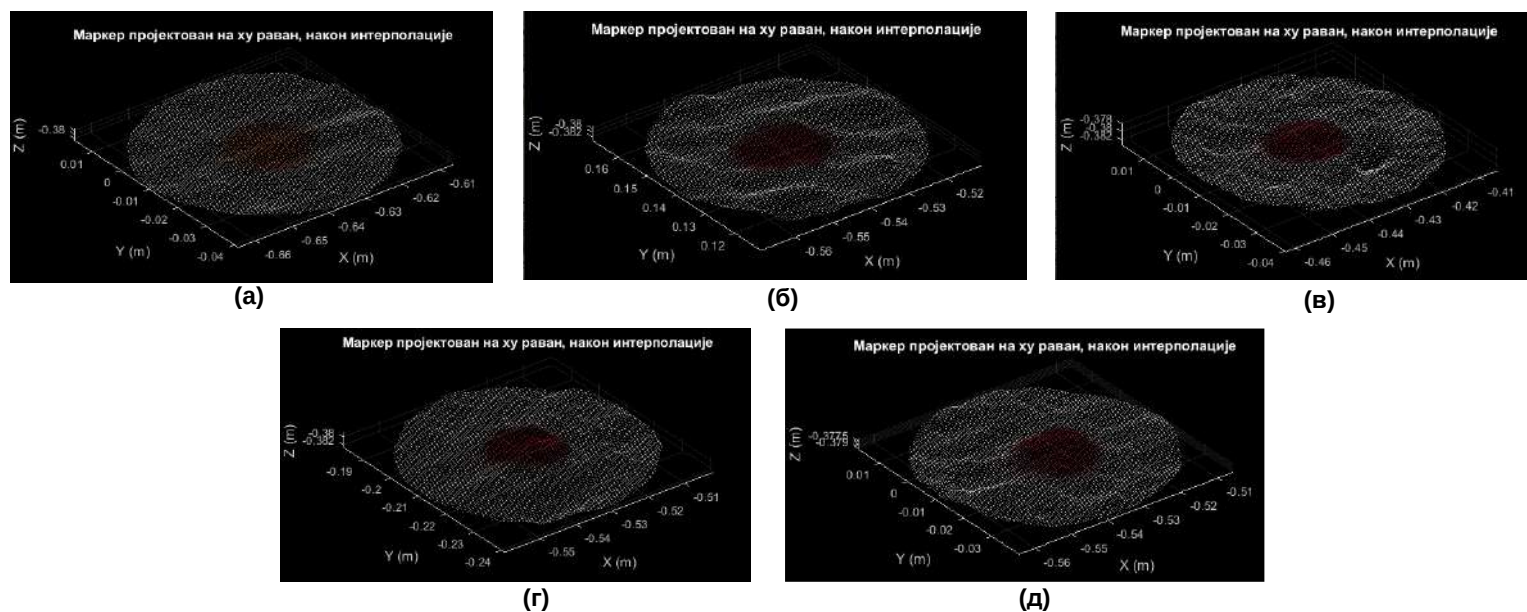
Слика 5.6 – Екстерна калибрација камера на основу модела равни: (а) даје упоредни приказ слика равни са леве и десне камере; (б) илуструје селекцију лимита за кроповање на једној од слика, а на исти начин извршено је кроповање и на другој слици, како би се слике избациле тачке које не припадају моделу равни; (в) је резултат кроповања на једној слици. Кроповање је урађено тако да на исеченој слици остану сви маркери јер потенцијално могу послужити за уклапање слика са леве и десне камере; (г) показује резултате провлачења равни кроз слику равни. Раван је омогућила да се модел пројектује на x - y раван што је омогућило прецизно препознавање круга на добијеној 2D слици; (д) илуструје одабир маркера на једној од слика, док су исти маркери морали бити селектовани и на другој слици. На основу детекције кругова који представљају селектоване маркере, што је одрађено посебно за леву и посебно за десну слику, израчуната је ригидна трансформација која повезује положај леве и десне камере; (е) приказује резултате примене трансформације која повезује леву и десну камеру на леву и десну раван – слике су уклопљене у један модел.

5.4 Детекција маркера на моделу равни

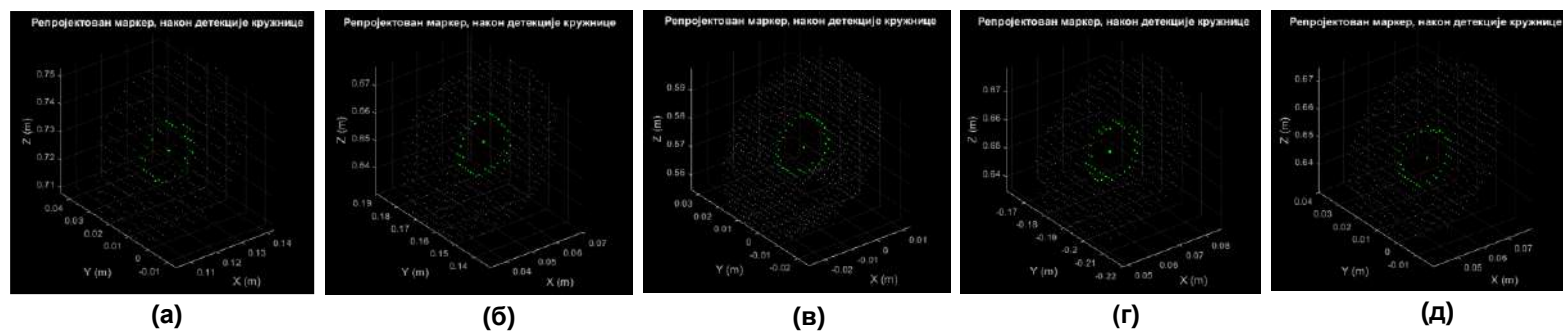
Детекција маркера извршена је применом истог приступа као у Експерименту 1: на основу добијене 2D слике. У односу на Експеримент 1, направљена је једна важна разлика, а то је да је пре формирања 2D слике у боји пројекцијом на x - y раван камере, кроповани облак тачака прво и сам ригидно трансформисан тако да се поклопи са x - y равни камере. С обзиром да је раван и једном и

другом камером снимљена под углом, трансформација је омогућила да добијена слика што боље одговара полазној, 3D слици. Овим је побољшана прецизност детекције маркера и минимизована могућност грешке у каснијој процени ригидне трансформације између камера.

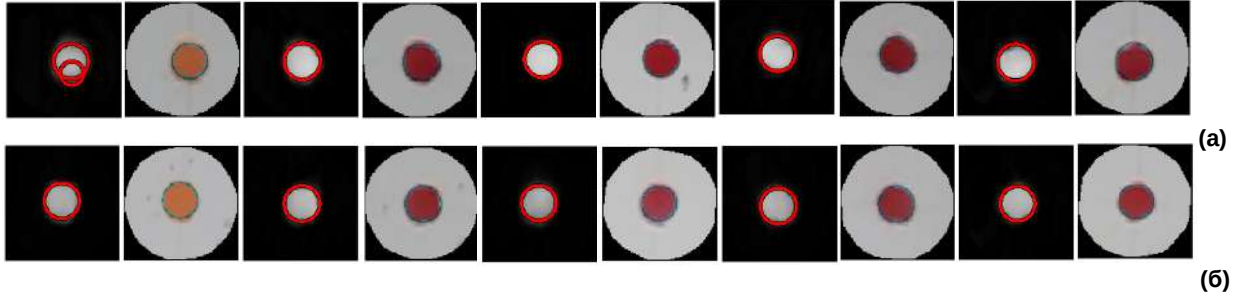
Слично као у Експерименту 1, на основу облака тачака формирана је 2D слика димензија 100×100 пиксела у *HSV* простору боја. На компоненту сатурације примењена је кружна Хафова трансформација, којом су детектовани кружни облици који одговарају маркерима. Положаји детектованих кружница представљали су координате карактеристичних тачака које су касније коришћене у поступку процене међусобне трансформације између камера.



Слика 5.7 – приказује неке међукораке у детекцији маркера на моделу равни. Приказаних пет подслика односе се на пет селектованих маркера, од којих је у овом примеру први селектовани маркер био наранџаст, а остали су били црвени. Први корак у поступку детекције је био пројекција на *x-y* раван дате камере, а након тога интерполација тачака како би се детекција урадила на основу слике веће резолуције.



Слика 5.8 – Пример контура детектованих маркера равни након репројекције облака на полазну оријентацију. На основу центроида детектованих области маркера на левој и десној равни, одрађена је идентификација ригидне трансформације која повезује леву и десну камеру. Свака подслика односи се на један маркер у низу од пет који су селектовани на свакој од две слике равни.



Слика 5.9 – приказује међукорак у детекцији маркера који се односе на 2D слику добијену на основу интерполираног облака тачака. Прва врста (а) односи се на маркере на равни снимљене једном, а друга врста (б) другом камером. Свака непарна слика у врсти представља резултате детекције урађене на 2D слици, базиране на кружној Хафовой трансформацији, док свака парна слика у врсти представља коначне резултате, након одбацивања кругова који су удаљени од центра слике.

5.5 Процена ригидне трансформације

Након успостављања кореспонденција између одговарајућих 3D тачака детектованих у два координатна система, процењена је ригидна трансформација која на оптималан начин поравнава два скупа тачака. Употребљен је Кабшов алгоритам (енгл. *Kabsch* алгоритам, [113], [114], [115]).

Нека су: $A = \{a_1, a_2, \dots, a_N\}, B = \{b_1, b_2, \dots, b_N\}$, скупови свих тачака снимљених левом и десном камером, респективно. Циљ је био одредити матрицу ротације $R \in SO(3)$ ⁸ и транслациони вектор $t \in \mathbb{R}^3$ тако да се минимизује функција грешке:

$$\min_{R, t} \sum_{i=1}^N \|b_i - (Ra_i + t)\|^2, \quad (5.1)$$

уз услов да важи:

$$R^T R = I, \det(R) = 1. \quad (5.2)$$

чиме се обезбеђује да је трансформација чиста ротација без рефлексије.

5.5.1 Центрирање скупова тачака

Проблем је најпре редукован уклањањем транслације путем центрирања скупова тачака. Израчунати су центроиди:

$$c_A = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N a_i, c_B = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N b_i. \quad (5.3)$$

Након тога дефинисани су центрисани скупови:

⁸ Матрица R припада групи $SO(3)$, односно представља ортогоналну матрицу димензије 3x3 детерминанте једнаке јединици, чиме је обезбеђено да трансформација одговара чистој ротацији у тродимензионалном простору.

$$a'_i = a_i - c_A, b'_i = b_i - c_B. \quad (5.4)$$

На тај начин је транслација елиминисана из оптимизационог проблема, а процена ротације сведена је на поравнање центрисаних скупова.

5.5.2 Процена ротације применом SVD

Формирана је коваријациона матрица:

$$H = \sum_{i=1}^N a'_i b_i'^T. \quad (5.5)$$

На матрицу је примењена сингуларна вредносна декомпозиција (енгл. *singular value decomposition* – SVD, [116]):

$$H = U \Sigma V^T. \quad (5.6)$$

Оптимална матрица ротације добијена је у облику:

$$R = V U^T. \quad (5.7)$$

Уколико је било испуњено $\det(R) < 0$, извршена је корекција знака последње колоне матрице V . Тако је обезбеђено да $\det(R) = 1$, односно да трансформација припада групи $SO(3)$.

5.5.3 Процена транслације

Након одређивања ротације, транслација је израчуната као:

$$t = c_B - R c_A. \quad (5.8)$$

5.5.4 Својства решења

Описани поступак, тј. Кабшов алгоритам, представља аналитичко решење проблема најмањих квадрата за ригидно поравнање два скупа тачака. Добијена трансформација: (1) минимизује средњу квадратну грешку између поравнатих тачака, (2) не уводи скалирање нити деформацију, (3) обезбеђује ортогоналност ротационе матрице. Квалитет регистрације процењен је анализом резидуалне грешке:

$$e_i = \|b_i - (R a_i + t)\|. \quad (5.9)$$

при чему су средња вредност и стандардна девијација ових грешака коришћене као метрике успешности трансформације.

5.5.5 Нумеричка стабилност и оправданост избора методе

Избор SVD-заснованог аналитичког решења за процену ригидне трансформације посебно је погодан у условима ограниченог броја карактеристичних тачака, као што је случај у овом истраживању (пет маркера код калибрационог објекта равни).

Метода не захтева итеративну оптимизацију, већ даје затворено аналитичко решење проблема најмањих квадрата. Због тога је нумерички стабилна и мање осетљива на почетне услове у односу на итеративне регистрационе алгоритме. Сингуларна вредносна декомпозиција обезбеђује робусну процену ротације чак и у присуству умереног шума у координатама тачака.

Важно је нагласити да је за јединствену и стабилну процену ригидне трансформације неопходно да тачке не буду колинеарне и да обезбеђују довољну просторну расподелу. У случају конфигурације где се маркери налазе на равној површини, као што је код модела равни, стабилност се постиже ортогоналним распоредом у односу на централну тачку.

С обзиром да алгоритам минимизује глобалну средњу квадратну грешку свих кореспонденција истовремено, добијена трансформација представља оптимално компромисно решење у смислу поравнања целокупног скупа тачака, што је од значаја када се ради са малим бројем, али пажљиво одабраних и поуздано детектованих маркера.

5.6 Спајање облака тачака – цилиндрични објекти

За сваки цилиндрични објекат написана је посебна *MATLAB*-скрипта. Скрипта служи за обраду и анализу облака тачака снимљених левом и десном камером, са циљем издвајања и моделовања цеви цилиндричним моделом. Најпре се учитавају *.mat* фајлови са подацима са леве и десне камере. На сваком облаку тачака се ручно дефинише регион од интереса (*ROI*) избором граничних тачака на слици, након чега се задржавају само тачке које припадају објекту од интереса а то је снимљени цилиндар.

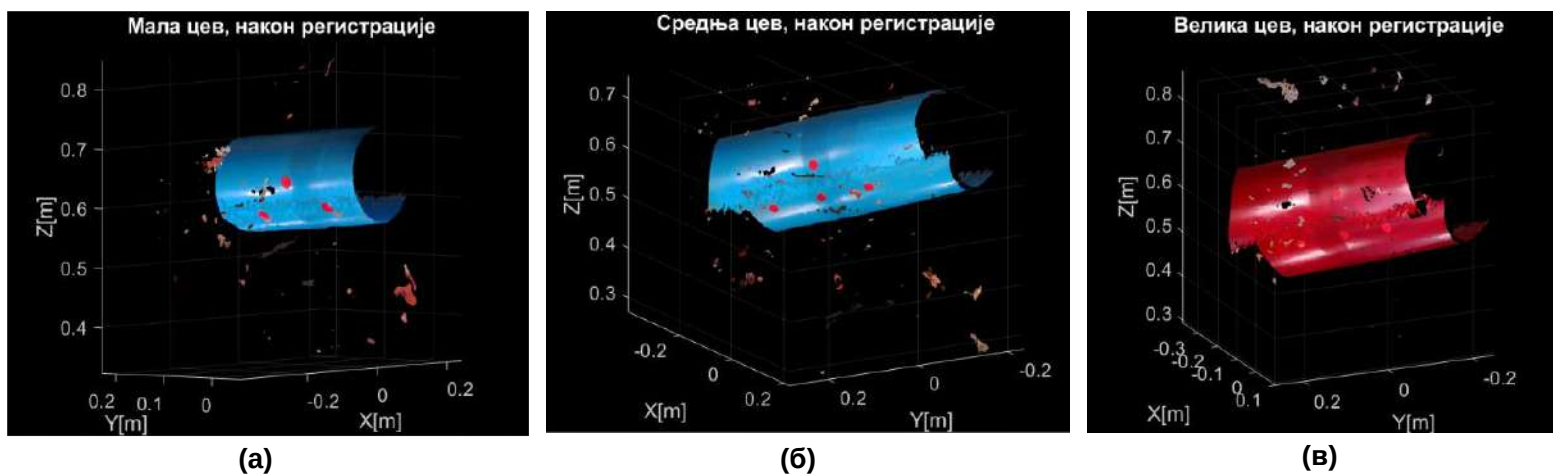
Облаци тачака са једне камере затим се трансформише помоћу матрице ротације R и транслационог вектора t , како би се ускладио са координатним системом десне камере. Након регистрације, облаци тачака са две камере спајају се у јединствени облак тачака конкатенацијом координата и информација о боји.

На спојеном облаку корисник бира неколико тачака које припадају равни подлоге, а затим се помоћу посебне функције одређује модел равни и уклањају тачке које јој припадају. Коефицијенти равни одређују се применом *SVD* методе. Добијени резултат се додатно децимира *MATLAB*-овом функцијом *pcdownsample*, чиме се смањује број тачака и убрзава даља обрада. Након децимације примењује се еуклидско кластеровање, ради издвајања највећег кластера који одговара цеви, док се шум и мањи нежељени кластери одбацују.

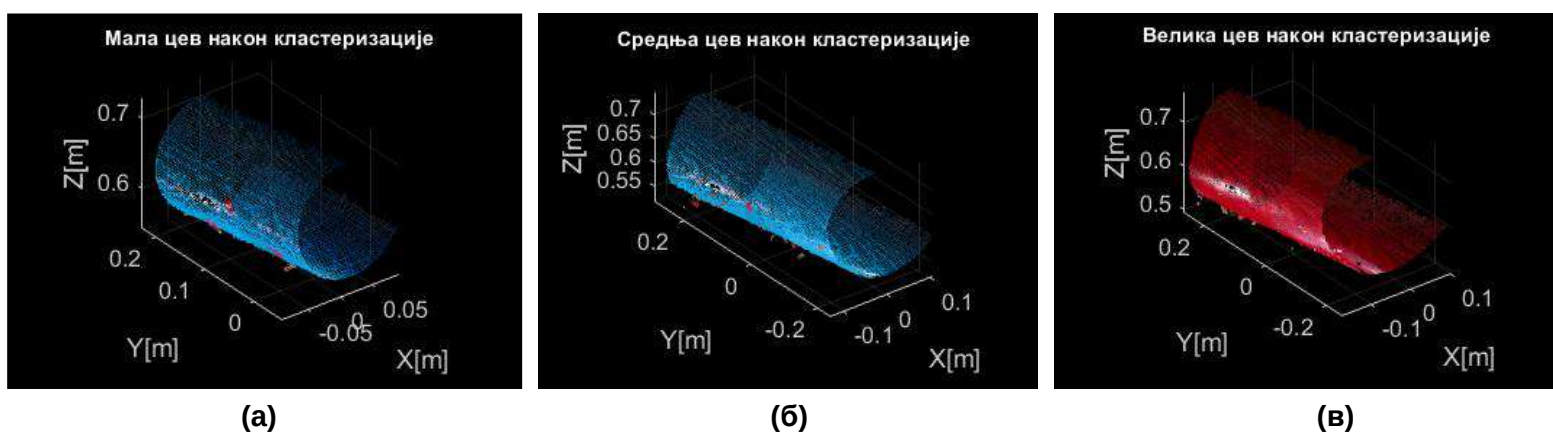
Над издвојеним облаком тачака затим се врши фитовање цилиндричног модела. Моделовање се реализује *MATLAB*-овом оптимизационом функцијом *lsqnonlin*, која минимизује одступање између тачака облака и идеалног цилиндричног модела. Цилиндар је описан параметрима: (1) тачком на оси цилиндра, (2) вектором правца осе, (3) полупречником цилиндра.

У поступку оптимизације, за сваку тачку рачуна се њено растојање од осе цилиндра, а затим разлика између тог растојања и процењеног полупречника. Оптимизација минимизује суму квадрата ових одступања, чиме се добија цилиндар који најбоље апроксимира облак тачака.

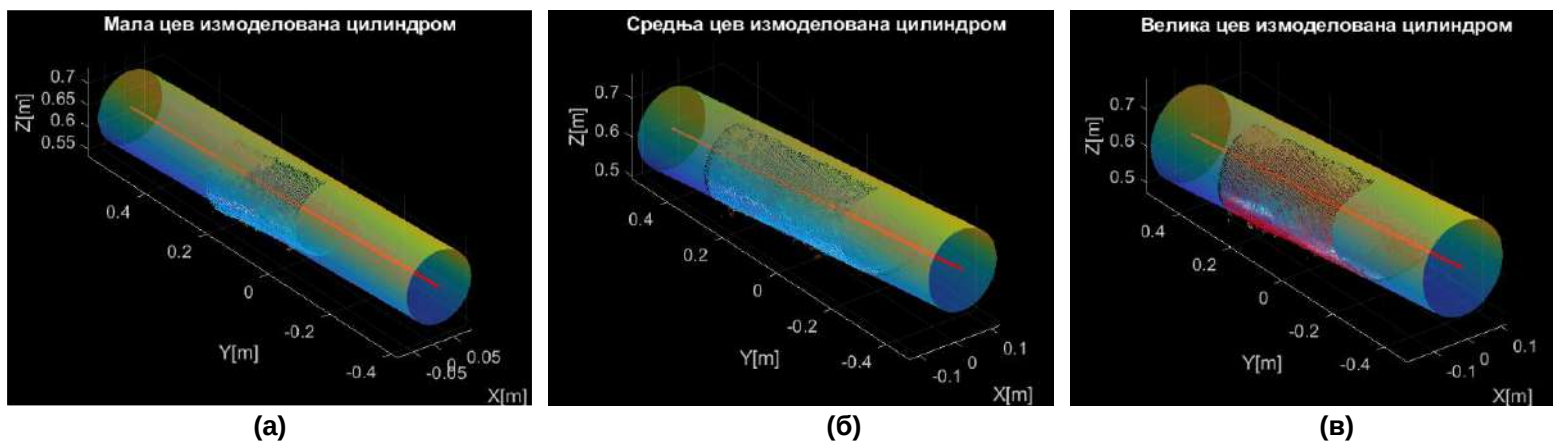
Као резултат моделовања добијају се параметри цилиндра: положај осе (координате тачке на оси цилиндра), правац осе цилиндра, полупречник и средња грешка моделовања. Добијени модел се затим визуелизује заједно са облаком тачака, а сви релевантни параметри чувају се у структури података и експортују ради даље анализе. Током обраде чувају се и *.fig* и *.png* фајлови са приказима међурезултата и коначног модела.



Слика 5.10 – Резултати спајања слика са леве и десне камере: (а) за случај мале цеви; (б) за случај средње цеви; (в) за случај велике цеви.



Слика 5.11 – Резултати еуклидског кластеровања и одбацивања мањих кластера, након чега преостају само тачке модела од интереса: (а) за случај мале цеви; (б) за случај средње цеви; (в) за случај велике цеви.



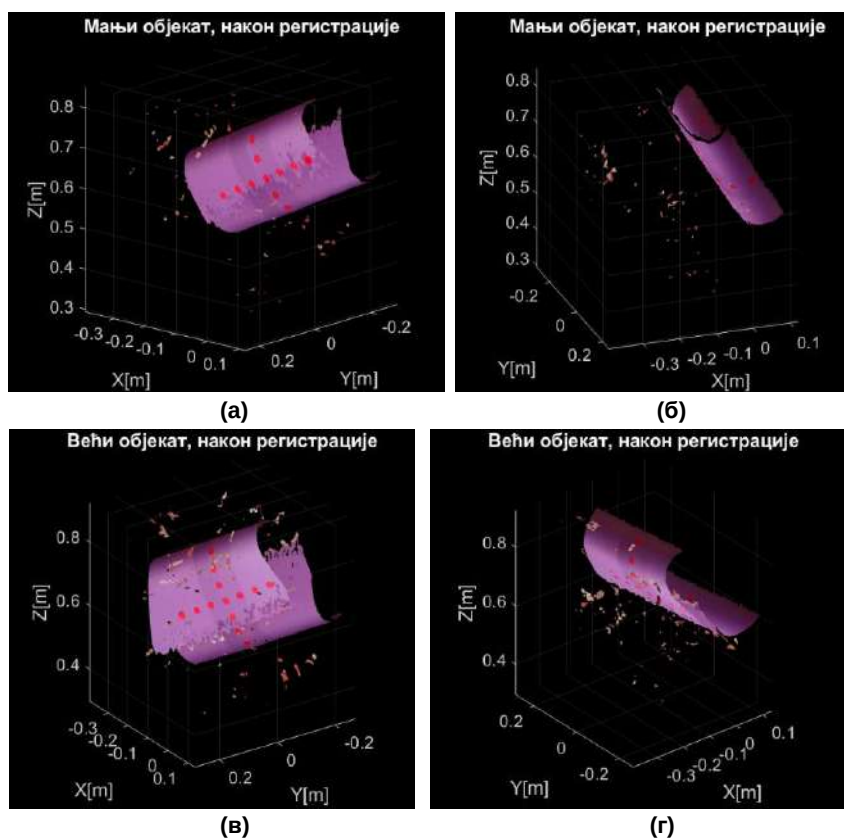
Слика 5.12 – Резултати моделовања цилиндром: (а) за случај мале цеви; (б) за случај средње цеви; (в) за случај велике цеви.

Табела 5.1 – Резултати моделовања цилиндром за растојање 115 cm, и угао од приближно 60 степени.

Цилиндрични тест објекти										
Растојање	Угао камере: 60°, Мала цев: $r = 8$ cm					Угао камере: 60°, Средња цев: $r = 10$ cm				
	Почетни број тачака	Тачке за модел.	Средња грешка	Процена полупр. (cm)	Грешка	Почетни број тачака	Тачке за модел.	Средња грешка	Процена полупр. (cm)	Грешка
115 cm	189730	8276	0.0033	8.030	0.030	399565	11043	0.0017	9.934	0.066
	Угао камере: 60°, Велика цев: $r = 12.5$ cm									
	506040	15503	0.0015	12.416	0.084					

5.7 Спајање облака тачака – сложенији објекти

На потпуно исти начин састављене су и слике сложенијих објеката у јединствену слику, након чега су добијени резултати приказани на Слици 5.13.



Слика 5.13 – Ригидна трансформација је искоришћена за састављање слика сложенијих модела у једну јединствену слику: (а) и (б) приказују мањи сложенији објекат приказан фронтално и бочно, док слике (в) и (г) приказују већи сложенији објекат приказан на исти начин.

У наставку експеримента, систематски су испитана растојања од 100 cm, 110 cm, 120 cm и 130 cm, као и углови нагиба камера од 50° и 60° , за цилиндричне и сложене тест објекте.

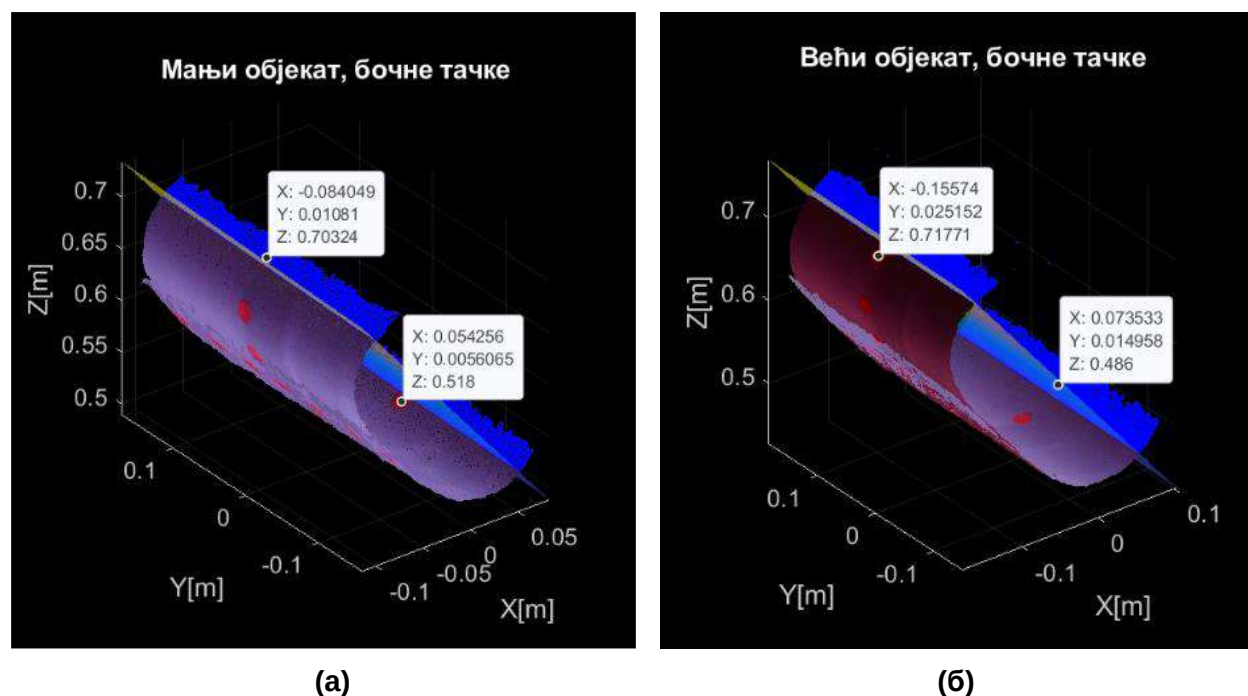
5.7.1 Сложенији тест објекти

Начин обраде је био исти као код растојања од 115 cm, с том разликом што су овде додатно испитани параметри који се тичу броја тачака у различитим зонама модела, као и успешност детекције маркера који су постављени на модел: 13 маркера укупно за мањи објекат и 15 маркера укупно за већи објекат.

5.7.1.1 Бочне тачке

Детекција бочних тачака заснивала се на селекцији двеју карактеристичних тачака на бочним странама објекта – било је потребно да се што прецизније селекују центри бочних маркера. Ове тачке су послужиле као референтне позиције за дефинисање бочне геометрије.

На основу изабраних тачака и већ одређене равни подлоге, формирана је равна која сече бочне тачке и на основу које је извршена класификација тачака на оне које се налазе изнад и испод дате референтне равни. На овај начин је издвојена бочна зона и квантитативна информација о расподели бочних тачака.

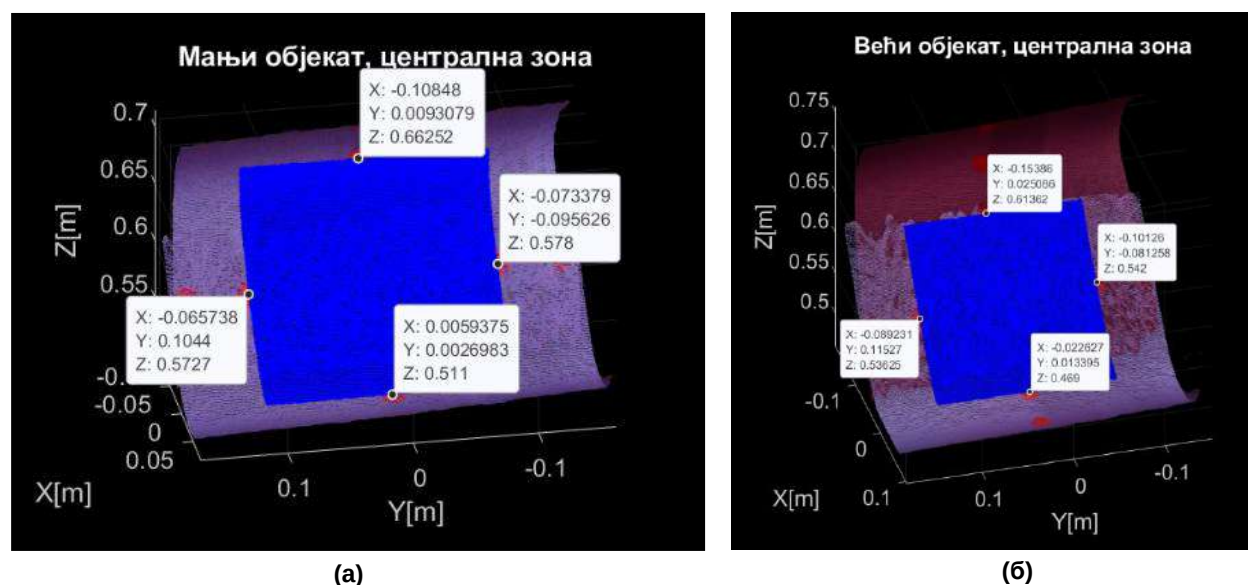


Слика 5.14 – Пример издвајања бочних тачака за: (а) мањи, и (б) већи објекат.

5.7.1.2 Централне тачке

Централна зона је одређена на основу четири ручно изабране референтне тачке које су се налазиле на фронталном делу објекта. Ове тачке су представљале центре одабраних фронталних маркера и било их је потребно селекувати што прецизније. За сваку од ових тачака је након тога дефинисана одговарајућа равна, која је сече, добијена одговарајућом ригидном трансформацијом равни подлоге.

Централна зона је дефинисана као скуп тачака које истовремено задовољавају одговарајући геометријски услов за све четири референтне равни. Овим поступком је издвојена просторна област која је представљала унутрашњи, централни део посматраног објекта.



Слика 5.15 – Пример издвајања централних тачака за: (а) мањи, и (б) већи објекат.

5.8 Осврт на визуалне пресете

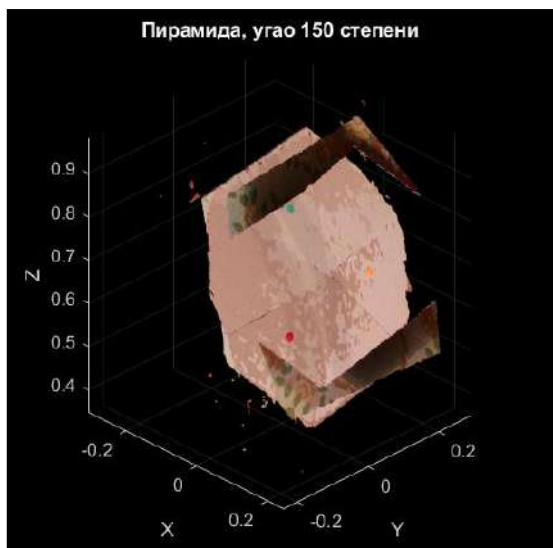
У почетној фази испитивања, примењен је “*High Density*” визуелни режим на *Intel RealSense D415* камери. Овај режим рада карактерише повећан фактор испуне (енгл. *fill factor*), односно већа густина дубинских података, што омогућава регистрацију већег броја детаља на површини тела. Коришћењем овог режима добијена је најпотпунија слика видљивости на моделима, чиме је остварена процена максималног потенцијала система у смислу покривености и идентификације површинских промена изазваних дисањем.

Након ове почетне анализе, такође је размотрена примена и других визуелних режима: “*Medium Density*” и “*Body Scan*”, који нуде бољи компромис између густине тачака и стабилности дубинских података. Они су процењени као погоднији за снимање у реалним условима са пацијентима, јер смањују вероватноћу појаве артефаката и побољшавају робусност праћења континуираних покрета током дисања.

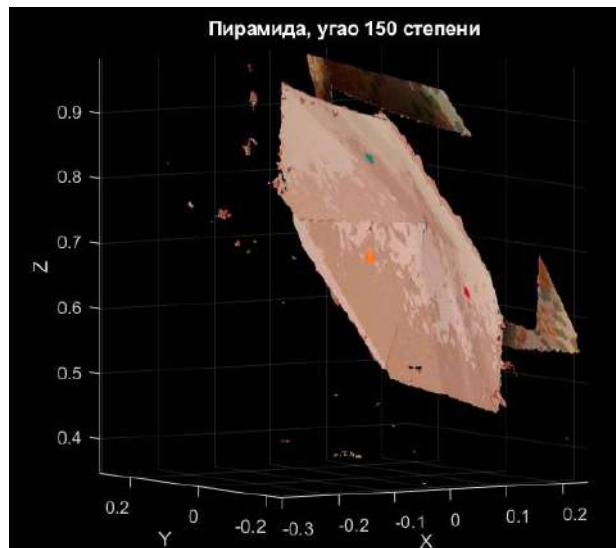
Иако је почетна анализа спроведена у режиму “*High Density*”, у наставку истраживања (Експеримент 3) усвојен је режим “*Medium Density*”, у комбинацији са повећаном вредношћу параметра *disparity shift*. Овакав избор омогућава унапређену детекцију тачака на мањим растојањима од камере, уз повољан компромис између густине и стабилности дубинских података.

5.9 Објект за калибрацију – пирамида

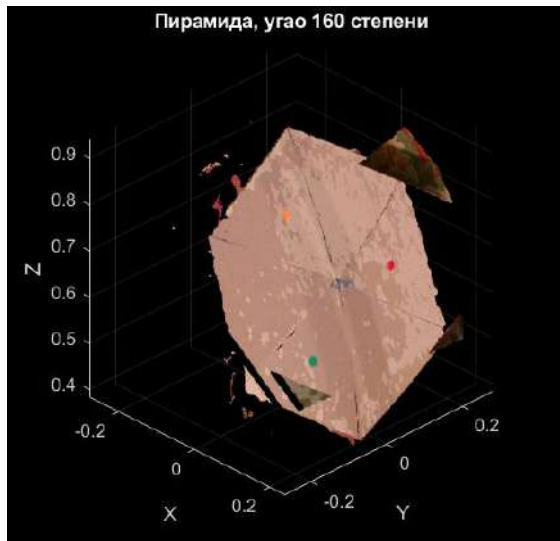
Како би се испитали модели пирамиде, они су прво направљени од картона. Направљена су два модела: један у којем је угао између наспрамних страница износио 150, и други у којем је угао између наспрамних страница износио 160 степени. Сваки модел је снимљен камерама у конфигурацији где је растојање између камера било 120 cm, а угао 60 степени (Слика 5.16). Како би унутрашње странице биле што боље видљиве са обе камере, чак и на већим растојањима, на крају је одлучено да се иштампа модел са већим углом између страница, од 160 степени. (Слика 5.17)



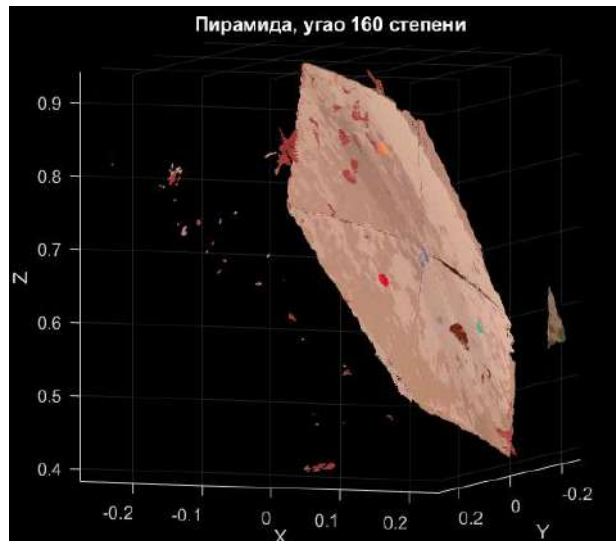
(a)



(б)

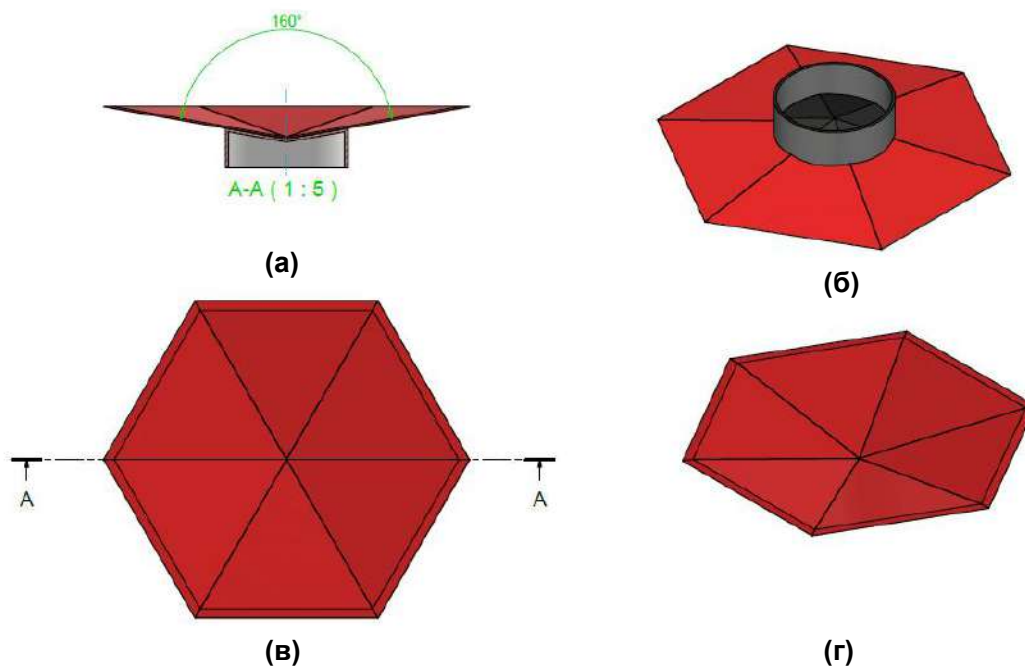


(в)



(г)

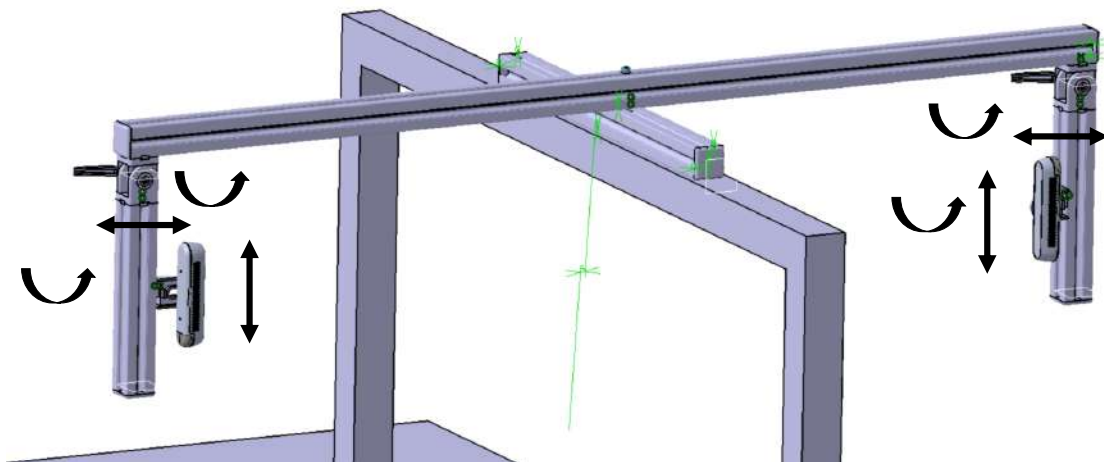
Слика 5.16 – Модели за калибрацију у облику пирамида, након састављања слике са леве и десне камере. Слике (a) и (б) односе се на модел са мањим углом између наспрамних страница, слике (в) и (г) на моделе са већим углом између наспрамних страница.



Слика 5.17 – Скица *CAD* (енгл. *Computer-Aided Design*) модела пирамиде предвиђеног за штампање на 3D штампачу: (а) приказује угао између наспрамних страница који је износио 160 степени; (б) приказује основу модела која је пројектована у облику цилиндричног постоља које је обезбедило стабилан положај пирамиде током мерења; (в) приказује поглед одозго, при чему су видљиве унутрашње странице модела; (г) приказује перспективни приказ унутрашњости пирамиде, како би га видело људско око, или камера.

5.10 Држач за камере

У последњој фази, израђен је и држач за камере од алуминијумских профила, који је омогућавао промену растојања међу камерама, као и промену углова њихових позиционирања у односу на раван мерне површине, тј. стола на којем је вршено мерење. Држач за камере састојао се из једног главног, дужег, хоризонталног профила, и два мања, вертикална, која су на њега била причвршћена преко зглоба типа шарке. Камере су биле причвршћене за вертикалне профиле преко кугластих зглобова. Слика 5.18 показује скицу држача.



Слика 5.18 – Скица држача за камере. Камера је причвршћена за вертикални профил преко кугластог зглоба, док су два профила повезана са главним профилем преко обртног зглоба са једним степеном слободе, односно, зглоба типа шарке.

6. Експеримент 3

6.1 Експеримент 3 – сажетак

6.1.1 Испитаници

У овој фази истраживања учествовало је 10 деце (7 девојчица и 3 дечака). Родитељи или законски старатељи свих учесника потписали су информисану сагласност за учешће у експерименту. Основни демографски и антропометријски подаци испитаника приказани су кроз средње вредности телесне висине и телесне масе. Средња висина износила је 1.00 ± 0.16 m, док је средња телесна маса износила 15.99 ± 5.82 kg, средњи индекс телесне масе (*BMI*, енгл. *body-mass index*) износио је $15.31 \pm 1.86 \frac{kg}{m^2}$.

Табела 6.1 – антропометријски подаци испитаника. И је ознака за испитаника.

	Тежина [kg]	Висина [m]	<i>BMI</i> индекс [$\frac{kg}{m^2}$]		Тежина [kg]	Висина [m]	<i>BMI</i> индекс [$\frac{kg}{m^2}$]
И1	14.35	0.88	18.53	И6	24.1	1.255	15.30
И2	11.75	0.92	13.88	И7	26	1.21	17.75
И3	14.2	1.01	13.92	И8	8.9	0.795	14.08
И4	10.1	0.78	16.60	И9	12.6	1	12.6
И5	19.7	1.12	15.70	И10	18.2	1.11	14.77

6.1.2 Експериментална поставка

У овој фази коришћене су две 3D камере *D415* произвођача *Intel RealSense*, из *D400* серије описане у претходном поглављу. Оне су постављене на држач изнад стола попречно у односу на сто, на растојању од 115 cm, свака под углом од приближно 40 степени у односу на хоризонталну раван и на висини од отприлике 60 cm. Главни део експерименталне поставке – сто са камерама – приказан је на Слици 6.1.

6.1.3 Експериментални протокол

Снимање је обављено помоћу две камере, које су омогућавале креирање једног 3D модела праћеног у времену. Уз свако снимање камерама, извршено је и мерење респираторним сензором и мерење пелвиметром, који су коришћени као референтни сензори, тј. инструменти (Слика 6.2). Респираторни сензор служио је за поређење и проверу тачности респираторних сигнала, док је пелвиметар коришћен за проверу дијаметара који су на основу респираторних сигнала на различитим локацијама одређени.

Снимање, односно прикупљање података, организовано је у два трајала, при чему је сваки трајао по 30 секунди. Након иницијалне сесије, снимање је поновљено у другој сесији, три дана касније, под истим условима, како би се проценила поновљивост мерења и стабилност методе.



Слика 6.1 – Већи део експерименталне поставке: сто за испитанике састојао се из дела намењеног за торзо испитаника, и постоља за ноге испитаника, а укључивао је и рам изнад стола на којем је био фиксиран држач за 3D камере. Захваљујући зглобним елементима на више позиција, држач је омогућавао прецизно позиционирање камера, укључујући подешавање удаљености од тежишта конструкције и угла нагиба у односу на сто.



(a)



(b)

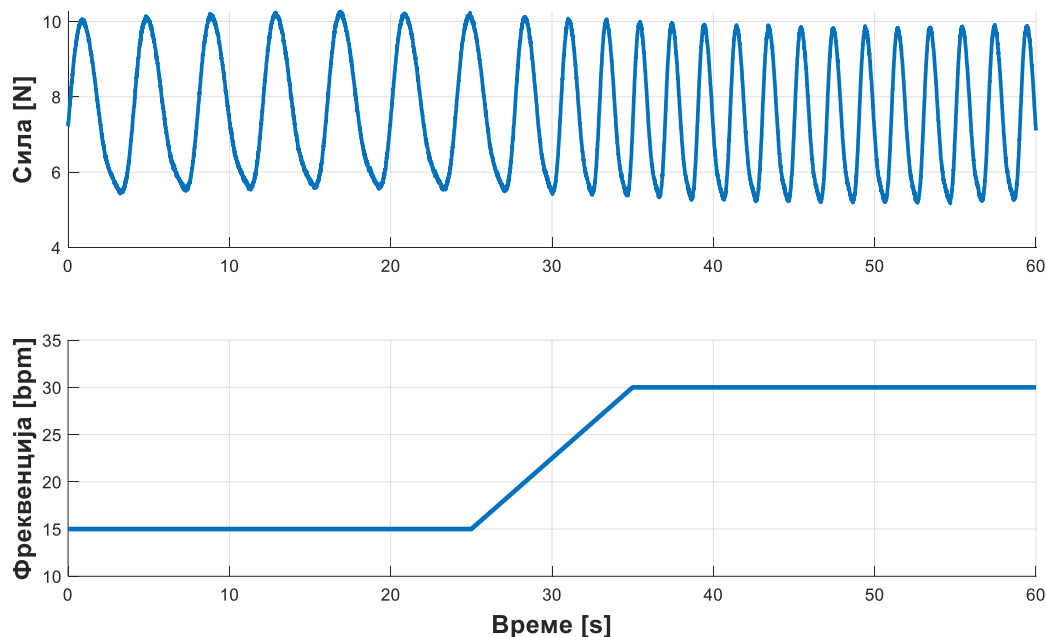
Слика 6.2 – (а) *Vernier Go Direct* респираторни појас и (б) пелвиметар употребљени су за мерење антеропостериорног (АП) и латеролатералног (ЛЛ) дијаметра грудног коша на тачкама на којима су били залепљени маркери.

6.1.4 Снимање камерама

Сви снимљени подаци са дубинских камера сачувани су у облику *.bag* фајлова, који су чували синхронизоване *RGB*, *depth* и метаподатке неопходне за каснију анализу. Поред снимака пацијената, направљени су и снимци објекта за екстерну калибрацију камера, у питању су били модел пирамиде и модел равни, представљени у поглављу Експеримент 2.

6.1.5 Респираторни сензор

Поред камера, употребљен је и сензор за мерење дисајних покрета *Vernier Go Direct* (*Vernier Software & Technology*, [117]) како би се сигнали са камере упоредили са референцом. Појас је постављан око грудног коша детета, у складу са упутствима произвођача, тако да обезбеди удобност и не ограничава природно дисање. Континуирано је регистровао промене у обиму грудног коша и обезбедио референтни сигнал дисања високе временске резолуције. Ови подаци су коришћени као независна референтна (engl. *ground-truth*) мера респираторне активности. За снимање података са сензора искоришћен је *Vernier Graphical Analysis* софтвер (*Vernier Software & Technology*). На Слици 6.3 приказан је пример сигнала који се приказују у поменутом софтверу, слика је адаптирана према [117].



Слика 6.3 – Пример респираторног сигнала при нормалном и убрзаном дисању, где је на у-оси амплитуда (промена запремине плућа или кретање грудног коша) изражена као сила која делује на појас, а на х-оси време изражено у секундама. Са овим сигналом паралелно је приказан и сигнал промене фреквенције дисања у

времену, при чему је фреквенција изражена у јединицама *bpm* (енгл. *beats per minute*), а време такође у секундама. Графици су направљени по узору на [117].

6.1.6 Употреба пелвиметра

За референтно мерење антеропостериорног (АП) и латеролатералног (ЛЛ) дијаметра испитаника употребљен је инструмент пелвиметар „Мартин 34 cm”, са резолуцијом скале од 5 mm. ([118]).

6.1.7 Комплетна експериментална поставка

Слика 6.4 приказује комплетну експерименталну поставку са пацијентом на столу. Прикупљање података са камере, као и обрада свих података извршени су на рачунару са *Intel Core i5-9400* процесором (*Intel Corporation, Santa Clara, CA, USA*) и 16 GB RAM меморије. Прикупљање података са респираторног сензора извршено је на лаптоп рачунару *Lenovo 21KH* са *Intel Core i5-1335U* процесором (*Intel Corporation, Santa Clara, CA, USA*) и 16 GB RAM меморије.



Слика 6.4 – Комплетна експериментална поставка: сто на којем лежи пацијент, изнад кога је рам за држање за камере. На пацијента је повезан и сензор дисајних покрета. Ближе ивици стола постављен је десктоп рачунар за прикупљање *RGB-D* фрејмова, док је на удаљеном месту постављен и лаптоп за прикупљање сигнала са респираторног сензора. Слика такође даје и бочни поглед на ноге и труп испитаника – положај испитаника је увек био стандардизован – потколенице су биле постављене на постоље, а бутине су биле близу постоља које

се могло подесити по висини и прилагодити сваком испитанику. Пацијенте је увек постављао и позиционирао физиотерапеут.

6.1.8 Алгоритам за обраду

Алгоритам обраде *RGB-D* снимака обухватао је следеће кораке:

1. Учитавање .bag фајлова и издвајање *depth* и *RGB* фрејмова релевантних за анализу,
2. Детекција и праћење грудног дела торза користећи *region-of-interest (ROI)* праћење,
3. Екстракција сигнала дисања као временске серије промена дубине у одабраним регионима,
4. Обрада добијених *1D* сигнала ради уклањања оутлајера,
5. Прорачун средње вредности сигнала у оквиру сваког трајала и у оквиру целе сесије,
6. Поређење трајала и поређење сесија применом одговарајућих статистичких метода.

Алгоритам обраде података са респираторног појаса обухватао је следеће кораке:

1. Реузорковање ради поређења са сигналом са камере,
2. Поређење таласних облика две методе прорачуном Пирсоновог коефицијента корелације ради процене сагласности мерења.

Алгоритам за обраду података са оба коришћена сензора и коришћеног инструмента дат је на Слици 6.5.



Слика 6.5 – Блок дијаграм алгоритма за обраду секвенце *RGB-D* слика/фрејмова са две камере: слика илуструје фазе алгоритма у трећој фази студије: аквизицију синхронизованих снимака са две камере, поравнање и

уклапање (регистрацију) облака тачака, и екстракцију респираторних сигнала на тачкама где су постављени маркери. Након издвајања респираторних сигнала, алгоритам се грана на три крака: један крак пореди респираторне сигнале са сигналама добијеним са респираторног појаса, док други крак на основу респираторних сигнала прорачунава средње вредности АП и ЈЛ дијаметара и пореди их са мерењима добијеним применом пелвиметра, трећи крак прорачунава средње вредности респираторних сигнала на свим локацијама на којима су постављени маркери и врши њихово поређење између трајала и између сесија.

6.1.9 Постављање маркера

На испитанику су постављени маркери на следећим анатомским реперним тачкама: левој и десној брадавици, централној тачки грудног коша, две бочне тачке на тораксу, као и на пупку. Наведене тачке су одабране тако да обухвате кључне делове предње површине трупа, чиме је омогућено праћење респираторно условљених померања и промена геометрије грудног коша. Маркери постављени на брадавицама и централној тачки омогућавају анализу симетричног и асиметричног ширења грудног коша, док бочне тачке пружају информације о латералним померањима. Маркер постављен на пупку служи као референтна тачка за праћење абдоминалне компоненте дисања и омогућава разликовање торакалне и абдоминалне респирације.

Централна тачка је постављена приближно на 1/3 раздаљине између брадавица и пупка, што је мерено мерном траком, док су бочне тачке постављане на одређеном растојању од централне тачке, које је проценио физиотерапеут. Позиције маркера изражене као растојања до реперних тачака за прва три испитаника ради илустрације описаног поступка, дате су у Табели 6.2.

Табела 6.2 – Позиције маркера на торзу испитаника изражене кроз удаљености између реперних тачака – примери растојања.

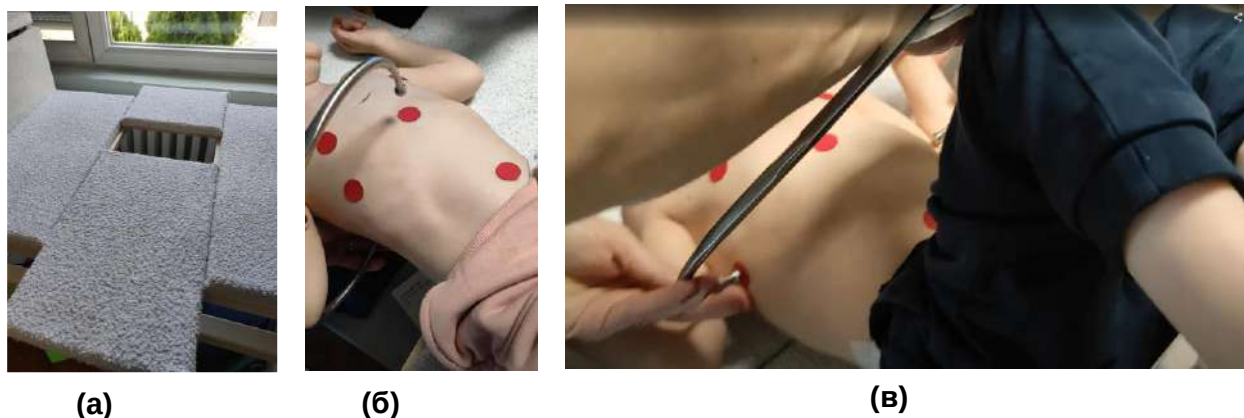
	Брадавице- пупак [cm]	Брадавице- централни маркер [cm]	Централни маркер-леви бочни маркер [cm]	Централни маркер-десни бочни маркер [cm]
Испитаник 1	13	4	10	10
Испитаник 2	15.5	5	8.5	8.5
Испитаник 3	16.5	6	12	12

6.1.10 Мерење пелвиметром

Мерење антеропостериорног (АП) и латеролатералног (ЈЛ) дијаметра извршено је употребом пелвиметра као референтног антропометријског метода, са циљем добијања поузданих референтних вредности геометријских димензија трупа испитаника. АП дијаметар мерен је између предње површине грудног коша и задње површине трупа у нивоу централног маркера, док је ЈЛ дијаметар одређиван између леве и десне бочне стране трупа. При томе, ЈЛ дијаметар није мерен као највећа ширина грудног коша у трансверзалној равни, већ је одређен као растојање између симетрично постављених маркера на левој и десној страни грудног коша, при чему су маркери били постављени ближе брадавицама.

Током мерења вршено је континуално снимање мерне скале мобилним телефоном у трајању од неколико секунди, како би се омогућила прецизнија процена дијаметра у условима респираторних покрета. Коначна вредност дијаметра одређивана је за тренутке експирације, када су димензије грудног коша најмање.

Мерење је спровођено пре сваке експерименталне сесије. Положај испитаника и поставка мерења били су прилагођени одређивању АП дијаметра, при чему је коришћен посебно конструисан сто који је омогућавао приступ задњој површини тупа једним краком пелвиметра – Слика 6.6.



Слика 6.6 – Поставка за мерење АП (антеропостериорног) и ЛЛ (латеролатералног) дијаметра грудног коша укључивала је сто који се састојао из покретних делова: (а) приказује случај када су покретни делови растављени како би се омогућио приступ задњој површини тупа једним краком пелвиметра; (б) приказује мерење АП дијаметра; (в) приказује мерење ЛЛ дијаметра.

6.1.11 Снимање камерама

За потребе експеримента две камере су конфигуриране у складу са техничким упутством произвођача за синхронизовано снимање у поставци са већим бројем камера. Камере су физички повезане и подешене тако да једна камера функционише као мастер јединица, док је друга постављена у режим слејв јединице. Мастер камера генерисала је хардверски сигнал окидања (енгл. *trigger*), који је слејв камера примала ради временске усклађености *depth* и *RGB* фрејмова у обе јединице. Оваква конфигурација омогућила је да обе камере снимају исте респираторне покрете у строго синхронизованим временским тренуцима.

Постављене су у фиксном положају, уз унапред дефинисани просторни распоред који је претходно објашњен. Снимања су извршена са просторном резолуцијом 1280x720, брзином фрејмова од 30 Hz, и *Medium Density* визуелним пресетом који пружа баланс између попуњености дубинске слике и тачности. Уз наведено, с обзиром да су обе камере биле постављене релативно близу испитанику, параметар *disparity shift* је повећан на вредност 50 како би камера била оптимизована за снимање ближих објеката.

Софтвер за прикупљање података је написан у *MATLAB* верзији R2021a (*MathWorks, Natick, MA, USA*). За подешавање параметара камере коришћена је *Intel SDK* (енгл. *Software Development Kit*) библиотека.

6.1.12 Обрада података са камера

6.1.12.1 Конверзија у .mat фајлове

Исто као у Фази 2, сви снимљени подаци са камера сачувани су у формату *.bag* фајлова, који су садржали синхронизоване *depth* и *RGB* фрејмове, као и временске ознаке (енгл. *timestamp*) и пратеће метаподатке као што су *intrinsic* и *extrinsic* параметри камере, параметре стримова и информације о

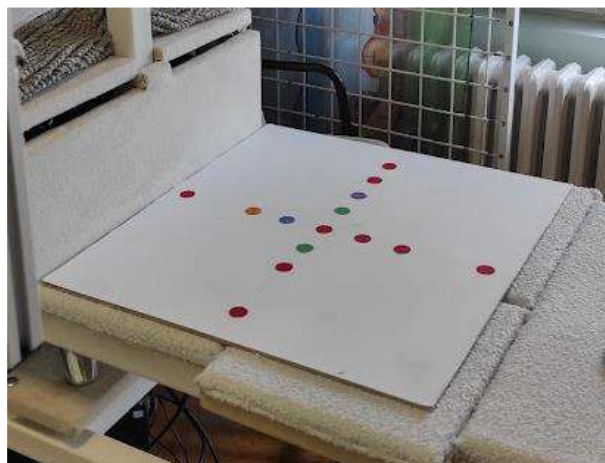
уређају. За потребе анализе, из сваког *.bag* фајла екстрахована је секвенца *RGB-D* слика у облику појединачних фрејмова који су смештени у *.mat* фајлове.

Да би се смањила величина података и омогућила ефикаснија обрада, све слике су децимиране на резолуцију 360×640 пиксела. Ова редукција резолуције није утицала на могућност праћења дисајних покрета, а значајно је смањила потребан простор за складиштење и време обраде података. Сваки *.bag* фајл заузимао је између 4 и 5 GB меморије, док је *.mat* фајл са *RGB-D* фрејмовима заузимао око 3 GB меморије.

6.1.12.2 Екстерна калибрација камера

Екстерна калибрација камера је изведена снимањем два типа референтних геометријских објеката: равни (планарног шаблона) из Експеримента 2 и пирамидалног објекта. За сваки објекат одређивана је трансформација између координатних система леве и десне камере на основу одговарајућих карактеристичних тачака. Добијене трансформације су омогућиле поуздано одређивање просторног односа камера, што је неопходно за даљу реконструкцију дубине и анализу података.

Карактеристичне тачке су биле центри маркера који су били постављени на објекте. На оба објекта били су постављени маркери различитих боја. На равном објекту, као што је објашњено у Експерименту 2, један маркер је био постављен централно, а остали су се пружали у четири ортогонална правца у односу на централни.



(a)



(b)

Слика 6.7 – Референтни објекти коришћени за екстерну калибрацију камера: планарни шаблон израђен од чврстог картона и пирамида израђена 3D штампом. Ови објекти су коришћени за одређивање карактеристичних тачака и трансформација између координатних система леве и десне камере.

Други референтни објекат представљао је тродимензионални модел шестостране пирамиде. Маркери су постављени на сваку другу бочну страну пирамиде, тако да су укупно коришћена три маркера. Оваквим распоредом обезбеђено је да маркери буду просторно распоређени око тела пирамиде, односно да не леже у истој равни, а истовремено је омогућено угаоно раздвајање маркера дуж обима основе, чиме се постиже добра просторна разуђеност карактеристичних тачака. С обзиром на то да маркери припадају различитим нагнутим равнима, оваква конфигурација обезбеђује тродимензионалну информацију о положају објекта, што доприноси поузданијој процени ригидне трансформације између камера.

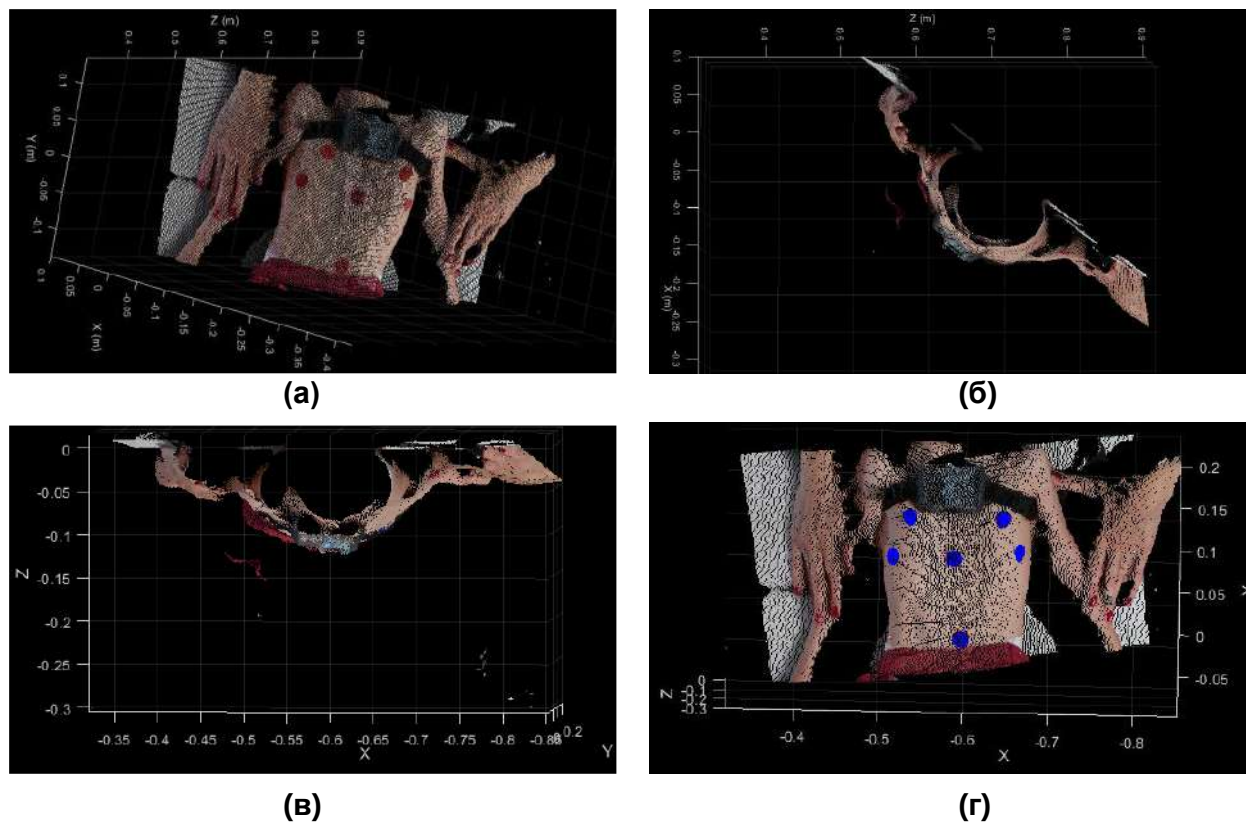
Квалитет екстерне калибрације процењиван је коришћењем мера које показују степен поклапања сцена снимљених левом и десном камером. За сваки пар слика израчунавано је симетрично поређење тачака (енгл. *symmetric point comparison*), у оквиру кога се свака тачка са једне камере упоређује са њој најближом тачком са друге камере. Анализирано је геометријско одударање – креирани су хистограми одступања најближих тачака, што омогућава процену колико су тачке на реконструисаним површинама усклађене у простору. Слично је урађено у [98].

Сваки нови дан снимања подразумевао је једно или два снимања калибрационог објекта најчешће због ненамерног померања камере од стране истраживача и родитеља. Упоредени су резултати добијени за оба калибрациона објекта, а коначне ригидне трансформације које геометријски повезују две камере изведене су из калибрације оног објекта који је показао боље мере усклађености леве и десне слике.

6.1.12.3 Формирање јединственог 3D модела и екстракција маркера

Након екстерне калибрације камера, извршено је међусобно уклапање леве и десне *RGB-D* слике торза испитаника, и формирање јединственог 3D модела, а затим је у циљу стандардизације положаја модела у односу на координатни систем камера, на почетном фрејму изведена нормализација просторне оријентације. Наиме, на основу пет ручно изабраних тачака које припадају равни стола одређена је једначина равни стола, након чега је модел трансформисан тако да се раван стола поравна са x -у равни координатног система камере. Поред тога, коришћене су две тачке на торзу (положаји брадавица) ради одређивања правца дуж којег се простиру маркери, који је затим поравнат са x -осом камере.

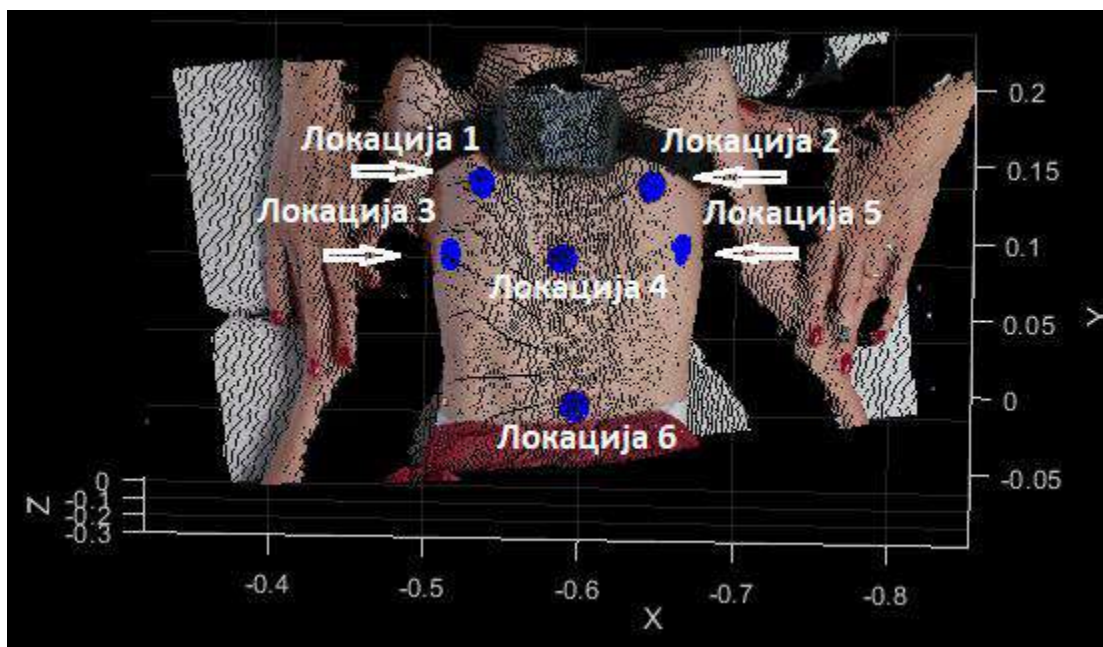
Овако дефинисана нормализациона трансформација примењена је на све наредне фрејмове како би се обезбедило да се торзо у сваком тренутку посматра у истом, стандардизованом координатном систему. Након нормализације следи детекција маркера на моделу и издвајање координата тачака које припадају сваком маркеру, што је понављано за сваки фрејм током читаве секвенце.



Слика 6.8 – Геометријска нормализација 3D модела добијеног на основу две слике: (а) показује модел непосредно након регистрације две слике. Маркери кружног облика су јасно видљиви; (б) показује 3D модел из другог угла; (в) показује 3D модел након поравнања са x-y равни камере; (г) показује исти модел из другог угла, при чему је приказан и резултат детекције маркера.

6.1.12.4 Издвајање респираторних сигнала

Праћењем средње вредности z-координата маркера, кроз фрејмове, екстраховани су 1D сигнали који су, из практичних разлога, коришћени као репрезентативни респираторни сигнали. Сигнали су издвајани са укупно 6 канала; централни канал се налази приближно на тачки која је на 1/3 растојања између брадавица и пупка и служио је као референтни канал за детекцију респираторних циклуса. Он се у даљој обради водио као Локација 4. Остали канали су извучени на локацијама: десна брадавица (Локација 1), лева брадавица (Локација 2), бочни маркер са десне стране тела (Локација 3), бочни маркер са леве стране тела (Локација 5), маркер на пупку (Локација 6).

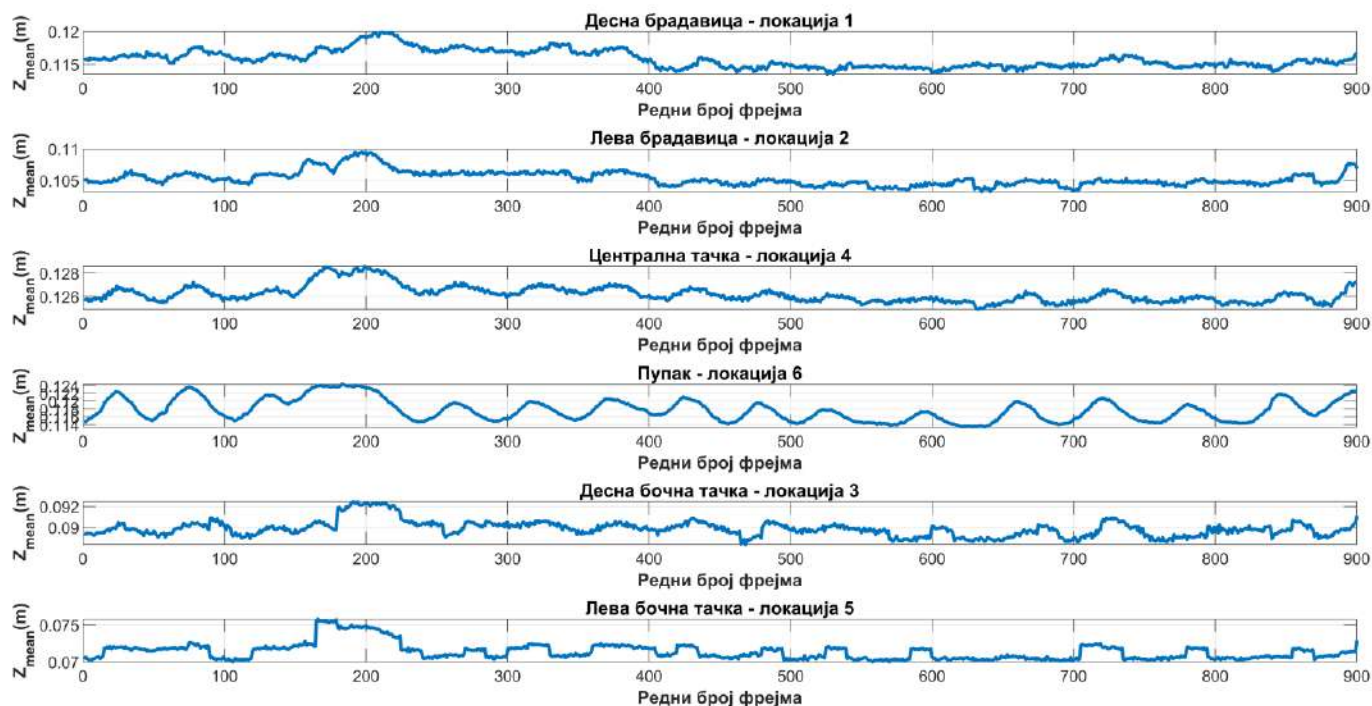


Слика 6.9 – Положај шест анализираних локација на торзу испитаника. Централни канал (Локација 4) налази се приближно на 1/3 растојања између брадавица и пупка и коришћен је као референтни канал за детекцију респираторних циклуса. Остале локације обухватају десну (Л1) и леву брадавицу (Л2), десни (Л3) и леви (Л5) бочни маркер, као и маркер на пупку (Л6).

За сваки маркер издвојена је област у облаку тачака која одговара његовој позицији. Респираторни сигнал на месту маркера дефинисан је као временска промена средње вредности координате дубине (z-координате) свих тачака које припадају тој области. На тај начин се утицај шума појединачних тачака смањује усредњавањем већег броја мерења. Слично као у Експерименту 1, сигнал је математички дефинисан као:

$$z_m(t) = \frac{1}{N_m} \sum_{i=1}^{N_m} z_i(t), \quad (6.1)$$

где је $z_m(t)$ — респираторни сигнал на месту маркера, $z_i(t)$ — z-координата (дубина) i -те тачке у области маркера у тренутку t , N_m — укупан број тачака облака које припадају области маркера. Пример резултата дат је на Слици 6.10. Надаље су респираторни сигнали употребљени за поређење са сигналом се респираторног појаса и за издвајање АП и ЈЛЈ дијаметара.



Слика 6.10 – Примери респираторних сигнала извучених са локација на којима су били постављени маркери. Сигнали су извучени као средња вредност z -координате области тачака захваћених маркером, праћена у времену.

6.2 Експеримент 3 – калибрација

Екстерна калибрација између камера спроведена је коришћењем два различита референтна објекта: равне калибрационе табле и тродимензионалне шестостране пирамиде. За сваки објекат посебно процењена је ригидна трансформација – матрица ротације R и транслациони вектор t – која дефинише међусобни однос координатних система камера.

Поступак је обухватао:

1. детекцију карактеристичних тачака на референтном објекту у оба сензорска система.
2. успостављање кореспонденције између одговарајућих тачака.
3. процену ригидне трансформације минимизацијом грешке подударача између одговарајућих скупова тачака.

На тај начин добијене су две различите трансформације:

1. трансформација процењена на основу равне табле,
2. трансформација процењена на основу пирамиде.

У циљу избора поузданије трансформације извршена је квантитативна евалуација квалитета подударача применом метрика успешности. Као коначна екстерна калибрација усвојена је она

трансформација која је показала боље вредности изабраних метрика, односно мању грешку поравнања. Оваквим приступом омогућен је робуснији избор параметара екстерне калибрације, будући да се коначна трансформација не заснива искључиво на геометрији појединачног калибрационог објекта, већ на квантитативној процени тачности регистрације.

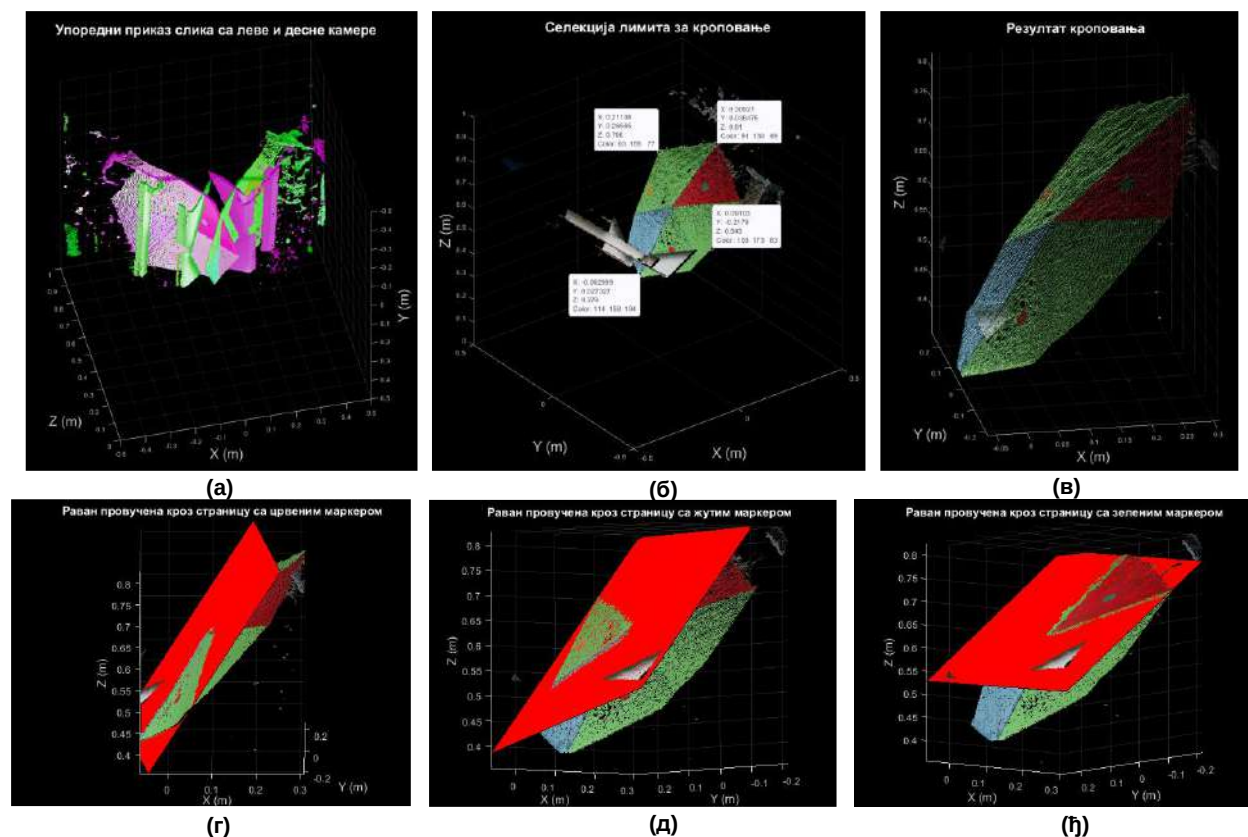
6.2.1 Калибрација на основу равни

Поступак екстерне калибрације на основу равног референтног објекта објашњен је у Експерименту 2.

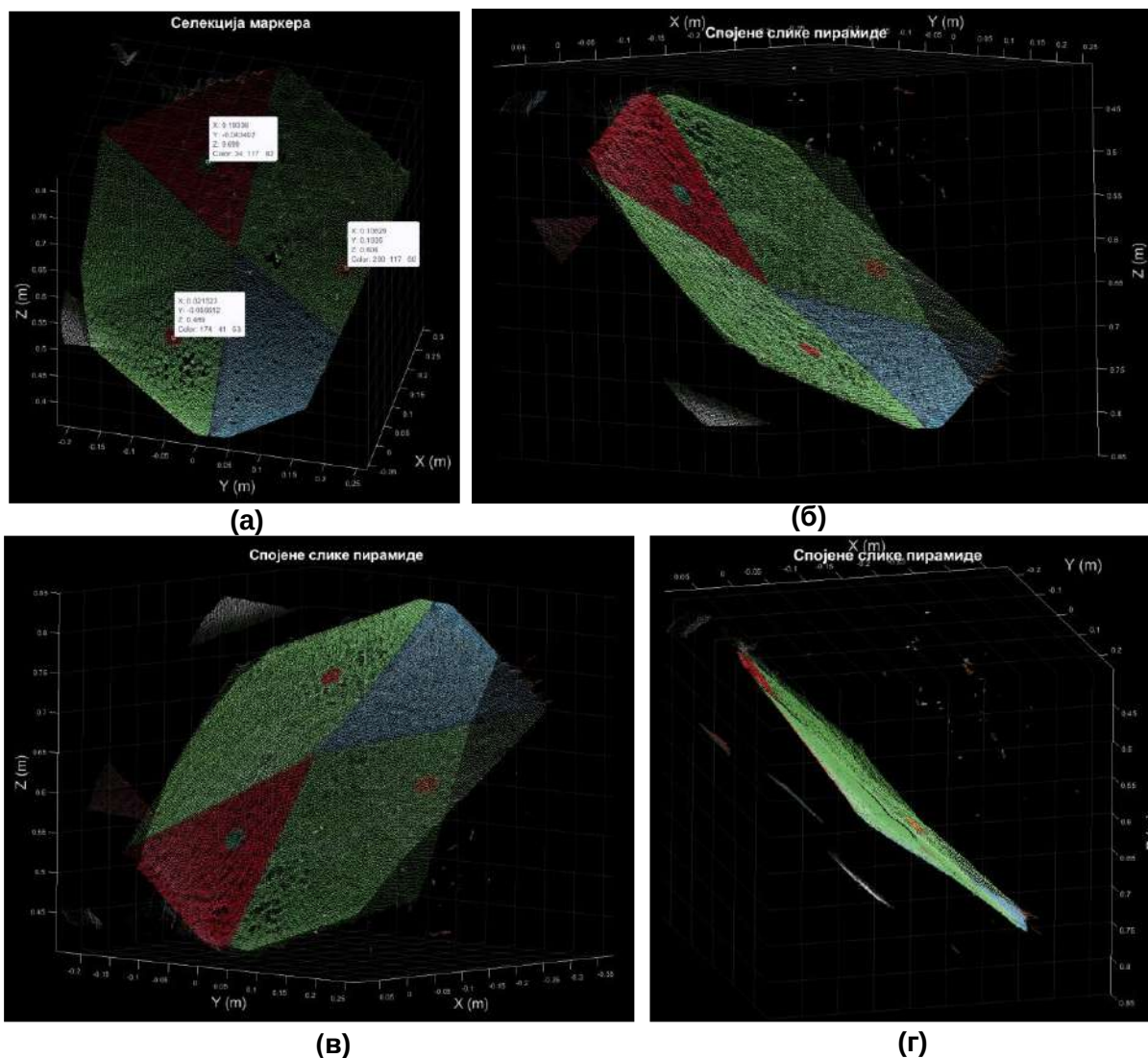
6.2.2 Калибрација на основу пирамиде

Процена ригидне трансформације извршена је на основу три маркера који су били истовремено видљиви на левој и десној слици. За сваку страницу са маркером поступак обраде спроведен је појединачно. Као и у случају равни, издвојени део облака тачака који одговара датој страници најпре је ригидно трансформисан тако да се поклопи са x -у равни. Овим поравнањем омогућено је формирање 2D слике која геометријски верно репрезентује посматрану површину.

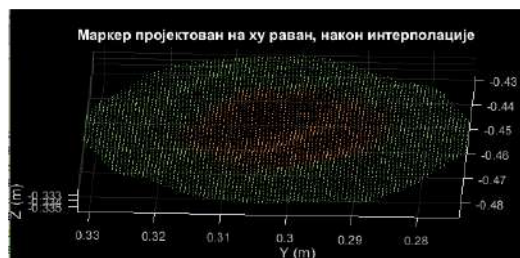
На основу тако добијене пројекције формирана је слика у *HSV* простору боја, након чега је спроведена детекција маркера. Основни приступ био је идентичан као у претходним експериментима – анализа одговарајуће компоненте *HSV* простора и примена кружне Хафове трансформације. Једина методолошка разлика у односу на поступак код равни односила се на додатну корекцију контраста применом *MATLAB* функције *imadjust*. Овај корак био је неопходан јер контраст између маркера и позадине није био довољно изражен, упркос различитим бојама. Исто тако, позадина је у појединим случајевима била црвене, а у другим зелене боје, што је утицало на избор компоненте за детекцију. У случају зеленог маркера на црвеној позадини, детекција је извршена анализом *H* (енгл. *hue*) компоненте, док је у случајевима када су маркери били на зеленој позадини коришћена *S* (енгл. *saturation*) компонента слике. Комбинација поравнања површине, корекције контраста и адекватног избора *HSV* компоненте омогућила је поуздану детекцију ивица маркера. Након детекције маркера на датом пару слика (са два сензорска система), формирана су три пара кореспондирајућих 3D тачака, на основу којих је процењена ригидна трансформација применом Кабшовог алгоритма базираног на минимизацији средње квадратне грешке (објашњеног у поглављу Експеримент 2).



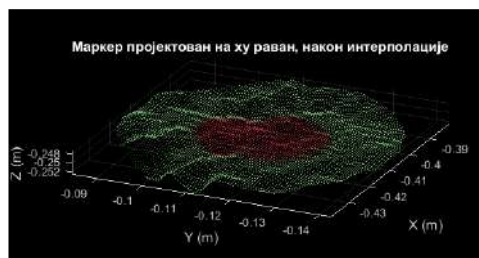
Слика 6.11 – Екстерна калибрација камера на основу модела пирамиде: (а) даје упоредни приказ слика пирамиде са леве и десне камере; (б) илуструје селекцију лимита за кроповање на једној од слика, а на исти начин извршено је кроповање и на другој слици, како би се са слике што више избациле тачке које не припадају моделу пирамиде; (в) је резултат кроповања на једној слици. Кроповање је урађено тако да на исеченој слици остану сви маркери јер је на основу њих урађено уклапање слика са леве и десне камере; Последње три слике показују резултате провлачења равни кроз сваки страну пирамиде на којој је био постављен маркер. (г) показује резултате провлачења равни кроз страну са црвеним маркером; (д) показује резултате провлачења равни кроз страну са наранџастим маркером; (ж) показује резултате провлачења равни кроз страну са зеленим маркером. Раван је омогућила да се модел пројектује на x - y раван што је омогућило прецизно препознавање круга на добијеној $2D$ слици.



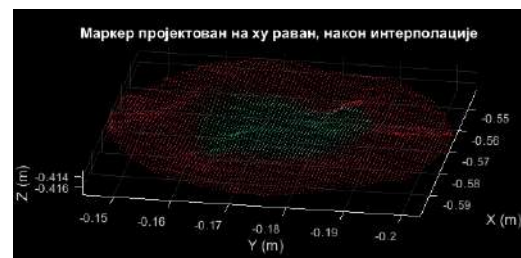
Слика 6.12 – Приказује уклапање слика пирамиде у један модел, након идентификоване ригидне трансформације која повезује леву и десну камеру. Слика под (а) илуструје одабир маркера на једној од слика (са леве/десне камере), док су исти маркери морали бити селектовани и на другој слици. На основу детекције кругова који представљају селектоване маркере, што је одрађено посебно за леву и посебно за десну слику, израчуната је ригидна трансформација која повезује положај леве и десне камере; последње три слике приказују резултате након уклапања леве и десне слике у један модел, из различитих углова.



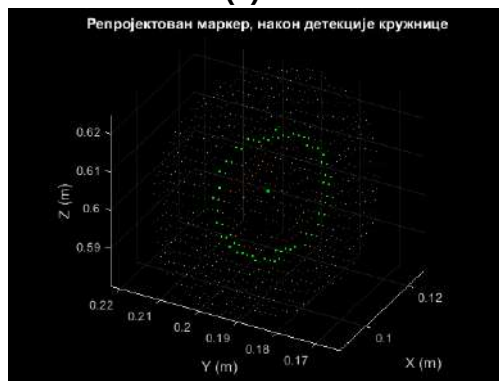
(а)



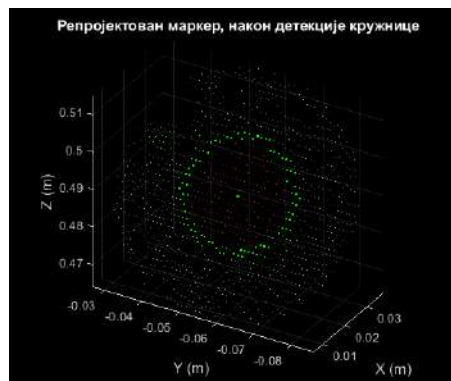
(б)



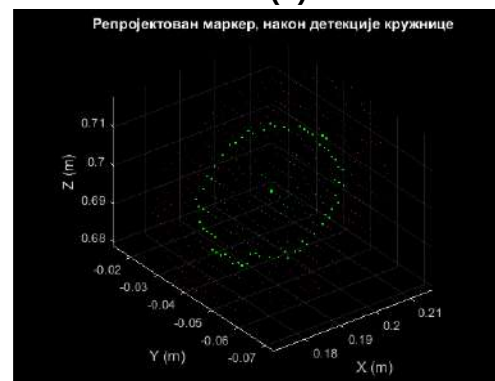
(в)



(г)

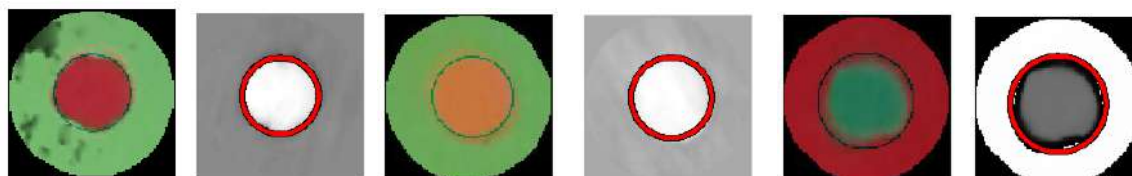


(д)

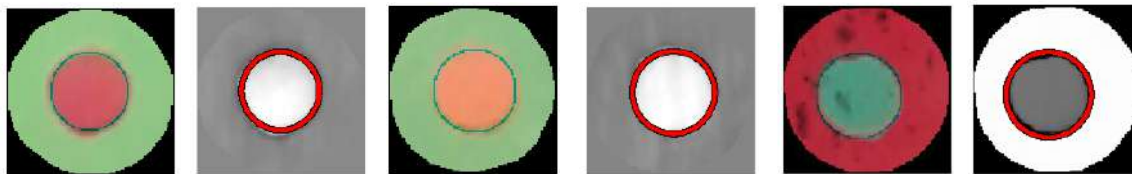


(ђ)

Слика 6.13 – Приказује неке међукораци у детекцији маркера на моделу пирамиде. Прве три подслике односе се на три селектована маркера, од којих је у овом примеру први селектовани маркер био наранџаст, а остали су били црвени. Први корак у поступку детекције је био пројекција на x -у раван дате камере, а након тога интерполација тачака како би се детекција урадила на основу слике веће резолуције. Друге три слике приказују како изгледа контура детектованих маркера након репројекције облака на полазну оријентацију. На основу центроида детектованих области маркера на левој и десној равни, одрађена је идентификација ригидне трансформације која повезује леву и десну камеру.



(а)



(б)

Слика 6.14 – Приказује неке међукораци у детекцији маркера на моделу пирамиде, један пример. Ово су међукораци који се изводе над пројекцијом облака тачака на 2D слику. Свака врста у монтажи слика односи се на снимке са једне од две камере, и у свакој врсти дати су резултати детекцију за сваки од три маркера, и

то у парним колонама су резултати детекције у *HSV* простору боја, док је одговарајући круг приказан и *RGB* слици, у свакој непарној колони. Може се приметити да се одређене тачке које су последица шума, у *HSV* простору боја не виде. У случају зеленог маркера на црвеној позадини, детекција је извршена на *H* (енгл. *hue*) компоненти, док је у случајевима када су маркери били на зеленој позадини детекција извршена на *S* (енгл. *saturation*) компоненти слике.

6.2.2.1 Осврт на *Iterative closest point (ICP)* алгоритам

Поред аналитичке процене ригидне трансформације на основу три кореспондирајућа маркера, разматрана је и примена итеративног алгоритма регистрације *tform_icp* (енгл. *Iterative Closest Point – ICP*). Иако *ICP* алгоритам у теорији омогућава прецизније поравнање целокупних облака тачака, у оквиру овог експеримента није дао задовољавајуће резултате.

Претпоставка је да је узрок томе неуједначен ниво шума у облаку тачака, при чему су поједини делови површине пирамиде били значајно више зашумљени од других. С обзиром на то да *ICP* алгоритам заснива оптимизацију на минимизацији растојања између најближих тачака, присуство локалних шума и неправилности у геометрији може довести до погрешних кореспонденција и одступања од глобално оптималног решења. Последично, алгоритам је показивао мању стабилност и варијабилност у добијеним трансформацијама. Са друге стране, процена ригидне трансформације заснована на јасно дефинисаним и поуздано детектованим маркерима показала се робуснијом у условима присутног шума, будући да се оптимизација врши над ограниченим скупом карактеристичних тачака, а не над целокупном геометријом облака.

6.2.3 Процена поузданости регистрације облака тачака на основу симетричних растојања

Квантитативна процена поузданости ригидне трансформације спроведена је на основу два сета трансформација: оних добијених коришћењем равни и оних добијених коришћењем модела пирамиде. За сваки сет трансформација учитане су слике равни са леве и десне камере, на основу којих је формиран јединствен модел равни. На овом моделу израчунате су метрике регистрације које омогућавају процену тачности и стабилности трансформације. Слике равни су одабране јер су, одокативно процењено, садржале мање шума у поређењу са сликама модела пирамиде.

За процену тачности трансформација, коришћена је симетрична метрика растојања облака тачака. Искоришћена је функција која израчунава апсолутна растојања, и на основу које се долази до тачности калибрације. Слично је урађено у [98].

6.2.3.1 Симетрична мера одступања

Нека су $P_1 = \{p_i\}_{i=1}^{N_1}$, $P_2 = \{q_j\}_{j=1}^{N_2}$, два регистрована облака тачака у $\mathbb{R}^3$. За сваки $q_j \in P_2$, дефинише се најближа тачка у P_1 :

$$p_{NN}(j) = \arg \min_{p_i \in P_1} \|q_j - p_i\|. \quad (6.2)$$

Растојање у смеру $P_2 \rightarrow P_1$ је:

$$d_j^{(12)} = \|q_j - p_{NN}(j)\|. \quad (6.3)$$

Аналогно, за сваки $p_i \in P_1$:

$$q_{NN}(i) = \arg \min_{q_j \in P_2} \|p_i - q_j\|. \quad (6.4)$$

Растојање у смеру $P_1 \rightarrow P_2$ је:

$$d_i^{(21)} = \|p_i - q_{NN}(i)\|. \quad (6.5)$$

С обзиром да је у питању Еуклидска норма:

$$d \geq 0. \quad (6.6)$$

Методологија је следећа:

1. За сваки облак тачака (P_1, P_2) пронађене су најближе тачке помоћу *nearest-neighbor* алгоритма у оба смера (*MATLAB*-ова функција *knnsearch*).
2. Израчунавају се растојања d_{12} ($P_2 \rightarrow P_1$) и d_{21} ($P_1 \rightarrow P_2$)
3. За свако растојање из оба смера израчунавају се статистике: средња вредност μ , и стандардна девијација σ .
4. Симетрични просек се добија као аритметичка средина одговарајућих метрика из оба смера поређења ($P_2 \rightarrow P_1$ и $P_1 \rightarrow P_2$), чиме се обезбеђује да резултат буде независан од избора референтног облака тачака. При томе, у изразима фигуришу средња вредност по смеру и стандардна девијација по смеру.

6.2.3.2 Средња вредност по смеру

Средња вредност растојања по смеру представља просечно одступање тачака једног облака у односу на најближе тачке другог облака. У смеру $P_2 \rightarrow P_1$, за сваку тачку из облака P_2 одређује се најближа тачка у облаку P_1 , након чега се рачуна Еуклидско растојање између тих тачака. Средња вредност ових растојања дефинише се као:

$$\mu_{12} = \frac{1}{N_2} \sum_{j=1}^{N_2} d_j^{(12)}. \quad (6.7)$$

где је N_2 број тачака у облаку P_2 , а $d_j^{(12)}$ растојање до најближе тачке у P_1 .

Аналогно томе, у смеру $P_1 \rightarrow P_2$, дефинише се величина μ_{21} . Средња вредност по смеру даје информацију о просечној геометријској разлици између два облака када се један облак посматра као референтни.

6.2.3.3 Стандардна девијација по смеру

Поред средње вредности, значајна мера је и стандардна девијација, која описује распршење појединачних одступања око њихове средње вредности.

За смер $P_2 \rightarrow P_1$, стандардна девијација дефинише се као:

$$\sigma_{12} = \sqrt{\frac{1}{N_2} \sum_{j=1}^{N_2} (d_j^{(12)} - \mu_{12})^2}. \quad (6.8)$$

Ова величина показује у којој мери су појединачна растојања хомогена: мала вредност указује на равномерно распоређена одступања и стабилну регистрацију, велика вредност указује на значајније варијације, односно на присуство локалних неправилности или шума.

Аналогна дефиниција важи и за смер $P_1 \rightarrow P_2$.

6.2.3.4 Симетрични просек из оба смера

Симетрични просек из оба смера даје коначну метрику појединачне трансформације:

$$\mu_{sym} = \frac{\mu_{12} + \mu_{21}}{2}, \quad (6.9)$$

$$\sigma_{sym} = \frac{\sigma_{12} + \sigma_{21}}{2}. \quad (6.10)$$

Апсолутна метрика омогућава процену укупне величине геометријске грешке регистрације. Коришћен је симетрични приступ, односно израчунавање растојања у оба смера ($P_1 \rightarrow P_2$ и $P_2 \rightarrow P_1$), чиме се елиминише зависност резултата од избора референтног облака.

6.2.3.5 Укупна грешка регистрације

Такође је конструисан хистограм симетричних растојања, где је оптималан број интервала изабран коришћењем *Freedman–Diaconis* правила ([119]). На основу ових хистограма израчуната је укупна (акумулирана) грешка регистрације, која је коришћена као коначна мера за упоређивање трансформација.

Укупна грешка дефинисана је као збир апсолутних одступања свих тачака. С обзиром на то да је расподела грешака представљена хистограмом, вредност је нумерички апроксимирана као збир производа апсолутних вредности центара бинова и броја тачака у сваком бину. Ако сваки бин опишемо преко броја тачака у бину (N_k), и преко центра бина (c_k), онда се грешка може изразити као:

$$E_{total} = \sum_{k=1}^K c_k N_k. \quad (6.11)$$

И то је нумеричка апроксимација укупне грешке:

$$E_{total} = \sum_{i=1}^N d_i, \quad (6.12)$$

Где је d_i одступање најближе тачке израчунато за оба смера.

С обзиром да је средња вредност одступања за оба смера једнак:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N d_i, \quad (6.13)$$

укупна грешка се своди на:

$$E_{total} = \mu \cdot N. \quad (6.14)$$

Док је μ просечно одступање по тачки, а σ распршење одступања, E_{total} је сума свих одступања, и према томе мера укупне грешке.

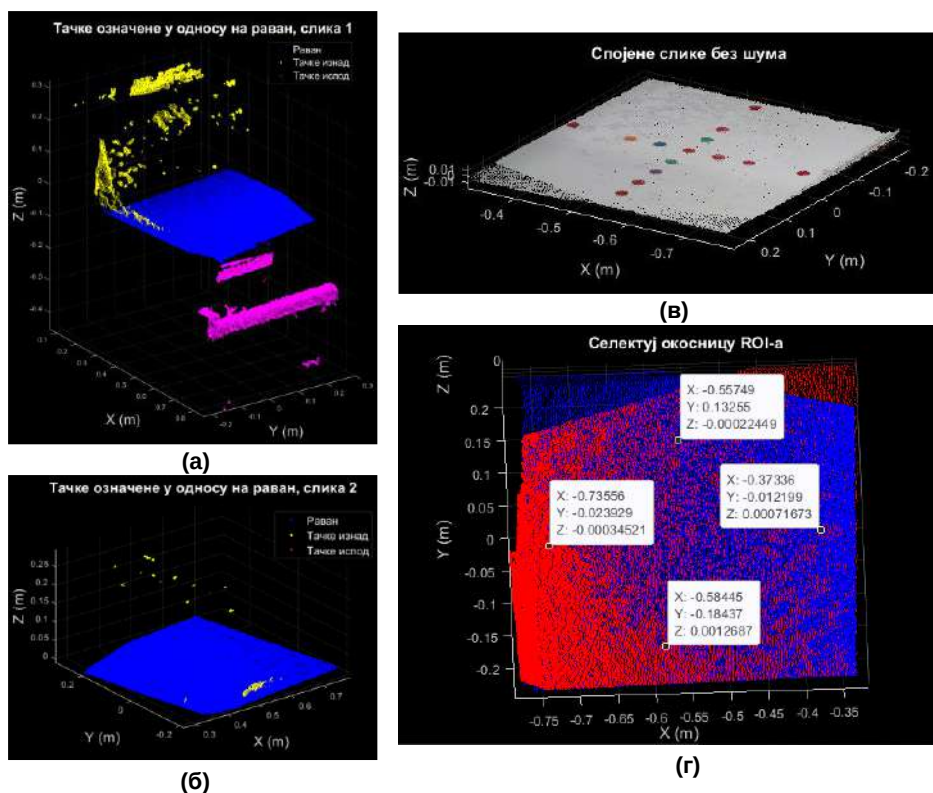
6.2.3.6 Поступак прорачуна метрика са примером

Након примене претходно израчунатих ригидних трансформација, за сваку анализирану конфигурацију формиран је јединствени регистровани облак тачака на основу *RGB-D* слика леве и десне камере. Поступак процене поузданости трансформације започет је учитавањем појединачних облака тачака добијених из *RGB-D* снимака. Применом одговарајуће ригидне трансформације, облак тачака једне камере трансформисан је у координатни систем друге, након чега је извршено њихово спајање у јединствени регистровани облак тачака.

На тако добијеном облаку извршена је просторна редукција података. Најпре су одређене граничне вредности по x и y оси, на основу којих је дефинисана област од интереса (*ROI*), чиме је извршено кроповање облака тачака и елиминисање периферних делова који не припадају анализираној равни.

У циљу додатног уклањања шума, на кропованом облаку ручно је одабрано пет тачака које припадају равни, на основу којих је израчуната једначина равни. Коришћењем добијене аналитичке форме равни извршена је класификација тачака у односу на њено одступање. Задржане су искључиво тачке чије је растојање од равни било мање од задате толеранције (± 2 cm), док су тачке изнад и испод те границе елиминисане. На овај начин добијен је редуковани јединствени регистровани облак тачака који представља геометријски модел равни са минималним утицајем шума.

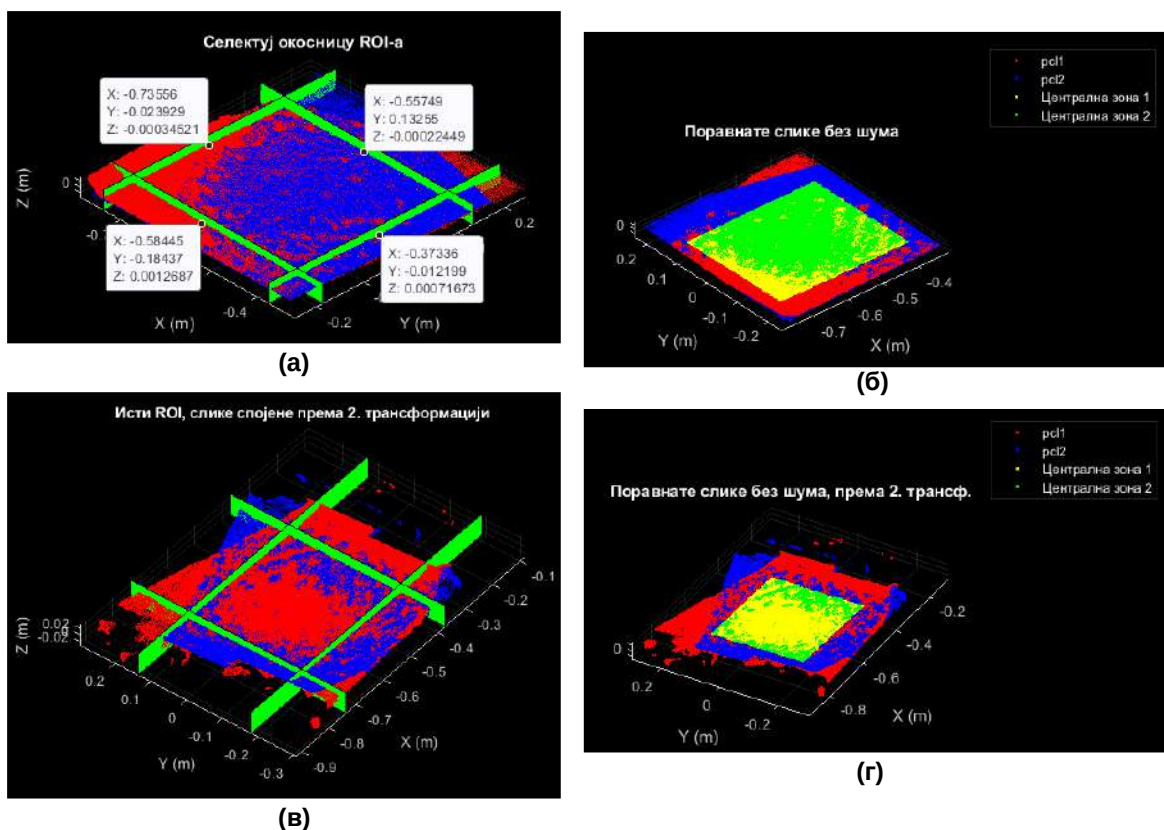
Након формирања редукованог јединственог регистрованог облака тачака, извршена је додатна селекција области погодне за квантитативну анализу. Одабрана је искључиво она просторна област за коју је визуелном и геометријском анализом утврђено да је присутна у облацима тачака обе камере, односно да не садржи дисконтинуитете или недостатке података (*рупе*) карактеристичне за једнострану приказ. Циљ ове селекције био је да се обезбеди да се метрике регистрације рачунају искључиво на заједничком скупу тачака, чиме се избегава утицај непотпуних или невалидних кореспонденција на процену тачности трансформације. У оквиру дефинисане заједничке области анализирано је подударање тачака левог и десног облака применом методе најближег суседа (*kNN*), уз коришћење симетричне метрике растојања.



Слика 6.15 – Приказује кораке у поступку прорачуна метрика регистрације координатних система двеју камера: (а) приказује одбацивање шума у односу на једначину равни која је провучена кроз модел равни. Жутим су обележене тачке које представљају шум се горње стране, а љубичастим које представљају шум са доње стране равни (у односу на наш угао гледања); (б) показује одбацивање тачака са доње стране равни. На исти начин су, након тога, одбачене и тачке са горње стране; (в) показује уклпљене слике са леве и десне камере, након што су све тачке шума, и околних објеката одбачене. Сада је могуће селектовати област на основу које ће се израчунати метрике регистрације; (г) Селекција тачака на основу којих ће се издвојити област за прорачун метрика регистрације. Тачке су биране тако да резултујућа област није обухватала рупе, ни у снимку са леве, ни у снимку са десне камере.

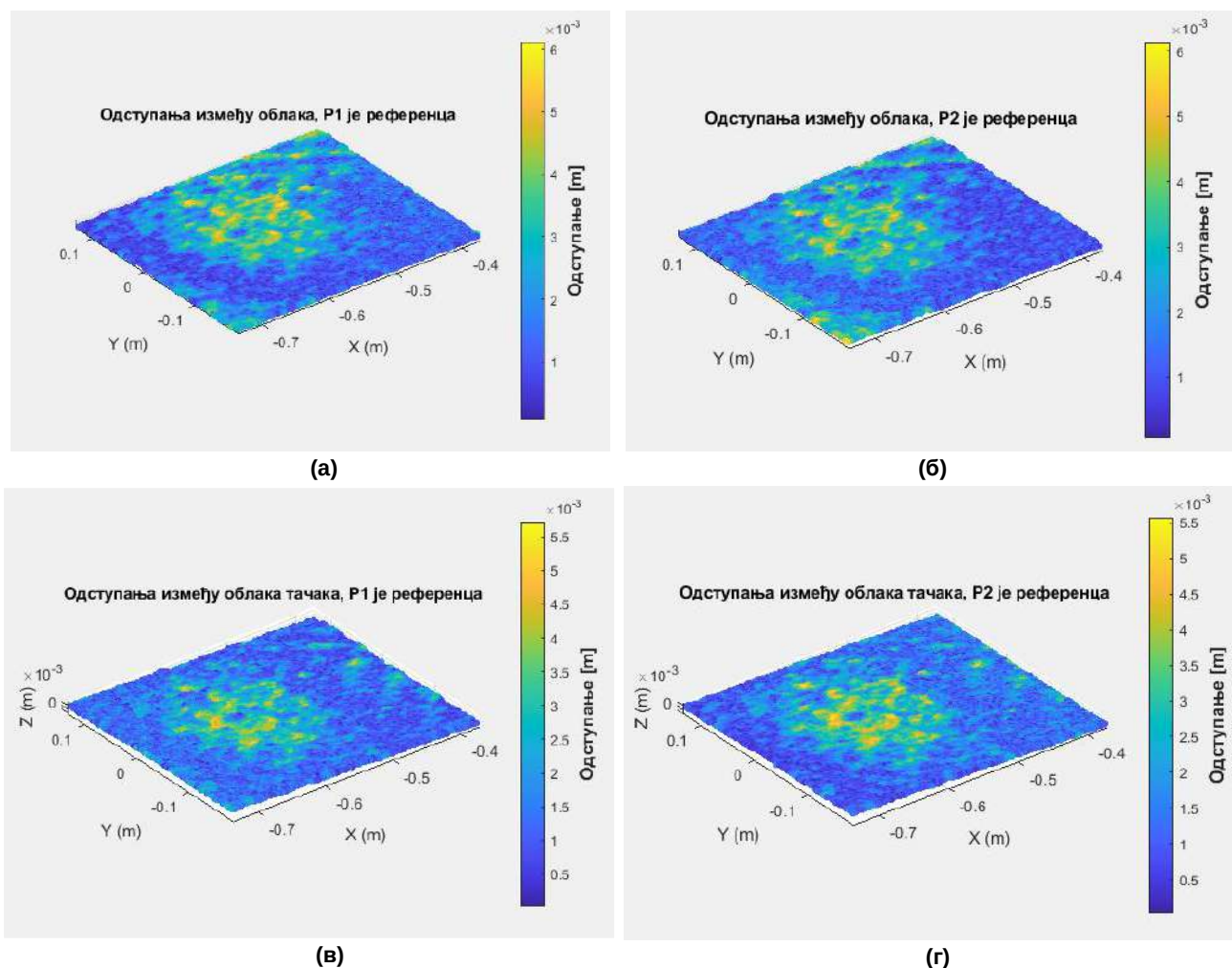
Визуелна контрола поравнања је прво извршена приказом истовремене 3D визуелизације левог и десног облака тачака применом функције *pcshow* а онда и приказом 3D графике у којима боја тачке одговара растојању до најближе тачке у другом облаку. 3D визуелизација левог и десног облака је подразумевала да су оба облака приказана у истом координатном систему, при чему је сваки облак представљен различитом бојом. Оваква визуелизација омогућава квалитативну процену међусобног поравнања облака, како у широј области након кроповања, тако и у централној зони анализе.

У случајевима када је у одређеној области доминантно присутна једна боја (у овом случају, то је црвена или плава), то указује на локално раздвајање облака, односно на постојање систематског просторног померања. Насупрот томе, равномерно преклапање обе боје указује на добро геометријско поравнање и високу конзистентност трансформације.



Слика 6.16 – Приказује следеће кораке у поступку прорачуна метрика регистрације координатних система двеју камера. Сlike су организоване у два реда: први ред, слике (а) и (б) односе се на пример уклапања коришћењем трансформација добијених на основу модела пирамиде, док се други ред, слике (в) и (г), односе на уклапање извршено на основу модела равни. У сваком реду, прва слика приказује формирање граница у којима ће се издвојити област за прорачун метрика регистрације – то су слике (а) за модел пирамиде, и (в) за модел равни, и након тога, издвојену област која је обележена жутом бојом за слику са једне, и зеленом за слику са друге камере. (б) приказује област за случај регистрације на основу модела пирамиде, док (г) приказује исту област за случај регистрације на основу модела равни. У случају модела пирамиде, једна боја је доминантна, што је индикатор тога да уклапање није извршено на најбољи могући начин.

Након квалитативне визуелне процене поравнања, извршена је визуелизација резултата квантитативне анализе применом 3D графика, у којима је боја сваке тачке кодирала растојање до њене најближе тачке у супротном облаку. Овим је омогућена интуитивна просторна процена локалних одступања и идентификација зона бољег или лошијег поравнања. Следећа слика приказује резултате у облику четири графика. Прва два графика односе се на уклапање извршено коришћењем трансформација добијених на основу модела пирамиде, док се друга два односе на уклапање извршено трансформацијом добијеном регистрацијом модела равни. У оба случаја, леви график приказује колор мапу одступања када је први облак (P_1) узет као референца, а десни график када је други облак (P_2) референтан.



Слика 6.17 – Приказује колор мапе одступања између две регистроване слике у области која служи за прорачун метрика регистрације. Одступање је израчунато применом kNN алгоритма на основу које је за сваку тачку у облаку са једне слике пронађена најближа тачка у облаку са друге слике. За сваку тачку растојање до најближе упарене тачке је означено бојом, при чему су хладније боје коришћене за мања, а топлије за већа растојања. Да не би било пристрасности у одабиру снимка у којем се тражи најближи сусед и који према томе представља референтни облак тачака, одступање је израчунато у оба смера. Графици (а) и (в) се односе на случај када је за референцу узет облак P_1 , при чему је регистрације урађена на основу модела пирамиде, и равни, тим редом, док се графици (б) и (г) односе на случај када је за референцу узет облак P_2 . Графици у првом реду се односе на регистрацију извршену на основу модела пирамиде, док се други ред односи на регистрацију извршену на основу модела равни.

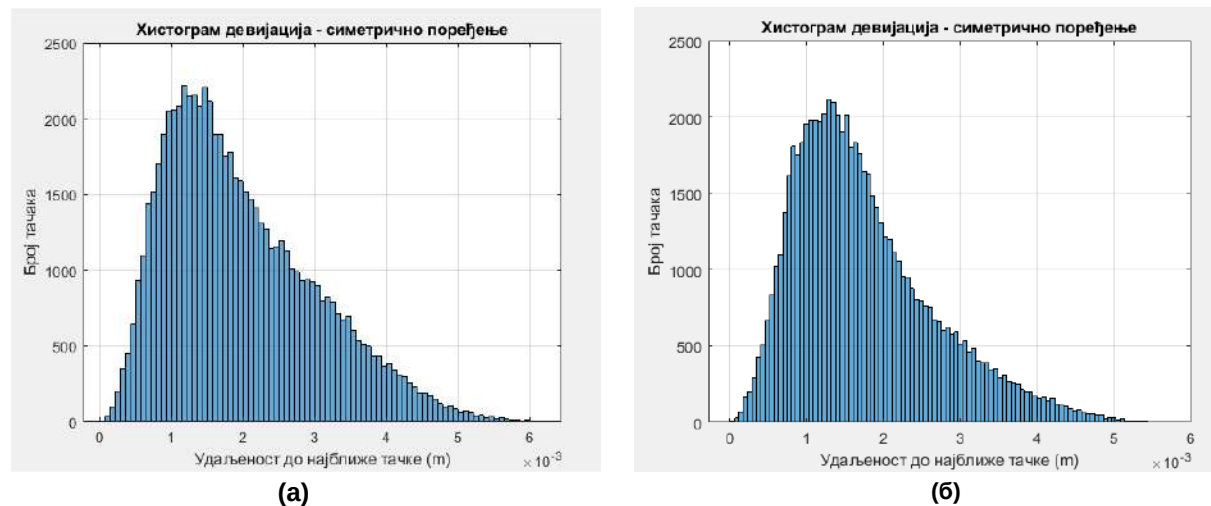
Боја тачака на графицима представља величину локалних одступања, при чему хладније боје (плава) указују на мања одступања, а топлије боје (жута) на већа. Са стране је приказан колорбар који служи као скала и мапира апсолутне вредности растојања на боју у милиметрима. Оваква визуелизација омогућава интуитивну процену квалитета поравнања облака тачака, при чему централне зоне са доминантним хладним бојама указују на добро поравнање, а појаве топлијих боја на локална већа одступања.

За регистрацију извршену на основу модела равни, одступања достижу приближно 5,5 mm, што је мање у односу на регистрацију добијену на основу модела пирамиде, где одступања достижу вредности до 6 mm.

На последњој слици, са леве стране приказан је хистограм одступања за регистрацију на основу модела пирамиде, док је са десне стране приказан хистограм за регистрацију извршену на основу модела равни. Оба хистограма имају приближно исти облик, али се види да је максимална вредност на x оси за десни график око 5 mm, док на левом графику достиже до 6 mm. Ово указује да у случају регистрације са пирамидом постоји више великих одступања, што је у складу са претходним закључцима изведеним на основу колор мапа.

У табели су приказане квантитативне метрике које потврђују визуелне резултате. За обе методе дата су упоредно следећа мерења: број тачака централне зоне левог и десног облака, средња вредност симетричног одступања, стандардна девијација симетричног одступања и укупна грешка добијена сумирањем хистограма. Резултати показују да регистрација на основу модела равни, поред мањих максималних одступања, има и ниже средње одступање и укупну грешку, што указује на прецизније и стабилније поравнање у односу на регистрацију изведену на основу модела пирамиде.

Приказани хистограми и табела метрика односе се на један пример калибрације. Укупно је извршено више калибрација, као што је већ наведено у претходним поглављима, и у већини случајева регистрација заснована на моделу равни давала је боље резултате. То се објашњава глаткијом површином облака тачака и мањим присуством шума, будући да су стране равни биле постављене у повољнијим угловима у односу на камеру, за разлику од модела пирамиде. Детаљни резултати свих калибрација и упоредни приказ метрика приказани су у посебном поглављу са резултатима.



Слика 6.18 – Приказује хистограм одступања за регистрацију: (а) на основу модела пирамиде, и (б) на основу модела равни. Хистограми имају приближно исти облик, али разлике су приметне у вредностима на x-оси: на десном графику вредности достижу отприлике 5 mm, док на левом графику достижу до 6 mm. Ово наводи на закључак да у случају регистрације са пирамидом постоји више одступања, него у случају модела равни, што се поклапа са закључцима изведеним на основу колор мапа.

Табела 6.3 – Квантитативни показатељи који потврђују претпоставке изведене на основу графика. За обе методе дата су упоредно следећа мерења: број тачака централне зоне левог и десног облака, средња вредност симетричног одступања, стандардна девијација симетричног одступања и укупна грешка добијена сумирањем

хистограма. Резултати показују да регистрација на основу модела равни, поред мањих максималних одступања, има и ниже средње одступање и укупну грешку, што указује на прецизније и стабилније поравнање у односу на регистрацију изведену на основу модела пирамиде.

	Број тачака леви облак	Број тачака десни облак	Средња вредност	Стандардна девијација	Укупна грешка	
Пример калибрације	36293	32199	0.00196	0.00104	134.8374	←Пирамида
	36419	32159	0.00174	0.00091	119.9261	←Раван

6.3 Експеримент 3 – обрада *RGB-D* слике

6.3.1 Формирање модела и нормализација оријентације

Након екстерне калибрације камера, извршено је међусобно уклапање леве и десне *RGBD* слике торза испитаника и формирање јединственог *3D* модела. На основу *3D* модела праћеног у времену, извучене су координате централних тачака маркера које су после коришћене за анализу димензија грудног коша испитаника.

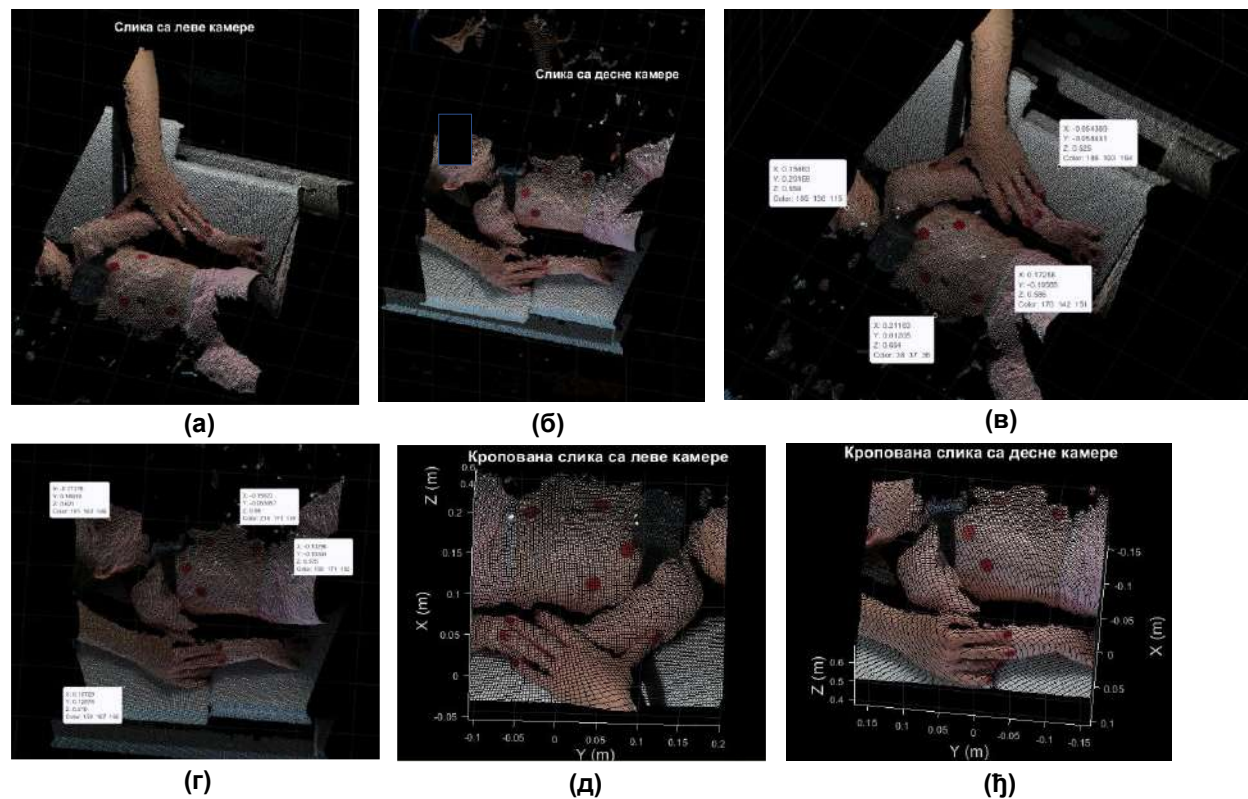
Обрада секвенце фрејмова извршена је у неколико корака. Најпре су учитане секвенце снимака са леве и десне камере, након чега је први фрејм из обе секвенце искоришћен за визуелну проверу квалитета уклапања, односно за иницијално формирање јединственог *3D* модела торза, што је илустровано на Сликама 6.19 и 6.20. Исти, почетни, пар фрејмова је послужио и за иницијалну селекцију маркер тачака, које су представљале основу за даљу обраду, укључујући нормализацију оријентације у сваком појединачном фрејму и аутоматску детекцију маркера у првом фрејму и наставку секвенце.

Поред тога, извршена је и идентификација равни која одговара површини стола на којем лежи испитаник, што је илустровано на Слици 6.21. Ова раван је искоришћена као референтна за нормализацију оријентације, тако што је трансформацијом постављена у хоризонталну (*x-y*) раван координатног система камере. На овај начин обезбеђена је конзистентна просторна оријентација свих фрејмова, што је било од суштинског значаја за даљу анализу просторних промена облика торза током времена.

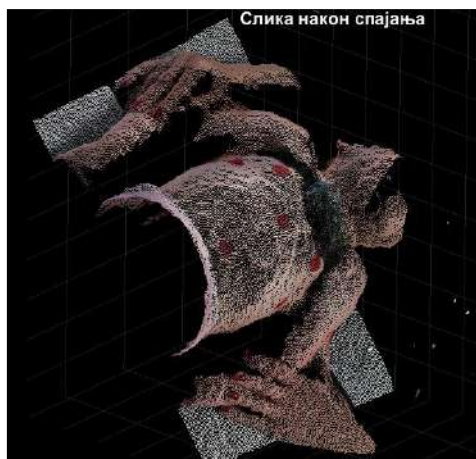
6.3.2 Детекција маркера

Детекција маркера у првом фрејму извршена је тако што је прво у околини сваког маркера издвојена област одговарајућег полупречника, а након тога је, слично као и у случају са моделом равни и пирамиде, на *2D* пројекцији облака примењена Хафова кружна трансформација. Разлика у односу на случај са калибрационим објектима је што су овде постојали бочни маркери, за које чију пројекцију било потребно израчунати тангентну раван, а она је одређена на основу селектоване тачке маркера, односно њене процењене нормале. У случају фронталних, тј. централног и маркера на пупку, била је вршена пројекција на фронталну раван (раван стола). Одабир маркера на иницијалном пару фрејмова, и формирање равни за детекцију маркера, илустровани су на Слици 6.22.

Кораци за детекцију маркера су били исти као и у случају калибрационих објеката. Кроповани облак тачка је био интерполиран, пројектован, како би се на 2D слици одрадила детекција круга, након чега је био репројектован заједно са својим детектованим центроидом и ивицама у полазну оријентацију. Примери резултата дати су на Слици 6.23, док је на Слици 6.24 дат резултат детекције приказан на RGB слици пројектованог облака тачака. Овде се може приметити да је навише шума било присутно на централним маркерима, услед несавршеног поклапања леве и десне слике и шума који се јавио на левој и десној слици с обзиром да су ове регије биле на ивици видног поља. На Слици 6.25 дат је пример означених централних тачака маркера у јединственој 3D слици грудног коша, за први пар из секвенци фрејмова са леве и десне камере.



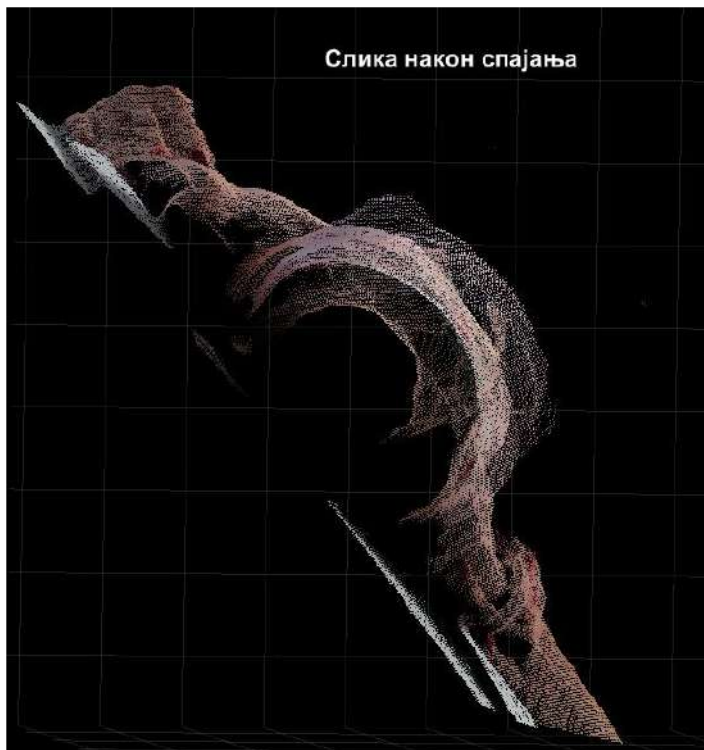
Слика 6.19 – Приказује кораке у обради првог пара фрејмова из секвенци са леве и десне камере: (а) и (б) показују учитавање и приказ фрејма са леве и десне камере, респективно; (в) и (г) приказују селекцију лимита за кроповање леве и десне слике; (д) и (ђ) приказују резултате кроповања. Кроповање, тј. исечање облака је било извршено за сваки пар фрејмова из секвенције како би се смањила количина података за обраду која је вршена на исти начин у свакој итерацији алгорита.



(a)

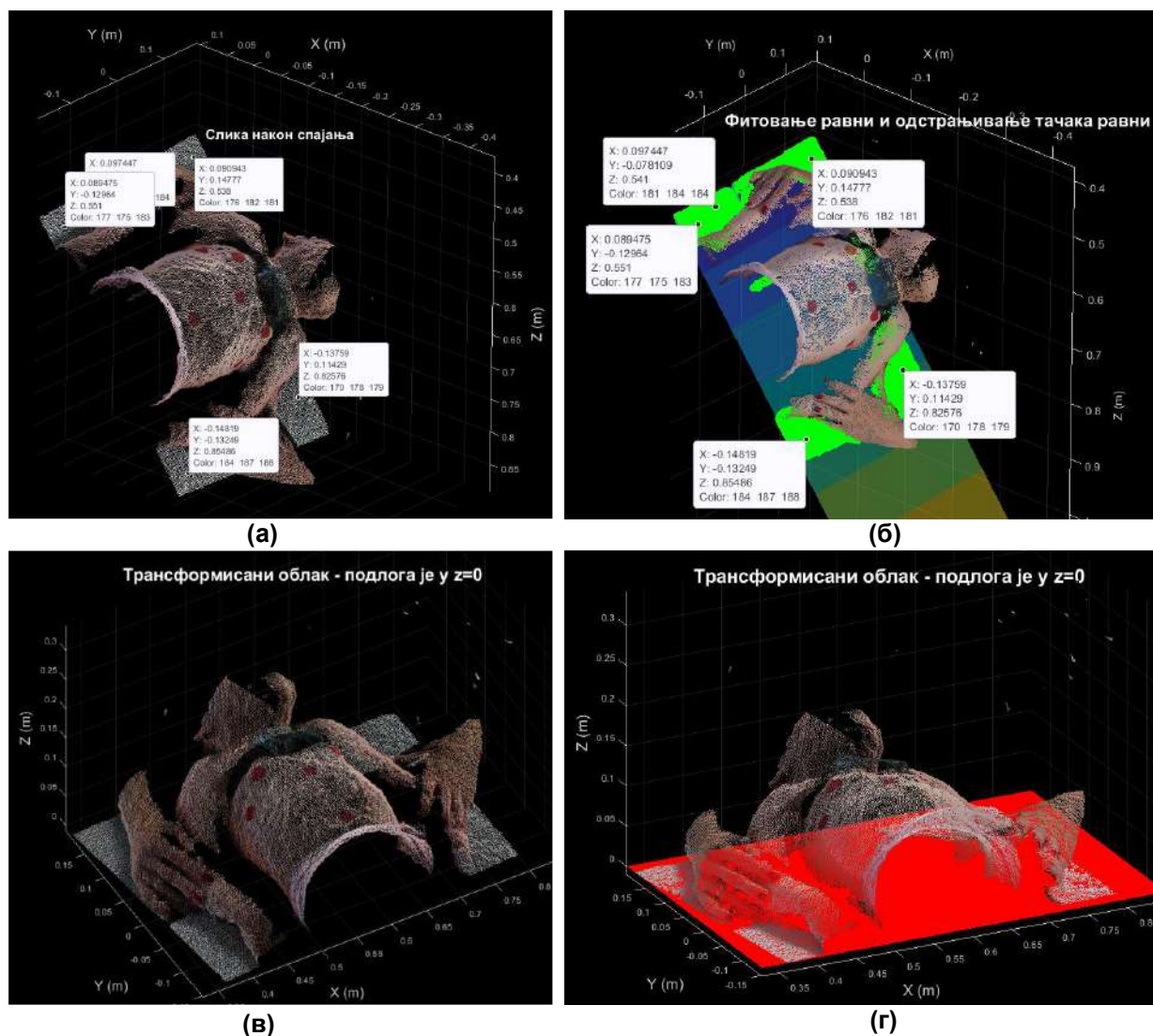


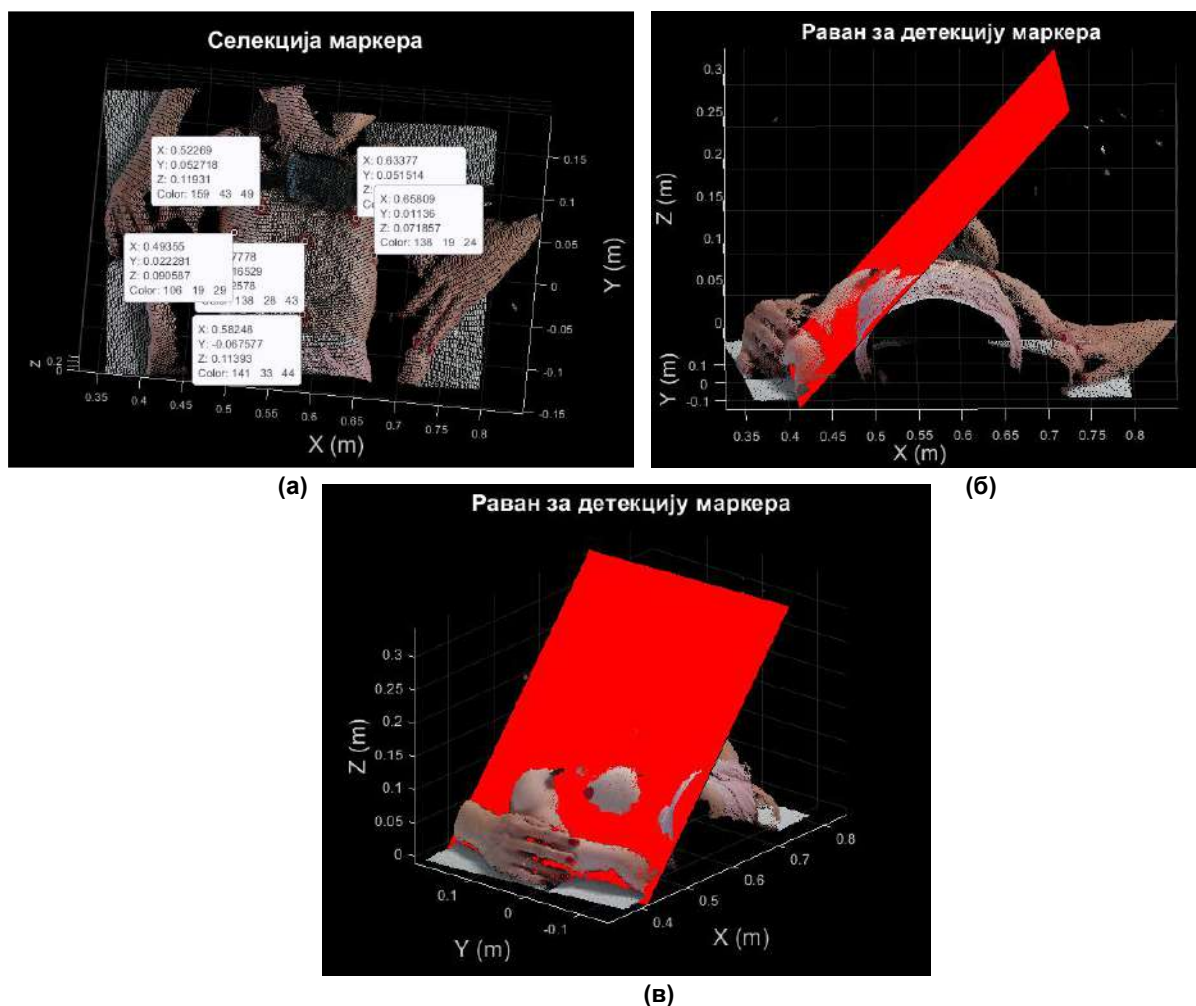
(б)



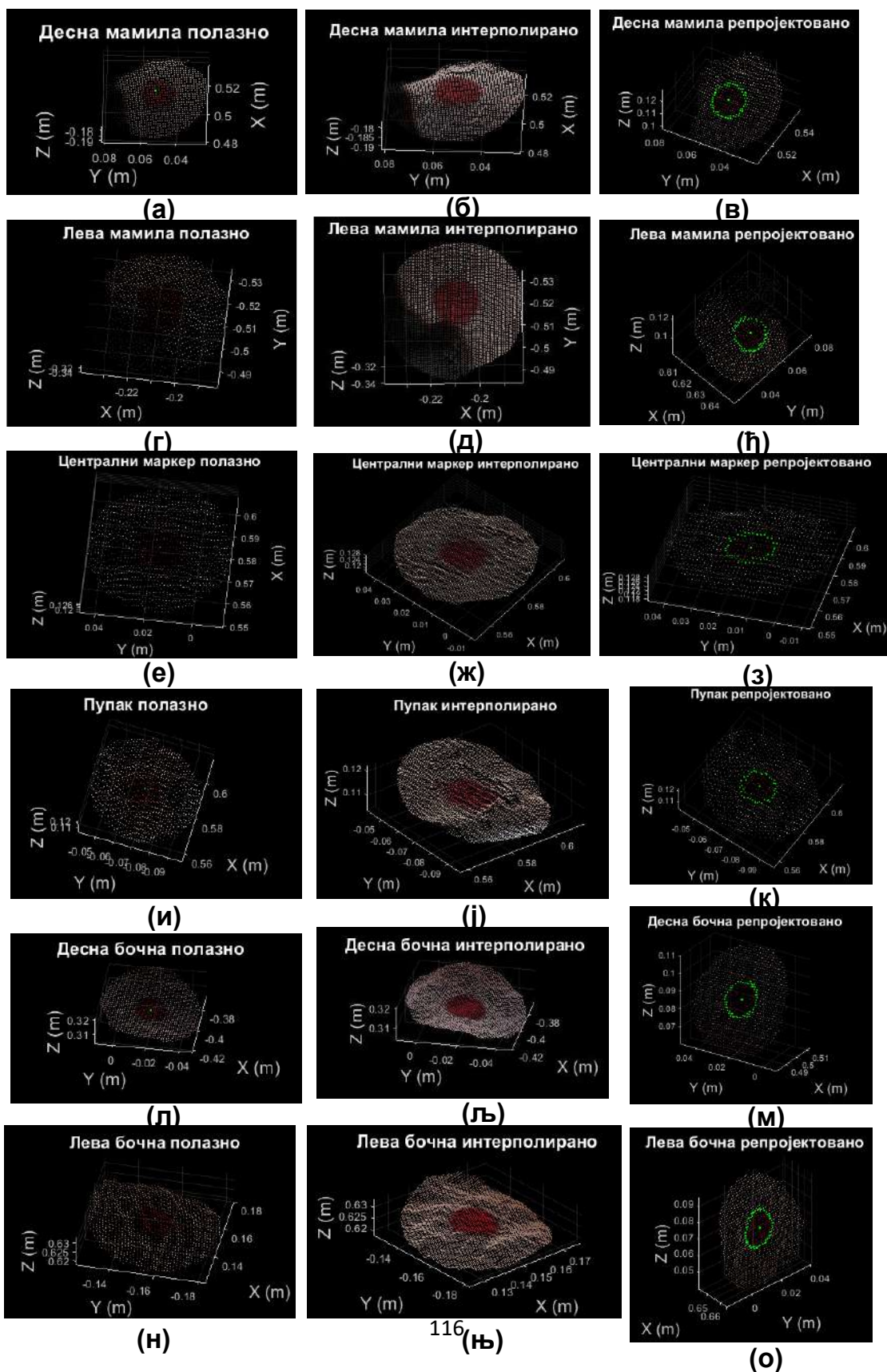
(в)

Слика 6.20 – Приказује пример слике торза добијене уклапањем леве и десне слике. Свака подслика представља поглед из специфичног угла.

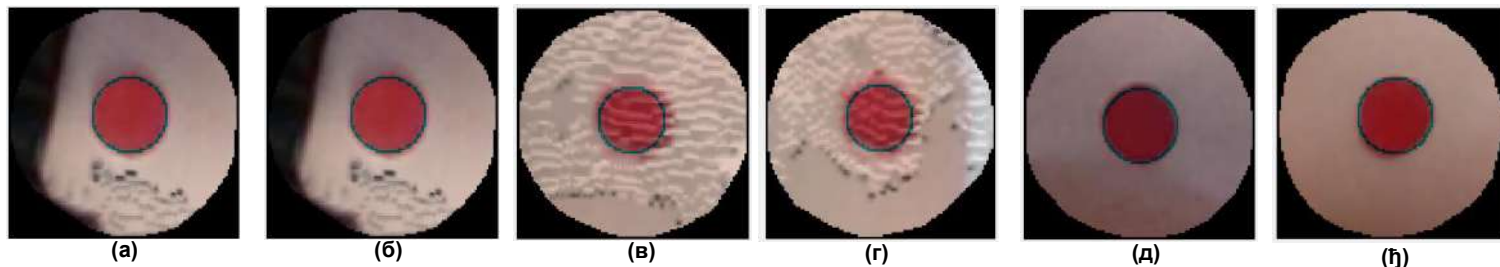




Слика 6.22 – Приказује иницијалне кораке у детекцији маркера. На првој јединственој слици торза, врши се селекција маркера, што је дато на слици (а), и дефинишу се равни на које ће бити вршена пројекција облака у процесу детекције маркера, што је приказано на сликама (б) и (в). Ове иницијалне локације се поправљају новим детекцијама у сваком новом пару фрејмова који се читају из снимљених секвенци, док се равни дефинисане на првом пару фрејмова такве користе приликом целог поступка обраде, док се не заврши са читањем снимка. Раван која се користи за детекцију фронталних маркера одговара равни стола, и није приказана. Раван за детекцију десног бочног маркера је дата као пример, и приказана је из два угла.



Слика 6.23 – Кораци у детекцији маркера: свака врста односи се на један од пет маркера. На првој слици, тј првој колони сваког реда, зеленом је означена тачка коју је селектовао оператер, и на на основу које се исеца област мањег полупречника у околини; У другој колони издвојена област облака тачака је интерполирана, што се пројектује на 2D слику на којој се врши детекција; У трећој колони приказан је коначан резултат. На полазном облаку обележена је ивица круга који представља маркер, као и њен центар.



Слика 6.24 – Резултат детекција маркера као круга, приказан на РГБ слици пројектованог облака тачака: (а) је слика маркера на десној брадавици, (б) је маркер на левој брадавици, (в) је централни маркер, (г) је маркер на пупку, (д) је маркер на десној бочној локацији, (ђ) је маркер на левој бочној локацији; На 2D слици лепо се може приметити да је највише шума било присутно на централним маркерима (слике (в) и (г)), услед несавршеног поклапања леве и десне слике и шума који се јавио на левој и десној слици с обзиром да су ове регије биле на ивици видног поља.



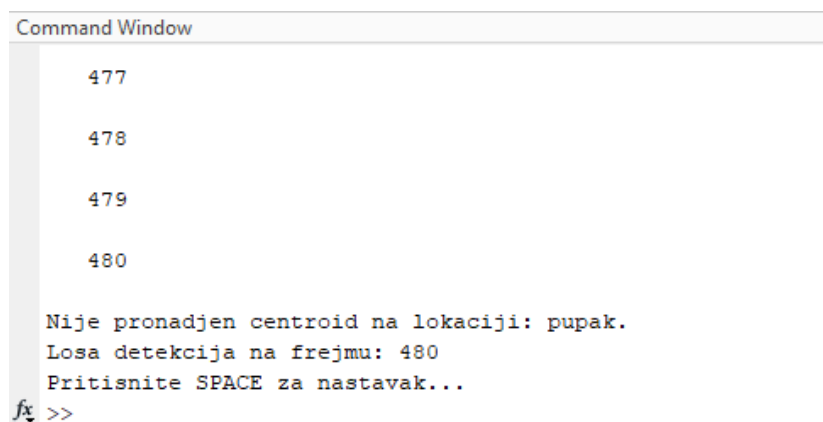
Слика 6.25 – Пример означених централних тачака маркера у јединственој 3D слици грудног коша, за први пар из секвенци фрејмова са леве и десне камере.

6.3.3 Обрада фрејмова

Сукцесивно се обрађују сви фрејмови из секвенце, при чему се сваки петнаести фрејм чува у одговарајући фолдер, под именом које корисник иницијално дефинише путем командног прозора у *MATLAB* окружењу. У циљу очувања поузданости праћења, на сваки шездесети фрејм врши се поновна детекција маркера. У случају неуспешне детекције, кориснику се путем командног прозора приказује одговарајућа порука и нуди могућност поновне селекције маркер тачака, при чему је потребно да изабере тачке што ближе њиховом геометријском центру. Уколико детекција ни након тога није успешна, као координате центра маркера усвајају се вредности које је корисник ручно дефинисао.

Време обраде појединачног фрејма износи нешто мање од једне секунде у случају када се резултати не уписују у фолдер, док се при чувању података време обраде повећава на приближно пет секунди по фрејму.

Поред тога, на сваки тростоти фрејм, резултати детекције маркера, представљени кроз карактеристичне међукорак алгоритма, чувају се у виду слика у оквиру *Word* документа. На Слици 6.26 приказан је пример исписа у командном прозору који указује на неуспешну детекцију централне тачке, док је на Слици 6.27 приказан наредни корак у коме се кориснику нуди могућност поновне селекције маркер тачке.



```
Command Window

477

478

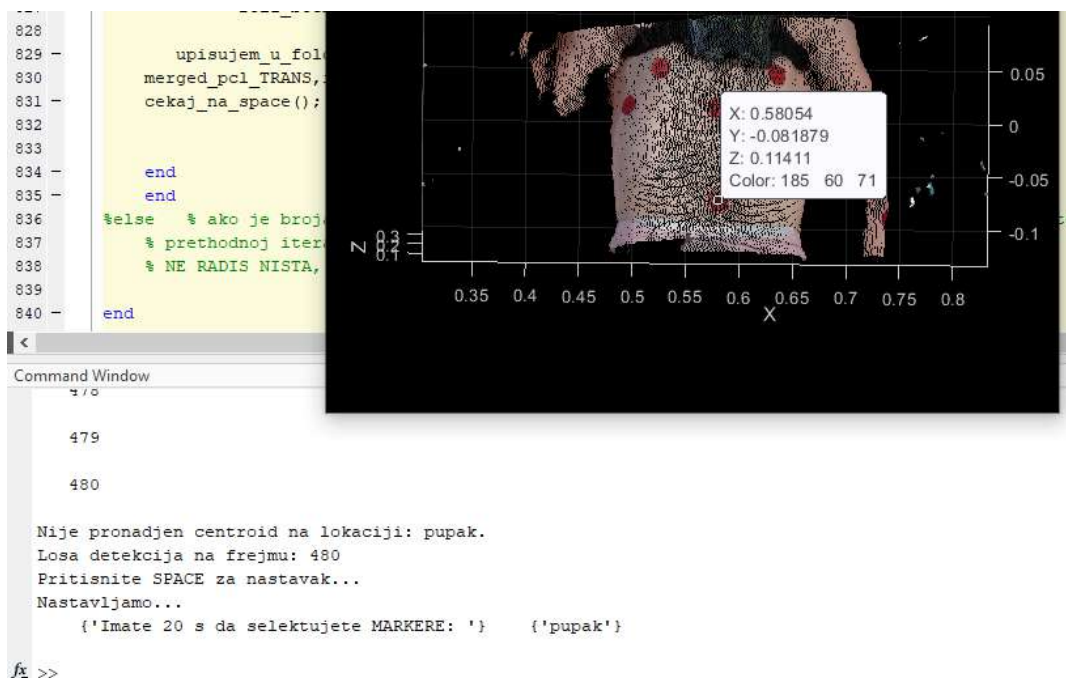
479

480

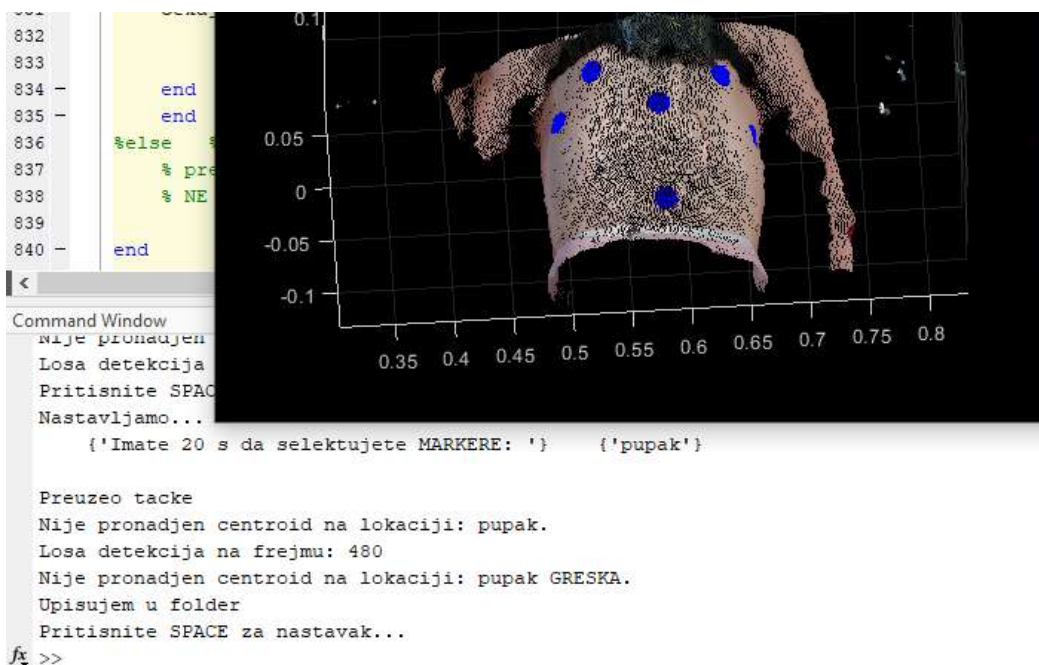
Nije pronadjen centroid na lokaciji: pupak.
Losa detekcija na frejmu: 480
Pritisnite SPACE za nastavak...

fx >>
```

Слика 6.26 – Пример исписа у *MATLAB* командном прозору за случај када једна или више централних тачака није пронађено. Када је спреман, корисник може поново да селекује маркер, што ближе центру.



Слика 6.27 – Наставак претходног примера: корисник је селектовао тачку. Уколико детекција буде успешна, за нови центар датог маркера узима се тачка добијена детекцијом, уколико не буде, узима се тачка коју је корисник одабрао селекцијом.



Слика 6.28 – Наставак претходног примера: будући да детекција није успешно извршена, узета је тачка коју је корисник одабрао селекцијом, и обрада се наставља даље.

6.3.4 Издвајање и обрада респираторних сигнала

Као што је споменуто у претходном поглављу, респираторни сигнали су се издвајали на местима маркера као средња вредност z -координате области маркера праћене у времену:

$$z_{mean}(t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N z_i(t), \quad (6.15)$$

где је $z_{mean}(t)$ - средња вредност z -координате у области маркера у тренутку t , N - број тачака које чине област маркера, $z_i(t)$ – z -координата i -те тачке области маркера у тренутку t . Слично као у Експерименту 1, предобрада је обухватала нископропусни филтер граничне фреквенције 1 Hz, ради уклањања високофреквентног шума и издвајања нискофреквентне компоненте сигнала која одговара дисању. Након филтрирања, на централном каналу детектовани су локални минимуми и максимуми — тачке које кореспондирају са почецима/крајевима удисаја и издисаја. Слично као у Експерименту 1, интервал једног удисаја одговарао је одбирцима који су се налазили између два суседна минимума.

Користећи локације локалних минимума и максимума детектованих на централном каналу, и сви други канали су издељени на појединачне удисаје. Затим је, да би се побољшала робусност анализе, извршено одбацивање оутлајер удисаја по критеријуму средње вредности. Ова процедура је осигурала да даљи статистички параметри буду израчунати само на поузданим циклусима дисања. Пример резултата обраде једног трајала дат је на Слици 6.29.

6.3.5 Прорачун дијаметара на основу издвојених респираторних сигнала

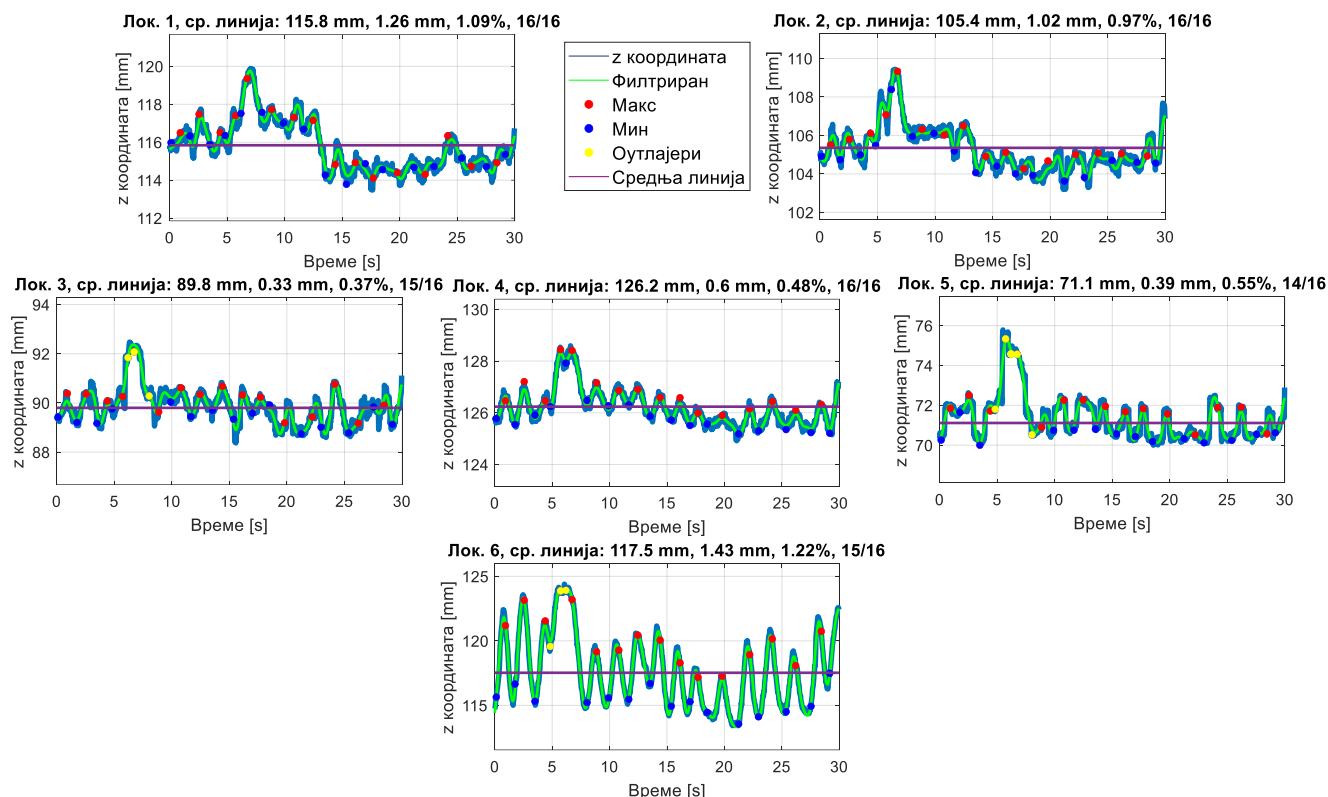
АП дијаметар је рачунат као еуклидско растојање између z -координате центра централног маркера и равни стола, односно као апсолутна вредност z -координате центра централног маркера праћена у времену (једначина), док је ЛЛ дијаметар рачунат као еуклидско растојање између центара пронађених на левом и десном бочном маркеру, што је такође праћено у времену (једначина). Уколико $z_{central}(t)$ одговара z -координати централне тачке области централног маркера у тренутку t , онда се АП дијаметар може изразити као:

$$AP(t) = z_{central}(t) - 0 = z_{central}(t), \quad (6.16)$$

И ово даје сигнал који прати дисање у антеро-постериорној равни током времена. Слично томе, уколико центроиде левог и десног бочног маркера израчунатих у тренутку t обележимо са $C_{left}(t)$ и $C_{right}(t)$, тада ЛЛ дијаметар можемо изразити као:

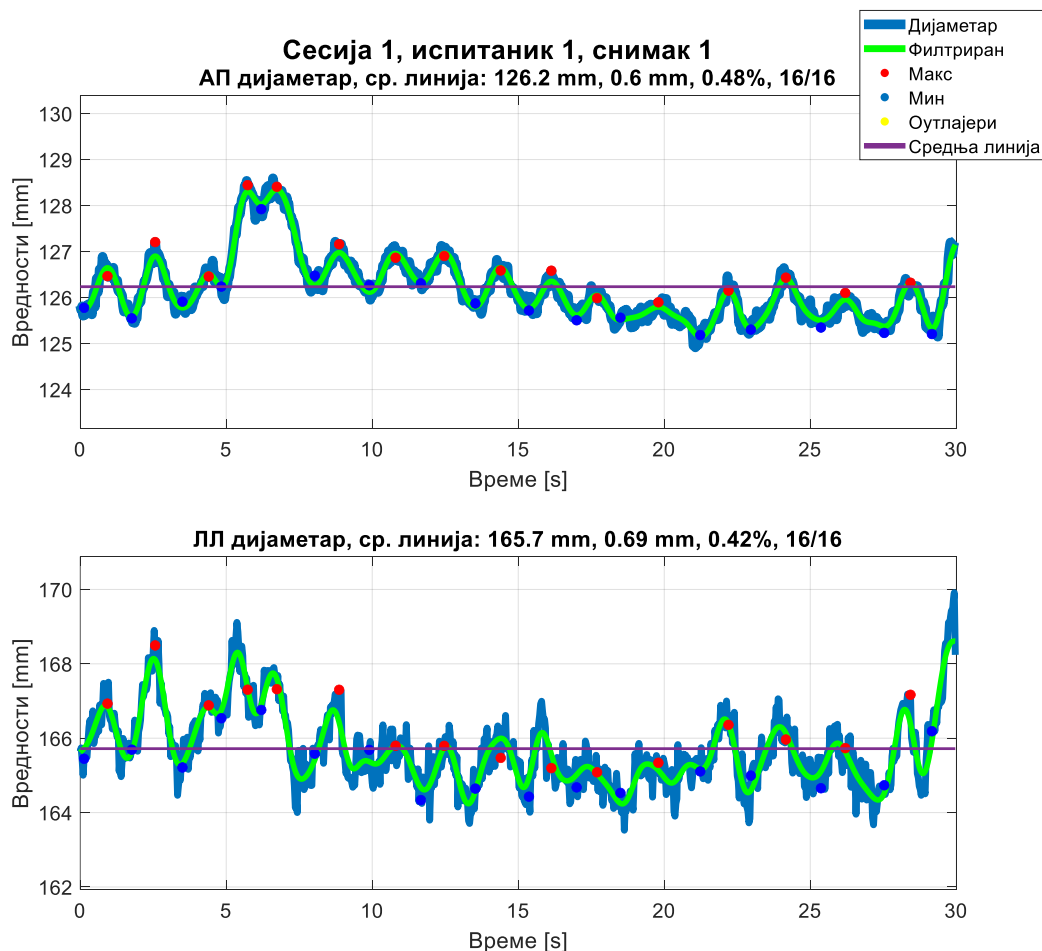
$$LL(t) = \|C_{left}(t) - C_{right}(t)\|, \quad (6.17)$$

Сесија 1, испитаник 1, снимак 1



Слика 6.29 – Обрада респираторних сигнала на локацијама маркера: заснива се на филтрирању сигнала и раздвајању на различите циклусе дисања, при чему се раздвајање врши на основу сигнала на централној локацији – Локацији 4 (идеја је да се визуелном провером установи колико су циклуси са различитих канала међусобно усклађени). Одбацују се циклуси који по средњој вредности одступају од осталих, и средња вредност дубине се рачуна као средња вредност преосталог сигнала. У наслову сваког графика на фигури исписане су: вредност средње линије (која одговара средњој вредности дубине), стандардна девијација, коефицијент варијације и укупан број удисаја након одбацивања одступајућих циклуса. Статистички параметри су израчунати након одбацивања одступајућих циклуса.

И он даје сигнал који прати дисање у латеролатералној равни. Ова два сигнала су даље обрађена на сличан начин као и респираторни сигнали: филтрирани су филтром пропусником ниских учестаности, да би се након тога у њима пронашли појединачни циклуси дисања. Појединачни циклуси дисања су обележени на основу локација екстрема пронађеним на сигналу са АП дијаметрима. Након одбацивања оних циклуса који по средњој вредности одбацива одступају од већине осталих, израчуната је и средња вредност сигнала са дијаметрима, посебно за сигнал са АП и посебно за сигнал са ЛЛ дијаметрима. Израчуната је средња вредност оних циклуса дисања који нису одступали. Пример резултата обраде сигнала са дијаметрима приказан је на Слици 6.30.



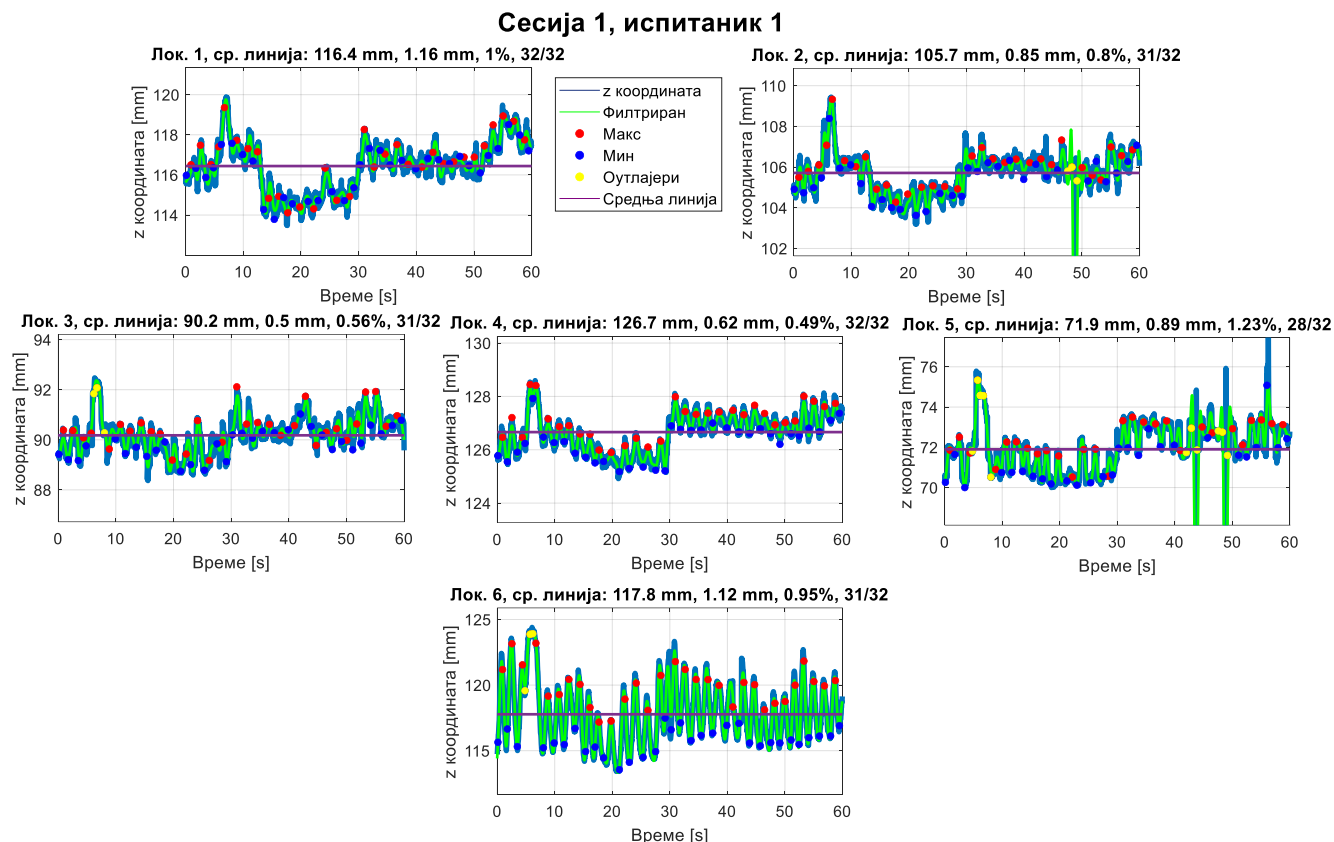
Слика 6.30 – Обрада сигнала са дијаметрима: заснива се на филтрирању сигнала и препознавању појединачних циклуса дисања, након чега се одбацују циклуси који одступају по средњој вредности од већине осталих. Средња вредност, било АП, било ЛЛ дијаметра, рачуна се као средња вредност преосталог дела сигнала, који је остављен након одбачених одступајућих циклуса дисања. У овом конкретном примеру, одступајућих циклуса дисања није било. Раздвајање на циклусе је извршено на основу сигнала са АП дијаметром. Поред средње вредности, на графицима су такође означене вредности: стандардне девијације (у mm) и коефицијента варијације (у %) циклуса дисања (оба израчуната изузимајући оутлајере, односно, одступајуће циклусе), као и број циклуса на основу којих су метрике израчунате.

6.3.6 Обрада респираторних сигнала и дијаметара у оквиру сесије

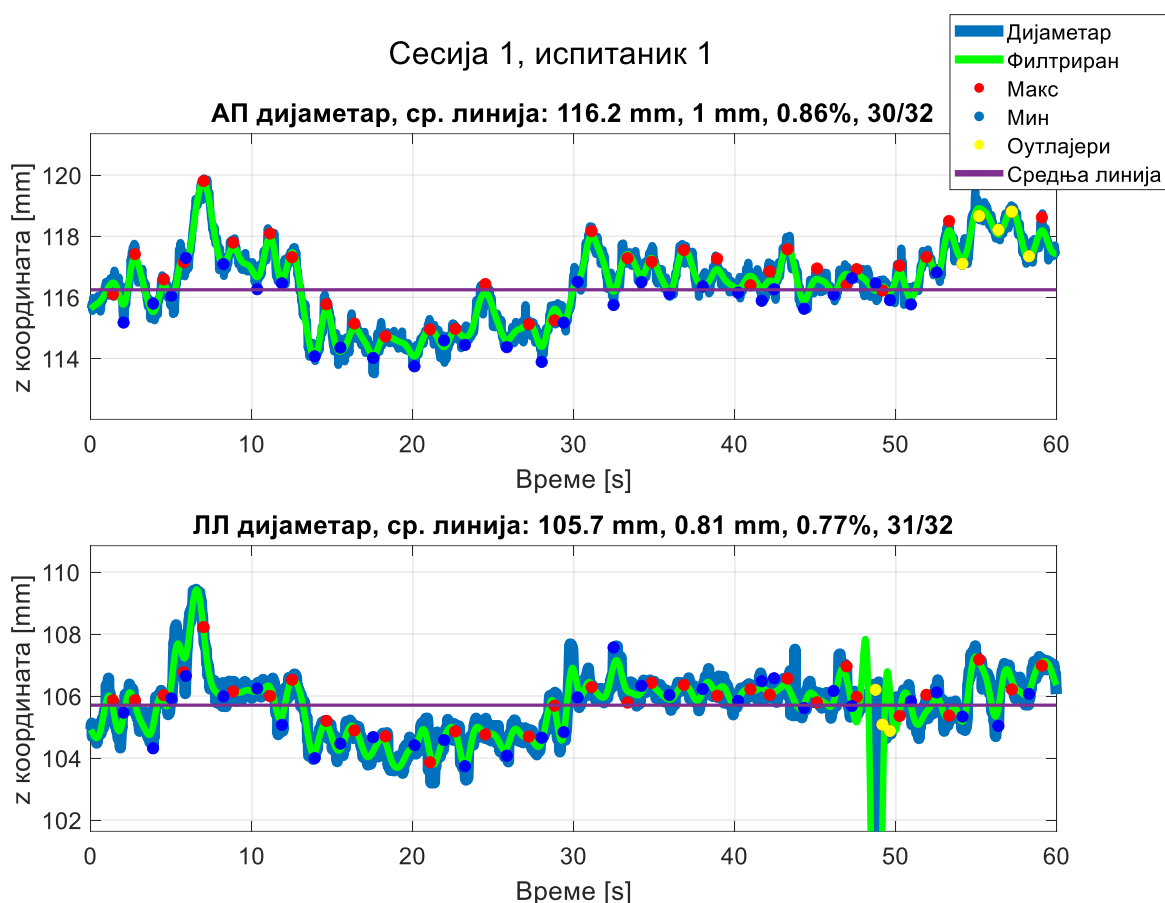
Обрада над целом сесијом је извршена је након обједињавања резултата који су добијени над појединачним снимцима. Након што су одступајући циклуси одбачени и средње вредности преосталог дела сигнала израчунате над појединачним снимцима, сигнали из различитих снимака су спојени, и статистички параметри су добијени над спојеним сигнаlima.

Средња линија сигнала у оквиру сесије добијена је као аритметичка средина средњих линија појединачних трајаља. Варијабилност је процењена на основу појединачних циклуса дисања, који су преостали након одбацивања одступајућих циклуса, узимајући у обзир све детектоване удисаје из

оба трајала. Сигнали из другог трајала временски су усклађени са првим трајалом померањем индекса за константан број одбирака. Пример резултата добијених над респираторним сигнаlima дат је на Слици 6.31, док је пример резултата добијених над сигнаlima са дијаметрима дат на Слици 6.32.



Слика 6.31 – Респираторни канали у једној сесији: снимци су прво обрађени појединачно, након чега су обједињени ради приказа. Средња вредност израчуната је на основу средњих вредности из првог и другог снимка, остали статистички параметри су добијени на основу обједињених удисаја који су преостали након одбацивања одступајућих удисаја и спајања трајала. У насловима графика исписани су: средња вредност сесије, стандардна девијација, коефицијент варијације у сесији, што је израчунато изузимајући одступајуће циклусе дисања. Означен је и број удисаја на основу којих су ови статистички параметри процењени.



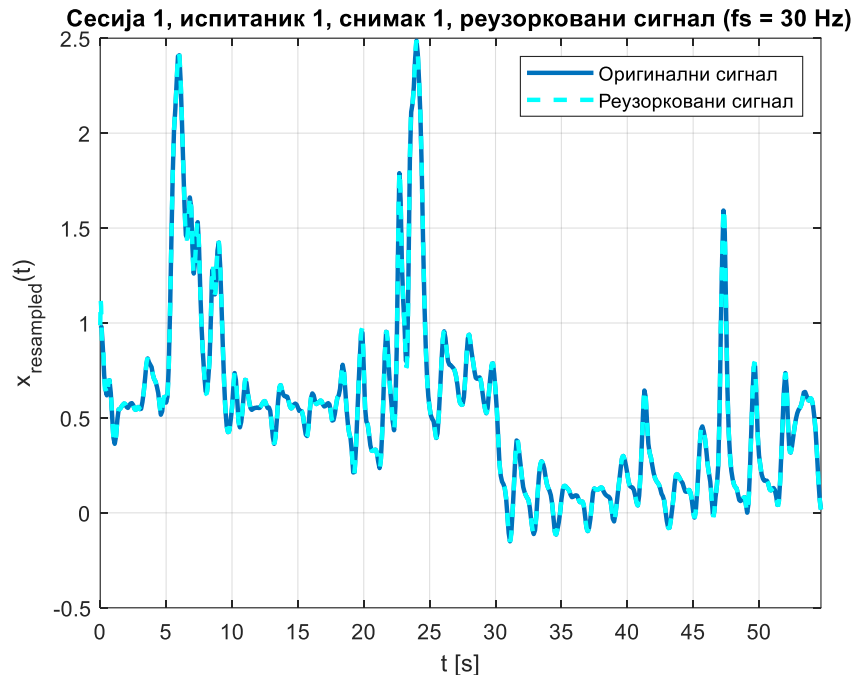
Слика 6.32 – Сигнали са дијаметрима у једној сесији: снимци су прво обрађени појединачно, након чега су обједињени ради приказа. Средња вредност израчуната је на основу средњих вредности из првог и другог снимка, остали статистички параметри су добијени на основу обједињених удисаја који су преостали након одбацивања одступајућих удисаја и спајања трајаља. У насловима графика исписани су: средња вредност сесије, стандардна девијација, коефицијент варијације у сесији, што је израчунато изузимајући одступајуће циклусе дисања. Означен је и број удисаја на основу којих су ови статистички параметри процењени.

6.4 Експеримент 3 – обрада респираторних сигнала

У циљу валидације респираторног сигнала добијеног анализом дубинских података са камере, извршено је његово поређење са референтним сигналом. Као референтни сигнал коришћен је сигнал забележен помоћу *Vernier* респираторног појаса, који је мерио промене обима грудног коша током дисања.

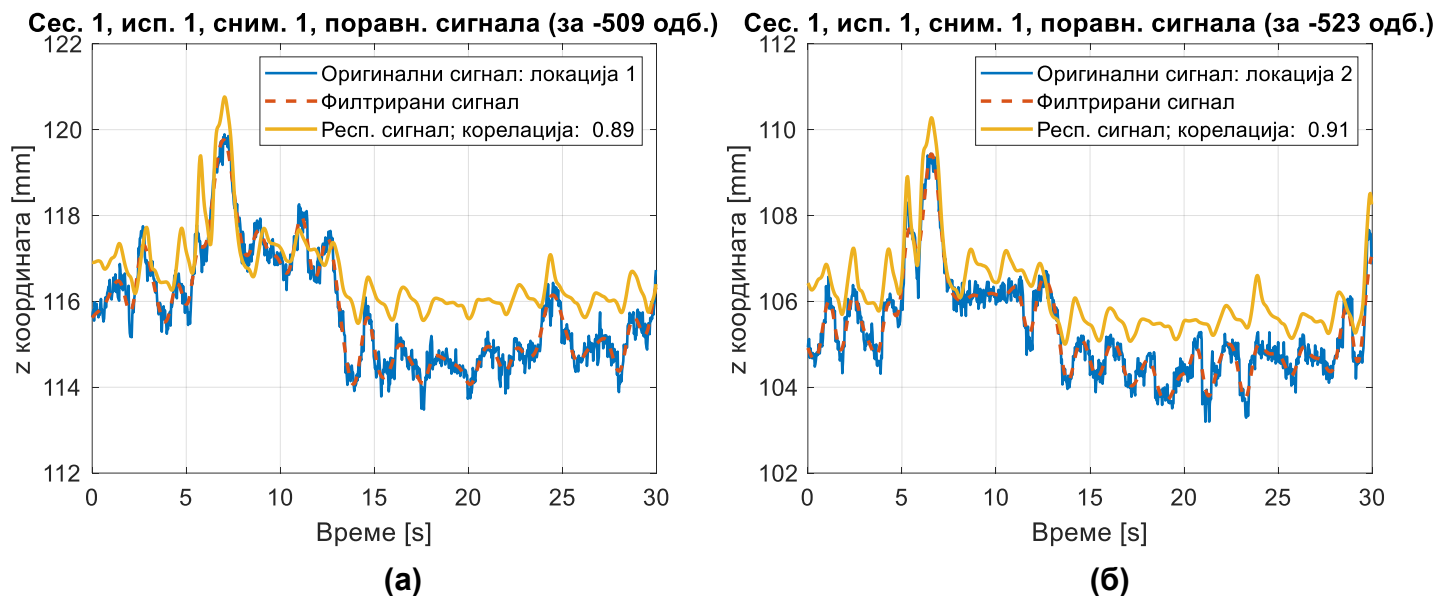
С обзиром на разлику у фреквенцијама одбирања, сигнал са респираторног сензора ($f_s = 10$ Hz) најпре је ресемплован како би био усклађен са сигналом добијеним са камере ($f_s = 30$ Hz). На тај начин омогућено је директно поређење сигнала у временском домену.

Како је респираторни сензор био позициониран у регији изнад брадавица, иницијално поређење извршено је са сигнаlima који потичу из маркер тачака лоцираних у непосредној близини сензора. Оваквим приступом омогућено је локално поређење и процена подударности сигнала у региону где је референтно мерење извршено.



Слика 6.33 – Пример једног сигнала са респираторног сензора. Сигнали су снимани у трајању сличном као и трајали, међутим обично су секвенце биле нешто дуже јер је заустављање аквизиције рађено након што је завршена аквизиције са камера.

Поређење између сигнала са сензора и одабраног сигнала са камере (канал 1 и 2, што су маркери у нивоу брадавица), извршено је прорачуном корелације два сигнала. Поравнање сигнала је извршено или по највећем пику (у мањем броју случајева), или ручно, одабиром две исте тачке на сигнала са камере и сигналу са респираторног сензора. За сваког испитаника, поређење је извршено у првом трајалу сесије 1 и пример резултата је дат у наставку, за Испитаника 1, док су сви остали резултати приложени у поглављу које се односи на резултате Експеримента 3. Како би били упоредиви, сигнали су сведени на исти ред величине тако што је респираторни сигнал скалиран одговарајућим фактором. Поред степена корелације, на графицима је такође приказано и колико су сигнали били временски неусклађени, како би се испитала синхронизација снимака са две камере.



Слика 6.34 – Пример поређења између сигнала са респираторног сензора и сигнала промене дубине изазване дисањем детектованог помоћу 3D камера. Резултати показују: корелацију између два сигнала и број одбирака за који је било потребно транслирати сигнал са респираторног сензора како би се поклопио са сигналом са камере. Процена је извршена визуелно одабиром тачака које би требало да временски одговарају на једном и другом сигналу. С обзиром да је транслација сигнала за канал 1 била -509, а за канал 2 -523, ови резултати указују да су две камере биле неусклађене за 14 одбирака, односно нешто мање од пола секунде. Просечна корелација добијена као средња вредност поклапања са каналом 1 и каналом 2, је: 0.9.

7. Резултати

7.1 Експеримент 1 – пресеци

7.1.1 Анализа расипања пресека

Један од циљева ове студије био је да се испита репрезентативност издвојених попречних пресека, односно, да се утврди да ли изведени параметри ефикасно/поуздано описују стање пацијента. Расипање пресека у сесији је изражено кроз коефицијент варијације (енгл. *coefficient of variation* – CV) процењене дубине попречног пресека на датој локацији за дати тип пресека (Пресек 1, Пресек 2, и Пресек 3) и коефицијент варијације израчунате површине испод датог типа пресека (Пресек 1, Пресек 2, и Пресек 3). Укупни резултати по сесији за све канале – укупно 21 канал – дати су у Табели 7.1 (обе сесије, пресеци фазе минимума циклуса дисања) и Табели 7.2 (обе сесије, пресеци фазе максимума циклуса дисања). Дисперзија кривих је такође изражена кроз коефицијент варијације површине кривих и приказана је у Табели 7.3 (обе сесије, пресеци за фазу минимума и фазу максимума циклуса дисања). Пошто су вредности представљене за свих десет пацијената, дате су у облику средња вредност $\pm$ стандардна девијација. Дисперзија у површини криве је такође илустрована у облику бокс дијаграма на Слици 7.1.

Табела 7.1 – Расипање попречних пресека, изражено кроз коефицијент варијације дубине за сваку од 21 локације, средња и стандардна вредност за десет пацијената, Сесија 1 и Сесија 2. Приказано за фазу издисаја, односно фазе минимума циклуса дисања. Мере су изражене у процентима. Табела је, уз мање измене, првобитно објављена у [109].

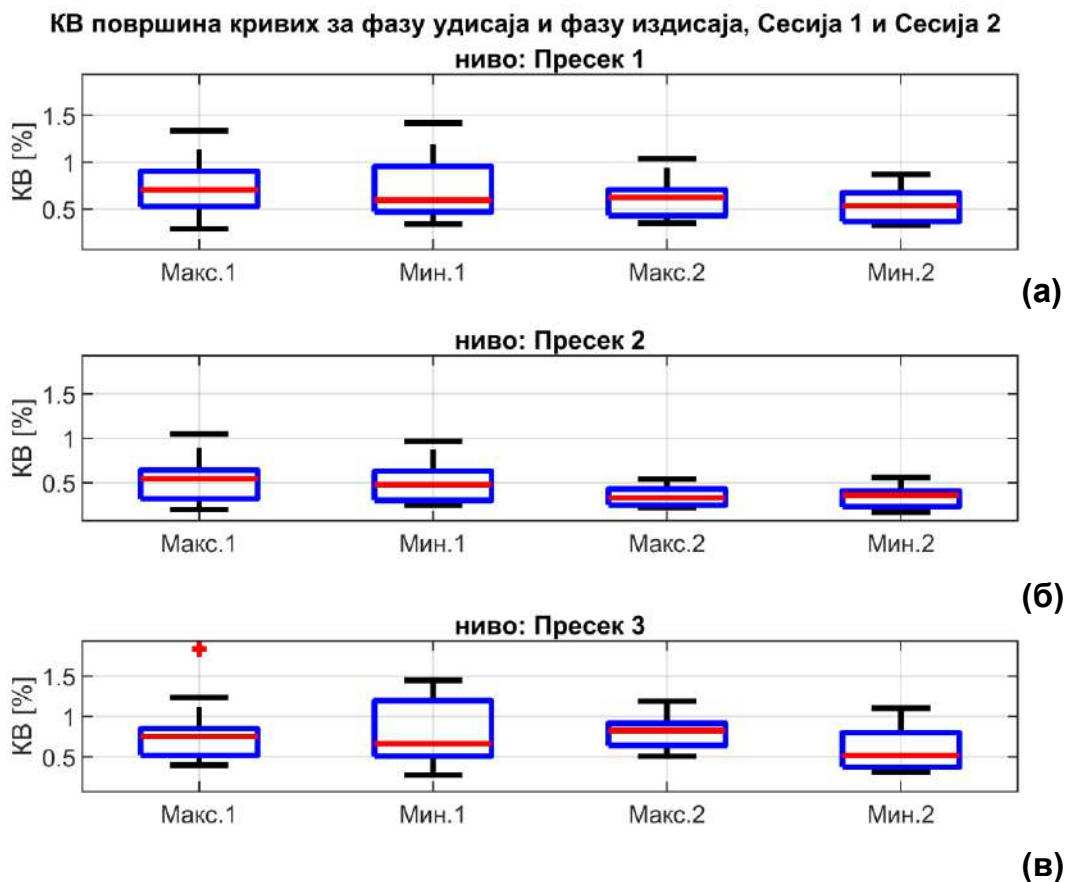
Минимуми циклуса дисања, Сесија 1	j = 1	j = 2	j = 3	j = 4	j = 5	j = 6	j = 7
Пресек 1	0.99(0.51)	0.82(0.41)	0.73(0.33)	0.74(0.33)	0.74(0.33)	0.82(0.34)	1.1(0.34)
Пресек 2	0.71(0.32)	0.55(0.24)	0.56(0.35)	0.61(0.34)	0.52(0.23)	0.63(0.24)	0.86(0.3)
Пресек 3	0.71(0.34)	0.7(0.28)	0.98(0.46)	1.11(0.64)	0.99(0.64)	0.82(0.4)	0.9(0.27)
Минимуми циклуса дисања, Сесија 2	j = 1	j = 2	j = 3	j = 4	j = 5	j = 6	j = 7
Пресек 1	0.82(0.29)	0.68(0.17)	0.61(0.17)	0.51(0.19)	0.6(0.28)	0.7(0.28)	0.96(0.34)
Пресек 2	0.76(0.13)	0.46(0.1)	0.36(0.15)	0.4(0.2)	0.4(0.19)	0.5(0.13)	0.8(0.23)
Пресек 3	0.72(0.21)	0.64(0.22)	0.8(0.35)	0.9(0.42)	0.81(0.37)	0.67(0.21)	0.85(0.33)

Табела 7.2 – Расипање попречних пресека, изражено кроз коефицијент варијације дубине за сваку од 21 локације, средња и стандардна вредност за десет пацијената, Сесија 1 и Сесија 2. Приказано за фазу удисаја, односно фазе максимума циклуса дисања. Мере су изражене у процентима. Табела је, уз мање измене, првобитно објављена у [109].

Максимуми циклуса дисања, Сесија 1	j = 1	j = 2	j = 3	j = 4	j = 5	j = 6	j = 7
Пресек 1	1(0.51)	0.86(0.35)	0.75(0.3)	0.68(0.34)	0.71(0.32)	0.79(0.31)	1.08(0.25)
Пресек 2	0.7(0.25)	0.54(0.24)	0.56(0.33)	0.65(0.41)	0.61(0.32)	0.63(0.22)	0.91(0.35)
Пресек 3	0.84(0.35)	0.77(0.37)	0.92(0.53)	1.06(0.55)	1.04(0.52)	0.84(0.41)	0.98(0.31)
Максимуми циклуса дисања, Сесија 2	j = 1	j = 2	j = 3	j = 4	j = 5	j = 6	j = 7
Пресек 1	0.95(0.29)	0.77(0.2)	0.67(0.19)	0.6(0.21)	0.63(0.23)	0.73(0.25)	0.93(0.31)
Пресек 2	0.76(0.17)	0.44(0.11)	0.36(0.16)	0.4(0.1)	0.45(0.18)	0.52(0.14)	0.78(0.19)
Пресек 3	0.73(0.2)	0.77(0.23)	1.03(0.26)	1.17(0.27)	1.04(0.28)	0.82(0.2)	0.85(0.25)

Табела 7.3 – Расипање попречних пресека, изражено као коефицијент варијације површине испод сваког типа пресека, средња вредност и стандардна девијација за десет пацијената. Приказано за фазе издисаја (тј. минимума циклуса дисања) и удисаја (тј. максимума циклуса дисања). Мере су изражене у процентима. Табела је, уз мање измене, првобитно објављена у [109].

	Минимуми циклуса дисања, Сесија 1	Минимуми циклуса дисања, Сесија 2	Максимуми циклуса дисања, Сесија 1	Максимуми циклуса дисања, Сесија 2
Пресек 1	0.74(0.35)	0.55(0.19)	0.73(0.32)	0.62(0.21)
Пресек 2	0.52(0.25)	0.34(0.13)	0.54(0.27)	0.34(0.11)
Пресек 3	0.77(0.41)	0.61(0.29)	0.81(0.44)	0.83(0.21)



Слика 7.1 – Коefицијент варијације површина испод пресека који припадају истом типу. За сваки тип пресека, расипање је израчунато за пресеке максимума циклуса дисања (моменти краја инспирације, Max) и минимума циклуса дисања (моменти почетка инспирације, или краја експирације, Min). Лева страна графикана садржи резултате за Сесију 1 (Max1, Min1), док десна страна садржи резултате за Сесију 2 (Max2, Min2); (а) приказује расипање за тип Пресек 1; (б) приказује расипање за тип Пресек 2; (в) приказује расипање за тип Пресек 3; ниједна вредност коefицијента варијације није била већа од 2%, а максимална вредност је била 1,84% на нивоу Пресека 3 у Сесији 1. Истовремено, ова вредност се сматра оутлајером за расипање максималних пресека у Сесији 1 на нивоу Пресека 3 и обележена је црвеним плусићем. Слика је, уз мање измене, првобитно објављена у [109].

У сва три случаја (расипање израчунато на различитим локацијама мреже канала за фазу минимума циклуса дисања, расипање израчунато на локацијама за фазу максимума циклуса дисања, расипање површине пресека за фазу максимума и фазу минимума), обе сесије су имале сличне вредности. За фазу минимума циклуса дисања, средњи коefицијент варијације за локације био је мањи од 1% на 19 од 21 локације за Сесију 1, и мањи од 1% на свих 21 локација у Сесији 2. Веће средње вредности биле су 1,11 и 1,1% у периферном реду и периферној колони посматраног дела мреже канала (Табела 7.1, Сесија 1). За фазу максимума циклуса дисања, средњи коefицијент варијације је био мањи од 1% на 17 од 21 локације за Сесију 1 и на 18 од 21 локације за Сесију 2. Веће средње вредности биле су 1, 1,06, 1,04 и 1,08 (Табела 7.2, Сесија 1) у периферним колонама и периферном реду и 1,03, 1,17 и 1,04 (Табела 7.2, Сесија 2) у периферном реду посматраног дела мреже канала. Средња вредност коefицијента варијације површине пресека била је мања од 1% код свих типова пресека (Пресек 1, 2, 3) и у обе сесије. Коefицијент варијације површине по пацијенту био је мањи од 2% код свих

типова пресека и у обе сесије (Слика 7.1), а максимални коефицијент варијације је добијен на нивоу Пресек 3 – 1,84%, у Сесији 1.

7.1.2 Анализа мобилности грудног коша

Након анализе расипања појединачних сесија, анализирана је покретљивост грудног коша у условима мирног дисања. Квантификована је као процентуална промена површине репрезентативне пресека фазе максимума циклуса дисања у односу на површину репрезентативног пресека фазе минимума циклуса дисања. Ако би се увела променљива која представља површину испод репрезентативне криве, A_{curve} , онда би процентуална промена површине испод репрезентативног максимума циклуса дисања и репрезентативног минимума циклуса дисања била:

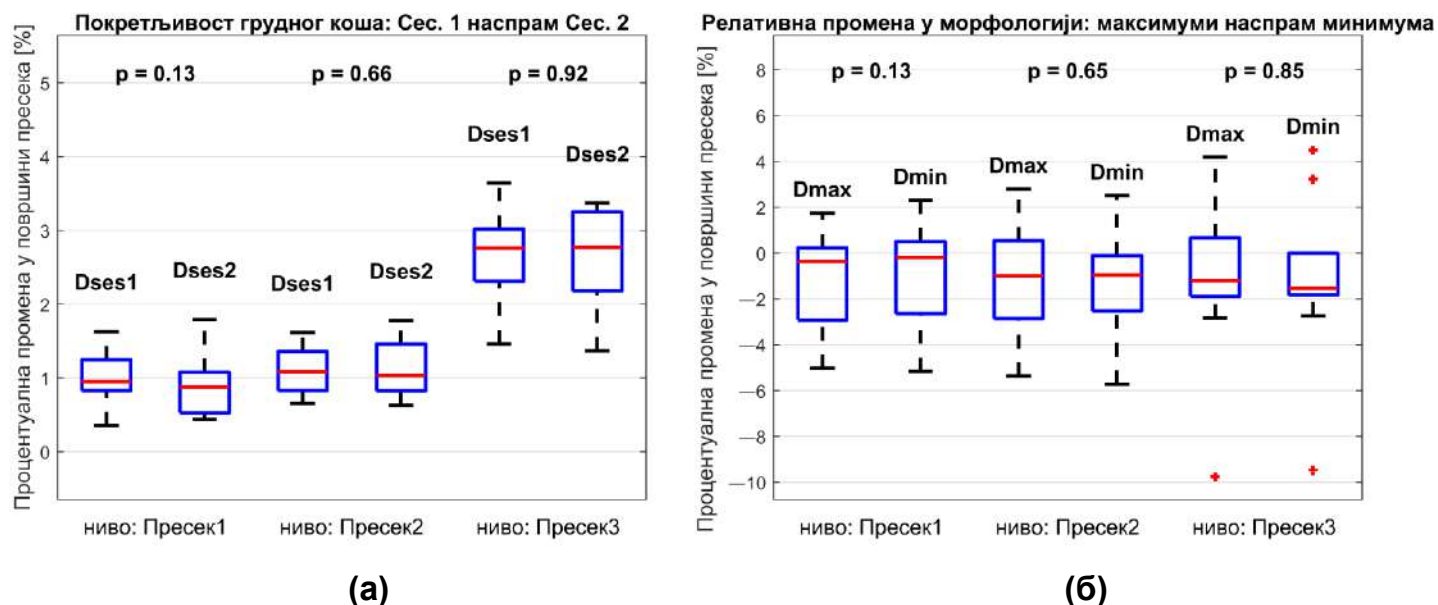
$$D_{sess} = \frac{A_{curve\ max} - A_{curve\ min}}{A_{curve\ min}} 100\%, \quad (7.1)$$

где индекс *max* представља репрезентативни пресек фазе максимума, а *min* представља репрезентативни пресек фазе минимума циклуса дисања.

Слика 7.2а упоредно приказује процентуалну разлику између репрезентативних пресека – максимума и минимума – за Сесију 1 и за Сесију 2, за сваку врсту пресека (Пресек 1, Пресек 2 и Пресек 3). Ове групе су упоређене. Пошто су у свим групама, према Шапиро-Вилкинсоновом тесту [51], подаци били нормално распоређени, групе су подвргнуте t-тесту упарених узорака (са $\alpha = 0,05$). Резултати су нумерички изражени у Табели 7.4. Ниједан од тестова није показао статистички значајну разлику између група, што је довело до закључка да се покретљивост грудног коша није значајно променила у интервалу од две недеље.

Табела 7.4 – Резултати статистичког теста који је упоредио покретљивост грудног коша између две различите сесије. Покретљивост грудног коша је израчуната као процентуална промена површине испод репрезентативних пресека за фазе максимума и минимума циклуса дисања. Ниједан од тестова није показао статистички значајну промену између група. Табела је, уз мање измене, првобитно објављена у [109].

Пресек1	$t(9) = 1.66, p = 0.13$
Пресек2	$t(9) = -0.46, p = 0.66$
Пресек3	$t(9) = 0.10, p = 0.92$



Слика 7.2 – Резултати статистичких тестова: (а) приказује процентуалну промену површине репрезентативног пресека фазе максимума у односу на репрезентативни пресек фазе минимума циклуса дисања, предложени индикатор покретљивости грудног коша током нормалног дисања, упоредно приказан за Сесију 1 и Сесију 2. Групе су упоређене t -тестом упарених узорака, а резултати су показали да није било статистички значајне промене у покретљивости грудног коша између две сесије; (б) приказује промену морфологије између сесија; Изражена је као процентуална промена површине репрезентативних пресека фазе максимума (D_{max}) и процентуална промена површине репрезентативних пресека фазе минимума (D_{min}); На нивоу Пресека 1 и Пресека 2, вредности су упоређене t -тестом упарених узорака, а на нивоу Пресека 3, упоређене су Вилкоксоновим тестом означених рангова. Ниједан од тестова није показао статистички значајну разлику између група. Оутлајери су означени црвеним плусевима и налазе се на нивоу Пресека 3 – један оутлајер за релативну промену репрезентативних максимума и три за релативну промену репрезентативних минимума. Ови су такође укључени у статистички тест. Слика је, уз мање измене, првобитно објављена у [109].

7.1.3 Анализа релативне промене морфологије

Релативна промена морфологије између сесија је изражена као процентуална разлика у површини између репрезентативних пресека две сесије. Пошто су пресеци издвојени и за тренутке максимума и за тренутке минимума циклуса дисања, промена морфологије је изражена на два различита начина: кроз процентуалну промену површине репрезентативног пресека фазе минимума и процентуалну промену површине репрезентативног пресека фазе максимума циклуса дисања. Ако поново уведемо променљиву која представља површину испод репрезентативне криве, A_{curve} , онда би процентуална промена између сесија, за дати тип пресека (било фазе максимума, или фазе минимума циклуса дисања), била:

$$D = \frac{A_{curve\ sess2} - A_{curve\ sess1}}{A_{curve\ sess1}} 100\%, \quad (7.2)$$

где индекс $sess1$ означава Сесију 1, а $sess2$ означава Сесију 2.

Слика 7.2б упоредно приказује разлике у репрезентативним максимумима и разлике у репрезентативним минимумима за сваки тип пресека (Пресек 1, Пресек 2 и Пресек 3). Промене у

морфологији грудног коша на основу пресека фазе максимума биле су у опсегу од -5 до $1,7\%$ за Пресек 1, $-5,4$ до $2,8\%$ за Пресек 2 и $-9,8$ до $4,2\%$ за Пресек 3, док су промене у морфологији грудног коша на основу пресека фазе минимума биле у опсегу од $-5,2$ до $2,3\%$ за Пресек 1, $-5,7$ до $2,5\%$ за Пресек 2 и $-9,5$ до $4,5\%$ за Пресек 3. Упоређене су групе повезане са истим типом пресека. Пошто је у случају прва два пара група (повезаних са Пресеком 1 и Пресеком 2), Шапиро-Вилкинсонов тестом показао да су подаци нормално распоређени, групе су подвргнуте t -тесту упарених узорака (са $\alpha = 0,05$). У трећем пару група, прва група није била нормално распоређена, па су групе подвргнуте Вилкоксоновом тесту означених рангова (за упарене обсервације). У свим случајевима, свих 10 посматрања је коришћено за тестове, а резултати су нумерички изражени у Табели 7.5.

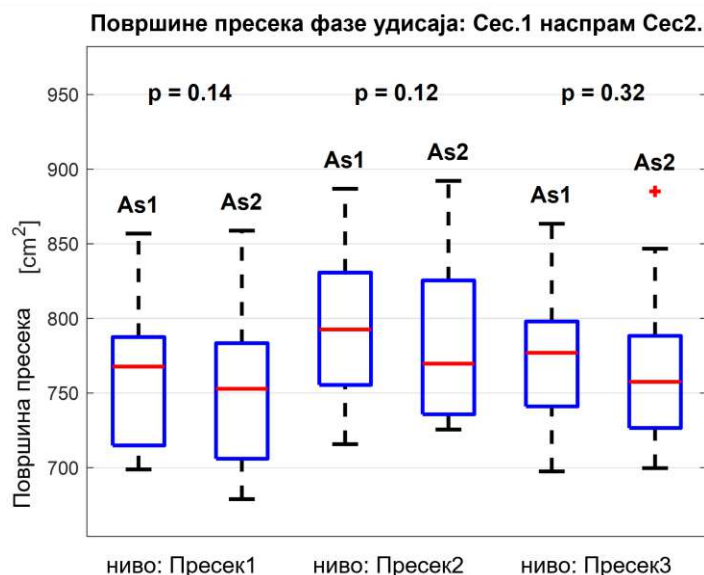
Табела 7.5 – Резултати статистичког теста који је упоредио промену морфологије на основу површина репрезентативних пресека фазе максимума и површина репрезентативних пресека фазе минимума. Ниједан од тестова није показао статистички значајну промену између група. Табела је, уз мање измене, првобитно објављена у [109].

Пресек1	$t(9) = 1.68, p = 0.13$
Пресек2	$t(9) = -0.47, p = 0.65$
Пресек3	$W = 30, p = 0.85$

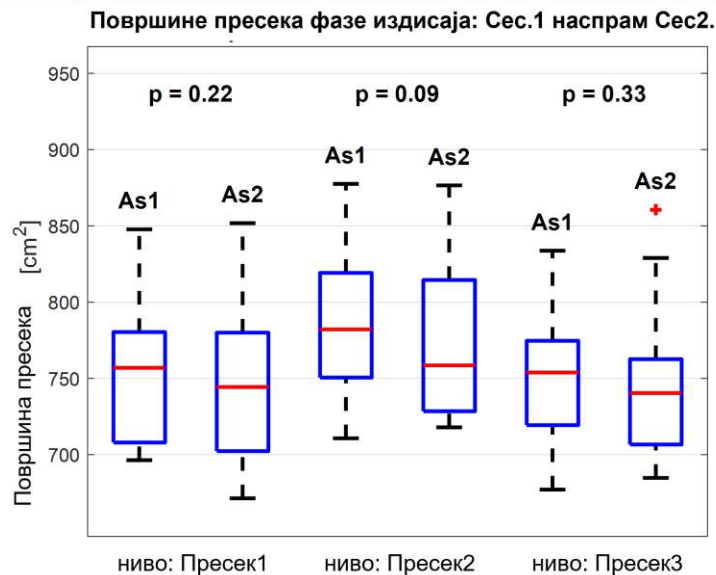
Ниједан од тестова није показао статистички значајну разлику између група: различите врсте пресека – репрезентативни максимуми и минимуми - нису дали различите резултате. То доводи до закључка да, ако је образац дисања правилно детектован, пресеци који се односе на максимуме сигнала варијације дубине и пресеци који се односе на минимуме сигнала варијације дубине могу се равноправно користити за праћење морфологије пацијента.

7.1.4 Поређење морфолошких параметара између сесија

Као што се може видети на Слици 7.2б, у појединачним случајевима, површина испод пресека се мењала у оба смера – повећавала се и смањивала. Међутим, додатни статистички тестови су такође директно упоредили две сесије помоћу параметра површине. Пошто су све групе, према Шапиро-Вилкинсоновом тесту, биле нормално распоређене, групе су подвргнуте t -тесту упарених узорака (са $\alpha = 0,05$). Резултати су дати на Слици 7.3а за пресеке максимума циклуса дисања и Слици 7.3б за пресеке минимума циклуса дисања. Резултати су нумерички изражени у Табели 7.6. Пошто ниједан од резултата није показао статистички значајну разлику између сесија снимљених са временским размаком од само две недеље, хипотеза о поновљивости мерења је потврђена.



(a)



(б)

Слика 7.3 – Резултати статистичких тестова. Обе слике се односе на параметар површине испод репрезентативних пресека, упоредно приказане за Сесију 1 и Сесију 2; (а) приказује поређење пресека фазе максимума циклуса дисања, док (б) приказује поређење пресека фазе минимума циклуса дисања; ниједан од резултата не указује на статистички значајну разлику између сесија. Црвени знак плус на нивоу Пресек 3, Сесије 2 представља оутлајер, тј. одступајуће вредности. Оутлајери су такође укључени у статистичке тестове. Слика је, уз мање измене, првобитно објављена у [109].

Табела 7.6 – Резултати статистичког теста који је упоредио површину репрезентативних пресека између две различите сесије. Прва колона је за репрезентативни пресек фазе максимума циклуса дисања, друга за репрезентативни пресек фазе минимума циклуса дисања. Ниједан од тестова није показао статистички значајну промену између група. Табела је, уз мање измене, првобитно објављена у [109].

	Пресеци фазе удисаја	Пресеци фазе издисаја
Пресек1	$t(9) = 1.64, p = 0.14$	$t(9) = 1.32, p = 0.22$
Пресек2	$t(9) = 1.74, p = 0.12$	$t(9) = 1.88, p = 0.09$
Пресек3	$t(9) = 1.05, p = 0.32$	$t(9) = 1.03, p = 0.33$

7.1.5 Експеримент 1 – дискусија

У овој фази студије испитана је применљивост система за мерење заснованог на примени 3D камере за праћење промена морфологије грудног коша код деце са церебралном парализом. Уведене су нове величине и нова метода које дају параметре довољно индикативне за праћење истих аспеката као традиционалне методе, иако не са идентичним метрикама. Иако постоје стандардне методе, овај нови приступ има за циљ да олакша процес и за пацијенте и за лекаре пружањем алтернативних параметара који пружају исте информације.

Сви резултати су засновани на екстракцији морфолошких пресека који су представљали тренутке максимума и минимума циклуса дисања у условима мирног дисања. Поузданост резултата је изражена кроз сличност издвојених пресека. Посматрано код свих пацијената и обе сесије, средњи коефицијент варијације процењене дубине био је мањи од 2% на свим и мањи од 1% на већини локација, и то је примећено у обе сесије. Слично томе, средњи коефицијент варијације површине пресека био је мањи од 1% у свим типовима пресека и то је примећено у обе сесије. Поред тога, посматрано код свих пацијената и у обе сесије, коефицијент варијације у поршини пресека био је мањи од 2% код свих типова пресека. Пошто је варијација кривих била слична у првој и другој сесији, може се закључити да је метода дала поновљиве и поуздане резултате.

У обе сесије, мање вредности коефицијента варијације су добијене на унутрашњим локацијама, тј. централно у односу на посматрани део мреже канала, док су периферне локације имале веће варијације. Један могући разлог је положај детета који, иако је стандардизован, никада не може бити потпуно идентичан између сесија. У прилог томе иде чињеница да су деца понекад додатно позиционирана између два снимка исте сесије. Позиционирање грудног коша у односу на сто би могло бити боље контролисано ако би се користио анатомски кревет, јер би то могло да минимизира варијације у држању и потпори, што би довело до поузданијих и тачнијих мерења.

Пошто су резултати зависили од успеха алгорита за аутоматску детекцију маркера, може се закључити и да је представљени алгоритам детекције имао очекиване перформансе за све три локације (брадавице и пупак). Алгоритам за детекцију може се описати као итеративни процес детекције маркера фрејм-по-фрејм са иницијализацијом коју врши оператер. Маркери су аутоматски детектовани у сваком фрејму, међутим, почетну позицију у првом фрејму бирао је оператер. Алгоритам за детекцију је кориговао позицију маркера, која је коришћена као почетна процена позиције за следећи фрејм. Рекурзивна природа алгорита значајно је смањила подручје претраге за детекцију маркера и обезбедила тачну детекцију маркера без потребе за рекалибрацијом за различите висине пацијената.

Ради минимизовања утицаја гастроинтестиналног пуњења на положај маркера, а тиме и на екстраховане вредности дубине, свака локација од интереса, у односу на положај маркера, дефинисана је као квадратна површина са страницама дужине 2 cm. Ова површина коришћена је за ублажавање мањих померања положаја усредњавањем варијација унутар својих граница, чиме су обезбеђена стабилнија и конзистентнија мерења.

Резултати указују да између две сесије није дошло до значајних промена у покретљивости грудног коша током респираторног циклуса. С обзиром на кратак временски размак од две недеље, овакав налаз био је очекиван. Добијени конзистентни резултати потврђују да је предложени систем поуздано детектовао морфолошке промене условљене дисањем, као и да је примењени алгоритам ефикасно идентификовао обрасце дисања. Уочена стабилност упућује на то да би евентуалне будуће промене у покретљивости грудног коша могле постати израженије током дужег терапијског периода. Ипак, овај потенцијал захтева додатну валидацију на адекватној групи пацијената како би се потврдила ефикасност система у условима различитих терапијских приступа.

Предложени алгоритам за процену морфологије показао је да када су разлике између сесија анализиране, репрезентативни пресеци издвојени за фазе максимума и минимума циклуса дисања нису показали статистички значајне разлике. Стога се може закључити да ако је образац дисања правилно детектован, максимуми и минимуми циклуса дисања могу се равноправно користити за праћење морфологије пацијента.

Медијан процентуалне разлике у морфологији између сесија биле су приближно 0% на нивоу Пресека 1, -1% на нивоу Пресека 2 и -1,5% на нивоу Пресека 3. Највећа промена у морфологији

примећена је код једног пацијента на нивоу Пресека 3, која је износила $-9,8\%$ на основу пресека фазе максимума и $-9,5\%$ на основу пресека фазе минимума (а то је био оутлајер). Пошто је овај ниво покривао абдоминални регион, разлике ове врсте су се могле очекивати. Пошто је варијација пресека за овог пацијента била мања од 1% у сваком типу пресека, ово обсервација је укључена у групе за статистичке тестове.

На крају, статистички тест је упоредио сесију 1 и 2 на основу површине испод криве репрезентативних пресека. За репрезентативне пресеке фазе максимума и фазе минимума, резултати нису показали статистички значајне разлике између група. С обзиром на кратак двонедељни интервал између мерења, ово је било очекивано, и такође је ишло у прилог хипотезе о поновљивости мерења.

7.2 Експеримент 2 – испитивање различитих конфигурација камера

Резултати говоре о испитивању просторне конфигурације две 3D камере, објашњеном у поглављу Експеримент 2. Систематски су испитана растојања од 100 cm, 110 cm, 120 cm и 130 cm, као и углови нагиба камера од 50° и 60° .

7.2.1 Цилиндрични тест објекти

Угао између равни детектованих на слици са леве и десне камере, након регистрације, ни у једном случају није прелазео 2.39 степени (Табела 7.7). Сви маркери селектовани у поступку регистрације били су успешно детектовани – и на слици са леве (5 маркера) и на слици са десне (5 маркера) камере.

У случају малог цилиндричног објекта (Табела 7.8), грешка између процењеног и тачног полупречника није прелазила више од 0.23 cm. У случају средњег цилиндричног објекта (Табела 7.9), грешка није прелазила више од 0.148 cm. У случају великог цилиндричног објекта (Табела 7.10), грешка није прелазила више од 0.324 cm.

Табела 7.7 – Квантитативни резултати регистрације и уклапања слика са две камере, добијени на моделу равни

Растојање	Угао камере: 50°				Угао камере: 60°			
	Л. кам. грешка модел. (10^{-4})	Д. кам. грешка модел. (10^{-4})	Угао између равни ($^\circ$)	Успешно дет. маркери (10)	Л. кам. грешка модел. (10^{-4})	Д. кам. грешка модел. (10^{-4})	Угао између равни ($^\circ$)	Успешно дет. маркери (10)
100 cm	18.372	22.595	1.24	10	9.190	9.407	0.48	10
110 cm	13.084	9.577	2.39	10	7.271	7.485	178.78	10
120 cm	18.473	9.713	1.68	10	8.766	9.519	0.66	10
130 cm	14.261	20.366	179.75	10	13.583	8.631	1.24	10

Табела 7.8 – Квантитативни резултати регистрације и уклапања слика са две камере, добијени на моделу мањег цилиндричног објекта

Мали цилиндар: $r = 8$ cm

Растојање	Угао камере: 50°					Угао камере: 60°				
	Почетни број тачака	Тачке за модел.	Средња грешка	Процена полупр. (cm)	Грешка	Почетни број тачака	Тачке за модел.	Средња грешка	Процена полупр. (cm)	Грешка
100 cm	222647	8175	0.0009	8.125	0.125	217882	8338	0.0011	8.213	0.213
110 cm	194359	8412	0.0014	8.189	0.189	198863	8709	0.0009	8.056	0.056
120 cm	173725	8783	0.0012	8.054	0.054	176197	9049	0.0012	8.080	0.080
130 cm	169298	9075	0.0018	8.117	0.117	148736	8985	0.0019	8.230	0.230

Табела 7.9 – Квантитативни резултати регистрације и уклапања слика са две камере, добијени на моделу цилиндричног објекта средњег полупречника

Растојање	Средњи цилиндар: $r = 10 \text{ cm}$									
	Угао камере: 50°					Угао камере: 60°				
	Почетни број тачака	Тачке за модел.	Средња грешка	Процена полупр. (cm)	Грешка	Почетни број тачака	Тачке за модел.	Средња грешка	Процена полупр. (cm)	Грешка
100 cm	393081	8823	0.0009	10.111	0.111	410458	9293	0.0009	10.147	0.147
110 cm	370153	9600	0.0011	10.101	0.101	377028	10297	0.0010	10.027	0.027
120 cm	360560	10457	0.0011	10.026	0.026	343239	10913	0.0011	10.06	0.06
130 cm	333055	10658	0.0014	10.148	0.148	319438	12018	0.0012	10.144	0.144

Табела 7.10 – Квантитативни резултати регистрације и уклапања слика са две камере, добијени на моделу цилиндричног објекта већег полупречника

Растојање	Велики цилиндар: $r = 12.5 \text{ cm}$									
	Угао камере: 50°					Угао камере: 60°				
	Почетни број тачака	Тачке за модел.	Средња грешка	Процена полупр. (cm)	Грешка	Почетни број тачака	Тачке за модел.	Средња грешка	Процена полупр. (cm)	Грешка
100 cm	522559	12574	0.0009	12.625	0.125	523451	12720	0.0012	12.689	0.189
110 cm	507444	14066	0.0010	12.677	0.177	470835	13807	0.0010	12.518	0.018
120 cm	470823	14918	0.0008	12.598	0.098	433194	14872	0.0013	12.588	0.088

130 cm	446047	15175	0.0011	12.679	0.179	417725	16397	0.0021	12.824	0.324
--------	--------	-------	--------	--------	-------	--------	-------	--------	--------	-------

7.2.2 Сложенији тест објекти - резултати

Резултати су показали да се број тачака у централној зони смањивао са повећањем растојања између камера, док се за број тачка у бочној зони није показала конкретна правилност у промени. У одређеном броју случајева, алгоритам за детекцију маркера није био довољно прецизан, што се може повезати са недовољном изостреноћу слике, као и са могућим несавршеностима у поравнању (уклапању) слика са две камере. Додатно, у једном случају слика је била значајно тамнија, што је довело до тога да алгоритам детектује већи број објеката сличног облика и полупречника који не припадају централним маркерима. Ово је послужило додатним корекцијама алгоритма за детекцију маркера – примера ради, у случајевима када су биле присутне јарке боје и позадине и маркера, као у случају модела пирамиде, касније у току истраживања (Експеримент 3), искоришћена је и функција за развлачење контраста у слици.

Табела 7.11 – Квантитативни резултати регистрације и уклапања слика са две камере, добијени на сложенијем моделу мањих димензија

Мали модел						
Угао камере: 50°				Угао камере: 60°		
Растојање	Бочне тачке	Цен. зона	Успешно дет. маркери (13)	Бочне тачке	Цен. зона	Успешно дет. маркери (13)
100 cm	24053	108827	13	22139	109035	11
110 cm	24727	89607	11	23465	89285	12
120 cm	23039	76142	13	24346	73886	12
130 cm	23470	71373	11	23588	59236	5

Табела 7.12 – Квантитативни резултати регистрације и уклапања слика са две камере, добијени на сложенијем моделу већих димензија

Велики модел						
Угао камере: 50°				Угао камере: 60°		
Растојање	Бочне тачке	Цен. зона	Успешно дет. маркери (15)	Бочне тачке	Цен. зона	Успешно дет. маркери (15)
100 cm	44239	111579	6	47424	106928	13
110 cm	49825	93548	14	50594	88029	14

120 cm	49534	77262	15	46592	70126	14
130 cm	46908	66969	15	46679	55386	12

7.2.3 Експеримент 2 – дискусија

Резултати другог експеримента показали су да је предложена конфигурација система са две 3D камере обезбедила поуздану регистрацију облака тачака за све испитиване комбинације растојања камера и углова нагиба. На моделу равни, угао између регистрованих равни након трансформације није прелазео приближно 2.4° , што указује на добру тачност поступка регистрације. Вредности од око 179° које су се појавиле у два случаја представљају последицу супротног смера нормала две процењене равни, а не стварно одступање у њиховом положају, па се и оне могу сматрати показатељем успешног уклапања. Истовремено, свих десет регистрационих маркера успешно је детектовано у свим испитиваним конфигурацијама, што указује на стабилан рад алгоритма за детекцију у контролисаним условима.

Анализа цилиндричних тест објеката показала је да су процењени полупречници у свим случајевима били веома блиски стварним вредностима. Највећа грешка није прелазила 0.324 cm, док је код већине конфигурација била мања од 0.2 cm. Средња грешка фитовања цилиндра узимала је вредности реда величине 10^{-3} , што указује на то да је цилиндрични модел веома добро апроксимирао добијене облаке тачака. Ови резултати показују да предложени поступак регистрације и спајања облака тачака омогућава поуздану реконструкцију објеката правилне геометрије. Поређењем углова нагиба од 50° и 60° не уочавају се велике разлике у тачности процене полупречника нити у средњој грешци моделовања.

Испитивање сложенијих тест објеката указало је на другачије карактеристике у односу на цилиндричне. Док је број тачака у бочним зонама остајао приближно константан без јасног тренда, број тачака у централној зони се код оба модела систематски смањивао са повећањем растојања између камера. Ова појава може се објаснити смањењем просторне резолуције, а тиме и густине облака тачака, са повећањем растојања од камере.

Резултати детекције маркера показали су да је алгоритам био веома успешан у већини конфигурација, али су уочени и појединачни случајеви са мањим бројем успешно препознатих маркера. Анализа је показала да су овакви случајеви највероватније последица слабијег контраста боја објекта и маркера и неравномерног осветљења анализираног дела објекта. Посебно је значајан пример код кога је због тамније слике алгоритам детектовао већи број објеката сличних димензија који нису представљали стварне маркере. Ови резултати указали су на потребу унапређења алгоритма, што је касније (у Експерименту 3) реализовано применом додатних поступака за побољшање контраста слике пре детекције маркера.

Посматрајући све добијене резултате, може се закључити да су конфигурације са међусобним растојањем камера од око 110–120 cm представљале најбољи компромис између преклапања видних поља, густине облака тачака и тачности реконструкције. Код мањих растојања обезбеђено је веће преклапање снимака, али је видно поље камера било нешто мање, док су код већих растојања (130 cm) били уочљивији губици густине тачака и повремени проблеми у детекцији маркера. Због тога је у трећем експерименту одабрано мање растојање међу камерама, како би се обезбедило веће преклапање снимака и поузданија реконструкција торза испитаника.

7.3 Експеримент 3 – дијаметри и респираторни сигнали

7.3.1 Калибрација камера

Калибрација је била подељена по различитим фазама према томе у којим је данима било одрађено снимање, а била је извршена поново уколико је камера случајно или намерно била померана. Укупно је извршена седам пута. У табели 7.13 дати су датуми сваке сесије и сваке нове извршене калибрације. Резултати су дати у табели упоредно за модел равни и модел пирамиде, за свих седам независно спроведених калибрација. У највећем броју случајева модел равни је давао боље резултате, у односу на модел пирамиде, што се може приписати већем броју коришћених маркера код модела равни, и већој количини шума код модела пирамиде.

Табела 7.13 – Распоред калибрација камера по данима.

Сесија 1	Датум	Калибрација	Сесија 2	Датум	Калибрација
Испитаник 1	19.05.2025.	Калибрација 1	Испитаник 1	22.05.2025.	Калибрација 2
Испитаник 2			Испитаник 2		
Испитаник 3			Испитаник 3		
Испитаник 4			Испитаник 4		
Испитаник 5	27.05.2025.	Калибрација 3	Испитаник 5	30.05.2025.	Калибрација 6
Испитаник 6			Испитаник 6		
Испитаник 7		Калибрација 4	Испитаник 7		Калибрација 7
Испитаник 8			Испитаник 8		
Испитаник 9		Калибрација 5	Испитаник 9		
Испитаник 10			Испитаник 10		

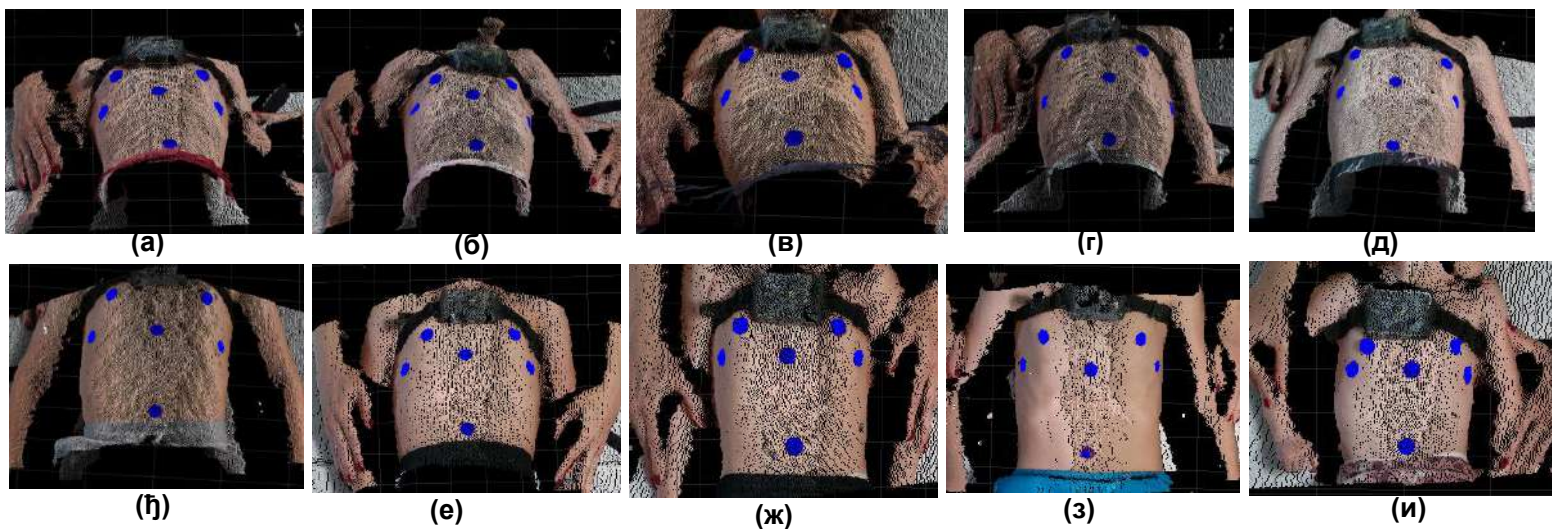
Табела 7.14 – Упоредни резултати калибрација на основу пирамиде и равни, респективно.

	Број тачака леви облак	Број тачака десни облак	Средња вредност	Стандардна девијација	Укупна грешка	
Калибрација 1	30230	26329	0.002110364	0.001335829	120.6471	←Пирамида
	30208	26287	0.001677456	7.62E-04	94.9933	←Раван
Калибрација 2	22507	31312	0.001797019	0.000887162	96.7631	←Пирамида
	22672	31305	0.001391155	0.000641991	75.6189	←Раван
Калибрација 3	21825	29146	0.001946681	0.000987952	98.6502	←Пирамида

	21967	29179	0.001637604	0.000876547	84.4028	←Раван
Калибрација 4	22262	24184	0.001720478	0.000849705	79.9122	←Пирамида
	22277	24222	0.002377017	0.001194776	110.0961	←Раван
Калибрација 5	29359	29235	0.00194072	0.000999529	113.7135	←Пирамида
	29726	29106	0.001752639	0.000902635	103.0934	←Раван
Калибрација 6	25833	30743	0.001986213	0.001009029	112.2592	←Пирамида
	26199	30568	0.002215884	0.001147177	125.3745	←Раван
Калибрација 7	25315	27273	0.002049369	0.001084898	107.6585	←Пирамида
	25413	27229	0.001886843	0.000957638	99.2061	←Раван

7.3.2 Формирање јединственог модела

На Слици 7.4 дати су резултати примене трансформација израчунатих над калибрационим објектима над снимцима грудног коша испитаника. Свака слика је модел састављен од првог пара слика, са леве и десне камере, из по једног од два трајала колико је било снимљено у свакој сесији.



Слика 7.4 – Резултати примене трансформације за регистрацију облака тачака над левом и десном сликом грудног коша испитаника. У свим примера ради се о првом пару из секвенце са леве и десне камере. Иако је експеримент садржао две сесије и свака по два снимка, за сваког испитаника је одабран први од свих снимака, тј, трајала, и његов први уклопљени пар слика.

7.3.3 Расипање средњих вредности удисаја по трајалима

Након одбацивања циклуса дисања који одступају по средњој вредности у сваком трајалу, процење су средње вредности дубине по трајалима. Најмањи број циклуса дисања у сваком трајалу није био мањи од 7 било за Сесију 1, било за Сесију 2.

У табели су дати коефицијенти варијације појединачних циклуса дисања, на основу којих су процењене и средње вредности дубине за цео трајал. Прва табела се односи на Сесију 1, друга на Сесију 2. Због већег броја локација, ради прегледности, у табели су за сваког испитаника приложени само резултати за највеће расипање, са податком о томе на којој локацији је такво расипање било уочено.

Табела 7.15 – Варијација циклуса дисања по трајалу (30 s), Сесија 1.

Сесија 1, трајал 1	Највећи коефицијент варијације [%]	На локацији	Најмањи број удисаја	Сесија 1, трајал 2	Највећи коефицијент варијације [%]	На локацији	Најмањи број удисаја
Исп. 1	1.22	6	14/16	Исп. 1	0.57	1,6	14/16
Исп. 2	1.56	6	15/17	Исп. 2	0.93	6	14/18
Исп. 3	2.29	2	15/17	Исп. 3	1.52	1	14/19
Исп. 4	2.04	6	10/12	Исп. 4	0.53	4	13/15
Исп. 5	0.82	3	10/14	Исп. 5	0.88	6	11/14
Исп. 6	0.56	5	12/14	Исп. 6	0.54	6	11/14
Исп. 7	0.24	3	12/14	Исп. 7	0.59	2	10/15
Исп. 8	1.12	1	15/19	Исп. 8	1.5	1	17/20
Исп. 9	1.2	6	12/13	Исп. 9	1.14	6	11/12
Исп. 10	0.56	1	14/16	Исп. 10	2.29	1	22/25

Табела 7.16 – Варијација циклуса дисања по трајалу (30 s), Сесија 2.

Сесија 2, трајал 1	Највећи коефицијент варијације [%]	На локацији	Најмањи број удисаја	Сесија 2, трајал 2	Највећи коефицијент варијације [%]	На локацији	Најмањи број удисаја
Исп. 1	1.36	5	16/20	Исп. 1	0.65	6	15/19
Исп. 2	0.68	2	13/16	Исп. 2	0.69	6	16/18
Исп. 3	0.65	3	10/14	Исп. 3	0.61	6	10/14
Исп. 4	1.08	6	8/10	Исп. 4	0.52	3	11/13

Исп. 5	0.79	6	14/14	Исп. 5	1.01	1	12/13
Исп. 6	0.42	5	7/10	Исп. 6	0.43	3	19/20
Исп. 7	0.63	2	15/18	Исп. 7	0.73	6	18/19
Исп. 8	1.28	3	17/18	Исп. 8	0.57	5	17/20
Исп. 9	2.11	6	14/15	Исп. 9	1.9	6	7/8
Исп. 10	0.73	1	18/23	Исп. 10	1.42	5	11/15

7.3.4 Поређење средњих вредности дубине у оквиру исте сесије

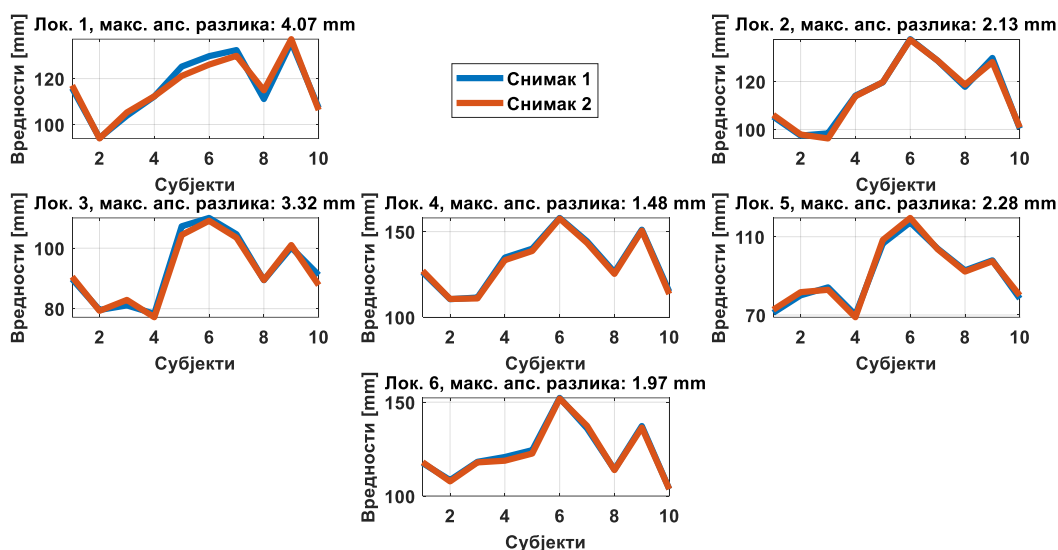
У оквиру сваке сесије извршено је поређење средњих вредности дубине грудног коша на различитим анатомским локацијама (брадавице, централна тачка, две бочне тачке и пупак), између два поновљена снимања. Приказана је и њихова разлика у виду боксплот дијаграма, као и резултати статистичког теста који тражи статистички значајне разлике између процењених средњих дубина на наведеним локацијама, између два снимка исте сесије. С обзиром да је средња вредност процењена на већем броју локација, на сликама у наставку овог поглавља, свака фигура садржи више подграфика. Сваки график се односи на једну од локација које су биле обележене маркерима.

Прве две фигуре (Слика 7.5, и Слика 7.6) приказују поређење средњих вредности дубина за прву и другу сесију, респективно. Свака фигура садржи шест подграфика у којима су представљене средње вредности дубине упоредно, за снимак 1 и снимак 2, за свих десет испитаника. Вредности су приказане као повезане тачке, што омогућава директно визуелно поређење између снимака. Ради прегледности, у наслову сваког подграфика приказана је само максимална апсолутна разлика између два сигнала.

Наредне две фигуре (Слика 7.7, и Слика 7.8) приказују статистику разлика средњих вредности између снимака, такође одвојено за сваку сесију. Разлике су представљене помоћу боксплот дијаграма, где сваки график одговара једној анатомској локацији. У насловима су дате средња вредност и стандардна девијација разлика.

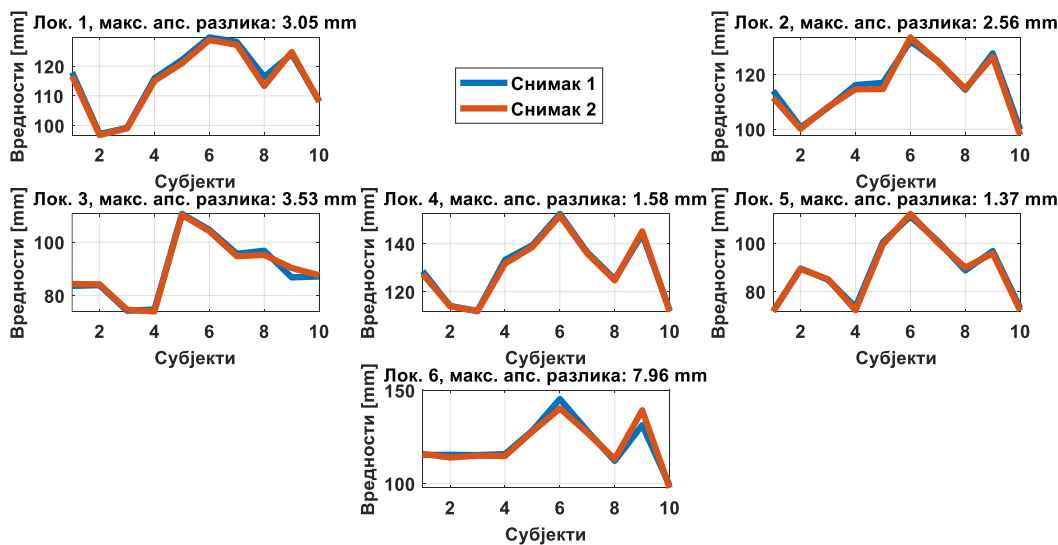
Последње две фигуре (Слика 7.9, и Слика 7.10) односе се на резултате статистичког тестирања разлика између снимака, посебно за сваку сесију. Подаци су приказани као дијаграми расејања, при чему су одговарајуће вредности за датог испитаника из различитих снимака повезане линијама. У насловима графика приказане су p -вредности, које указују на статистичку значајност уочених разлика.

Поређење средњих вредности, сесија 1, снимак 1-2

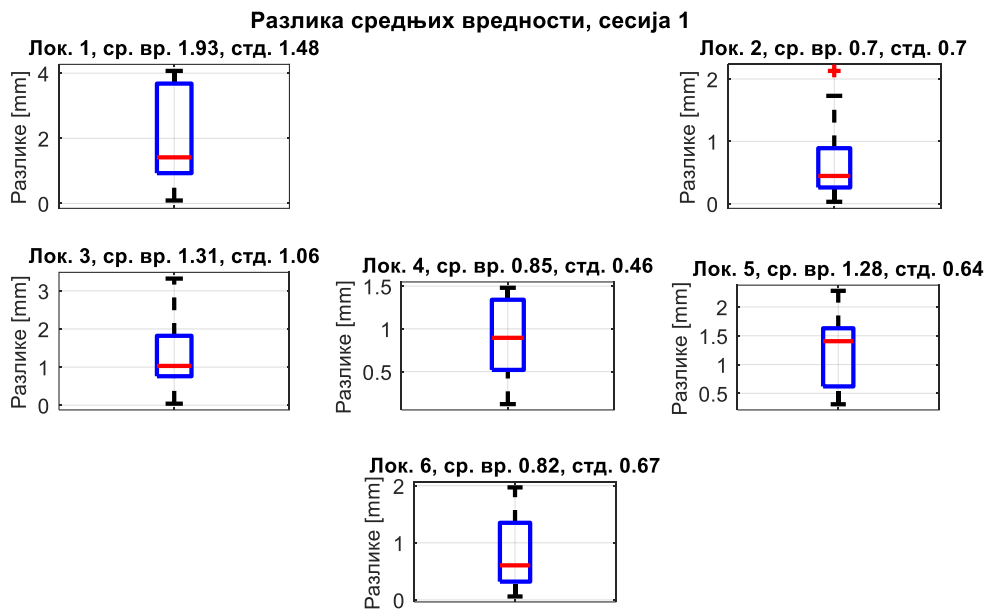


Слика 7.5 – Поређење средњих вредности на појединачним каналима у оквиру исте сесије, при чему се пореде Снимак 1 и Снимак 2, а поређење се односи на Сесију 1. У наслову сваког подграфика приказана је максимална апсолутна разлика између два сигнала, и она је највећа за Локацију 1 (десна брадавица) – 4.07 mm, а најмања на Локацији 4 (централна локација) – 1.48 mm.

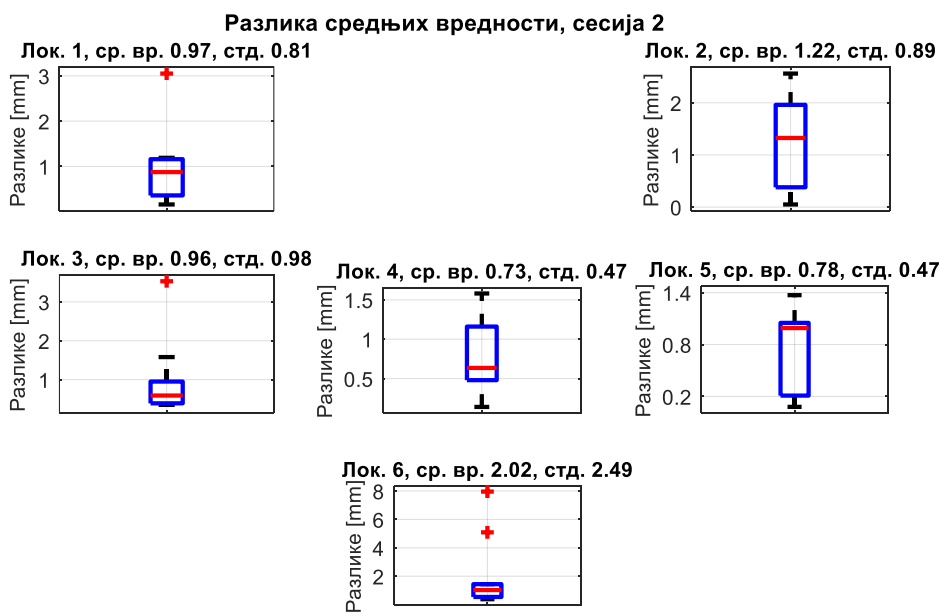
Поређење средњих вредности, сесија 2, снимак 1-2



Слика 7.6 – Поређење средњих вредности на појединачним каналима у оквиру исте сесије, при чему се пореде Снимак 1 и Снимак 2, а поређење се односи на Сесију 2. У наслову сваког подграфика приказана је максимална апсолутна разлика између два сигнала, и она је највећа за Локацију 6 (пурак) – 7.96 mm, а најмања на Локацији 5 (бочна тачка на левој страни торза) – 1.37 mm.



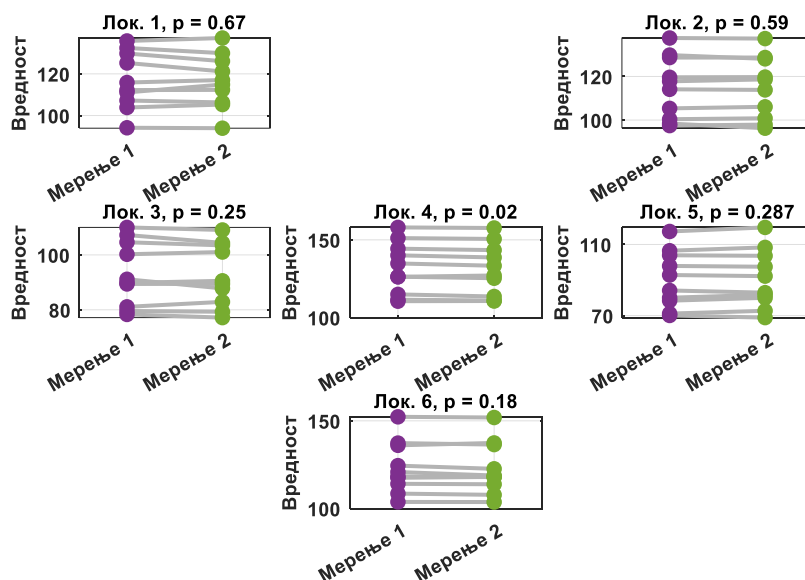
Слика 7.7 – Статистика разлика средњих вредности између Снимка 1 и Снимка 2, направљених у Сесији 1, приказаних у виду боксплота. У наслову сваког подграфика дата је средња вредност и стандардна девијација разлика. Највећа средња вредност добијена је на Локацији 1 (десна брадавица) – 1.93 mm, а најмања за Локацију 2 (лева брадавица) – 0.7 mm.



Слика 7.8 – Статистика разлика средњих вредности између Снимка 1 и Снимка 2, направљених у Сесији 2, приказаних у виду боксплота. У наслову сваког подграфика дата је средња вредност и стандардна девијација

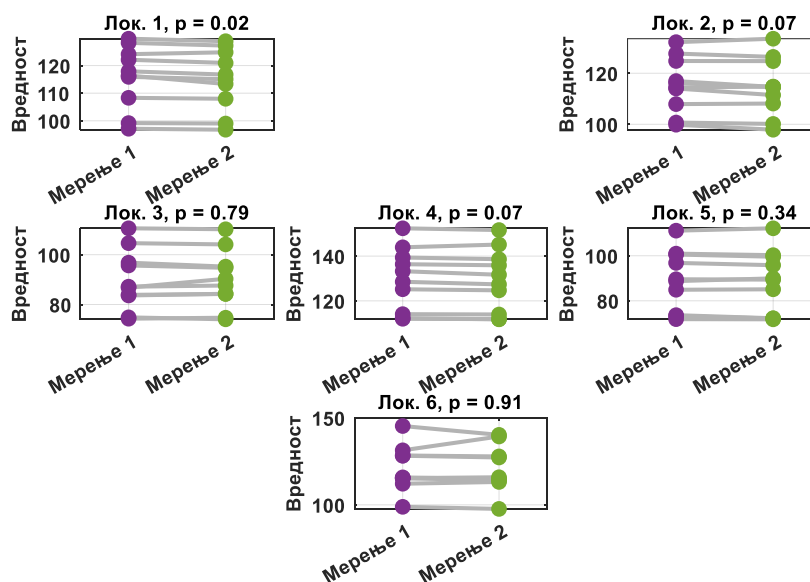
разлика. Највећа средња вредност добијена је на Локацији 6 (пупак) – 2.02 mm, а најмања за Локацију 4 (централна тачка) – 0.73 mm.

Статистички тест, сесија 1, снимак 1-2



Слика 7.9 – Резултати статистичког тестирања разлика између средњих вредности дубина при чему се разлике гледају између Снимка 1 и Снимка 2 у истој, Сесији 1. У наслову сваког подграфика дата је p -вредност.

Статистички тест, сесија 2, снимак 1-2



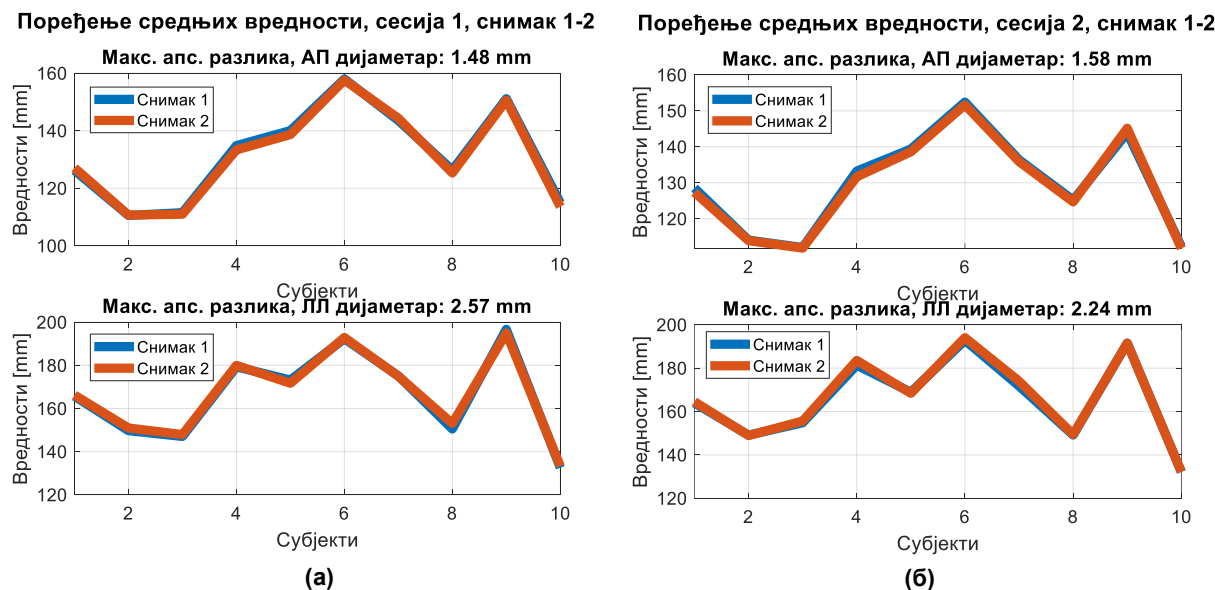
Слика 7.10 – Резултати статистичког тестирања разлика између средњих вредности дубина при чему се разлике гледају између Снимка 1 и Снимка 2 у истој, Сесији 2. У наслову сваког подграфика дата је p -вредност.

7.3.5 Поређење дијаметара у оквиру исте сесије

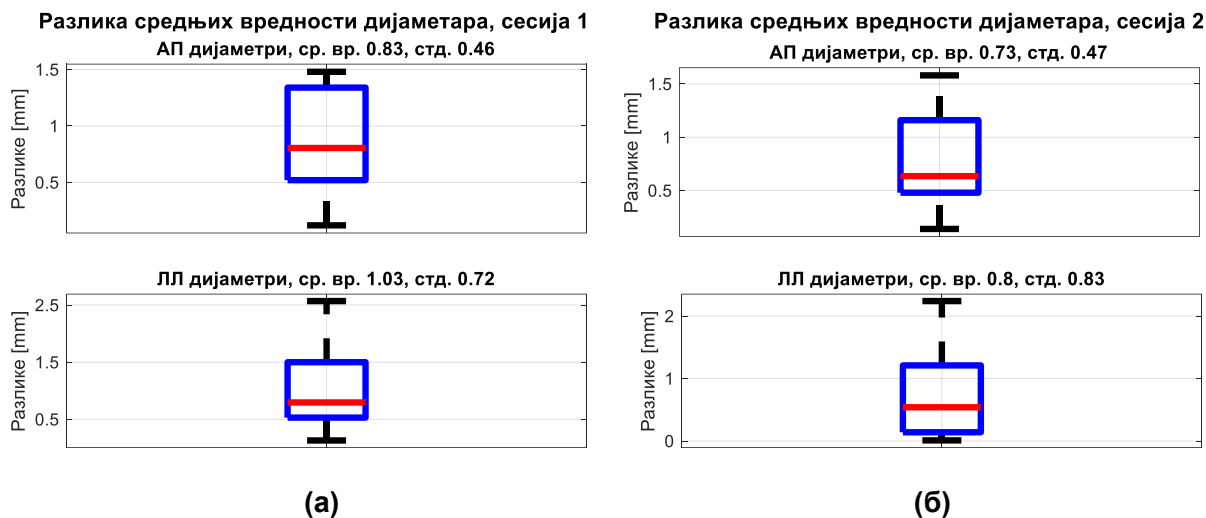
Дијаметри су израчунати као еуклидско растојање између одговарајућих тачака. АП дијаметар је израчунат као најкраће растојање од центроида централног маркера до равни стола, а ЛЛ дијаметар је израчунат као еуклидско растојање између центроида два бочна маркера. Тако су добијени сигнали са дијаметрима који се услед дисања мењају у времену, и на којима могу да се препознају различити циклуси дисања. У сваком снимку, средња вредност дијаметра је израчуната на основу циклуса дисања који су преостали након изbacивања оутлиера по средњој вредности појединачних циклуса, и то као средња вредност преосталог дела сигнала. Сlike 7.11, 7.12 и 7.13 приказују резултате поређења дијаметара по различитим снимцима, посебно за Сесију 1 и посебно за Сесију 2.

Оба дела Сlike 7.11, и (а) и (б), показују упоредно вредности средњих дијаметара за Снимак 1 и Снимак 2, посебно за АП дијаметар, и посебно за ЛЛ дијаметар, при чему се графици под (а) односе на Сесију 1, а графици под (б) се односе на Сесију 2. У наслову сваког подграфика приказана је максимална апсолутна разлика процењених дијаметара између снимака, која је у оба случаја већа код ЛЛ дијаметра и у Сесији 1 износи 2.57, а у Сесији 2 износи 2.24 mm.

Слика 7.12 приказује разлике између средњих дијаметара процењених за Снимак 1 и Снимак 2, посебно за Сесију 1 (први део фигуре, под (а)), посебно за Сесију 2 (други део фигуре, под (б)). У наслову сваког подграфика дате су средња вредност и стандардна девијација разлика. Средња вредност разлика је у оба случаја већа за процену ЛЛ дијаметара, и износи 1.03 mm у Сесији 1, и 0.8 mm у Сесији 2.

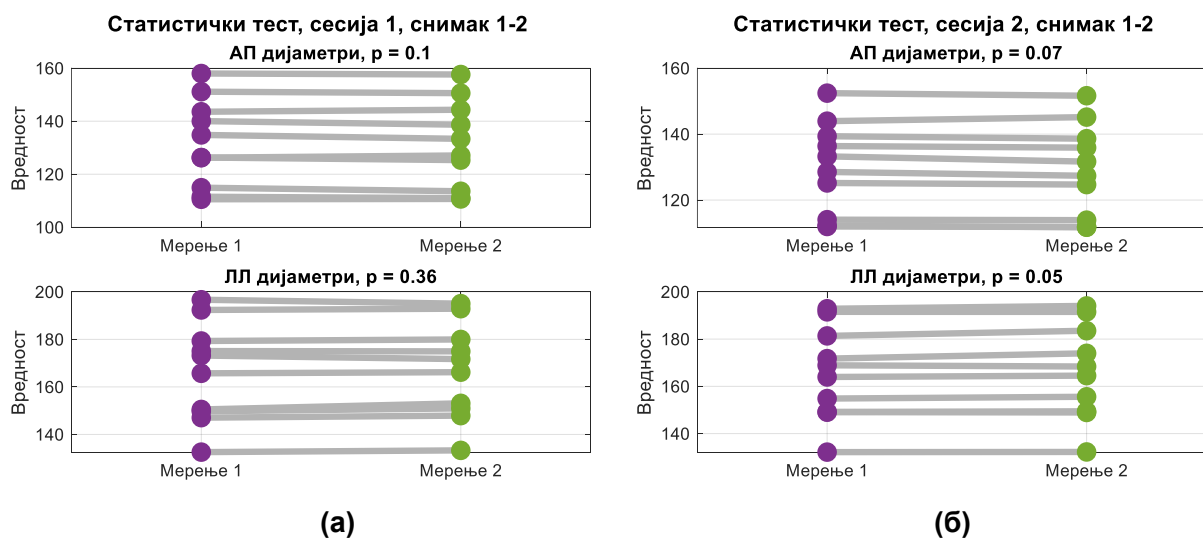


Слика 7.11 – Упоредни приказ средњих АП и ЛЛ дијаметара: (а) у Сесији 1; (б) у Сесији 2.



Слика 7.12 – Боксплот разлика између Снимка 1 и 2 у погледу процењених средњих вредности АП и ЛЛ дијаметара: (а) у Сесији 1; (б) у Сесији 2.

И на крају, урађено је и статистичко поређење између снимака, посебно за Сесију 1 – Слика 7.13а, и Сесију 2 – Слика 7.13б, где су у наслову сваке фигуре дате p -вредности. У свим случајевима, p -вредност је била већа од нивоа статистичке значајности (0.05), сем у случају поређења ЛЛ дијаметара у Сесији 2, где је p -вредности била на самој граници, односно разлика између снимака је била на граници статистичке значајности.



Слика 7.13 – Резултати упареног t теста којим се пореде средње вредности процењених АП и ЛЛ дијаметара између Снимка 1 и Снимка 2: (а) у Сесији 1; (б) у Сесији 2.

7.3.6 Расипање средњих вредности удисаја по сесијама

Након одбацивања циклуса дисања који одступају по средњој вредности и спајања трајала, процење су средње вредности дубине по сесијама. Најмањи број циклуса дисања у свакој сесији није био мањи од 20. У табели су дати коефицијенти варијације појединачних циклуса дисања, на основу којих су процењене и средње вредности дубине за целу сесију. Због већег броја локација, ради прегледности, у табели су за сваког испитаника приложени само резултати за највеће расипање, са податком о томе на којој локацији је такво расипање било уочено.

Табела 7.17 – Варијација циклуса дисања по Сесији (60 s).

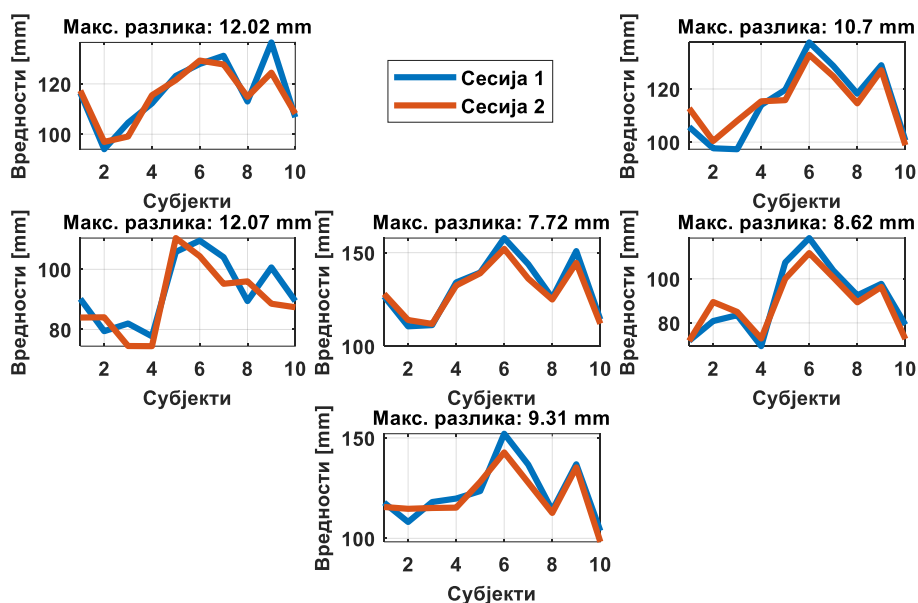
Сесија 1	Највећи коефицијент варијације [%]	На локацији	Најмањи број удисаја	Сесија 2	Највећи коефицијент варијације [%]	На локацији	Најмањи број удисаја
Исп. 1	1.23	5	28/32	Исп. 1	1.29	2	35/39
Исп. 2	1.3	6	30/35	Исп. 2	0.85	6	31/34
Исп. 3	2.02	2	29/36	Исп. 3	0.56	3	20/28
Исп. 4	1.63	6	24/27	Исп. 4	1.11	5	21/23
Исп. 5	1.79	1	22/28	Исп. 5	1.14	2	26/27
Исп. 6	1.51	1	25/28	Исп. 6	1.75	6	27/30
Исп. 7	0.99	1	22/29	Исп. 7	0.76	3	34/37
Исп. 8	2.15	1	35/39	Исп. 8	1.56	1	35/38
Исп. 9	1.19	6	23/25	Исп. 9	3.47	6	22/23
Исп. 10	1.96	3	36/41	Исп. 10	1.25	2	33/38

7.3.7 Поређење сесија по свим каналима

На исти начин као и снимци, тј. трајали, упоређене су и средње вредности дубина по сесијама. Како је објашњено у поглављу Експеримент 3, средња вредност по сесији добијена је након што су трајали, тј. снимци, појединачно обрађени и онда сигнали обједињени у сигнал једне сесије. Над једном сесијом средња вредност је пронађена као просек средњих вредности из појединачних трајала. Слика 7.14 показује како се ове вредности мењају међу испитаницима и међу сесијама, тј. дат је упоредни приказ средњих вредности за Сесију 1 и Сесију 2.

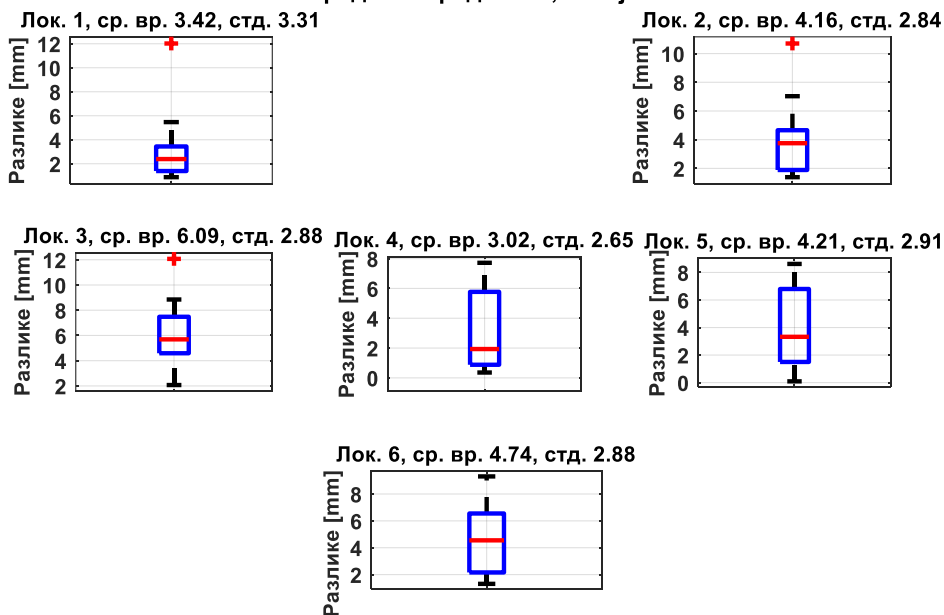
Расподела апсолутних разлика између две сесије поново је дата у виду боксплотова, и приказана на Слици 7.15. На Слици 7.16 дати су резултати статистичког t -теста за упарене узорке са којег се види да ни на једној локацији није пронађена статистички значајна разлика између сесија.

Поређење средњих вредности, сесија 1-2



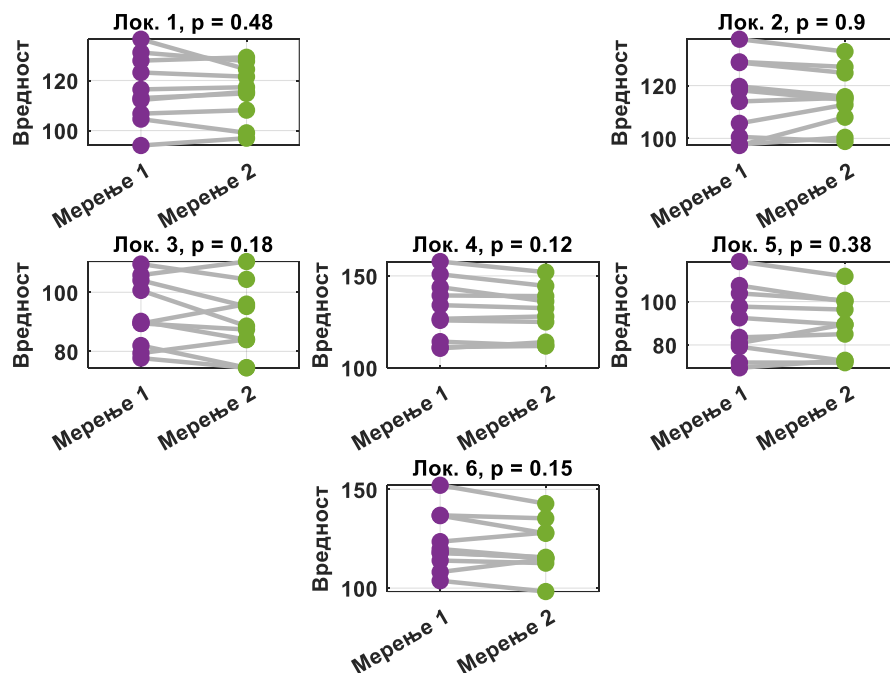
Слика 7.14 – Упоредни приказ средњих вредности дубина процењених по сесији, за Сесију 1 и Сесију 2. У наслову сваког графика дата је максимална апсолутна разлика између сесија, она је износила 12.07 mm за десни бочни маркер.

Разлика средњих вредности, сесија 1-2



Слика 7.15 – Апсолутне разлике између сесија приказане увиду боксплотова. Видимо да је разлика са Сликe 10, заправо одступајућа, и да се средње вредности у највећем броју случајева крећу око 4 mm. Највећа средња разлика је на десној бочној локацији, због испитаника који представља одступање у датој расподели.

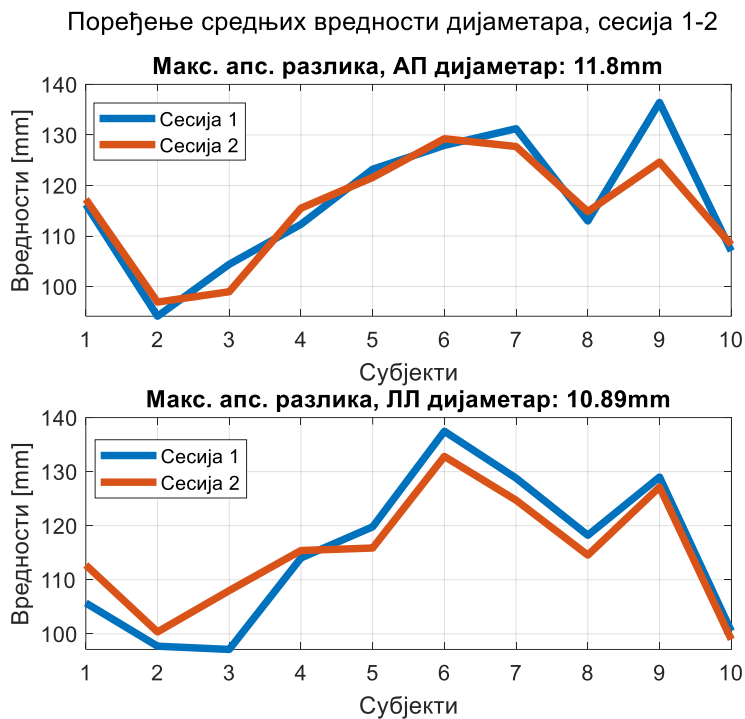
Статистички тест, сесија 1-2



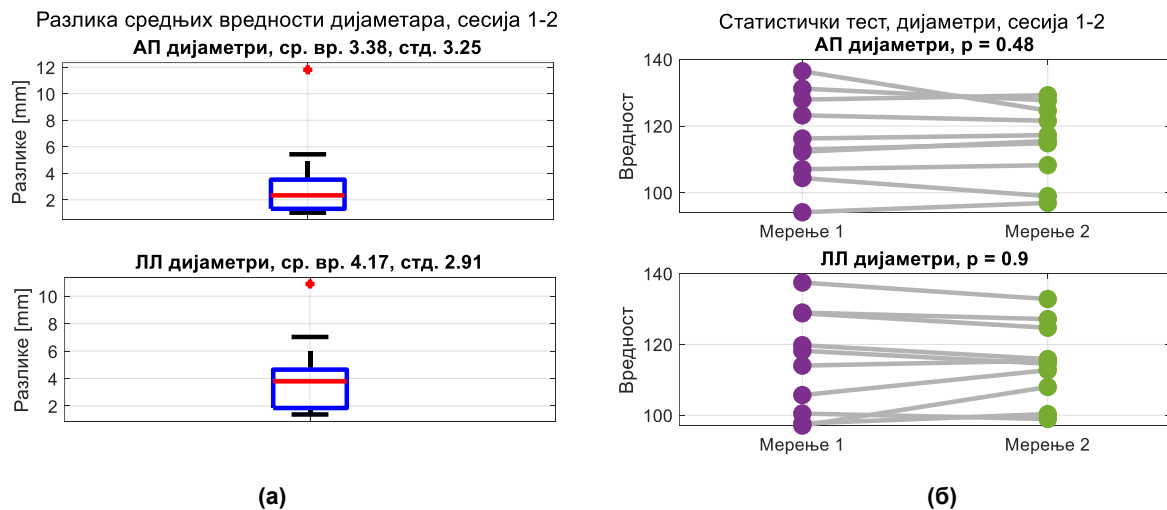
Слика 7.16 – Резултати статистичког t -теста за упарене узорке који пореди средње вредности дубине по сесији на појединачним локацијама између Сесије 1 и Сесије 2. На основу p вредности закључује се да ни у једном случају разлика није статистички значајна.

7.3.8 Поређење сесија по дијаметрима

На сличан начин као и дубине на локацијама, упоређене су и средње вредности дијаметара по сесији између различитих сесија. На Слици 7.17 дат је упоредан приказ вредности по испитаницима за две сесије, на Слици 7.18а дата је расподела разлика у дијаметрима између две сесије, у виду боксплотова, а на Слици 7.18б дати су резултати статистичког теста који пореди вредности дијаметара између Сесије 1 и Сесије 2. На основу p -вредности можемо закључити да разлике нису статистички значајне.



Слика 7.17 – Упоредни приказ средњих вредности дијаметара процењених по сесији, за Сесију 1 и Сесију 2. У наслову сваког графика дата је максимална апсолутна разлика између сесија, она је износила 11.8 mm за АП дијаметар и 10.89 mm за ЛЛ дијаметар.



Слика 7.18 – Поређење дијаметара међу сесијама: (а) показује боксплот апсолутних разлика дијаметара међу сесијама, док (б) показује резултате статистичког t -теста за упарене узорке. На (а) се може видети да је средња вредност разлика износила 3.38 mm за АП дијаметар и 4.17 mm за ЛЛ дијаметар. На (б) видимо да није утврђена статистички значајна разлика у дијаметрима међу сесијама.

7.3.9 Поређење мера са пелвиметром

У овом поглављу описано је поређење мера АП и ЛЛ дијаметара добијених обрадом снимака са 3D камера, са мерама добијеним употребом пелвиметра. Све вредности су дате у табели, појединачно за сваку сесију и сваког испитаника. Мерење 3D камером реализовано је тако што су спојена два трајала у којима су претходно избачени удисаји који су представљали одступајуће вредности; за израчунавање дијаметра коришћена је средња вредност свих преосталих удисаја на одговарајућим каналима. Са друге стране, мерења пелвиметром извршена су непосредно пре снимања камерама, од стране докторице, и снимљена камером са мобилног телефона. Са снимка је за анализу узимана минимална вредност која се најчешће понављала као репрезентативна мера на пелвиметру. Овим приступом обезбеђена је упоредивост метода и могућност процене сагласности добијених резултата.

Табела 7.18 – Упоредни приказ мера измерених инструментом и процењених камером, у Сесији 1. Веће разлике у мерењима између Сесије 1 и Сесије 2, означене су наранџасто. Умерене разлике су светло зелено, мале разлике тамно зелено. Сесија 2 је у Табели 7.19. Веће разлике у проценама двеју метода означене су црвено, умерене разлике плаво, мале разлике светло зелено.

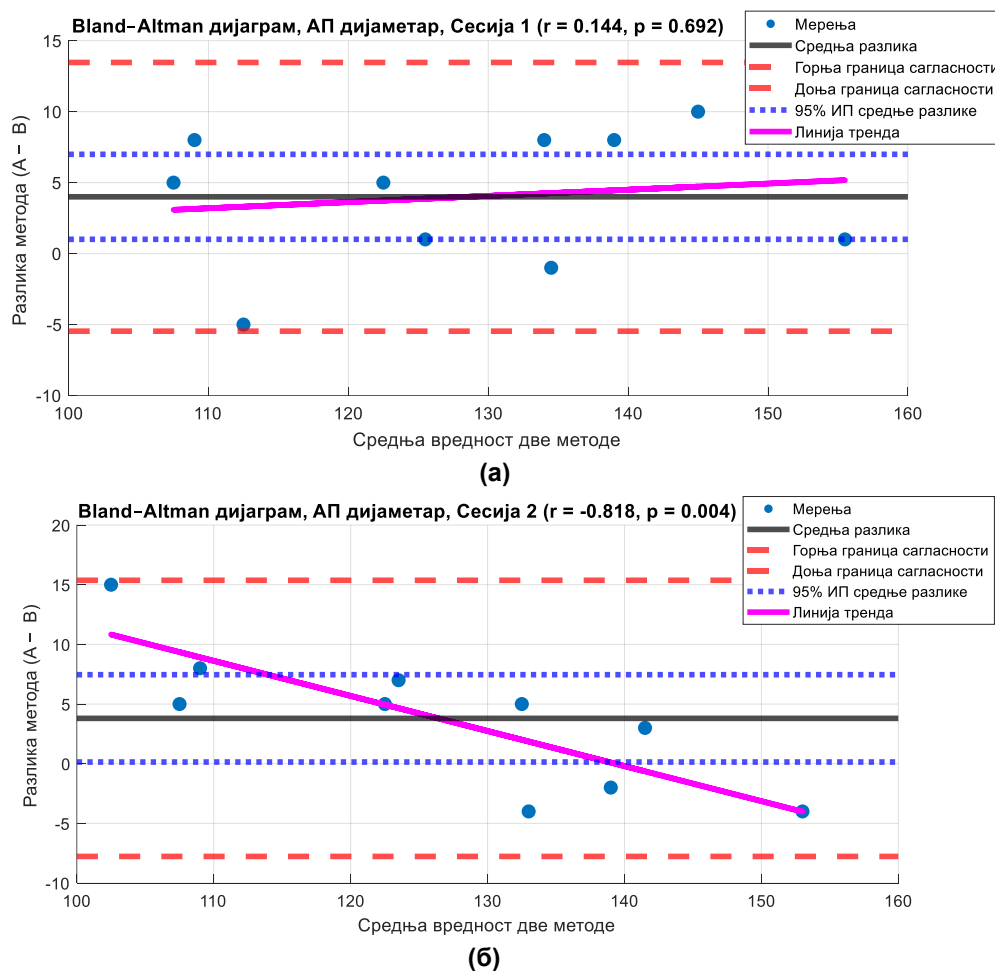
Прва сесија	И1	И2	И3	И4	И5	И6	И7	И8	И9	И10
АП, камера	126	110	110	134	138	156	143	125	150	113
АП, пелвиметар	125	115	105	135	130	155	135	120	140	105
Разлика:	1	-5	5	-1	8	1	8	5	10	8
ЛЛ, камера	165	148	147	177	170	191	174	148	194	132
ЛЛ, пелвиметар	145	135	135	170	170	180	165	135	185	125
Разлика:	20	13	12	7	0	11	9	13	9	7

Табела 7.19 – Упоредни приказ мера измерених инструментом и процењених камером, у Сесији 2. Веће разлике у мерењима између Сесије 1 и Сесије 2, означене су наранџасто. Умерене разлике су светло зелено, мале разлике тамно зелено. Сесија 1 је у Табели 7.18. Веће разлике у проценама двеју метода означене су црвено, умерене разлике плаво, мале разлике светло зелено.

Друга сесија	И1	И2	И3	И4	И5	И6	И7	И8	И9	И10
АП, камера	127	113	110	131	138	151	135	125	143	110
АП, пелвиметар	120	105	95	135	140	155	130	120	140	105
Разлика:	7	8	15	-4	-2	-4	5	5	3	5
ЛЛ, камера	163	148	154	180	167	192	170	148	190	131
ЛЛ, пелвиметар	155	135	145	170	165	190	165	135	190	125
Разлика:	8	13	9	10	2	2	5	13	0	6

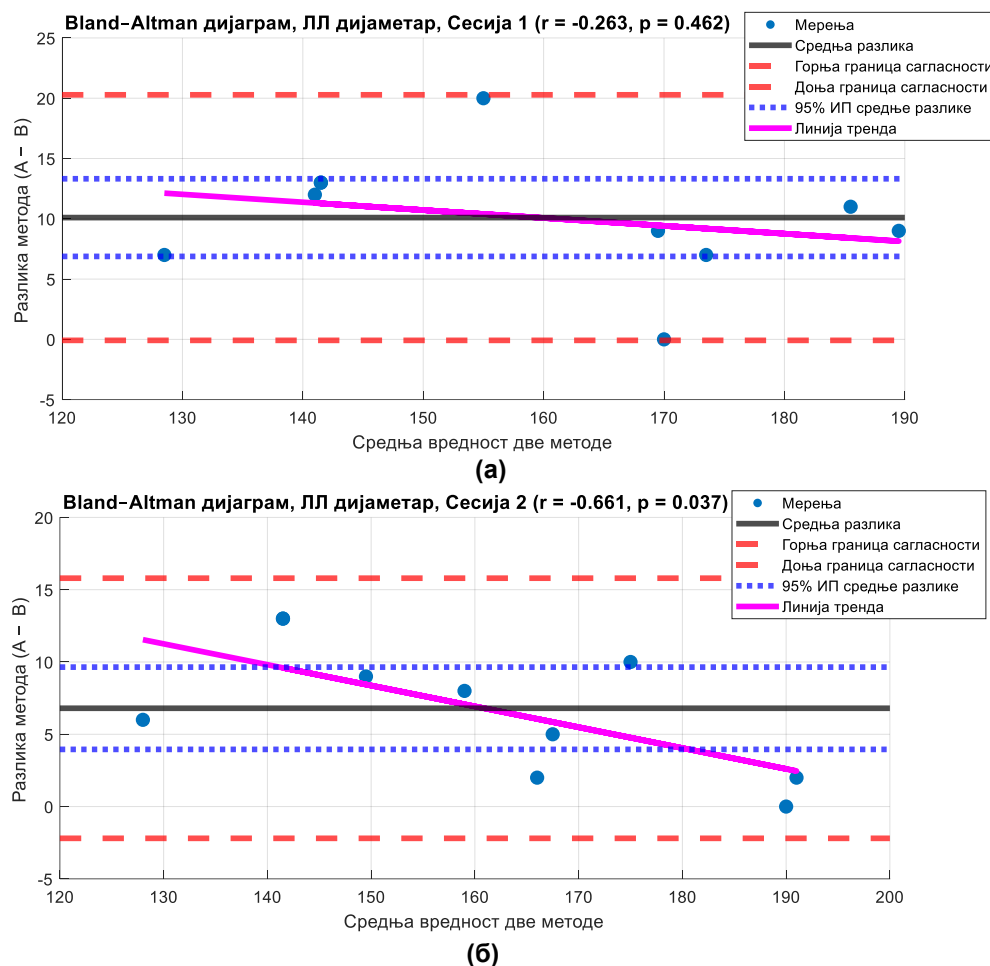
Сагласност између мерења добијених применом 3D камере и мерења пелвиметром процењена је применом *Bland–Altman* анализе и прорачуном Пирсоновог коефицијента корелације, независно.

На *Bland–Altman* дијаграму, визуелном тесту сагласности метода, разлика између метода приказана је у односу на средњу вредност мерења добијених применом две методе, што омогућава процену зависности разлике од величине мерења. Одређена је средња разлика (енгл. *bias*) између метода и израчунате су границе сагласности ($bias \pm 1.96 SD$). У оквиру *Bland–Altman* анализе је такође испитана и корелација између разлика метода и средњих вредности ради процене постојања пропорционалне грешке. Повезаност између мерења је испитана и применом Пирсоновог коефицијента корелације, а резултати су приказани на *scatter*, тј. дијаграму расејања, са линијом линеарне регресије. На Слици 7.19 приказани су *Bland–Altman* графици који се односе на процену у Сесији 1, за процену АП и ЛЛ дијаметра, респективно. На Слици 7.20 приказани су *Bland–Altman* графици који се односе на процену у Сесији 2, на процену АП и ЛЛ дијаметра, респективно.



Слика 7.19 – Графици приказују резултате БА анализе која пореди метод 3D камере и пелвиметра у процени АП дијаметра: (а) у Сесији 1, и (б) Сесији 2. У оба случаја, метода мерења камером означена је ознаком *A*, метода мерења пелвиметром ознаком *B*. У случају под а) средња разлика између метода износила је 4 mm, доња граница сагласности –5.47 mm, горња граница сагласности 13.47 mm, 95% интервал поверења средње разлике 1.00–6.99 mm. Линија тренда разлике метода у односу на средњу вредност метода није показала

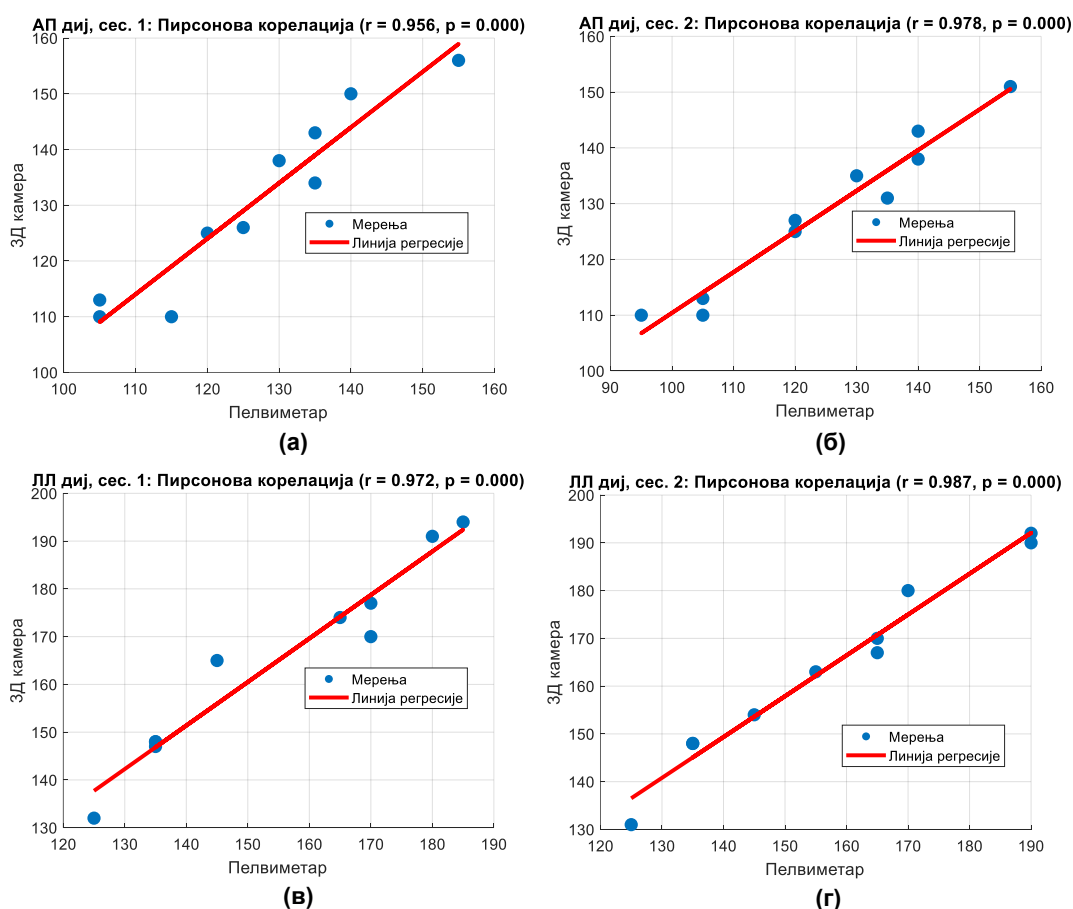
статистички значајан линеарни тренд ($r = 0.144$; $p = 0.692$), што указује на одсуство статистички значајне пропорционалне грешке. У случају под б) средња разлика између метода износила је 3.8 mm, доња граница сагласности -7.77 mm, горња граница сагласности 15.37 mm, 95% интервал поверења средње разлике 0.14–7.46 mm. Линија тренда разлике метода у односу на средњу вредност метода показала је статистички значајан линеарни тренд ($r = -0.818$; $p = 0.004$), што указује на присуство статистички значајне пропорционалне грешке. Добијени резултат указује да величина разлике између метода зависи од величине мерене вредности, при чему се разлика смањује са повећањем АП дијаметра.



Слика 7.20 – Графици приказују резултате БА анализе која пореди метод 3D камере и пелвиметра у процени ЛЛ дијаметра: (а) у Сесији 1, и (б) у Сесији 2. У оба случаја, метода мерења камером означена је ознаком А, метода мерења пелвиметром ознаком В. У оба случаја, метода мерења камером означена је ознаком А, метода мерења пелвиметром ознаком В. У случају под а) средња разлика између метода износила је 10.1 mm, доња граница сагласности -0.08 mm, горња граница сагласности 20.28 mm, 95% интервал поверења средње разлике 6.38–13.82 mm. Линија тренда разлике метода у односу на средњу вредност метода није показала статистички значајан линеарни тренд ($r = -0.263$; $p = 0.462$), што указује на одсуство статистички значајне пропорционалне грешке. У случају под б) средња разлика између метода износила је 6.80 mm, доња граница сагласности -2.20 mm, горња граница сагласности 15.80 mm, 95% интервал поверења средње разлике 3.96–9.64 mm. Линија тренда разлике метода у односу на средњу вредност метода показала је статистички значајан линеарни тренд ($r = -0.661$; $p = 0.037$), што указује на присуство статистички значајне пропорционалне грешке. Добијени

резултат указује да величина разлике између метода зависи од величине мерене вредности, при чему се разлика смањује са повећањем ЛЛ дијаметра.

У случају анализе процене АП дијаметра у Сесији 1 (Слика 7.19а), *Bland–Altman* анализа показала је средњу разлику метода (*bias*) од 4 mm, са границама сагласности (енгл. *Limits of Agreement – LoA*) од -5.47 mm до 13.47 mm. Линија тренда на дијаграму је благо растућа⁹, али корелација разлике метода и средње вредности није статистички значајна ($r = 0.144$, $p = 0.692$), што указује на одсуство пропорционалне грешке. Тачке су приближно равномерно распоређене дуж опсега мерења, без повећања варијабилности са порастом величине (без појаве тзв. *funnel shape*-а – облик левка, тј. конусни распоред тачака), што указује да је анализа адекватно примењена¹⁰. Паралелно, линеарна регресија (на Слици 7.21а) показује јаку позитивну корелацију између мерења пелвиметром и 3D камером ($r = 0.956$, $p < 0.001$), при чему су тачке на *scatter plot*-у распоређене близу линије регресије, што указује на изражену линеарну повезаност резултата добијених применом две методе.



⁹ Иако је линија тренда благо растућа, та тенденција није довољно јасна/снажна да би се могла сматрати стварном пропорционалном грешком. С обзиром да статистички, тај раст није значајан, може се приписати случајној варијацији због малог узорка.

¹⁰ *Bland–Altman* метода подразумева да је варијанса разлика приближно константна.

Слика 7.21 – Графици приказују резултате БА анализе која пореди метод 3D камере и пелвиметра у процени: (а) АП дијаметра у Сесији 1, (б) АП дијаметра у Сесији 2, (в) ЛЛ дијаметра у Сесији 1, и (г) ЛЛ дијаметра у Сесији 2. У оба случаја, метода мерења камером означена је ознаком А, метода мерења пелвиметром ознаком В.

Bland–Altman анализа за АП дијаметар у Сесији 2 (Слика 7.19б), показала је малу средњу разлику метода (*bias*: 3.8 mm, *LoA*: –7.77 до 15.37 mm). На дијаграму се примећује благо негативан тренд, уз статистички значајну корелацију разлике метода и средње вредности ($r = -0.8182$, $p = 0.0038$), што указује на присуство пропорционалне грешке. Тачке су распоређене приближно равномерно, без екстремног *funnel shape*-а, што указује да је варијабилност разлика приближно константна дуж опсега мерења. Све тачке су унутар граница сагласности, што указује на одсуство екстремних неслагања. Паралелно, линеарна регресија (Слика 7.21б) показује јаку позитивну корелацију између мерења пелвиметром и 3D камером ($r = 0.978$, $p < 0.001$), при чему су тачке близу линије регресије, што указује на изражену линеарну повезаност резултата добијених применом две методе.

Bland–Altman анализа за ЛЛ дијаметар у Сесији 1 (Слика 7.20а) показала је средњу разлику метода (*bias* = 10.1 mm, *LoA*: –0.08 до 20.28 mm). Линија тренда је благо негативна, али корелација разлике метода и средње вредности није статистички значајна ($r = -0.2633$, $p = 0.4623$), што указује на одсуство пропорционалне грешке. Тачке су равномерно распоређене, без *funnel shape*-а, при чему је једна тачка близу доње границе *LoA*, што указује да су разлике метода генерално стабилне. Паралелно, линеарна регресија (Слика 7.21в) показује јаку позитивну корелацију између мерења пелвиметром и 3D камером ($r = 0.972$, $p < 0.001$), што потврђује изражену линеарну повезаност метода за ЛЛ дијаметар.

Bland–Altman анализа за ЛЛ дијаметар у Сесији 2 (Слика 7.20б) показала је средњу разлику метода (*bias* = 6.8 mm, *LoA*: –2.20 до 15.80 mm). Линија тренда је благо негативна, са статистички значајном корелацијом разлике метода и средње вредности ($r = -0.6613$, $p = 0.0373$), што указује на благу пропорционалну грешку. Тачке су равномерно распоређене, без *funnel shape*-а, што указује да је варијабилност разлика метода стабилна кроз опсег мерења. Паралелно, линеарна регресија (Слика 7.21г) показује јаку позитивну корелацију између мерења пелвиметром и 3D камером ($r = 0.987$, $p < 0.001$), што потврђује изражену линеарну повезаност метода за ЛЛ дијаметар.

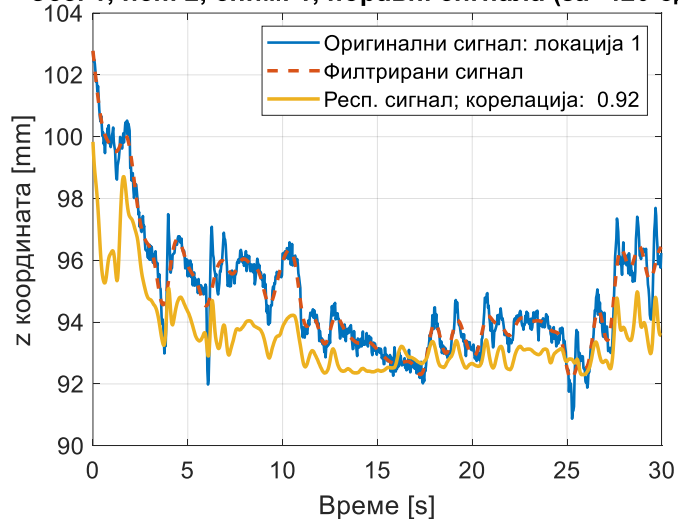
7.3.9.1 Поређење мера са пелвиметром – закључак

Анализа сагласности мерења 3D камером и пелвиметром за АП и ЛЛ дијаметар показала је да су обе методе генерално у доброј сагласности. *Bland–Altman* дијаграми показали су мале до умерене *bias* вредности (АП: 3.8–4 mm, ЛЛ: 6.8–10.1 mm), са највећим средњим одступањем приметним код ЛЛ дијаметра у Сесији 1 (*bias* = 10.1 mm). Линије тренда указују на благо присуство пропорционалне грешке код АП дијаметра у Сесији 2 ($r = -0.8182$, $p = 0.0038$) и ЛЛ дијаметра у Сесији 2 ($r = -0.6613$, $p = 0.0373$), док код осталих мерења корелација разлике метода и средње вредности није статистички значајна. Није уочен изражен облик распршивања типа *funnel shape*, а варијабилност разлика била је умерена. Све тачке налазиле су се унутар граница сагласности. Линеарна регресија је показала јаку позитивну корелацију за сва мерења ($r = 0.956–0.987$, $p < 0.001$), што је указало на добру повезаност мерења добијених 3D камером и пелвиметром. Укупно, анализе су указале на добру сагласност две методе у процени АП и ЛЛ дијаметра, али уз постојање одређених разлика између мерења. Највећа просечна разлика приметна је за ЛЛ дијаметар у Сесији 1 (10.1 mm), док је најмања вредност *bias*-а утврђена за АП дијаметар у Сесији 2 (3.8 mm).

7.3.10 Респираторни сигнали

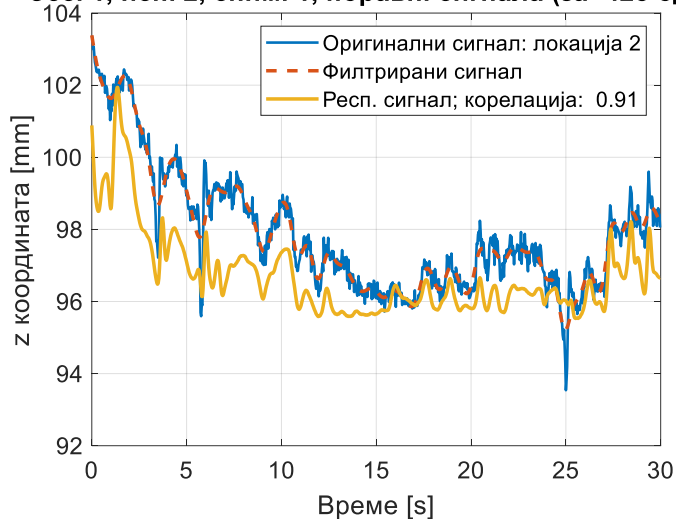
Резултати поређења респираторног сигнала и сигнала снимљених камерама са канала 1, и 2, дати су у наставку за све испитанике сем за испитаника 1, чији су резултати у поглављу Експеримент 3.

Сес. 1, исп. 2, сним. 1, поравн. сигнала (за -420 одб.)



(а)

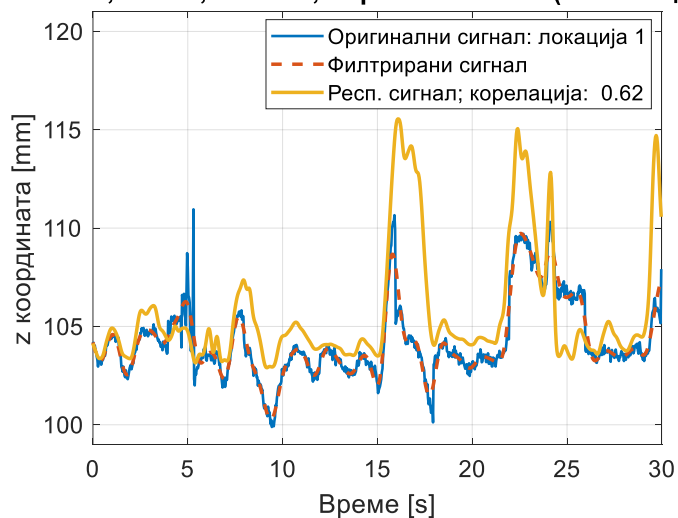
Сес. 1, исп. 2, сним. 1, поравн. сигнала (за -428 одб.)



(б)

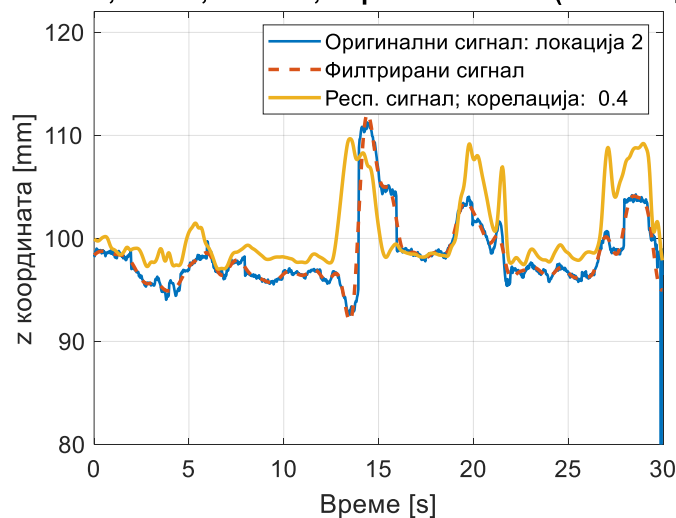
Слика 7.22 – Поређење респираторног сигнала и сигнала промене дубине за испитаника 2. Просечна корелација је 0.915. Процењена неусклађеност међу камерама је 8 одбирака.

Сес. 1, исп. 3, сним. 1, поравн. сигнала (за -383 одб.)



(а)

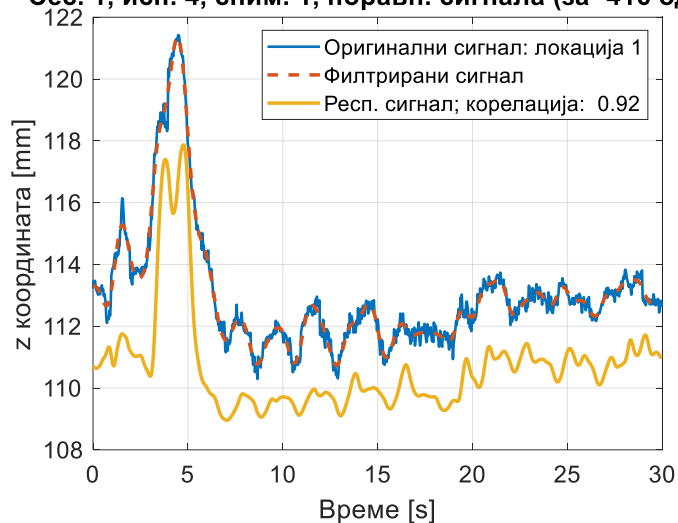
Сес. 1, исп. 3, сним. 1, поравн. сигнала (за -461 одб.)



(б)

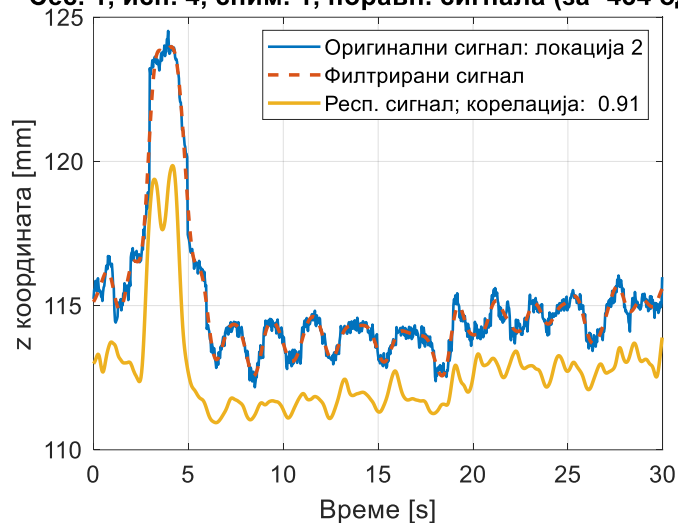
Слика 7.23 – Поређење респираторног сигнала и сигнала промене дубине за испитаника 3. Просечна корелација је 0.51. Процењена неусклађеност међу камерама је 78 одбирака.

Сес. 1, исп. 4, сним. 1, поравн. сигнала (за -416 одб.)



(a)

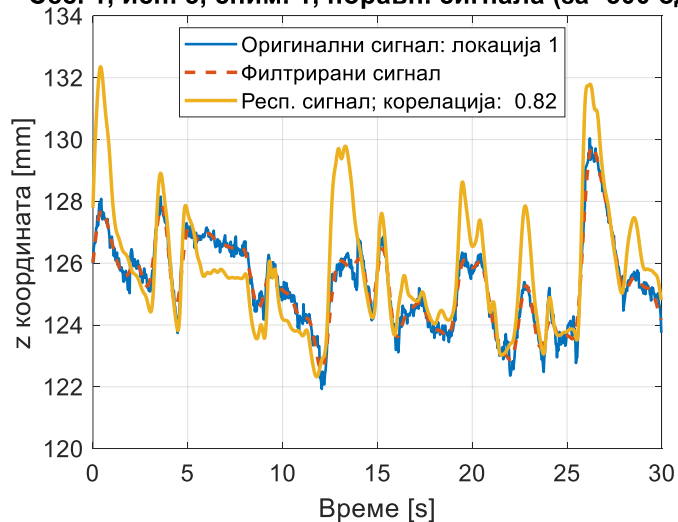
Сес. 1, исп. 4, сним. 1, поравн. сигнала (за -434 одб.)



(b)

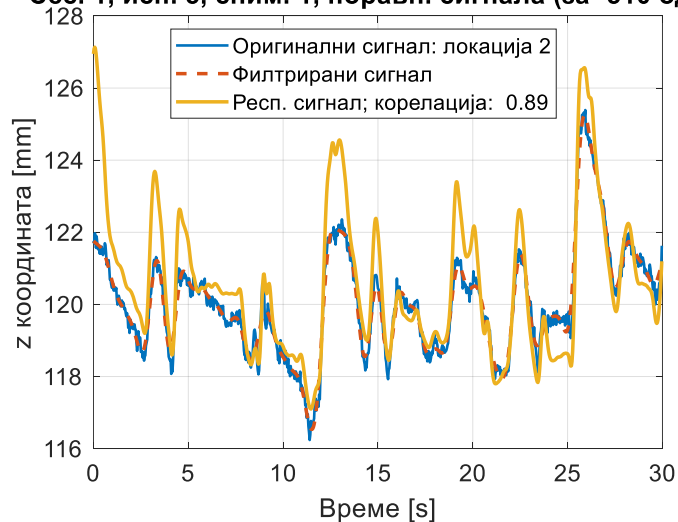
Слика 7.24 – Поређење респираторног сигнала и сигнала промене дубине за испитаника 4. Просечна корелација је 0.915. Процењена неусклађеност међу камерама је 17 одбирака.

Сес. 1, исп. 5, сним. 1, поравн. сигнала (за -500 одб.)



(a)

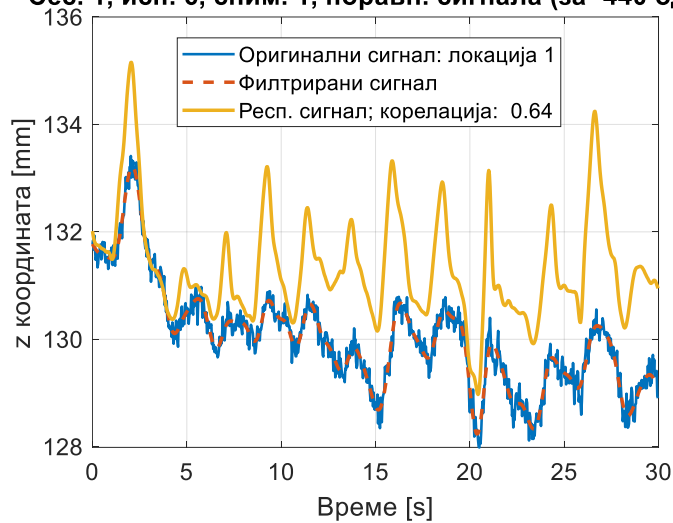
Сес. 1, исп. 5, сним. 1, поравн. сигнала (за -510 одб.)



(b)

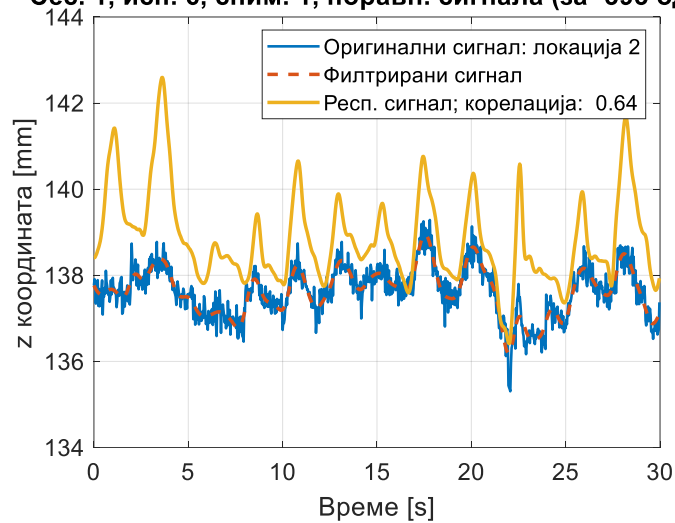
Слика 7.25 – Поређење респираторног сигнала и сигнала промене дубине за испитаника 5. Просечна корелација је 0.855. Процењена неусклађеност међу камерама је 10 одбирака.

Сес. 1, исп. 6, сним. 1, поравн. сигнала (за -440 одб.)



(a)

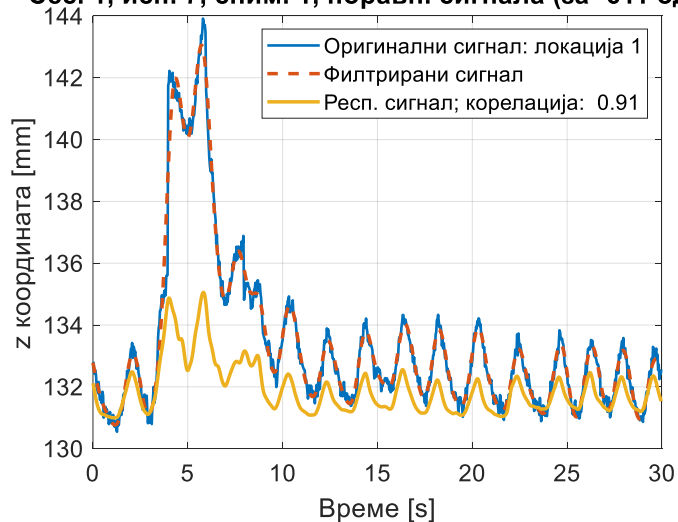
Сес. 1, исп. 6, сним. 1, поравн. сигнала (за -393 одб.)



(б)

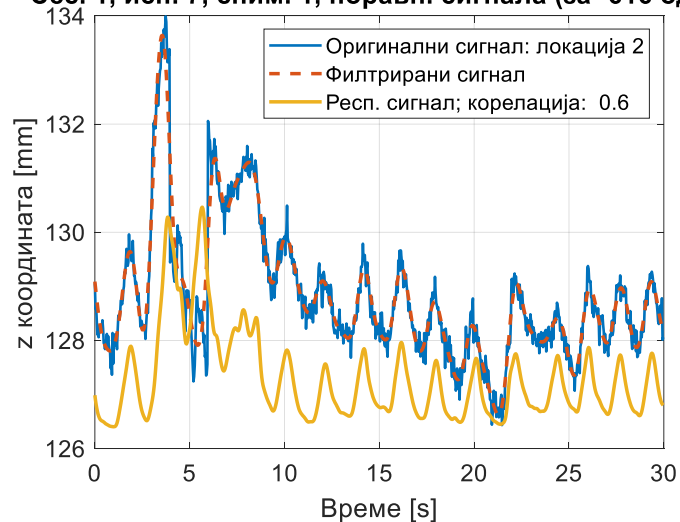
Слика 7.26 – Поређење респираторног сигнала и сигнала промене дубине за испитаника 6. Просечна корелација је 0.64. Процењена неусклађеност међу камерама је 47 одбирака.

Сес. 1, исп. 7, сним. 1, поравн. сигнала (за -611 одб.)



(a)

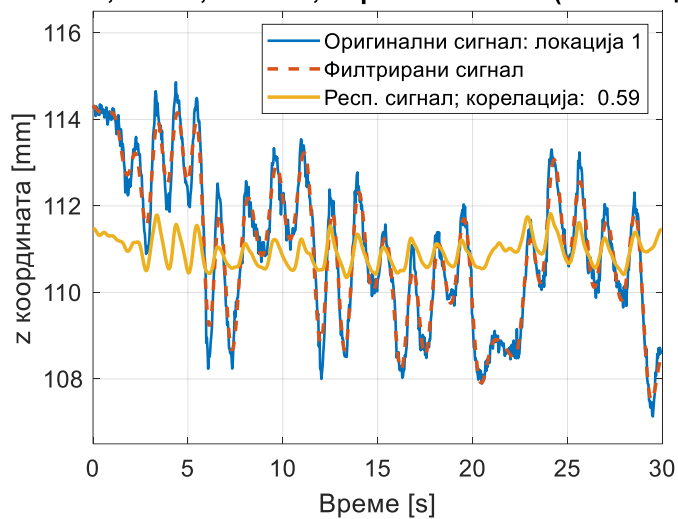
Сес. 1, исп. 7, сним. 1, поравн. сигнала (за -616 одб.)



(б)

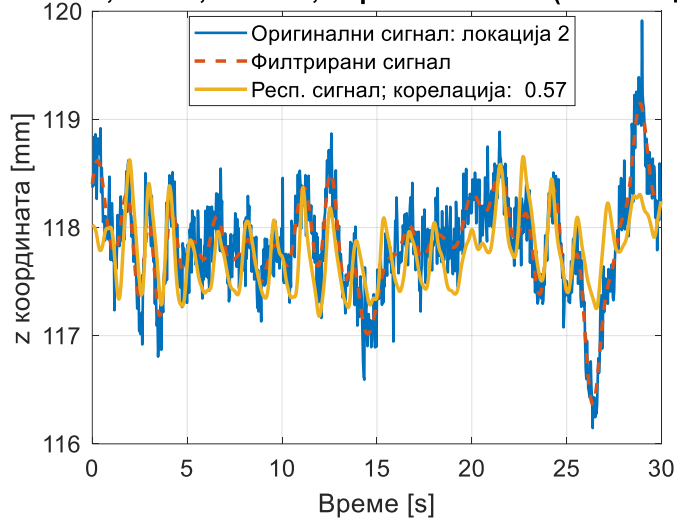
Слика 7.27 – Поређење респираторног сигнала и сигнала промене дубине за испитаника 7. Просечна корелација је 0.755. Процењена неусклађеност међу камерама је 5 одбирака.

Сес. 1, исп. 8, сним. 1, поравн. сигнала (за -874 одб.)



(a)

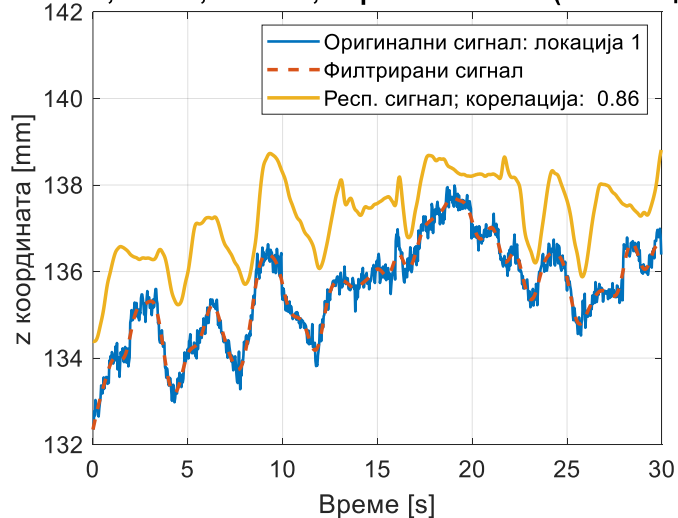
Сес. 1, исп. 8, сним. 1, поравн. сигнала (за -916 одб.)



(б)

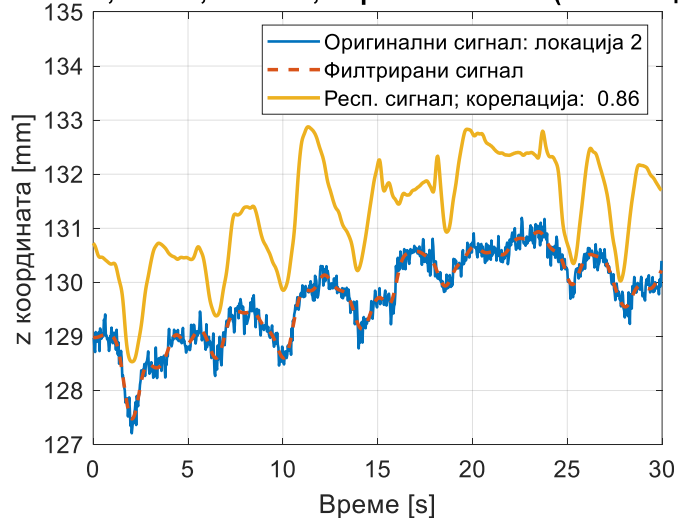
Слика 7.28 – Поређење респираторног сигнала и сигнала промене дубине за испитаника 8. Просечна корелација је 0.58. Процењена неусклађеност међу камерама је 42 одбирка.

Сес. 1, исп. 9, сним. 1, поравн. сигнала (за -777 одб.)



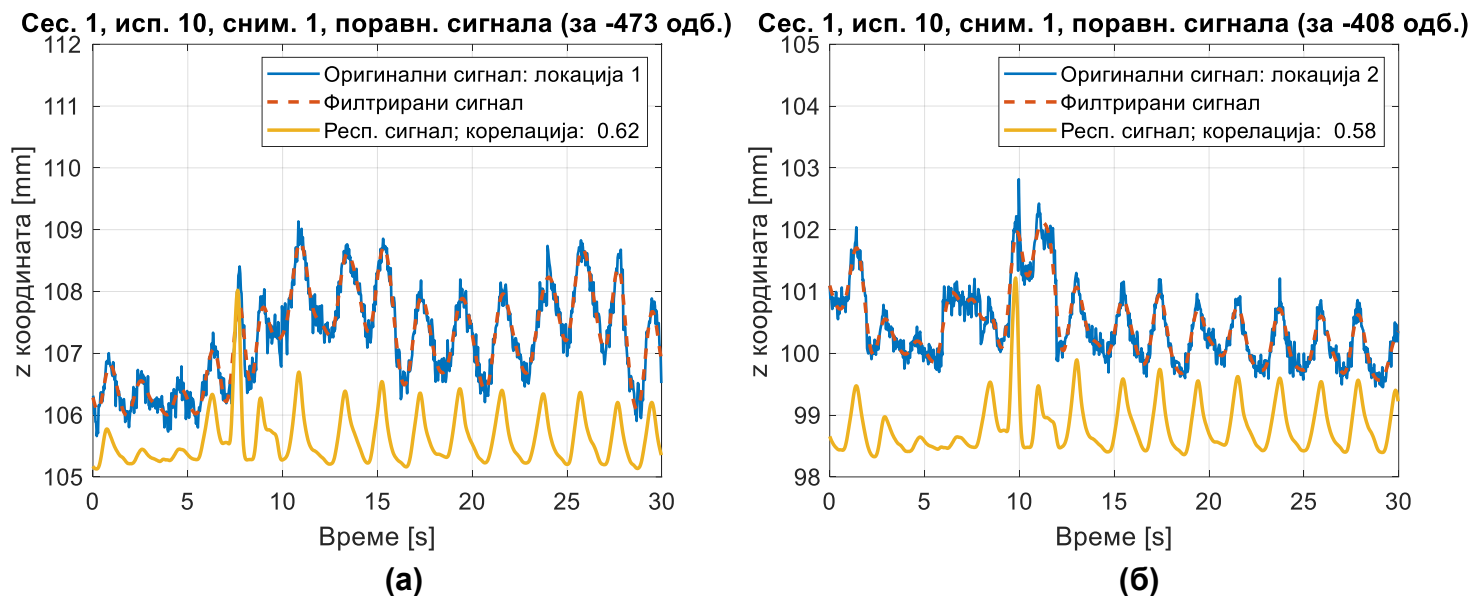
(a)

Сес. 1, исп. 9, сним. 1, поравн. сигнала (за -717 одб.)



(б)

Слика 7.29 – Поређење респираторног сигнала и сигнала промене дубине за испитаника 9. Просечна корелација је 0.86. Процењена неусклађеност међу камерама је 60 одбирака.



Слика 7.30 – Поређење респираторног сигнала и сигнала промене дубине за испитаника 10. Просечна корелација је 0.6. Процењена неусклађеност међу камерама је 65 одбирака.

Ови сигнали су мерени у првом трајању Сесије 1, за сваког испитаника. Збирни резултати су такви да средња вредност просечних корелација за прва два канала и 10 испитаника износи 0.753 (са стандардним одступањем 0.157), док просечна неусклађеност међу камерама добијена на основу разлике у синхронизацији са каналом 1 и 2 износи 34.6 одбирака (са стандардном девијацијом од 27.05 одбирака).

7.3.11 Експеримент 3 – дискусија

Анализа приказаних боксплот дијаграма показује да су разлике између два узастопна снимка у оквиру исте сесије генерално мале и стабилне кроз све испитиване анатомске локације. Максималне забележене разлике крећу се у опсегу од приближно 1.5 mm до 8 mm, при чему се веће вредности јављају спорадично и не представљају доминантан тренд у подацима.

Медијане и интерквartilни опсези на боксплот дијаграмима указују на то да су типичне (средње) разлике између снимака знатно мање од максималних вредности, и углавном се крећу у опсегу од приближно 0.7 mm до 2 mm. Ово јасно указује да су већа одступања изоловани случајеви, док је већина података сконцентрисана око ниских вредности грешке.

Уочава се и конзистентан просторни образац у расподели грешке: највећа одступања јављају се у анатомски динамичнијим регијама, као што су брадавице и пупак, док су најмање разлике забележене у централној регији грудног коша. Овакав резултат може се објаснити чињеницом да су на овим тачкама били постављени маркери чији положај је, услед закривљености површине, могао варирати током мерења, односно који нису могли остварити подједнако добар контакт са кожом.

Насупрот томе, централна тачка показује најмању варијабилност. Њен положај на релативно равној површини грудног коша омогућио је стабилније постављање маркера и бољи контакт са кожом, што је могло допринети мањим одступањима у измереним вредностима.

Резултати статистичког теста показали су да у већини испитиваних анатомских локација не постоји статистички значајна разлика између два узастопна снимка унутар исте сесије ($p > 0.05$), што указује на добру репродуктивност предложеног система за процену дубине грудног коша. Овај резултат потврђује да систем обезбеђује стабилне процене и при поновљеним мерењима, без присуства систематског одступања између узастопних реконструкција.

У Сесији 1 статистички значајна разлика уочена је искључиво на централној тачки ($p = 0.02$), док су остале локације показале одсуство статистички значајних разлика. С обзиром на то да централна тачка представља геометријски стабилну референтну позицију, добијено одступање се може објаснити малим варијацијама у глобалној регистрацији облака тачака и пропагацијом нумеричке грешке у процесу процене површине.

У Сесији 2 статистички значајна разлика је детектована на локацији десне брадавице ($p = 0.02$), док су остале локације поново показале $p > 0.05$. Ова локална разлика поново се може повезати са специфичностима анатомске површине ове регије.

Важно је напоменути да се локације статистички значајних разлика не понављају између сесија, што указује на одсуство систематске грешке на некој локацији. Уместо тога, уочене разлике имају карактер локалних и спорадичних одступања, која могу бити последица варијабилности мерења, обраде података и природних промена положаја површине грудног коша.

Узимајући у обзир и апсолутне разлике приказане кроз боксплот дијаграме, које се крећу у опсегу од приближно 0.7 mm до 2 mm, може се закључити да уочене статистички значајне разлике немају значајан практични утицај на квалитет реконструкције, те да систем показује високу поновљивост у процени средњих дубина грудног коша.

Поред анализе средњих вредности дубине на појединачним анатомским локацијама, у оквиру исте сесије извршено је и поређење временски зависних дијаметара грудног коша, дефинисаних као АП и ЛЛ дијаметар. АП дијаметар је одређен као најкраће растојање од центроида централног маркера до равни стола, док је ЛЛ дијаметар дефинисан као еуклидско растојање између центроида два бочна маркера. На овај начин добијени сигнали представљају временску промену геометрије грудног коша услед респираторног циклуса.

Резултати показују да оба дијаметра прате јасну цикличну промену која одговара фазама дисања, при чему је након уклањања аутлајера и издвајања стабилних респираторних циклуса израчуната средња вредност дијаметра за сваку сесију. Оваквим приступом добијена је репрезентативна процена типичне геометрије грудног коша у оквиру једног снимка.

Поређење између два узастопна снимка показује да су максималне апсолутне разлике процењених дијаметара релативно мале и крећу се око 2–2.6 mm, при чему су веће вредности конзистентно добијене за ЛЛ дијаметар у обе испитиване сесије. Конкретно, максимална разлика за ЛЛ дијаметар износи 2.57 mm у Сесији 1, односно 2.24 mm у Сесији 2.

Анализа средњих вредности разлика додатно потврђује овај тренд, при чему је средња разлика за ЛЛ дијаметар 1.03 mm у Сесији 1 и 0.80 mm у Сесији 2, што указује на нешто већу варијабилност ЛЛ дијаметра између узастопних снимака у односу на АП дијаметар. Ова разлика може бити последица природних варијација положаја и облика грудног коша током снимања, Иако су разлике за ЛЛ дијаметар нешто веће у односу на АП дијаметар, њихове апсолутне вредности остају мале, како у погледу максималних тако и средњих разлика, што указује на добру поновљивост мерења између узастопних снимања.

Извршено је и статистичко поређење између два узастопна снимања у оквиру сваке сесије, посебно за Сесију 1 и Сесију 2, при чему су у насловима одговарајућих фигура приказане p -вредности.

Резултати су показали да су у великој већини испитиваних случајева добијене р-вредности веће од нивоа статистичке значајности (0.05), што указује да углавном не постоји статистички значајна разлика између процењених АП и ЛЛ дијаметара у два узастопна снимања у оквиру исте сесије. Овај резултат указује на добру поновљивост предложеног система у процени глобалних геометријских параметара грудног коша. Изузетак представља поређење ЛЛ дијаметра у Сесији 2, где је р-вредност била на граници статистичке значајности. Овај резултат указује на могуће присуство минималне разлике између снимака у тој конфигурацији, али не довољно изражене да би се сматрала статистички значајном. С обзиром да је вредност на граници критеријума, овај налаз се може тумачити као осетљивост ЛЛ дијаметра на локалне промене у облику грудног коша током дисања.

У целини посматрано, резултати статистичког тестирања потврђују да систем обезбеђује стабилне и поновљиве процене дијаметара, при чему су уочене разлике између узастопних снимања у већини случајева статистички незнатне. Добијени резултати указују да систем омогућава стабилну и поновљиву процену дијаметара грудног коша, при чему су уочене разлике између узастопних снимака у границама до неколико милиметара.

На исти начин извршено је и поређење средњих вредности дубина између две сесије. Како је описано у оквиру Експеримента 3, средња вредност по сесији добијена је након појединачне обраде свих снимака, након чега су добијени сигнали обједињени у јединствен сигнал сесије. Средња вредност по сесији израчуната је као просек средњих вредности из појединачних снимака. На Слици 7.14 приказано је поређење ових вредности дубине грудног коша између Сесије 1 и Сесије 2 за све испитанике и све анатомске локације.

Резултати показују да се разлике између сесија крећу у релативно уском опсегу, при чему је максимална забележена апсолутна разлика износила 12.07 mm и уочена је код једног испитаника на десној бочној локацији. Расподела апсолутних разлика, приказана на Слици 7.15 у виду боксплот дијаграма, показује да се у највећем броју случајева разлике крећу око 4 mm, док су већа одступања ретка и представљају изоловане случајеве. Највећа средња разлика такође је забележена на десној бочној локацији, што се може повезати са појединачним испитаницима који одступају од општег тренда и уносе већу варијабилност у расподелу.

Резултати статистичког тестирања, приказани на Слици 7.16, показују да ни на једној анатомској локацији није утврђена статистички значајна разлика између Сесије 1 и Сесије 2 ($p > 0.05$). Овај резултат указује да систем обезбеђује добру поновљивост мерења и да не постоји систематско одступање између различитих сесија снимања.

На исти начин извршено је и поређење средњих вредности дијаметара између сесија. На Слици 7.17 приказане су средње вредности по испитаницима за Сесију 1 и Сесију 2, при чему су максималне апсолутне разлике износиле 11.8 mm за АП дијаметар и 10.89 mm за ЛЛ дијаметар.

Расподела апсолутних разлика дијаметара, приказана на Слици 7.18а, показује да се средње вредности разлика крећу око 3.38 mm за АП дијаметар и 4.17 mm за ЛЛ дијаметар, при чему је варијабилност нешто израженија код ЛЛ дијаметра. Овај резултат је у складу са претходним запажањима, где је ЛЛ дијаметар показао већу осетљивост на варијације у положају бочних маркера (који се поново на идентичан начин постављао у другој сесији) и латералне промене геометрије грудног коша.

Резултати статистичког тестирања за упарене узорке (Слика 7.18б) показују да не постоји статистички значајна разлика између Сесије 1 и Сесије 2 у процењеним дијаметрима ($p > 0.05$). Овај налаз додатно потврђује да систем обезбеђује стабилну и репродуктивну процену глобалних геометријских параметара грудног коша, како у оквиру једне сесије, тако и између различитих сесија мерења.

Поред анализе поновљивости у оквиру и између сесија, у оквиру Експеримента 3 извршена је и анализа сагласности мерења добијених 3D системом са референтном методом мерења помоћу пелвиметра. За ову сврху коришћени су *Bland–Altman* дијаграми, анализа корелације и линеарна регресија, посебно за АП и ЛЛ дијаметар у обе сесије.

Bland–Altman анализа показала је постојање одступања између метода, при чему су добијене *bias* вредности израженије код ЛЛ дијаметра у односу на АП дијаметар. Корелациона анализа показала је високу линеарну повезаност између метода ($r = 0.956–0.987$, $p < 0,001$), што потврђује да 3D систем добро прати промене у величини дијаметара, али не нужно и њихове вредности. У одређеним случајевима уочена је статистички значајна пропорционална грешка, што указује да одступање између метода може зависити од величине мерене вредности. Укупно посматрано, резултати су указали на високу међусобну повезаност између метода, уз постојање умерених просечних разлика између њих.

При тумачењу ових резултата треба, међутим, узети у обзир ограничења референтне методе. Пелвиметар коришћен у овом истраживању имао је најмањи подеок од 5 mm, што ограничава резолуцију читавања и може допринети уоченим разликама између метода. Овај инструмент је коришћен као референтна метода јер је представљао доступно средство за директно мерење испитиваних дијаметара. Стога се део уоченог одступања између 3D система и пелвиметра не може недвосмислено приписати 3D систему, већ може одражавати и ограничену резолуцију референтног мерења.

У последњем делу Експеримента 3 извршено је поређење респираторног сигнала добијеног анализом 3D података са камере са референтним сигналом измереним помоћу *Vernier* респираторног појаса. Мерења су извршена у првом трајалу Сесије 1 за сваког испитаника.

С обзиром да је респираторни сензор позициониран у региону изнад брадавица, иницијално поређење је извршено са сигнаlima из маркер тачака које се налазе у тој анатомској зони (канал 1 и 2). Овакав приступ омогућава локалну валидацију респираторног сигнала у региону у којем је извршено референтно мерење.

Поравнање сигнала је извршено или аутоматски, на основу детекције максималног пика, али углавном ручно, избором одговарајућих референтних тачака у оба сигнала. Након тога, сигнали су нормализовани на исти ред величине применом скалирања, како би се омогућило коректно поређење њихових облика.

Поређење је извршено прорачуном Пирсоновог коефицијента корелације између сигнала добијеног 3D камером и сигнала са респираторног сензора, при чему је додатно анализирана и временска неусклађеност између сигнала са леве и десне површине тела, ради процене синхронизације система.

Збирни резултати показују да средња вредност корелације за прва два канала и 10 испитаника износи 0.753 ($SD = 0.157$), што указује на умерену до добру сагласност између (респираторног) сигнала добијеног на основу 3D мерења и сигнала са респираторног сензора. Просечна временска неусклађеност између канала, процењена на основу разлике у синхронизацији, износи 34.6 одбирака ($SD = 27.05$), што указује на присуство одређеног кашњења између два канала, али уз значајну варијабилност међу испитаницима.

8. Закључак

Истраживање је настојало да превазиђе кључна ограничења у процени морфологије грудног коша код деце са церебралном парализом, као што су субјективност мерења, статичка природа традиционалних испитивања и ограничене могућности за неинвазивно праћење морфолошких промена током дисања. Предложен је систем заснован на технологији сензора дубине, алгоритмима за обраду 3D података и анализи морфолошких пресека и дијаметара грудног коша.

У првој фази истраживања анализирани су 3D подаци добијени снимањем десет испитаника током две сесије, у размаку од две недеље. На основу реконструисане површине грудног коша деце са церебралном парализом, издвајани су анатомски пресеци у трансверзалној анатомској равни, а њихова сличност анализирана је ради избора репрезентативног пресека. Репрезентативни пресеци добијени у различитим сесијама међусобно су поређени, чиме је испитана поновљивост поступка њиховог издвајања и поновљивост процене добијених морфолошких параметара. Варијабилност добијених вредности није прелазила 2% ни у једној сесији, док промене између сесија нису биле статистички значајне. Ови резултати показали су да је на основу 3D снимања могуће поновљиво издвојити и анализирати морфолошке карактеристике грудног коша и пратити њихове промене током дисања. У овој фази посебна пажња била је посвећена обради респираторног сигнала и идентификацији карактеристичних фаза респираторног циклуса, при чему је за одбацивање артефаката примењена таласна (енгл. *wavelet*) трансформација.

Друга фаза истраживања обухватила је увођење две 3D камере и била је усмерена на избор одговарајуће конфигурације камера, као и на испитивање утицаја различитих услова аквизиције на квалитет реконструкције снимљеног објекта. Испитани су различити положаји камера у односу на објекат, при чему су варијанти међусобно растојање и угао нагиба камера, а за регистрацију облака тачака добијених са две камере примењен је поступак заснован на регистрационим маркерима. Свака одабрана конфигурација проверена је на тест објектима, при чему су анализирани успешност регистрације и квалитет добијених реконструкција. На основу добијених резултата изабрана је конфигурација која је примењена у трећој фази истраживања.

У трећој фази одабрана конфигурација система са две 3D камере примењена је на деци са церебралном парализом. За разлику од прве фазе, у овој фази морфологија грудног коша процењивана је на основу антеропостериорног (АП) и латеролатералног (ЛЛ) дијаметра грудног коша. Испитана је поновљивост мерења у оквиру и између сесија, као и сагласност добијених мерења са мерењима добијеним пелвиметром као референтном методом. Резултати су показали мале разлике између узастопних снимања и добру поновљивост мерења, док је у поређењу са пелвиметром утврђена висока линеарна повезаност, уз присуство одступања, која су била израженија код ЛЛ дијаметра.

У овој фази тежило се једноставнијем поступку обраде у односу на прву фазу, како би се омогућила директна и практична процена одабраних морфолошких параметара. Због тога није примењена таласна трансформација, нити је вршено поређење појединачних респираторних циклуса између различитих сесија. Уместо тога, за обраду добијених мерења примењен је статистички поступак идентификације и одбацивања одступајућих циклуса дисања. Додатно, у овој фази је коришћен респираторни сензор као референтни извор за валидацију респираторног сигнала издвојеног на основу 3D снимака. Поређењем сигнала добијених применом два различита приступа испитана је њихова међусобна корелација, при чему је утврђена висока корелација уз постојање одређене временске неусклађености између сигнала добијених са леве и десне стране тела.

При тумачењу резултата поређења са пелвиметром важно је узети у обзир ограничења коришћене референтне методе. Подеоци пелвиметра износили су приближно 5 mm, што ограничава резолуцију референтних мерења и повећава њихову мерну несигурност. С обзиром на то да су уочена одступања између метода често била истог реда величине као и резолуција пелвиметра, део уоченог неслагања може се приписати несигурности референтне методе, а не искључиво грешци 3D система. Због тога добијене разлике треба тумачити у контексту ограничене прецизности референтног мерења.

Ови резултати показују да предложени 3D оптички систем пружа добру основу за поновљиву процену морфолошких карактеристика грудног коша и праћење њихових промена током дисања. Истовремено, уочена одступања у поређењу са референтним мерењима, као и ограничења коришћене референтне методе, указују на потребу за даљом валидацијом и унапређењем појединих елемената система.

У наредној фази истраживања могуће је размотрити неколико праваца даљег развоја: (1) унапређење синхронизације између камера; (2) примену прецизније референтне методе мерења, као што је пелвиметар веће резолуције или други инструмент веће тачности, чиме би се повећала поузданост референтних података и омогућила поузданија валидација система.; и (3) повећање броја испитаника, како би се омогућила свеобухватнија процена перформанси и поузданости система у на већем узорку испитаника.

У целини, резултати спроведених експеримената показују да предложени 3D оптички систем омогућава стабилну и поновљиву процену димензија грудног коша, уз могућност праћења њихових промена током дисања. Мале разлике између поновљених снимања и висока линеарна повезаност са референтним мерењима указују на добру поновљивост и међусобну повезаност две методе, док уочена систематска одступања указују на потребу за даљом провером мерних карактеристика система применом прецизније референтне методе и на већем броју испитаника.

Имајући у виду да утицај додатне терапије на морфолошке параметре и клиничко стање испитаника није испитан у овој студији, ово питање остаје предмет будућих истраживања.

9. Литература

- [1] P. Rosenbaum, N. Paneth, A. Leviton, M. Goldstein, and M. Bax, "A report: The definition and classification of cerebral palsy April 2006," *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 49, no. SUPPL. 2, pp. 8–14, 2007, doi: 10.1111/j.1469-8749.2007.tb12610.x.
- [2] Y. Horimoto *et al.*, "Thoracic Deformity in the Transverse Plane among Adults with Severe Cerebral Palsy," 2012. doi: 10.1589/jpts.24.763.
- [3] S. Bennett, W. Siritariwat, N. Tanrangka, M. J. Bennett, and J. Kanpittaya, "Effectiveness of the manual diaphragmatic stretching technique on respiratory function in cerebral palsy: A randomised controlled trial," *Respir. Med.*, vol. 184, Aug. 2021, doi: 10.1016/j.rmed.2021.106443.
- [4] M. Rutka, W. M. Adamczyk, and P. Linek, "Effects of Physical Therapist Intervention on Pulmonary Function in Children with Cerebral Palsy: A Systematic Review and Meta-Analysis," *Phys. Ther.*, vol. 101, no. 8, Aug. 2021, doi: 10.1093/ptj/pzab129.
- [5] B. M. Bludevich *et al.*, "External caliper-based measurements of the modified percent *depth* as an alternative to cross-sectional imaging for assessing the severity of pectus excavatum," *J. Pediatr. Surg.*, vol. 55, no. 6, pp. 1058–1064, Jun. 2020, doi: 10.1016/j.jpedsurg.2020.02.053.
- [6] Ö. İllez Memetoğlu, B. Bütün, and İ. Sezer, "Chest expansion and modified schober measurement values in a healthy, adult population," *Arch. Rheumatol.*, vol. 31, no. 2, pp. 145–150, 2016, doi: 10.5606/ArchRheumatol.2016.5765.
- [7] A. Semionov, J. Kosiuk, A. Ajlan, and F. Discepolo, "Imaging of thoracic wall abnormalities," *Korean J. Radiol.*, vol. 20, no. 10, pp. 1441–1453, 2019, doi: 10.3348/kjr.2019.0181.
- [8] S. D. St. Peter *et al.*, "A novel measure for pectus excavatum: The correction index," *J. Pediatr. Surg.*, vol. 46, no. 12, pp. 2270–2273, Dec. 2011, doi: 10.1016/j.jpedsurg.2011.09.009.
- [9] F. Ewert, J. Syed, S. Wagner, M. Besendoerfer, R. T. Carbon, and S. Schulz-Drost, "Does an external chest wall measurement correlate with a CT-based measurement in patients with chest wall deformities?," *J. Pediatr. Surg.*, vol. 52, no. 10, pp. 1583–1590, 2017, doi: 10.1016/j.jpedsurg.2017.04.011.
- [10] M.-G. De La Pena, M. G. Jordan, and E. J. Gorgon, "Reliability of Breathing Rate Assessment and Chest Expansion Measurement: A Pilot Study in Typically Developing Children," *Internet J. Allied Health Sci. Pract.*, vol. 13, no. 1, 2015, doi: 10.46743/1540-580X/2015.1512.
- [11] J. H. T. Daemen *et al.*, "Optical imaging versus CT and plain radiography to quantify pectus severity: A systematic review and meta-analysis," *J. Thorac. Dis.*, vol. 12, no. 4, pp. 1475–1487, Apr. 2020, doi: 10.21037/jtd.2020.02.31.
- [12] J. H. T. Daemen *et al.*, "Photographic documentation and severity quantification of pectus excavatum through three-dimensional optical surface imaging," *J. Vis. Commun. Med.*, vol. 43, no. 4, pp. 190–197, Oct. 2020, doi: 10.1080/17453054.2020.1784711.

- [13] F. Hebal, E. Port, C. J. Hunter, B. Malas, J. Green, and M. Reynolds, "A novel technique to measure severity of pediatric pectus excavatum using white light scanning.," *J. Pediatr. Surg.*, vol. 54, no. 4, pp. 656–662, Apr. 2019, doi: 10.1016/j.jpedsurg.2018.04.017.
- [14] L. Burger *et al.*, "Comparative evaluation of three commercially available markerless *depth* sensors for close-range use in surgical simulation," *Int. J. Comput. Assist. Radiol. Surg.*, vol. 18, no. 6, pp. 1109–1118, Jun. 2023, doi: 10.1007/s11548-023-02887-1.
- [15] Intel RealSense, "Intel® RealSense™ D400 Series Product Family Datasheet," Oct. 2024. Accessed: Jun. 20, 2026. [Online]. Available: <https://realsenseai.com/wp-content/uploads/2024/10/Intel-RealSense-D400-Series-Datasheet-October-2024.pdf>
- [16] "Stereo *Depth* Cameras," RealSense. Accessed: Jul. 29, 2026. [Online]. Available: <https://www.realsenseai.com/stereo-depth-cameras/>
- [17] F. Uccheddu *et al.*, "A Novel Objective Approach to the External Measurement of Pectus Excavatum Severity by Means of an Optical Device," *Ann. Thorac. Surg.*, vol. 106, no. 1, pp. 221–227, Jul. 2018, doi: 10.1016/j.athoracsur.2018.02.024.
- [18] N. Kidane, M. F. Obeid, C. Hall, N. Sakioti, R. E. Kelly, and F. D. McKenzie, "Evaluating kinect V1 and V2 for chest wall surface scanning and assessment," presented at the 8th International Workshop on Innovative Simulation for Health Care, IWISH 2019, Dime University of Genoa, 2019, pp. 7–14. doi: 10.46354/i3m.2019.iwish.002.
- [19] A. L. Fielding *et al.*, "Preliminary Study of the Intel RealSense D415 Camera for Monitoring Respiratory like Motion of an Irregular Surface," *IEEE Sens. J.*, vol. 21, no. 13, pp. 1444314453–1444314453, Jul. 2021, doi: 10.1109/JSEN.2020.2993264.
- [20] H. Rehouma, R. Noumeir, W. Bouachir, P. Jouvét, and S. Essouri, "3D imaging system for respiratory monitoring in pediatric intensive care environment," *Comput. Med. Imaging Graph.*, vol. 70, pp. 17–28, 2018, doi: 10.1016/j.compmedimag.2018.09.006.
- [21] S. Dağ, D. Özbağ, E. Kizilay, and S. Durmaz, "Examination of Thoracic Deformities in Different Clinical Types of Patients with Cerebral Palsy," *Ann. Med. Res.*, vol. 32, no. 12, pp. 521–521, 2025, doi: 10.5455/annalsmedres.2025.06.148.
- [22] I. Novak *et al.*, "Early, accurate diagnosis and early intervention in cerebral palsy: Advances in diagnosis and treatment," *JAMA Pediatr.*, vol. 171, no. 9, pp. 897–907, Sep. 2017, doi: 10.1001/jamapediatrics.2017.1689.
- [23] R. Palisano, P. Rosenbaum, S. Walter, D. Russell, E. Wood, and B. Galuppi, "Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy," *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 39, no. 4, pp. 214–223, 1997, doi: 10.1111/j.1469-8749.1997.tb07414.x.
- [24] T. Chen *et al.*, "Use of caliper-based external measurement of body surface in assessing the severity of pectus excavatum."

- [25] A. M. Blackmore, N. Gibson, M. S. Cooper, K. Langdon, L. Moshovis, and A. C. Wilson, "Interventions for management of respiratory disease in young people with cerebral palsy: A systematic review," *Child Care Health Dev.*, vol. 45, no. 5, pp. 754–771, 2019, doi: 10.1111/cch.12703.
- [26] R. Marpole, A. M. Blackmore, N. Gibson, M. S. Cooper, K. Langdon, and A. C. Wilson, "Evaluation and Management of Respiratory Illness in Children With Cerebral Palsy," *Front. Pediatr.*, vol. 8, Jun. 2020, doi: 10.3389/fped.2020.00333.
- [27] E. H. El Banna, E. I. El Hadidy, and W. M. Ali, "Effect of respiratory therapy on pulmonary functions in children with cerebral palsy: a systematic review," *Bull. Fac. Phys. Ther.*, vol. 25, no. 1, Dec. 2020, doi: 10.1186/s43161-020-00016-6.
- [28] H. J. Park, I. S. Lee, and K. T. Kim, "Extreme eccentric canal type pectus excavatum: morphological study and repair techniques," *Eur. J. Cardiothorac. Surg.*, vol. 34, no. 1, pp. 150–154, Jul. 2008, doi: 10.1016/j.ejcts.2008.03.044.
- [29] M. Ersoz, B. Selcuk, R. Gunduz, A. Kurtaran, and M. Akyuz, "Decreased chest mobility in children with spastic cerebral palsy," *Turk. J. Pediatr.*, vol. 48, no. 4, pp. 344–350, 2006.
- [30] E. S. Park, J. H. Park, D.-W. Rha, C. I. Park, and C. W. Park, "Comparison of the Ratio of Upper to Lower Chest Wall in Children with Spastic Quadriplegic Cerebral Palsy and Normally Developed Children," *Yonsei Med. J.*, vol. 47, no. 2, pp. 237–242, 2006, doi: 10.3349/ymj.2006.47.2.237.
- [31] K. S. Nam and H. Y. Lee, "Differences of Chest and Waist Circumferences in Spastic Diplegic and Hemiplegic Cerebral Palsy," *J. Korean Soc. Phys. Ther.*, vol. 25, no. 3, pp. 155–159, 2013.
- [32] S. Diwan, A. Bansal, H. Chovatiya, D. Kotak, and N. Vyas, "Effect of anterior chest wall myofascial release on thoracic expansion in children with spastic cerebral palsy," *Int. J. Contemp. Pediatr.*, vol. 1, no. 2, pp. 1–1, 2014, doi: 10.5455/2349-3291.ijcp20140802.
- [33] H.-Y. Kwon, "Comparison of differences in respiratory function and pressure as a predominant abnormal movement of children with cerebral palsy."
- [34] S. A. Bhise, S. Bhise, A. Salve, and R. Killedar, "Comparison of chest expansion in CP Diplegic Children with age-matched normal children," vol. 5, no. 7, pp. 42–44, 2019.
- [35] S. Bennett, W. Siritaratiwat, N. Tanrangka, M. J. Bennett, and J. Kanpittaya, "Diaphragmatic mobility in children with spastic cerebral palsy and differing motor performance levels," *Respir. Physiol. Neurobiol.*, vol. 266, pp. 163–170, Aug. 2019, doi: 10.1016/j.resp.2019.05.010.
- [36] "Respiratory Health in Cerebral Palsy | AACPD - American Academy for Cerebral Palsy and Developmental Medicine", [Online]. Available: <https://www.aacpdm.org/publications/care-pathways/respiratory-health-in-cerebral-palsy>
- [37] D. A. Fitzgerald, J. Follett, and P. P. Van Asperen, "Assessing and managing lung disease and sleep disordered breathing in children with cerebral palsy," *Paediatr. Respir. Rev.*, vol. 10, no. 1, pp. 18–24, Mar. 2009, doi: 10.1016/j.prrv.2008.10.003.
- [38] D. Ofluoğlu, "Orthotic management in cerebral palsy," *Acta Orthop. Traumatol. Turc.*, vol. 43, no. 2, pp. 165–172, 2009, doi: 10.3944/AOTT.2009.165.

- [39] M. Toohey *et al.*, “Effectiveness of postural interventions in cerebral palsy: umbrella systematic review,” *Paediatr. Child Health U. K.*, vol. 34, no. 8, pp. 257–278, Aug. 2024, doi: 10.1016/j.paed.2024.06.003.
- [40] D. Sharan, “Orthopedic surgery in cerebral palsy: Instructional course lecture,” presented at the Indian Journal of Orthopaedics, Medknow Publications, May 2017, pp. 240–255. doi: 10.4103/ortho.IJOrtho_197_16.
- [41] R. J. Obermeyer and M. J. Goretsky, “Chest Wall Deformities in Pediatric Surgery,” *Surg. Clin. North Am.*, vol. 92, no. 3, pp. 669–684, Jun. 2012, doi: 10.1016/j.suc.2012.03.001.
- [42] “Identifying and managing respiratory disorders associated with cerebral palsy: assisted ventilation - NCBI Bookshelf”, [Online]. Available: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK578093/?utm_source=chatgpt.com
- [43] J. M. Shneerson and A. K. Simonds, “Noninvasive ventilation for chest wall and neuromuscular disorders,” *Eur. Respir. J.*, vol. 20, no. 2, pp. 480–487, 2002, doi: 10.1183/09031936.02.00404002.
- [44] “Cerebral palsy in under 25s: assessment and management - NCBI Bookshelf”, [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK419326/>
- [45] J. H. T. Daemen *et al.*, “Visual diagnosis of pectus excavatum: An inter-observer and intra-observer agreement analysis,” *J. Pediatr. Surg.*, vol. 57, no. 3, pp. 526–531, Mar. 2022, doi: 10.1016/j.jpedsurg.2021.06.003.
- [46] D. Mišović -Dedinje and H. Milana Tepića, “PROCEDURA IZVOĐENJA ANTROPOMETRIJSKIH MERENJA KOD DECE Kliničko bolnički centar ‘Dr Dragiša Mišović-Dedinje’ PROCEDURA IZVOĐEENJA AATROPOMETRIJSKIH MEREEJA KOD DECE.”
- [47] DrJanaOfficial, *Computer generated model showing thoracic cage model showing all the twelve thoracic ribs, costal cartilages, sternum along with cervical, thoracic, lumbar and sacral vertebrae, intervertebral disc and both humerii. See the model in 3D here.* 2020. Accessed: Jul. 29, 2026. [Online]. Available: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Thoracic_Cage_with_Both_Humerii.gif
- [48] W. J. Warwick and L. Hansen, “Chest Calipers for Measurement of the Thoracic Index.”
- [49] C. W. Snyder, S. M. Farach, C. N. Litz, P. D. Danielson, and N. M. Chandler, “The modified percent *depth*: Another step toward quantifying severity of pectus excavatum without cross-sectional imaging,” *J. Pediatr. Surg.*, vol. 52, no. 7, pp. 1098–1101, Jul. 2017, doi: 10.1016/j.jpedsurg.2017.01.053.
- [50] S. Debouche, L. Pitance, A. Robert, G. Liistro, and G. Reychler, “Reliability and Reproducibility of Chest Wall Expansion Measurement in Young Healthy Adults,” *J. Manipulative Physiol. Ther.*, vol. 39, no. 6, pp. 443–449, Jul. 2016, doi: 10.1016/j.jmpt.2016.05.004.
- [51] R. S. Reddy, K. A. Alahmari, P. S. Silvian, I. A. Ahmad, V. N. Kakarparthi, and K. Rengaramanujam, “Reliability of chest wall mobility and its correlation with lung functions in healthy nonsmokers, healthy smokers, and patients with COPD,” *Can. Respir. J.*, vol. 2019, 2019, doi: 10.1155/2019/5175949.

- [52] J. A. Haller, S. S. Kramer, and S. A. Lietman, "Use of CT scans in selection of patients for pectus excavatum surgery: A preliminary report," *J. Pediatr. Surg.*, vol. 22, no. 10, pp. 904–906, Oct. 1987, doi: 10.1016/S0022-3468(87)80585-7.
- [53] D. Nuss, R. E. Kelly Jr, D. P. CROITORU, and M. E. Katz, "A 10-Year Review of a Minimally Invasive Technique for the Correction of Pectus Excavatum," *J. Pediatr. Surg.*, vol. 33, no. 4, pp. 545–552, 1998, doi: 10.1016/s0022-3468(98)90314-1.
- [54] P. M. Poston *et al.*, "The correction index: Setting the standard for recommending operative repair of pectus excavatum," *Ann. Thorac. Surg.*, vol. 97, no. 4, pp. 1176–1180, 2014, doi: 10.1016/j.athoracsurg.2013.12.050.
- [55] J. A. Sujka and S. D. St. Peter, "Quantification of pectus excavatum: Anatomic indices," *Semin. Pediatr. Surg.*, vol. 27, no. 3, pp. 122–126, Jun. 2018, doi: 10.1053/j.sempedsurg.2018.05.006.
- [56] M. L. Lawson *et al.*, "Reliability of a standardized protocol to calculate cross-sectional chest area and severity indices to evaluate pectus excavatum," *J. Pediatr. Surg.*, vol. 41, no. 7, pp. 1219–1225, Jul. 2006, doi: 10.1016/j.jpedsurg.2006.03.003.
- [57] H. C. Kim *et al.*, "Development of automatized new indices for radiological assessment of chest-wall deformity and its quantitative evaluation," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 46, no. 8, pp. 815–823, Aug. 2008, doi: 10.1007/s11517-008-0367-2.
- [58] M. Albertain *et al.*, "Changes in chest compression indexes with breathing underestimate surgical candidacy in patients with pectus excavatum: A computed tomography pilot study," *J. Pediatr. Surg.*, vol. 48, no. 10, pp. 2011–2016, Oct. 2013, doi: 10.1016/j.jpedsurg.2013.01.044.
- [59] S. M. Mak, B. N. Bhaludin, S. Naaseri, F. D. Chiara, S. Jordan, and S. Padley, "Imaging of congenital chest wall deformities," *Br. J. Radiol.*, vol. 89, no. 1061, 2016, doi: 10.1259/bjr.20150595.
- [60] G. Khanna, A. Jaju, S. Don, T. Keys, and C. F. Hildebolt, "Comparison of Haller index values calculated with chest radiographs versus CT for pectus excavatum evaluation," *Pediatr. Radiol.*, vol. 40, no. 11, pp. 1763–1767, Nov. 2010, doi: 10.1007/s00247-010-1681-z.
- [61] P. A. Marcovici, B. E. LoSasso, P. Kruk, and J. R. Dwek, "MRI for the evaluation of pectus excavatum," *Pediatr. Radiol.*, vol. 41, no. 6, pp. 757–758, Jun. 2011, doi: 10.1007/s00247-011-2031-5.
- [62] M. Dore *et al.*, "Advantages of Cardiac Magnetic Resonance Imaging for Severe Pectus Excavatum Assessment in Children," *Eur. J. Pediatr. Surg.*, vol. 28, no. 1, pp. 34–38, Feb. 2018, doi: 10.1055/s-0037-1604427.
- [63] N. A. Viña *et al.*, "Evaluation of pectus excavatum indexes during standard cardiac magnetic resonance: Potential for single preoperative tool," *Clin. Imaging*, vol. 53, pp. 138–142, Jan. 2019, doi: 10.1016/j.clinimag.2018.10.013.
- [64] R. Trò, S. Martini, N. Stagnaro, V. Sambuceti, M. Torre, and M. M. Fato, "A new tool for assessing Pectus Excavatum by a semi-automatic image processing pipeline calculating the classical severity indexes and a new marker: the Volumetric Correction Index," *BMC Med. Imaging*, vol. 22, no. 1, Dec. 2022, doi: 10.1186/s12880-022-00754-0.

- [65] K. L. Birkemeier, D. J. Podberesky, S. Salisbury, and S. Serai, "Breathe in... Breathe out... Stop breathing: Does phase of respiration affect the haller index in patients with pectus excavatum?," *Am. J. Roentgenol.*, vol. 197, no. 5, Nov. 2011, doi: 10.2214/AJR.11.6430.
- [66] M. Martinez-Ferro, "Indexes for pectus deformities," in *Chest Wall Deformities and Corrective Procedures*, Springer International Publishing, 2015, pp. 35–60. doi: 10.1007/978-3-319-23968-2_7.
- [67] P. Poncet *et al.*, "Clinical impact of optical imaging with 3-D reconstruction of torso topography in common anterior chest wall anomalies," *J. Pediatr. Surg.*, vol. 42, no. 5, pp. 898–903, Jul. 2007, doi: 10.1016/j.jpedsurg.2006.12.070.
- [68] W. Glinkowski, R. Sitnik, M. Witkowski, H. Kocoń, P. Bolewicki, and A. Górecki, "Method of pectus excavatum measurement based on structured light technique," *J. Biomed. Opt.*, vol. 14, no. 4, pp. 044041–044041, 2009, doi: 10.1117/1.3210782.
- [69] A. Scalabre *et al.*, "Utility of radiation-free imaging for initial evaluation of pectus excavatum," *Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg.*, vol. 29, no. 4, pp. 503–509, Oct. 2019, doi: 10.1093/icvts/ivz145.
- [70] N. A. Coorens *et al.*, "The Automatic Quantification of Morphological Features of Pectus Excavatum Based on Three-Dimensional Images," *Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, vol. 34, no. 2, pp. 772–781, Jun. 2022, doi: 10.1053/j.semtcvs.2021.05.018.
- [71] A. Lain, L. Garcia, C. Gine, O. Tiffet, and M. Lopez, "New methods for imaging evaluation of chest wall deformities," *Front. Pediatr.*, vol. 5, Dec. 2017, doi: 10.3389/fped.2017.00257.
- [72] M. S. Guillot *et al.*, "X-ray-free protocol for pectus deformities based on magnetic resonance imaging and a low-cost portable three-dimensional scanning device: A preliminary study," *Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg.*, vol. 33, no. 1, pp. 110–118, Jul. 2021, doi: 10.1093/icvts/ivab036.
- [73] D. P. Bliss, N. A. Vaughan, R. M. Walk, J. A. Naiditch, A. A. Kane, and R. R. Hallac, "Non-radiographic severity measurement of pectus excavatum," *J. Surg. Res.*, vol. 233, pp. 376–380, Jan. 2019, doi: 10.1016/j.jss.2018.08.017.
- [74] A. Aliverti, D. Lacca, and A. LoMauro, "Quantitative Analysis by 3D Graphics of Thoraco-Abdominal Surface Shape and Breathing Motion," *Front. Bioeng. Biotechnol.*, vol. 10, Jul. 2022, doi: 10.3389/fbioe.2022.910499.
- [75] L. Boel *et al.*, "Respiratory morbidity in children with cerebral palsy: an overview," *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 61, no. 6, pp. 646–653, Jun. 2019, doi: 10.1111/dmcn.14060.
- [76] N. Freitag *et al.*, "Understanding neuro-pulmonary dysfunction in children with neurodisability," *Breathe*, vol. 22, no. 3, p. 250347, Jul. 2026, doi: 10.1183/20734735.0347-2025.
- [77] N. Patel, K. Chong, and A. Baydur, "Methods and Applications in Respiratory Physiology: Respiratory Mechanics, Drive and Muscle Function in Neuromuscular and Chest Wall Disorders," *Front. Physiol.*, vol. 13, p. 838414, Jun. 2022, doi: 10.3389/fphys.2022.838414.
- [78] C. Massaroni, A. Nicolo, M. Sacchetti, and E. Schena, "Contactless Methods for Measuring Respiratory Rate: A Review," *IEEE Sens. J.*, vol. 21, no. 11, pp. 12821–12839, Jun. 2021, doi: 10.1109/JSEN.2020.3023486.

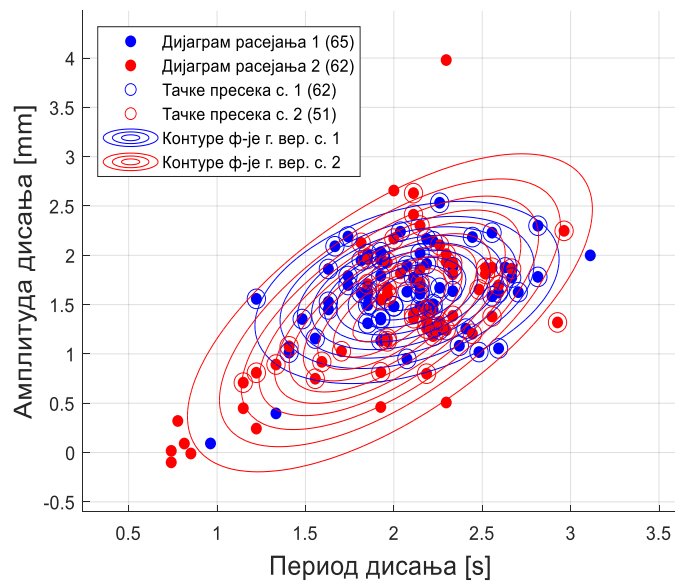
- [79] J. Kunczik, K. Hubbermann, L. Mösch, A. Follmann, M. Czaplik, and C. Barbosa Pereira, “Breathing Pattern Monitoring by Using Remote Sensors,” *Sensors*, vol. 22, no. 22, Nov. 2022, doi: 10.3390/s22228854.
- [80] C. Massaroni *et al.*, “Optoelectronic Plethysmography in Clinical Practice and Research: A Review,” *Respiration*, vol. 93, no. 5, pp. 339–354, Apr. 2017, doi: 10.1159/000462916.
- [81] V. F. Parreira, D. S. R. Vieira, M. A. C. Myrrha, I. M. B. S. Pessoa, S. M. Lage, and R. R. Britto, “Optoelectronic plethysmography: a review of the literature Pletismografia optoeletrônica: uma revisão da literatura,” *Rev Bras Fisioter*, vol. 16, no. 6, pp. 439–53, 2012.
- [82] S. J. Cala *et al.*, “Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis,” 1996.
- [83] I. Romagnoli *et al.*, “Optoelectronic plethysmography has improved our knowledge of respiratory physiology and pathophysiology,” *Sensors*, vol. 8, no. 12, pp. 7951–7972, Dec. 2008, doi: 10.3390/s8127951.
- [84] E. Silverstein and M. Snyder, “Comparative analysis of respiratory motion tracking using Microsoft Kinect v2 sensor,” *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, vol. 19, no. 3, pp. 193–204, May 2018, doi: 10.1002/acm2.12318.
- [85] S. Kumagai *et al.*, “Markerless Respiratory Motion Tracking Using Single *Depth* Camera,” *Open J. Med. Imaging*, vol. 06, no. 01, pp. 20–31, 2016, doi: 10.4236/ojmi.2016.61003.
- [86] J. Kempfle and K. Van Laerhoven, “Respiration rate estimation with *depth* cameras: An evaluation of parameters,” presented at the ACM International Conference Proceeding Series, Association for Computing Machinery, Sep. 2018. doi: 10.1145/3266157.3266208.
- [87] J. Ortmüller, T. Gauer, M. Wilms, H. Handels, and R. Werner, “Respiratory surface motion measurement by Microsoft Kinect implementation and evaluation of a clinical setup,” presented at the Current Directions in Biomedical Engineering, Walter de Gruyter GmbH, 2015, pp. 270–273. doi: 10.1515/cdbme-2015-0067.
- [88] A. LoMauro, A. Colli, L. Colombo, and A. Aliverti, “Breathing patterns recognition: A functional data analysis approach,” *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 217, Apr. 2022, doi: 10.1016/j.cmpb.2022.106670.
- [89] L. Shao, J. Han, P. Kohli, and Z. Zhang, “Advances in Computer Vision and Pattern Recognition Computer Vision and Machine Learning with *RGB-D* Sensors.” [Online]. Available: <http://www.springer.com/series/4205>
- [90] R. Szeliski, “Computer Vision: Algorithms and Applications,” 2010. [Online]. Available: <http://szeliski.org/Book/>.
- [91] A. Kaehler and G. Bradski, “OpenCV 3 COMPUTER VISION IN C++ WITH THE OPENCV LIBRARY.”
- [92] S. Krig, “Computer Vision Metrics Textbook Edition Survey, Taxonomy and Analysis of Computer Vision, Visual Neuroscience, and Deep Learning.”

- [93] J. P. Siebert and C. W. Urquhart, "Active stereo: texture enhanced reconstruction," *Electron. Lett.*, vol. 26, no. 7, pp. 427–430, Mar. 1990, doi: 10.1049/el:19900278.
- [94] L. Keselman, J. I. Woodfill, A. Grunnet-Jepsen, and A. Bhowmik, "Intel RealSense Stereoscopic Depth Cameras," 2017, *arXiv*. doi: 10.48550/ARXIV.1705.05548.
- [95] M. Carfagni, R. Furferi, L. Governi, M. Servi, F. Uccheddu, and Y. Volpe, "On the Performance of the Intel SR300 Depth Camera: Metrological and Critical Characterization," *IEEE Sens. J.*, vol. 17, no. 14, pp. 4508–4519, Jul. 2017, doi: 10.1109/JSEN.2017.2703829.
- [96] S. Giancola, M. Valenti, and R. Sala, *A Survey on 3D Cameras: Metrological Comparison of Time-of-Flight, Structured-Light and Active Stereoscopy Technologies*, SpringerBriefs in Computer Science. Springer Cham, 2018. doi: 10.1007/978-3-319-91761-0.
- [97] N. Zarrabi, R. Fesharakifard, and M. B. Menhaj, "Robot localization performance using different SLAM approaches in a homogeneous indoor environment," presented at the ICRoM 2019 - 7th International Conference on Robotics and Mechatronics, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., Nov. 2019, pp. 338–344. doi: 10.1109/ICRoM48714.2019.9071902.
- [98] P. Neri, A. Paoli, B. Aruanno, S. Barone, F. Tamburrino, and A. V. Razionale, "3D scanning of Upper Limb anatomy by a depth-camera-based system," *Int. J. Interact. Des. Manuf.*, 2023, doi: 10.1007/s12008-023-01248-1.
- [99] "BKM-For-Tuning-D435-and-D415-Cameras-Webinar_Rev3".
- [100] "Intel RealSense SDK 2.0", [Online]. Available: <https://www.intelrealsense.com/SDK-2/>
- [101] "Whitepaper_Multiple_Camera_Configuration_v1.2".
- [102] M. Carfagni *et al.*, "Metrological and critical characterization of the intel D415 stereo depth camera," *Sens. Switz.*, vol. 19, no. 3, Feb. 2019, doi: 10.3390/s19030489.
- [103] M. Servi, A. Profili, R. Furferi, and Y. Volpe, "Comparative Evaluation of Intel RealSense D415, D435i, D455, and Microsoft Azure Kinect DK Sensors for 3D Vision Applications," *IEEE Access*, vol. 12, pp. 111311–111321, 2024, doi: 10.1109/ACCESS.2024.3441238.
- [104] V. Tadic *et al.*, "Painting path planning for a painting robot with a realsense depth sensor," *Appl. Sci. Switz.*, vol. 11, no. 4, pp. 1–18, Feb. 2021, doi: 10.3390/app11041467.
- [105] L. C. Nascimento, W. A. Melo, E. S. Gil, A. S. Brito, F. G. Oliveira, and J. L. S. Pio, "Kinect V2 vs Intel RealSense D435: A Comparative Study on 3D Mapping."
- [106] A. Vedadi, A. Yousefi-Koma, P. Yazdankhah, and A. Mozayyan, "Comparative Evaluation of RGB-D SLAM Methods for Humanoid Robot Localization and Mapping," Jan. 2024, [Online]. Available: <http://arxiv.org/abs/2401.02816>
- [107] L. Lu, A. Yunda, A. Carrio, and P. Campoy, "Robust autonomous flight in cluttered environment using a depth sensor," *Int. J. Micro Air Veh.*, vol. 12, 2020, doi: 10.1177/1756829320924528.

- [108] S. Rajapakshe and R. Hettiarachchi, "Design and Development of a Research Oriented Low Cost Robotics Platform with a Novel Dynamic Global Path Planning Approach," Mar. 2022, [Online]. Available: <http://arxiv.org/abs/2203.10375>
- [109] O. Tomašević, A. Ivančić, L. Mejić, Z. Lužanin, and N. Jorgovanović, "Depth-Sensing-Based Algorithm for Chest Morphology Assessment in Children with Cerebral Palsy," *Sensors*, vol. 24, no. 17, Sep. 2024, doi: 10.3390/s24175575.
- [110] "MathWorks - Makers of *MATLAB* and Simulink - *MATLAB* & Simulink", [Online]. Available: <https://www.mathworks.com/>
- [111] R. O. Duda and P. E. Hart, "Use of the Hough transformation to detect lines and curves in pictures," *Commun. ACM*, vol. 15, no. 1, pp. 11–15, Jan. 1972, doi: 10.1145/361237.361242.
- [112] A. Grossmann and J. Morlet, "Decomposition of Hardy Functions into Square Integrable Wavelets of Constant Shape," *SIAM J. Math. Anal.*, vol. 15, no. 4, pp. 723–736, Jul. 1984, doi: 10.1137/0515056.
- [113] W. Kabsch, "A solution for the best rotation to relate two sets of vectors," *Acta Crystallogr. Sect. A*, vol. 32, no. 5, pp. 922–923, Sep. 1976, doi: 10.1107/S0567739476001873.
- [114] W. Kabsch, "A discussion of the solution for the best rotation to relate two sets of vectors," *Acta Crystallogr. Sect. A*, vol. 34, no. 5, pp. 827–828, Sep. 1978, doi: 10.1107/S0567739478001680.
- [115] J. Lawrence, J. Bernal, and C. Witzgall, "A Purely Algebraic Justification of the Kabsch-Umeyama Algorithm," *J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol.*, vol. 124, p. 124028, Oct. 2019, doi: 10.6028/jres.124.028.
- [116] C. Eckart and G. Young, "The Approximation of One Matrix by Another of Lower Rank," *Psychometrika*, vol. 1, no. 3, pp. 211–218, Sep. 1936, doi: 10.1007/BF02288367.
- [117] "Go Direct® Respiration Belt - Vernier", Accessed: Jun. 20, 2026. [Online]. Available: https://www.vernier.com/product/go-direct-respiration-belt/?srsltid=AfmBOorT6e_d_IRGu1h-3z7QCnitGzDLlyi0HMGqeN0u8OldXrcFtuBS
- [118] "Ginekologija: Pelvimetar Martin 34cm." Accessed: Jul. 31, 2026. [Online]. Available: <https://www.medicinskaoprema.com/index.php/1432/17/hirur%C5%A1ki-instrumenti/ginekologija/pelvimetar-martin-34cm-detail?srsltid=AfmBOooYsY7xW8mD-rzt1KRJOZfi2UCHxz1ricRCddfJqiy0UzavuKST>
- [119] D. Freedman and P. Diaconis, "On the histogram as a density estimator:L 2 theory," *Z. Fr Wahrscheinlichkeitstheorie Verwandte Geb.*, vol. 57, no. 4, pp. 453–476, Dec. 1981, doi: 10.1007/BF01025868.

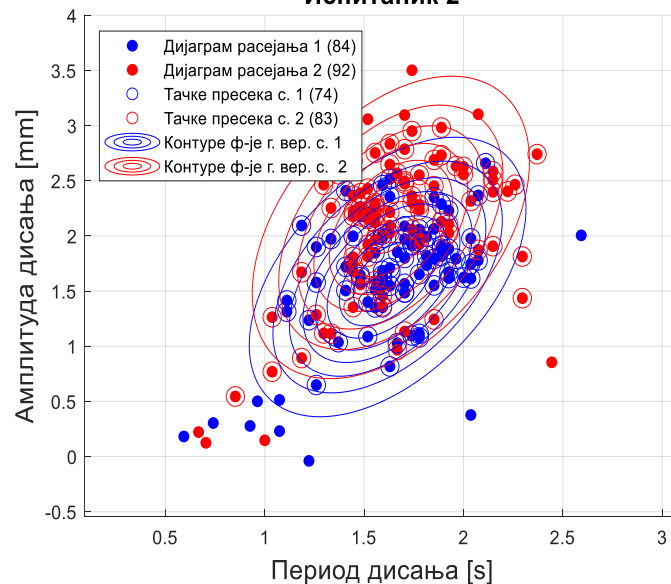
Прилог 1

Испитаник 1



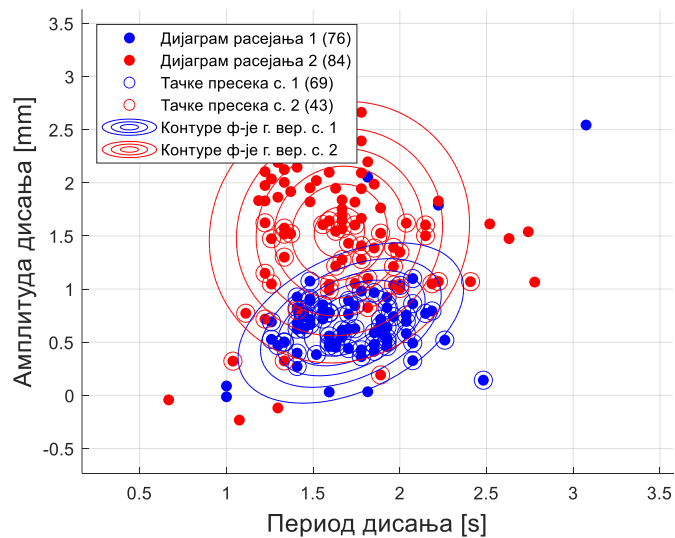
(а)

Испитаник 2



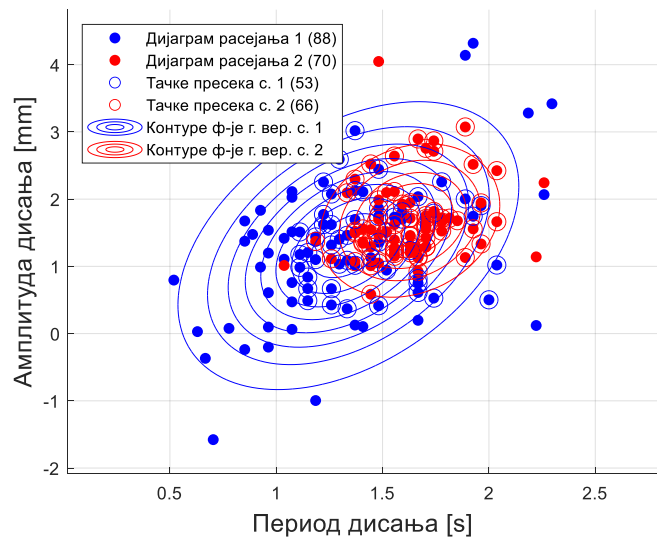
(б)

Испитаник 3



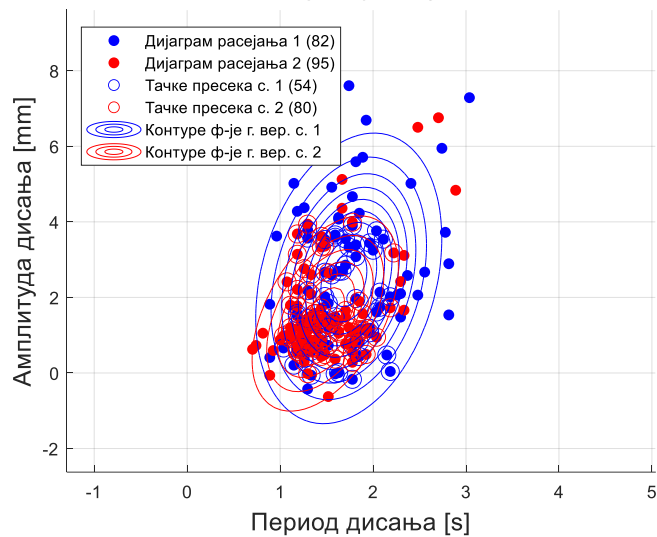
(в)

Испитаник 4



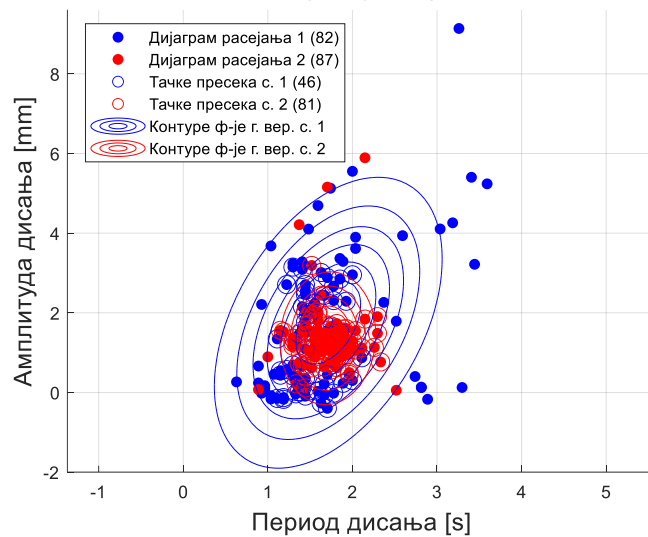
(г)

Испитаник 5



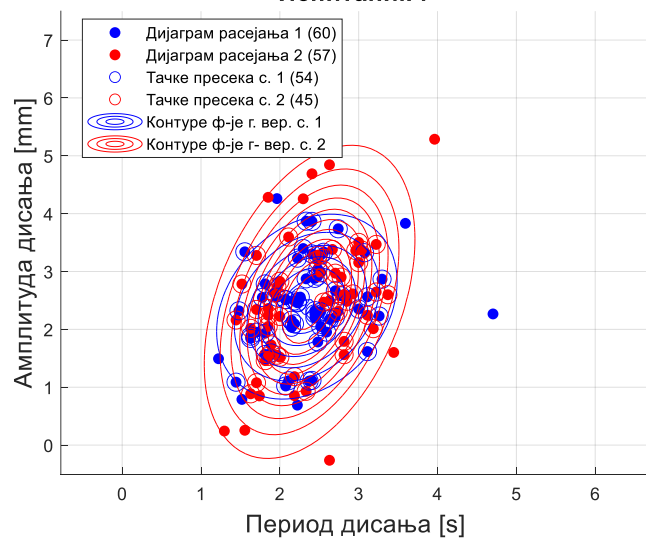
(д)

Испитаник 6



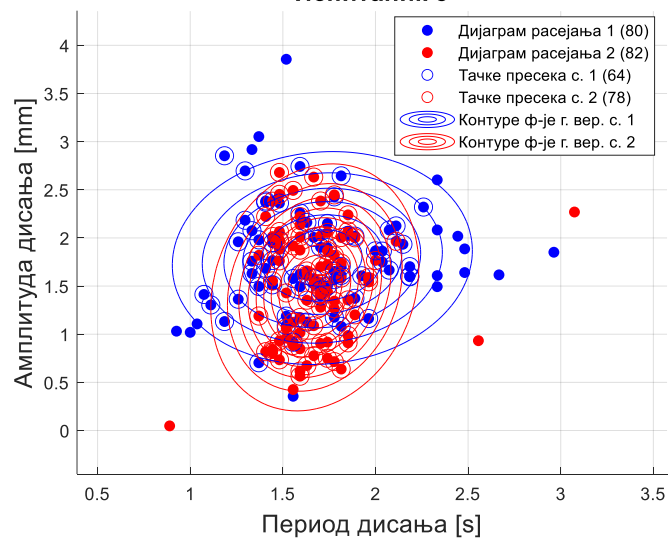
(ђ)

Испитаник 7

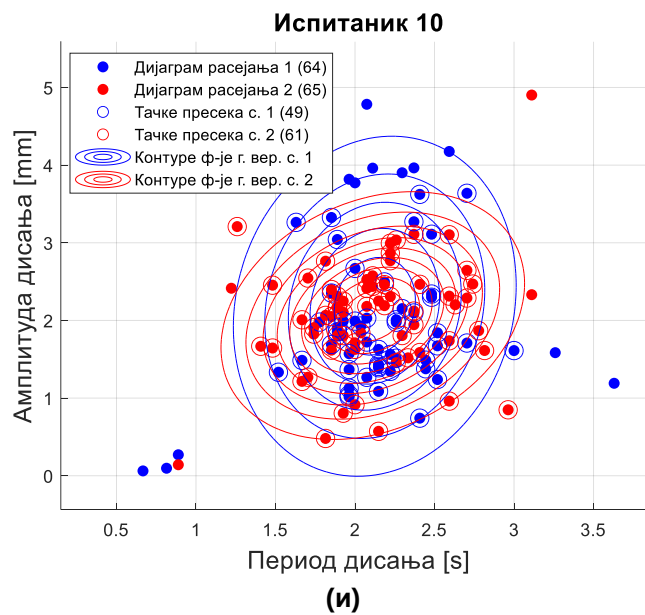
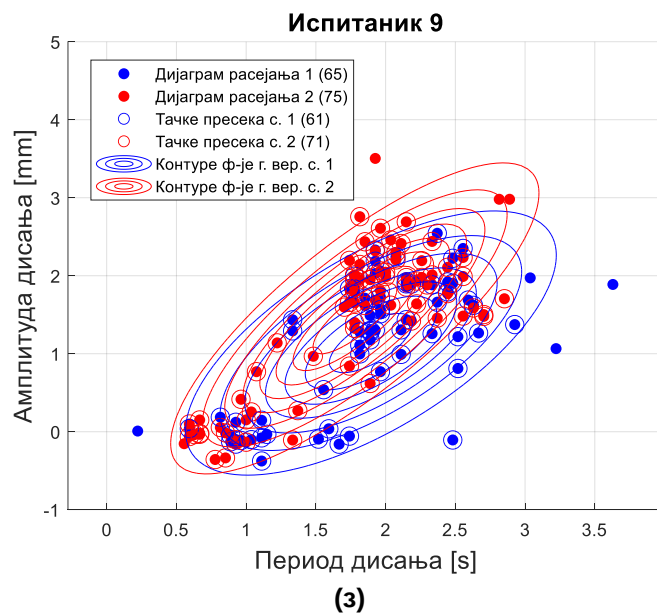


(е)

Испитаник 8

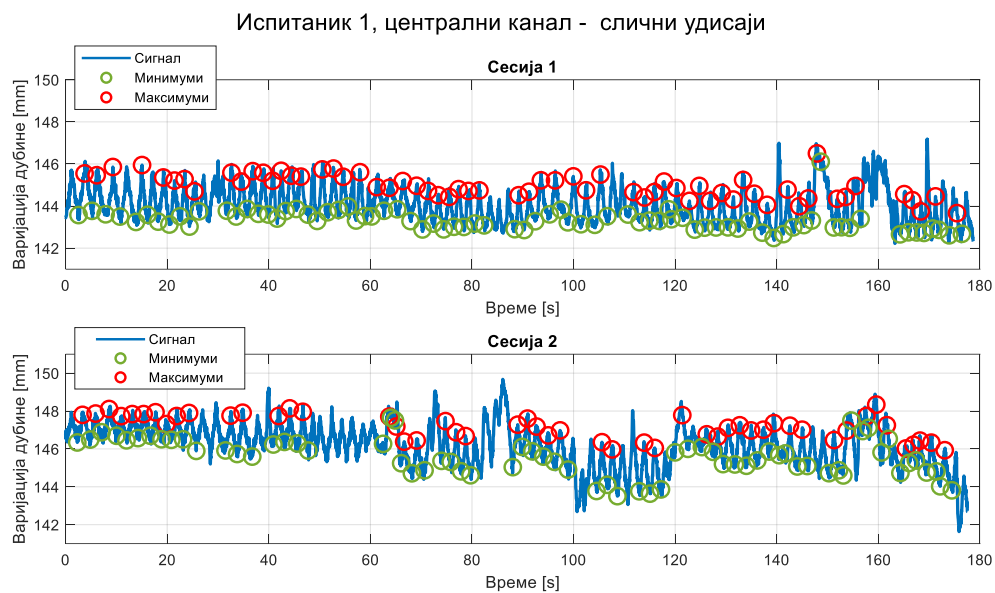


(ж)

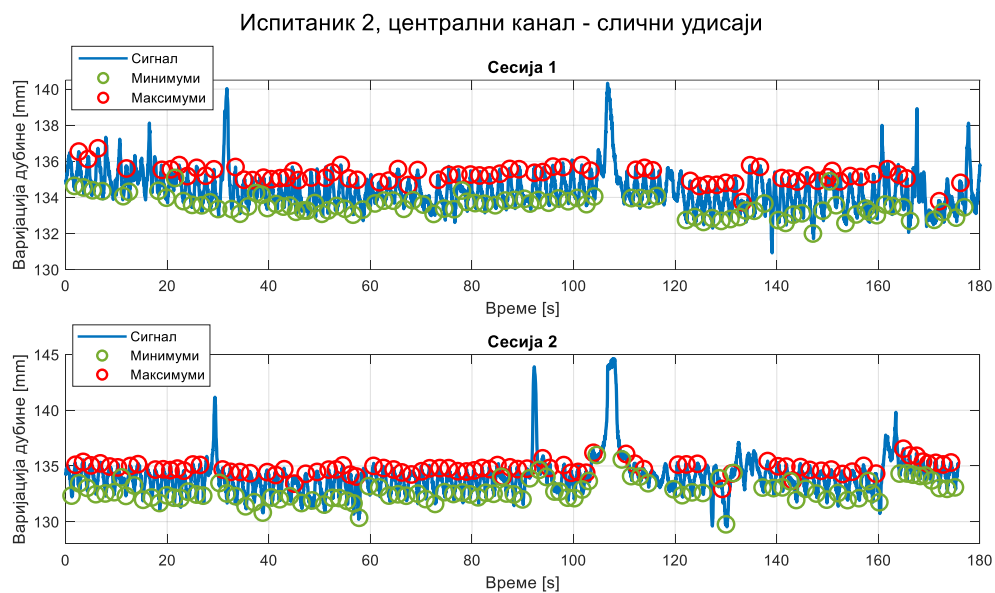


Слика П1.1 – Сличност у параметрима циклуса дисања између две сесије, за свих 10 испитаника, редом.

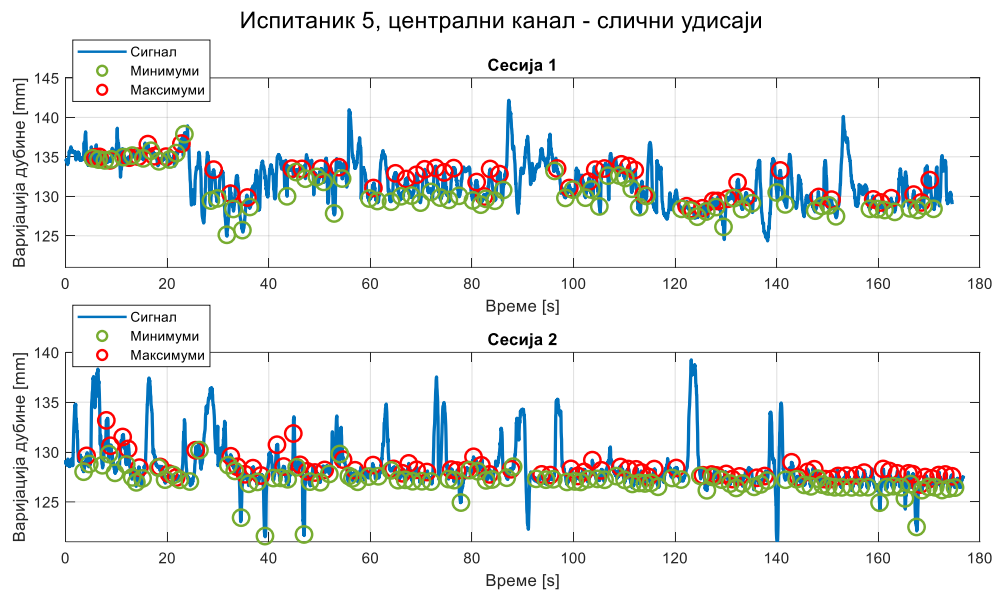
Прилог 2



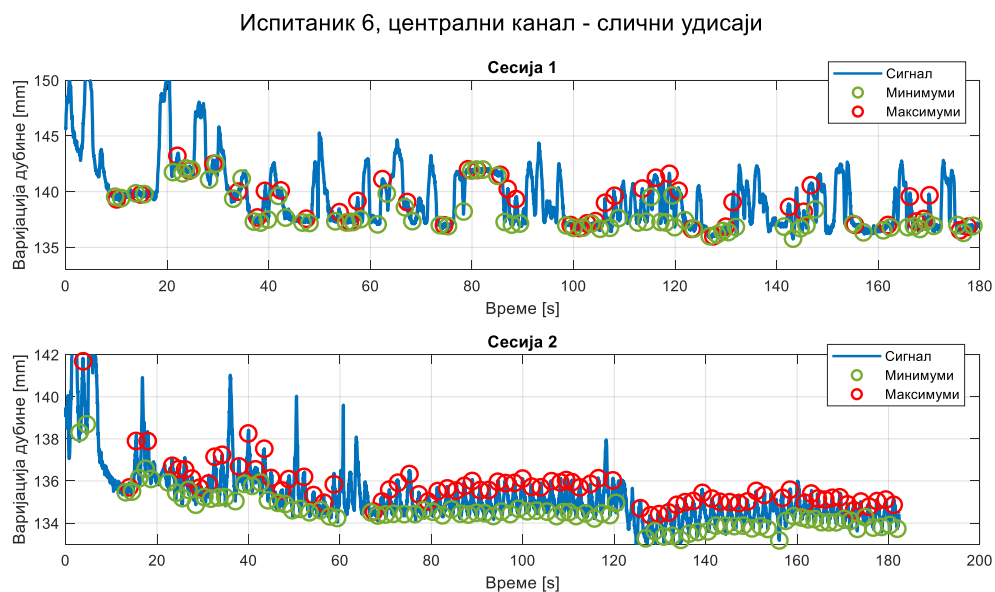
Слика П2.1 – Удисаји који се преносе у наредну фазу обраде, према критеријуму сличности по параметру амплитуде и периода дисања, експлицитно означени на сигнаlima варијације дубине, за случај Испитаника 1.



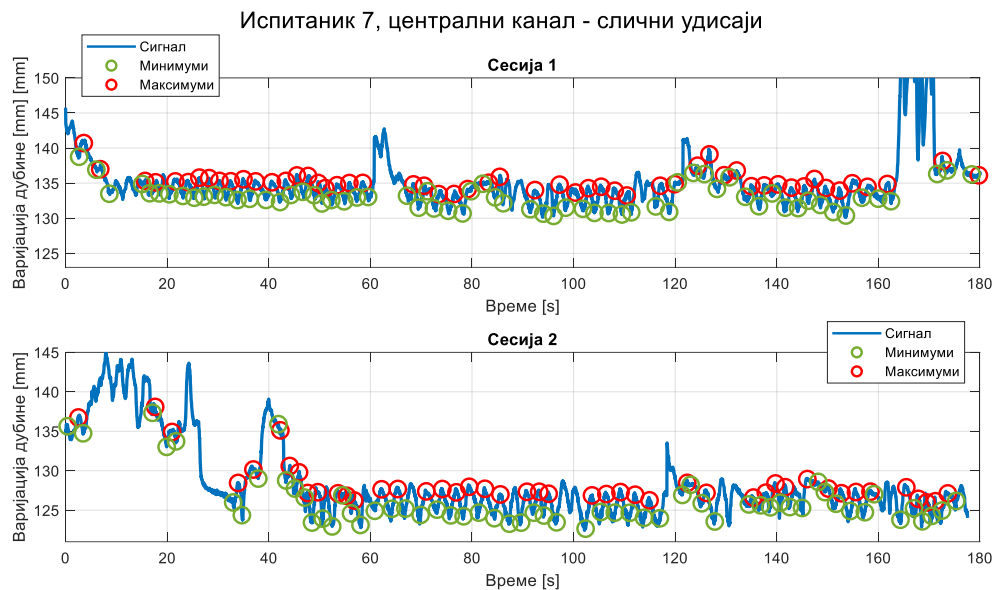
Слика П2.2 – Удисаји који се преносе у наредну фазу обраде, према критеријуму сличности по параметру амплитуде и периода дисања, експлицитно означени на сигнаlima варијације дубине, за случај Испитаника 2.



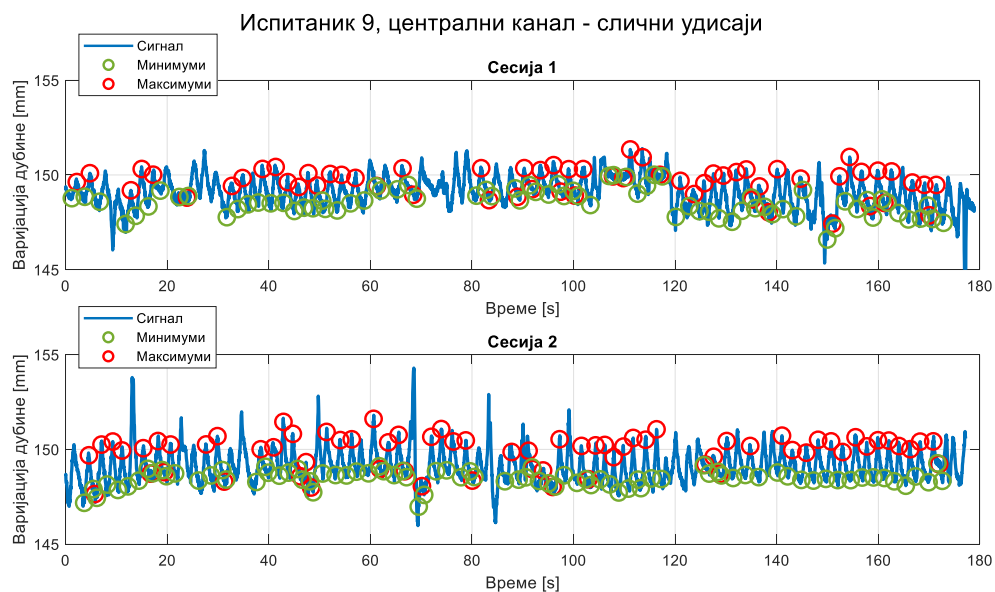
Слика П2.3 – Удисаји који се преносе у наредну фазу обраде, према критеријуму сличности по параметру амплитуде и периода дисања, експлицитно означени на сигнаlima варијације дубине, за случај Испитаника 5.



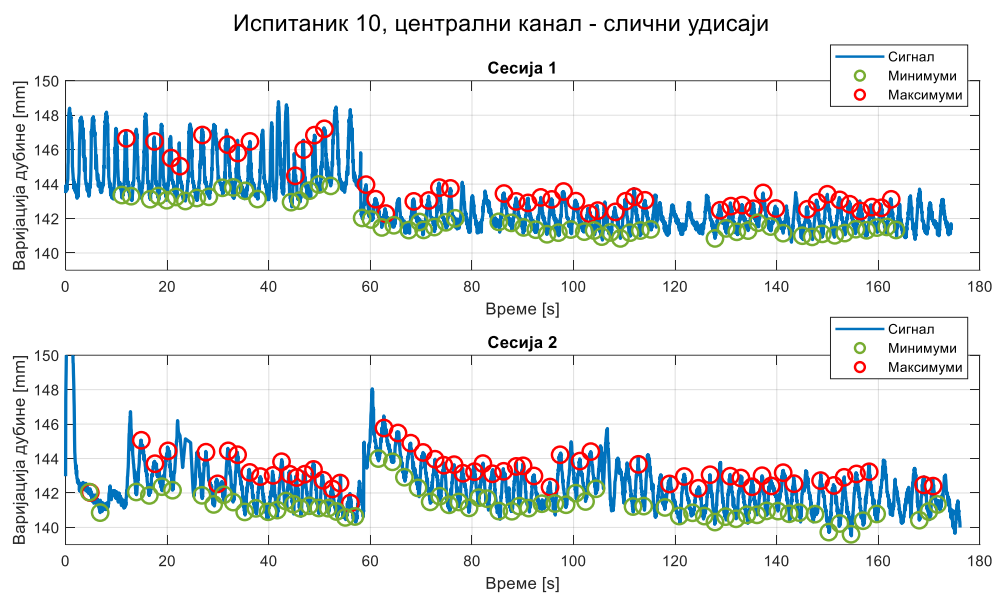
Слика П2.4 – Удисаји који се преносе у наредну фазу обраде, према критеријуму сличности по параметру амплитуде и периода дисања, експлицитно означени на сигнаlima варијације дубине, за случај Испитаника 6.



Слика П2.5 – Удисаји који се преносе у наредну фазу обраде, према критеријуму сличности по параметру амплитуде и периода дисања, експлицитно означени на сигнаlima варијације дубине, за случај Испитаника 7.



Слика П2.6 – Удисаји који се преносе у наредну фазу обраде, према критеријуму сличности по параметру амплитуде и периода дисања, експлицитно означени на сигнаlima варијације дубине, за случај Испитаника 9.



Слика П2.7 – Удисаји који се преносе у наредну фазу обраде, према критеријуму сличности по параметру амплитуде и периода дисања, експлицитно означени на сигнаlima варијације дубине, за случај Испитаника 10.

План третмана података

Назив пројекта/истраживања
Метода за процену морфологије грудног коша код деце са церебралном парализом заснована на примени 3D камере
Назив институције/институција у оквиру којих се спроводи истраживање
а) Вуков центар Os Osis, Нови Сад б) Факултет техничких наука, Универзитет у Новом Саду в)
Назив програма у оквиру ког се реализује истраживање
Израда докторске дисертације на студијском програму Рачунарство и аутоматика
1. Опис података
1.1 Врста студије <i>Укратко описати тип студије у оквиру које се подаци прикупљају</i> Докторска дисертација 1.2 Врсте података а) квантитативни б) квалитативни 1.3. Начин прикупљања података а) анкете, упитници, тестови б) клиничке процене, медицински записи, електронски здравствени записи в) генотипови: навести врсту _____ г) административни подаци: навести врсту _____ д) узорци ткива: навести врсту _____

ђ) снимци, фотографије (навести врсту): *RGB-D* снимци грудног коша добијени применом *Intel RealSense 3D* камера.

е) текст, навести врсту _____

ж) мапа, навести врсту _____

з) остало (описати): Физиолошки сигнали дисања добијени применом респираторног појаса (респираторни сигнали).

1.3 Формат података, употребљене скале, количина података

1.3.1 Употребљени софтвер и формат датотеке:

а) Excel фајл, датотека _____

б) SPSS фајл, датотека _____

в) PDF фајл, датотека _____

г) Текст фајл, датотека _____

д) JPG фајл, датотека _____

е) Остало, датотека: **.mat, (MATLAB датотеке), .bag (RealSense снимци), .GAMBL датотеке (снимци са респираторног појаса)**

1.3.2. Број записа (код квантитативних података)

а) број варијабли: **оквирно 7** што укључује пол, узраст, тежину, висину, димензије, тј. дијаметре грудног коша (у другој фази истраживања), дубине у референтним тачкама, параметре респираторног сигнала, односно, сам респираторни сигнал са респираторног појаса (у другој фази истраживања)

б) број мерења (испитаника, процена, снимака и сл.) **У две фазе истраживања 10 испитаника, 3 снимка (прва фаза) и 2 снимка (друга фаза) и две сесије у свакој фази**

1.3.3. Поновљена мерења

а) да

б) не

Уколико је одговор да, одговорити на следећа питања:

- а) временски размак између поновљених мера је: у свакој сесији снимање се понавља једно за другим. У првој фази истраживања две сесије су у временском размаку од 2 недеље, у другој фази две сесије су у временском размаку од 3 дана
- б) варијабле које се више пута мере односе се на: **димензије грудног коша процењене на основу RGB-D снимака, и респираторни сигнал са респираторног појаса (који је коришћен у другој фази истраживања)**
- в) нове верзије фајлова који садрже поновљена мерења су именоване као: **по тачном времену снимања**

Напомене: _____

Да ли формати и софтвер омогућавају дељење и дугорочну валидност података?

а) *Да*

б) *Не*

Ако је одговор не, образложити _____

2. Прикупљање података

2.1 Методологија за прикупљање/генерисање података

2.1.1. У оквиру ког истраживачког нацрта су подаци прикупљени?

- а) експеримент, навести тип _____
- б) корелационо истраживање, навести тип _____
- ц) анализа текста, навести тип _____
- д) остало, навести шта: **Методолошко истраживање развоја и валидације методе засновано на опсервационом прикупљању података и поновљеним мерењима.**

2.1.2 Навести врсте мерних инструмената или стандарде података специфичних за одређену научну дисциплину (ако постоје).

Мерни инструменти: Intel RealSense D435i и D415 RGB-D камере, Vernier респираторни појас, пелвиметар. За обраду дубинских података коришћени су формати и библиотеке компатибилне са Intel RealSense SDK. Специфични стандарди података за ову врсту RGB-D снимака нису примењени.

2.2 Квалитет података и стандарди

2.2.1. Третман недостајућих података

а) Да ли матрица садржи недостајуће податке? Да **Не**

Ако је одговор да, одговорити на следећа питања:

а) Колики је број недостајућих података? _____

б) Да ли се кориснику матрице препоручује замена недостајућих података? Да **Не**

в) Ако је одговор да, навести сугестије за третман замене недостајућих података

2.2.2. На који начин је контролисан квалитет података? Описати

Руководилац експеримента је током експерименталног дела истраживања имао константан увид у податке који се чувају.

2.2.3. На који начин је извршена контрола уноса података у матрицу?

Након сваког појединачног теста, руководилац експеримента је проверио сачуване податке.

3. Третман података и пратећа документација

3.1. Третман и чување података

3.1.1. Подаци ће бити депоновани у _____ репозиторијум.

3.1.2. URL адреса _____

3.1.3. DOI _____

3.1.4. Да ли ће подаци бити у отвореном приступу?

а) Да

б) Да, али после ембарга који ће трајати до _____

в) **Не**

Ако је одговор не, навести разлог: **Подаци нису отвореног типа.**

3.1.5. Подаци неће бити депоновани у репозиторијум, али ће бити чувани.

Образложење

Подаци ће бити приказани и анализирани у оквиру докторске дисертације и осталих научних публикација, али оригинални фајлови са подацима прикупљених током појединачних тестова неће бити депоновани у репозиторијум.

3.2 Метаподаци и документација података

3.2.1. Који стандард за метаподатке ће бити примењен? _____

3.2.1. Навести метаподатке на основу којих су подаци депоновани у репозиторијум.

Ако је потребно, навести методе које се користе за преузимање података, аналитичке и процедуралне информације, њихово кодирање, детаљне описе варијабли, записа итд.

3.3 Стратегија и стандарди за чување података

3.3.1. До ког периода ће подаци бити чувани у репозиторијуму? _____

3.3.2. Да ли ће подаци бити депоновани под шифром? Да Не

3.3.3. Да ли ће шифра бити доступна одређеном кругу истраживача? Да Не

3.3.4. Да ли се подаци морају уклонити из отвореног приступа после извесног времена?

Да Не

Образложити

4. Безбедност података и заштита поверљивих информација

Овај одељак МОРА бити попуњен ако ваши подаци укључују личне податке који се односе на учеснике у истраживању. За друга истраживања треба такође размотрити заштиту и сигурност података.

4.1 Формални стандарди за сигурност информација/података

Истраживачи који спроводе испитивања с људима морају да се придржавају Закона о заштити података о личности (https://www.paragraf.rs/propisi/zakon_o_zastiti_podataka_o_licnosti.html) и одговарајућег институционалног кодекса о академском интегритету.

4.1.2. Да ли је истраживање одобрено од стране етичке комисије? Да Не

Ако је одговор Да, навести датум и назив етичке комисије која је одобрила истраживање

Прву фазу истраживања је одобрила Комисија за етичност испитивања Медицинског факултета у Новом Саду, дана 29.2.2024, другу фазу истраживања је одобрила Етичка комисија Факултета техничких наука, дана 23.1.2025.

4.1.2. Да ли подаци укључују личне податке учесника у истраживању? Да Не

Ако је одговор да, наведите на који начин сте осигурали поверљивост и сигурност информација везаних за испитанике:

- а) **Подаци нису у отвореном приступу**
- б) **Подаци су анонимизирани**
- ц) **Остало, навести шта**

5. Доступност података

5.1. Подаци ће бити

- а) *јавно доступни*
- б) *доступни само уском кругу истраживача у одређеној научној области*
- ц) *затворени*

Ако су подаци доступни само уском кругу истраживача, навести под којим условима могу да их користе:

уз дозволу аутора и само у научне сврхе

Ако су подаци доступни само уском кругу истраживача, навести на који начин могу приступити подацима: **контактирањем аутора**

5.4. Навести лиценцу под којом ће прикупљени подаци бити архивирани.

Ауторство – некомерцијално – без прераде

6. Улоге и одговорност

6.1. Навести име и презиме и мејл адресу власника (аутора) података

Оливера Томашевић, olivera.tomasevic@uns.ac.rs

Александра Иванчић, alexivancic@yahoo.com

6.2. Навести име и презиме и мејл адресу особе која одржава матрицу с подацима

Оливера Томашевић, olivera.tomasevic@uns.ac.rs

6.3. Навести име и презиме и мејл адресу особе која омогућује приступ подацима другим истраживачима

Оливера Томашевић, olivera.tomasevic@uns.ac.rs