

SVEUČILISTE U SPLITU
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE, STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Ivo Stančić

**Sustav za mjerenje i vrednovanje
antropometrijskih parametara
i kinematike ljudskog kretanja**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Split, 2012.

Doktorska disertacija je izrađena na Katedri za automatiku i sustave Zavoda za elektroniku Fakulteta elektrotehnike, strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Splitu

Mentor: Dr. sc. Tamara Grujić, izv. prof.

Rad br. 84

PODACI ZA BIBLIOGRAFSKU KARTICU

Ključne riječi: Biomehanika, antropometrija, rekonstrukcija površine, kinematika, fazne trajektorije

Znanstveno područje: Tehničke znanosti

Znanstveno polje: Elektrotehnika

Znanstvena grana: Elektronika

Institucija na kojoj je rad izrađen: Sveučilište u Splitu, Fakultet elektrotehnike, strojarstva i brodogradnje

Mentor rada: Dr. sc. Tamara Grujić, izv. prof.

Broj stranica: 126

Broj slika: 58

Broj tablica: 5

Broj korištenih bibliografskih jedinica: 133

Povjerenstvo za ocjenu doktorske disertacije:

1. Dr. sc. Mirjana Bonković, red. prof., Fakultet elektrotehnike, strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Splitu
2. Dr. sc. Tamara Grujić, izv. prof., Fakultet elektrotehnike, strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Splitu
3. Dr. sc. Ivan Petrović, red. prof., Fakultet elektrotehnike i računarstva, Sveučilište u Zagrebu
4. Dr. sc. Vlasta Zanchi, prof. emeritus, Fakultet elektrotehnike, strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Splitu
5. Dr. sc. Vladan Papić, red. prof., Fakultet elektrotehnike, strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Splitu

Povjerenstvo za obranu doktorske disertacije:

1. Dr. sc. Mirjana Bonković, red. prof., Fakultet elektrotehnike, strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Splitu
2. Dr. sc. Tamara Grujić, izv. prof., Fakultet elektrotehnike, strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Splitu
3. Dr. sc. Ivan Petrović, red. prof., Fakultet elektrotehnike i računarstva, Sveučilište u Zagrebu
4. Dr. sc. Vlasta Zanchi, prof. emeritus, Fakultet elektrotehnike, strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Splitu
5. Dr. sc. Vladan Papić, red. prof., Fakultet elektrotehnike, strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Splitu

Disertacija obranjena dana 30. 11. 2012.

Sustav za mjerenje i vrednovanje antropometrijskih parametara i kinematike ljudskog kretanja

Devijacije u kretanju i ograničenja pri pokretima, sve su više prisutne kod populacije različite starosne dobi. Detektiranjem anomalija u kretanju, te intervencijom u obliku fizikalne terapije, ili adekvatne sportske aktivnosti mogu se izbjeći daljnja pogoršanja. Temeljni zahtjev za uspješno istraživanje biomehanike pokreta je poznavanje matematičkog modela čovjeka u pokretu, za čiju je izradu potrebno izmjeriti dvije vrste podataka: antropometrijske parametre i kinematičke podatke ispitanika u pokretu.

Predložena je realizacija sustava koji će mjeriti, sakupljati i interpretirati antropometrijske parametre i kinematičke podatke ispitanika u pokretu s ciljem objektivne analize i vrednovanja pokreta.

Razvijen je sustav za mjerenje 3D kinematike pokreta temeljen na aktivnim markerima i brzim industrijskim kamerama. Razvijen je superrezolucijski model aktivnog markera koji omogućava rekonstruiranje njegovog položaja u prostoru sa pogreškom manjom od 1mm.

Mjerenjem na većem broju zdravih ispitanika napravljen je normativ kretanja, odnosno kvantitativne mjere koje određuju normalni pokret. Analizom kinematičkih podataka u faznom prostoru, definirani su novi kinematički parametri koji opisuju koliko se promatrani analizirani pokret razlikuje od normalnog, odnosno radi li se o devijantnom pokretu.

Razvijen je sustav za mjerenje antropometrijskih parametara, temeljen na 3D skeneru sa modificiranim strukturnim svjetlima. Uvedena je metoda za analizu oblaka točaka dobivenog 3D skenerom i izračunavanje antropometrijskih parametara skeniranog tijela.

Ključne riječi:

Biomehanika, antropometrija, rekonstrukcija površine, kinematika, fazne trajektorije

System for measurement and evaluation of antropometric parameters and kinematics of human motion

Problems related with deviations and restrictions in the movements are today increasingly present in population at various ages. By detecting abnormality of a movement and intervention in a form of physical therapy or adequate sport activity some deteriorations could be avoided. Fundamental demand for the successful analysis of biomechanics of motion is an exact mathematical model of a subject, which requires two types of parameters: antropometric parameters and kinematics data of subject in motion.

Realization of a system that could measure, collect and interpret subject's antropometric and kinematics data was proposed, with a goal of quantitative analysis and evaluation of movements.

System for kinematics measurement based on active markers and fast industrial cameras was developed. Super-resolution marker model was derived, which provides reconstruction of a marker position in space with the error lower than 1mm.

Normative for gait that describe normal movement was formed, based on a measurements on large number of healthy subjects by analyzing kinematic data in phase space criterion, new kinematic parameters were introduced, which describe variations from normal gait and detects deviant movements.

Measurement of an antropometric parameters was achieved with the 3D structured light scanner based on modified structured lights. Method for analysis of a point cloud data obtained by the 3D scanner was developed, which was used for estimation of the body antropometric parameters.

Keywords:

Biomechanics, anthropometry, surface reconstruction, kinematics, phase trajectory

Mojim roditeljima.

Mojoj Najdi.

Mojim kolegama.

Sadržaj

1	Uvod	1
1.1	Motivacija	2
1.2	Hipoteza	3
1.3	Opis i metodologija istraživanja	3
2	Biomehanika pokreta	7
2.1	Biomehanika	7
2.2	Inverzna kinematika	10
2.3	Kinematika pokreta	12
2.4	Pregled uređaja i metoda za mjerenje kinematike	16
2.4.1	Goniometri – Elektromehaničko mjerenje	17
2.4.2	Inercijski senzori	18
2.4.3	Optičke metode mjerenja	20
2.4.4	Filtriranje kinematičkih podataka	24
2.5	Analiza pokreta	25
2.6	Antropometrija	27
2.7	Metode ručnog mjerenja	31
2.8	Metode koje se koriste medicinskim dijagnostičkim uređajima	32
2.9	Metode koje se koriste optoelektroničkim uređajima	34
2.10	Eksperimentalne metode mjerenja antropometrijskih parametara	37
3	3D rekonstrukcija	39
3.1	Uvod	39
3.2	Digitalna kamera	39
3.3	Ograničenja digitalnih kamera i projektoru	41
3.4	Model kamere	43

3.5	Kalibracija kamere	47
3.6	Model distorzije leće	47
3.7	Metode kalibracije	49
3.8	Kalibracija sustava za mjerenje kinematike pokreta	50
3.9	Kalibracija 3D skenera	52
4	Sustav za mjerenje kinematike pokreta	55
4.1	Uvod	55
4.2	Korištena oprema	56
4.3	Model markera	60
4.4	Mjerenje i obrada podataka	65
4.5	Rezultati	66
5	Analiza kinematike hoda	69
5.1	Uvod	69
5.2	Korištena oprema	70
5.3	Ispitanici	72
5.4	Priprema za mjerenje	72
5.5	Prva faza mjerenja - mjerenje normalnog hoda i definiranje normativa hoda . . .	73
5.5.1	Opis mjerenja	73
5.5.2	Obrada podataka	74
5.5.3	Rezultati	76
5.6	Druga faza mjerenja - mjerenje simuliranog patološkog hoda i detekcija abnormalnosti u hodu	78
5.6.1	Opis mjerenja	78
5.7	Obrada podataka	78
5.8	Rezultati	82
6	Sustav za mjerenje antropometrijskih parametara čovjeka	85
6.1	Uvod	85
6.2	Mjerenje metodom uranjanja	86
6.3	Mjerenje 3D skenerom	87
6.3.1	3D skener sa strukturnim svjetlima	88
6.3.2	Izrada 3D skenera	92
6.3.3	Ispitanici	92

6.3.4	Rekonstrukcija površine i segmentacija	93
6.3.5	Izračun antropometrijskih parametara segmenta	95
6.4	Testiranje točnosti sustava	96
6.4.1	Testiranje točnosti sustava nad umjetnim objektima	97
6.4.2	Testiranje točnosti sustava nad umjetnim segmentom ljudskog tijela (pod- laktica ruke)	100
6.4.3	Mjerenje antropometrijskih parametara na živim ispitanicima	102
6.4.4	Usporedba projiciranih struktura	106
7	Zaključak	109
7.1	Doprinos disertacije	112
7.2	Smjernice za daljni rad	112
	Literatura	115

Popis tablica

4.1	Rezultati točnosti u statičkim uvjetima za x-os, y-os, z-os te 3D prostoru sa i bez algoritma za "subpiksel" detekciju	67
6.1	Osnovni antropometrijski podatci za osam ispitanika	93
6.2	Usporedba pogreške mjerenja etalona pomoću klasičnih struktura i novo predloženi struktura	99
6.3	Usporedba rezultata mjerenja pogreške za skeniranje cilindra korištenjem standardne i nove strukture u kompleksnim uvjetima, SSS - Standardna strukturna svjetla, MSS - Modificirana strukturna svjetla	101
6.4	Usporedba antropometrijskih podataka za cijeli segment (masa i lokacija centra mase) dobivene metodom uranjanja, 3D skenerom i antropometrijskim tablicama	105

Popis slika

1.1	Ekspertni sustav za mjerenje i analizu antropometrijskih parametara (lijevo) i kinematike pokreta čovjeka (desno)	4
2.1	„Stick dijagram“ tijela u pokretu za jedan korak (lijevo), pojednostavljeni model tijela koji se sastoji od sedam segmenata -„seven-link-model“ (desno)	8
2.2	Ispitanik sa ilustriranim ravninama tijela i ucrtanim koordinatnim sustavom vezanim za njegov centar mase	9
2.3	Dijagram toka koji opisuje izračun pokretačkih sila pomoću inverzne kinematike	10
2.4	Definicija kutova koje zatvaraju segmenti tijela sa koordinatnim sustavom	15
2.5	Elektromehanički goniometar sa potencijometrima (lijevo) [1], fleksibilni elektrogoniometar koji radi na principu tenzometrije (desno)	18
2.6	Inercijski senzori pokreta Xsens postavljeni na leđima ispitanika (lijevo), dva senzora sa centralnom jedinicom (desno)	19
2.7	Vicon sustav za mjerenje sa izdvojenom kamerom (lijevo) i Optotrak sustav sa izdvojenim trostrukim markerom (desno)	23
2.8	Lociranje centra mase segmenta koji je podjeljen na odsječke mase m_i na udaljenosti x_i od zgloba	29
2.9	Mjerenje distribucije mase pomoću γ -ray skenera	32
2.10	Mjerenje distribucije gustoće DXA uređajem (lijevo), rekonstruirani model distribucije mase tijela (desno) [2]	33
2.11	Princip rada laserskog 3D skenera sa jednim izvorom (laserskom linijom) i detektorom	35
2.12	Primjer nekoliko struktura koje projiciraju skeneri sa strukturnim svjetlima	36
2.13	Sustav za mjerenje parametara tijela pomoću više kamera. Izdvojena silueta natkoljenice (lijevo), princip rada sustava (desno)	37
2.14	Eksperimentalne metode mjerenja antropometrijskih parametara. Intellifit radio skener (lijevo), TOF skener (desno)	38

3.1	CCD čip koji se koristi u Nikon DSLR foto aparatima	40
3.2	Princip kojim digitalna kamera hvata sliku objekta iz prirode	41
3.3	Objašnjenje efekta prelijevanja intenziteta piksela sa jedne linije (lijevo) ili serije linija (desno). Zbog lakše ilustracije osvijetljena linija je označena crnom bojom .	42
3.4	Centralna projekcija	44
3.5	Rekonstrukcija položaja točke u prostoru u slučaju kada se položaj točke na slici kamere ne može točno odrediti	46
3.6	Slijed slika kvadratnih uzoraka na kalibracijskoj ploči (šahovnica) korišten za kalibraciju kamere	49
3.7	Dijagram toka koji opisuje postupak kalibracije sustava za mjerenje kinematike .	50
3.8	Kompletni model distorzije leće kamere dobiven Matlab calibration toolbox-om .	51
3.9	Kalibracija 3D skenera skeniranjem objekta poznate konfiguracije	52
4.1	Intenzitet markera s obzirom na upadni kut pri čemu je marker udaljen 4 m od kamere (lijevo), intenzitet markera s obzirom na promjenu udaljenosti (desno) . .	57
4.2	Dimenzije aktivnog markera (lijevo), marker pričvršćen na kažiprst (desno) . . .	57
4.3	Komponente sustava za mjerenje kinematike koji se sastoji od dvije kamere (Kamera 1 i Kamera 2), računala i 10 markera (M1 .. M10) postavljenih na tijelo ispitanika	58
4.4	Koordinatni sustav (lijevo) i objekt sa ugrađenim markerima koji je korišten za kalibraciju (desno)	59
4.5	Grafičko korisničko sučelje programa za mjerenje i analizu kinematike pokreta .	60
4.6	Uvećani prikaz markera sa vidljivim promjenama intenziteta na rubovima.	61
4.7	Predloženi 3D model markera baziranog na LED svjetiljkama u vidljivom spektru	62
4.8	Distribucija svjetlosnog intenziteta markera promatrana s obzirom na središta markera prema njegovim rubovima	63
4.9	Pogreška određivanja položaja markera prikazana odvojeno za X, Y i Z osi te ukupna pogreška u prostoru	67
5.1	Ispitanik na motoriziranoj hodalici stoji u uspravnom i anatomski neutralnom položaju. Označene su lokacije deset markera (M1 ... M10) postavljenih na tijelo ispitanika	71
5.2	Dijagram toka koji opisuje pripremu za mjerenje i prvu fazu mjerenja s kojom se dobiju normativi hoda na motoriziranoj hodalici	73

5.3	Vizualizacija putanje petnog markera u X-Z ravnini za nekoliko koraka (gore) i kretanje istog markera u Z osi za jedan korak, s obzirom na vrijeme (dolje)	75
5.4	Usporedba kinematike kuka, koljena i gležnja za hod na motoriziranoj hodalici (puna linija) i njihove devijacije (zatamnjeno područje) sa podacima (isprekidane linije) za hod po stabilnoj podlozi. Na grafovima su označene faze hoda (1) inicijalni kontakt petom, (2) odgovorno opterećenje, (3) međufaza, (4) završna faza, (5) predzama, (6) inicijalno njihanje, (7) međunjihanje, (8) završno njihanje	77
5.5	Dijagram toka koji opisuje postupak mjerenja i analize abnormalnog hoda	78
5.6	Primjer fazne krivulje koja opisuje odnos kuta, kutne brzine i kutne akceleracije zgloba za puni korak	79
5.7	Primjer rezultata E_n koljena isputanika 7, za normalni hod pri 5 km/h (isprekidana linija) i abnormalni hod (puna linija) pri istoj brzini	80
5.8	Zatvorena fazna krivulja koja opisuje odnos kuta kuka i koljena. Označeni su vektori od centralne točke do krivulje normativnog hoda (isprekidana linija) i analiziranog hoda (puna linija) za n-ti uzorak hoda	81
5.9	Rezultati kinematičke analize hoda, a) $E_{n\text{ kuk}}$, b) $E_{n\text{ koljeno}}$, c) $E_{n\text{ gležanj}}$, d) Fazni pomak PS_n	83
5.10	Rezultat analize hoda prikazan kao graf faktora koraka GF_n , primjećuju se dva dominantna vrha u međufazi i međunjihanju hoda	83
6.1	Mjerenje antropometrijskih parametara segmenta podlaktice metodom uranjanja .	87
6.2	Dijagram toka koji opisuje proces mjerenja antropometrijskih parametara	88
6.3	Mjerenje 3D skenerom koji se koristi strukturnim svjetlima, na slici su označene triangulacijske točke	89
6.4	Usporedba projiciranih binarnih struktura 3D skenera ($f1 \dots f13$) i linija ($F1 \dots F8$), u usporedbi sa binarnim strukturama klasičnog skenera ($f1 \dots f15$)	91
6.5	Projiciranje linije kako ih vidi kamera (lijevo) i rekonstruirane površine (desno) .	94
6.6	3D model ruke u potpunosti rekonstruiran od dvaju polu-modela ruke	96
6.7	Konfiguracija osam jednostavnih objekata korištenih za testiranje točnosti sustava (lijevo), kalibracijski objekt sa 15 ključnih točaka (desno)	97
6.8	Pogreške rekonstrukcije objekta prikazane izdvojeno za osi X, Y i Z	98
6.9	Distribucija pogreške skenera u Z osi	99
6.10	Testiranje osjetljivosti sustava na male promjene položaja snimanog objekta uzrokovanih vibracijom	100

6.11	Volumna distribucija umjetnog segmenta mjerena metodom uranjanja (puna plava linija) i 3D skenerom (isprekidana crvena linija)	101
6.12	Distribucija pogreške za mjerenje umjetne podlaktice	102
6.13	Usporedba rezultata mjerenja za osam ispitanika metodom uranjanja (isprekidana plava linija) i 3D skenerom (puna crvena linija)	104
6.14	Graf pogreške mjerenja volumena za osam ispitanika, mjereno u inkrementima od 1cm	105
6.15	Usporedba rezultata za distribuciju volumena podlaktice, dobivena metodom uranjanja te 3D skena sa klasičnom i modificiranom strukturom svjetla.	106

Popis oznaka

3D Three-dimensional space - *Trodiemenzionalni prostor*
BMI Body Mass Index - *Indeks tjelesne mase*
CAESAR Civilian American and European Survey
CCD Charge-Coupled Device
CMOS Complementary Metal–Oxide–Semiconductor
CT Computed Tomography - *Računalna tomografija*
CV Computer Vision - *Računalni vid*
DLP Digital Light Processing
DLT Direct Linear Transformation - *Direktna linearna transformacija*
DPIV Digital Particle Image Velocimetry - *Mjerenje brzine čestica iz digitalne slike*
DSLR Digital Single-Lens Reflex - *Digitalni jednooki zrcalni*
DXA Dual-energy X-ray Absorptiometry
EMG Electromyography - *Elektromiografija*
FPS Frames per second - *Slika po sekundi*
GDI Gait Deviation Index - *Indeks devijacije hoda*
GGI Gillette Gait Index - *Gillette indeks kvalitete hoda*
GPS Gait Profile Score
GVS Gait Variable Scores
HAT Head-Arms-Trunk - *Glava-ruke-trup*
HCI Human–Computer Interaction - *Interakcija čovjeka i stroja*
ISB International Society of Biomechanics
IC Infra Crveno
LADAR Laser Detection and Ranging - *Laserska detekcija i određivanje udaljenosti*
LCD Liquid Crystal Display - *Displej sa tekućim kristalima*
LED Light Emitting Diode - *Dioda koja emitira svjetlo*
MAP Movement Analysis Profile
MPix Million pixels - *Milijun piksela*
MRI Magnetic Resonance Imaging - *Magnetska rezonanca*
NASA National Aeronautics and Space Administration
PC Personal Computer - *Osobno računalo*
RAID0 Redundant Array of Independent Disks

RAM Random Access Memory - *Memorija sa slučajnim pristupom*
RMSE Root Mean Square Error - *Korijen srednje kvadratne pogreške*
ROI Region of interest - *Područje interesa*
TOF Time Of Flight - *Vrijeme preleta*
VGA Video Graphics Array -*rezolucija 640 x 480 piksela*
QVGA Quarter Video Graphics Array -*rezolucija 320 x 240 piksela*
XGA Extended Graphics Array -*rezolucija 1024 x 768 piksela*

Poglavlje 1

Uvod

Biomehanika ljudskih pokreta interdisciplinarna je znanost koja ih opisuje, analizira i u konačnici ocjenjuje. Promatra se široki spektar pokreta, pri čemu se jednaka važnost daje analizi jednostavnih pokreta kao što su hod ili ustajanje, ali i analizi brzih i kompleksnijih pokreta vrhunskih sportaša. Prije uvođenja modernih sustava za mjerenje, jedini način ocjenjivanja kvalitete nečijeg pokreta proizlazio je iz njegovog vizualnog promatranja ili subjektivne analize primitivnih oblika zapisa mjerenja. Iskusni istraživač može analizirati kinematiku pokreta tijela već na temelju takvih primitivnih zapisa, i tako donijeti brzu subjektivnu odluku o kvaliteti hoda. Međutim, napredak mjerne tehnike i potreba za uniformnom objektivnom analizom pokreta čini dosadašnju primjenu osnovnih kinematičkih parametara (pomak, brzina i ubrzanje) nedovoljnom za bilo kakvu kvalitetnu analizu.

Ljudski su pokreti su određeni i ograničeni pravilima fizike. Mogu se opisati pomoću Newtonovih i Newton-Eulerovih zakona, odnosno skupom diferencijalnih jednadžbi koje uključuju sile i momente, dostupne kinematičke podatke te inercijska svojstva tijela. Kada su dostupni kinematički podaci pokreta i antropometrijski parametri tijela, mogu se izračunati sile i momenti koji uzrokuju promatrani pokret. Takva se analiza naziva inverzni dinamički problem, i od ključne je važnosti za istraživanje u biomehanici. Mana postojećih sustava za analizu pokreta je njihovo isključivo ograničenje na mjerenje kinematike, zbog čega nisu u mogućnosti koristiti individualizirane antropometrijske parametre i tako izvršiti kompletnu analizu pokreta.

Komercijalne sustave korištene za mjerenje i analizu kinematike ljudskog pokreta u opremljenijim biomehaničkim laboratorijima karakterizira visoka točnost, efikasnost mjerenja ali i visoka cijena. Zbog tog razloga većina istraživačkih laboratorija nije u mogućnosti posjedovati takve sustave kao dio standardne opreme te imati osobu obučenu za rad nad njima. Pokazala se potreba da se i u drugim neistraživačkim ustanovama omogući efikasno analiziranje pokreta, u

svrhu praćenja procesa rehabilitacije bolesnika ili treninga sportaša.

1.1 Motivacija

Primijećen je veliki nesrazmjer u korištenju složenih metoda analize pokreta između opremljenijih istraživačkih laboratorija i drugih manje opremljenih laboratorija. Spomenuti je problem postojao i u LaBACS-u (Laboratoriju za biomehaniku, automatiku i sustave pri Fakultetu za elektrotehniku, strojarstvo i brodogradnju Sveučilišta u Splitu) u kojem su do sada realizirani kvalitetni programi za modeliranje i simulaciju pokreta, pri čemu je provjera dobivenih rezultata izvršena uspoređivanjem s podacima dostupnim iz literature ili mjerenjima napravljenim u inozemnim laboratorijima. Kako bi laboratorij mogao u potpunosti samostalno analizirati individualni čovjekov pokret, trebao bi posjedovati kompletan autonomni sustav koji će omogućiti prikupljanje cjelokupnog skupa potrebnih podataka, njihovu analizu i u konačnici interpretaciju.

Izgradnja kompletnog sustava za mjerenje svih parametara potrebnih za objektivnu analizu pokreta znatno bi unaprijedilo mogućnosti Laboratoriju za biomehaniku, automatiku i sustave. Osim unaprijeđenija mogućnosti laboratorija, razvijeni sustav ima primjenu u svim područjima gdje je potrebno objektivno analizirati ljudske pokrete. Moguće primjene, osim u istraživanju biomehanike, su napredni treninzi sportaša, praćenje napretka rehabilitacije pacijenta te u ergonomiji.

Temeljni zahtjev za uspješno istraživanje biomehanike pokreta, odnosno razvoja ekspertnog sustava za analizu pokreta jest poznavanje matematičkog modela čovjeka u pokretu. Mehanizam pokreta predstavlja složeni mehanički sustav za čiji su izračun potrebni podaci o inercijskim karakteristikama tijela (antropometrijski podaci) kao i opis kinematike pokreta promatranog tijela. Ukazano je na potrebu osmišljanja i realizacije kompletnog ekspertnog sustava za mjerenje i analizu pokreta koji će objединiti sustav za mjerenje antropometrijskih parametara čovjeka i sustav za mjerenje kinematike pokreta.

U kliničkoj praksi, hod je do sada analiziran uglavnom subjektivno, te su do sada provedene analize u osnovi kvalitativne. Zaključci o nečijem hodu izvodili su se promatrajući spadaju li parametri ispitanika u predefinirano područje koje je određeno kao normativno. Međusobni odnosi i utjecaji između parametara nisu se razmatrali. Glavni je nedostatak takvih metoda nemogućnost detekcije točnog tipa abnormalnosti.

Pokazao se veliki interes za metodom koja može odrediti kinematičke parametre na temelju kojih se može zaključiti je li hod pojedine osobe u granici normativa zadanog hoda. Potrebno je definirati nekoliko novih kinematičkih parametara, koji mogu biti korišteni u kliničkoj praksi,

kako bi se pomoglo u detekciji abnormalnosti za vrijeme hoda pacijenta, te za detekciju faza hoda u kojima dolazi do abnormalnosti.

1.2 Hipoteza

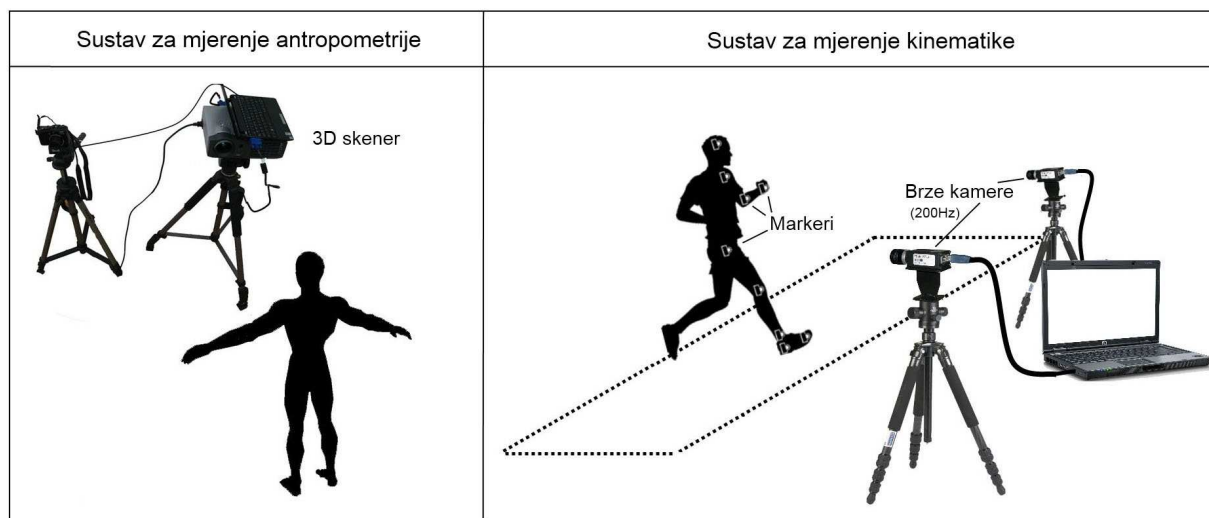
Devijacije u kretanju i ograničenja pri pokretima, sve su više prisutne kod populacije različite starosne dobi. Detektiranjem abnormalnosti pokreta te intervencijom u obliku fizikalne terapije ili adekvatne sportske aktivnosti mogu se izbjeći daljnja pogoršanja. Stoga je predložen razvoj i realizacija sustava koji će mjeriti, prikupljati i interpretirati antropometrijske parametre i kinematičke podatke ispitanika u pokretu, s ciljem kvantitativnog vrednovanja pokreta.

Mjerenjem podataka na većem broju zdravih ispitanika napravljeni su normativi kretanja koji opisuju normalni pokret na motoriziranoj hodnici. U primjeni se sustavom mogu izmjeriti podaci o pokretu pojedinog ispitanika, izvršiti analiza i usporediti s normativnim vrijednostima, pri čemu je konačan rezultat analize objektivna ocjena kvalitete pojedinog pokreta te detekcija potencijalne abnormalnosti pokreta.

1.3 Opis i metodologija istraživanja

S obzirom da sustav realiziran u okviru ove doktorske disertacije, objedinjuje dva područja biomehanike čovjeka (mjerenja kinematike pokreta i antropometrijska mjerenja), istraživanje je usmjereno u dva pravca.

Prvi pravac istraživanja, usmjeren je na osmišljavanje i realizaciju podsustava za snimanje kinematike pokreta, koji je temeljen na optoelektroničkim komponentama, slika 1.1 desno. Sustavi koji koriste optoelektroničke komponente imaju mnoge prednosti, među kojima su mogućnost postizanja visoke rezolucije i brzine snimanja, te jednostavna uporaba. Snimanje čovjeka u pokretu je realizirano primjenom aktivnih (**LED** eng. Light Emitting Diode - *Dioda koja emitira svjetlo*) markera malenih dimenzija, prilijepljenih na površinu tijela ispitanika. Realizirani sustav za 3D snimanje pokreta koristi dvije sinkronizirane kamere i skup od 10 aktivnih markera. Početna rezolucija raspoloživih kamera iznosi 0.3 **Mpix**, što ne omogućuje dovoljno veliku točnost lociranja markera u prostoru. Stoga je izvršena detaljna analiza svojstava markera kako bi se predložio i uveo superrezolucijski model markera, pomoću kojeg se postiže veća rezolucija i točnost sustava. Iz snimki s dvije kamere rekonstruiraju se točne prostorne koordinate svih markera čime se dobivaju 3D putanje segmenata tijela na koje su markeri pričvršćeni. Preciznost i točnost podsustava testirana je u statičkim uvjetima, pri čemu su uspoređivani položaji



Slika 1.1: Ekspertni sustav za mjerenje i analizu antropometrijskih parametara (lijevo) i kinematike pokreta čovjeka (desno)

markera na predefiniranim tj. poznatim prostornim lokacijama s položajima markera snimljenim pomoću razvijenog sustava za mjerenje kinematike pokreta. Nadalje, točnost sustava ispitana je u dinamičkim uvjetima, mjerenjem parametara hoda na 30 ispitanika na motoriziranoj hodali. Na temelju rezultata mjerenja na zdravim ispitanicima definirani su normativi zdravog tj. normalnog hoda. Dobiveni normativi primjenjeni su u daljnjoj analizi pokreta s ciljem detekcije abnormalnosti pokreta. Definirani su i detaljno objašnjeni novi kinematički parametri pomoću kojih je moguće kvantitativno detektirati abnormalnost pokreta, odnosno utvrditi odstupanje abnormalnosti hoda od normativa zdravog tj. normalnog hoda.

Drugi pravac istraživanja usmjeren je na osmišljavanje i realizaciju podsustava za mjerenje i određivanje antropometrijskih parametara čovjeka koji uključuju masu, duljinu, te položaj centra mase svakog pojedinog, izdvojenog segmenta ljudskog tijela. U tu je svrhu izrađen tzv. 3D skener, koji se sastoji od računala, digitalne kamere i projektor, slika 1.1 lijevo. Polazi se od temeljne ideje da se korištenjem kamere kao pasivnog senzora i projektor kao aktivnog senzora, realizira stereovizijski sustav koji je u mogućnosti u kratkom vremenu skenirati odabrani segment tijela, analizirati snimku i izraditi 3D volumni model segmenta. Rezultat snimanja 3D skenerom je skup koordinata nekoliko desetaka tisuća točaka, tzv. oblak točaka, koji predstavlja površinu snimanog segmenta. Model svakog izdvojenog segmenta analiziran je algoritmom koji izračunava raspodjelu volumena, odnosno mase segmenta uzduž njegove glavne osi, nakon čega se izračunavaju ostali antropometrijski parametri. Točnost mjerenja 3D skenera testirana je na umjetnim objektima, poznatih dimenzija i oblika, te naknadno na živim ispitanicima. Rezultati

dobiveni mjerenjima na ljudima, uspoređeni su s antropometrijskim podacima iz standardiziranih antropometrijskih tablica dostupnih iz literature te referentnom ručnom metodom mjerenja. Programska podrška za razvijene algoritme realizirana je u MATLAB programskom paketu, kako bi se omogućilo jednostavno unaprjeđenje i nadogradnja podsustava, te implementacija i brže testiranje novih algoritama.

Poglavlje 2

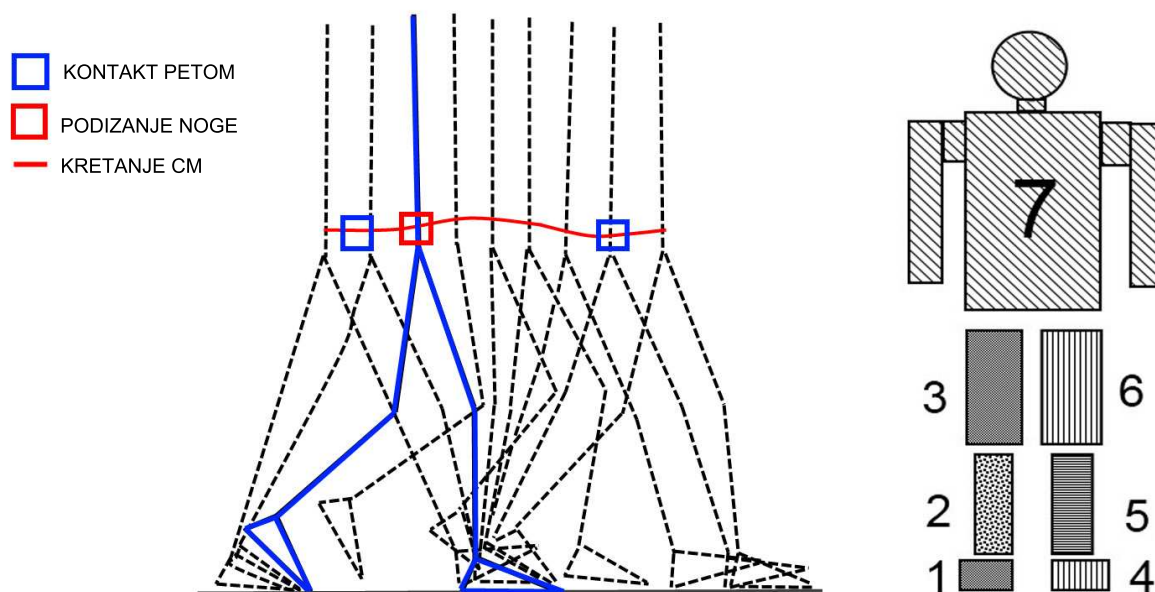
Biomehanika pokreta

2.1 Biomehanika

U široki pojam biomehanike spadaju znanja fizike, kemije, i psihologije, dok je primarni interes aplikacija mehanike na biološke sustave. U analizu je uključen široki spektar ljudskih pokreta, od jednostavnog hoda ili dizanja tereta, pa sve do kompleksnih pokreta vrhunskih sportaša. Potpuno isti fizički i biološki principi vrijede u svim analiziranim slučajevima. Skupine istraživača, koje su primarno uključene u analizu pokreta te imaju interesa u biomehanici su ortopedi, sportski treneri, stručnjaci za terapiju i rehabilitaciju, fizijatri, protetičari i dizajneri sportske opreme.

Prva istraživanja vezana uz biomehaniku imala su samo jednu svrhu: opisati promatrani pokret. Tako je jedina moguća ocjena, prije uvođenja modernih sustava za mjerenje, proizlazila iz vizualnog promatranja pokreta ili promatranja zapisa izmjerenih podataka. Mjereni podaci mogu biti prikazani u nekoliko oblika, pri čemu se najčešće koriste krivulje i grafovi koji prikazuju koordinate tijela u pokretu, razni dijagrami kao i numerički iznosi brzina i pomaka zapisani u tabličnom obliku. Jedan od najranijih grafičkih opisa pokreta je takozvani "stick dijagram", slika 2.1. On opisuje pokrete tijela u samo jednoj ravnini tako da se svaki kruti segment pokretnog tijela zamjeni jednom linijom određene dužine. Iskusni istraživač već na temelju "stick dijagrama" može analizirati brzine i akceleracije, kojima se pojedini segmenti tijela kreću u prostoru. Međutim, analiza osnovnih kinematičkih parametara (pomaka, brzine i akceleracije) nije dovoljna za kvalitetnu objektivnu analizu pokreta.

Temeljni zahtjev za uspješno istraživanje biomehanike pokreta, odnosno razvoja ekspertnog sustava za analizu, jest poznavanje matematičkog modela čovjeka u pokretu. Mehanizam pokreta predstavlja složeni mehanički sustav te se ovisno o primjeni ili složenosti može se modelirati na više načina [3, 4, 5]. Tijelo u pokretu modelira se kao sustav spojenih čvrstih segmenata (link



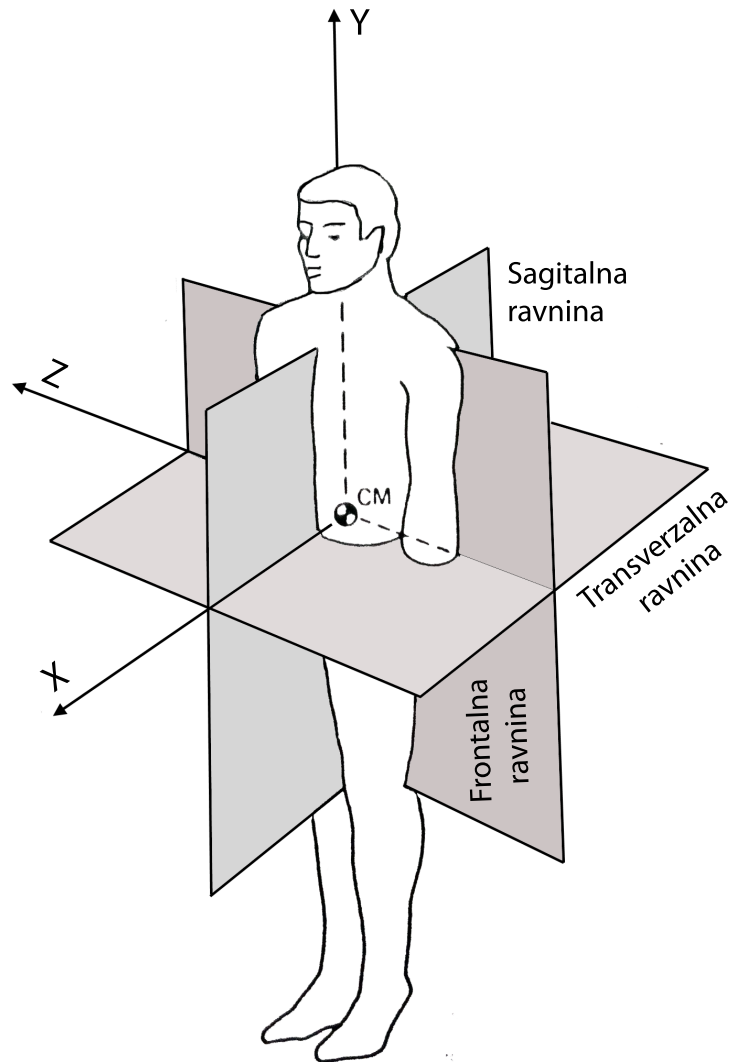
Slika 2.1: „Stick dijagram“ tijela u pokretu za jedan korak (lijevo), pojednostavljeni model tijela koji se sastoji od sedam segmenata - „seven-link-model“ (desno)

segment model), pri čemu se koristi pretpostavka o rigidnosti segmenata. Osim toga, potrebno je odlučiti hoće li analizirani model biti promatran u dvije ili tri dimenzije. Ljudski je pokret u svojoj prirodi trodimenzionalni događaj, koji se istovremeno odvija u sagitalnoj, transversalnoj i frontalnoj ravnini, slika 2.2. Osnovna je hipoteza ranijih studija, da se svi važni mehanički događaji odvijaju u sagitalnoj ravnini, a da događaji izvan sagitalne ravnine ne utječu značajno na dinamiku tijela u toj ravnini [6].

Mnogi se patogeni pokreti mogu promotriti tek izvan sagitalne ravnine, te je prilikom analize patološkog hoda potrebno napraviti potpunu analizu pokreta u sve tri ravnine. Kompleksnost modela ovisi o tome na koliko je segmenata tijelo ispitanika podijeljeno. U praksi se uzima što je moguće jednostavniji model za opseg studije. Uobičajeno je da se koristi jednostavniji model sa sedam segmenata (seven link model), po tri segmenta za svaki ekstremitet dok je ostatak tijela povezan u takozvani **HAT** (eng. Head-Arms-Trunk - *Glava-ruke-trup*) segment. Model tijela podijeljen u sedam segmenata ilustriran je na desnoj strani slike 2.1.

Koordinatni sustav u kojemu su opisani pomaci, može biti relativni ili apsolutni, pri čemu se kod relativnog koordinatnog sustava segmenti promatraju u odnosu na anatomske koordinatni sustav, definiran za svaki segment posebno. **ISB** (International Society of Biomechanics) izdao je preporuke za definiciju koordinatnih sustava, one su opisane u radu Ge Wu [7]. Određivanje koordinatnog sustava za pojedini zglob, prema navedenim preporukama, može se odrediti iz **CT**

snimki, što omogućava ispravan izračun kinematičkih podataka, oslanjajući se prvenstveno na geometriju kostiju [8].



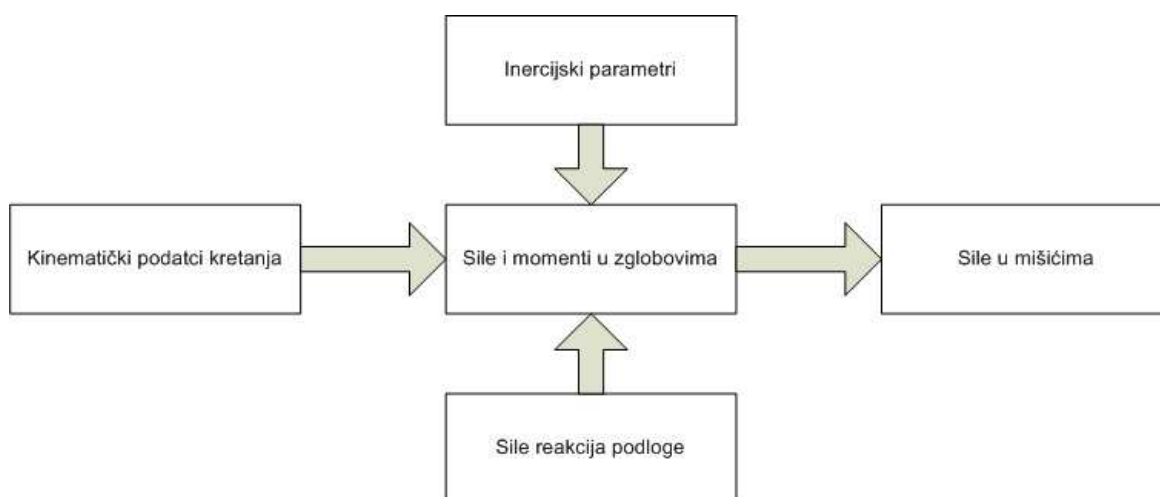
Slika 2.2: Ispitanik sa ilustriranim ravninama tijela i ucrtanim koordinatnim sustavom vezanim za njegov centar mase

Apsolutni koordinatni sustav vezan je uz vanjski referentni sustav. U praksi je uobičajeno korištenje nekoliko referentnih sustava, pri čemu je u biomehanici najčešće korišten sustav sa X osi usmjerenom u smjeru kretanja ispitanika, Y osi usmjerenom prema gore, i Z osi usmjerenom bočno. Ova standardna konvencija, zajedno sa prikazanim ravninama ilustrirana je na slici 2.2. Pozitivni iznosi pomaka, brzina i akceleracija također su u smjeru navedenih osiju. Slično razmatranje vrijedi i za kutove koje pojedini segmenti zatvaraju s koordinatnim sustavom, pri čemu

se dogovorno moraju odrediti nulta referenca i pozitivan smjer za svaki zglob.

2.2 Inverzna kinematika

Ljudski su pokreti određeni i ograničeni pravilima fizike. Opisuju se pomoću Newtonovih i Newton-Eulerovih zakona. Pokret se tako modelira skupom diferencijalnih jednačbi, koje uključuju sile i momente, dostupne kinematičke podatke te inercijska svojstva tijela. Te se jednačbe mogu riješiti za kinematiku (direktni dinamički pristup) ili za pokretne sile (inverzni dinamički pristup). Ako su dostupni kinematički podaci, mogu se izračunati sile i momenti u zglobovima koji uzrokuju promatrani pokret, takva se analiza naziva inverznim kinematičkim problemom, i od ključne je važnosti za istraživanje u biomehanici. Spomenutom se metodom izračunavaju reakcijske sile i momenti u zglobovima, koji se ne mogu izmjeriti drugim metodama, ali se izračunavaju i se sile koje vladaju u svakom pojedinačnom mišiću. Navedeni je postupak ilustriran dijagramom toka na slici 2.3. Izračun sila pojedinih mišića se može dodatno potvrditi mjerenjem elektromiografa. Inverzni dinamički pristup koristi se u analizi zdravog i patološkog hoda. Analiza je usmjerena na unaprjeđenje našeg shvaćanja mehanizma, uključenog u kontrolu ljudskog pokreta i za analizu te dijagnozu patoloških utjecaja koje rezultiraju abnormalnim pokretom.



Slika 2.3: Dijagram toka koji opisuje izračun pokretačkih sila pomoću inverzne kinematike

Matematički model čovjeka pri hodu u potpornoj fazi hoda dan je u obliku Lagrangeovih diferencijalnih jednačbi [4] 2.1:

$$[\Gamma] = [I] \cdot [\ddot{\Theta}] + [B] \cdot [\dot{\Theta}^2] + [G] \quad (2.1)$$

pri čemu je:

Γ Matrica aktivnih momenata

I Matrica inercije

B Matrica momenata centripetalnih sila

G Matrica momenata gravitacije

Θ Matrica poopćenih koordinata ($\Theta, \dot{\Theta}, \ddot{\Theta},$)

Na prvi se pogled može zaključiti da su za izračun potrebni podaci o inercijskim karakteristikama tijela (matrica $[I]$), kao i poopćene koordinate, koje opisuju kinematiku pokreta promatranog tijela. Izdvajanjem jednog člana matrice inercije $[I]$ u relaciju 2.2

$$I_{13} = m_3 \cdot l_3 \cdot a_3 \cdot \cos(\Theta_1 - \Theta_5) \quad (2.2)$$

pri čemu je:

m_3 je masa trupa tijela

l_3 duljina potkoljenice

a_3 položaj centra mase trupa tijela

Θ_1 kut potkoljenice desne noge

Θ_5 kut lijeve noge s obzirom na vertikalnu os

Relacija se sastoji od parametara duljine i mase promatranog segmenta kao i orijentacije segmenta u koordinatnom sustavu. Podaci o masi i duljini segmenta, kao i položaj centra mase dobivaju se individualiziranim antropometrijskim mjerenjem i izračunom. Koordinate kretanja segmenta, i iz njih izvedeni podaci o orijentacijama dobivaju se mjerenjem njihove putanje.

Za potpuni uvid u karakteristike pokreta, njegovu analizu te izračune sila potrebni su ulazni parametri različitih karakteristika:

- Kinematički podaci pokreta
- Kinetički podaci pokreta
- Antropometrijski parametri segmenta tijela
- Elektromiografski podaci u mišićima

Postojeći sustavi za analizu pokreta ograničeni su uglavnom na mjerenje kinematike pokreta te nisu u mogućnosti odrediti individualizirane antropometrijske podatke, osim procjene pomoću antropometrijskih tablica. Ranija anatomska istraživanja nisu smatrana važnima za biomehaniku, međutim, nemoguće je razviti biomehanički model bez poznavanja podataka o masama segmenta, lokaciji centra mase, duljini segmenata, centru rotacije segmenta ili momenta inercije. Uspješnost analize kinematike ili kinetike znatno ovisi i o kvaliteti i iscrpnosti antropometrijskih mjerenja. Za takve ispitanike, gdje možda postoji nesimetrija ili deformacija u mišićnom ili skeletnom sustavu, nije adekvatno koristiti dostupne regresijske jednadžbe namijenjene zdravim ispitanicima. Od istraživača se traži da koriste metode direktnog mjerenja, kao što je mjerenje uranjanjem ili pomoću 3D skenera. Uvođenje komponente za direktno mjerenje antropometrijskih parametara prepoznato je kao ključno unaprjeđenje postojećih sustava za analizu pokreta.

Kinetika pokreta opisuje sile (unutarnje i/ili vanjske) koje uzrokuju pokret. Uzrok unutarnjim silama su mišići, dok se vanjske sile javljaju zbog reakcije podloge ili vanjskih tereta na tijelo u pokretu. Sile reakcije podloge mjere se pomoću platforme sila. To je elektromehanički uređaj koji daje električni signal proporcionalan sili kojom se na njega djeluje. Za mjerenje više koraka koristi se po jedna platforma za svaki kontakt noge i podloge, ili se prilagođava platforma sila za upotrebu na motoriziranoj hodalici [9]. Iskusi istraživač može prepoznati naznake patološkog hoda, već iz samog dijagrama sila (Pedottijev dijagram [6, 10]).

2.3 Kinematika pokreta

Kinematika je izraz koji je usko vezan uz ljudske pokrete, te se bavi detaljnim opisom samog pokreta. Kinematički parametri koji se koriste u opisu kretanja tijela su neovisni o silama koje to kretanje uzrokuju. Podaci o pomacima se mogu uzeti s bilo koje anatomske točke na tijelu (težišta segmenta, centra rotacije, rubova segmenta ili nekih standardiziranih ključnih točaka na tijelu). Da bi se u potpunosti opisalo kretanje jednog segmenta potrebno je poznavati skup od petnaest podataka s obzirom na koordinatni sustav prikazan na slici 2.2.

- položaj
 - x centra mase segmenta
 - y centra mase segmenta
 - z centra mase segmenta
- linearna brzina
 - $\dot{x}$ centra mase segmenta u smjeru X
 - $\dot{y}$ centra mase segmenta u smjeru Y
 - $\dot{z}$ centra mase segmenta u smjeru Z
- linearna akceleracija
 - $\ddot{x}$ centra mase segmenta u smjeru X
 - $\ddot{y}$ centra mase segmenta u smjeru Y
 - $\ddot{z}$ centra mase segmenta u smjeru Z
- kut
 - θ_{xy} koji segment zatvara sa ravninom XY (Sagitalna ravnina)
 - θ_{yz} koji segment zatvara sa ravninom YZ (Frontalna ravnina)
- kutna brzina
 - $\dot{\theta}_{xy}$ segmenta s obzirom na ravninu XY (Sagitalna ravnina)
 - $\dot{\theta}_{yz}$ segmenta s obzirom na ravninu YZ (Frontalna ravnina)
- kutna akceleracija
 - $\ddot{\theta}_{xy}$ segmenta s obzirom na ravninu XY (Sagitalna ravnina)
 - $\ddot{\theta}_{yz}$ segmenta s obzirom na ravninu YZ (Frontalna ravnina)

Treći kut koji opisuje rotaciju tijela je redundantan, jer se orijentacija može u potpunosti opisati u dvije ravnine. Za potpuni opis pokreta ispitanika, ako se promatra kretanje dvanaest krutih segmenata, potrebno je poznavati 180 kinematičkih varijabli (15×12). Prilikom analize kompliciranijih pokreta, analizira se kretanje i više od dvanaest segmenata, što znatno povećava

broj ulaznih varijabli. Zbog toga se raznim pretpostavkama smanjuje njihov broj, reducirajući model tijela (broj segmenata) ili ograničavanjem pokreta u samo jednu ravninu.

Treba uzeti u obzir da su zglobovi kompleksni mehanizmi, te da se centar zgloba (mehanički ili geometrijski) ne može odrediti jednostavnim površinskim mjerenjem. Kompleksnost zglobova kao što je rame, modelira se i sa više od tri stupnja slobode, dok je za najjednostavniji zglob dovoljan jedan stupanj slobode. Zbog kompleksnosti analize, u većini slučajeva se uvode aproksimacije koje ograničavaju kretanje pojedinog zgloba (redukcija stupnjeva slobode).

Ukoliko su poznati podaci koordinata markera ugrađenih na tijelo ispitanika, slika 2.4, mogu se izračunati kutovi koje promatrani segment zatvara sa koordinatnim osima. Jedini zahtjev je da su markeri poravnati sa centralnom osi segmenta, pri čemu nije važno da budu na samim rubovima segmenta. Pojednostavljena relacija za izračun kutova je navedena primjerom za izračun kuta potkoljenice θ_{43} u sagitalnoj ravnini, te je opisana jednačom 2.3:

$$\theta_{43} = \arctg \left(\frac{y_3 - y_4}{x_3 - x_4} \right) \quad (2.3)$$

Pri čemu je:

y_3 i y_4 položaj markera 3. i 4. u smjeru osi **Y**

x_3 i x_4 položaj markera 3. i 4. u smjeru osi **X**

Izračunati kutovi su navedeni u apsolutnom koordinatnom sustavu, koji je potrebno definirati prije početka mjerenja. Ukoliko su poznati kutovi povezanih segmenata, izračunavaju se kutovi koje zatvaraju zglobovi između segmenata.

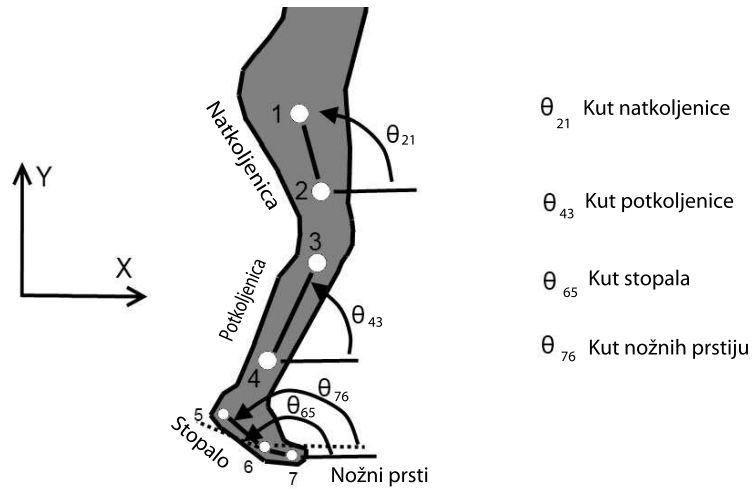
Različite su definicije kutova, te kada i kako je pojedini zglob u fleksiji ili ekstenziji. Kao primjer se navodi kut za koljeno $\theta_{koljeno}$ koji se računa prema jednačbi 2.4

$$\theta_{koljeno} = \theta_{21} - \theta_{43} \quad (2.4)$$

Pri čemu je:

θ_{21} kut segmenta natkoljenice

θ_{43} kut segmenta potkoljenice



Slika 2.4: Definicija kutova koje zatvaraju segmenti tijela sa koordinatnim sustavom

Zapis za kut gležnja je nešto drugačiji, i dobiva se iz relacije 2.5

$$\theta_{glezanj} = \theta_{43} - \theta_{65} + 90^\circ \quad (2.5)$$

Pri čemu je:

θ_{43} kut segmenta potkoljenice

θ_{65} kut segmenta stopala

Osim promatranja promjene kuta zglobova u vremenu, analizira se i linearno gibanje segmenata, tako da se prati kretanje markera postavljenih na segmente. Linearni kinematički podaci se računaju iz filtriranih kinematičkih podataka pomaka, nakon što su uklonjeni šumovi. Brzina markera se računa iz relacije 2.6

$$v_{xi} = \frac{x_{i+1} - x_{i-1}}{2\Delta t} \quad (2.6)$$

Pri čemu je:

x_i položaj markera x u uzorku i

Δt vrijeme uzorkovanja sustava

Ovako napisana brzina predstavlja brzinu između dva uzoraka vremena. Analogno izrazu za izračun linearne brzine, linearna akceleracija se računa prema izrazu 2.7

$$a_{xi} = \frac{v_{i+1} - v_{i-1}}{2\Delta t} \quad (2.7)$$

pri čemu je:

v_i brzina markera x u uzorku i

Tek nakon što se dobije potpuni skup kinematičkih parametara pokreta, može se izvršiti njegova analiza. Kinematički parametri se izračunavaju na temelju mjerenih podataka, upotrebom uređaja i sustava opisanih u sljedećem poglavlju.

2.4 Pregled uređaja i metoda za mjerenje kinematike

Praćenje pokreta u biomehanici podrazumijeva zapisivanje tih istih pokreta, kako bi se oni mogli u realnom vremenu, ili naknadno analizirati. Podaci koji se dobivaju mogu biti jednostavni, kao što su položaji i orijentacije segmenata tijela u prostoru, ali i mnogo kompleksniji opisujući izraze lica ili druge manje deformacije, koje su posljedica kontrakcije mišića [11].

Općeniti zahtjevi za mjerne sustave koji se koriste u biomehanici su:

Neinvazivnost

Od sustava se zahtijeva da minimalno utječe na performanse ispitanika, tako da mu ne ometa prirodne pokrete. Ovaj zahtjev je prilično važan pri mjerenju vrlo brzih ili specifičnih pokreta.

Točnost i pouzdanost

Od sustava se zahtijeva da bude točan i pouzdan u skladu sa zadanim zahtjevima.

Ponovljivost mjerenja i preciznost

Zahtijeva se da se i rezultati podudaraju, ukoliko se mjerenje sa istim postavkama ponovi.

Mogućnost pregleda rezultata u realnom vremenu

Ovo svojstvo nije kritično, ali uvelike pomaže istraživaču da otkrije ako je u procesu mjerenja došlo do pogreške, prije zahtjevnije obrade podataka. Od sustava za mjerenje kine-

matike se očekuje, da može prikazati je li moguća rekonstrukcija mjerenog pokreta bez gubitaka podataka.

Prihvatljiva cijena uređaja

Zbog ograničenih finansijskih mogućnosti većine laboratorija, kriterij cijene je dominantan, te se mnogi istraživači zbog istog razloga odvažaju u izgradnju vlastitog sustava za mjerenje jednom od provjerenih metoda.

Proširivost

Proširivost sustava sa drugim mjernim uređajima koji se koriste u laboratoriju, kao što je platforma sila, elektromiogram ili inercijski senzori. Važna stavka je da se uređaji za vrijeme mjerenja mogu sinkronizirati.

Uređaji i metode koji se u zadnjih nekoliko godina koriste za mjerenje kinematike pokreta se mogu podijeliti u tri velike skupine:

1. Elektromehaničko mjerenje
2. Mjerenje inercijskim senzorima
3. Optičke metode mjerenja

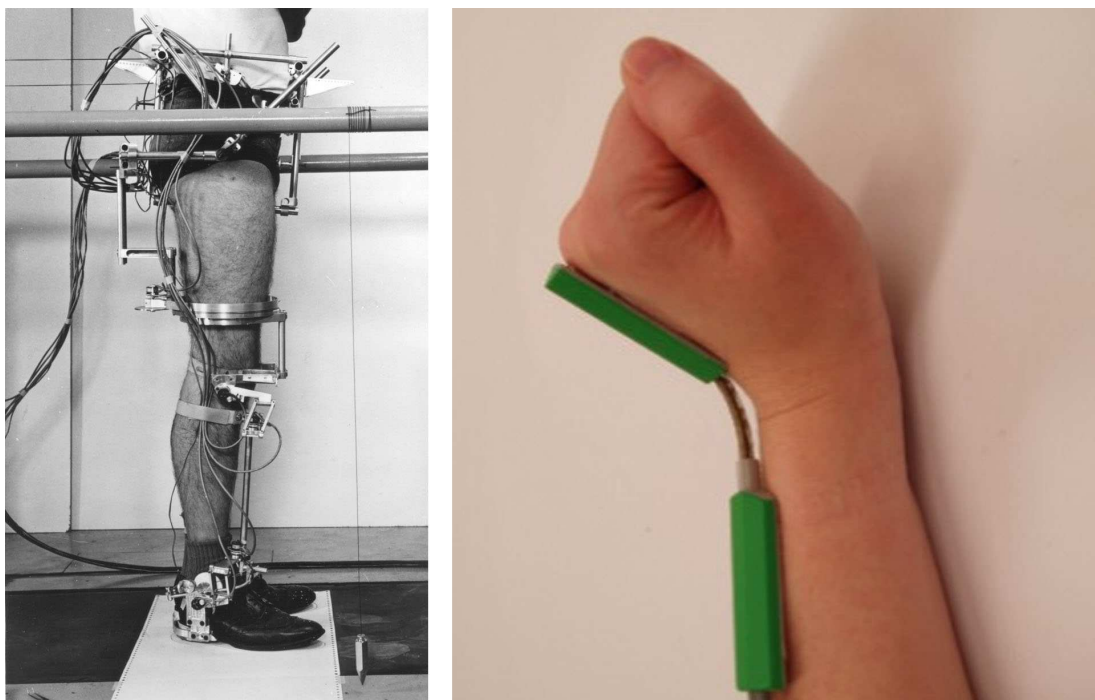
2.4.1 Goniometri – Elektromehaničko mjerenje

Goniometar je električni potenciometar koji se pričvršćuje na mjereni zglob. Goniometri mjere kut zakreta, koristeći mehaničko-električne pretvarače, odnosno rotacijske potenciometre. Izlazni signal izravno odgovara kutu zgloba, i za njega pričvršćenog potenciometra. Za mjerenje ukupnih kinematičkih podataka jednog zgloba, potrebno je postaviti tri međusobno okomita potenciometra, kako bi se postiglo mjerenje svih rotacija u zglobu. Egzoskeletni sustav sa potenciometrima koji mjeri pomake više zglobova cijelog ekstremiteta se kombinira sa prekidačem na peti, kako bi se mogli detektirati trenuci početka i kraja koraka, slika 2.5 lijevo.

Posljednjih nekoliko godina u upotrebi su fleksibilni goniometri bazirani na tenzometriji (eng. "strain gauge"). Mjeri se zakrivljenje opruge u kojoj se nalazi tenzometrijski element, slika 2.5 desno. Prednost ovog tipa uređaja je mnogo manja masa i veličina od klasičnog elektrogoniometra, što omogućava fleksibilnije mjerenje.

Prednosti goniometara su:

- Niska cijena proizvodnje



Slika 2.5: Elektromehanički goniometar sa potencimetrima (lijevo) [1], fleksibilni elektrogoniometar koji radi na principu tenzometrije (desno)

- Izlazni signal direktno odgovara kutu zgloba

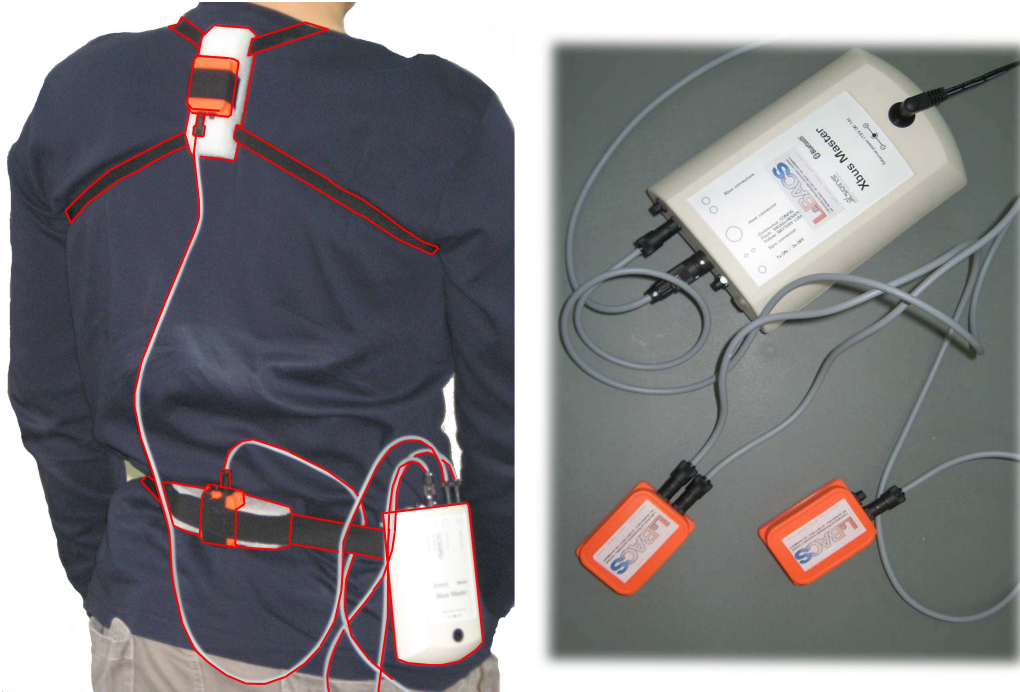
Mane goniometara su:

- Mjeri relativne kuteve zglobova (ne apsolutne)
- Komplicirano postavljanje i prilagodba
- Ometaju pokret ako se na tijelo postavi više goniometara
- Problem mjerenja kuteva u kompleksnijim zglobovima (rame)

2.4.2 Inercijski senzori

U drugu skupinu uređaja za mjerenje kinematike pokreta spadaju inercijski senzori, koji svoj rad temelje na radu akcelerometara, magnetometara i žiroskopa, slika 2.6. Za razliku od optoelektroničkih uređaja ili elektromehaničkih uređaja, inercijski senzori kao osnovni signal ne daju pomak u prostoru, već akceleraciju segmenta na koji je senzor pričvršćen. U principu, ako su početni položaji poznati, moguće je izračunati sve ostale kinematičke podatke numeričkom integracijom

podataka senzora. Problem inercijskih uređaja je izbor filtra, pri čemu neadekvatni filter loše neutralizira pogrešku, koja se manifestira kao pogreška pomaka (drift).



Slika 2.6: Inercijski senzori pokreta Xsens postavljeni na leđima ispitanika (lijevo), dva senzora sa centralnom jedinicom (desno)

Inercijski senzori danas su široko korišteni za praćenje ljudskih pokreta, te se koriste kao osnova za male prijenosne mjerne sustave koji su u mogućnosti cjelodnevno pratiti kretanje ispitanika [12, 13]. Testirana je točnost sustava prilikom mjerenja pokreta, sustav određuje položaj u prostoru sa točnošću od 5 cm te orijentaciju sa točnošću 0.6°

Roetenberg je prezentirao sustav za mjerenje kinematike cijelog tijela, u obliku odijela sa ugrađenim inercijskim sensorima, s kojim se može pratiti kretanje svih relevantnih segmenata tijela uključenih u pokret [14]. Glavna prednost inercijskih senzora je mogućnost mjerenja u velikim prostorima, uključujući mjerenja i na otvorenom, gdje većina optoelektroničkih uređaja prestaje normalno funkcionirati.

Prednosti inercijskih senzora su:

- Prenosivost (mala masa i potrošnja energije)
- Niska cijena proizvodnje
- Mogućnost svakodnevnog korištenja (nošenja)

Mane inercijskih senzora su:

- Pogreška (kod skupljih uređaja je manje vidljiva)

Uređaji koji su po načinu korištenja i ugradnje slični inercijskih sensorima, ali ne rade na istom principu su magnetski senzori. Oni su se prvi put počeli upotrebljavati za praćenje preciznih pokreta glave pilota borbenih aviona i helikoptera. Preciznost magnetskih uređaja je 0.1mm za određivanje položaja i 0.1° za određivanje rotacije u ograničenom prostoru, što je potvrđeno u radu Milne et. al. [15]. U biomehanici se magnetski senzori koriste za mjerenje jednostavnijih pokreta, kao što je praćenje stabilnosti uspravnog stajanja ili precizno mjerenje kretanja jednog segmenta.

2.4.3 Optičke metode mjerenja

Direktno vizualno praćenje, još od doba Aristotela, pa sve do kraja 19. stoljeća bilo je jedini alat za opis i analizu izvršenog pokreta. Posljednjih nekoliko desetljeća primijećen je znatan napredak u mjerenju kinematike pokreta optičkim putem. Sustavi koji se koriste kinematografima, običnim TV kamerama ili kamerama sa višestrukom ekspozicijom su do danas u potpunosti napuštene u ime digitalnih kamera **CCD** (eng. Charge-Coupled Device) ili **CMOS** (eng. Complementary Metal–Oxide–Semiconductor) tipa [16]. Prednost digitalnih kamera je to, što se signal izravno snima na memoriju računala, i tako omogućava brža te fleksibilnija obrada izmjerenih podataka.

Bez obzira na mnoge vidljive nedostatke, optoelektronički sustavi su danas najpopularniji uređaji za praćenje pokreta ljudskog tijela. Uspoređujući se sa drugim tehnologijama, oni nude potpuno funkcionalno rješenje koje omogućava jednostavnu rekonstrukciju u sve tri prostorne dimenzije globalnog koordinatnog sustava. Što je najvažnije, princip rada je jednostavan, te su zbog toga relativno jednostavni za realizaciju. Implementacija optoelektroničkih sustava u stvarnu praksu je rezultirala znatnim unaprjeđenjem u kvaliteti istraživanja u biomehanici, ali i brojnim kliničkim aplikacijama.

Optoelektronički sustavi koriste male markere, koji su stavljani na površinu ljudskog tijela, te skup od dvije ili više kamera za snimanje [10]. Smanjenjem proizvodne cijene, te većom dostupnošću elektroničkih komponenti, postalo je moguće da i manji laboratoriji izgrade vlastiti sustav koji se sastoji od komercijalno dostupnih komponenti, sa točnošću rekonstrukcije unutar jednog centimetra [17, 18]. Program za obradu slike detektira položaje markera, te se kombinacijom položaja markera sa više kamera računa 3D položaj markera upotrebom algoritama za

rekonstrukciju položaja. Jedan od najvažnijih zahtjeva je da sve kamere, kao i aktivni markeri ako su korišteni, budu međusobno sinkronizirani.

Da bi se pravilno izvršilo mjerenje kinematike čvrstog segmenta, potrebno je na njega smjestiti najmanje tri nekolinearna markera. Iz položaja markera se kao rezultat dobiva vektor položaja i matrica rotacija praćenog segmenta. Ukoliko se pretpostavi da ne dolazi do rotacija segmenta u zglobovima, s obzirom na centralnu os, dovoljno je postaviti po dva markera na svaki segment.

Markeri koji se koriste su kružnog ili sfernog oblika, te se izrađuju od 3M Scotch ili sličnog materijala (Primas, Elite, Vicon). U ovu skupinu su nabrojani sustavi, koji se koriste pasivnim markerima. Tijekom mjerenja markeri se mogu osvijetliti **IC** (infra crvenim) stroboskopom, kratki impulsi stroboskopa (u trajanju 2 ms) eliminiraju efekt zamućenja. Napredne digitalne kamere sa elektroničkim zatvaračem se mogu u potpunosti upravljati, dinamički mijenjajući prostor snimanja odnosno **ROI** (eng. Region of Interest) za vrijeme mjerenja.

Ukoliko se provodi 3D mjerenje sa većom geometrijskom preciznošću, potrebno je izvršiti kalibraciju kamere i cijelog mjernog sustava. Prve tehnike su razvijene za zračna snimanja, konstantno se unaprijeđuju i prilagođavaju, uvodeći algoritme za kompleksnije kamere sa promjenjivim parametrima. Kalibracija je važan korak u zadaćama računalnog vida, kao što su metrologija ili 3D rekonstrukcija [19, 20, 21] gdje konačne performanse realiziranog sustava znatno ovise o točnosti izvršene kalibracije. Poznata metoda kalibracije koju je uveo Tsai se i danas koristi, te je osnova za više naprednijih kalibracijskih procedura u računalnom vidu [22].

Točnost optičkih sustava, gdje se položaj markera na slici određuje sa preciznošću unutar 1 piksela nije zadovoljavajuća, te su razvijene metode za superrezolucijsko mjerenje [23, 24]. Navedeno unaprijeđenje znatno povećava točnost realiziranih sustava, uz jedini nedostatak: duže i kompleksnije obrade signala.

Premda je za bilo kakvo mjerenje u 3D prostoru potrebno koristiti najmanje dvije kamere, mogući su i sustavi koji se temelje na samo jednoj kameri kao što je Retro-grade Reflector. **RMSE** (eng. Root Mean Square Error - *Korijen srednje kvadratne pogreške*) koji se koristi za opisivanje točnosti uređaja, za opisani sustav u radnim uvjetima iznosi oko 1 cm, što je u svom radu prezentirao J.T. Weinhandl [23].

U biomehanici se koriste sustavi koji ne prate kretanje markera, već detektiraju konture tijela na temelju čega procjenjuju položaj segmenata tijela, te izračunavaju kinemtičke podatke pokreta. Spomenuti uređaji imaju slabiju točnost i manju frekvenciju uzorkovanja od sustava koji se koriste markerima [25].

Visoko sofisticirani komercijalni sustavi, kao što je Vicon (koji koristi reflektivne pasivne markere) ili Optotrak (koji koriste aktivne markere) se smatraju zlatnim standardom za analizu

ljudskih pokreta u biomehanici. Oba sustava su prikazana na slici 2.7. Točnost Optotrak sustava je testirana u radu Maletsky et. Al. [26], mjereći pokrete dvije rotacijske ploče. Test ovog sofisticiranog komercijalnog sustava je pokazao zavidne rezultate, kutnu točnost od 0.04° i linearnu točnost od 0.03mm. Prezentirani rezultati znatno prelaze potrebe današnjih zahtjeva u biomehanici. Točnost Vicon 460 sustava u kontroliranim laboratorijskim uvjetima, mjerena pomoću robotskog manipulatora je $63 \pm 5\mu m$ [26].

Nabrojani uređaji su postali nezaobilazan instrument u svim laboratorijima ili specijaliziranim klinikama, koji se bave analizom ljudskih pokreta. Komercijalni uređaji nude mogućnosti proširenja i rada sa drugom laboratorijskom opremom, te se u praksi proširuju sa platformama sila, motoriziranim hodalicama ili sa **EMG** (eng. Electromyography - *Elektromiografija*) uređajima [27].

Ograničenje koje je vidljivo kod svih optičkih sustava koji se koriste markerima, je njihovo prekrivanje segmentima tijela, ili međusobno miješanje markera prilikom kompleksnijih pokreta. U određenim vremenskim trenucima, trag markera se može izgubiti što rezultira netočnom ili nepotpunom rekonstrukcijom pokreta. Neki od navedenih problema se mogu objasniti fizičkim nedostacima, koji se mogu nadomjestiti korištenjem više kamera za potpunije vizualno pokrivanje, ili uvođenjem sofisticiranih kamera sa većom rezolucijom, odnosno brzinom snimanja. Dio problema se može riješiti i softverski, implementacijom algoritma za praćenje markera i predikciju njegovog budućeg položaja, što omogućava da se njegov položaj može rekonstruirati i u trenucima kada marker nije vidljiv. Algoritmi za predikciju se temelje na procjeni brzine i akceleracije markera dok je vidljiv, te se predviđa položaj na kojem se on treba pojaviti u sljedećim intervalima vremena. Kalmanov filter je uobičajen u sustavima za optičko praćenje. On procjenjuje varijable mnogo preciznije od procjene temeljene samo na izvornom mjerenju [28]. Drugi problem koji se može navesti je sama priroda aktivnih markera gdje oni zahtijevaju stalno napajanje, te zbog toga moraju biti ožičeni, što negativno utječe na točnost rezultata mjerenja bržih i sofisticiranijih pokreta.

Thomas B. Moeslund je 2006. napravio veliku studiju u kojoj je usporedio mogućnosti i svojstva 352 realizirana sustava za praćenje i mjerenje pokreta [29]. Sličnu studiju je napravio 2001. godine sa sustavima koji su tada bili dostupni [30]. Sustavi koji su razmatrani u studiji, nisu izravno vezani samo uz biomehaniku, već su se koristili u širokom spektru primjena, od praćenja ljudi i sigurnosnih sustava, virtualne stvarnosti, **HCI** (eng. Human-Computer Interaction - *Interakcija čovjeka i stroja*), te raznih sustava koji se koriste u analizi ili dijagnozi. Podijeljeni su prema mogućnostima inicijalizacije sustava i modela čovjeka, mogućnosti praćenja ispitanika nakon automatske ili ručne inicijalizacije, prepoznavanju položaja tijela, izračuna kinematičkih



Slika 2.7: Vicon sustav za mjerenje sa izdvojenom kamerom (lijevo) i Optotrak sustav sa izdvojenim trostrukim markerom (desno)

parametara te mogućnosti raspoznavanja. Slične studije, ali u mnogom manjem obimu su napravili Aggarwal [31] te McGinely [32, 33] za sustave koji se primarno koriste u biomehanici.

U većini slučajeva, markeri koji se zalijepe na površinu kože smatraju se adekvatnom reprezentacijom kostiju, koje se nalaze unutar praćenog segmenta. Činjenica je da postoji relativno pomicanje između kosti i markera, što se naziva artefakt mekanog tkiva [34, 35]. Primarni izvori su inercija markera, deformacija kože, ali i deformacija uzrokovana kontrakcijom mišića. R. Schultz je usporedio kinematiku sustava baziranih na markerima sa flouroskopskim slikama, dokazavši da je najveći izvor pogreške u praćenju koraka nastao u položaju podizanja pete (toe-off position) gdje pogreška iznosi (16.4 ± 16.7 mm). U istom radu prezentirao je da 73% rezultata

daje pogreške veće od 5% između trajektorija markera na koži i markera fiksiranih na kost. Dolazi se do zaključka, da se moraju uzeti u obzir pogreške koje nastaju zbog relativnog gibanja kože.

Gordon je u svom radu analizirao varijabilnost podataka između 24 laboratorija (SMALnet laboratoriji) za istog ispitanika. Pokazalo se da je postavljanje markera najveći izvor varijabilnosti, pri čemu su minimalne razlike uzrokovane preciznošću sustava [36]. Prezentirani rezultati pokazuju da laboratoriji trebaju upotrijebiti standardizirane metode mjerenja, kako bi se umanjila varijabilnost uzrokovana neunificiranim postavljanjem markera od strane ispitivača u većim istraživanjima. Isti zaključak vrijedi za istraživanje provedeno u jednom laboratoriju, pri čemu se pazi da se markeri postavljaju uvijek na iste anatomske ključne točke. LaBACS laboratorij se vodi prema uputama za postavljanje markera opisanim u knjizi „Biomechanics of Human Motion“ [3]. Prednosti optoelektroničkih sustava se navode na kraju poglavlja:

- Svi podaci su u apsolutnom koordinatnom sustavu (definiran kalibracijom sustava)
- Teoretski beskonačan broj markera
- Lagani i mali markeri koji minimalno ometaju korisnika - uspoređujući s drugim metodama
- Niska cijena realiziranog sustava

Mane optoelektroničkih sustava su:

- Problem preklapanja markera
- Problem pri radu na otvorenom

2.4.4 Filtriranje kinematičkih podataka

Osim kod snimanja i analiziranja brzih pokreta (trčanje), za snimanje sporih pokreta u što spada hod, u većini slučajeva je dovoljna kamera sa 24 **FPS** (eng. Frames per second - *Slika po sekundi*) [3]. Promatranjem frekvencijskog spektra kinematičkih podataka hoda, logično se zaključuje da su oni usko vezani uz brzinu hoda (broj koraka u sekundi koje ispitanik vrši). Frekvencije koje se pojavljuju su harmonici osnovne frekvencije (frekvencije zamaha koraka). Kod hoda sa 2 koraka u sekundi (2 Hz), osnovna frekvencija je 1 Hz, te se pronalaze harmonici na 2 Hz, 3 Hz, 4 Hz. Winter je analizirao podatke hoda sa sedam ugrađenih markera, te je zaključio da se najveći harmonici nalaze u podacima za gležanj i palac, te da se 99.7% energije signala sadrži u sedam

nižih harmonika do 6 Hz spektra. Stoga je uobičajeno da se frekvencija kidanja za digitalne filtre kinematičkih podataka namješta na 6 Hz.

2.5 Analiza pokreta

U kliničkoj praksi hod je do sada analiziran uglavnom subjektivno, pri čemu je naglasak istraživanja stavljen na analizu boli koju ispitanik osjeća prilikom pokreta [37]. Gillette Gait Index (**GGI**) kojeg je u svom radu definirao Schuttea [38] je do danas postao jedan od najpopularnijih parametara za kvalitetu hoda u pedijatriji i kliničkoj praksi. Do danas je najkorišteniji alat za subjektivnu ocjenu patološkog hoda i procjenjivanje terapijskog učinka na patološke subjekte [39, 40, 41, 42]. Gait Deviation Index (**GDI**) je nova viševarijabilna mjera ukupne patologije hoda [43]. Definiran je kao skalirana razlika između ocjene 15 ključnih osobina koraka ispitanika te njihovog prosjeka. **GDI** nudi alternativni pristup od **GGI** kao sveobuhvatan indeks patologije hoda, koji u kliničkoj praksi sve više zamijenjuje **GGI**.

Još jedan predloženi indeks kvalitete hoda je Gait Profile Score (**GPS**), koji sumira ukupne devijacije kinematičkih podataka hoda s obzirom na normativne podatke [44, 45]. **GPS** se sastoji od parametara nazvanih Gait Variable Scores **GVS**. Oni su izvedeni iz devet ključnih komponenti kinematičkih varijabli hoda, u praksi poznatih kao kao Movement Analysis Profile (**MAP**). Rezultati istraživanja pokazuju da su sve spomenute metode korisne za ocjenjivanje abnormalnosti pokreta uslijed oštećenja centralnog živčanog sustava, posebice kada se prati napredak pacijenata nakon moždanog udara. Glavni nedostatak spomenutih metoda je nemogućnost detekcije u kojoj fazi koraka se ističe detektirana abnormalnost.

Posljednjih nekoliko godina izvršene su naprednije analize pokreta, pri čemu je hod kvantitativno analiziran, te se određivao utjecaj dobi, spola, starosti, te antropometrijskih parametara na hod [46, 47, 48]. Prva istraživanja su koncentrirana na hod na ravnoj podlozi, kao i na analizu relativno brzih pokreta, kao što je ustajanje, skok ili trčanje. Međutim, uvođenje u upotrebu uređaja kao što je platforma sila, omogućilo je mjerenje minimalnih i jedva uočljivih kretnji, kao i potpuniju analizu kinetike hoda [49]. Zbog ograničenja veličine laboratorija (površine za hodanje), hod preko ravne površine je uglavnom ograničen na nekoliko koraka. Znanstvenici su zaključili da se veliki broj koraka može snimiti i analizirati tako da ispitanik hoda na motoriziranoj hodalici [48, 50, 51, 52, 53]. Naknadno provedene znanstvene studije su potvrdile da postoje male, i najčešće zanemarive razlike u hodu na ravnoj podlozi i motoriziranoj hodalici [54, 55], dok je korist koja se na taj način dobiva višestruko veća. Od najčešćih prednosti se navode mirniji koraci, konstante brzine koraka, ispitanik ne treba pratiti umjetnu liniju, te što je najvažnije,

omogućen je veći broj snimljenih koraka [54, 52, 48].

Oeffinger [56] je analizirao postojanje razlike u kinematičkim i vremensko-prostornim podacima hoda djece sa i bez obuće. Najveća vidljiva razlika je produljenje koraka kada je dijete hodalo sa cipelama, dok su minimalne razlike detektirane u kinematici hoda, i prema autoru se nisu pokazale klinički značajnim. Vjeruje se da je bosonogi hod dovoljan za većinu kliničkih studija, te dodatno ispitivanje kada ispitanici nose cipele nije bilo potrebno. Sukladno navedenom, ispitivanje provedeno u ovom radu je izvršeno za slučajeve kad ispitanici nisu nosili obuću, na taj način eliminirajući moguće probleme koje može izazvati upotreba različitih veličina i tipova obuće.

Abnormalni hod se može simulirati tako se ispitaniku na jedan zglob postavi element za ograničavanje pokreta (čvrsti steznik). Ovom metodom se smanjuje mobilnost zglobova, što rezultira abnormalnim hodom.

Pokazao se veliki interes za metodom koja može proizvesti jedinstvene parametre, i tako odrediti spada li hod pojedine osobe u granicu normativa. Srednje vrijednosti kinematičkih podataka prikazane u obliku krivulja u ovisnosti o vremenu su dostupne za hod nad ravnom podlogom [57] i za hod na motoriziranoj hodalici [58] pri različitim brzinama. Analize provedene u navedenim radovima su u osnovi kvalitativne, te su se zaključci o nečijem hodu izvodili promatrajući spadaju li izmjereni parametri u predefiniранo normativno područje. Mana spomenutih metoda je što se međusobni odnosi i utjecaji između parametara nisu razmatrali. Prvi korak prema tome je alternativno zapisivanje parametara hoda, od uobičajene ovisnosti pojedinog kuta o vremenu.

Odnos između rotacije kuka, koljena i gležnja se mogu vizualizirati i analizirati 3D grafovima [59, 60]. Višedimenzionalni grafovi vizualiziraju kutne podatke zglobova, pri čemu su podaci svakog zglobova postavljeni na različite osi. Prednost grafova je činjenica da su prezentirani u obliku koji je ekstremno osjetljiv na promjene u individualnom stilu hoda. Ukoliko se analizira ciklički pokret (hod), fazni grafovi tvore zatvorene krivulje, tako da se svojstva svakog individualnog ciklusa mogu uspoređivati sa svojstvima drugih ciklusa koraka prikazanim na istom grafu. Slični 3D grafovi su korišteni za analizu razlika između hoda astronauta na nultoj gravitaciji i 1 G gravitaciji, s ciljem savjetovanja dizajnera i inženjera u proizvodnji hodalice za treniranje astronauta [59]. Podaci koji se vizualiziraju mogu biti kutni kinematički podaci nekoliko zglobova kao i njihove prve ili druge derivacije. Glavni fokus takvih grafova je stavljen na sagitalnu ravninu, međutim mnoge devijacije se pokazuju tek izvan sagitalne ravnine [6]. Ako mjerni instrumenti omogućavaju mjerenje kinematike segmenta u 3D, preporuča se upotreba 3D kutnih podataka.

Zanchi je u svom radu prezentirala metodologiju za prepoznavanje normalnog hoda i njegovo ocjenjivanje, u kojem su svi kinematički podaci prezentirani u obliku zatvorenih faznih krivulja

[60]. Prezentacija lokomocije ljudskog pokreta korištenjem faznih krivulja daje više informacija o kinematici zglobova te se mogu upotrijebiti za ocjenjivanje i klasificiranje oblika hoda. Prikazivanje kinematike zglobova korištenjem faznih grafova, daje se više informacija o kinematici zglobova te omogućuje točniju analizu pojedinih događaja unutar ciklusa koraka.

Cilj ove disertacije je izložiti nekoliko novo definiranih kinematičkih parametara koji mogu biti korišteni u kliničkoj praksi, te pomoći u detekciji abnormalnosti hoda pacijenta, kao i za detekciju faze hoda, u kojem se javlja abnormalnost. Slična analiza se može izvesti za bilo koji ciklički pokret, u što spadaju npr. veslanje, te vožnja bicikla. Ovakvi pokreti se jednostavno analiziraju i modeliraju, stvarajući model pokreta, koji može imati razne primjene, primarno u animaciji, prepoznavanju, te klasificiranju pokreta [61] te stvaranju baze podataka pokreta [62].

2.6 Antropometrija

Antropometrija je grana antropologije koja se bavi fizičkim mjerenjem dimenzija ljudskog tijela, s ciljem određivanja razlike između pojedinaca ili grupa [3, 63, 64, 65]. Potreban je širok spektar mjerenja, kako bi se u potpunosti opisale razlike u rasi, spolu, starosti, ili tipu građe tijela [66]. Još od antičkih vremena istraživači su se zanimali za mase i relativne proporcije različitih dijelova tijela. Međutim, posljednjih nekoliko desetljeća napredak tehnologije prvenstveno u vidu interakcije čovjeka i stroja, dizajn radnog prostora, oklopa, kokpita te mnogih drugih sustava, zahtjeva izvršavanje kompleksnijih antropometrijskih mjerenja. Za analizu ljudskih pokreta potrebno je poznavati precizne antropometrijske podatke, u što spadaju: mase, momenti inercije, njihove lokalizacije na segmentu, te radijusi rotacije koji su računati ili mjereni za svaki segment posebno [3]. Ovakva mjerenja nije jednostavno izvesti, stoga je potrebno veliko znanje o anatomiji čovjeka, pronalaženje središta rotacije u zglobovima, smještaju mišića na tijelu, smještaju tetiva, presjeka mišića i pronalaženju karakterističnih referentnih točaka na tijelu [64].

Najjednostavnije antropometrijsko mjerenje je mjerenje dimenzije segmenata tijela. Drills je davne 1966. napravio tablicu duljina segmenata u postocima ukupne visine čovjeka [63]. Naknadno su razvijene regresijske jednadžbe koje omogućavaju točniji izračun antropometrijskih parametara tijela iz tabličnih podataka [67, 68].

Osim duljine segmenata, važan podatak je i njihova masa odnosno distribucija mase. Prva mjerenja su napravljena na truplima [69], dok je obavljanje jednostavnih volumetrijskih mjerenja na živim ispitanicima, korišteno kao manje precizna alternativa. Ljudsko tijelo se sastoji od više tipova tkiva, svako sa svojom specifičnom gustoćom. Bedrena kost primjerice ima gustoću nešto veću od 1.8 g/cm^3 , mišićno tkivo nešto više od 1.0 g/cm^3 , dok masnoće u tijelu imaju

specifični koeficijent gustoće ispod 1.0 g/cm^3 . Pluća, kao i cijeli prsni koš sadrže u sebi veliku količinu plinova, što kao posljedicu ima manji koeficijent gustoće [3]. Navedene gustoće tkiva su samo aproksimacija, te je nemoguće pretpostaviti iste gustoće tkiva za sve jedinke. Svaki segment ima jedinstvenu konfiguraciju kostiju, mišića, masti i drugih tkiva pri čemu distribucije nisu uniformne. Generalno gledajući, zbog veće gustoće kostiju udaljeniji segmenti (distalni) imaju veću gustoću od segmenata koji su bliži trupu (proksimalni), te se kreću u rasponu od 1.05 do 1.20 g/cm^3 . Drills i Contini su u svojim radovima došli do aproksimacijske formule za izračun gustoće segmenata odnosno cijelog tijela koje uzima u izračun masu i visinu ispitanika. Za mušku osobu (Europljanin) visine 180 cm prosječna gustoća tijela iznosi oko 1.065 g/cm^3 [63, 70]. Prosječna gustoća tijela je funkcija građe tijela, koja se još naziva somatotip.

U praksi su uobičajene antropometrijske tablice koje daju masu pojedinih segmenata u postotnom iznosu cjelokupne mase tijela. Istim tablicama se može izračunati položaj centra mase s obzirom na druge antropometrijske veličine. Centar mase segmenta se može odrediti ako se segment izdvoji iz tijela (mjerenje nad truplima), dok je isto mjerenje otežano na živim ispitanicima, te je alternativa „balance bord“ metoda, ili izračun iz izmjerene volumetrijske distribucije segmenta.

Centar mase stvara jednak ukupni moment gravitacijske sile oko bilo koje točke na osi segmenta kao što ga stvara segment sa originalnom raspodjelom masa. Sva masa segmenta se nalazi u jednoj točki na udaljenosti x od kraja segmenta, odnosno promatrajući sliku 2.8 izvodi se jednadžba 2.8:

$$x = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^n m_i x_i \quad (2.8)$$

Pri čemu je:

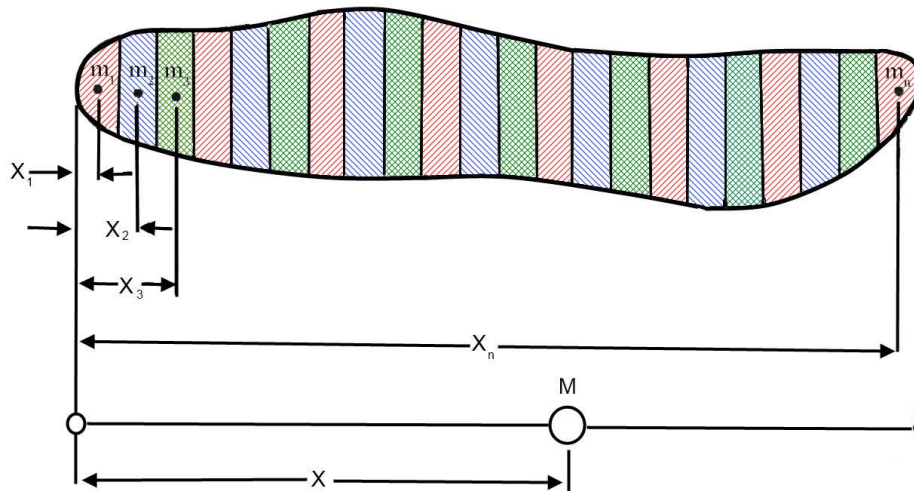
M ukupna masa segmenta

m_i masa odsječka segmenta

x_i udaljenost između mase **i** i kraja segmenta

x udaljenost centra mase od kraja segmenta

n broj odsječaka **i** mase **m_i**



Slika 2.8: Lociranje centra mase segmenta koji je podjeljen na odsječke mase m_i na udaljenosti x_i od zgloba

Lociranje centra mase svakog segmenta je potrebno za analizu translacijskog kretanja tijela. Ako postoji kružno gibanje segmenta tijela, a do njih sigurno dolazi prilikom kretanja čovjeka, potrebno je znati inercijsku otpornost na takve pokrete. Kod linearnog gibanja relacija $F = ma$ opisuje odnos između linearne sile F , linearne akceleracije tijela a i mase m . Kod rotacijskog gibanja vrijedi $M = I\alpha$, pri čemu je M moment sile koji uzrokuje kutnu akceleraciju α , dok je I konstantna koja mjeri sposobnost segmenta da se opire promjeni kutne brzine, te se naziva moment inercije i računa se prema relaciji 2.9:

$$I = m_1x_1^2 + m_2x_2^2 + \dots + m_nx_n^2 = \sum_{i=1}^n m_ix_i^2 \quad (2.9)$$

Pri čemu je:

m_i masa odsječka segmenta

x_i udaljenost između mase i kraja segmenta

I moment inercije oko centra mase

x udaljenost centra mase od kraja segmenta

n broj odsječaka mase m_i

Iz navedene relacije se zaključuje da mase bliže centru rotacije imaju manji utjecaj na ukupan iznos I , dok udaljenije mase imaju veći utjecaj na ukupni iznos I . Kod većine segmenata lokacija centra mase je nešto bliža proksimalnom zglobu, te se otprilike nalazi na 45% duljine segmenta.

Kao što se centrom mase kod linearnog gibanja cijela masa segmenta može staviti u jednu točku, tako se i za kružno gibanje definira točka na segmentu, u koju se smješta cijeli moment inercije I koji se naziva radijus rotacije. Ako je I_0 moment inercije oko centra mase, ρ_0 je radijus rotacije, vrijedi relacija 2.10:

$$I_0 = m\rho_0^2 \quad (2.10)$$

Kod živih ispitanika se može mjeriti samo rotacija u zglobovima, te za izraz inercije vrijedi 2.11:

$$I = I_0 + mx^2 \quad (2.11)$$

Pri čemu je:

I moment inercije oko zgloba

I_0 moment inercije oko centra mase

x udaljenost centra mase od kraja segmenta

m masa promatranog segmenta

Skupovi antropometrijskih podataka segmenata za male specifične populacije su ograničeni i u većini slučajeva nedostupni. Javila se potreba mjerenja i na manjim ograničenim populacijama, kako bi se mogle izgraditi adekvatne antropometrijske tablice. Direktno mjerenje nad svakim ispitanikom je bolje rješenje od korištenja općenitih neindividualiziranih tablica. U nastavku teksta su izložene metode mjerenja antropometrijskih parametara, i uređaji koji se pri tome koriste, koji se mogu podijeliti u četiri skupine:

- Metode ručnog mjerenja
- Mjerenje korištenjem medicinskih dijagnostičkih uređaja

- Mjerenje koje se temelji na optičkim sustavima
- Eksperimentalne metode

2.7 Metode ručnog mjerenja

Ručno mjerenje se izvršava tako da se tražena varijabla direktno ili indirektno mjeri. Ogladni primjer je metoda uranjanja. Ona se primarno koristi za određivanje distribucije mase, odnosno volumena tijela, te je i danas korištena u velikom broju istraživanja [69, 71]. Indirektno se mjeri masa tijela, tako da se određuje koliko se vode izbacuje uranjanjem segmenta. Pretpostavlja se da je gustoća segmenta homogena kroz cijelu duljinu, te se konačna masa određuje množenjem svih odsječaka volumena sa gustoćom segmenta [63], što je opisano relacijom 2.12

$$M = \rho \sum_{i=1}^n V_i \quad (2.12)$$

Pri čemu je:

M ukupna masa segmenta

ρ gustoća segmenta

V_i volumni odsječak segmenta

Premda se danas njegovo istraživanje smatra nereprezentativnim za općenu populaciju, Dempster [64] je napravio vrlo temeljito istraživanje antropometrijskih parametara ljudskog tijela mjereći segmente trupala [63]. Kao i sva ručna mjerenja, metoda uranjanja zahtjeva dosta vremena i kao takva je neugodna i zamorna za ispitanika.

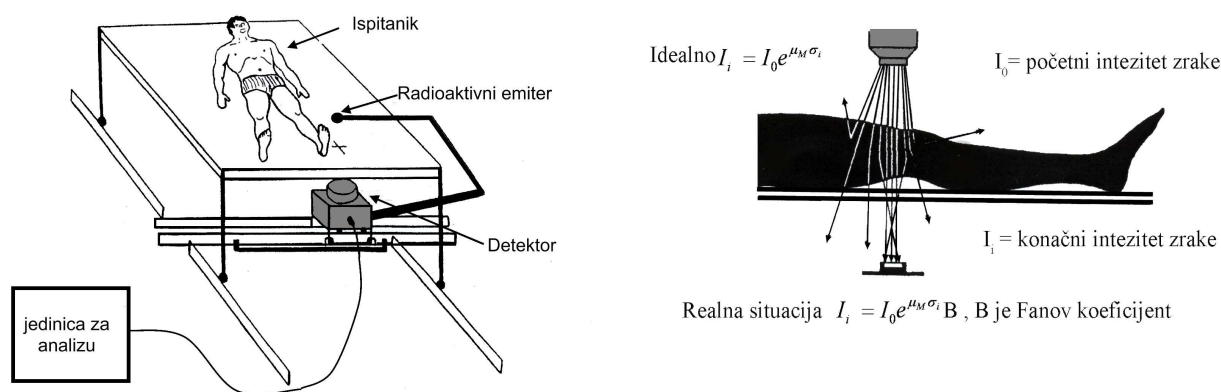
Moment inercije se u praksi može odrediti indirektnim mjerenjem, takozvanom „quick release“ metodom [72], pri čemu se mjeri akceleracija segmenta kada se on naglo otpusti. Segment se postavi u fiksni položaj s obzirom na proksimalni zglob. Pri distalnom kraju se zaveže vrpca koja drži oprugu ili uteg poznate mase, tako da se ispitanik cijelo vrijeme suprotstavlja narinutoj sili. Mjeri se kutna akceleracija segmenta α u jednom smjeru, kada se vrpca naglo prekine, i to nakon što se poznatom silom F djelovalo na poznatu udaljenost y od centra rotacije segmenta. Relacija 2.13 opisuje izračun momenta inercije naglo pokrenutog tijela.

$$I = \frac{M}{\alpha} = \frac{Fy}{\alpha} \quad (2.13)$$

Direktna mjerenja nad ispitanicima klasičnim postupcima pokazala su se točnija, sa velikom ponovljivošću rezultata [73], dok je njihova najveća mana dugotrajno vrijeme mjerenja. Iz tog razloga, istraživači su nastojali uvesti alternativne metode mjerenja, u vidu medicinskih dijagnostičkih uređaja ili mjerenjem 3D skenerima, kako bi se ubrzao sam proces mjerenja.

2.8 Metode koje se koriste medicinskim dijagnostičkim uređajima

Druga skupina metoda za mjerenje antropometrijskih parametara je bazirana na korištenju medicinskih dijagnostičkih tehnologija kao što su γ -ray skener [74, 75, 76, 77], Dual energy X-ray Absorptiometry (**DXA**) [78, 2, 79] i magnetske rezonance (**MRI**) [80]. Nabrojene tehnologije su se pokazale kao efikasne u određivanju parametara segmenata ljudskog tijela, ali su cjenovno neprihvatljive i rijetko se koriste u praksi. Navedeni uređaji imaju prednost mjerenja distribucije mase unutar tijela živog ispitanika. γ -ray skener i **DXA** se izbjegavaju zbog mogućih zdravstvenih rizika koji su povezani sa zračenjem, dok je glavni nedostatak **MRI** mjerenja vremenski dugotrajno mjerenje.

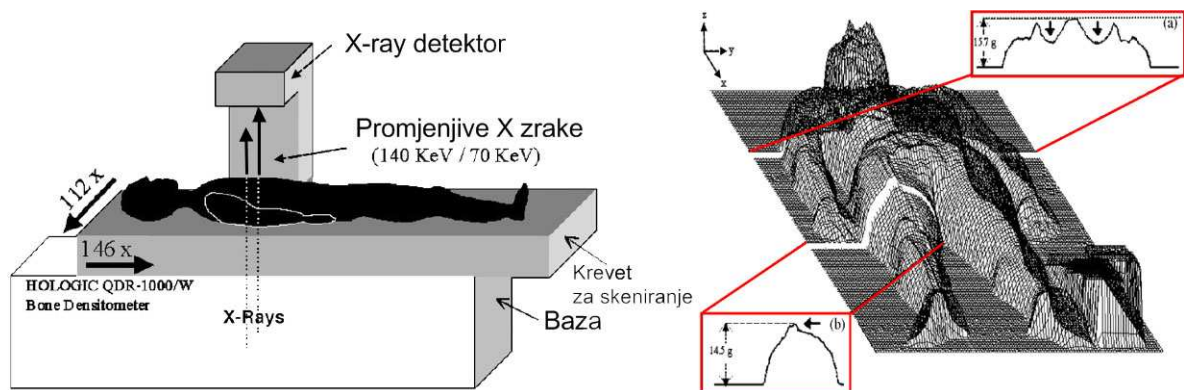


Slika 2.9: Mjerenje distribucije mase pomoću γ -ray skenera

Korištenjem γ -ray skenera, Zatsiorsky [74] je dobio relativne mase segmenta, položaje centara mase (**COM** - eng. Center of Mass) i radijuse rotacija za uzorke studentske populacije.

Apsorpcijski koeficijent tijela μ ovisi o energiji γ -kvanta (0.5-1.3MeV), ali i o sastavu materijala kroz koji zraka prolazi, na temelju čega se računa gustoća tkiva kroz koje je zraka prošla, slika 2.9. Ograničenje njegovog rada je povezano s određivanjem ključnih točaka na tijelu, što je u svom radu prepoznao de Leva [76], te je prilagodio izračune koje je u svom radu koristio Zatsiorsky, kako bi odgovarali lako prepoznatljivim površinskim ključnim točkama tijela. Karakteristične točke su najčešće koščata područja na ljudskom tijelu koja se jednostavno mogu pronaći. Jednadžbe skaliranja koje je koristio DeLeva danas predstavljaju najpotpuniji skup prediktivnih jednadžbi za računanje parametara ljudskog tijela, te su primarni alat za računanje antropometrijskih parametara u biomehanici i ergonomiji. Razlike u određivanju dimenzija segmenata su od -0.8% do 1.7%, dok apsolutne vrijednosti variraju od -4.1 mm +4.3 mm. Ove pogreške su zanemarive ako se usporede sa pogreškama do kojih bi se došlo korištenjem neprilagođenih antropometrijskih tablica.

DXA (eng. Dual Energy Absorberometer) se svakodnevno koristi za mjerenje gustoće minerala u kostima ili strukture tijela u dijagnostici. Ganley i Powers [78] su opisali metodu s kojom su **DXA** uređaj koristili za određivanje antropometrijskih parametara donjih ekstremiteta, i pokazali su da je sposoban odrediti antropometrijske parametre tijela, s ključnim nedostatkom izlaganja ispitanika ograničenoj dozi radijacije i rekonstrukciji u samo jednoj ravnini. **DXA** uređaji se koriste dvjema kolimiranim X zrakama promjenjivog intenziteta, slika 2.10 lijevo, prolazeći kroz tkivo njihov intenzitet se mijenja na temelju čega se može odrediti gustoća tkiva, izračunavajući tako antropometrijske parametre sa točnošću od $1.05 \pm 1.32\%$ za masene i 3.2% za dužinske karakteristike. Rezultat skeniranja **DXA** uređajem je model distribucije masa te je prikazan na slici 2.10 desno.



Slika 2.10: Mjerenje distribucije gustoće DXA uređajem (lijevo), rekonstruirani model distribucije mase tijela (desno) [2]

Korištenje **MRI** uređaja u svrhu dobivanja inercijskih parametara tijela je demonstrirano u

radu Cheng et. al. [80] gdje su određeni osnovni antropometrijski parametri za kinesku populaciju i uspoređeni sa europskom. **MRI** nudi nešto manju točnost od **DXA** uređaja, zbog toga što je u mogućnosti razlikovati tkiva ali ne i odrediti njihovu gustoću, što unosi dodatnu pogrešku u izračun parametara.

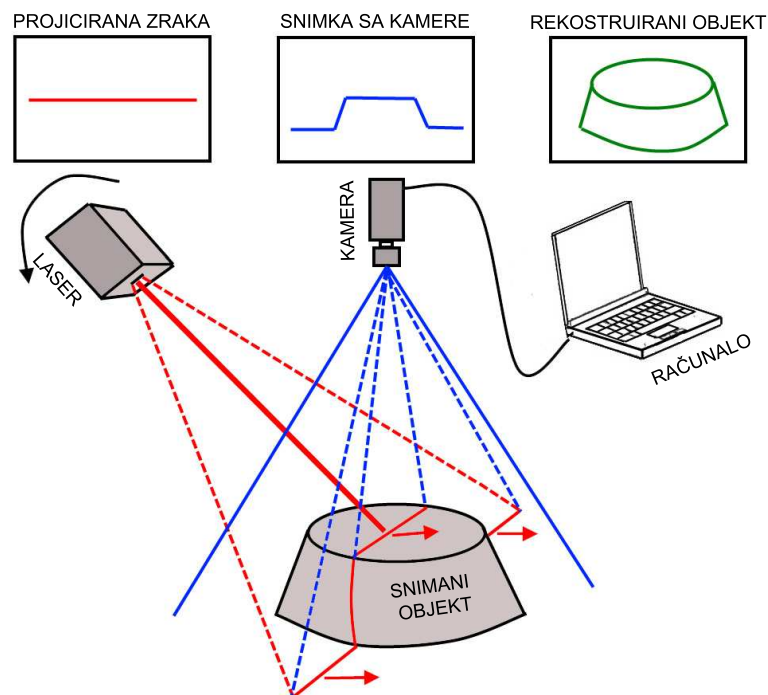
2.9 Metode koje se koriste optoelektroničkim uređajima

Treća grupa uređaja za mjerenje antropometrije je bazirana na optoelektroničkim uređajima. Tehnologije za optičko 3D mjerenje su najefikasnije za dobivanje 3D površinskog modela, pri čemu omogućavaju visoku rezoluciju i brzo izvršavanje mjerenja. Sve metode koje optički skeniraju objekt imaju manu pri rekonstrukciji površine tijela koje sadrži prepreke ili odvojene dijelove, pri čemu je moguće da dio površine tijela ostaje skriven. Točan 3D model dobiven optičkim skeniranjem se koristi u filmskoj i industriji igara, virtualnoj stvarnosti i ergonomskom dizajnu [81, 82, 83, 84, 85]. Ključni problem svih komercijalnih optičkih 3D skenera je njihova visoka kompleksnost, koja onemogućava njihovo svakodnevno korištenje u biomehaničkim laboratorijima. Drugi nedostatak 3D skenera je nemogućnost da skeniraju unutar ljudskog tijela, ograničavajući tako istraživanje na analizu volumetrijske distribucije.

Optoelektronički uređaji mogu raditi na temelju tri različita principa:

- laserska linija
- strukturna svjetla
- skener sa višestrukim kamerama

Tehnologije skeniranja laserom koriste laserske linije koje se projiciraju na dio ljudskog tijela, dok senzor (kamera) snima projiciranu zraku [82, 86, 87]. Kako bi se rekonstruiralo cijelo tijelo, laser se mora kretati ili rotirati, pri čemu njegov rad treba biti sinkroniziran sa kamerom. Visoka cijena izrade pokretnog mehaničkog dijela laserskog modula je najveći nedostatak, što je u pravilu kompenzirano visokom rezolucijom uređaja (1 mm). Među prvima, Civilian American and European Surface Anthropometry Resource (**CAESAR**) projekt [88] je koristio 3D skenere tijela kako bi se prikupili antropometrijski podaci i napravila baza ljudskih 3D modela. Spomenuti projekt je najveće antropometrijsko istraživanje napravljeno do sada, i bio je začetak mnogim nacionalnim projektima koji se bave istom problematikom. Princip **LADAR**-a (Laser Detection and Ranging) je u doktorskoj disertaciji Matthew Maiera uspješno iskorišten za mjerenje antropometrijskih parametara čovjeka [89].



Slika 2.11: Princip rada laserskog 3D skenera sa jednim izvorom (laserskom linijom) i detektorom

Bez obzira što 3D skener znatno reducira vrijeme i cijenu mjerenja ljudskog tijela, pouzdanost i preciznost u primjenama biomehanike se još uvijek treba istražiti. Grupa Brooke-Wavell je u radu [90] usporedila mjerenja obavljen 3D skenerima i mjerenjem ručnim metodama, dobili su zadovoljavajuće poklapanje rezultata, pri čemu je tradicionalno mjerenje pokazalo nešto veću ponovljivost rezultata.

3D skener je optički uređaj koji je osjetljiv na promjene osvjetljenja i samu geometrijsku prirodu skeniranog objekta. Bilo kakav pokret može negativno utjecati na kvalitetu skeniranja, stoga je potrebno od ispitanika tražiti što mirnije držanje za vrijeme mjerenja, i ukoliko je to moguće da zadrži dah kako bi se smanjili pokreti prsnog koša.

Sljedeća skupina 3D optičkih skenera je razvijena implementacijom projektora koji projiciraju strukturalna svjetla preko skenirane površine [91, 92, 93, 94, 95, 96, 97].

Spomenuta metoda zanemaruje neke od prethodno opisanih problema laserskih skenera, jer se umjesto kretanja laserskog modula, skup svjetlosnih uzoraka projicira na tijelo uz pomoć projektora. Jednostavniji sustavi koriste samo jedan projektor i jednu kameru, dok kompleksniji sustavi koriste jedan ili više projektor, te najmanje dvije visoko-rezolucijske kamere. Skeneri

koji koriste strukturalna svjetla su u principu brži od laserskih uređaja, ali zahtijevaju dužu obradu signala. Skeneri sa strukturalnim svjetlima su dovoljno brzi, tako da se uz minimalne modifikacije mogu koristiti u **HCI** (eng. Human Computer Interaction - *Interakcija čovjeka i stroja*) [98, 99]. Skeneri sa strukturalnim svjetlima se zbog problema interferencije uglavnom sastoje od samo jednog skenerskog modula [81]. Zbog toga su ograničeni u skeniranju kompleksnijih oblika, odnosno potrebno je više skeniranja kako bi se napravio puni 3D model objekta. Svjetlosne strukture mogu biti različite: statičke točke, binarno kodirane linije, strukture kodirane razinom intenziteta (sivi tonovi) ili struktura u različitim bojama, slika 2.12. Pregled struktura sa njihovim mogućnostima je iznesen u radu J. Batlle [91]. Chen et. al. [100] je predložio skener koji se koristi Gray kodiranjem koje je brže od binarnog kodiranja te nešto robusnije na pogreške, uz korištenje adekvatne opreme nudi mogućnost superrezolucije, što rezultira relativnom pogreškom od 0.05% u simuliranim uvjetima.

Rocchini [101] je prezentirao metodu za preciznu 3D rekonstrukciju statičkih objekata (muzejski kipovi) koristeći se projektorom i digitalnom kamerom visoke rezolucije. U ovom radu uvedeno je nekoliko noviteta, uključujući kodiranje svjetala koje rezultira većom rezolucijom i kraćim vremenom skeniranja. Isti strukturalni skener se može prilagoditi za skeniranje ljudskog tijela.

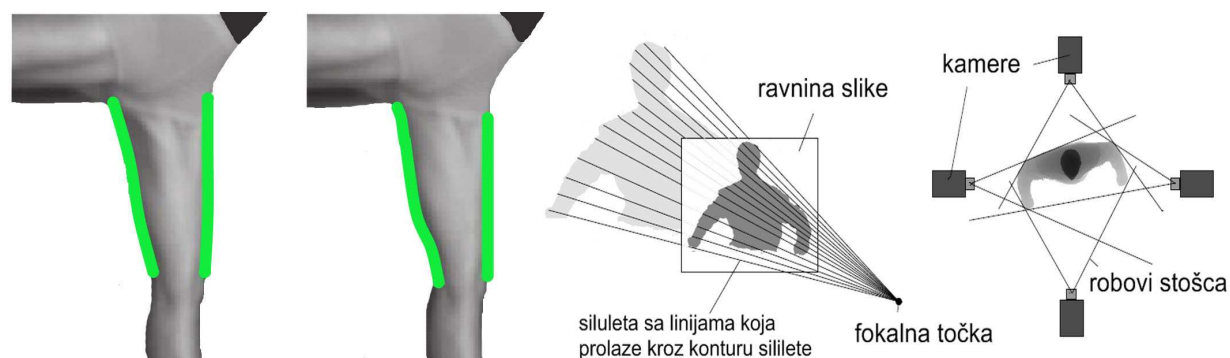


Slika 2.12: Primjer nekoliko struktura koje projiciraju skeneri sa strukturalnim svjetlima

Microsoft "Kinect" sustav [102] također koristi 3D tehnologiju sa strukturalnim svjetlima, gdje projicira statični točkasti uzorak i rekonstruira dubinu iz samo jedne slike. Kinect sustav još nije testiran u mjerenju antropometrijskih parametara ljudskog tijela, premda predstavlja znatni potencijal.

Posljednja grupa optoelektroničkih uređaja i skenera se bazira na prepoznavanju siluete iz jedne ili više slika [103, 104, 105, 106, 107, 108]. Ovaj pristup ne zahtijeva aktivnu kameru (laser ili projektor), međutim konačni rezultat daje višestruko manje površinskih točaka, nego što bi se dobilo prethodno nabrojanim uređajima i metodama. Remondino [104] je predložio metodu za rekonstrukciju 3D oblika statičkih ljudskih tijela iz serije nekalibriranih slika, sa točnošću od 3.3 mm, što je znatno lošije od aktivnih 3D skenera koji imaju točnost u razini 1 mm. Do-

datni problem pri procjeni distribucije volumena stvara pogreška uzrokovana grčenjem odnosno opuštanjem mišića [109]. Princip rada skenera je ilustriran slikom 2.13.

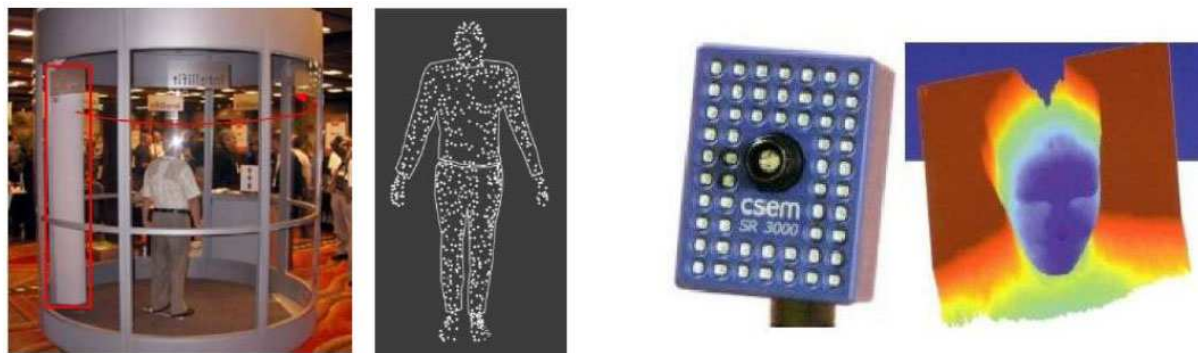


Slika 2.13: Sustav za mjerenje parametara tijela pomoću više kamera. Izdvojena silueta natkoljenice (lijevo), princip rada sustava (desno)

Skeneri koji se koriste laserskim linijama ili strukturnim svjetlima stvaraju model sa više tisuća točaka. Veliki broj točaka je redundantan i sadrži šumove, te se uvode metode za uklanjanje redundantnih točaka, filtriranje površine [110], i stvaranje 3D modela uz vizualizaciju [111, 112, 113]

2.10 Eksperimentalne metode mjerenja antropometrijskih parametara

Posljednja skupina uređaja za mjerenje antropometrije je bazirana na eksperimentalnim tehnologijama, koje su relativno nove i do danas se nisu ispitala u praktičnom smislu za primjene u biomehanici. Po načelu rada ne spadaju u niti jednu od prethodno navedenih kategorija. Eksperimentalne metode skeniranja ljudskog tijela obuhvaćaju primjenu aktivnih senzora koji nisu štetni za ljudsko tijelo.



Slika 2.14: Eksperimentalne metode mjerenja antropometrijskih parametara. Intellifit radio skener (lijevo), TOF skener (desno)

Radio valovi visoke frekvencije (valne duljine 1 mm) obasjavaju ispitanika, prolaze kroz odjeću ispitanika, te se reflektiraju od površine tijela ispitanika tj. od tekućine u površinskom sloju kože tijela. Reflektirani signal se potom detektira pomoću mreže prijemnika i naknadno analizira računalom, koje izgrađuje točni 3D model ispitanika. Na slici 2.14 lijevo je prikazan 3D radio skener (Intellifit System) baziran na tehnologiji milimetarskih valova [114]. Prednost ove metode je mogućnost skeniranja bez potrebe da ispitanik skida odjeću sa sebe, što se pokazalo korisnim za dizajn odjeće po mjeri izravno u robnim kućama.

Drugi primjer je eksperimentalni sustav koji se bazira na specijalnim **CMOS** senzorima (kamerama) gdje svaki piksel mjeri udaljenost od snimane površine [115, 116] slika 2.14 desno.

Ove kamere mjere promjenu faze, odnosno vrijeme preleta **TOF** (eng. Time of Flight) od senzora do tijela i natrag. Izvor svjetla (matrica dioda) emitira **IC** svjetlo sa moduliranim intenzitetom, reflektira se od površine ispitanika i vraća u detektor. U ovisnosti o udaljenosti od cilja, reflektirano svjetlo ima promjenu u fazi. Rezultat ovakvog mjerenja je mapa dubina, prikazana krajnje desno na slici 2.14. Ograničenje ovakvog tipa senzora je relativno niska rezolucija snimke, tek oko 25000 piksela, tako da je za sada primjena ovog uređaja ograničena, i koristi se samo gdje nije potreban visoko rezolucijski 3D model ispitanika.

Poglavlje 3

3D rekonstrukcija

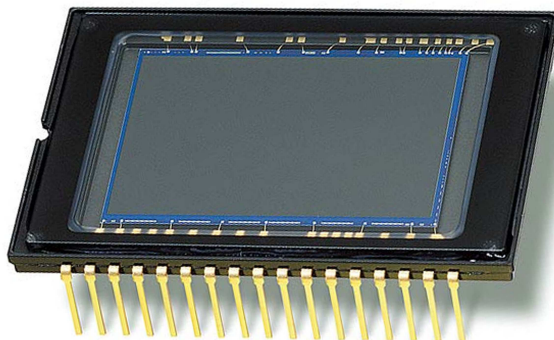
3.1 Uvod

U ovom poglavlju je pojašnjen princip rada, mogućnosti i mane digitalnih kamera s kojima se susrećemo u svakodnevnom životu, ali i u znanstvenom istraživanju. Predstavljen je jednostavan model kamere, koji opisuje preslikavanje točke iz 3D prostora, na točku u ravnini slike kamere. Detaljno je opisan postupak kojim sam kalibrirao sustav, neophodan za izvršavanje točnih mjerenja. Analizirana je problematika kalibracije kamere, kada su prisutne jake distorzije leće. Matematički je opisan postupak rekonstrukcije položaja točke u prostoru, pri čemu se koristio par kamera. Rekonstrukcija položaja točke u prostoru je temelj ovog rada, bez koje ne bi bilo moguće analizirati kinematiku kretanja ispitanika, niti rekonstruirati 3D površinu tijela.

3.2 Digitalna kamera

Najrašireniji i najprihvatljiviji način "hvatanja" scene za daljnju obradu na računalu je korištenjem digitalnih kamera. Danas se digitalne kamere koriste **CCD** i **CMOS** čipovima osjetljivim na svjetlo. Čipovi rade tako da intenzitet svjetla koji pada na pojedini detektor (senzor), direktno odgovara signalu, koji on proizvede i prosljeđuje elektronicu na daljnu obradu. **CCD** čipovi su nastali 1969. godine u Bell laboratoriju. Prvu upotrebu su imali u **NASA** (National Aeronautics and Space Administration) svemirskom programu, da bi do danas u potpunosti istisnuli korištenje analognih filmova i kamera. Na slici 3.1 je prikazan **CCD** čip, koji se koristi u profesionalnim **DSLR** (eng. Digital Single-Lens Reflex - *Digitalni jednooki zrcalni*) Nikon foto aparatima.

CMOS čipovi su fleksibilniji od **CCD** čipova, omogućavaju efikasniji način očitavanja vrijednosti sa piksela koji je sličan očitavanju podataka sa **RAM** (eng. Random Access Memory -

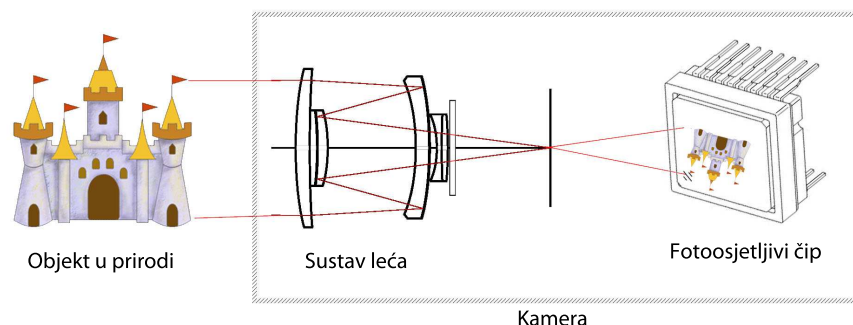


Slika 3.1: CCD čip koji se koristi u Nikon DSLR foto aparatima

Memorija sa slučajnim pristupom) memorije, te mogućnost ugradnje elektronike izravno na sam čip. Međutim, kvaliteta slike je na strani **CCD** senzora, te se zbog toga mnoge tehničke i znanstvene aplikacije, gdje je potrebna visoka rezolucija i dinamički spektar, koriste isključivo **CCD** sensorima [117]. Mogućnost masovne industrijske proizvodnje, znatno smanjenje površine čipa i posljedično veće iskoristivosti pločice (eng. wafer), čini njegovu proizvodnu cijenu niskom, što je omogućilo da se danas kamere ugrađuju u široki spektar uređaja za komunikaciju i zabavu. Današnji mobilni telefoni imaju ugrađenu jednu ili dvije kamere. Kvaliteta takvih kamera znatno varira, i tema su ozbiljnih rasprava mnogih istinskih zaljubljenika u fotografiju. Mobilni uređaji niskog cjenovnog ranga, imaju većinom ugrađenu kameru **VGA** (eng. Video Graphics Array -rezolucija 640×480 piksela) ili **QVGA** (eng. Quarter Video Graphics Array -rezolucija 320×240 piksela) rezolucije, i jednostavnu optiku bez mogućnosti fokusa ili zuma. S takvim kamerama je jako teško napraviti kvalitetnu fotografiju, a još je teže iskoristiti ugrađenu kameru za ozbiljne proračune, ili mjerenja kakva su izvršena u ovom radu. Alternativa jeftinim ugrađenim kamerama su profesionalne digitalne kamere, najčešće **DSLR** (eng. Digital Single-Lens Reflex - *Digitalni jednooki zrcalni*) tipa, koje imaju čip sa desetak ili više miliona piksela, napredni optički sustav, te stvaraju realistične fotografije.

Uobičajeno je da se u industrijskoj primjeni ili računalnom vidu, gdje se kamere koriste kao mjerni instrument, upotrebljavaju industrijske kamere, koje mogu snimiti više stotina slika u jednoj sekundi, pri čemu omogućavaju upravljanje svim parametrima kamere preko računala. Spektar digitalnih kamera koje se danas nalaze na tržištu je širok, te se s obzirom na primjenu, može izabrati idealan model, birajući veličinu i rezoluciju čipa, mogućnosti optičkog sustava, te ugrađenu elektroniku.

Kamera radi tako da se objekt u prirodi sustavom leća preslikava na fotoosjetljivi čip kamere,



Slika 3.2: Princip kojim digitalna kamera hvata sliku objekta iz prirode

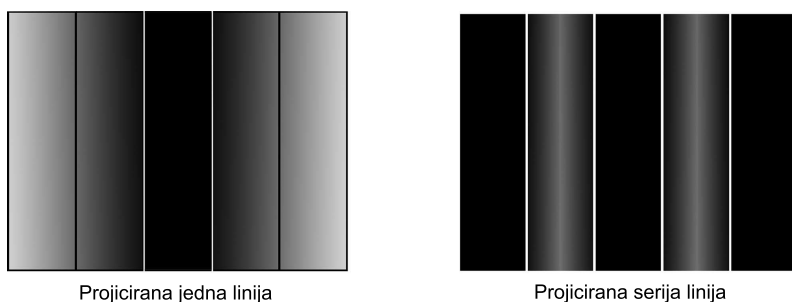
ilustracija na slici 3.2. Rad digitalnih projektorâ je nešto kompleksniji (zbog sustava leća, prizmi i mikrozrcala), ali se u osnovi može objasniti kao sustav kod kojeg iz jedne točke izvire svjetlo, snop svjetla prolazi kroz ravninu projektorâ, gdje se mijenja intenzitet, i boja svakog piksela, te se on preslikava na ravninu projekcije (zid ili platno). Digitalne kamere i projektori bez obzira na cijenu i dalje imaju nekoliko ograničenja, koja su u većoj ili manjoj mjeri izražena, te opisana u sljedećem poglavlju.

3.3 Ograničenja digitalnih kamera i projektorâ

Suvremene digitalne kamere posjeduju nekoliko ograničenja, koje su posljedica pokušaja poboljšanja subjektivne kvalitete slike, odnosno videa. Primjer je efekt preklapanja, gdje se u jednom prolazu čitaju sve neparne horizontalne linije piksela sa čipa, dok se u sljedećem prolazu čitaju parne. Ovim postupkom se nastoji smanjiti efekt treptanja, kada se snima brzi pokret, što je samo trik, koji objektivno ne poboljšava sliku, ali poboljšava subjektivni dojam. Međutim, za precizna mjerenja kinematike, izvršena u ovom radu, efekt preklapanja stvara problem tijekom obrade slike, zbog znatnog izobličenja markera, te se za mjerenje koristi kamera koja ima mogućnost čitanja svih piksela po redu.

Za vrijeme transfera elektrona preko linije detektora kod **CCD** čipova, dolazi do dodatne degradacije signala, zbog nesavršenosti u kristalnoj strukturi čipa. Dodatna degradacija nastaje zbog toga što za vrijeme transfera (video kamere) fotoni i dalje nastavljaju padati na detektore. Spomenuti efekti rezultiraju šumom, koji dodatno degradira kvalitetu slike. Spomenuti efekt je manje izražen u foto kamerama, zbog sporijeg procesa prebacivanja elektrona, odnosno kamera, koje mogu mehanički zatvoriti ulazak fotona za vrijeme očitavanja.

Efekt prelijevanja piksela se manifestira prelijevanjem svjetla, sa jako osvijetljenog piksela na njegove susjede. Greška je vidljiva na dijelovima slike s vrlo visokim kontrastnim odnosom. Efekt može nastati zbog nesavršenosti leće (zamućenje oštrog ruba), ili zbog nesavršenosti na samom čipu, gdje se dio elektrona pojedinog detektora može prelijevati na susjedne detektore. Efekt prelijevanja piksela je znatno izraženiji kod digitalnih projektor, **LCD** (eng. Liquid Crystal Display) ili **DLP** (eng. Digital Light Processing) tipa, pri čemu projektor nije u mogućnosti projicirati tanku bijelu liniju, debljine 1 piksel na crnoj pozadini, bez da susjedni tamni pikseli poprime dio svjetlosnog intenziteta. Efekt je ilustriran slikom 3.3 lijevo. U praksi, kada se projicira serija bijelih i crnih linija širine 1 piksel, dobiva se približno uniformno osvijetljena površina. Tamna linija je osvijetljena prelijevanjem intenziteta sa obje strane, što je ilustrirano na desnoj strani slike 3.3.



Slika 3.3: Objasnjenje efekta prelijevanja intenziteta piksela sa jedne linije (lijevo) ili serije linija (desno). Zbog lakše ilustracije osvijetljena linija je označena crnom bojom

Elektronika na samom uređaju, zbog korištenih tehnika interpolacije, kompresije i poboljšanja slike može dodatno pojačati spomenute negativne efekte. Na slikama koje se koriste za kućnu uporabu spomenuti efekti imaju mali utjecaj, i mogu se primjetiti tek kada se pojedini dio slike znatno uveća. Međutim, u znanstvenim istraživanjima i mjernoj tehnici može rezultirati netočnim mjerenjima, te se uvijek bira oprema, koja nema izražene ove negativne efekte. Poželjno je da kamera ima mogućnost snimanja u RAW formatu, odnosno u formatu zapisa koji nije degradiran kompresijom slike ili videa.

Moderne **CCD** kamere su korištenjem odgovarajućeg algoritma u mogućnosti odrediti položaj točke na slici, sa točnošću 1/50 piksela. Spomenutu razinu točnosti u stvarnosti nije moguće u potpunosti postići, zbog ograničenja optičkih sustava kamere. Jednostavan model ne može realno objasniti mapiranje, koje postoji iz stvarnog 3D prostora na 2D sliku kamere. Leća kamere unosi distorziju, pri čemu je najizražajnija takozvana "bačvasta" distorzija. Ona snimani objekt kvadratnog oblika zakrivljuje na stranicama i tako daje iluziju bačvastog oblika. Takvi tipovi distorzije se grupno nazivaju radijalna distorzija. Ugrađena leća u praksi ne rezultira uniformnim

distorzijama, što je rezultat nesavršenog centriranja leće i poznato je kao tangencijalna distorzija. Radijalna distorzija je kod profesionalnih sustava (kakav je korišten u ovom radu) znatno izražajnije od tangencijalne distorzije. Bez obzira na navedeno, obje distorzije je potrebno ispraviti postupkom kalibracije kamere.

3.4 Model kamere

Kamera je uređaj koji stvara dvodimenzionalnu sliku trodimenzionalnog prostora. Proces stvaranje slike trodimenzionalnog prostora se zove projekcija, i najjednostavnije se može opisati kao zanemarivanje jedne dimenzije [118]. Osnovni model projekcije je opisan centralnom projekcijom, slika 3.4, u kojoj zraka koja izvire u točki prostora, prolazi kroz fiksnu točku (centar projekcije), pri tome prolazeći kroz ravninu slike (kamere) u točki koja se zove slika točke. Centralna projekcija je u skladu s našim shvaćanjem rada kamere, gdje zraka koja izvire u točki prostora prolazi kroz leću, te se s druge strane preslikava na senzor, stvarajući sliku izvorišne točke, slika 3.2. Opisuje se kao linearno mapiranje homogenih koordinata iz prostora $\mathbb{P}^3$ u prostor $\mathbb{P}^2$ te je navedeno jednačom 3.1.

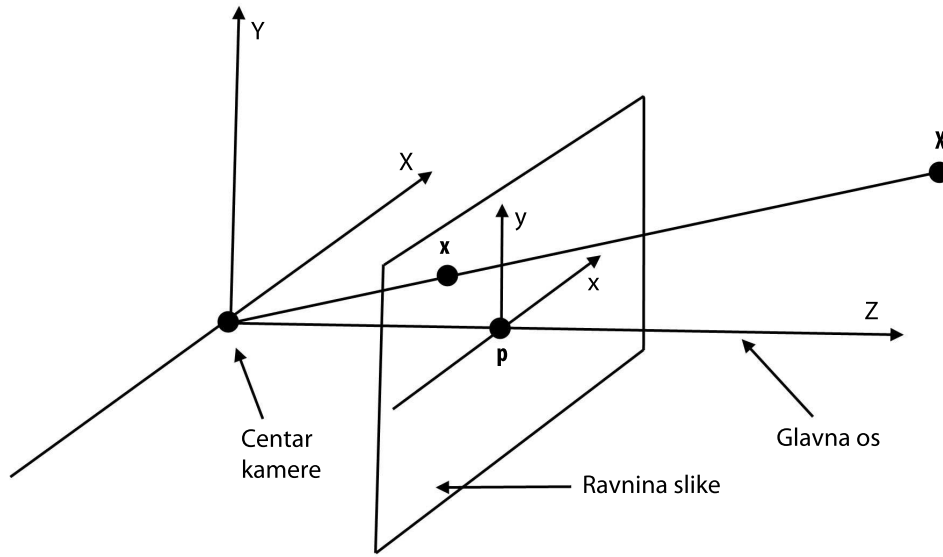
$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ w \end{pmatrix} = P_{3 \times 4} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ T \end{pmatrix} \quad (3.1)$$

gdje je $P_{3 \times 4}$ matrica kamere, (X, Y, Z, T) su koordinate homogene točke u prostoru, dok je (x, y, w) koordinata iste točke u ravnini kamere (slike).

Sa dvije kamere može se uspješno rekonstruirati položaj točke u prostoru [118]. Definira se set odgovarajućih točaka x_i i x'_i , koje predstavljaju preslikavanje točke prostora na ravnine slike obje kamere. Ako su poznate matrice obje kamere, P i P' , set točaka u 3D prostoru X_i , može se reći da vrijede sljedeće relacije

$$PX^i = x_i \quad (3.2)$$

$$P'X^i = x'_i \quad (3.3)$$



Slika 3.4: Centralna projekcija

Pri čemu se točka X_i preslikava na dvije zadane točke x_i i x_i' .

U većini slučajeva koordinata X nije poznata, kao ni matrice kamera P i P' , te je naš zadatak da ih izračunamo. Nemoguće je odrediti apsolutni položaj ili orijentaciju rekonstruiranog objekta (napravljen od više točaka u 3D prostoru) bez poznavanja kalibracije ovih dviju kamera, što u protivnom rezultira dvosmislenom rekonstrukcijom položaja. Dvosmislenost proizlazi iz mogućnosti da se izvede projekcijska transformacija, opisana matricom H veličine 4×4 , na svaku točku X_i i matricu kamere P_j ne mijenjajući projicirane točke, što je opisano relacijom 3.4

$$P_j X_i = (P_j H^{-1}) (H X_i) \quad (3.4)$$

Izbor matrice H je u osnovi proizvoljan, te se može reći da matrica ima projekcijsku višeznačnost.

Da bi se mogla izvršiti kalibracija, treba se držati pretpostavke o postojanju dovoljnog broja poznatih točaka (najmanje 6), koje moraju biti rasprostranjene u prostoru tako da ne leže u "kritičnim situacijama", odnosno da ne postoji međusobna kolinearnost [118]. Osnovni alat za rekonstrukciju skupa točaka je fundamentalna matrica F . Ona opisuje ograničenje, koje ispunjavaju

točke x_i i x_i' i preslika su točke X u 3D prostoru. Kada je zadana fundamentalna matrica F , par odgovarajućih točaka $x \leftrightarrow x'$ moraju zadovoljavati relaciju 3.5

$$X_i'^T F X_i = 0 \quad (3.5)$$

gdje je F matrica veličine 3×3 ranga 2. Rezultat je skup linearnih jednadžbi, što znači da se nepoznata matrica F može izračunati iz skupa odgovarajućih točaka. Par matrica kamera P i P' određuju fundamentalnu matricu F . Analogno, matrica F može odrediti par matrica kamera P i P' . Fundamentalna matrica F sadrži kompletnu projekcijsku geometriju para kamera, i nepromijenjiva je projekcijskom transformacijom.

Postupak rekonstrukcije točke u 3D prostoru se može opisati u nekoliko koraka:

1. Zadan je skup odgovarajućih točaka x_i i x_i' , pri čemu vrijedi relacija $X_i'^T F X_i = 0$
2. Izračunava se F kao rješenje skupa linearnih jednadžbi
3. Računa se par matrica kamere P i P' pomoću relacije

$$P = [I|0] \quad (3.6)$$

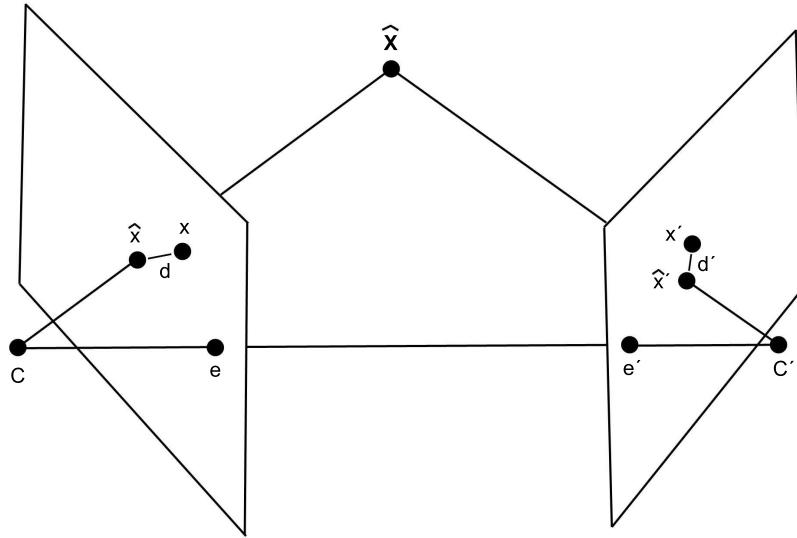
$$P' = [[e']_X F + e'] \quad (3.7)$$

gdje je I je jedinična matrica, F je fundamentalna matrica, e je epipol kamere (lokacija centra kamere)

4. Ako su poznate matrice obje kamere, P i P' te odgovarajući skup točaka x_i i x_i' , pronalazi se točka X_i koja se projicira na odgovarajuće točke. Postupak je poznat kao triangulacija i vrijedi:

$$X = \tau(x, x', P, P') \quad (3.8)$$

Međutim, u realnim slučajevima se mora očekivati određena pogreška pri određivanju x_i i x_i' . U tim slučajevima obična triangulacija ne mora dati rješenje, zbog toga što se reprojecirane zrake iz točaka x_i i x_i' ne moraju sjeći, odnosno relacija 3.2 i 3.3 se ne mora u potpunosti slagati, te se X može tek približno odrediti (estimirati). Točka gdje se dvije zrake sijeku, pronalazi se uzimanjem u obzir male pogreške, d i d' , određivanja položaja točke x i x' na slici kamere, što je ilustrirano slikom 3.5



Slika 3.5: Rekonstrukcija položaja točke u prostoru u slučaju kada se položaj točke na slici kamere ne može točno odrediti

Ako je τ triangulacijska metoda opisana u 3.8, invarijantna je ako vrijedi 3.9

$$\tau(x, x', P, P') = H^{-1} \tau(x, x', PH^{-1}, P'H^{-1}) \quad (3.9)$$

Procjenjuje se $\hat{x} = P\hat{X}$ i $\hat{x}' = P'\hat{X}$ gdje $\hat{X}$ minimizira reprojekcijsku pogrešku, odnosno udaljenosti između parova $(x_i$ i $\hat{x})$ i $(x_i'$ i $\hat{x}')$.

Linearna triangulacijska metoda se izvodi iz **DLT** (eng. Direct Linear Transformation - *Direktna linearna transformacija*) metode, koja računa matricu transformacije H polazeći iz relacije 3.10:

$$x_i' = Hx_i \quad (3.10)$$

Te se zapisuje u obliku vektorskog produkta 3.11:

$$x'_i \times Hx_i = 0 \quad (3.11)$$

što omogućava jednostavno linearno rješenje za matricu H .

Opisana metoda se iskorištava u algoritmu koji računa matrice kamere iz skupa poznatih kalibracijskih točaka. Nakon što su dobivene kalibracijske matrice (P i P'), odnsono fundamentalna matrica F , sličan se pristup iskorištava kako bi se iz poznatih lokacija u ravninama kamera (par x i x') rekonstruirao položaj u prosotru (X). Prednost DLT metode je što se efikasno i brzo izvodi na računalu.

3.5 Kalibracija kamere

Zadatak kalibracije kamere je određivanje seta parametara, koji opisuju mapiranje između 3D koordinata prostora i 2D ravnine kamere. U literaturi se može pronaći više metoda kalibracije, međutim teško je pronaći opisane postupke potpune kalibracije kamere, koji uključuju ispravljanje distorzije slike te izračun svih parametara kamere [22, 119]. Kalibracija kamere, u kontekstu trodimenzionalnog strojnog vida, je proces određivanja unutarnjih geometrijskih i optičkih parametara poznatih kao intrinzični parametri. Osnovni parametri su s (faktor omjera slike, koji kod digitalnih kamera iznosi 1), f (fokus) te u_o i v_o (lokacija centra slike).

Određivanje 3D položaja i orijentacije kamere u odnosu na koordinatni sustav se naziva ekstrinzičnom kalibracijom kamere. Parametri koji se pri tome određuju su t_x, t_y, t_z (translacija kamere), ω i ϕ (rotacija kamere u koordinatnom sustavu).

3.6 Model distorzije leće

Kod realnih kamera, perspektivna projekcija nije dovoljna za precizno modeliranje mapiranja. U idealnom slučaju, zraka koja se projicira iz scene prolazi linearno kroz optički centar, dok u praksi to nije slučaj. Optički sustavi kamera se sastoje od više optičkih elemenata (leća), koji uzrokuju nelinearnu distorziju. U slučajevima gdje se u obzir uzima efekt zakrivljenosti (radijalna

distorzija), intrinzične parametre proširujemo sa parametrima, kojima se može modelirati zakrivljenost slike. Najčešće korišteni pristup za ispravljanje zakrivljenosti razdvaja model distorzije leće na radijalni i tangencijalni dio opisan relacijom 3.12.

$$\mathbf{a}_c = \mathbf{a}_d + F_D(\mathbf{a}_d, \delta) \quad (3.12)$$

Gdje je $\mathbf{a}_c$ ispravljena koordinata točke $\mathbf{a}_d$ na slici, a F_D je model zakrivljenosti opisan sa 3.13:

$$F_D(\mathbf{a}_d, \delta) = \begin{bmatrix} \bar{u}_d (k_1 r_d^2 + k_2 r_d^4 + k_3 r_d^6) & (2p_1 \bar{u}_d \bar{v}_d + p_2 (r_d^2 + 2\bar{u}_d^2)) (1 + p_3 r_d^2 + \dots) \\ \bar{v}_d (k_1 r_d^2 + k_2 r_d^4 + k_3 r_d^6) & (p_1 (r_d^2 + 2\bar{v}_d^2) + 2p_2 \bar{u}_d \bar{v}_d + \dots) (1 + p_3 r_d^2 + \dots) \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

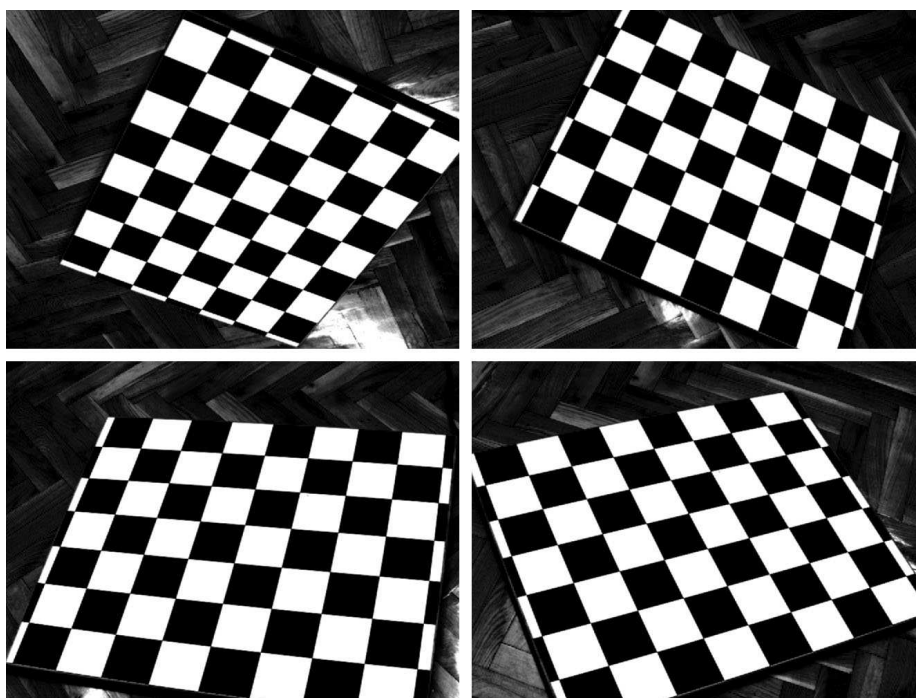
pri čemu vrijedi da je $\bar{u}_d = u_d - u_0$, $\bar{v}_d = v_d - v_0$, $r_d = \sqrt{\bar{u}_d^2 + \bar{v}_d^2}$ i $\delta = [k_1, k_2, \dots, p_1, p_2, \dots]^T$. Parametri $k_1, k_2, \dots$ su koeficijenti radijalne distorzije, dok su $p_1, p_2, \dots$ koeficijenti tangencijalne distorzije leće.

Ne postoji jednostavno analitičko rješenje navedenog problema, te se do njega dolazi aproksimacijom i iterativnim ponavljanjem algoritma, pri čemu se u svakom sljedećem ponavljanju pogreška smanjuje. Postupak se ponavlja dok se ne izvrši proizvoljan broj ponavljanja ili se dođe do dovoljno male, unaprijed definirane pogreške. Traženje parametara metodom optimizacije (koja minimizira kvadratnu pogrešku) ispravlja pogrešku distorzije s točnošću od 1/50 piksela [120].

U većini sustava koji se koriste strojnim vidom, krajnje performanse realiziranog sustava znatno ovise o metodi i kvaliteti izvršene kalibracije. Potreba za kalibracijom kamere se prvi put javila nakon uvođenja zračnog snimanja, u svrhu izviđanja i točnog mapiranja objekata na tlu. Korištenje kamera u industrijskoj metrologiji ili robotici zahtjeva nove i fleksibilnije metode kalibracije kamere. Ovisno o primjeni, bira se između točnosti (što je prioritet u metrologiji) i brzini izvršavanja kalibracije. Većina metoda kalibracije razvijena u posljednjih nekoliko godina, napravljena je za jednostavne primjene računalnog vida, gdje je brzina izvođenja algoritma primarna zadaća. Razvijeno je više metoda koje lineariziraju i pojednostavljaju problem optimizacije, među kojima su najcitiranije u znanstvenoj primjeni opisane u sljedećem poglavlju.

3.7 Metode kalibracije

Metoda koju je predložio R. Tsai [22] linearizira veći dio izračuna, ograničavajući efekt distorzije leće na radijalnu komponentu. Najveća prednost je prilagođenost za brzo izvođenje na računalu i nezahtjevanje početnih vrijednosti. U prvom koraku, svi su ekstrinzični parametri izračunati iz ograničenja paralelograma, dok se u drugom koraku ostali parametri određuju nelinearnom optimizacijom. Ne koristi se puni model kamere, čime se ubrzava izračun traženih parametara. Opisana metoda se uglavnom koristi za kalibraciju kamere iz jedne slike, ali se može prošiti na kalibraciju iz više slika pomicanjem kalibracijskog uzorka u prostoru. Osim brzine izvođenja, algoritam koji je uveo R. Tsai se pokazao kao najbolji u slučajevima gdje je izražena jaka radijalna distorzija. Za kalibraciju se koristi uzorak sličan šahovnici ili matrici kružnica, kod kojeg se jednostavno može odrediti središte ili rub objekta. Slijed slika sa kvadratnim uzorcima (šahovnica) korišten pri kalibraciji kamera u ovom radu prikazan je na slici 3.6.



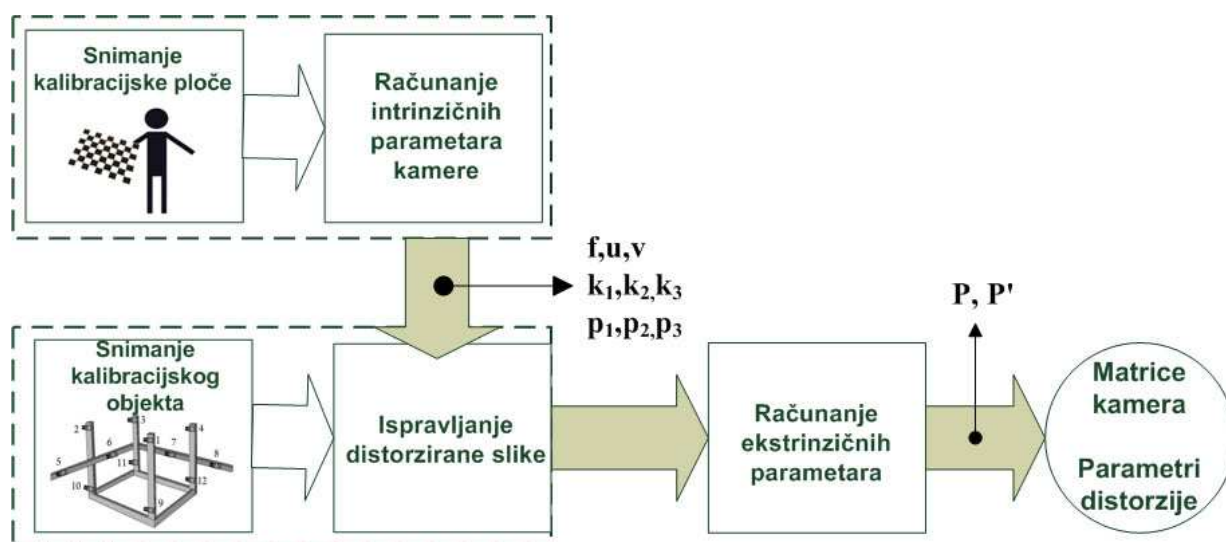
Slika 3.6: Slijed slika kvadratnih uzoraka na kalibracijskoj ploči (šahovnica) korišten za kalibraciju kamere

Algoritam koji je opisao R. Tsai je najstariji i najrašireniji u području računalnog vida, te je napravljen znatan broj implementacija u C/C++ ili drugim naprednijim jezicima [121]. Osim navedene metode, pri kalibraciji kamera koriste se metode temeljene na **DLT** algoritmu. Jedna takva metoda je opisana u radu J. Helkilla [120]. Za snimanje kinematike pokreta čovjeka, u

ovoj disertaciji su korištene kamere koje znatno distorziraju sliku objekata, pogotovo pri rubovima slike. U tom slučaju se preporuča korištenje algoritma, koji u sebi integrira metodu kalibracije predloženu od R. Tsai. U slučajevima kada distorzija leće nije znatno izražena, metoda koja se temelji na **DLT** se pokazala povoljnija dajući točnije rezultate [121].

3.8 Kalibracija sustava za mjerenje kinematike pokreta

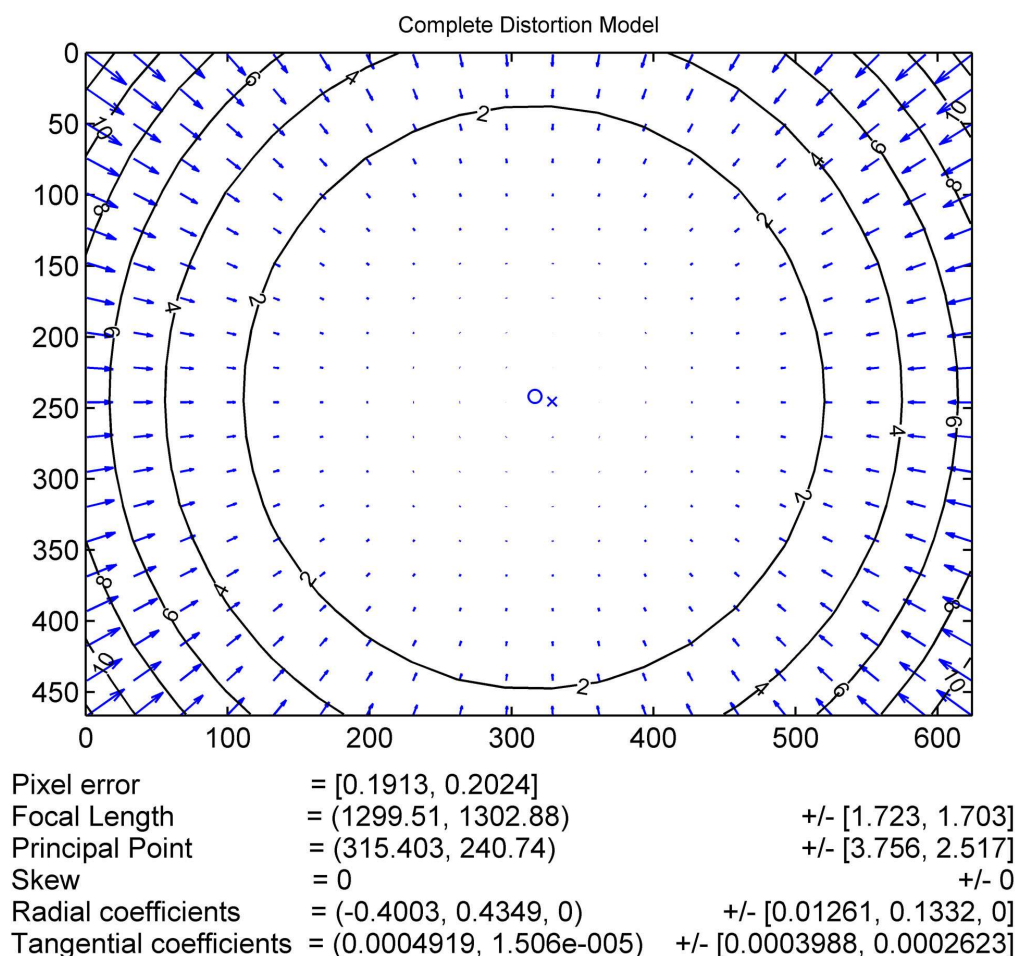
Sustav za mjerenje kinematike ljudskih pokreta sastoji se od dvije identične kamere smještene na odvojenim tronošcima. Snimanje je vršeno u ograničenom prostoru (laboratorij 50 m^2), te su na kameri upotrijebljene leće sa fokalnom duljinom $f=12.5\text{ mm}$. Postigla se veća iskoristivost prostora laboratorija, dok je negativna posljedica znatna distorzija slike.



Slika 3.7: Dijagram toka koji opisuje postupak kalibracije sustava za mjerenje kinematike

Za kalibraciju cijelog sustava predložen je nešto kompleksniji pristup, koji je ilustriran dijagramom toka na slici 3.7

U prvom koraku se izvršava kalibracija kamere, snimajući nekoliko desetaka slika jednostavnog kalibracijskog uzorka, koji se pomiče u prostoru, pri čemu se obraća pozornost da se obuhvati više orijentacija kalibracijske ploče. Rezultati koji se dobiju su intrinzični parametri svake pojedine kamere. Na slici 3.8 je ilustriran model ukupne distorzije kamere, primjećuje se da su pogreške zbog distorzije na rubovima slike i do 12 piksela. Rekonstrukcija položaja markera, kada distorzija nije ispravljena, rezultirala bi znatnim i nezanemarivim pogreškama u rekonstrukciji položaja markera.

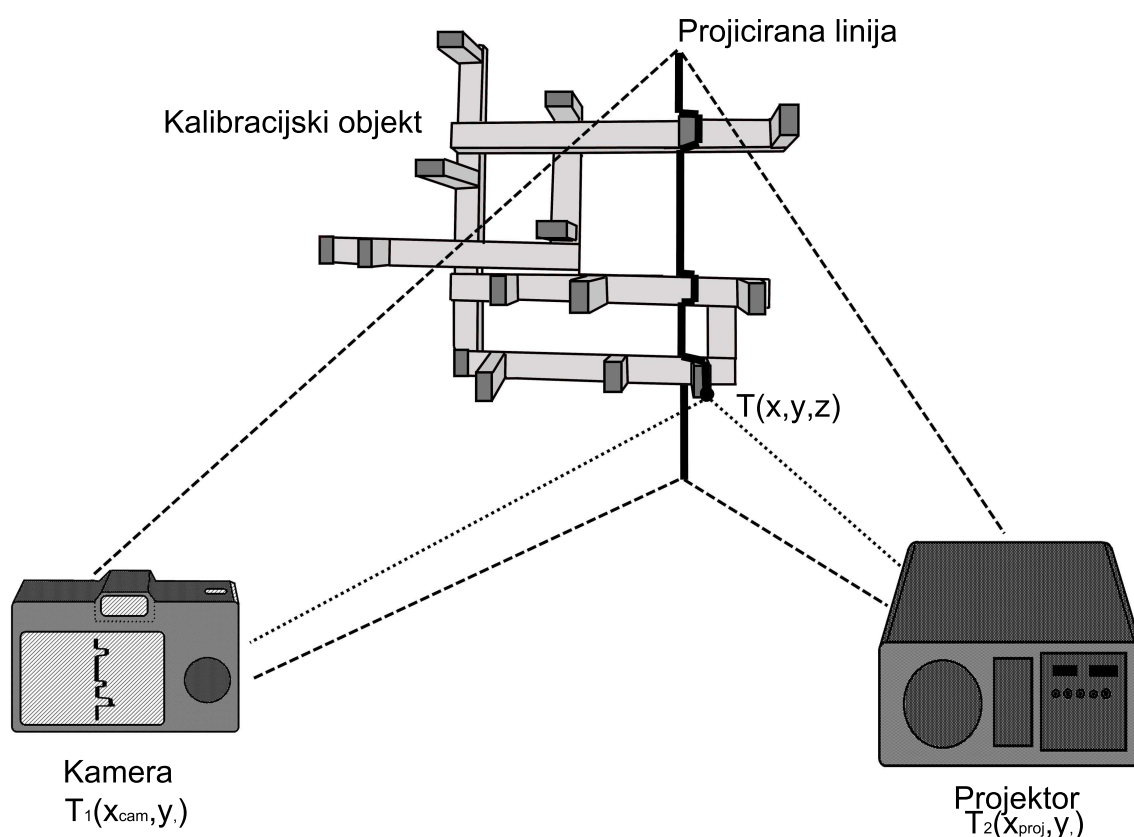


Slika 3.8: Kompletni model distorzije leće kamere dobiven Matlab calibration toolbox-om

U drugom koraku se izvršava kalibracija cijelog mjernog sustava, nakon što su kamere postavljene u položaj za snimanje. Upotrijebljen je veliki kalibracijski objekt sa poznatim položajem 12 ugrađenih markera, slika 3.7. U ovoj fazi je korištena samo jedna slika sa svake kamere, kako bi se mogli dobiti intrinzični i ekstrinzični parametri cijelog sustava. Kako je distorzija leća kamera već u prethodnom koraku ispravljena, nije bilo potrebno ponovno računati parametre modela distorzije. U ovom koraku, podatak koji nas je zanimao su ekstrinzični parametri kamera (sustava), koji opisuju rotacijske i translacijske odnose između kamera i referentnog koordinatnog sustava. Kao krajnji rezultat cjelokupnog postupka kalibracije, dobiva se matrica kamere (P , P'), te parametri distorzije leće ($k_1, k_2, k_3, p_1, p_2, p_3$).

3.9 Kalibracija 3D skenera

Postupak kalibracije 3D skenera je u principu sličan kalibraciji sustava za mjerenje kinematike. 3D skener se sastoji od jedne digitalne kamere (pasivna kamera) i jednog **DLP** projektor (aktivna kamera). Analogno sustavu za mjerenje kinematike, i kod ovog sustava je postupak kalibracije podijeljen u dva koraka. Ispravljanje distorzije i pribavljanje intrinzičnih parametara digitalne kamere je izvršeno u potpunosti isto kao i za kamere upotrebljene pri mjerenju kinematike.



Slika 3.9: Kalibracija 3D skenera skeniranjem objekta poznate konfiguracije

Izvršeno je ispitivanje razine distorzije koju uzrokuje leća *DLP* projektor. Na okomiti zid se projicirala struktura slična šahovnici, te se ručnim mjerenjem odredilo postojanje distorzije projicirane slike. Pokazalo se da je projicirana slika zanemarivo distorzirana, zbog konfiguracije leća i ugrađene komponente za ispravljanje slike, koju posjeduju uređaji za projekciju, te zbog toga nisu upotrijebljene metode za dodatno ispravljanje projicirane slike.

U drugom koraku su određeni ekstrinzični parametri sustava, odnosno matrice aktivne kamere (projektor) P i kamere P' , pri čemu je skeniran objekt poznate površinske konfiguracije. Kamera i projektor su postavljeni tako da im odnosi položaja točaka u projiciranoj i snimljenoj vertikalnoj liniji odgovaraju, odnosno može se odrediti međusobni odnos. Za svaku projiciranu vertikalnu zraku sa projektor, koja obasjava površinu snimanog objekta poznat je njen indeks (redni broj projicirane linije) odnosno x_{proj} . Ista zraka se odbija od površine objekta i upada na ravninu slike kamere, što je ilustrirano na slici 3.9.

Ovim postupkom se dobiva odgovarajući par koordinata za svaku ključnu točku, $T_1(x_{cam}, y)$ i $T_2(x_{proj}, y)$, iz kojeg se računaju ekstrinzični parametri sustava, postupkom opisanom u poglavlju 3.4.

Poglavlje 4

Sustav za mjerenje kinematike pokreta

4.1 Uvod

Precizno mjerenje kinematike ljudskih pokreta je temeljni korak u njihovoj analizi. Idealan sustav za mjerenje kinematike, osim zadovoljavajuće točnosti, treba biti neinvazivan, siguran za korištenje, prilagodljiv i u konačnici cjenovno pristupačan.

U ovom poglavlju je opisan razvoj i testiranje jednog takvog sustava temeljenog na optoelektroničkim komponentama. Novina sustava jest dizajn koji je baziran na aktivnim **LED** (eng. Light Emitting Diode - *Dioda koja emitira svjetlo*) markerima, umjesto do sada uglavnom korištenih **IC** (Infra Crvenih) markera. Oni se snimaju pomoću para Basler 602fc brzih industrijskih kamera, koje rade u vidljivom spektru svjetla. Kao dodatak hardverskim komponentama sustava, razvijena je i softverska komponenta koja upravlja kamerama, rekonstruira položaj markera te u konačnici izvršava analizu kinematike pokreta s detaljnom grafičkom prezentacijom rezultata.

Opisan je novo uvedeni superrezolucijski model markera, koji znatno povećava točnost rekonstrukcije 3D položaja markera. Točnost i performanse cijelog sustava su testirane u statičkim uvjetima, rekonstruirajući položaj 100 markera postavljenim na poznate lokacije. Naknadno je sustav testiran u radnim dinamičkim uvjetima, pri čemu su analizirani parametri kinematike hoda 30 ispitanika, te su uspoređeni sa referentnim podacima dostupnim u literaturi. Svi rezultati su prezentirani i detaljno analizirani, pri čemu su doneseni zaključci o ukupnim mogućnostima sustava, s predloženim budućim unaprjeđenjima.

Istraživanje koje je opisano u ovom poglavlju je napravljeno s ciljem razvoja relativno jeftinog, točnog i pouzdanog sustava za praćenje i analizu kinematike pokreta, koje odgovara eksperimentalnim potrebama Laboratorija za biomehaniku, automatiku i sustave (LaBACS) Fakulteta elektrotehnike strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Splitu. Cijeli sustav je razvijen kao

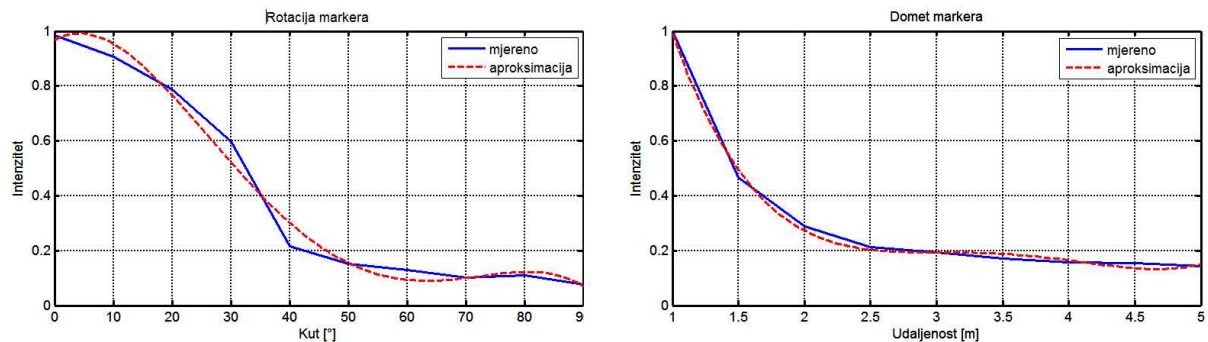
cjenovno pristupačna alternativa za mjerenje kinematike u laboratorijima kojima komercijalni "Vicon" ili "Optotak" sustav nisu dostupni.

4.2 Korištena oprema

Osnovna hardverska komponenta sustava za snimanje kinematike pokreta je par Basler 602fc brzih industrijskih kamera. One su u mogućnosti slati na računalo video rezolucije 656 x 490 piksela, brzinom of 100 Hz preko brzog firewire sučelja. Veće brzine snimanja (do 320 Hz) su moguće, ali uz znatno smanjenje rezolucije ili smanjenja vidnog polja pojedine kamere. Brže snimanje, odnosno veći broj slika u sekundi, omogućava kvalitetnije praćenje pokreta s mogućnošću izračuna i analize viših derivacija pomaka (brzine i akceleracije). Na kameru su postavljene Fujinon 12.5 mm HF12.5HA-1B leće koje u kombinaciji sa navedenim kamerama omogućavaju pokrivanje oko 3 m x 2.5 m mjernog područja kada se kamera udalji 4 m od snimanog objekta. Obje kamere su pričvršćene na tronožac koji dozvoljava tri rotacijske i jednu translacijsku slobodu pokreta, te služi za dodatno podešavanje kamere u laboratoriju. Prednost industrijskih kamera je što one omogućavaju ručno namještanje svih parametara, za razliku od kamera za kućnu uporabu koje su namijenjene nevještim korisnicima i imaju ugrađeno skopovlje koje automatski namješta sve relevantne parametre snimanja, što u konačnici rezultira subjektivno kvalitetnijom snimkom. Ova mogućnost je korisna u svakodnevnim situacijama kada se kamera često treba prilagođavati različitim svjetlosnim uvjetima. Međutim, kod mjerenja u kontroliranim uvjetima (kao u laboratoriju) i kada su kamere nepokretne ili fiksirane na tronošcima, automatsko namještanje parametara može pogoršati kvalitetu snimljene slike i tako onemogućiti ispravno mjerenje. Manifestira se u stalnim promjenama oblika i veličine markera, te se javlja pozadinski šum pri čemu pozadinski objekti mogu postati vidljivi. Mogućnost ručnog namještanje otvora blende, fokusa, osjetljivosti i vremena ekspozicije potrebne su za efikasnu detekciju aktivnog markera u prostoru. Druga ključna hardverska komponenta je aktivni marker napravljen od 3 mm **LED** sa ravnim vrhom i deklariranim intenzitetom svjetlosti od 5 Cd. **LED** markeri sa ravnim vrhom (takozvani "flat-top") nude bolju vidljivost (širi kut) od obične **LED** svjetiljke. Visoki intenzitet svjetla koje **LED** marker emitira je potreban da u kratkom vremenu ekspozicije stvori kvalitetnu sliku markera dok se ostatak laboratorija, uključujući ispitanika i ostatak opreme na slici ne vide.

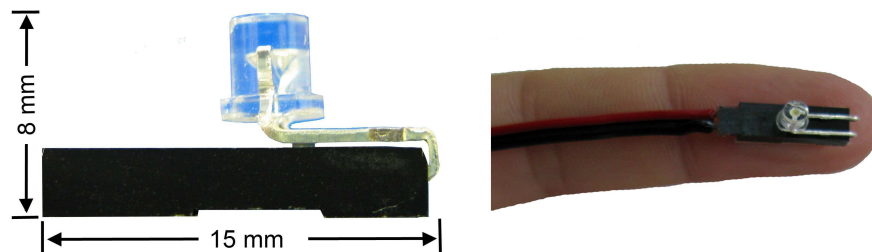
Kako bi se potvrdile navedene pretpostavke, izvršeno je mjerenje intenziteta svjetlosti **LED** markera za različite upadne kutove. Rezultati normirani s obzirom na maksimalni intenzitet su prikazani u obliku grafa na slici 4.1 lijevo. Dodatna mjerenja su pokazala da je dovoljno 10% intenziteta kako bi se marker mogao detektirati i pratiti na slici. To znači da se može pratiti i u

uvjetima kada je rotiran 90° s obzirom na kameru, dok se zakretom većim od 90° marker zaklanja i više nije vidljiv. Osim testa intenziteta markera s obzirom na upadni kut, izvršeno je mjerenje ovisnosti intenziteta markera s promjenom udaljenosti od kamere. Rezultat mjerenja je prikazan na slici 4.1 desno, pri čemu je i očekivano da intenzitet pada s kvadratom udaljenosti od kamere. Najveća iskoristiva udaljenost markera kada je rotiran 45° od kamere (simulirani radni uvjeti) je 7 m. Veća udaljenost se postiže korištenjem 5 mm **LED** markera sa znatno jačim intenzitetom (10 Cd). Međutim, za mjerenja kinematike koja su vršena u ovom radu, gdje je sustav za snimanje udaljen 4 m od snimanog objekta, 3 mm **LED** markeri su se pokazali dostatnima.



Slika 4.1: Intenzitet markera s obzirom na upadni kut pri čemu je marker udaljen 4 m od kamere (lijevo), intenzitet markera s obzirom na promjenu udaljenosti (desno)

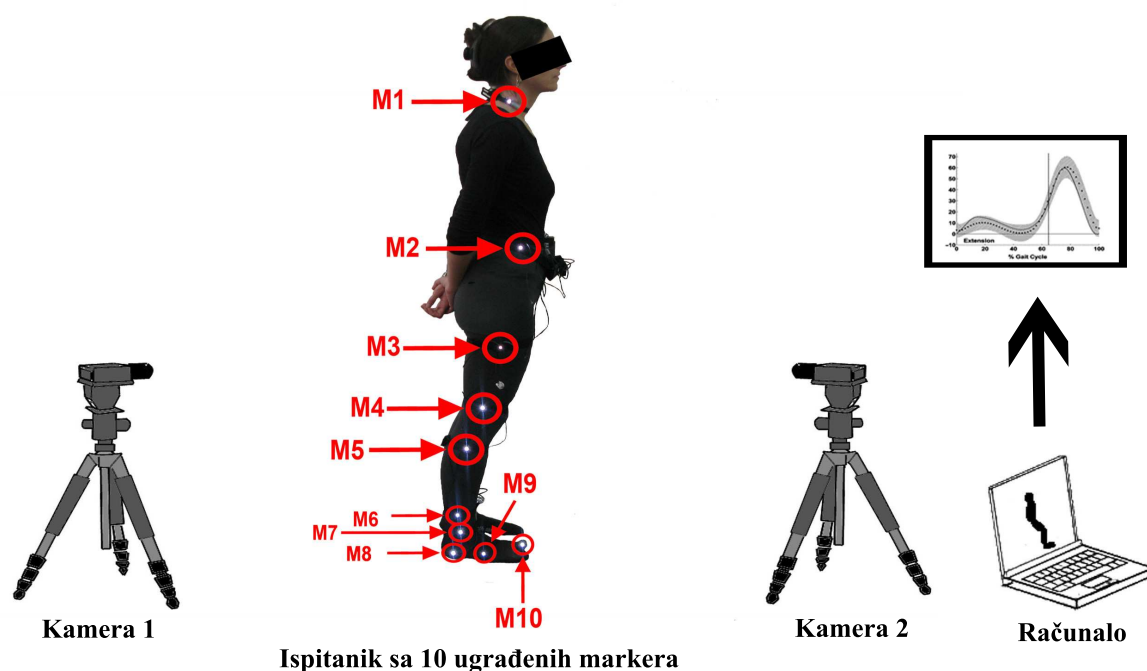
LED svjetiljka je postavljena u maleno i lagano plastično kućište, koje s druge strane ima konektor i žice za napajanje, slika 4.2 lijevo. Oblik kućišta je odabran s ciljem da se postigne što je moguća veća površina baze kako bi se markeri mogli lakše pričvrstiti na praćeni segment, bilo to pomoću ljepila, ljepljivih traka ili ugradnjom (ušivanjem) u odjeću. Zbog male mase i dimenzija marker se jednostavno pričvršćuje na tijelo ispitanika, što je ilustrirano slikom 4.2 desno, gdje je zalijepljen na kažiprst ispitanika.



Slika 4.2: Dimenzije aktivnog markera (lijevo), marker pričvršćen na kažiprst (desno)

Svi markeri su spojeni pomoću tankog i fleksibilnog kabela na centralu jedinicu, u kojoj se

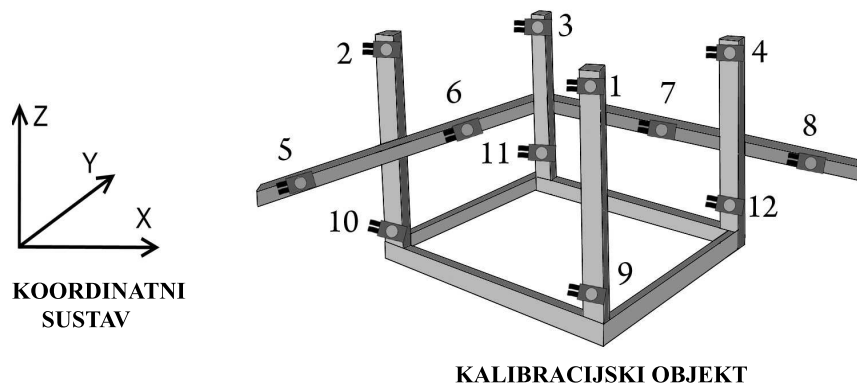
nalazi baterija i upravljačka elektronika. Centralna jedinica može napajati najviše 20 **LED** 3 mm markera ili 10 **LED** 5 mm markera. Za praćenje kinematike pokreta se koriste minimalno po dva markera na promatranom segmentu, tako da se sa 10 markera može pratiti kretanje 5 segmenata, što je dovoljno za analizu kretanja samo jedne strane tijela, uz pretpostavku simetrije. Sustav sa dvije kamere može efikasno snimati markere samo sa jedne strane tijela, dok bi za potpuno praćenje kinematike pokreta cijelog tijela sa objiju strana bilo potrebno koristiti najmanje još jedan par kamera postavljenih sa suprotnih strana ispitanika. Dogradnja sustava sa još dvije kamere bi znatno povećala cijenu sustava, ali i otežala postavljanje opreme u laboratoriju zbog zahtjeva sa većim mjernim prostorom. Markeri su ušiveni u rastezljive trake koje su naknadno pričvršćene na predefinirana mjesta tijela ispitanika, prateći redoslijed postavljanja opisan u literaturi [3]. Na slici 4.3 je ilustriran sustav za mjerenje kinematike, koji se sastoji od dvije kamere, računala za obradu podataka, te 10 markera. Dio markera je ušiven u odjeću kako bi se ubrzala priprema za mjerenje, odnosno spriječilo odvajanje markera prilikom brzih pokreta ekstremiteta.



Slika 4.3: Komponente sustava za mjerenje kinematike koji se sastoji od dvije kamere (Kamera 1 i Kamera 2), računala i 10 markera (M1 .. M10) postavljenih na tijelo ispitanika

Za potrebe kalibracije, od metalnog laboratorijskog stola izrađen je objekt veličine 160 x 90 x 60 cm, pri čemu su dodatno postavljene dvije prečke okomito na noge stola i tako realizirao objekt kompleksnije konfiguracije koji pokriva veći volumen. Kalibracijski objekt je napravljen

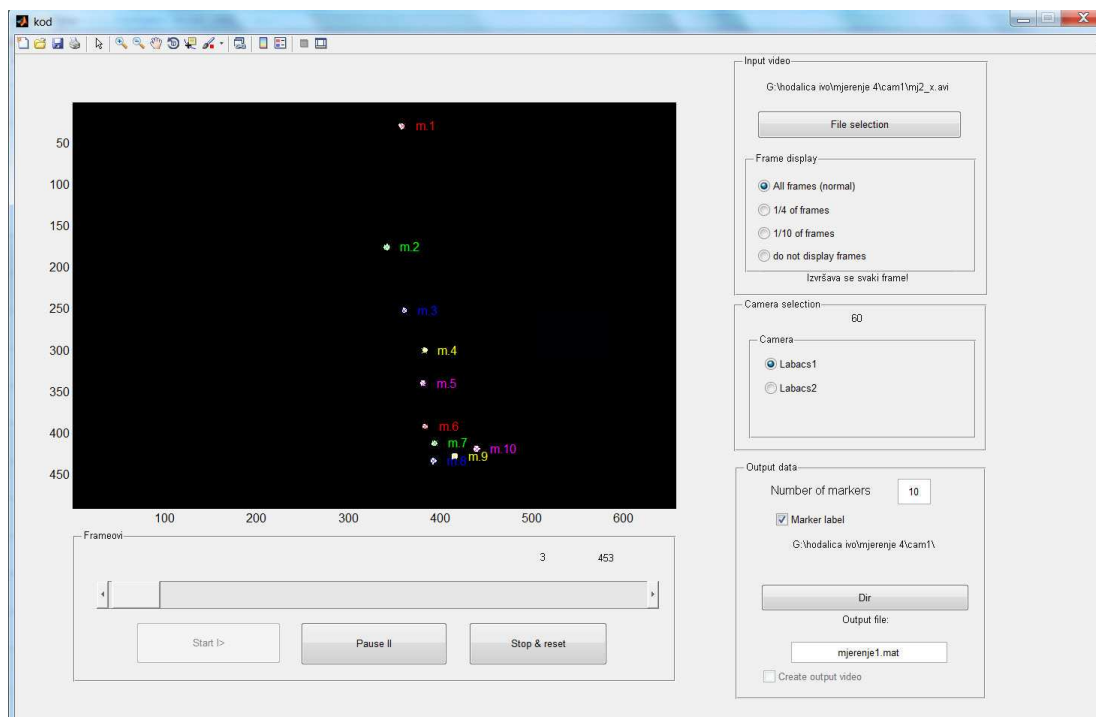
od nefleksibilnog materijala, koji tako osigurava da svi markeri zadrže originalne položaje tokom dužeg razdoblja. Mogući negativni učinak je što pomak markera od nekoliko milimetara može rezultirati pogrešnom kalibracijom te zahtjeva ponovno mjerenje položaja svih markera na kalibracijskom objektu. Izrađeno je dodatnih 12 markera koji su ugrađeni u kalibracijski objekt, te su raspoređeni kao na slici 4.4. Uz kalibracijski objekt na slici 4.4 je ilustriran koordinatni sustav koji se definira postupkom kalibracije.



Slika 4.4: Koordinatni sustav (lijevo) i objekt sa ugrađenim markerima koji je korišten za kalibraciju (desno)

Implementacija softvera za detekciju i praćenje markera, zajedno sa grafičkom prezentacijom svih rezultata je napravljena korištenjem MATLAB 2010a paketu [122]. Grafičko sučelje glavne aplikacije, koje je prezentirano na slici 4.5, omogućava detekciju, praćenje i rekonstrukciju položaja markera iz snimljene video datoteke. Postupak rada sa aplikacijom je sljedeći: korisnik odabire ulaznu datoteku, bira parametre kamere kako bi se uklonile distorzije specifične za svaku kameru, određuje broj markera koji će se pratiti, te imenuje izlaznu datoteku u kojoj se snimaju koordinate praćenih markera. U sljedećem koraku počinje se sa izvršavanjem programa, gdje se iz prve slike automatski prepoznaju sve potencijalni markeri. Korisnik ručno označava (identificira) markere koje želi pratiti, nakon čega se nastavlja rekonstrukcija kretanja odabranih markera. Algoritam za točnu detekciju središta markera, koji je detaljno analiziran u poglavlju 4.3 je integriran unutar prezentirane aplikacije, i izvršava se bez dodatne intervencije korisnika.

Zbog ograničenog vidnog polja sustava za snimanje (pokriveno je područje širine oko 4 m), kinematika hoda se mjeri uz pomoć motorizirane hodalice sa pokretnim remenom. Tako se omogućava snimanje većeg broja koraka bez da korisnik izlazi iz vidnog polja sustava. Hodalica koja je korištena u mjerenjima je model Pro Supra, površine za hodanje 40 cm x 110 cm s mogućnošću ručnog odabira brzine trake, počevši od 2 km/h do 10 km/h s koracima od 0.1 km/h.

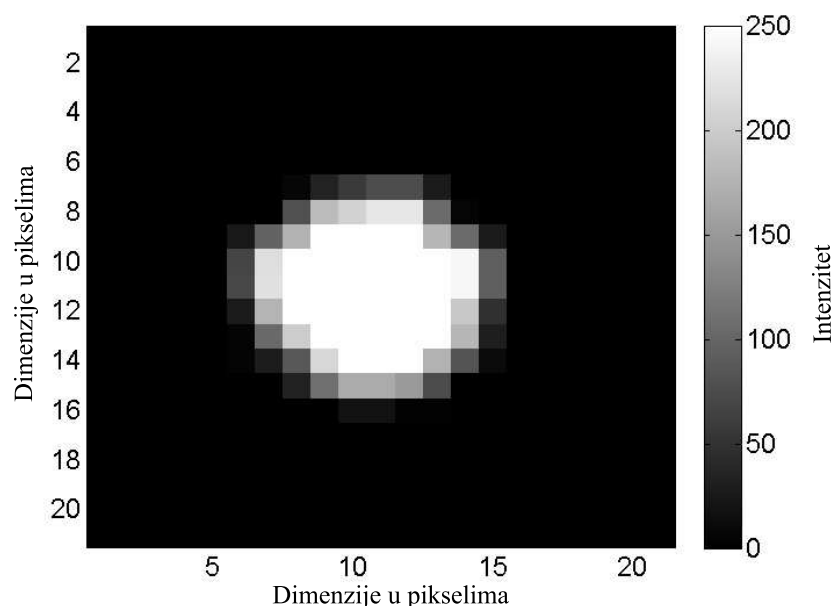


Slika 4.5: Grafičko korisničko sučelje programa za mjerenje i analizu kinematike pokreta

4.3 Model markera

Snimanje objekta u prostoru pomoću kamere je proces koji uzima diskretne uzorke kontinuirane površine objekata (piksel). U realnim uvjetima teško je postići da se pojedina točka na površini tijela idealno podudara sa središtem piksela, i tako bude u potpunosti sadržana u samo jednom pikselu. U realnom slučaju, snimljena točka ili objekt je vidljiv na nekoliko susjednih piksela, pri čemu intenzitet piksela ovisi o tome koliko je "površine" objekta sadržano u pojedinom pikselu. Kada se kamerom snimi 3 mm aktivni marker, on je u potpunosti sadržan unutar grupe susjednih piksela, (slika 4.6), pri čemu je vidljiva nejednakost intenziteta piksela na rubnom prstenu markera. Svjetlo koje pojedina dioda markera emitira, rasprši se na nekoliko susjednih piksela, što je posljedica nepodudaranja centra markera sa centrom piksela. Rubni pikseli koji imaju veću razinu intenziteta su bliži "pravom" središtu markera, dok su oni sa manjom razinom intenziteta udaljeniji od "pravog" središta markera.

Ove, relativno male varijacije intenziteta piksela na njegovim rubovima, se mogu iskoristiti za izračun točne lokacije centra markera samo ako je poznato pravilo po kojem se intenziteti u okolini centra markera distribuiraju. Pravilo koje opisuje raspodjelu intenziteta oko centra markera je poznato kao model markera.

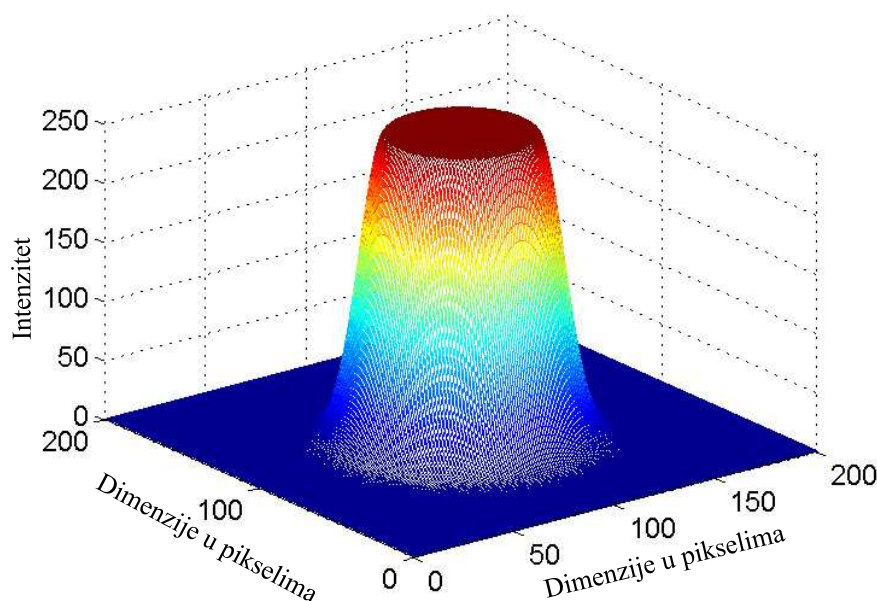


Slika 4.6: Uvećani prikaz markera sa vidljivim promjenama intenziteta na rubovima.

Prije samog razvoja modela markera, iskazala se potreba testirati utjecaj šuma na male varijacije intenziteta, kako bi se došlo do zaključka može li se u praksi iskoristiti predloženi model markera. Snimke markera koji je nepokretan u prostoru, snimljene u različitim vremenskim intervalima bi trebale biti identične. Varijacije intenziteta piksela između snimki su posljedica šuma, bilo to sa strane kamere ili markera. Snimano je 10 fiksnih markera po 100 puta uzastopno, te je razina šuma mjerena na bazi od ukupno 1000 slika markera. Analizirana je varijacija intenziteta rubnih piksela markera koji nisu u zasićenju, odnosno maksimalnog intenziteta svjetlosti. Pikseli rubnog prstena markera su najosjetljiviji na šum, te se upravo njihovom analizom došlo do ukupne razine šuma u sustavu. Stabilno baterijsko napajanje aktivnih markera je omogućilo konstantni intenzitet svjetlosti, tako da hardver markera nije mogao u znatnoj mjeri utjecati na rezultate mjerenja. Srednja razina šuma dobivena analizom iznosi 0.702 razina intenziteta (standardna devijacija od 0.403 razina intenziteta) za 8-bitni senzor, koji može razlikovati ukupno 255 razina intenziteta.

Willert et. al. je u radu [123] naveo da se intenzitet čestice snimljene kamerom može modelirati korištenjem Gaussove distribucije. Profesionalni sustavi koriste kombinaciju **IC** markera i kameru sa 10 ili 12 bita rezolucije intenziteta, pri čemu model markera prati oblik Gaussove krivulje. U slučaju kada se koriste kamere u vidljivom spektru i markeri visokog intenziteta, dio piksela na kojima je vidljiv marker je u zasićenju. Pretpostavljeni model aktivnog markera ilustriran je na slici 4.7. Središnji dio, koji se nalazi u zasićenju ima maksimalni intenzitet ($I=255$),

dok se ostatak markera ponaša prateći Gaussovu krivulju.

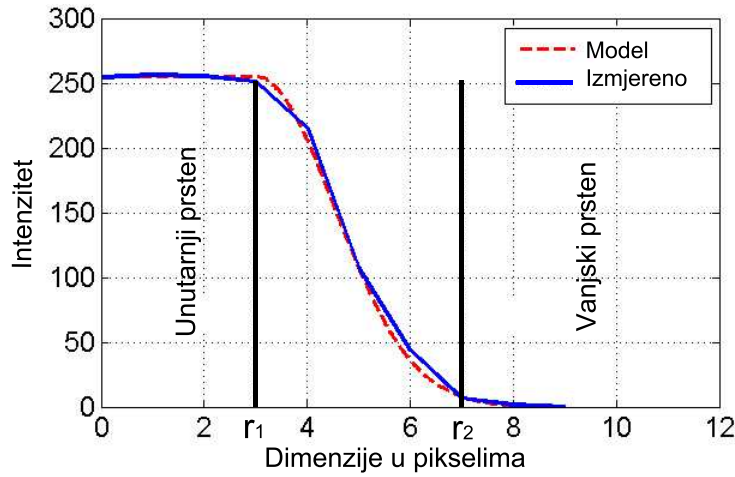


Slika 4.7: Predloženi 3D model markera baziranog na LED svjetilkama u vidljivom spektru

Eksperimentalno je dobivena distribucija intenziteta markera, tako što se 100 puta snimilo 10 markera koji su stalno pomicali u prostoru, obuhvaćajući razne veličine i položaje markera. Početno središte svakog markera je pretpostavljeno iz centroida binarizirane slike markera. Analiziran je intenzitet svih piksela markera s obzirom na pretpostavljeno središte, te se kao rezultat dobila krivulja koja opisuje distribuciju intenziteta markera. Dobivena krivulja koja je ilustrirana na slici 4.8 ima oblik Gaussove krivulje, te se određivanjem njenih parametara može izraditi matematički model po kojem se distribuiraju intenziteti piksela snimljenog markera. Fokus cijele analize je stavljen na maleno područje prikazane krivulje, na slici 4.8 označeno između r_1 (centralni dio markera sa zasićenim pikselima) i r_2 (radijus ukupnog markera).

Gaussov estimator sa tri točke i lokalni estimator najmanjih kvadrata su dokazani da daju najmanju pogrešku u određivanju centra čestice sa slike, kada se usporede sa drugim tradicionalnim metodama (metoda centra mase) [124]. Gaussov estimator se uobičajeno koristi za određivanje središta čestice prilikom gibanja fluida metodom **DPIV** (eng. Digital Particle Image Velocimetry - *Mjerenje brzine čestica iz digitalne slike*) koju je preložio Willert i suradnici u radu [123].

Za određivanje parametara krivulje (modela markera) je korišten Gaussov estimator sa tri točke, koji parametre računa analizirajući dobivenu distribuciju intenziteta [123]. Predloženi model markera je baziran na 2D Gaussovoj krivulji, koji je opisan jednačinom 4.1, pri čemu je I intenzitet na lokaciji (x,y) od centra markera, A je najveći intenzitet, a σ je standardna devijacija.



Slika 4.8: Distribucija svjetlosnog intenziteta markera promatrana s obzirom na središta markera prema njegovim rubovima

$$I_{(x,y)} = Ae^{\left(-\frac{x^2+y^2}{2\sigma}\right)} \quad (4.1)$$

Pod pretpostavkom da je distribucija intenziteta simetrična, model se može pojednostavniti jednodimenzionalnim modelom opisanom jednačbom 4.2, gdje X_c predstavlja centar markera, a $(X - X_c)$ je udaljenost promatrane točke od centra markera.

$$I_{(x)} = Ae^{\left(-\frac{(X-X_c)^2}{2\sigma}\right)} \quad (4.2)$$

Parametar X_c i σ su nepoznati, te se trebaju odrediti. Gaussov estimator sa tri točke je jednodimenzionalna aproksimacija distribucije intenziteta markera, koja računa parametar σ . Tri točke potrebne za rješavanje ovih jednačbi su intenzitet centralnog piksela (I_0, X_0) , i dva susjedna piksela (I_{0+1}, X_{0+1}) i (I_{0-1}, X_{0-1}) .

Standardni Gaussov estimator sa tri točke se može zapisati sa 4.3.

$$X_c = X_0 + \frac{I_{0-1} - I_{0+1}}{2(I_{0-1} + I_{0+1} + 2I_0)} \quad (4.3)$$

Kombiniranjem jednadžbi 4.2 sa jednadžbom 4.3, standardna devijacija se može zapisati jednadžbom 4.4.

$$\sigma^2 = \frac{\ln I_{0-1} - \ln I_0}{(X_0 - X_c)^2 - (X_{0+1} - X_c)^2} \quad (4.4)$$

Potpuni model markera, izveden iz jednostavnog Gaussovog modela (4.2) se zapisuje u obliku jednadžbe 4.5.

$$I(x, y, r_1, r_2, A, X_c, Y_c) = \begin{cases} Ae^{-\frac{(x-X_c)^2 + (y-Y_c)^2}{2\sigma^2}} & \text{za } r_2 > \sqrt{x^2 + y^2} > r_1 \\ A & \text{za } \sqrt{x^2 + y^2} < r_1 \end{cases} \quad (4.5)$$

U jednadžbe se uvode dva nova parametra, r_1 tj. radijus unutarnjeg zasićenog dijela markera i r_2 radijus cijelog markera. Primijećeno je da standardna devijacija Gaussove distribucije varira sa veličinom markera, i linearno prati veličinu $(r_1 - r_2)$. Eksperimentalni rezultati na 1000 mjerenja pokazuju da se standardna devijacija može aproksimirati jednadžbom 4.6.

$$\sigma = 0.57(r_2 - r_1) \quad (4.6)$$

Nakon što je dobiven model distribucije intenziteta, centar markera se traži metodom najmanjih kvadrata pogreške, opisanoj u jednadžbi 4.7, gdje je I intenzitet markera temeljen na modelu markera, a M je originalna slika markera na lokaciji (u, v) . Kada se dosegne minimum pogreške E , centar markera je pronađen na lokaciji (x_c, y_c) .

$$E_{(r_1, r_2, u, v, x_c, y_c)} = \sum [I_{(x, y, r_1, r_2, A, x_c, y_c)} - M_{(u, v)}]^2 \quad (4.7)$$

Eksponencijalni nagib dobiven modelom markera je označen isprekidanim linijama na slici 4.8, dok je eksperimentalno izmjereni nagib označen punom linijom na istoj slici. Primjećuje se poklapanje dviju krivulja.

Predloženi sustav pokriva oko 3.8 m prostora, koristeći se kamerom koja ima 659 piskela horizontalne rezolucije. Ako je centar markera efikasno procijenjen u razini 1/20 piksela, stvarna rezolucija sustava odgovara 0.288 mm, što je dovoljno za većinu aplikacija u biomehanici. Stoga je i algoritam detekcije središta markera optimiziran i postavljen za pretraživanje u koracima od 1/20 piksela. CCD senzori koji se danas koriste u kamerama imaju 8-bitno razlikovanje intenziteta (256 razina intenziteta), te je logično da su mogućnosti sustava koji se koristi kamerama sa 10 ili 16 bita rezolucije po pikselu višestruko točnije od sustava koji imaju samo 8-bitno razlikovanje intenziteta.

4.4 Mjerenje i obrada podataka

Testiranje mogućnosti sustava podijeljeno je u dvije faze. U prvoj fazi je testirana točnost sustava u statičkim uvjetima, odnosno kada je marker nepokretan. Izrađena je jednostavna aluminijska konstrukcija s klizačima, koja je omogućavala postavljanje markera na odabrani položaj u prostoru sa točnošću 1/10 milimetra. Konstrukcija je pričvršćena na kalibracijski objekt, što je omogućilo lakšu usporedbu rezultata jer su rekonstruirane koordinate markera bile vezane za koordinatni sustav definiran kalibracijskim objektom. Na svakom paru slika je snimljen mjereni marker, kao i markeri kalibracijskog objekta. Opisana procedura je ponavljana za svih 100 slučajno izabranih položaja markera u prostoru. Rekonstruirane koordinate markera su uspoređene sa njihovim zadanim položajima, te je izvršena analiza pogrešaka u statičkim uvjetima rada.

U drugoj fazi sustav je testiran u dinamičkim uvjetima rada, odnosno mjerena je kinematika čovjeka u pokretu, te su dobiveni rezultati uspoređivani sa referentnim podatcima iz literature. U mjerenjima je sudjelovalo trideset dobrovoljaca, studenata i zaposlenika Sveučilišta u Splitu, starosti između 22 i 36 godina (prosjeak = 26.1 ± 4.1 godina). Ispitanici nisu pokazivali tjelesne ili druge nedostatke koji bi mogli utjecati na rezultate istraživanja.

Markeri su na tijelo ispitanika postavljeni prema uputama opisanim u literaturi [3], čiji su rezultati uzeti kao referentni. Postavljanje markera kao na slici 4.3 tijelo ispitanika je podijeljeno na pet krutih segmenata: distalni segment stopala, proksimalni segment stopala, potkoljenica, natkoljenica i takozvani **HAT** segment (eng. Head-Arms-Trunk - *Glava-ruke-trup*). Ovim postupkom se efikasno može pratiti kinematika svih relevantnih segmenata koji sudjeluju u hodu, te se mogu izračunati kutovi, kutne brzine i akceleracije koje se pri tome javljaju u zglobovima. Ispitanici su prije samog mjerenja savjetovani kako da se koriste motoriziranom hodalicom, te se kreću unaprijed postavljenom brzinom hoda od 5 km/h. Svako mjerenje je sačuvano kao zasebna video datoteka, koja je naknadno obrađena i analizirana pomoću alata za obradu videa (Virtual-

Dub) [125] i tako pripremljena za daljinu analizu. Par video datoteka (od svake kamere sustava) se učitava u aplikaciju za detekciju i rekonstrukciju položaja markera. Rekonstruirani niz koordinata je izgladen Butterworth filtrom 4. reda sa frekvencijom kidanja postavljenom na 6 Hz, koja eliminira većinu nepotrebnog šuma. Izrađeni su grafovi kutova i kutnih brzina u gležnju, koljenu i kuku za svakog ispitanika. Dobiveni rezultati su međusobno uspoređeni te analizirani zajedno sa referentnim podacima dobavljivim iz literature [3].

4.5 Rezultati

Rezultati mjerenja razvrstani su u dvije skupine. U prvoj skupini rezultata predstavljena je analiza pogreške rekonstrukcije položaja 100 markera u prostoru. Osim ukupne pogreške sustava u 3D prostoru, izvršena je analiza pogreške po svakoj koordinatnoj osi, te su ukupni rezultati uneseni u tablicu 4.1. Sustav ima srednju pogrešku detekcije markera od 0.2009 mm sa standardnom devijacijom od 0.164 mm. Rezolucija sustava je fiksna, stoga je apsolutna pogreška sustava iskazana u milimetrima u relaciji sa udaljenošću kamere od snimanog objekta. Približavanjem kamere, područje koje pokriva jedan piksel postaje manje (smanjuje se i vidno polje pojedine kamere), što za posljedicu daje da se i apsolutna pogreška iskazana u milimetrima smanjuje. Analiza apsolutne pogreške sustava je izvršena za sustav u radnim uvjetima, pri čemu je pokriveno područje dužine oko 3.8 m i visine 2.5 m. Kako bi se mogle lakše preračunati očekivane pogreške sustava za drugačije postavke sustava (udaljenostima kamere i markera), dobiveni rezultati pogrešaka su prikazani i u pikselima kamere. Jedan piksel u opisanim radnim uvjetima pokriva područje od 4.5 mm x 4.5 mm, dok se unaprijeđenijem algoritmom za detekciju središta markera, koji je opisan u prethodnom poglavlju, nastoji postići točnost u razini jednog milimetra. Preciznost bolja od navedene je suvišna, kako se zbog relativnog pomicanja markera na površini tijela javljaju pogreške veličine i do desetak milimetara [34, 35].

Kako bi se prezentirala korisnost superrezolucijskog modela markera, rekonstrukcija položaja markera je ponovljena i za slučaj kada se algoritam za "subpixel" detekciju markera nije izvršavao, te se središte markera određivalo sa diskretnom rezolucijom od jednog piskela. U tom slučaju, dobiveni rezultati su 14 puta lošiji, što u konačnici rezultira prosječnom pogreškom od 2.8 mm.

Analiza pogreške je, osim u tabličnom obliku, prezentirana korištenjem "cat-and-whiskars" grafova prikazanim na slici 4.9. Prezentirani graf je podijeljen u četiri sekcije, koje samostalno analiziraju pogreške za X-os, Y-os, Z-os te posljednja sekcija koja analizira ukupnu pogrešku u prostoru. Okviri pojedinih grafova opisuju standardnu devijaciju pogreške, linija u središtu

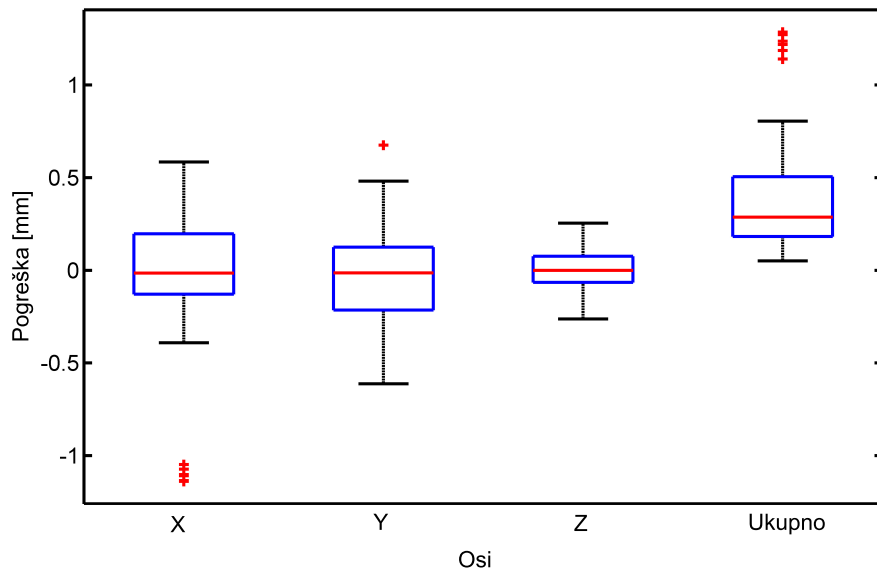
Tablica 4.1: Rezultati točnosti u statičkim uvjetima za x-os, y-os, z-os te 3D prostoru sa i bez algoritma za "subpiksel" detekciju

		X-os	Y-os	Z-os	$3D_{sub}$	3D
Pogreška	srednja	0.2289	0.1121	0.0971	0.2009	2.8420
[mm]	STD	0.2451	0.2622	0.0720	0.1642	2.3540
Pogreška	srednja	0.0559	0.0274	0.0237	0.0490	0.6937
[piksel]	STD	0.0598	0.0640	0.0176	0.0401	0.5746

okvira određuju srednju vrijednost, dok graf van okvira određuje najmanju i najveću vrijednost analizirane pogreške. Kao što se i vidi iz posljednje sekcije, većina pogrešaka u prostoru se nalazi unutar 0.5 mm. U mjernoj praksi je uobičajeno je da se pogreška pokazuje i u obliku **RMSE** koji je računat za ukupnu pogrešku prema jednadžbi 4.8, i u statičkim uvjetima iznosi 0.2441 mm.

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X - \hat{X})^2}{n}} \quad (4.8)$$

Pri čemu je $X_{(x,y,z)}$ rekonstruirana koordinata markera, $\hat{X}_{(x,y,z)}$ je predefiniрана koordinata markera, n je broj uzoraka ($n=100$) dok je sa i označen indeks analiziranog uzorka.



Slika 4.9: Pogreška određivanja položaja markera prikazana odvojeno za X, Y i Z osi te ukupna pogreška u prostoru

U drugoj fazi mjerenja, u kojoj je sudjelovalo trideset ispitanika, cilj je bio usporediti izmjerene kinematičke podatke hoda sa referentnim podacima iz literature [3]. Mjerenja koja su izvršena nad različitim ispitanicima u različitim razdobljima te korištenjem različite opreme je teško međusobno usporediti. Iz tog razloga se u ovom radu nastojao obraditi što je moguće veći broj mjerenja, pri čemu se posebno pazilo da se markeri postave na identične anatomske lokacije, te se mjerenje vrši pri istoj predefiniranoj brzini hoda. Usporedba svih kinematičkih podataka je prikazana na slici 5.4, u poglavlju 5 koje opisuje metode analize kinematike hoda te detekciju anomalija u hodu. Ovim istraživanjem se nastojalo uočiti sličnost rezultata realiziranog sustava sa mjerenjima iz literature.

Za dodatno testiranje sustava u dinamičkim uvjetima, gdje se dobiva numerički rezultat, u obliku srednje pogrešaka ili **RMSE**, bilo bi potrebno usporediti rezultate dobivene sa referentnim sustavima (Vicon ili Optotrak). Sličan se rezultat može očekivati ukoliko se analizira kretanje motoriziranog objekta (robotski manipulator), koji ima visoku točnost pokreta, pri čemu se može usporediti zadani pokret objekta sa njegovom rekonstrukcijom. Navedena mjerenja su planirana kao buduća dodatna testiranja opisanog sustava.

Poglavlje 5

Analiza kinematike hoda

5.1 Uvod

Iskusni ispitivač može donijeti brzu subjektivnu procjenu kreće li se pacijent sa naznakama šepanja, odnosno postoji li naznaka nepravilnosti u hodu. Bez obzira što su za većinu istraživanja subjektivne procjene dovoljne, potrebna je upotreba naprednih sustava za analizu koji daju ujednačenu i objektivnu ocjenu koliko se pojedini pokret razlikuje od zadanog normativa, što je gotovo nemoguće odrediti jednostavnim subjektivnim promatranjem. Pokazao se veliki interes za razvojem metode koja može proizvesti jedinstvene parametre, u obliku grafova ili numeričkih vrijednosti, te odrediti koliko se hod pojedine osobe razlikuje od normalnog zdravog hoda.

Čovjekov hod se u znanstvenim istraživanjima najčešće opisuje i analizira iz kinematičkih podataka pokreta, odnosno promjene kuta zglobova u ovisnosti o vremenu ili ciklusu koraka. Za analizu kinematike hoda, dovoljno je analizirati podatke koji opisuju kut u kuku, koljenu i gležnju, te njihove prve ili druge derivacije za vrijeme jednog punog ciklusa koraka. Prosječni kinematički podaci, za hod ispitanika preko ravne površine ili pokretne trake, su dobiveni na temelju mjerenja više ispitanika, te se u nastavku istraživanja koriste kao normativi hoda pri istim uvjetima mjerenja (isti način hoda i brzina hodanja).

Svaki zglob pri pokretu pokazuje specifično ponašanje, te se naznaka abnormalnosti može uočiti uspoređujući dobivene krivulje promjene kuta zglobova sa ekvivalentnim normativima. Pojedine specifične karakteristike pokreta, kao i male devijacije vrijednosti kuta, ne mogu se detektirati jednostavnom usporedbom krivulja, te je potrebno razviti metodu koja ih unatoč tome može uspješno detektirati.

Cilj istraživanja opisanog u ovom poglavlju je produbiti analizu kinematike hoda, uvodeći nove kinematičke parametre koji su u mogućnosti bolje opisati devijacije analiziranog hoda.

Prednost predložene metode je što može uočiti abnormalnost unutar ciklusa koraka, odnosno odrediti interval u kojem se abnormalnost pojavila.

U mjerenju je sudjelovalo trideset zdravih ispitanika regrutiranih između zaposlenika i studenata Sveučilišta u Splitu. Istraživanje je podijeljeno u dvije faze. Rezultati prve faze istraživanja su normativi hoda za hod na motoriziranoj hodalici, potrebni za ostatak istraživanja. Primarni cilj mjerenja nije bilo stvaranje normativa hoda za populaciju Hrvatske, za što bi bilo potrebno višestruko više sudionika iz različitih dobnih skupina. U drugoj fazi istraživanja, simuliran je abnormalni hod, tako da se ispitaniku pomoću čvrstog steznika fiksiralo koljeno. Iz podataka prikupljenih u drugoj fazi, razvijena je napredna metoda analize kinematičkih podataka hoda, koja uključuje analizu svih dostupnih i izvedenih kinematičkih podataka. Kao rezultat dobiva se jedinstveni parametar nazvan "faktor hoda", koji u konačnici opisuje odstupanje analiziranog hoda i ekvivalentnog normativa.

Cilj istraživanja opisanog u ovom poglavlju je izrada metode koja će pomoći ekspertnom sustavu u analizi ljudskog hoda, izvještavati liječnike i fizioterapeute, te pomoći u savjetovanju o napretku rehabilitacije pacijenta.

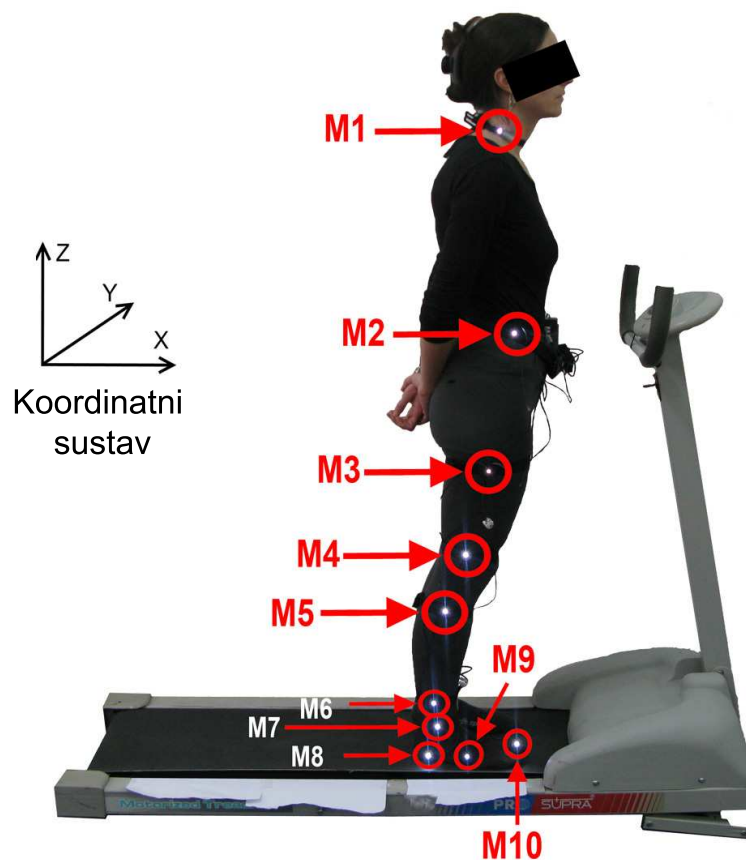
5.2 Korištena oprema

Kinematički podaci hoda su dobiveni mjerenjem sa sustavom koji je u potpunosti izgrađen u LaBACS laboratoriju Fakulteta elektrotehnike strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Splitu. Sustav za mjerenje kinematike pokreta temelji se na optoelektroničkim komponentama: paru brzih industrijskih kamera, aktivnim **LED** (eng. Light Emitting Diode - *Dioda koja emitira svjetlo*) markerima i **PC** (eng. Personal Computer - *Osobno računalo*) zaduženo za obradu izmjerenih podataka. U poglavlju 4. je objašnjen princip rada sustava, te su izvršena i prezentirana detaljna mjerenja točnosti u statičkim uvjetima.

Sustav mjeri i analizira kinematičke parametre hoda ispitanika, prateći kretanje aktivnih markera koji su pozicionirani na karakteristične dijelove tijela. Položaji deset aktivnih markera na tijelu su ilustrirani slikom 5.1, markeri su postavljeni tako da omogućuju izračun kinematičkih parametara kuka, koljena i gležnja u sve tri prostorne dimenzije. Odjeća sa već ugrađenim markerima olakšava postavljanje površinskih markera na željene lokacije i razvezivanje kabela napajanja centralne jedinice. Konstrukcija za stopalo je napravljena od rastezljivih traka sa ugrađenim markerima. Takva konstrukcija se jednostavno prilagođava bilo kojoj veličini ili obliku stopala, i ne smeta ispitaniku tokom izvršavanja pokreta. Posebna pozornost se obratila na kabele za napajanje, razvezujući ih tako da ne bi ometali ili ograničavali prirodne pokrete ispitanika, ili

svojom inercijom tokom brzih pokreta povlačili markere iz svojih originalnih položaja. Mjerenja su izvedena u specijalno pripremljenoj prostoriji, gdje je u sredini mjernog prostora postavljena motorizirana hodalica sa pokretnom trakom površine za hodanje 40 x 110 cm. Motorizirana hodalica model Pro Supra omogućava odabir brzine pokretne trake od 4 do 12 km/h s intervalima od 0.1 km/h.

Obrada podataka je vršena na radnoj stanici sa instaliranim Win XP SP3 operativnim sustavom i MATLAB 2010a paketom. Radnu stanicu pogoni intel E6400 procesor sa 4 GB **RAM** i sustavom diskova u **RAID0** (eng. Redundant Array of Independent Disks) polju.



Slika 5.1: Ispitanik na motoriziranoj hodalici stoji u uspravnom i anatomski neutralnom položaju. Označene su lokacije deset markera (M1 ... M10) postavljenih na tijelo ispitanika

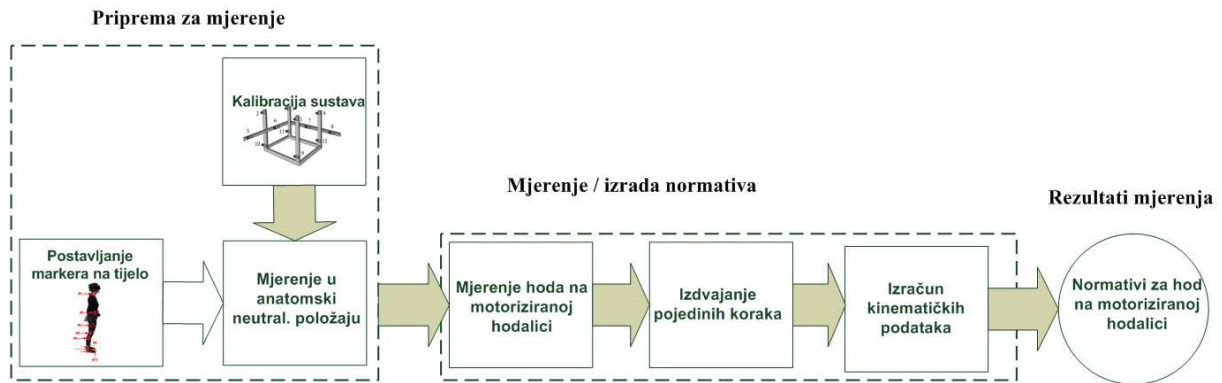
5.3 Ispitanici

U ispitivanju je sudjelovalo ukupno trideset ispitanika, od toga osamnaest muškaraca i dvanaest žena. Svi ispitanici su regrutirani među zaposlenicima i studentima Sveučilišta u Splitu, starosti između 22 i 36 godina. Prosječna starost je iznosila 26.1 godinu sa devijacijom od 4.1 godine. Svi ispitanici su bili zdravi, te nisu bolovali ili imali ikakvih tjelesnih nedostataka koji mogu utjecati na rezultate mjerenja. Prije samog ispitivanja, svi ispitanici su potvrdili da nemaju nikakvu patologiju koja može utjecati na hod. Upoznati su sa procedurama, ciljem mjerenja i očekivanim rezultatima.

5.4 Priprema za mjerenje

Kalibracija kamera (ispravljanje distorzija) se izvršava samo jedan put, i nije je potrebno ponavljati ukoliko se postavke kamere ne promijene. Fokalna duljina i otvor blende kamere je fiksiran za laboratorijske uvjete (fizički su fiksirani vijkom), te se ne trebaju mijenjati ukoliko nije došlo do veće promjene u postavkama mjerenja. Kamere se postavljaju u željeni položaj, te se kalibrira cijeli sustav postupkom opisanim u poglavlju 3.5. Rezultati kalibracije su roto-translacijske matrice, koje omogućavaju da se iz poznatih položaja markera na snimci kamera može rekonstruirati točan položaj markera u prostoru.

Markeri na površini tijela nisu poravnati sa uzdužnim osima segmenata, što otežava izračun točnih kutnih kinematičkih parametara pokreta. Poravnavanje markera sa centralnim osima svih segmenata, te njihovo postavljanje na milimetarsko točne položaje bi znatno zakompliciralo pripremu mjerenja. Problem poravnavanja je riješen tako da su prije samog mjerenja poznati položaji markera na ispitaniku, kada se on nalazi u anatomske neutralnom uspravnom položaju. Ispitanicima je objašnjeno kako da se postave u takav položaj na hodnici i u njemu ostaju nekoliko sekunda koliko je potrebno da se početno mjerenje obavi. Na slici 5.1 je prikazan ispitanik u takvom položaju, sa označenim markerima, i sa ilustriranim referentnim koordinatnim sustavom sa lijeve strane. Nakon izvršenih pripremnih radnji, kreće se u prikupljanje kinematičkih podataka. Navedeni postupci pripremnih radnji, te prva faza mjerenja je opisana dijagramom toka na slici 5.2.



Slika 5.2: Dijagram toka koji opisuje pripremu za mjerenje i prvu fazu mjerenja s kojom se dobiju normativi hoda na motoriziranoj hodalici

5.5 Prva faza mjerenja - mjerenje normalnog hoda i definiranje normativa hoda

5.5.1 Opis mjerenja

Svi ispitanici su se na motoriziranoj hodalici kretali bosonogi, neutralizirajući tako utjecaj različite obuće na kinematiku hoda [56]. Ispitanik je ruke postavio iza tijela, kako mahanje rukama tokom pokreta ne bi prekrilo markere postavljene na trup i bedro. Prije mjerenja, ispitanicima je dozvoljeno nekoliko minuta kretanja na hodalici kako bi se mogli prilagoditi. Hod na hodalici je omogućio analiziranje višestruko većeg broja koraka nego bi to bilo moguće mjerenjem hoda preko ravne i stabilne podloge. Prostor za mjerenje u laboratoriju omogućava snimanje najviše dva puna koraka, što nije dovoljno za kvalitetnu analizu hoda, stoga je istraživanje primarno vršeno pomoću motorizirane hodalice.

Nastojalo se da isti ispitanik radi ujednačene korake, odnosno korak započinje i završava na istim položajima hodalice, kako bi se rekonstruirani koraci pojedinog ispitanika mogli međusobno usporediti. Brzina pokretne trake hodalice se povećava od brzine 3 km/h u intervalima od 0.1 km/h pa sve do brzine 7 km/h pri čemu je ispitaniku svaki put dozvoljeno kratko vrijeme prilagodbe novoj brzini. Potom bi se brzina vratila na ispitaniku najugodniju za hodanje (srednja brzina 5.2 km/h, STD 0.7 km/h). Nakon što je, poslije prilagodbe brzina, ispitanik iskazao spremnost za početak mjerenja, snimaju su sekvence od nekoliko desetaka koraka. Mjerenje je ponovljeno ukupno tri puta, kako bi se u slučaju nepravilnosti, ili gubitaka markera u snimci, mogao upotrijebiti drugi set mjerenja.

Mjerenje na većim brzinama od 7 km/h nije bilo moguće uspješno realizirati, jer je primije-

ćeno da brži koraci pojedinih ispitanika prilikom inicijalnog kontakta petom nakratko uspore ili čak blokiraju kretanje pokretne trake, te se dobiveni rezultati ne mogu upotrijebiti kao ispravni. Osim problema sa usporavanjem trake, pri većim brzinama je primijećeno ekscesno pomicanje markera uslijed njegove inercije, za marker koji se nalazi na nožnom palcu, ali i drugih markera na udaljenijim segmentima.

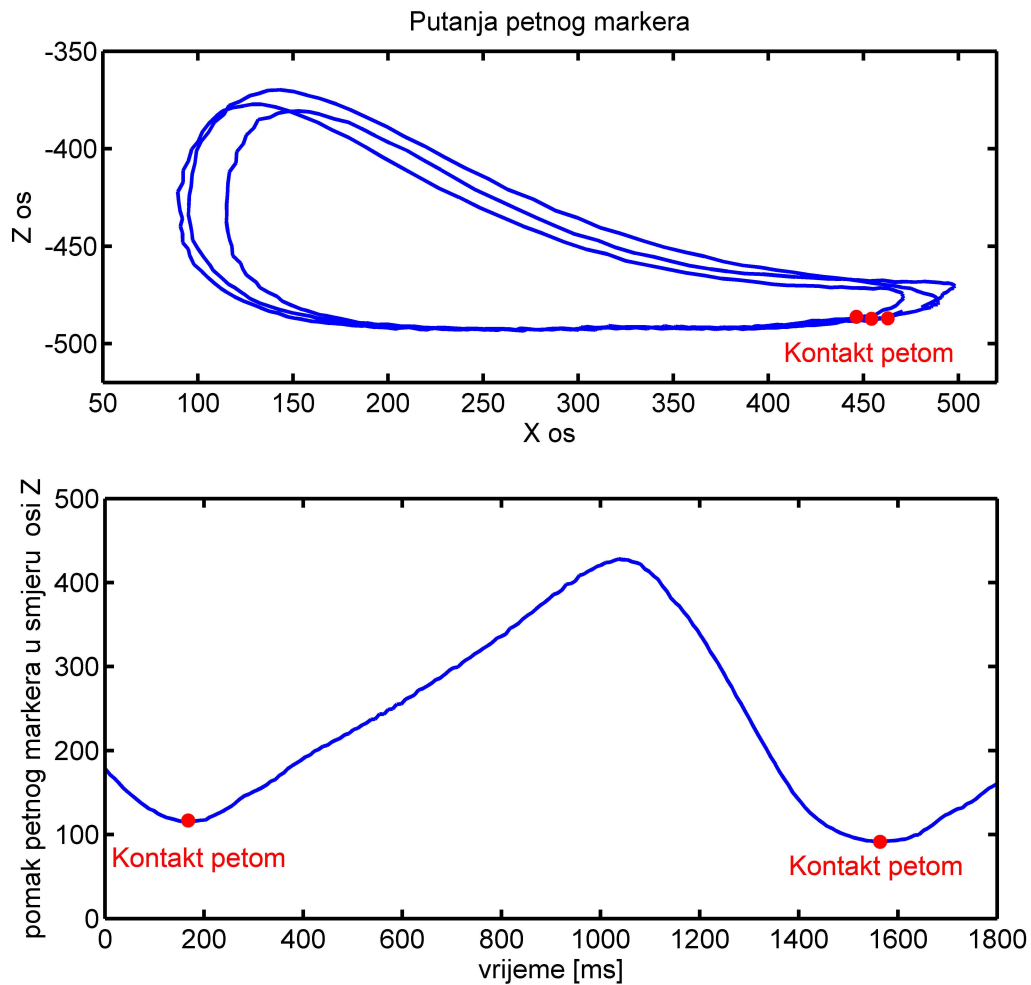
Rezultat prve faze mjerenja su kinematički podaci za hod preko pokretne trake, pri čemu je fokus analize stavljen na kuteve i kutne brzine u kuku, koljenu i gležnju. Važan podatak koji se pritom dobije su devijacije kinematičkih parametara, što u kasnijem istraživanju omogućava analizu devijacije kinematičkih podataka unutar inicijalnog skupa ispitanika.

5.5.2 Obrada podataka

Podaci dobiveni mjerenjem su sačuvani u obliku individualnih video datoteka, po jedna za svaku kameru. Sinkronizirane video datoteke, u kojima su snimljeni cijeli setovi mjerenja su obrađeni izdvajanjem po nekoliko punih ciklusa koraka VirtualDub [125] alatom. Parovi izdvojenih video datoteka se učitavaju u aplikaciju za obradu videa i rekonstrukciju položaja markera, prateći postupak opisan u poglavlju 4. Rezultat analize parova video datoteka je matrica kretanja svih markera u prostoru. Podaci kretanja markera (X , Y , Z koordinate markera u vremenu) se u nastavku analize filtriraju korištenjem Butterworth filtra 4. reda integriranim u MATLAB programski paket [122], frekvencijom kidanja postavljenom na 6 Hz [126].

Iz podataka o položajima markera u anatomsom položaju i filtriranih kinematičkih podataka kretanja markera se računaju kutovi u zglobovima, te ostali izvedeni kinematički parametri.

Jedan ciklus koraka je u literaturi definiran kao period vremena između dva udarca stopalom u podlogu. Analizirajući originalne snimke (sliku po sliku), može se detektirati točan vremenski trenutak kada dolazi do udarca. Za razliku od hoda preko stabilne podloge, na hodatici peta dolazi u kontakt sa pokretnom površinom, što u trenutku kontakta rezultira naglom promjenom smjera markera koji je najbliži peti (marker 8 na slici 5.1). U koordinatnom sustavu mjernog sustava, X koordinata pete se mijenja u smjeru od pozitivne prema negativnoj, stoga se i komponenta vektora brzine mijenja od pozitivne prema negativnoj u trenutku udarca petom. Uzorak vremena u kojem se stopalo počinje naglo pomicati u smjeru negativne osi X se može smatrati početkom koraka [53]. Do odvajanja sekvenci koraka se može doći i analiziranjem Z osi markera na peti, pri čemu se smatra da je došlo do kontakta petom kad se marker naglo prestane kretati u negativnom smjeru Z osi. Kada se noga nalazi na podlozi, Z koordinata markera na peti ostaje nepromijenjena, dok se kretanje markera po X osi mijenja prema negativnoj zbog pomicanja pokretne podloge. Putanja markera koji se nalazi na peti je ilustrirana u gornjem dijelu slike 5.3,



Slika 5.3: Vizualizacija putanje petnog markera u X-Z ravnini za nekoliko koraka (gore) i kretanje istog markera u Z osi za jedan korak, s obzirom na vrijeme (dolje)

dok je izdvojeno kretanje markera po Z osi prikazano u donjoj polovini iste slike. Algoritam koji odvaja korake temelji se na analizi kretanja markera po X i Z osi, prateći prethodno opisane pretpostavke. Na temelju putanja markera, računaju se kutni kinematički podaci svakog koraka, koji se izdvajaju te pripremaju za ostatak analize.

Kinematički podaci su reuzorkovani na 100 uzoraka, kako bi postali neovisni o vremenu trajanja koraka, već o izvršenom ciklusu koraka. Reuzorkovani kinematički podaci su grupirani te je izračunat skup parametara koji predstavlja srednju vrijednost cijelog mjerenja. Podjela koraka na 100 (ili više) uzoraka omogućava kvalitetniju analizu koraka te preciznije određivanje faze u kojoj je primijećena anomalija u koraku. Postupak mjerenja, obrade podataka i izračun normativa prikazan je dijagramom toka na slici 5.2.

Uobičajeno je da se korak razdvaja u osam faza [127]:

Inicijalni kontakt petom (0% ciklusa koraka)

Odgovorno opterećenje (0 - 10% ciklusa koraka)

Međufaza - oslonac na jedno stopalo (10% - 30% ciklusa koraka)

Završna faza - odizanje pete (30% - 50% ciklusa koraka)

Predzamah - odizanje prstiju (50% - 60% ciklusa koraka)

Inicijalno njihanje - akceleracija i odizanje stopala od poda (60% - 70% ciklusa koraka)

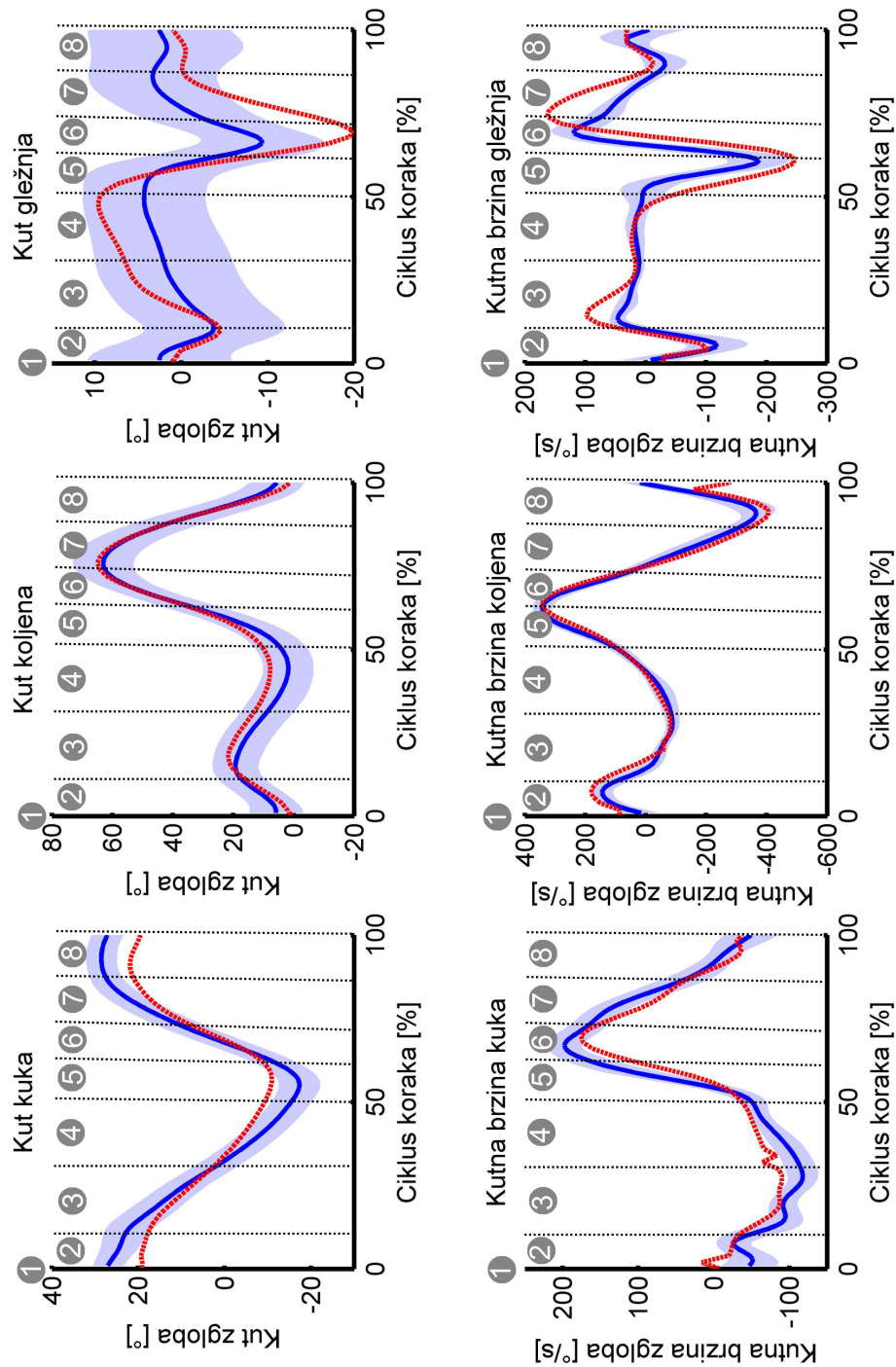
Međunjihanje (70% - 85% ciklusa koraka)

Završno njihanje (85% - 100% ciklusa koraka)

5.5.3 Rezultati

Prvom fazom mjerenja dobiveni su normativi hoda na motoriziranoj hodalici. Zdravi ispitanici pokazuju slične oblike kretanja, te su normativi hoda za hod na hodalici dobiveni iz srednjih vrijednosti podataka svih 30 ispitanika. Rezultati su prikazani grafom na slici 5.4 gdje pune linije opisuju srednju vrijednost kutova kuka, koljena i gležnja (gornji dio slike) te njihovih derivacija (donji dio slike). Zatamnjena područja grafova određuju intervale standardnih devijacija kuteva i njihovih derivacija. Primjećuje se da standardne devijacije imaju male vrijednosti za kutove kuka i koljena, dok putanje gležnja imaju veće vrijednosti standardnih devijacija.

U literaturi za sada ne postoje relevantni kinematički podaci kojima je opisan hod na hodalici pri različitim brzinama, te su rezultati dobiveni prvom fazom mjerenja uspoređeni s dostupnim referentnim rezultatima za hod preko stabilne ravne podloge [3] koji su na slici 5.4. prikazani isprekidanim linijama. Poznato je da postoje minimalne razlike u kinematičkim parametrima za hod na hodalici i preko stabilne podloge. Kako cilj ovog rada nije usporedba hoda na stabilnoj podlozi i hodalici, ovi rezultati nisu dublje analizirani.



Slika 5.4: Usporedba kinematike kuka, koljena i gležnja za hod na motoriziranoj hodalici (puna linija) i njihove devijacije (zatamnjeno područje) sa podacima (isprekidane linije) za hod po stabilnoj podlozi. Na grafovima su označene faze hoda (1) inicijalni kontakt petom, (2) odgovorno opterećenje, (3) međufaza, (4) završna faza, (5) predzamah, (6) inicijalno njihanje, (7) međunjihanje, (8) završno njihanje

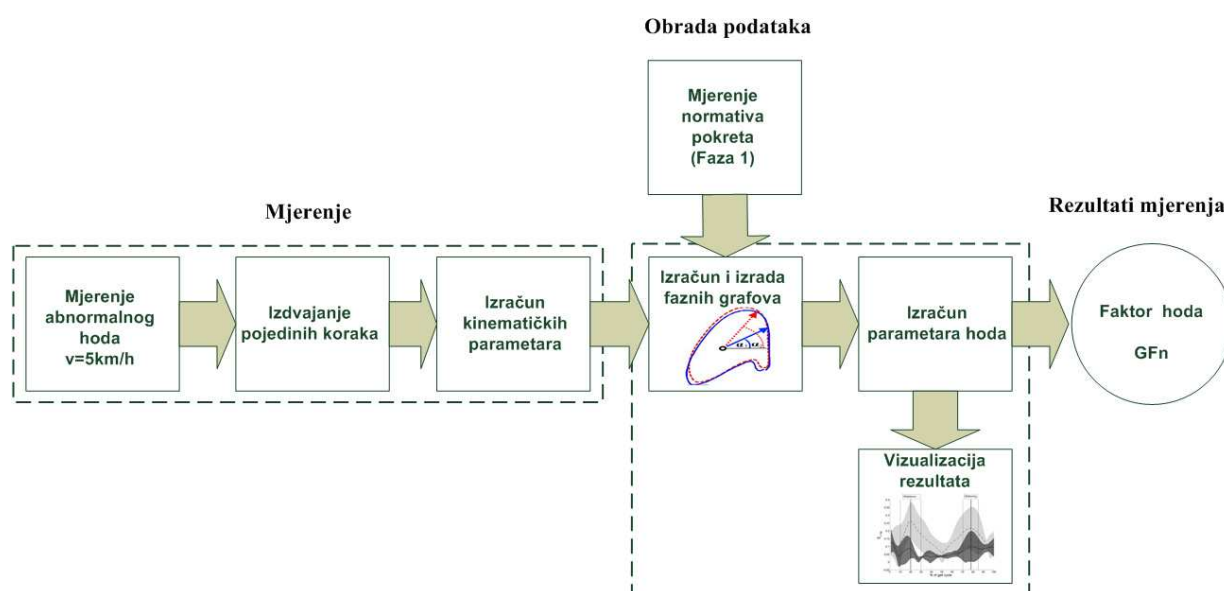
5.6 Druga faza mjerenja - mjerenje simuliranog patološkog hoda i detekcija abnormalnosti u hodu

5.6.1 Opis mjerenja

U drugoj fazi istraživanja simuliran je patološki hod. Simulaciji patološkog hoda se pristupilo u dva smjera: svjesnim šepanjem bez vanjskog utjecaja i nesvjesnim šepanjem koje je uzrokovano vanjskim utjecajem. Svjesno šepanje bi ispitanici izvršili tako što bi namjerno fiksirali koljeno, međutim, rezultati dobiveni ovim mjerenjem su se pokazali neujednačenim čak i za nekoliko koraka istog ispitanika, te nisu uzeti u obzir za daljinu analizu. Nesvjesno šepanje je prouzročeno postavljanjem čvrstog steznika na koljeno, što je rezultiralo slabijom pokretljivošću koljena koje je ispitanik u hodu kompenzirao. Nevješti ispitivač promatranjem "u živo" teško može primijetiti razlike u hodu, do sličnog se zaključka dolazi brzim uvidom u osnovne kinematičke podatke, te ne može jednostavno razabrati radi li se o abnormalnom primjeru hoda.

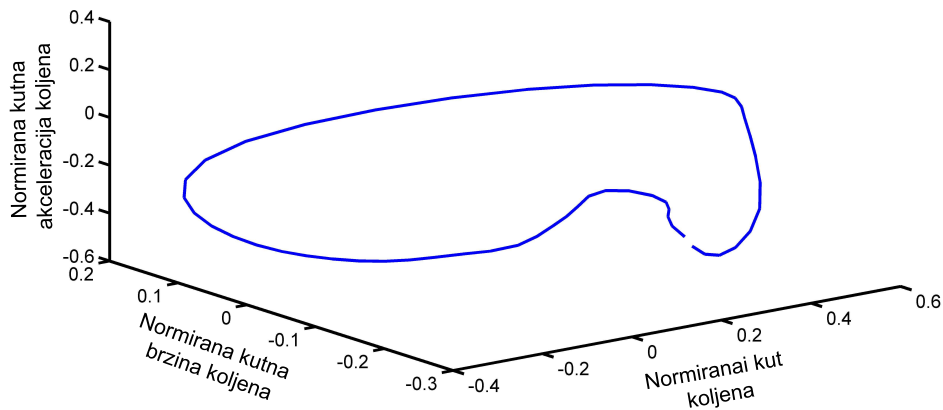
5.7 Obrada podataka

U drugoj fazi obrade podataka, nakon što su dobiveni normativi za hod na hodalici, krenulo se u analizu abnormalnog hoda pri čemu su predloženi i evaluirani novi kinematički parametri. Postupak mjerenja i obrade podataka je ilustriran dijagramom toka prikazanim na slici 5.5.



Slika 5.5: Dijagram toka koji opisuje postupak mjerenja i analize abnormalnog hoda

Kinematički podaci za svaki zglob se prezentiraju u obliku zatvorenih 3D krivulja, koje opisuju odnos između kuta, kutne brzine i kutne akceleracije, slika 5.6. Fazne krivulje se normiraju s obzirom na maksimalne vrijednosti normativnog mjerenja za određeni uzorak (% izvršenog koraka) pri čemu su dodane standardne devijacije za isti uzorak. Ovim postupkom se postiže da su kut, kutna brzina i kutna akceleracija veličinski usporedivi. Standardne devijacije su se morale pribrojati normativnim vrijednostima uzorka, i tako uključiti u izračun, kako bi se postiglo da odstupanje parametara koji imaju znatne devijacije ali male srednje vrijednosti u normativnom skupu, manje utječu na rezultat analize promatranog koraka, odnosno, u određenoj mjeri se dozvoljavaju devijacije koje manje utječu na konačni rezultat.



Slika 5.6: Primjer fazne krivulje koja opisuje odnos kuta, kutne brzine i kutne akceleracije zgloba za puni korak

U ovom radu je uveden novi kinematički parametar E_n , do kojeg se dolazi izračunom euklidove udaljenosti između točke u faznom grafu analiziranog ciklusa hoda i dobivenih normativa. Parametar se izračunava za svaki promatrani zglob koji sudjeluje u pokretu. Parametar E_n definiran je jednačom 5.1

$$E_n = \sqrt{\left(\frac{x_n - X_n}{X_{max}}\right)^2 + \left(\frac{\dot{x}_n - \dot{X}_n}{\dot{X}_{max}}\right)^2 + \left(\frac{\ddot{x}_n - \ddot{X}_n}{\ddot{X}_{max}}\right)^2} \quad (5.1)$$

Pri čemu je:

n: broj uzoraka ($n = 1 \dots 100$)

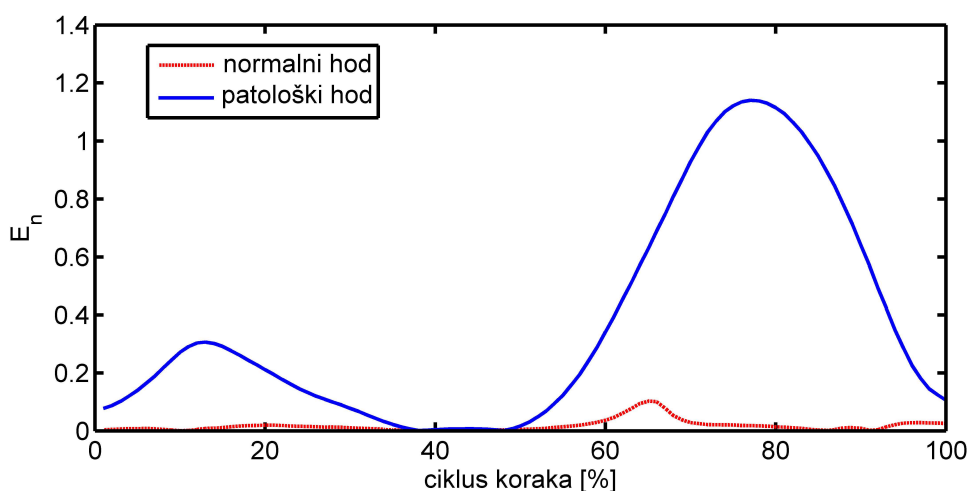
$x_n, \dot{x}_n, \ddot{x}_n$: kut, kutna brzina i kutna akceleracija promatranog zgloba za analizirani primjer

hoda

$\mathbf{X}_n, \dot{\mathbf{X}}_n, \ddot{\mathbf{X}}_n$: kut, kutna brzina i kutna akceleracija normativa pri istoj brzini hoda

$\mathbf{X}_{\max}, \dot{\mathbf{X}}_{\max}, \ddot{\mathbf{X}}_{\max}$: najveća vrijednost kuta, kutne brzine i kutne akceleracije normativa kojima su pribrojane standardne devijacije

Vrijednost E_n je niz numeričkih vrijednosti koji se dobivaju analiziranjem iznosa kuta, kutne brzine i kutne akceleracije za svaki n uzorak koraka, normaliziranog s obzirom na najveće vrijednosti parametra ciklusa normativnog hoda. Primjer rezultata E_n koljena za ispitanika 7, za normalni te simulirani patološki hod pri istoj brzini je grafički prikazan na slici 5.7. Savršeno poklapanje koraka bi stvorilo krivulju sa svim vrijednostima u nuli, dok se svaka razlika iskazuje sa vrijednostima različitim od nule. Malene razlike su na slici 5.7 iskazane isprekidanom linijom, dok su veće razlike abnormalnog hoda označene punom linijom E_n .

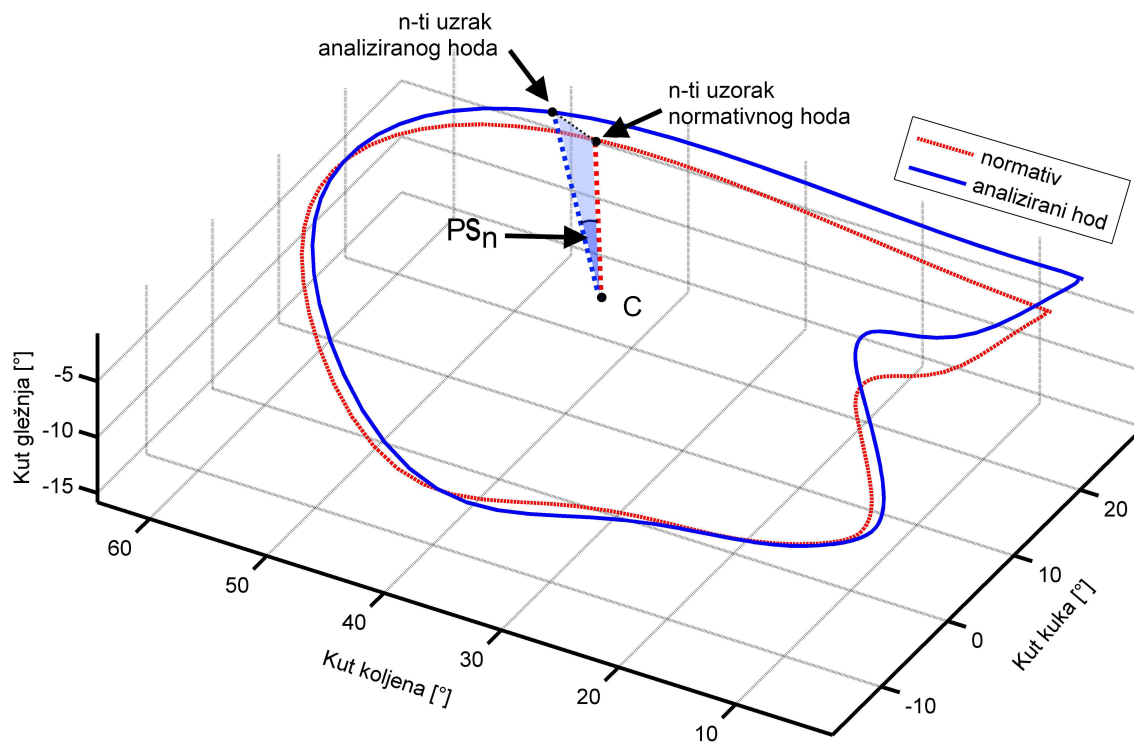


Slika 5.7: Primjer rezultata E_n koljena ispitanika 7, za normalni hod pri 5 km/h(isprekidana linija) i abnormalni hod (puna linija) pri istoj brzini

Kako je iz ostatka analize u potpunosti izgubljen podatak o trajanju koraka, nastojao se u analizu uključiti parametar koji opisuje vremensku usklađenost pokreta sa normativom. Isprekidana krivulja na slici 5.8. označava normativni hod, dok je punom krivuljom označen analizirani primjerak hoda. Putanje prikazane na slici 5.8. su 3D krivulje koje se zatvaraju u sebe, te opisuju odnos kuta kuka, koljena i gležnja za vrijeme jednog ciklusa koraka. Centralna točka, na istoj slici označena sa C , se dobiva iz srednje vrijednosti kuteva zglobova normativnog koraka. Za

svaki n uzorak krivulje ($n=1..100$), crtan je vektor koji izvire iz centralne točke C do odgovarajuće točke na krivulji koja odgovara n -tom uzorku. Pojedina faza koraka se može prepoznati u faznom grafu, ako se poveže uzorak n (koji odgovara postotku ciklusa koraka) sa definiranim fazama ciklusa koraka [128].

Prostorni kut koji zatvaraju vektori n -tog uzorka za normativni i analizirani korak, opisuju faznu razliku pojedinog ciklusa koraka s obzirom na normativ, i uvodi se kao novi kinematički parametar PS_n (eng. Phase Shift *pomak faze*) za uzorak n . Fazni pomak PS_n se crta s obzirom na postotak izvršenog koraka, te pokazuje koliko pojedini ispitanik brže ili sporije dostiže pojedinu fazu koraka. Kada bi ispitanik izvodio korak u potpunosti sinkronizirano sa normativom, fazni pomak bi iznosio 0 za cijeli ciklus koraka.



Slika 5.8: Zatvorena fazna krivulja koja opisuje odnos kuta kuka i koljena. Označeni su vektori od centralne točke do krivulje normativnog hoda (isprekidana linija) i analiziranog hoda (puna linija) za n -ti uzorak hoda

Uvođenjem novih kinematičkih parametara za pojedine zglobove ($E_{n\text{ kuk}}$, $E_{n\text{ koljeno}}$ i $E_{n\text{ gležanj}}$), te parametra koji opisuje fazni pomak koraka (PS_n), pokazala se potreba za novim jedinstvenim kinematičkim parametrom koji će ujediniti sve navedene parametre. Predložen je

treći parametar koji je nazvan faktor koraka GF_n (eng. Gait Factor *faktor hoda*), te je definiran jednadžbom 5.2

$$GF_n = \frac{1}{3}(E_{n\text{ kuk}} + E_{n\text{ koljeno}} + E_{n\text{ glezanj}}) \cdot PS_n \quad (5.2)$$

Jednadžba dozvoljava fleksibilnu definiciju faktora koraka, gdje ispitivač može povećati ili smanjiti broj analiziranih zglobova, s obzirom na skup dostupnih podataka. Faktor 1/3 se treba prilagoditi u skladu sa brojem korištenih zglobova u izračunu.

5.8 Rezultati

U drugoj fazi mjerenja je simuliran i mjeren abnormalni hod, nakon čega su izračunati kinematički parametri hoda zajedno sa novo predloženim parametrima. Parametri E_n za kuk, koljeno i glezanj, te pomak faze koraka PS_n računati su za svaki analizirani primjerak abnormalnog hoda, na temelju kojih se računa parametar faktor koraka, GF_n . Kako bi se jasnije ilustrirali novo uvedeni parametri, izvršena je usporedna analiza abnormalnosti 10 primjeraka normalnog i abnormalnog hoda.

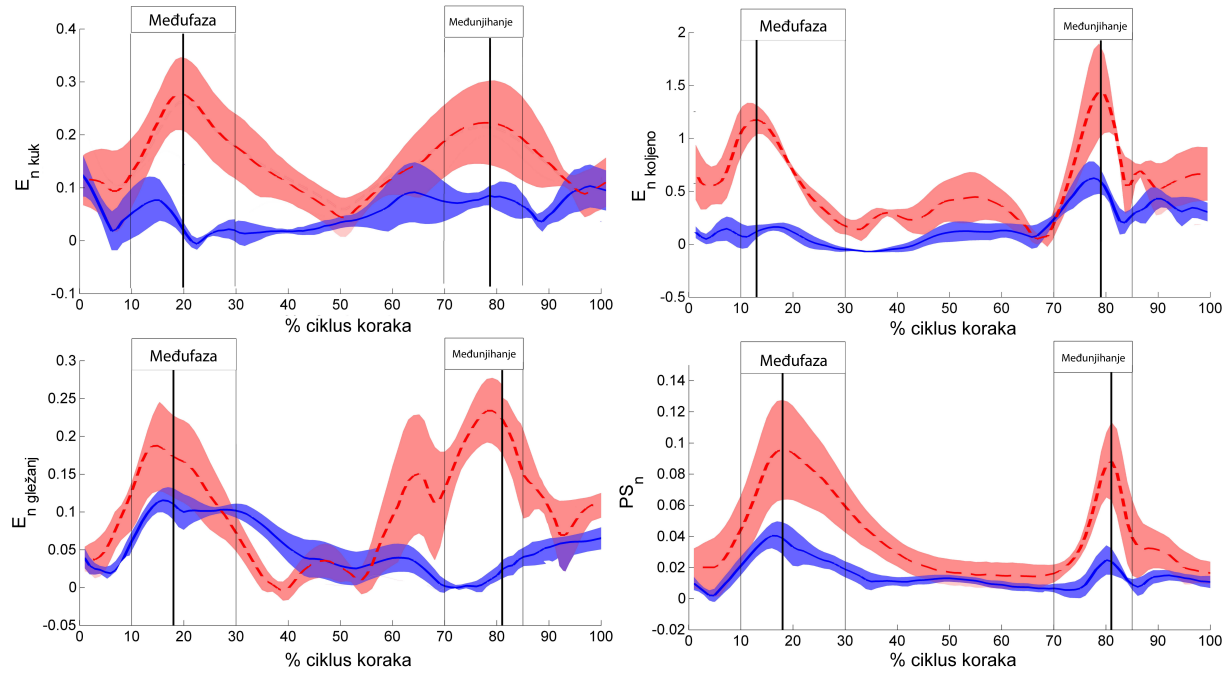
Na slici 5.9 su prezentirani rezultati za analizu hoda, redom a) $E_{n\text{ kuk}}$, b) $E_{n\text{ koljeno}}$, c) $E_{n\text{ glezanj}}$. Posljednji d) dio prezentira fazno kašnjenje odnosno parametar PS_n .

Krivulje označavaju srednje vrijednosti izračunatih parametara hoda. Punom linijom su označeni parametri normalnih pokreta, dok su zatamnjena područja (tamnija razina) prezentiraju standardne devijacije. Za primjerke abnormalnih pokreta putanje su prikazane isprekidanim linijama, dok drugo zatamnjeno područje (svjetlija razina) označava standardne devijacije.

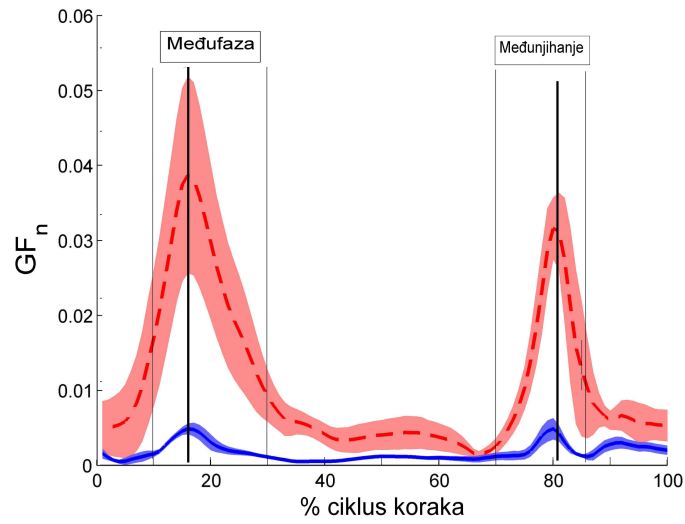
Analiziranjem krivulja koje su prikazane na slici 5.9, se može zaključiti da su sve krivulje karakterizirane sa dva dominantna vrha, vidljiva u sredini međufaze i međunjihanja koraka.

Krajnji rezultat analize koraka je faktor koraka GF_n , prikazan na slici 5.10, koji je rezultat fuzije svih kinematičkih parametara prikazanih na slici 5.9, te se računa iz jednadžbe 5.2.

Najveće razlike u putanjama za normalni i abnormalni hod, koje se mogu otkriti promatranjem faktora koraka se nalaze u trenucima dvaju dominantnih vrhova. To nas vodi do zaključka da je abnormalnost uzrokovana fiksiranjem koljena najviše vidljiva za vrijeme međufaze i međunjihanja koraka. Faktor koraka za primjerke normalnog hoda je iznosom malen i jedva primjetan na prikazanom grafu.



Slika 5.9: Rezultati kinematičke analize hoda, a) E_n kuk, b) E_n koljeno, c) E_n gležanj, d) Fazni pomak PS_n



Slika 5.10: Rezultat analize hoda prikazan kao graf faktora koraka GF_n , primjećuju se dva dominantna vrha u međufazi i međunjihanju hoda

Rezultati priloženi u ovom poglavlju dodatno potvrđuju mogućnosti i prednosti analize abnormalnosti koraka i uvođenje novih parametara. Krajnji parametar, faktor koraka, je dovoljan

za opis rezultata analize, gdje se jasno vidi kada nastaju razlike.

Kao prirodni nastavak analize kinematičkih parametara koraka predlaže se mjerenje različitih tipova abnormalnosti u hodu koji su umjetno uzrokovani (hod u cipelama sa fiksnim gležnjem ili s visokom petom). Predložena i opisana metoda je pogodna za analizu bilo kakvog cikličkog ljudskog pokreta, te se uz male preinake može upotrijebiti za analizu pokreta kao što su veslanje ili pedaliranje bicikle.

Poglavlje 6

Sustav za mjerenje antropometrijskih parametara čovjeka

6.1 Uvod

Sa stajališta biomehanike, izračun antropometrijskih parametara segmenata tijela je neophodan korak u analizi ljudskih pokreta. Antropometrijski parametri ispitanika se procjenjuju korištenjem gotovih antropometrijskih tablica, ili prediktivnih jednadžbi, koje računate parametre vežu uz visinu i masu tijela. Spomenute metode prati nekoliko nedostataka, među kojima je ograničenje osnovnog uzorka populacije nad kojima su izrađene antropometrijske tablice te znatna odstupanja u rezultatima, koja su posljedica različitih morfologija tijela. Teško je očekivati da se ručnim metodama mjerenja može detaljno analizirati svaki pripadnik populacije, i tako napraviti savršenu, individualiziranu antropometrijsku tablicu. Zbog toga su razvijene metode koje na jednostavan i brz način mjere sve relevantne antropometrijske parametre. Napretkom računalnog vida i smanjenjem cijene ključnih elektroničkih komponenti izgradnja takvog uređaja je postala izvediva.

U ovom poglavlju je predložena, razvijena i evaluirana metoda za brzu procjenu antropometrijskih parametara ljudskog tijela, temeljena na jednostavnom, ali robusnom 3D skeneru koji se koristi tehnologijom projekcije strukturnih svjetala. Preciznost predloženog sustava je testirana u laboratoriju, koristeći se umjetnim objektima poznatih dimenzija i mjereći segmente tijela osam dobrovoljaca. Volumetrijski parametri tijela, dobiveni 3D skenerom, su uspoređeni sa rezultatima dobivenim metodom uranjanja, koja se za sada može smatrati referentnom u ovom području. Najveći napredak metode mjerenja antropometrije, koji je predložen u ovom radu, je izrada 3D skenera korištenjem isključivo elektroničkih komponenti široke potrošnje. U konačnici, reali-

zirani sustav je u mogućnosti skenirati bilo koji dio tijela, stvoriti njegov 3D model, analizirati volumetrijske karakteristike modela, te izračunati relevantne antropometrijske podatke.

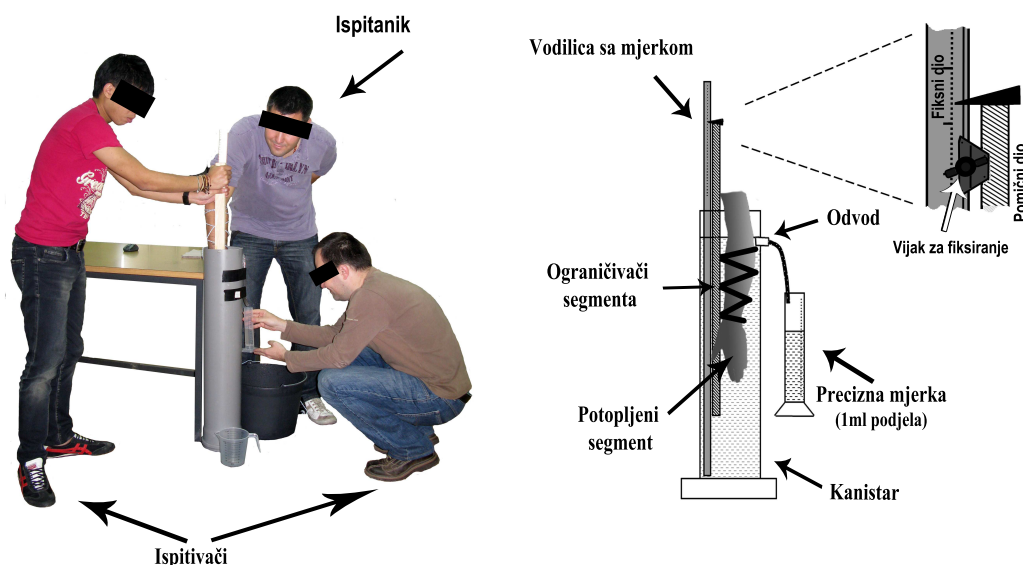
Predložena je kombinacija projiciranih, binarno kodiranih strukturnih svjetala i vertikalnih linija, koje zajedno omogućavaju znatno veću rezoluciju skenera, robusnost prilikom skeniranja nehomogenih površina te prevladavanje mana koje prate elektroničke komponente široke potrošnje. Sustav predstavlja znatni napredak od do sada korištenih antropometrijskih tablica, s ciljanom primjenom u biomehaničkim laboratorijima i specijaliziranim klinikama.

6.2 Mjerenje metodom uranjanja

Metoda uranjanja spada među klasične, ručne metode mjerenja antropometrijskih parametara tijela. Princip rada se temelji na mjerenju volumena istisnute tekućine nakon uranjanja tijela u kanistar s tekućinom. Ako se tijelo u potpunosti uroni u tekućinu, njegov ukupni volumen je jednak volumenu istisnute tekućine, dok se postepeno kontroliranim uranjanjem tijela u diskretnim koracima kao rezultat dobiva volumna distribucija uronjenog tijela. Ako se pretpostavi da je gustoća konstantna unutar cijelog tijela, distribucija masa je direktno u relaciji sa izmjerenim volumenom, i računa se množeći izmjereni volumen sa pretpostavljenom gustoćom. U ovom slučaju nije upotrebljiva bilo koja druga metoda, koja bi u izračunu uvrstila promjenjivi parametar gustoće u ovisnosti o rasporedu tkiva, zbog nemogućnosti da se dobije uvid u taj raspored.

Metoda uranjanja je izabrana kao referentna metoda mjerenja antropometrije, i kao takva se koristi već desetljećima [63, 64]. U istraženoj literaturi, jedina metoda koja može konkurirati navedenom, po pitanju ponovljivosti i točnosti rezultata, je korištenjem γ -zraka, gdje se kao rezultat dobiva distribucija gustoće tijela [74]. Međutim, navedena metoda je nepraktična zbog korištenja radioaktivnog izvora koja ozrači tijelo tokom mjerenja, princip rada navedenih uređaja je objašnjen u poglavlju 2.8

Važno je istaknuti da se mjerni sustav korišten u metodi uranjanja može jednostavno izgraditi, pri čemu su sve komponente dobavljive u svakoj trgovini građevinskog i radnog materijala. Glavna komponenta sustava je veliki plastični kanistar, napravljen od PVC cijevi (ϕ 180 mm) i odgovarajućeg završetka. Spoj cijevi i završetka je izoliran silikonom, kako bi se spriječio gubitak tekućine na spojevima. Pri vrhu tako napravljenog kanistra je postavljen odvod spojen na gumenu cijev. Odvod, kao i sam spoj odvoda sa kanistrom, je izbrušen kako bi se onemogućilo zaustavljanja protoka vode zbog lošije obrade površine. Odvodna cijev je dovedena do mjere sa 1 ml odsječcima, s kojom će se precizno mjeriti volumen odvedene tekućine iz kanistra.



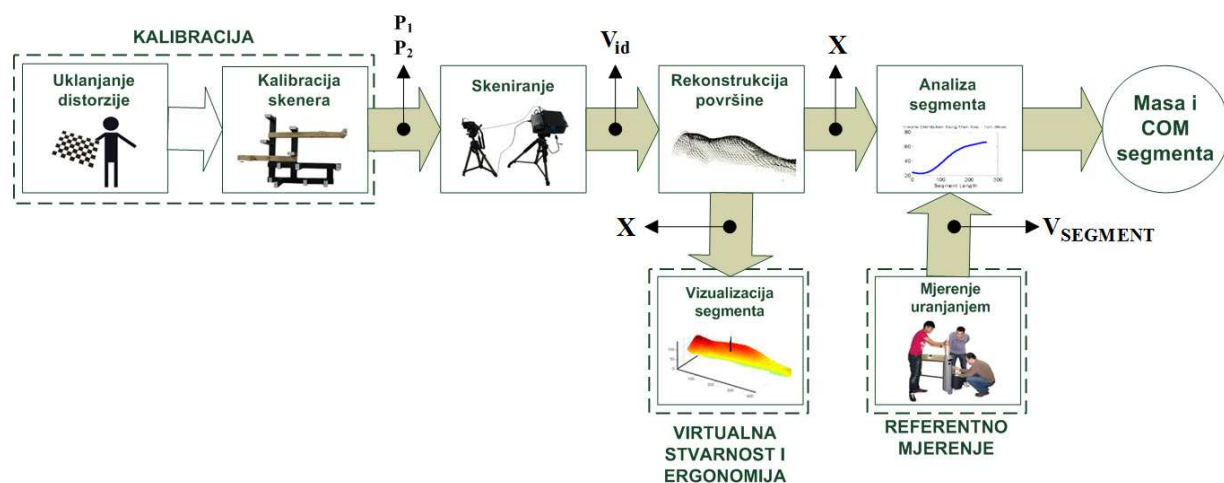
Slika 6.1: Mjerenje antropometrijskih parametara segmenta podlaktice metodom uranjanja

Kako bi se olakšalo precizno uranjanje tijela unutar kanistra, napravljena je vodilica po kojoj se mjereno tijelo kontrolirano uranja. Sa unutarnje strane kanistra, od samog dna do visine 25 cm povrh otvora je postavljena vodilica. Prije samog mjerenja volumena tijela, na njega se fiksira prečka sa oznakama dužine (odsječci od 1 mm), koja će služiti za precizno kontrolirano uranjanje tijela u kanistar. U konačnici, sam kanistar je fiksiran na nogu masivnog laboratorijskog stola, kako bi se umanjila mogućnost da nehotični pokreti ispitanika tokom mjerenja uzrokuju istjecanje veće količine tekućine iz kanistra. Opisani uređaj za mjerenje distribucije volumena zajedno sa svim komponentama je prikazan na Slici 6.1.

6.3 Mjerenje 3D skenerom

U ovom poglavlju je opisana metoda mjerenja antropometrijskih parametara uz pomoć 3D skenera. Postupak pripreme za mjerenje i sam postupak mjerenja je prikazan u obliku dijagrama toka na Slici 6.2. Mjerna procedura je započeta kalibracijskim postupkom, kojim se određuju parametri kamere kao i cijelog sustava. Postupak kalibracije 3D skenera je objašnjen u poglavlju 3.9. Tek nakon završene kalibracije sustava, može se krenuti sa postupkom skeniranja, pri čemu je dozvoljeno izvršavanje neograničenog broja mjerenja, bez potrebe za ponavljanjem kalibracije. Postupak mjerenja, obrade podataka i usporedba rezultata sa drugim mjernim metodama je detaljno objašnjen u sljedećim poglavljima. Nakon izvršenog mjerenja se kao rezultat dobiva

oblak točaka, koji predstavlja površinu skeniranog objekta. Algoritam prepoznaje o kojem se segmentu radi, pronalazi njegovu centralnu os, te vrši antropometrijsku analizu uzduž centralne osi segmenta. U konačnici se izračunavaju traženi antropometrijski parametri segmenta: ukupna masa segmenta i lokacija centra mase.

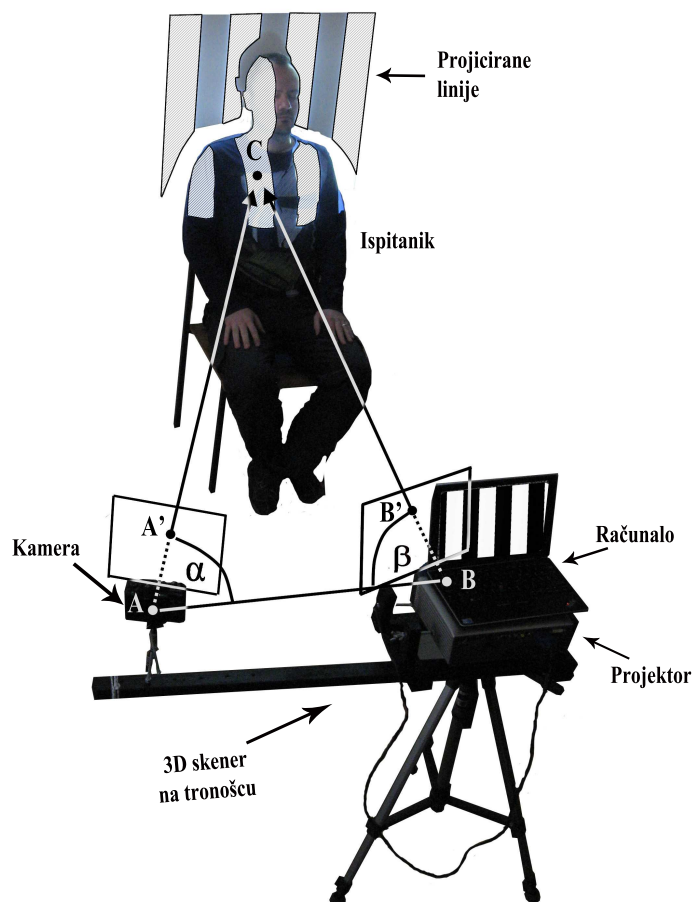


Slika 6.2: Dijagram toka koji opisuje proces mjerenja antropometrijskih parametara

6.3.1 3D skener sa strukturnim svjetlima

Skener izrađen i testiran za potrebe ovog rada, je zamišljen kao stereovizijski sustav koji se koristi sličnim principom kao i ljudski vid prilikom određivanja udaljenosti od objekata. U stereovizij-skom paru, video projektor je aktivni senzor, dok je digitalna kamera pasivni senzor. Procedura rekonstrukcije površine je kompleksnija od slučaja gdje se prati kinematika ispitanika koristeći dvije pasivne kamere, ali se temelji na sličnom principu rada koji je opisan u poglavlju 3. U slučaju sa 3D skenerom opisanim u ovom radu, potrebno je analizirati cjelokupnu projiciranu i snimljenu video sekvencu, kako bi se uspješno rekonstruirala skenirana površina.

Zraka koja se projicira iz projektora (na slici 6.3. označeno sa **B**) prema skeniranom objektu, prolazi kroz ravninu projektora u točki **B'**, pri čemu pogađa skenirani objekt u točki **C**. Reflektirana zraka je detektirana pomoću kamere u točki **A'** ravnine kamere. Kut koji tvore točka kamere **A** s točkom projektora **B** i skeniranog objekta **C** je označen kao kut kamere α i izračunava se iz položaja točke **A'** u ravnini projektora. Slično tome, kut koji tvore točka projektora **B** sa točkom skeniranog objekta **C** i kamere **A** je označen sa β , i izračunava se iz poznatog položaja točke **B'** u ravnini projektora. Ako je poznat točan položaj kamere i projektora u globalnom koordinatnom sustavu, problem rekonstrukcije točnog položaja točke **C** je reduciran na jednostavan



Slika 6.3: Mjerenje 3D skenerom koji se koristi strukturnim svjetlima, na slici su označene triangulacijske točke

triangulacijski problem, što je i ilustrirano na slici 6.3.

Sličan princip je korišten kada se sa više točaka formira vertikalna linija skeniranja. Kako se nastoji da su kamera i projektor idealno poravnati, te Y položaji piksela uvijek međusobno odgovaraju (imaju linearan odnos) te se jednostavno računaju, što znatno olakšava proceduru rekonstrukcije površine. U idealnim uvjetima, kada se skenira površina relativno niske kompleksnosti, serija projiciranih vertikalnih linija bi bila dovoljna za rekonstrukciju površine. Rast kompleksnosti površine rezultira dvosmislenošću konfiguracije, te kamera eksplicitno ne prepoznaje o kojoj se liniji radi. Ovaj problem se u klasičnim sustavima izbjegava indeksiranjem svake linije ili strukture, pri čemu se točno i nedvosmisleno uparuje projicirana i detektirana točka.

Klasični skeneri projiciraju binarne sljedove [101] koji se sastoje od crnih (zatamnjenih) i bijelih (svijetlih) pruga, dijeleći se sve dok se ne dostigne maksimalna iskoristiva rezolucija

sustava. Maksimalna rezolucija sustava je najmanja širina linije koju kamera može uspješno prepoznati, u slučaju kada je projiciran slijed tamnih i svijetlih linija. Važno je napomenuti da maksimalna rezolucija sustava nikako ne odgovara najvećoj rezoluciji projektoru ili kamere, zbog nekoliko hardverskih ograničenja korištene opreme.

Najutjecajnije ograničenje je efekt prelijevanja piksela, pri čemu se tanka projicirana linija širine samo jedan piksel na projiciranoj površini proširi na nekoliko susjednih piksela, i tako daje iluziju višestruko šire linije. Slično ograničenje, ali sa mnogo manjim efektom, je primjetno i na strani kamere, gdje se jedna malena osvijetljena točka prelijeva na više susjednih piksela. Spomenuta ograničenja onemogućavaju iskorištavanje maksimalnih hardverskih rezolucija komponenti, pri čemu je slijed najtanjih linija koji se uspješno može detektirati debljine 2-5 piksela.

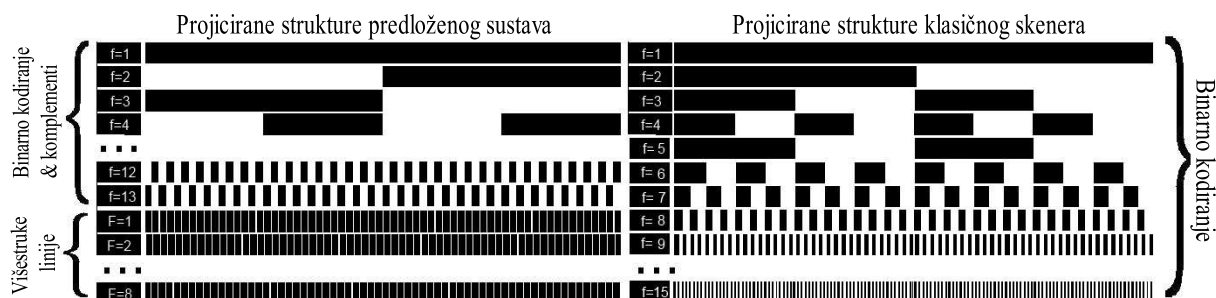
Kod klasičnog binarnog kodiranja, detektiranje pruga (strukture) je implementirano u algoritam koristeći se progresivnim pristupom: nova pruga je prepoznata i indeksirana u odsječku n na temelju podataka dobivenih promatranjem odsječaka $1, \dots, n - 1$, odnosno potrebno je promatrati cijeli set odsječaka da bi se odredio indeks projicirane linije. Ovaj pristup može izazvati pogreške kada pruge koje se podjelom svedu na tanke linije, te se mogu krivo indeksirati zbog malih nehotičnih i nekontroliranih pomicanja subjekta [101].

Klasični 3D skeneri imaju znatnih problema pri rekonstrukciji površina koje su unutar sjene projektoru ili su osvijetljene refleksijom sa susjednih površina. Skenirana površina koja je zaklonjena od projektoru ili kamere može se smatrati područjem u sjeni, i nema načina da se ona uspješno rekonstruira bez uvođenja dodatnih skenerskih modula. Međutim, uvođenje više dodatnih modula ne jamči da će se sve površine uspješno rekonstruirati, primjerice i dalje je veliki izazov rekonstruirati teško vidljivu površinu ispod pazuha kada su ruke u prirodnom položaju. Korištenje više modula paralelno uvodi problem sinkronizacije, te znatno otežava izradu i postavljanje samog sustava. Problem refleksije sa susjednih osvijetljenih površina može rezultirati pogreškama, pri čemu jedna osvijetljena površina reflektira dio svog svjetla na susjednu površinu koja je u tom trenu trebala biti neosvijetljena.

Zbog problema niske rezolucije i refleksije sa susjednih površina, u ovom radu smo predložili hibridno rješenje koje koristi modificirane strukture svjetla. Binarno dijeljenje se zaustavlja nekoliko koraka prije dostizanja maksimalne rezolucije sustava, dok se skeniranje ne nastavlja najtanjim vertikalnim linijama koje sustav može pravilno interpretirati. U praksi se pokazalo da se u najmanju projiciranu strukturu može smjestiti najmanje 8 linija. Širina jedne linije odgovara širini 2 mm (u laboratorijskim postavkama), što znači da osam linija zajedno pokrivaju područje od 16 mm. Preliminarna testiranja su pokazala da na području veličine 16 mm prilikom skeniranja mirnog ispitanika, ne dolazi do većih preklapanja površina koje bi rezultirala krivom

identifikacijom linija i miješanje sa linijama susjedne strukture. Problem refleksija sa susjednih površina je riješen implementiranjem komplementa za svaku binarno kodiranu strukturu. Ovom tehnikom je omogućeno da se za svaki piksel može odrediti ukoliko je u pojedinom trenutku bio izravno osvjetljen. Ovo unaprijeđenje omogućava da se sustav koristi na skoro svim tipovima površine, pri čemu se ne zahtijeva nošenje posebne odjeće ili specijalna priprema ispitanika. Većina klasičnih skenera, koji se koriste strukturnim svjetlima, ima fiksnu vrijednost za granicu osvjetljenosti ili neosvjetljenosti piksela. Predloženi skener do te granice dolazi statističkom analizom svakog piksela i svih njegovih susjeda, za vrijeme cijelog postupka mjerenja, pri čemu se dinamički prilagođava uvjetima mjerenja i skeniranoj površini.

Navedeno unaprijeđenje je postignuto osvjetljavajući svaku točku površine $(\mathbf{x}, \mathbf{y})$ jednom po komplementarnom paru $(\mathbf{I}_{(\mathbf{x}, \mathbf{y})}, \bar{\mathbf{I}}_{(\mathbf{x}, \mathbf{y})})$. Analizirajući razlike u intenzitetima piksela koji su detektirani, moguće je klasificirati sve piksele u jednu od tri skupine: pikseli koji su direktno osvjetljeni svjetlom projektora $(\mathbf{I}_{(\mathbf{x}, \mathbf{y})} \gg \bar{\mathbf{I}}_{(\mathbf{x}, \mathbf{y})})$ ili $\mathbf{I}_{(\mathbf{x}, \mathbf{y})} \ll \bar{\mathbf{I}}_{(\mathbf{x}, \mathbf{y})})$, pikseli koji su osvjetljeni refleksijom od susjednih površina $(\mathbf{I}_{(\mathbf{x}, \mathbf{y})} \approx \bar{\mathbf{I}}_{(\mathbf{x}, \mathbf{y})})$ i pikseli koji su uopće nisu osvjetljeni $\mathbf{I}_{(\mathbf{x}, \mathbf{y})} = \bar{\mathbf{I}}_{(\mathbf{x}, \mathbf{y})} \approx 0$.



Slika 6.4: Usporedba projiciranih binarnih struktura 3D skenera ($f_1 \dots f_{13}$) i linija ($F_1 \dots F_8$), u usporedbi sa binarnim strukturama klasičnog skenera ($f_1 \dots f_{15}$)

Kako bi se efikasnije ilustrirale modifikacije izvršene na skeneru, usporedba između klasičnih binarnih struktura i modificiranih su ilustrirane na slici 6.4. Kao što se vidi na priloženoj slici, u modificiranoj strukturi skeniranje površine je u završnoj fazi izvršeno tankim vertikalnim linijama ($F = 1 \dots 8$), gdje se za usporedbu sa klasičnim algoritmom skeniranja binarna podjela izvršava sve dok se ne dostigne maksimalna rezolucija sustava ($f = 15$). Mali nehotični pomaci ispitanika, dok je skeniran korištenjem modificiranih struktura, neće rezultirati većim pogreškama kao što bi bio slučaj sa klasičnim pristupom.

Unaprijeđenje klasične strukture, osim što neutralizira probleme uzrokovane nesavršenošću opreme, znatno povećava ukupnu rezoluciju sustava. Prilikom analize slike (jednog odsječka) jednostavnije je odrediti središte projicirane linije kada je ona okružena sa većim zatamnjеним područjem ($F = 1 \dots 8$ kod modificiranih struktura), nego kada su linije gusto projicirane ($f = 15$

kod klasičnog pristupa), te se zbog prelijevanja piksela dobiva efekt homogene osvijetljenosti površine, bez mogućnosti izdvajanja pojedinih linija. Iskustva tokom višestrukih testiranja sustava su pokazala da je optimalna rezolucija 512 vertikalnih i 512 horizontalnih linija, što u konačnici daje ukupno 262 000 točaka u rekonstruiranom oblaku točaka. Navedeni broj točaka se pokazao dovoljnim za precizno rekonstruiranje segmenata ljudskog tijela i izračun antropometrijskih parametara.

Treba napomenuti da je navedeni broj točaka samo teoretski moguć, i dostignut jedino u uvjetima kada skenirani objekt prekriva cijeli radni prostor skenera. U realnoj upotrebi to ipak nije slučaj, te se očekuje znatno manji broj rekonstruiranih točaka. Rezolucija skenera se može naknadno mijenjati (smanjivati), kako bi se sustav prilagodio pojedinim uvjetima. Rezultat postupka skeniranja je video datoteka snimljena digitalnom kamerom, koja se naknado koristi u rekonstrukciji površine.

6.3.2 Izrada 3D skenera

Video projektor je aktivni senzor, dok je digitalna kamera pasivni senzor stereovizijskog sustava. Korištena digitalna kamera je *Canon G9* sa 1/1.7" **CCD** senzorom rezolucije 12 Mpiksela. U mogućnosti je snimiti video zapis **VGA** rezolucije (640 piksela x 480 piksela) sa brzinom od 30 slika po sekundi. Korišteni video projektor je uredski **DLP** projektor, model *Optoma EP 739*. Maksimalna rezolucija koju projektor može postići je **XGA** (1024 piksela x 768 piksela). Projektor je spojen sa netbook računalom, *Lenovo Edge 11*, putem analognog **VGA** sučelja, koje je zaduženo za upravljanje projiciranim strukturama. Na slici 6.3 prikazana je posebna konstrukcija, napravljena od drva i aluminijske cijevi, u koju se smješta projektor, dozvoljavajući stabilno i precizno namještanje nagiba (orijentacije) projektora. Digitalna kamera je smještena na prečku iste konstrukcije koristeći se standardnim nosačem za kamere (vijak), što je omogućilo namještanje nagiba kamere u svim smjerovima. Cijela konstrukcija je naknadno postavljena i pričvršćena na *Hamma Gama 74* tronožac. Obrada podataka se mogla vršiti na korištenom netbook računalu, ali je zbog sporog ugrađenog procesora (*Intel i3 U380*) vršena na radnoj stanici sa Intel dvojezgrenim procesorom (*E6750*) i 4GB radne memorije. Mjerenja su provedena u za to namijenjenoj prostoriji, sa kontroliranim osvjjetljenjem.

6.3.3 Ispitanici

U mjerenjima je sudjelovalo osam muškaraca i žena, odabranih između zaposlenika i studenata Fakulteta elektrotehnike strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Splitu. Starost ispitanika je

između 22 i 26 godina, sa prosjekom 23.5 ± 1.8 godina. Svrha mjerenja, i korištene procedure su detaljno objašnjenje svim sudionicima prije početka testiranja. Svi ispitanici su bili zdravi, i nisu bolovali, ili imali ikakvih tjelesnih nedostataka koji bi mogle utjecati na rezultate mjerenja. Izmjereni su osnovni antropometrijski podaci, koji uključuju masu i visinu, na temelju čega je izračunat **BMI** (Body Mass Index) svakog ispitanika. Svi navedeni podaci su uneseni u tablicu 6.1. **BMI** koeficijenti su računati prateći relaciju (6.1)

$$BMI = \frac{Masa[Kg]}{Visina^2[m^2]} \quad (6.1)$$

Za zdrave osobe **BMI** vrijednosti su unutar granica 18.5 do 25 [129]. Niže vrijednosti pokazuju na pohranjenost ($16.0 < BMI < 18.49$) ili tešku pothranjenost ($BMI < 16$), dok veće vrijednosti pokazuju na debljinu ($25 < BMI < 29.99$) ili pretilost ($BMI > 30$).

Tablica 6.1: Osnovni antropometrijski podatci za osam ispitanika

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	Prosjeak
Starost [godina]	25	22	21	26	23	22	25	24	23 +/- 1.8
Spol	M	Ž	Ž	M	M	Ž	M	M	M=63% Ž=27%
Visina [m]	1.80	1.77	1.66	1.87	1.72	1.76	1.88	1.80	1.78 +/- 0.07m
Masa [kg]	80	58	52	84	64	64	88	82	71.7 +/- 13.55
BMI	24.69	18.51	18.87	24.02	21.63	20.66	24.9	25.3	22.32 +/- 2.77

Iz posljednjeg retka tablice, vidljivo je da su zastupljene tri glavne skupine **BMI**, dok dvije ekstremne skupine (teška pothranjenost i pretilost) nisu zastupljene. Najmanji izračunati **BMI** je 18.51, što je jako blizu granice za tešku pothranjenost, dok je najveći 25.3 i jedini je (premda granični) pripadnik skupine sa prekomjernom težinom. Osnovna antropometrijska mjerenja su, osim za dokazivanje da su na mjerenjima sudjelovali ispitanici različitih fizionomija tijela, korištena prilikom izračuna ostalih antropometrijskih parametara za segmente tijela iz de Levinih tablica [76].

6.3.4 Rekonstrukcija površine i segmentacija

Općenite metode rekonstrukcije položaja točke u prostoru detaljno su navedene u poglavlju 3. Koordinate svake točke skenirane površine se računaju u referentnom koordinatnom sustavu, algoritmom koji se temelji na Direktnoj Linearnoj Transformaciji (**DLT**) [22, 119]. Položaj točke X u referentnom koordinatnom sustavu se određuje iz jednadžbi (6.2) i (6.3)

$$X = \tau(X_1, X_2, P_1, P_2) \quad (6.2)$$

$$\tau = H^{-1} \tau(X_1, X_2, P_1 H^{-1}, P_2 H^{-1}) \quad (6.3)$$

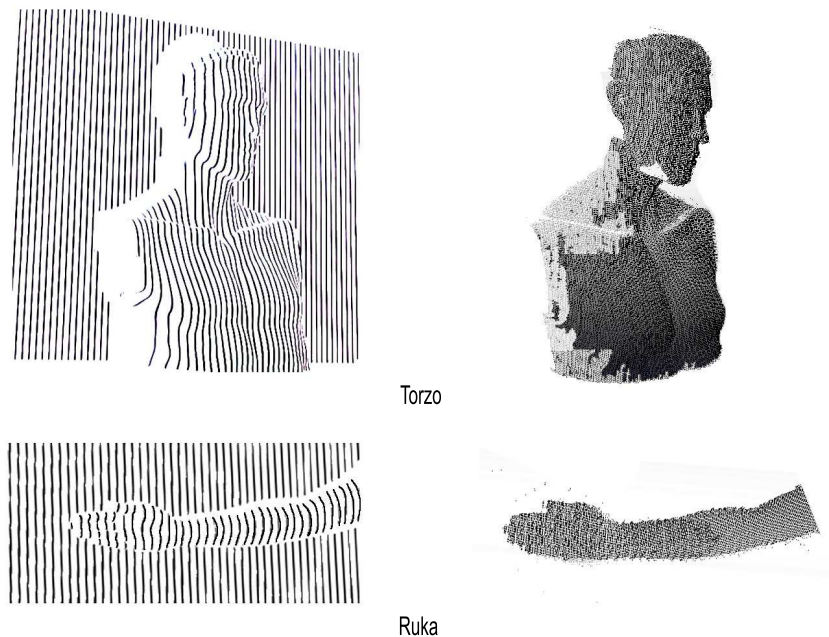
Pri čemu je:

X_1 i X_2 koordinate u ravnini kamere i projektora

P_1 i P_2 su matrice kamere i projektora

τ je triangulacijska funkcija

H je linearna transformacija koja transformira $X_1 = HX_2$ [118]



Slika 6.5: Projiciranje linije kako ih vidi kamera (lijevo) i rekonstruirane površine (desno)

DLT metoda ignorira nelinearnosti uzrokovane radijalnom distorzijom leće, što ne predstavlja problem u ovoj fazi rekonstrukcije, jer je distorzija ispravljena prilikom kalibracije sustava.

Konačan rezultat 3D skeniranja je skup točaka (oblak točaka), koji predstavlja skeniranu površinu. U oblaku se nakon skeniranja podlaktice nalazi između 10 000 i 15 000 točaka. Broj točaka ovisi o veličini segmenta i udaljenosti skeniranog segmenta od skenera.

Djelomično je unesen šum, uzrokovan analizom slike na razini cjelobrojnih vrijednosti piksela. Detaljnijim proučavanjem rekonstruiranog objekta se mogu primijetiti mala nazubljena područja, koja su rezultat računanja sa cjelobrojnim vrijednostima. Važno je napomenuti da se "podpiksel" preciznost sustava nije mogla postići sa korištenom opremom. Hardversko i softversko unaprjeđenje sustava, u vidu naprednije kamere i pratećeg algoritma, omogućilo bi unaprjeđenje preciznosti i smanjilo nazubljenost rekonstruiranog objekta. Korištenjem Laplaceovog filtra [130], integriranim u MeshLab alat [131], filtrira se početni skup točaka, što rezultira glatkom površinom rekonstrukcije i izdvajanjem ekscenčnih točaka. Primjer rekonstruirane površine, dobivene prilikom inicijalnih testiranja sustava, je pokazan na slici 6.5. Vidljiva su područja u sjeni koja su prisutna i kod skeniranja objekata sa kompleksnom strukturom (posljedica različitih kutova kamere i projektor), koja rezultiraju nedostatkom točaka u tom području rekonstruiranog objekta.

6.3.5 Izračun antropometrijskih parametara segmenta

Za izgradnju punog 3D modela, nije dovoljno jednostruko skeniranje segmenta skenerom koji posjeduje samo jedan skenerski modul. Potrebno je izvršiti minimalno dva skeniranja, sa suprotnih strana, kako bi se rekonstruirani modeli spojili u jedan kompletni model. Idealno bi bilo izvršiti mjerenje kada ispitanik drži segment fiksiran, a skenerski modul se kreće oko ispitanika, te vrši višestruka skeniranja. Međutim, zbog nedostupnosti komponenti robotiziranog skenera, korištena je tehnika gdje je skener fiksiran, a ispitanik kontrolirano rotira svoju ruku na ravnoj površini (zid). Tako nastaju dva rekonstruirana polu-modela ruke sa suprotnih strana segmenta (s obzirom na frontalnu ravninu). Prilikom rotacije ruke, ispitanik je trebao paziti da vrši samo pokret rotacije oko centralne osi segmenta za 180° , kako bi se preklapanje polu-modela moglo lakše izvesti. Rekonstruirani objekti su spojeni u jedinstveni 3D model programom napisanim u MATLAB okruženju. Prepoznati su rubovi obaju objekata, pri čemu je jedan zrcaljen s obzirom na horizontalnu os zbog lakšeg preklapanja rubova. Postupak je izvršen analizom "Rose Plots" svojstva rubova obaju objekata, odnosno kada oni rezultiraju najmanjom euklidovom udaljenošću [132]. Tako spojeni objekti se analiziraju kao jedan objekt. Model je u procesu rekonstrukcije i filtriranja površine reuzorkovan, na način da veličina jedne točke odgovara 1 mm udaljenosti, tako da je ostatak analize znatno pojednostavljen.

Antropometrijska analiza distribucija volumena i mase segmenta je napravljena uzduž glavne

osi promatranog segmenta ruke. Do glavne osi se dolazi analizirajući model algoritmom, koji traži liniju centralne osi segmenta nakon skeletizacije. Funkcija traženja je polu-automatska, odnosno korisnik na slici označava granice segmenta.

Sljedeća faza analize modela se vrši virtualnom "linijom skeniranja", okomitom na prethodno pronađenu centralnu os, te se kreće sa inkrementima od 1 mm. Prateći ovaj postupak, može se napraviti volumen, odnosno masena distribucija segmenta s obzirom na centralnu os, što je cilj ove faze istraživanja. Rezultat je krivulja, koja predstavlja distribuciju volumena segmenta s obzirom na njegovu centralnu os, i na temelju koje se izračunavaju svi ostali parametri. Ako se segment može smatrati homogenim, maseni parametri segmenta se izračunavaju iz dobivenih volumena, množenjem sa gustoćom segmenta koja iznosi 1.044 g/cm^3 [70].



Slika 6.6: 3D model ruke u potpunosti rekonstruiran od dvaju polu-modela ruke

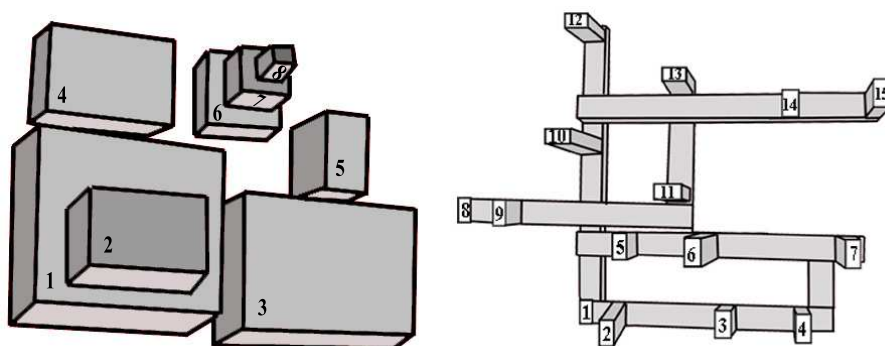
Treba napomenuti da se korišteni sustav, sa minimalnim modifikacijama, može prilagoditi za mjerenje i izračun drugih izvedenih antropometrijskih parametara kao što je moment inercije i radius vrtnje. Zbog nedostatka sustava za referentno mjerenje, nabrojani izvedeni antropometrijski parametri nisu računati.

6.4 Testiranje točnosti sustava

Za prezentiranje mogućnosti izrađenog 3D skenera, predloženo je provođenje testiranja podijeljenog u više faza. Obratila se pozornost da se dobiju rezultati točnosti sustava u idealnim laboratorijskim uvjetima, kao i u radnim uvjetima, pri čemu su mjerenja vršena na ljudima. Postupak testiranja sustava je podijeljen u dvije faze: faza mjerenja na umjetnim objektima poznatih karakteristika i mjerenje na segmentima tijela. Oba mjerenja su opisana i analizirana u sljedećim poglavljima.

6.4.1 Testiranje točnosti sustava nad umjetnim objektima

Prva faza mjerenja je provedena u svrhu određivanja točnosti sustava u idealnim laboratorijskim uvjetima. Korišteno je nekoliko umjetnih objekata, napravljenih od plastične mase, metala, tvrdog kartona i drva. Izabrani su objekti sa što je moguće jednostavnijom topologijom, kako bi se analiza rezultata mogla lakše provesti, slika 6.7. Svi korišteni objekti su poznatih dimenzija, mjereni pomičnom mjerkom Festa 300/0.02. Osim spomenutih objekata, korišten je kalibracijski objekt sa označenim lokacijama 15 ključnih točaka. Pomicanjem kalibracijskog objekta u radnom prostoru skenera, za poznati pomak (50 mm) te rekonstrukcijom površine nakon svake translacije, umjetno se dobiva 60 točaka koje se analiziraju. Koordinatni sustav se definira početnom kalibracijom, odnosno skeniranjem kalibracijskog objekta prikazanim na slici 6.7. desno. Položaji ključnih točaka (površine 4 cm^2) na kalibracijskom objektu su otprije poznati i izmjereni milimetarskom točnošću. Točna lokacija svake ključne točke se može izračunati ako je poznat pomak kalibracijskog objekta u prostoru. Ključne točke su polu-automatski prepoznate na rekonstruiranom objektu, odnosno ispitivač je kursorom označio njihovu lokaciju na rekonstruiranom modelu. Uspoređene su rekonstruirane koordinate ključnih točaka sa izračunatim (pravim) koordinatama, te je napravljena statistička analiza rezultata. Pogreške rekonstrukcije su prezentirane u obliku takozvanih "box-and-wiskhers" grafova, slikom 6.8.



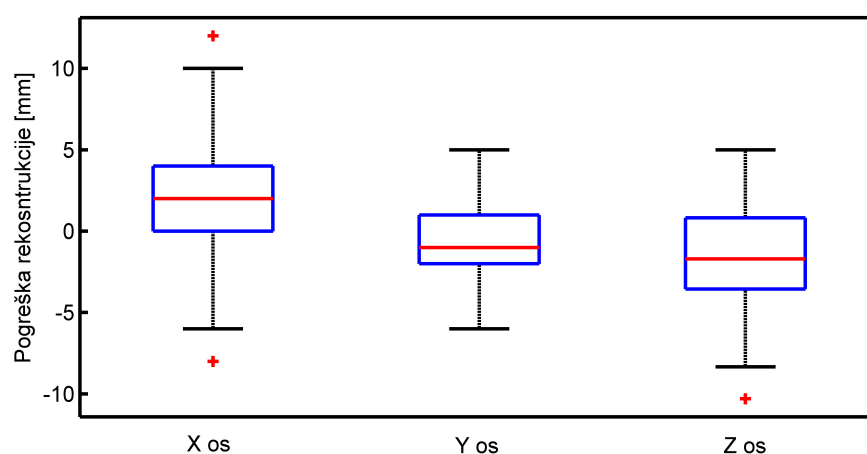
Slika 6.7: Konfiguracija osam jednostavnih objekata korištenih za testiranje točnosti sustava (lijevo), kalibracijski objekt sa 15 ključnih točaka (desno)

Graf je podijeljen na tri dijela, tako da svaki dio samostalno ilustrira pogreške pojedine koordinatne osi. Križevi predstavljaju skupove podataka koji su nepodobni, odnosno iskaču iz normalnog seta ulaznih podataka. Kutija (box) predstavlja raspon standardne devijacije za pojedinu promatranu os, dok linija po sredini kutije označava srednju vrijednost mjerene veličine. Pravci izvan kutija (whiskers) označavaju raspon vrijednosti mjerene veličine. Točnost, odnosno pogreška nekog sustava, se u praksi često iskazuje u vrijednostima **RMSE** (Root Mean Square

Error), koji je računat za svaku pojedinu os, te iznosi redom: 4.24 mm za X os, 2.34 mm za Y os i 1.62 mm za Z os. Iz priloženih grafova na slici 6.8, se može očitati da je srednja pogreška za X os 2.07 mm sa standardnom devijacijom 3.73 mm, -0.58 mm sa standardnom devijacijom 2.29 mm za Y os, te 3.32 mm sa standardnom devijacijom 4.89 mm za Z os.

Nakon provedene analize može se zaključiti da je skener pogodan za skeniranje objekata jednostavne topologije, što je potvrđeno malim **RMSE** vrijednostima, i općenito malim pogreškama mjerenja. Potrebno je napomenuti, da je prilikom prethodnog testiranja, ukupnoj pogrešci doprinio i ljudski faktor, zbog ručnog označavanja ključnih točaka na kalibracijskom objektu.

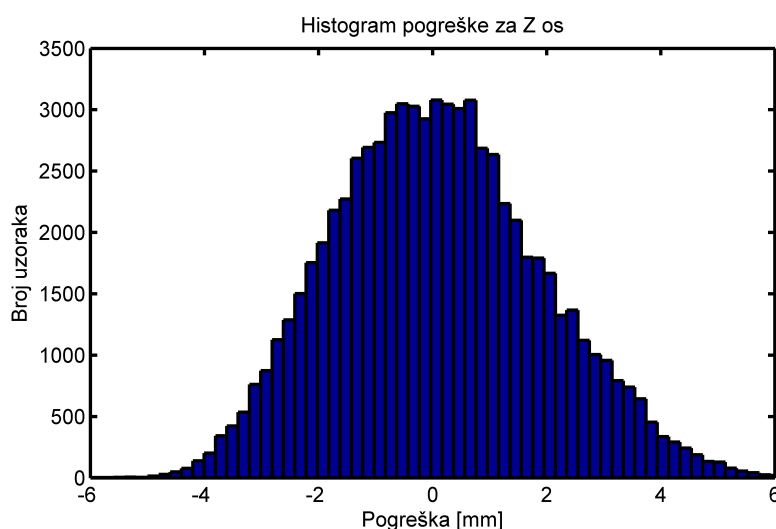
Izazov za bilo koji 3D skener je mogućnost rekonstruiranja dubine, odnosno određivanja udaljenosti od skenerskog modula do snimane površine (**Z** os u koordinatnom sustavu). Kako bi se dodatno analizirala pogreška određivanja dubine, izvršeno je mjerenje nad 8 objekata koji tako tvore kompleksnu površinu poznatih dimenzija, slika 6.7. lijevo.



Slika 6.8: Pogreške rekonstrukcije objekta prikazane izdvojeno za osi X, Y i Z

Analizu pogreške smo usredotočili na **Z** os, dok su rezultati za ostale osi zanemarene. Distribucija pogreške je ilustrirana histogramom na slici 6.9, pri čemu se može primjetiti da prati oblik Gaussove distribucije. Ukupno je analizirano 72 000 točaka u oblaku točaka dobivenih rekonstrukcijom snimanog objekta. Statistička analiza otkriva da je srednja pogreška određivanja dubine, odnosno udaljenosti od skenera do objekta, 0.084 mm sa standardnom devijacijom 1.84 mm. Dodatno je izračunat **RMSE** za sve skenirane objekte, koji iznosi 1.82 mm. Detaljnijom analizom histograma, dolazi se do podatka da se 95% svih pogrešaka nalazi unutar intervala [-2.7896 mm, 3.2890 mm]. Prezentirani rezultati potvrđuju pretpostavljene mogućnosti sustava za skeniranje površine objekata, s ciljanom upotrebom na segmenatima tijela. Rezultati pokazani u ovoj fazi istraživanja pokazuju stvarne hardverske mogućnosti sustava, kako "nesavršenost"

ispitanika nije mogla utjecati na pogreške.



Slika 6.9: Distribucija pogreške skenera u Z osi

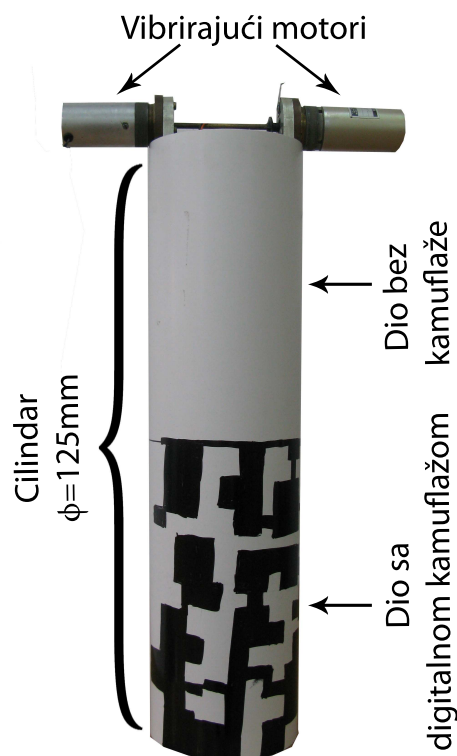
Ponovljena je analiza točnosti rekonstrukcije sustava, skenirana su dva prizmatična etalona (MASSI komplet). Etalonski oblici imaju dubinu od 50 mm i 100 mm sa točnošću od $0.1 \mu\text{m}$ na 10 mm. Ovo mjerenje daje bolji uvid u točnost sustava, s nedostatkom jako malog broja rekonstruiranih točaka zbog male površine etalona. Pogreške rekonstrukcije za oba etalona su prikazane su tablici 6.2. Prezentirani rezultati demonstriraju da novo predložena struktura ima bolje performanse od standardnih struktura u smislu točnosti, i da je kao takva bolja za upotrebu u 3D skeneru.

Tablica 6.2: Usporedba pogreške mjerenja etalona pomoću klasičnih struktura i novo predloženih struktura

	Standardna struktura		Novo predložena struktura	
Dimenzija etalona	50 mm	100 mm	50 mm	100 mm
Srednja pogreška	-1.859 mm	-1.81 mm	0.678 mm	-0.698 mm
STD	1.929 mm	2.077 mm	2.29 mm	1.761 mm
RMSE	2.656 mm	2.723 mm	2.384 mm	1.884 mm

Naknadno su performanse sustava testirane pod kompleksnijim uvjetima, kakvi vladaju pri mjerenjenju živih ispitanika. Na slici 6.10 je prikazan čvrsti plastični cilindar, širine baze 125 mm, koji na donjem dijelu ima ucrtanu digitalnu kamuflažu te gornjim dijelom bez kamuflaže. Na vrhu cilindra su postavljena dva motora koja uzrokuju horizontalne vibracije cijele konstrukcije, te se postižu mala translacijska i rotacijska gibanja cilindra. Skeniranje je izvršeno u

odsječcima od 1 cm za projicirane standardne i novo predložene strukture. Dobiveni rezultati su prezentirani u tablici 6.3.



Slika 6.10: Testiranje osjetljivosti sustava na male promjene položaja snimanog objekta uzrokovanih vibracijom

Iz prezentiranih rezultata se može zaključiti da novo predložena struktura ima bolja svojstva od standardne strukture u svim mjernim uvjetima. Prilikom skeniranja maskiranog i praznog dijela objekta, novo predložena struktura pod uvjetima vibracije ima ekvivalentne performanse kao standardna struktura u uvjetima bez vibracije. Predloženi sustav daje bolje rezultate kada se strukture testiraju u istim mjernim uvjetima, što je prezentirano tablicom 6.3.

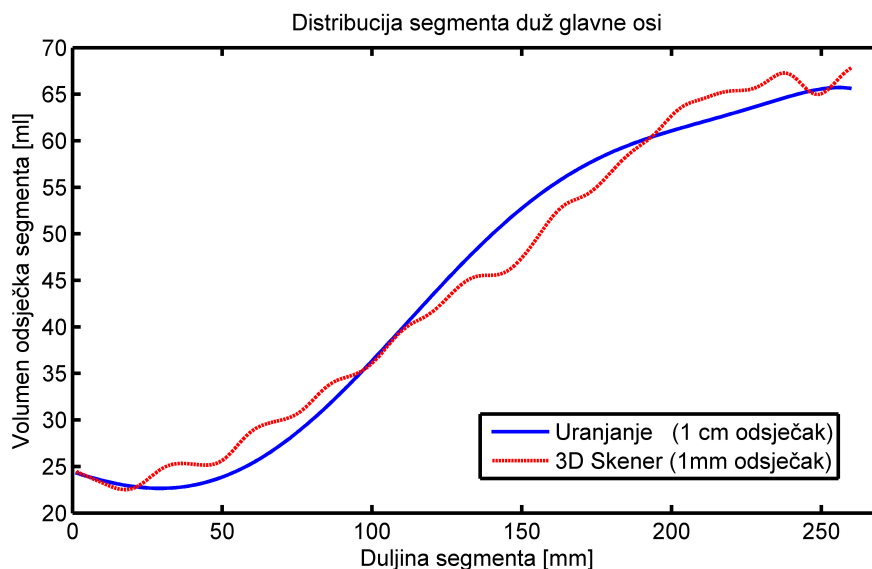
6.4.2 Testiranje točnosti sustava nad umjetnim segmentom ljudskog tijela (podlaktica ruke)

U drugoj fazi je testirana izvedivost mjerenja antropometrijskih parametara segmenta ljudskog tijela. Upotrijebljena je ruka plastične lutke, u prirodnoj veličini. Nad plastičnom rukom je izvršeno mjerenje metodom uranjanja, koje je detaljno opisano u poglavlju 6.2. Postupak mjerenja

Tablica 6.3: Usporedba rezultata mjerenja pogreške za skeniranje cilindra korištenjem standardne i nove strukture u kompleksnim uvjetima, SSS - Standardna strukturna svjetla, MSS - Modificirana strukturna svjetla

		MSS	SSS	MSS	SSS
Vibracija		Da	Da	Ne	Ne
Bez kamuflaže	Srednja pogreška	-0.444	-0.927	-0.124	-0.496
	STD	0.396	0.545	0.235	0.334
	RMSE	0.594	1.075	0.265	0.598
Sa kamuflažom	Srednja pogreška	-3.518	-5.356	2.347	3.78
	STD	1.232	1.173	1.074	1.19
	RMSE	3.724	5.481	2.578	3.96

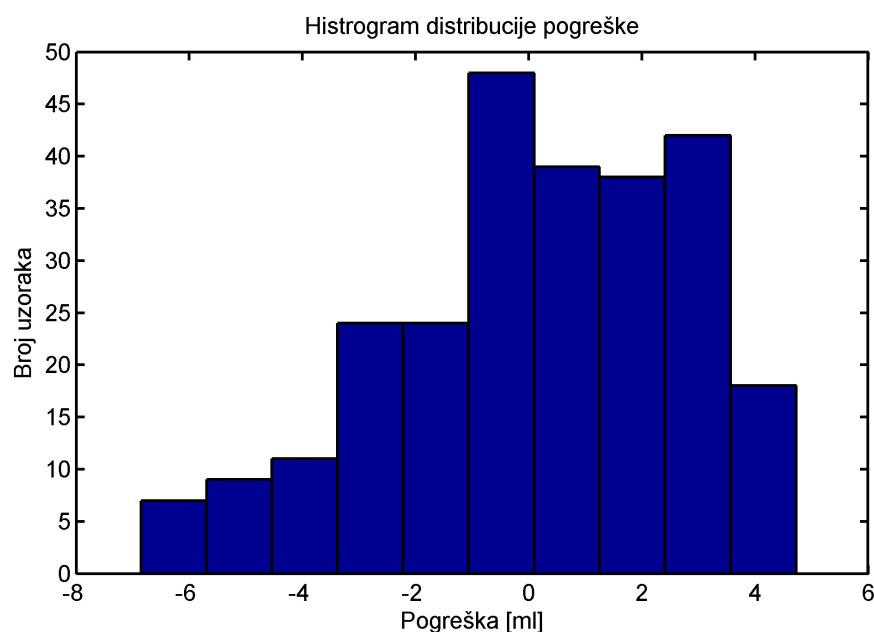
je ponovljen pet puta, kako bi se dobila veća baza mjerenja. Nakon izvršenog referentnog mjerenja metodom uranjanja, izvršeno je mjerenje istog segmenta koristeći se 3D skenerom. S tim je postignuto da se mogu izravno usporediti rezultati mjerenja 3D skenerom sa referentim mjerenjem. Svim mjerenjima se dobije distribucija volumena mjerenog segmenta, uzduž centralne osi segmenta. Rezultati su filtrirani nisko propusnim Butterworth filtrom 4. reda, sa frekvencijom kidanja od 2 Hz. Uklonjena je većina šuma, te se za rezultat dobiva glatka krivulja prikazana na slici 6.11.



Slika 6.11: Volumna distribucija umjetnog segmenta mjerena metodom uranjanja (puna plava linija) i 3D skenerom (isprekidana crvena linija)

Kako je mjerenje metodom uranjanja vršeno sa inkrementima od 1 cm, a 3D skener daje

rezultate sa inkrementima od 1 mm, rezultati 3D skenera se naknadno prilagođavaju formatu rezultata metodom uranjanja. Izvršena statistička analiza otkriva da je srednja apsolutna pogreška između dvaju rezultata 0.134 ml, sa devijacijom 2.6 ml po 1 cm odreska, dok izračunati RMSE iznosi 2.6 ml po odsječku. Relativna pogreška izražena u postocima iznosi 0.817% sa devijacijom od 6.333%. Na slici 6.12 je pokazana distribucija pogreške mjerenja volumena podlaktice. Navedeni rezultati potvrđuju već prezentiranu točnost sustava, koja je u ovoj fazi testiranja nad objektom sličnih karakteristika kao što je segment ljudskog tijela.



Slika 6.12: Distribucija pogreške za mjerenje umjetne podlaktice

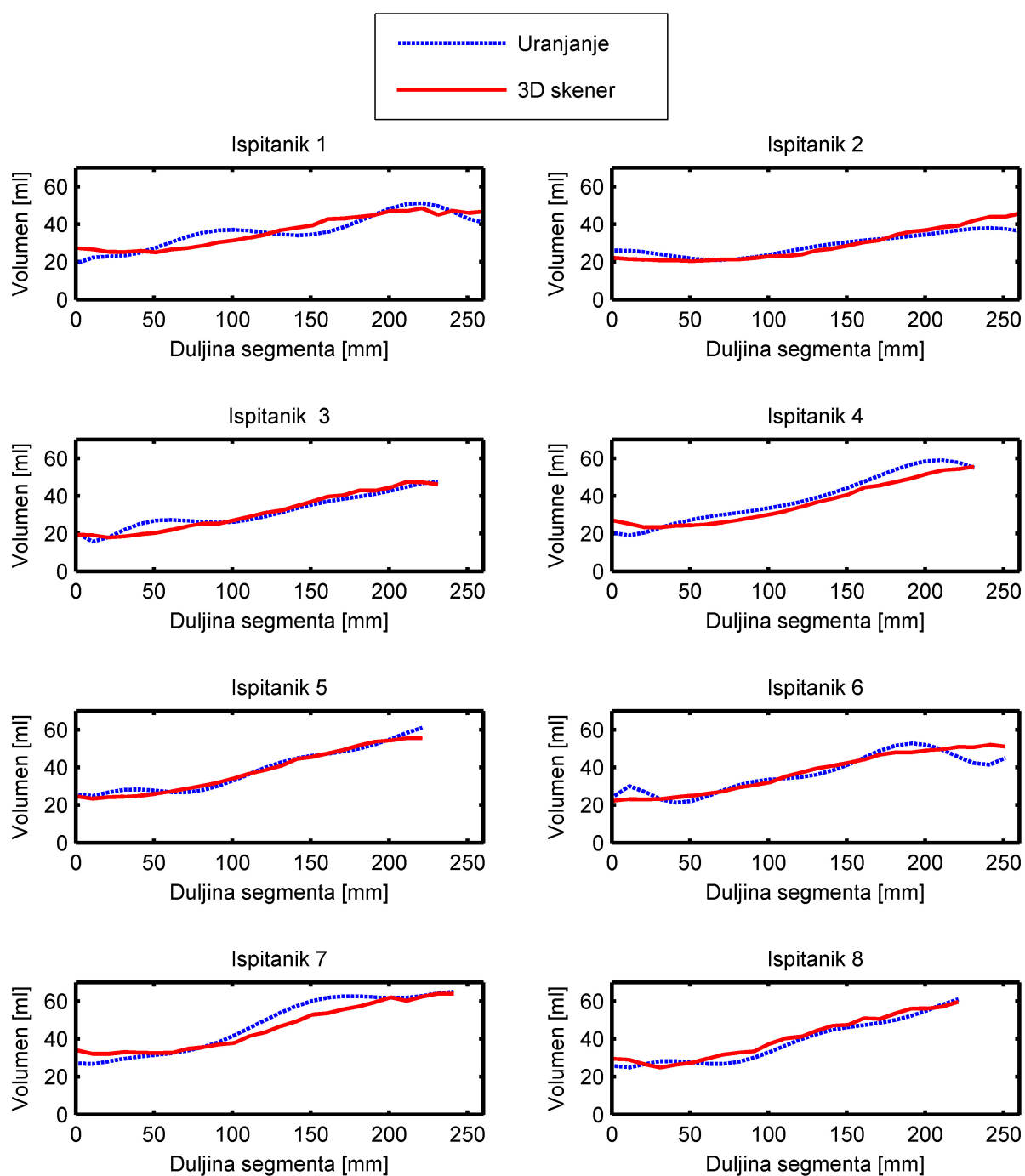
6.4.3 Mjerenje antropometrijskih parametara na živim ispitanicima

Nakon izvršenog testiranja i dokaza da je skener u mogućnosti uspješno izmjeriti volumnu distribuciju umjetnog segmenta, pristupilo se mjerenju nad živim ispitanicima. Mjerenje je izvedeno nad 8 dobrovoljaca, čiji su osnovni podaci navedeni u tablici 6.1 u poglavlju 6.3.3. Kao i u prethodnom primjeru prvo je izvršeno mjerenje metodom uranjanja za segment podlaktice. Sličan pristup se može upotrijebiti i za bilo koji drugi segment tijela (nadlaktica, trup, noga) uz minimalne hardverske i/ili softverske modifikacije. Za potrebe testiranja usredotočilo se samo na segment podlaktice smatrajući da mjerenje ovog segmenta rezultira sa najmanjom neugodom za ispitanika, dok bi za mjerenje volumena bilo kojeg drugog dijela tijela zahtijevalo dužu i kompliciraniju pripremu.

Odmah nakon izvršenog referentnog mjerenja krenulo se u mjerenje korištenjem 3D skenera. Skeniranje svakog segmenta je izvršeno sa obje strane (anterior i posterior) s obzirom na frontalnu ravninu. Za skeniranje druge strane segmenta osoba je rotirala cijelu ruku u ramenu, kako bi se smanjio utjecaj na mjerenje zbog napetosti mišića. Nakon analize oblaka točaka obaju polu-modela napravljen je puni model segmenta, koji je nakon toga analiziran. Svi volumetrijski podaci su filtrirani niskopropusnim Butterworth filtrom 4. reda sa frekvencijom kidanja postavljenim na 2 Hz, kako bi se odbacile oscilacije uzrokovane malim pokretima ispitanika i nesavršenosti korištene opreme. Volumna distribucija dobivena 3D skenerom i metodom uranjanja za svih osam ispitanika je uspoređena i prikazana na slici 6.13.

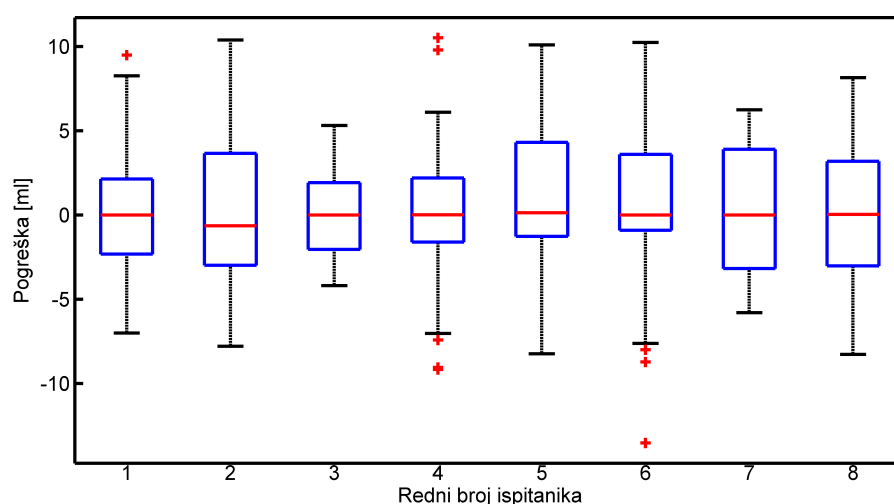
Primjećuje se podudaranje grafa koji prezentira rezultate metode uranjanja sa ekvivalentnim grafom koji prezentira rezultate mjerenja 3D skenera. Napravljen je detaljna statistička analiza pogrešaka svih ispitanika, pri čemu su osnovni rezultati prikazani pomoću osam grafova na slici 6.14. Procjena volumena odsječaka segmenta (1 cm) minimalno varira s obzirom na metodu uranjanja, i ima srednju vrijednost od 0.14 ml sa devijacijom od 3.67 ml. Spomenuta devijacija se može objasniti nesavršenošću metode uranjanja, postavkama mjerenja, kao i posljedicama korištenja relativno malih inkrementa. Nehotični, i redovito mali pomaci ispitanika tokom mjerenja, rezultiraju dodatnim šumom (pogreškom) u obliku viška odvođene tekućine, koja se izbacuje mjerenjem odsjeka **n-1** i nadoknađuje manjim izbacivanjem tekućine u odsjeku **n**. Ovom problemu se može doskočiti imobilizacijom mjerenog segmenta, ali se taj postupak smatralo neadekvatnim i prekomplikiranim za ovakav tip mjerenja. Pretpostavka je potvrđena uvidom u pogreške iz prethodnih mjerenja plastičnog segmenta lutke, nad kojim je provedena potpuna imobilizacija. Uspoređujući rezultate mjerenja živih ispitanika, sa mjerenjem na umjetnom segmentu lutke, primjećuje se da se srednja vrijednost za cijeli segment minimalno razlikuje (0.134 ml su odnosu na 0.140 ml), dok je razlika među devijacijama znatna. Izračunata standardna devijacija za umjetni segment iznosi 2.60 ml dok za mjerenje nad živim ispitanicima iznosi 3.67 ml. Ovi rezultati naknadno potvrđuju da problem velikih devijacija kod mjerenja nad živim ispitanicima nije direktno povezan sa samom metodom mjerenja, već je dokazano da je problem u nemogućnosti preciznog mjerenja volumena istisnute tekućine uslijed nehotičnih pomaka ispitanika. Navedeni problem se mogao prevladati korištenjem većih inkrementa (5 cm), što bi rezultiralo s manje podataka za statističku analizu distribucije.

Većina biomehaničkih laboratorija se za izračun antropometrijskih parametara u praksi koristi antropometrijskim tablicama, pri čemu se najčešće koriste tablice koje je sastavio de Leva [76]. Kako je neizvedivo, i vremenski neprihvatljivo, za svakog ispitanika vršiti detaljno mjerenje metodom uranjanja, ova analiza će pokazati koliko predloženi 3D skener daje bolje rezultate od



Slika 6.13: Usporedba rezultata mjerenja za osam ispitanika metodom uranjanja (isprekidana plava linija) i 3D skenerom (puna crvena linija)

običnih antropometrijskih tablica. Rezultati za izračun antropometrijskih parametara segmenta su za svih osam ispitanika prikazani u tablici 6.4, za sve metode određivanja parametara.



Slika 6.14: Graf pogreške mjerenja volumena za osam ispitanika, mjereno u inkrementima od 1cm

Tablica 6.4: Usporedba antropometrijskih podataka za cijeli segment (masa i lokacija centra mase) dobivene metodom uranjanja, 3D skenerom i antropometrijskim tablicama

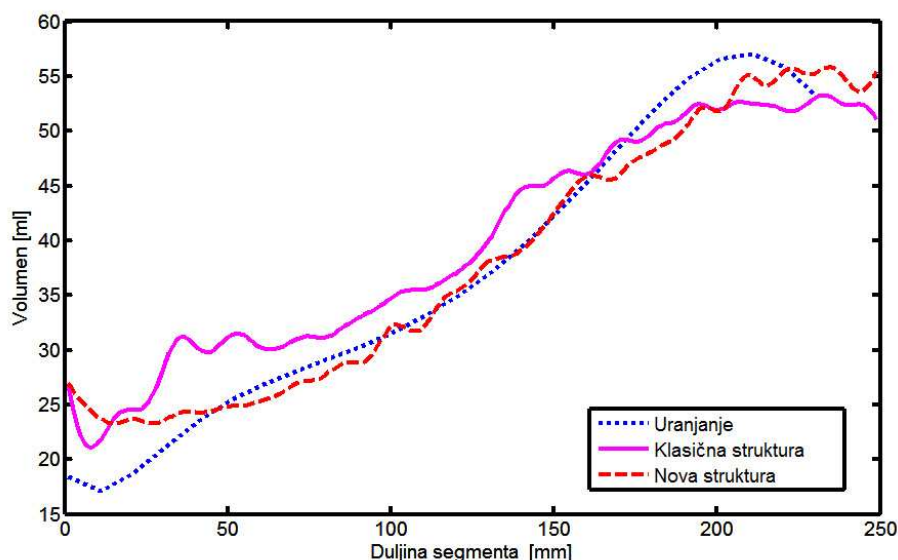
	Metoda	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8
Masa segmenta [kg]	Uranjanje	1.03	0.89	0.76	1.04	1.12	0.96	1.74	1.20
	3D skener	0.98	0.87	0.79	1.09	1.09	0.97	1.68	1.22
	de Leva	1.29	0.80	0.72	1.36	1.04	0.88	1.43	1.33
Centar mase segmenta [cm]	Uranjanje	16.0	17.5	15.5	16.0	16.0	16.0	16.5	15.0
	3D skener	16.5	18.0	15.0	16.0	15.0	16.5	16.0	15.0
	de Leva	15.1	14.5	13.8	15.7	14.4	14.6	16.8	15.1

Srednja pogreška, u odnosu na referentnu metodu uranjanja, iznosi 0.0063 kg sa standardnom devijacijom od 0.0396 kg za masu podlaktice, dok je pogreška za procjenu lokacije centra mase 0.062 cm sa standardnom devijacijom od 0.563 cm. Analiziranjem srednje pogreške predloženog sustava i rezultata dobivene iz de Levinih tablica (0.0138 kg sa standardnom devijacijom od 0.2084 kg) primjećuje se znatno poboljšanje u točnosti procjene antropometrijskih parametara. Pogreška lociranja centra mase po de Levi iznosi 1.062 cm sa devijacijom od 1.094 cm. Ako se u izračunima koristi postupak inverzne dinamike, male pogreške u procjeni svojstava tijela (antropometrijskih parametara) može rezultirati sa znatnim odstupanjima konačnih rezultata [69, 133]. Znatno bolje performanse 3D skenera, nad jednostavnim antropometrijskim tablicama, se mogu objasniti jednostavnom činjenicom da su de Levine tablice napravljene za opću populaciju, dok ispitanici koji su sudjelovali u mjerenjima ne moraju spadati u tu "idealnu" populaciju. Metoda

koja se koristi 3D skenerom pruža prilagođeno mjerenje, bez obzira na fizionomiju tijela, i zbog toga daje točnije rezultate.

6.4.4 Usporedba projiciranih struktura

U prethodnim poglavljima su opisane prednosti modificirane strukture svjetala, koje se projiciraju na skenirani objekt. Osim navedenih napredaka u robusnosti sustava i otpornošću na hardverske nedostatke, potrebno je dokazati koliko korištenje modificiranih struktura utječe na rezultate točnosti u radnim uvjetima. Unaprijeđenje sustava je u povećanju rezolucije skeniranja, pri čemu je omogućeno korištenje dvostruko užih linija skeniranja, od struktura kada je korištena samo binarna podjela. Napravljen je eksperiment, gdje su klasične i modificirane strukture projicirane na segment podlaktice ispitanika S4, kako bi se mogle analizirati njihove međusobne razlike.



Slika 6.15: Usporedba rezultata za distribuciju volumena podlaktice, dobivena metodom uranjanja te 3D skena sa klasičnom i modificiranom strukturom svjetla.

Distribucija volumena, dobivena objema strukturama, je uspoređena sa referentnim ručnim mjerenjem. Kao i u prethodnim mjerenjima, svi podatci su filtrirani niskoporusnim filtrom 4. reda sa frekvencijom kidanja na 2 Hz. Važno je napomenuti da klasične strukture uzrokuju mnogo veću razinu šuma, što se objašnjava znatno većom osjetljivošću najtanjih linija, pri čemu se one mogu krivo rekonstruirati. Na slici 6.15 su uspoređene distribucije volumena za metodu uranjanja i dvije projicirane strukture svjetla, pri čemu se može primijetiti da modificirana struktura, u većini grafa, bolje prati referente rezultate. Navedeno razmatranje je dodatno potvrđeno

RMSE analizom, koje za modificiranu strukturu iznosi 3.42 ml u odnosu na klasičnu strukturu gdje iznosi 4.59 ml, što je bolje za 34%.

Analizirajući mase skenirane podlaktice, nova struktura i dalje daje bolje rezultate od klasične strukture, ali sa nešto manjom pogreškom 0.05 kg u odnosu na 0.06 kg, što je unaprijeđenje za oko 17%. Prilikom izračuna centra mase, dobiveni rezultati su identični i iznose 16 cm, pri čemu treba imati na umu da podaci nisu usporedivi zbog znatno velikog koraka izračuna.

Poglavlje 7

Zaključak

Mjerenje kinematike pokreta

U poglavlju u kojem je analiziran sustav za mjerenje kinematike pokreta opisan je postupak izrade i testiranje performansi tog sustava. Realizirani sustav je cjenovno pristupačna alternativa skupim komercijalnim sustavima, baziran na aktivnim **LED** markerima i brzim industrijskim kamerama. Aplikacija izrađena kao softverska komponenta sustava detektira i prati marker na snimci, rekonstruira njegov 3D položaj, te na temelju svih markera izračunava relevantne kinematičke podatke pokreta. Fokus rada je stavljen na dobivanje najveće moguće točnosti sa korištenim komponentama, stoga je razvijen superrezolucijski model markera koji omogućava traženje središta markera u razini 1/20 piksela. Ispitana je točnost sustava u statičkim uvjetima, rekonstruirajući položaje 100 nepokretnih markera s poznatom točnom lokacijom u prostoru. Izračunata je srednja pogreška između pozicija markera snimljenih razvijenim sustavom i prethodno utvrđenih i poznatih pozicija. Iznos pogreške jest 0.2009 mm sa standardnom devijacijom od 0.1642 mm, što ukazuje na visoku točnost predloženog sustava za mjerenje kinematike pokreta. Sustav je naknadno testiran u dinamičkim uvjetima. Izvršeno je mjerenje hoda na motoriziranoj hodalici na 30 zdravih ispitanika. Izračunati su srednji kutevi i kutne brzine kuka, koljena i gležnja za svih 30 ispitanika, i prikazani su grafovima u ovisnosti o trajanju ciklusa jednog koraka. Dobivene krivulje su uspoređene s krivuljama dobivenim na temelju mjerenja po ravnoj podlozi, objavljenima u literaturi [3], te su primjećena mala odstupanja među uspoređenim krivuljama. Stoga su krivulje dobivene mjerenjem na 30 ispitanika definirane kao normativi zdravog tj. normalnog hoda na motoriziranoj hodalici, i korištene su u daljnjoj analizi kinematike hoda s ciljem detekcije abnormalnosti u hodu.

Trenutačno se realizirani sustav za mjerenje kinematike hoda koristi za istraživanja u Laboratoriju za biomehaniku, automatiku i sustave Fakulteta elektrotehnike strojarstva i brodogradnje

Sveučilišta u Splitu.

Analiza kinematike hoda

Cilj istraživanja opisanog u poglavlju analize kinematičkih parametara hoda je verifikacija novih kinematičkih parametara, koji detektiraju devijacije analiziranog abnormalnog hoda u usporedbi sa prethodno definiranim normativom. Kako bismo dobili kvantitativne mjere za uspoređivanje abnormalnog od normalnog i zdravog oblika hoda, prezentirano je pet novih kinematičkih parametara $E_n kuk$, $E_n koljeno$, $E_n glezanj$, fazni pomak PS (eng. phase shift) i faktor hoda GF (eng. gait factor).

Izračunate su vrijednosti novo predloženih parametara za dva tipična pokreta, normalnog zdravog pokreta kojeg izvršavaju zdravi bosonogi ispitanici (podaci koji predstavljaju normativ zdravog hoda) i simuliranog abnormalnog pokreta, fiksiranjem jednog koljena pomoću steznika. Analizom rezultata prezeniranih u obliku grafova, razlika između normalnog i abnormalnog oblika hoda postaje uočljiva, i može se detektirati točno u kojoj fazi koraka dolazi do nepodudaranja između različitih tipova pokreta, i gdje se one najviše očituju.

Primjećuje se da su najveće razlike u novopredloženim kinematičkim parametrima za abnormalni hod, u odnosu na normativni hod, nalaze u trenucima dominantnih vrhova, što nas dalje vodi do zaključka da je abnormalnost u koraku najviše vidljiva za vrijeme međufaze i međunijhanja ciklusa koraka. Do istog se zaključka dolazi promatranjem samo faktora GF_n , koji se dobiva fuzijom svih prethodno izračunatih parametara te znatno pojačava razlike u dominantnim vrhovima. Stoga smatramo da je predloženi parametar, faktor hoda GF_n , istaknut kao vrijedna mjera za detekciju abnormalnosti u bilo kakvim oblicima pokreta.

Antropometrija

Ručno mjerenje dimenzija tijela u svrhu prikupljanja antropometrijskih podataka je vremen-ski dugotrajno, zahtjeva rad iskusnog ispitivača, te je u većini slučajeva zamorno za ispitanike. U literaturi je istraženo nekoliko metoda koje su bazirane na elektroničkim ili medicinskim dijagnostičkim uređajima, koje su pokušale ubrzati proces mjerenja. Mane tih sustava su, među ostalom, njihova kompleksnost (laserski skeneri), zdravstveni rizik zbog zračenja (**DXA**), i visoka cijena (**MRI**). Zbog toga i dalje postoji potreba za unaprjeđenjem postojećih metoda mjerenja, koji će na jednostavan, brz i cjenovno pristupačan način izračunati antropometrijske parametre ljudskog tijela. Predložen je robustan 3D skener, baziran na projekciji strukturnih svjetala, te izrađen isključivo od komercijalno dobavljenih komponenti. On je u mogućnosti skenirati bilo koji segment tijela (ili drugi stacionarni objekt), te rekonstruiranu površinu analizirati u svrhu izračuna antropometrijskih parametara. U sustav je uključen algoritam koji upravlja procesom

skeniranja, analizira dobiveni oblak točaka, izrađuje 3D model segmenta te u konačnici izračunava i prezentira antropometrijske parametre segmenata.

Uspoređujući sa klasičnim 3D skenerom koji se koristi strukturnim svjetlima, predloženi modificirani skener je robusniji u skeniranju nehomogenih površina (ne zahtjeva specijalnu odjeću), manje osjetljiv na ograničene nehotične pokrete ispitanika te točniji, što je potvrđeno mjerenjima. Refleksija sa susjednih površina minimalno utječe na rezultate mjerenja. Nabrojeni napreci su postignuti uvođenjem novih, dinamičkih binarnih kodova i modificiranjem postupka skeniranja.

Kako bi se testirala točnost predloženog sustava, izvršen je niz mjerenja u kontroliranim laboratorijskim uvjetima nad umjetnim objektima, kao i u radnim uvjetima na živim ispitanicima. Mjerenjima nad umjetnim objektima analizirana je mogućnost 3D skenera da rekonstruira dubinu, odnosno da se odredi udaljenost od skenerskog modula do snimane površine, što predstavlja najvažnije svojstvo skenera. Srednja pogreška za određivanje dubine skeniranog objekta iznosi 0.084 mm sa standardnom devijacijom od 1.84 mm, dok izračunati RMSE iznosi 1.82 mm, što potvrđuje visoku točnost predloženog skenera. Nadalje, provedeno je testiranje točnosti predloženog sustava mjerenjem volumena nad umjetnim segmentima ljudskog tijela (podlaktica plastične lutke). Mjerenje je izvršeno 3D skenerom i referentnom metodom uranjanja, te su uspoređeni rezultati određivanja volumena za odsječke od 1 cm. Pogreška za rezultate dobivene mjerenjem 3D skenerom u odnosu na referentnu metodu uranjanja iznosi 0.13 ml sa standardnom devijacijom 2.60 ml. Također, testiranje točnosti sustava provedeno je mjerenjem na 8 živih ispitanika. Srednja pogreška rezultata za 1 cm odsječke dobivenih mjerenjem 3D skenerom u odnosu na metodu uranjanja iznosi 0.14 ml sa standardnom devijacijom od 3.67 ml. Velike varijacije standardne devijacije nisu imale utjecaj na mjerenje ukupne mase segmenta, već samo na distribucije mase unutar segmenta. U konačnici, antropometrijski parametri (masa i položaj centra mase) izmjereni 3D skenerom i metodom uranjanja uspoređeni su s antropometrijskim parametrima izvedenim iz de Levinih tablica, koje se danas rutinski primjenjuju u biomehanici i ergonomiji. Srednje pogreške sustava za određivanje mase podlaktice su 0.0063 kg sa standardnom devijacijom 0.0396 kg, te 0.062 cm sa standardnom devijacijom od 0.563 cm za određivanje položaja centra mase, dok je pogreška korištenjem de Levinih tablica 0.0138 kg sa standardnom devijacijom od 0.2084 kg za određivanje mase, te 1.062 cm sa standardnom devijacijom 1.094 cm za određivanje centra mase.

Mjerenja su demonstrirala zavidne rezultate, te potvrdile točnost mjerenja predloženog skenera. Točnost predloženog sustava se može dodatno unaprijediti, izvršavanjem više od dva skeniranja istog segmenta iz različitih kutova, stvarajući tako kao puni model skeniranog segmenta.

7.1 Doprinos disertacije

Temeljni doprinos doktorske disertacije je realizacija cjelovitog sustava za mjerenje dvije vrste podataka koji su potrebni za matematičko modeliranje čovjeka u pokretu (kinematičkih podataka ispitanika u pokretu i antropometrijskih parametara segmenata ljudskog tijela). Komponente koje se navode kao doprinos znanosti su:

- Razvoj, realizacija i testiranje točnosti sustava za mjerenja kinematike pokreta, baziranog na aktivnim LED markerima i brzim industrijskim kamerama. U okviru ovog znanstvenog doprinosa posebice se ističe razvoj superrezolucijskog modela aktivnog markera, koji omogućava točniju rekonstrukciju položaja markera u prostoru, u razini 1/20 piksela.
- Razvoj metode i uvođenje novih kinematičkih parametara za objektivnu detekciju i analizu abnormalnosti pokreta pri hodu.
- Razvoj, realizacija i testiranje točnosti robusnog sustava za brzo beskontaktno mjerenje antropometrijskih parametara čovjeka, temeljeno na 3D skeneru sa strukturnim svjetlima te primjeni modificiranih strukturnih svjetala, koja u usporedbi sa klasičnim strukturama svjetla daju rezultate s većom točnošću što je potvrđeno nizom izvršenih mjerenja.

7.2 Smjernice za daljni rad

Unatoč tome što su u radu temeljito i opširno istražena sva prezentirana područja, i dalje ostaje mjesta za moguća poboljšanja koja je moguće uvesti i primijeniti. Prva faza poboljšanja je hardverske prirode te će omogućiti sljedeće:

- Kamera veće rezolucije omogućila bi veću točnost mjerenja kinematike.
- Brža kamera omogućila bi kvalitetniju analizu kinematike, posebice analizu viših derivacija pokreta (akceleraciju i derivaciju akceleracije zvanu šok).
- Digitalna kamera sa ručnim postavkama svih parametara snimanja omogućiti će efikasnije prepoznavanje sivih tonova, odnosno mogućnost upotrebe superrezolucije u 3D skeneru.
- Fuzija sa drugom mjernom opremom, kao što je platforma sila ili inercijski senzori omogućiti će kompletnije izvršavanje mjerenja pokreta ispitanika.

U drugoj fazi planira se uvođenje novih i unaprjeđenje postojećih metoda za obradu podataka:

- Uvođenje metoda (primjerice primjena Kalmanovog filtra) za ponovno pronalaženje markera, nakon gubitka iz snimke, omogućiti će mjerenje kinematike kompleksnijih pokreta, prilikom kojih dolazi do djelomičnih prekrivanja markera.
- Izrada veće i kompleksnije baze pokreta, koja će uključivati hod na motoriziranoj hodalici u raznim uvjetima, kao i hod na stabilnoj podlozi, na puno većem broju ispitanika od 30 na kojima su vršena mjerenja u okviru ove doktorske disertacije.
- Automatsko prepoznavanje i izdvajanje segmenata s ciljem potpunog automatiziranja mjerenja antropometrijskih parametara.
- Uvođenje metoda za precizno mjerenje 3D skenerom koje će omogućiti rezoluciju bolju od jednog piksela.

Spomenuta unaprijeđenja znatno će unaprijediti postojeći sustav, uvesti nove funkcionalnosti te omogućiti analizu parametara koji se do sada nisu mogli analizirati:

- Analiza utjecaja antropometrijskih parametara na faktor hoda.
- Dugotrajnije praćenje i ocjena kvalitete pokreta.
- Upotreba navedenih metoda nad drugim cikličkim pokretima kao što je vožnja bicikle ili veslanje.

Literatura

- [1] L.W. Lamoreux. *Experimental kinematics of human walking. Ph.D. Thesis.* University of California, Berkeley, 1970.
- [2] J.L. Durkina, J.J. Dowling, D.M. Andrews. The measurement of body segment inertial parameters using dual energy X-ray absorptiometry. *J. Biomech.*, 35(12):1575–1580, 2002.
- [3] D.A. Winter. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* Wiley, NY, 2004.
- [4] M. Cecić. *Procjena utjecaja brzine hoda na strukturu matematičkog modela mehanizma ljudskog hoda.* Magistarski rad, FESB, Sveučilište u Splitu, 1993.
- [5] M. Cotsaftis, C. Vibet. Decoupled control for 2D n-link biped walking system. *Robotics and Autonomous Systems*, 5, 1989.
- [6] A. Capozzo, T. Leo, A. Pedotti. A general computing method for the analysis of human locomotion. *J. Biomech.*, 8:307–320, 1975.
- [7] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D.D. D’Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, I. Stokes. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J. Biomech.*, 35(4):543–548, 2002.
- [8] K.J. Fischer, T.T. Manson, H.J. Pfaeffle, M.M. Tomaino, S.L-Y. Woo. A Method for Measuring Joint Kinematics Designed for Accurate Registration of Kinematic Data with Models from CT data. *J. Biomech.*, 34(3):377–383, 2001.
- [9] F. Dierick, M. Penta, D. Renaut, C. Detrembleur. A force measuring treadmill in clinical gait analysis. *Gait and Posture*, 20(3):299–303, 2004.
- [10] V. Medved. *Measurement of Human Locomotion.* CRC Press, New York, 2001.

- [11] G.S. Rash, P.P. Belliappa, M.P. Wachowiak, N.N. Somia, A.T. Gupta. A demonstration of the validity of a 3-D video motion analysis method for measuring finger flexion and extension. *J. Biomech.*, 32:1337–1341, 1999.
- [12] R. Senden, B. Grimm, I.C. Heyligers, H.H. Savelberg, K. Meijer. Acceleration-based gait test for healthy subjects: reliability and reference data. *Gait Posture*, 30(2):192–196, 2009.
- [13] H. Junker, O. Amft, P. Lukowicz, G. Tröster. Gesture spotting with body-worn inertial sensors to detect user activities. *Pattern Recognition*, 41:2010–2024, 2008.
- [14] D. Roetenberg, P. J. Slycke, P. H. Veltink. Ambulatory Position and Orientation Tracking Fusing Magnetic and Inertial Sensing. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*, 54:883–890, 2007.
- [15] A.D. Milne, D.G. Chess, J.A. Johnson, G.J.W. King. Accuracy of an electromagnetic tracking device: a study of the optimal operating range and metal interference. *J Biomech.*, 29:791–793, 1996.
- [16] P.J. Figueroa, N.J. Leite, R.M. Barros. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Comput Methods Programs Biomed*, 72:155–165, 2003.
- [17] A. Kolahia, M. Hoviattalab, T. Rezaeiana, M. Alizadeha, M. Bostana, H. Mokhtarzadeha. Design of a marker-based human motion tracking system. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2:59–67, 2007.
- [18] G.S. Rash, P. Belliappa, M.P. Wachowiak, N.N. Somia, A. Gupta. A demonstration of validity of 3-D video motion analysis method for measuring finger flexion and extension. *J. Biomech.*, 32:1337–1341, 1999.
- [19] I. Miyagawa, H. Arai, H. Koike. Simple Camera Calibration From a Single Image Using Five Points on Two Orthogonal 1-D Objects. *IEEE Transactions on Image Processing*, 19:1528 – 1538, 2010.
- [20] T.A. Clarke, J.G. Fryer. The Development of Camera Calibration Methods and Models. *Photogrammetric Record*, 16:51–66, 1998.
- [21] Z. Zhang. Flexible camera calibration by viewing a plane from unknown orientations. *The Proceedings of the Seventh IEEE International Conference*, 1:666–673, 1999.

-
- [22] R.Y. Tsai. A versatile camera calibration technique for high accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses. *IEEE T. Robot. Autom.*, 3(4):323–344, 1987.
- [23] D.S.H. Ling, H.Y. Hsua, G.C.I. Lin, S.H. Lee. Enhanced image-based coordinate measurement using a super-resolution method. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 21:579–588, 2005.
- [24] M.R. Brady. *Subpixel Resolution Schemes for Multiphase Flows*. Magistarski rad, Virginia Tech. University, 2006.
- [25] P. Menezes, F. Lerasle, J. Dias. Towards human motion capture from a camera mounted on a mobile robot. *Journal Image and Vision Computing*, 29:382–393, 2011.
- [26] L.P. Maletsky, J. Sun, N.A. Morton. Accuracy Of An Optical Active-Marker System To Track The Relative Motion Of Rigid Bodies. *J. Biomech.*, 40:682–685, 2007.
- [27] R.G. Cutlip, C. Mancinelli, F. Huber, J. DiPasquale. Evaluation of an instrumented walkway for measurement of the kinematic parameters of gait. *Gait Posture*, 12:134–138, 2000.
- [28] M. Senesh, A. Wolf. Motion estimation using point cluster method and Kalman filter. *J. Biomech.*, 131:051008, 2009.
- [29] T.B. Moeslund, A. Hilton, V. Krüger. A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis. *Computer Vision and Image Understanding - Special issue on modeling people: Vision-based understanding of a person's shape, appearance, movement, and behaviour*, 104:90–126, 2006.
- [30] T.B. Moeslund, E.A. Granum. A survey of computer vision-based human motion capture. *Computer Vision and Image Understanding*, 81:231–268, 2001.
- [31] J.K. Aggarwal, Q. Cai. Human Motion Analysis: A Review. *Computer Vision and Image Understanding*, 73(3):428–440, 1999.
- [32] J.L. McGinley, R. Baker, R. Wolfe, M.E. Morris. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture*, 73(3):360–369, 2009.
- [33] L. Wang, W. Hu, T. Tan. Recent developments in human motion analysis. *Pattern Recognition*, 36:585–601, 2003.

- [34] R. Shultz, A.E. Kedgley, T.R. Jenkyn. Quantifying skin motion artifact error of the hind-foot and forefoot marker clusters with the optical tracking of a multi-segment foot model using single-plane fluoroscopy. *Gait Posture*, 34:44–48, 2011.
- [35] M.S. Andersen, D.L. Benoit, M. Damsgaard, D.K. Ramsey, J. Rasmussen. Do kinematic models reduce the effects of soft tissue artefacts in skin marker-based motion analysis? An in vivo study of knee kinematics. *J. Biomech.*, 34:44–48, 2011.
- [36] G.E. Gorton, D.A. Hebert, M.E. Gannotti. Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait Posture*, 29:398–402, 2009.
- [37] M. Salch, G. Murdoch. In defence of gait analysis. Observation and measurement in gait assessment. *J Bone Joint Surg.*, 67:237–241, 1985.
- [38] L.M. Schuttea, U. Narayanana, J.L. Stouta, P. Selberc, J.R. Gagea, M.H. Schwartz. An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait and Posture*, 11:25–31, 2000.
- [39] V.L. Chestera, M. Tingleyb, E.N. Bidenc. An extended index to quantify normality of gait in childrent. *Gait and Posture*, 25:549–554, 2007.
- [40] A. Cretual, K. Bervet, L. Ballaz. Gillette Gait Index in adults. *Gait and Posture*, 32(3):307–310, 2010.
- [41] M. Molloy, B.C. McDowell, C. Kerr, A.P. Cosgrove. Further evidence of validity of the Gait Deviation Index. *Gait and Posture*, 31(4):479–482, 2010.
- [42] M. Tingley, C. Wilson, E. Biden, W.R. Knight. An index to quantify normality of gait in young children. *Gait and Posture*, 16(2):149–158, 2002.
- [43] M. H. Schwartz, A. Rozumalski. The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait Posture*, 28(3):351–357, 2008.
- [44] R. Baker, J.L. McGinley, M.H. Schwartz, S. Beynon, A. Rozumalski, H.K. Graham, O. Ti-rosh. The gait profile score and movement analysis profile. *Gait Posture*, 30(3):265–269, 2009.
- [45] S. Beynon, J.L. McGinley, F. Dobson, R. Baker. Correlations of the Gait Profile Score and the Movement Analysis Profile relative to clinical judgments. *Gait Posture*, 32(1):129–132, 2010.

-
- [46] M.J. Chung, M.J. Wang. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait and Posture*, 31(1):131–135, 2010.
- [47] J. Roislienā, O. Skarea, M. Gustavsenb, N. L. Brochb, L. Rennieb, A. Opheimb. Simultaneous estimation of effects of gender, age and walking speed on kinematic gait data. *Gait and Posture*, 30(4):441–445, 2009.
- [48] A.J. Threlkeld, L.D. Cooper, B.P. Monger, A.N. Craven, H.G. Haupt. Temporospatial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. *Gait and Posture*, 17(3):235–245, 2003.
- [49] P. Kejonen, K. Kauranen. Reliability and Validity of Standing Balance Measurements with a Motion Analysis System. *Gait and Posture*, 88(1):25–32, 2002.
- [50] E.R. Draper. A treadmill-based system for measuring symmetry of gait. *Med Eng Phys*, 22(3):215–222, 2000.
- [51] N. Fusco, A. Crétual. Instantaneous treadmill speed determination using subject’s kinematic data. *Gait Posture*, 28(4):663–667, 2008.
- [52] J. Kimberlee, J.H. Challisb, K.M. Newellb. Speed influences on the scaling behavior of gait cycle fluctuations during treadmill running. *Human Movement Science*, 21(1):87–102, 2007.
- [53] J.A. Zeni, J.G. Richards, J.S. Higginson. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait and Posture*, 27(4):710–714, 2008.
- [54] S.C. White, H.J. Yack, C.A. Tucker, H.Y. Lin. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Med Sci Sports Exercise*, 30(10):1537–1542, 2008.
- [55] B. Bollens, F. Crevecoeur, V. Nguyen, C. Detrembleur, T. Lejeune. Does human gait exhibit comparable and reproducible long-range autocorrelations on level ground and on treadmill? *Gait Posture*, 32(3):369–373, 2010.
- [56] D. Oeffinger, B. Brauch, S. Cranfill, C. Hisle, C. Wynn, H. Hicks, S. Augsburger. Comparison of gait with and without shoes in children. *Gait and Posture*, 9(2):95–100, 1999.

- [57] D.A. Winter. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Eldery and Pathological*. Univeristy of Waterloo press, 1991.
- [58] G. Stoquart, C. Detrembleura, T. Lejeune. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(2):105–116, 2008.
- [59] P. Alalrd, A. Capozzo, A. Lundberg, C.L. Vaugan. *Three-dimensional Analysis of Human Locomotion*. John Wiley and Sons inc., 1997.
- [60] V. Zanchi, V. Papić, M. Cecić. Quantitative human gait analysis. *Simulation Practice and Theory*, 8, 2000.
- [61] D. Ormoneit, M. J. Black, T. Hastie, H. Sidenbladh. Representing cyclic human motion using functional analysis. *Image and Vision Computing*, 23:1264–1276, 2005.
- [62] G. Guerra-Filho, A. Biswas. The human motion database: A cognitive and parametric sampling of human motion . *Image and Vision Computing*, 30:251–261, 2005.
- [63] R. Drillis, R. Contini, R.M. Bluestein. Body segment parameters: a survey of measurement techniques. *Artificial Limbs*, 25:44–66, 1964.
- [64] W.T. Dempster, G.R.L. Gaughran. Properties of body segments based on size and weight. *Am. J. Anat.*, 120(1):33–54, 1967.
- [65] D.V. Knudson. *Fundamentals of Biomechanics*. Springer, 2003.
- [66] M. Marfell-Jones, T. Olds, L. Carter A. Stewart. *International Standards for Anthropometric Assessment (2006)*. Society for the Advancement of Kinanthropometry, Potchefstroom, SA, 2006.
- [67] Dumas R, Cheze L, Verriest JP. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters . *J Biomech.*, 40:543–553, 2007.
- [68] G. Shan, C. Bohn. Anthropometrical data and coefficients of regression related to gender and race. *Appl Ergon.*, 34:327–337, 2003.
- [69] M.P. Dillon, T.M. Barker, G. Pettet. Effect of inaccuracies in anthropometric data and linked-segment inverse dynamic modelling on kinetics of gait in persons with partial foot amputation. *J. Rehabil. Res. Dev.*, 45(9):1303–1315, 2008.

- [70] P. N. Bashkirew. Human specific gravity in the light of its practical importance to anthropology and medicine. *Sov. Anthropol. Arch.*, 2(2):95–102, 1958.
- [71] A. Bolt A, V.G. de Boer-Wilzing, J.H. Geertzen, C.H. Emmelot, E.C. Baars, P.U. Dijkstra. Variation in measurements of transtibial stump model volume: a comparison of five methods. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, 89(5):376–384, 2010.
- [72] H. Hatze. A new method for the simultaneous measurement of the moment of inertia, the damping coefficient and the location of the centre of mass of a body segment in situ. *Europ. J. appl. Physiol.*, 34:217–226, 1975.
- [73] B. Bradtmiller, M. E. Gross. 3D Whole Body Scans: Measurement Extraction Software Validation. In *In proceeding of: international conference on digital human modeling*, pages 438 – 446, Hague, 1999. ACM New York, NY, USA.
- [74] V. Zatsiorsky, V. Seluyanov. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body Biomechanics. *Biomechanics VIII B. Human Kinetics*, pages 1152–1159, 1983.
- [75] R. Dumas, R. Aissaoui, D. Mitton, W. Skalli, J A. Guise. Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography. *IEEE T. Bio-Med. Eng.*, 52(10):1756–1763, 2005.
- [76] P. de Leva. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s segment inertial parameters. *J. Biomech.*, 29(9):1223–1230, 1996.
- [77] G.G. Chernyi. *Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments, Contemporary Problems of Biomechanics*. Crc Press, 1990.
- [78] K.J. Ganley, C.M. Powers. Determination of lower extremity anthropometric parameters using dual energy X-ray absorptiometry: the influence on net joint moments during gait. *Clin. Biomech.*, 19(1):50–56, 2004.
- [79] M. K. Lee, M. Koh, A. C. Fang, S. N. Le, G. Balasekaran. Personalized Three-Dimensional Body Segment Parameters from Dual Energy Absorptiometry and 3-D Exterior Geometry. *J. Biomech.*, 42(3):217–222, 2009.
- [80] C.K. Cheng, H.H. Chen, C.S. Chen, C.L. Lee, C.Y. Chen. Segmental inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging. *Clin. Biomech.*, 15(8):559–566, 2000.

- [81] N. D'Apuzzo. 3D Body Scanning Technology for Fashion and Apparel Industry. In *Videometrics IX, Proc. of SPIE-IS and T Electronic Imaging*, pages 299–308, San Jose, CA, 2007.
- [82] N. D'Apuzzo. State of the Art of the Methods for Static 3D Scanning of Partial or Full Human Body. In *Proc. of Conf. on 3D Modelling*, Paris, France, 2006.
- [83] P.R.M. Jones, G.M. West, D.H. Harris, J.B. Read. The Loughborough anthropometric shadow scanner (LASS). *Endeavour*, 13(4):162–168, 1989.
- [84] Visionix. Visionix 3D iView, „The world's first commercial 3D virtual-try-on system for eyewear. *Human Body Measurement Newsletter*, 1, 2005.
- [85] B.D. Bradley, A.D.C. Chan, M.J.D. Hayes. A 3D Scanning System for Biomedical Purposes Using the Laser Light-sectioning Method and Elliptical Fourier Descriptors. In *Medical Measurements and Applications*, pages 101 – 105, 2008.
- [86] L. Jun-Ming L, M-J.J. Wang. Automated anthropometric data collection using 3D whole body scanners. *Expert Syst. Appl.*, 35(1-2):407–414, 2008.
- [87] H.A.M. Daanen, G.J. van de Water. Whole body scanners. *Elsevier Science*, 19(3):111–120, 1998.
- [88] K.M. Robinette, H. Daanen, E. Paquet. The CAESAR project: a 3-D surface anthropometry survey. In *Proc. of 2nd Int. Conf. on 3-D Digital Imaging and Modeling*, pages 559–566, Ottawa, Canada, 1999.
- [89] M. Maier. *Estimating anthropometric marker locations from 3D LADAR point cloud*. Airforce institute of technology, 2011.
- [90] K. Brooke-Wavell, P.R. Jones, G.M. West. Reliability and repeatability of 3-D body scanner (LASS) measurements compared to anthropometry. *Ann Hum Biol.*, 21:571–577, 1994.
- [91] J. Batlle, E. Mouaddib, J. Salvi. Recent progress in coded structured light as a technique to solve the correspondence problem: a survey. *Pattern Recognition*, 31:963–982, 1998.
- [92] F. Sadlo, T. Weyrich, M. Gross R. Peikert. A Practical Structured Light Acquisition System for Point-Based Geometry and Texture. In *Proceedings of the Eurographics Symposium on Point-Based Graphics*, pages 89–98, 2005.

-
- [93] J. Park, G.N. DeSouza, A.C. Kak. Dual-Beam Structured-Light Scanning for 3-D Object Modeling. In *In proceeding of: 3rd International Conference on 3D Digital Imaging and Modeling*, pages 6 –72, Quebec City, Canada, June 2001.
- [94] S. McPherron, T. Gernat, J.-J. Hublin. An example of Structured-Light Scanning for High-Resolution Documentation of in situ Archaeological Finds. *Journal of Archaeological Science*, 36:19–24, 2009.
- [95] J. Čarnický, D. Chorvát. Three-dimensional measurement of human face with structured-light Illumination. *J. Measurement Science*, 6(1):1–4, 2006.
- [96] R.J. Sadleir, R.A. Owens, P.E. Hartmann. System for routine surface anthropometry using reprojection registration. *Meas. Sci. Technol.*, 14(11):1912, 2003.
- [97] S. Rusinkiewicz, O. Hall-Holt, M. Levoy. Real-Time 3D Model Acquisition. In *Proceeding of: of the 29th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, pages 438 – 446. ACM New York, NY, USA, July 2002.
- [98] C.J. Casey, L.G. Hassebrook, D.L. Lau. *Human Computer Interaction: New Developments*. InTech, 2008.
- [99] O. Hall-Holt, S. Rusinkiewicz. Stripe boundary codes for real-time structured-light range scanning of moving objects. In *Proceeding of: Eighth International Conference on Computer Vision (ICCV)*, pages 359–366, 2001.
- [100] H.B. Wu, M.Y. Wu Y. Chen, C.R. Guan, X.Y. Yu. 3D measurement technology by structured light using stripe-edge-based Gray code. *J. of Phys. Conf. Ser.*, 48:537–541, 2006.
- [101] C. Rocchini, P. Cignoni, C. Montani, R. Scopigno P. Pingi. A low cost 3D scanner based on structured light. *Comput. Graph. Forum*, 20(3):299–308, 2001.
- [102] J. Shotton, A. Fitzgibbon, T. Sharp M. Cook, M. Finocchio, R. Moore, A. Kipman, A. Blake. Real-time human pose recognition in parts from single depth images. In *Proceeding of: IEEE Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 1297–304, Colorado Springs, CO, 2011.
- [103] I. Stančić, T. Šupuk, M. CeciĆ. Human Anthropometric Parameters Estimation Using Video Based Techniques. In *In proceeding of: Proceedings of the 10th WSEAS international conference on Automation and information*, pages 169–174, Prague, CZ, 2009.

- [104] F. Remondino. 3D reconstruction of static human body with a digital camera. *P. Soc. Photo-opt. Ins.*, 5013:38–45, 2003.
- [105] S. Weik. A passive full body scanner using shape from silhouettes. In *Proc. of 15th Int. Conf. on Pattern Recognition*, pages 750–753, Barcelona, Spain, 2000. IEEE.
- [106] J. Starck, A. Hilton, J. Illingworth. Human Shape Estimation in a Multi-Camera Studio. In *Proc. of British Machine Vision Conference*, pages 753–582, Manchester, UK, 2000. BMVA.
- [107] C. Barrón, I.A. Kakadiaris. Estimating anthropometry and pose from a single image. In *Computer Vision and Image Understanding*, page 269–284, 2001.
- [108] J.Y. Zheng. Acquiring 3D models from sequences of contours. *IEEE Transaction on PAMI*, 16(2):163–178, 1994.
- [109] H. Hatze. Anthropomorphic Contour Approximation For Use In Inertial Limb Parameter Computation. In *International Conference on Mechanics in Medicine and Biology*, Lemnos, 2002.
- [110] H. Yagou, Y. Ohtake, A. G. Belyaev. Mesh smoothing via mean and median filtering applied to face normals. In *In proceeding of: Geometric Modeling and Processing*, pages 124 – 131, 2002.
- [111] P. Rodríguez González, D. González Aguilera, G. Gómez Lahoz. From Point Cloud to Surface: Modeling Structures in Laser Scanner Point Clouds. *International Archives of Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, 3:338–343, 2007.
- [112] F. Remondino. From point cloud to surface: the modeling and visualization problem. *International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, 34, 2003.
- [113] F. Bernardini, H. Rushmeier. The 3D Model Acquisition Pipeline. *Computer Graphics Forum*, 21(2):149–172, 2002.
- [114] N. D’Apuzzo. Intellifit revolutionary full body scanner. *Human Body Measurement Newsletter*, 1(1):1–2, 2005.
- [115] International Ltd. International Ltd. <http://www.shoemaster.co.uk>.

-
- [116] B. Büttgen, T. Oggier, M. Lehmann, R. Kaufmann, S. Neukom, M. Richter, M. Schweizer, D. Beyeler, R. Cook, C. Gimkiewicz, C. Urban, P. Metzler, P. Seitz, F. Lustenberger. High-speed and high-sensitive demodulation pixel for 3D imaging. In *Proceedings of the SPIE: Three-Dimensional Image Capture and Applications*, pages 22–33, 2006.
- [117] J. Nakamura. *Image Sensors and Signal Processing for Digital Still Cameras*. CRC Press, 2006.
- [118] R. Hartley, A. Zisserman. *Multiple View Geometry in Computer Vision*. Cambridge University Press, UK, 2003.
- [119] J. Heikkilä, O. Silven. A Four-step Camera Calibration Procedure with Implicit Image Correction. In *Proc. of Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 1106–1112, San Juan, PR, 1997. IEEE Computer Society.
- [120] J. Heikkilä. Geometric Camera Calibration Using Circular Control Points. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 22(10):1066–1077, 2000.
- [121] H. Zollner, R. Sablatnig. *Comparison of Methods for Geometric Camera Calibration using Planar Calibration Targets*. Vienna University of Technology, 2004.
- [122] MATLAB, on line Users Guide. <http://www.mathworks.com>.
- [123] C.E. Willert, M. Gharib. Digital particle image velocimetry. *Experiments in Fluids*, 10:181–193, 1991.
- [124] M. Marxen, P. Sullivan, M. Loewen, B. Jahne. Comparison of Gaussian particle center estimators and the achievable measurement density for particle tracking velocimetry. *Experiments in Fluids*, 29:145–153, 2000.
- [125] VIRTUALDUB, official web page. <http://www.virtualdub.org/>.
- [126] J.P. Holden, G. Chou, S.J. Stanhope. Changes in knee joint function over a wide range of walking speeds. *Clinical Biomechanics*, 12(6):375–382, 1997.
- [127] Shultz S.J. et al. *Examination of musculoskeletal injuries 2nd edition*. Human Kinetics, 2005.
- [128] V. Zanchi, V. Papić, M. Cecić. Quantitative human gait analysis. *Simulation Practice and Theory*, 8:127–139, 2000.

- [129] WHO. World Health Organization, BMI Classification . <http://apps.who.int/bmi/>.
- [130] G. Taubin. A signal processing approach to fair surface design. In *Proc. of the 22nd annual Conf. on Computer Graphics and Interactive Techniques*, pages 351–158, Los Angeles, CA, 1995.
- [131] MeshLab. MeshLab, On line Users Guide. <http://meshlab.sourceforge.net/>.
- [132] J.C. Russ. *The image processing handbook*. CRC/Taylor and Francis, 2007.
- [133] M.P.T. Silva, J.A.C. Ambrósio. Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data. *Gait Posture*, 19(1):35–49, 2004.

Životopis

Ivo Stančić

Ivo Stančić rođen je 25. svibnja 1984. godine u Splitu. Nakon završene osnovne škole pohađao je srednju matematičku gimnaziju gdje je i maturirao 2002. godine, a iste godine upisao je studij Elektrotehnike, smjer Elektronika na Fakultetu elektrotehnike, strojarstva i brodogradnje u Splitu. Diplomirao je s odličnim uspjehom na smjeru Automatika i sustavi u prosincu 2006. godine obranivši diplomski rad pod naslovom "Stabilnost pri uspravnom stajanju" pod vodstvom mentora dr. sc. Vlaste Zanchi.

Nakon diplomiranja zapošljava se kao znanstveni novak na Fakultetu elektrotehnike, strojarstva i brodogradnje, te aktivno sudjeluje u nastavi na više kolegija iz područja automatske regulacije i biomehanike, te je uključen u rad na znanstvenim projektu "Biomehanika ljudskih pokreta, upravljanje i rehabilitacija", pod vodstvom dr. sc. Vlaste Zanchi. Poslijediplomski doktorski studij Elektrotehnike i informacijske tehnologije pri Fakultetu elektrotehnike, strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Splitu upisuje 2006. godine. Glavni istraživački interesi su mu sustavi za mjerenje antropometrijskih parametara tijela i kinematike pokreta, te iz toga područja objavljuje radove na međunarodnim znanstvenim skupovima i u časopisima s međunarodnom recenzijom.

Curriculum Vitae

Ivo Stančić

Ivo Stančić was born 25. of May 1984. in split, Croatia. After finishing elementary school he attended mathematical gymnasium in Split where he graduated in 2002. after he enrolled Electrical Engineering studies at Faculty of Electrical Engineering, Mechanical Engineering and Naval Architecture at University of Split. He received his B.Sc. degree with excellent marks in December 2006, with thesis "Stability and postural control" leaded by mentor dr. sc. Vlasta Zanchi.

He is employed as young researcher at Electrical Engineering studies at Faculty of Electrical Engineering, Mechanical Engineering and Naval Architecture, where he is actively involved in courses in the field of automatic regulation and biomechanics. He is a part of team involved in project "Biomechanics of human motion, control and rehabilitation" with leadership of dr. sc. Vlasta Zanchi. He is enrolled at PhD. studies at Faculty of Electrical Engineering, Mechanical Engineering and Naval Architecture at University of Split from 2006. His main research interests are systems for measuring anthropometric parameters of body and motion kinematics, in that area he published numerous papers in journals and attended conferences.

SVEUČILISTE U SPLITU
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE, STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Ivo Stančić

**SUSTAV ZA MJERENJE I VREDNOVANJE
ANTROPOMETRIJSKIH PARAMETARA
I KINEMATIKE LJUDSKOG KRETANJA**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Split, 2012.