

Sustav za procjenu i kompenzaciju razlike duljina nogu radi postavljanja ljudskog tijela u ravnotežu

Vrhovski, Zoran

Doctoral thesis / Disertacija

2019

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Electrical Engineering and Computing / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet elektrotehnike i računarstva**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:168:304336>

Rights / Prava: [In copyright](#)/[Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2025-03-14**



Repository / Repozitorij:

[FER Repository - University of Zagreb Faculty of Electrical Engineering and Computing repository](#)





Sveučilište u Zagrebu
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

Zoran Vrhovski

**Sustav za procjenu i kompenzaciju
razlike duljina nogu radi postavljanja
ljudskoga tijela u ravnotežu**

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2019.



Sveučilište u Zagrebu
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

Zoran Vrhovski

**Sustav za procjenu i kompenzaciju
razlike duljina nogu radi postavljanja
ljudskoga tijela u ravnotežu**

DOKTORSKI RAD

Mentori: prof. dr. sc. Stjepan Bogdan, dr. sc. Hrvoje Klobučar

Zagreb, 2019.



University of Zagreb

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMPUTING

Zoran Vrhovski

**System for evaluation and
compensation of leg length discrepancy
for human body balancing**

DOCTORAL THESIS

Supervisors: Professor Stjepan Bogdan, PhD; Hrvoje Klobučar, PhD

Zagreb, 2019

Doktorski rad izrađen je na Sveučilištu u Zagrebu Fakultetu elektrotehnike i računarstva,
na Zavodu za automatiku i računalno inženjerstvo i na Veleučilištu u Bjelovaru.

Mentori: prof. dr. sc. Stjepan Bogdan, dr. sc. Hrvoje Klobučar

Doktorski rad ima: 126 stranica

Doktorski rad br.: _____

O mentorima

prof. dr. sc. Stjepan Bogdan

Stjepan Bogdan rođen je u Zagrebu 1965. godine. Diplomirao je, magistrirao i doktorirao u polju elektrotehnike na Sveučilištu u Zagrebu Fakultetu elektrotehnike i računarstva (FER), 1990., 1993. odnosno 1999. godine. Od lipnja 1990. godine radi na Zavodu za automatiku i računalno inženjerstvo FER-a. Školsku godinu 1996/97 proveo je kao gostujući istraživač na Automation and Robotics Research Institute, Univesrity of Texas at Arlington. U prosincu 2016. godine izabran je u zvanje redovitog profesora u trajnom zvanju. Kao istraživač sudjelovao je u dva znanstvena projekta Ministarstva znanosti, obrazovanja i sporta Republike Hrvatske, te u desetak razvojno istraživačkih projekata financiranih od strane industrije. Bio je voditelj 2 projekta financiranih od strane MZOS-a, 1 projekta financiranog od strane HRZZ-a, 2 bilateralno Kinesko-Hrvatska projekta te 1 projekta financiranog od strane Air Force Office of Scientific Research. Sudjelovao je u radu 3 EU FP7 projekta (ACROSS, EC-SAFEMOBIL, EuRoC), 3 H2020 projekta (CROBOHUB, ACROSS, RoboCom++), bio je voditelj radnog paketa EU FP7-FET projekta (ASSISI_bf) te NATO projekta (MORUS). Trenutno sudjeluje u radu 4 H2020 projekata (subCULTron, ENCORE, ENDORSE, AerialCore) i koordinator je H2020 projekta (AeRoTwin). Objavio je 4 knjige, više od 40 radova u časopisima i više od 130 radova u zbornicima međunarodnih konferencija u području inteligentnog upravljanja sustavima, upravljanja proizvodnim sustavima i upravljanja autonomnim letjelicama. Prof. Bogdan član je stručnih udruga IEEE i KoREMA. Bio je potpredsjednik Hrvatskog društva za robotiku i predsjednik odjela CS23 hrvatske sekcije IEEE. Sudjeluje u više desetaka programskih odbora znanstvenih konferencija i član je uređivačkih odbora i recenzent više znanstvenih časopisa. Obavlja funkciju urednika-suradnika u 5 znanstvenih časopisa. Godine 1993. Primio je srebrnu plaketu „Josip Lončar“ FER-a za posebno istaknuti magistarski rad, a 2000. godine primio je nagradu Društva sveučilišnih nastavnika kao najbolji mladi znanstvenik. 2013. godine primio je nagradu Znanost koju mu je dodijelilo Fakultetsko vijeće FER-a, a 2015. godine primio je nagradu Fran Bošnjaković.

dr. sc. Hrvoje Klobučar

Hrvoje Klobučar rođen je 1972. godine u Zagrebu. Pohađao je matematičku gimnaziju u Zagrebu, a 1997. diplomirao je na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu. Na istom je sveučilištu godine 2002. magistrirao i 2009. godine doktorirao iz područja biomedicine. Specijalizirao je ortopediju. Radio je kao znanstvenik novak, specijalizant i specijalist ortopedije u Klinici za ortopediju Kliničkog bolničkog centra Zagreb od 1998. godine do 2007. godine. Od 2008. godine do danas zaposlen je u Specijalnoj bolnici za ortopediju i traumatologiju

„Akromion“ kao specijalist ortoped i znanstveni suradnik. Usavršavao se u zemlji i inozemstvu. Autor je brojnih znanstvenih radova, pozvanih predavanja, poglavlja u knjigama i kongresnih priopćenja. Uže područje interesa mu je rekonstruktivna kirurgija ramena i stopala, sportska medicina i artroskopski zahvati ramena i gležnja.

About Supervisors

Professor Stjepan Bogdan, PhD

Stjepan Bogdan was born in Zagreb in 1965. He graduated, received his master's and doctoral degrees in electrical engineering from the University of Zagreb, Faculty of Electrical Engineering and Computing (FER), in 1990, 1993 and 1999 respectively. Since June 1990 he has been working at the Department of Automation and Computer Engineering of FER. He spent the 1996/97 school year as a visiting researcher at the Automation and Robotics Research Institute, University of Texas at Arlington. In December 2016, he was promoted to full professor. As a researcher, he participated in 2 projects of the Ministry of Science, Education and Sports of the Republic of Croatia, as well as in a dozen industry-funded research projects. He was the coordinator of 2 MZOS-funded projects, 1 HRZZ-funded project, 2 bilateral China-Croatia projects, 1 NATO project (MORUS) and 1 Air Force Office of Scientific Research-funded project. He participated as a researcher in 3 EU FP7 projects (ACROSS, EC-SAFEMOBIL, EuRoC), 3 H2020 projects (CROBOHUB, ACROSS, RoboCom ++) and was the leader of the EU FP7-FET project workpackage (ASSISI_bf). He is currently involved in 4 H2020 projects (subCULTron, ENCORE, ENDORSE, AerialCore) and is the coordinator of the H2020 project (AeRoTwin). He has published 4 books, more than 40 papers in journals and more than 130 papers in proceedings of international conferences in the field of intelligent systems control, production systems control and autonomous aerial systems. Prof. Bogdan is a member of the IEEE and KoREMA professional associations. He was Vice President of the Croatian Society of Robotics and President of the CS23 Section of the Croatian IEEE Section. He participates in dozens of program boards of scientific conferences and is a member of editorial boards and a reviewer of several scientific journals. He serves as an associate editor in 5 scientific journals. In 1993, he received the FER silver plaque "Josip Lončar" for a distinguished master's thesis, and in 2000 he received the University Teachers' Award as the best young scientist. In 2013, he received the Science Award given to him by the Faculty Council of FER, and in 2015 he received the Fran Bošnjaković Award.

Hrvoje Klobučar, PhD

Hrvoje Klobučar was born in 1972 in Zagreb. He attended Mathematics High School in Zagreb and in 1997 graduated on the Faculty of Medicine, University of Zagreb. At the same University he received his Master's degree in 2002 and Doctor's degree in Biomedicine in 2009. He specialized himself in orthopedics. He has worked as a scientific novice researcher, resident in orthopaedics and after that orthopedic specialist at the Orthopaedic Department in the Clinical Hospital Center University of Zagreb since 1998 until 2007. Since 2008 until now he is employed at the Special Hospital for Orthopedics and Traumatology "Akromion" as a specialist in orthopedics and as a research associate. He underwent education and additional orthopaedic and surgical training in the country and abroad. He is the author of numerous scientific papers, invited lectures, book chapters, and congress presentations. His particular area of interest is reconstructive shoulder and foot surgery, sports medicine and arthroscopic shoulder and ankle surgery.

Supruzi Ani.

Sažetak

Razlika u duljini nogu uzrokuje pomak centra mase ljudskoga tijela te nejednako opterećenje nogu što utječe na kvalitetu života zbog nekoliko funkcionalnih aktivnosti kao što su držanje, ravnoteža, hod i trčanje. Postojeće metode za procjenu razlike u duljini nogu ne uzimaju u obzir pomak centra mase ljudskoga tijela, već samo udaljenost između referentnih anatomske točkica ljudskoga tijela. U disertaciji je opisana nova metodologija i mehatronički sustav za procjenu i kompenzaciju razlike u duljini nogu postavljanjem ljudskoga tijela u ravnotežu. Razvijeni mehatronički sustav sastoji se od dva paralelna manipulatora s pomičnim platformama za mjerenje raspodjele težine. Procjena i kompenzacija razlike u duljini nogu provodi se tako da osoba stane na označena mjesta na platformama za mjerenje raspodjele težine kojima se mjeri centar pritiska pojedine noge. Na temelju centra pritiska pojedine noge provodi se postupak procjene centra mase ljudskoga tijela u transverzalnoj ravnini. Vizualnom povratnom vezom procjenjuje se stanje ljudskoga tijela, odnosno da li ljudsko tijelo ima razliku u duljini nogu i/ili skoliozu. Temeljem projekcije centra mase ljudskoga tijela i stanja ljudskoga tijela provodi se razvijeni algoritam za postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu koji postepeno povećava visinu platforme za mjerenje raspodjele težine ispod kraće noge. Provođenjem ovog algoritma kompenzira se razlika u duljini nogu, a razlika u visini platformi za mjerenje raspodjele težine predstavlja procjenu razlike u duljini nogu. Temeljem procjene razlike u duljini nogu moguće je provesti izjednačenje duljina nogu pomoću ortopedskog uložka s povišenjem kojim se kompenzira utjecaj razlike u duljini nogu s ciljem izjednačenja opterećenja nogu. U disertaciji je opisan razvijeni virtualni simulacijski model koji se sastoji od dva virtualna modela paralelnih manipulatora s pomičnim platformama za mjerenje raspodjele težine i virtualnim modelom ljudskoga tijela koje može imati razliku u duljini nogu i/ili skoliozu. Na virtualnom simulacijskom modelu provedena je verifikacija postupka procjene projekcije centra mase i algoritma za postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu za slučajeve kada ljudsko tijelo ima razliku u duljini nogu i/ili skoliozu. Opisana su provedena eksperimentalna ispitivanja na razvijenom mehatroničkom sustavu s ciljem validacije mehatroničkog sustava i algoritma za postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu.

Ključne riječi: razlika duljina nogu, ljudsko tijelo, centar mase ljudskog tijela, algoritam za postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu, paralelni manipulator 3-RPS, platforma za mjerenje raspodjele težine, opterećenje nogu

System for Evaluation and Compensation of Leg Length Discrepancy for Human Body Balancing

The orthopedic condition in which there is a significant inequality in the length of the lower extremities is known as Leg Length Discrepancy (LLD). According to research, LLD occurs in around 70% of the population. If the LLD amounts to over 20 millimeters, it is considered to be significant, and what is concerning is that this condition occurs in 0.1% of the world's population. With regards to etiology, LLD is classified as structural or functional. Structural or anatomical LLD is defined as a difference in leg length caused by unequal bone structure. Functional or apparent LLD is defined as a mechanical change in the lower extremities, such as varus and valgus deformities of knees and feet, as well as scoliosis of the spine. Individuals with LLD have a displaced Center of Mass (CoM), which results in inefficient and energy-consuming muscle operation that causes muscle fatigue. LLD measuring is essential in order to determine the necessary treatment for the purpose of leg length equalization. LLD measuring methods are divided into imaging methods and clinical methods. The most frequent clinical methods used for LLD measuring are Tape Measure and Standing on Blocks. Imaging methods refer to scanning the pelvis and legs, as well as computer image processing for the purpose of measuring the distance between the ankle joint and pelvis joint with very high precision. The most frequently used imaging methods for LLD measuring are radiography, computerized tomography (CT), ultrasonography and magnetic resonance imaging (MRI).

These LLD measuring methods are based on the distance between anatomical points of the human body. Reliable LLD measuring methods, such as radiography and CT scans, require expensive technology and equipment, while at the same time exposing the patient to radiation. Noninvasive LLD measuring methods, which include Tape Measure and Standing on Blocks, may be inexpensive methods, but they are not reliable enough. The goal of LLD measuring is to equalize the difference in the length of the left and right leg. This can be done surgically or by creating orthopedic shoe insoles.

LLD causes a shift in the human body center of mass and results in asymmetry in weight distribution on both legs. Existing methods used to assess leg length discrepancy do not take into account this shift in the center of mass. In this dissertation, a new methodology is described, along with a mechatronic system for the evaluation and compensation of the difference in leg length. This is done by balancing the human body. The developed mechatronic system consists of two parallel manipulators with moving platforms that are used to measure the distributed weight. The evaluation and compensation of the difference in leg length is done by positioning the patient into marked positions on the load distribution measuring platforms (LDMP), which measure the center of pressure (CoP) of each leg. Based on this, the human body center of mass (CoM) in the transverse plane is evaluated. The state of the human body is then evaluated

with the help of visual feedback, showing if the human body has leg length discrepancy and/or scoliosis. With the projection of the center of mass of the human body and the state of the body, the developed human body balancing algorithm is used, which gradually raises the height of the moving platform under the shorter leg. As a result, the LLD is compensated, and the height difference between the two platforms represents the assessed difference in leg length. Based on this LLD evaluation, it is possible to equalize the difference in leg length with an orthopedic shoe insole. This compensates for the influence of LLD, all with the goal of equalizing the load distribution on both legs.

This doctoral dissertation consists of nine chapters. In the first chapter (“1. Introduction”), an overview is given of how robotic and mechatronic systems are used in medicine, with particular focus on the use in rehabilitation. Today’s LLD measuring methods are described, as well as a preliminary research in which LLD was assessed by measuring the leg load distribution with two identical commercial scales. Furthermore, parallel manipulators are described in the first chapter, as well as the pros and cons of their application. Hybrid systems are outlined, as is the project "COM2LLD: Improving the quality of LLD measurement model”, with the aim of developing a mechatronic system that will evaluate and compensate LLD for human body balancing.

Chapter two (“2. Balancing the human body”) outlines the LLD evaluation and compensation procedure based on human body balancing, i.e. on equalizing the load on both legs. In this chapter, a description of the reference axes and movement directions of the human body is given, as well as a 12-segment anthropometric model of the human body with Dempster parameters. The model of the human body can simulate LLD and scoliosis, as well as varying mass and height. Finally, this chapter also includes an overview of the LLD evaluation and compensation system, which is based on human body balancing.

In the third chapter (“3-RPS Parallel Manipulator”), the geometry of the 3-RPS parallel manipulator and its direct and inverse kinematic are illustrated. 3-RPS parallel manipulators have three degrees of freedom and consist of a fixed and a moving platform which are connected to each other with three RPS limbs with adjustable length. There is an LDMP mounted onto the moving platform of the parallel manipulator. This is used to measure the CoP of the leg. By adjusting the length of the RPS limb (which is a linear actuator), the moving platform can change the height and/or angle of the moving LDMP under the left or right leg. In this chapter, the implementation of the direct kinematic of the 3-RPS parallel manipulator is also shown. This is done by solving the nonlinear least square problem with the Gauss-Newton algorithm.

Chapter four (“4. Procedure of assessing the center of mass and state of the human body”) showcases the method with which one can at the same time assess the CoM of the human body and its state. There is a description of the procedure of assessing the location of the human body center of mass projection in the transverse plane by using moving LDMPs. In its corners,

the LDMP has four force sensors with which it calculates the CoP of the human leg. The CoP of the human body is calculated by using the left and right LDMP. With an ideally static posture of the human body, the CoM projection in the transverse plane is in the same point and position as the CoP. Due to the swaying of the human body, the projection of the CoM will deviate from the position of the CoP. If the patient standing on the LDMPs maintains a static posture, the human body CoM in the transverse plane will be approximately equal to the CoP. The state of the human body is then evaluated with the help of visual feedback, which consists of two cameras and 15 IR markers placed in anatomical reference points on the human body. Defining the projection of the CoM in a human body with LLD is necessary in order to balance the human body by raising the LDMP under the shorter leg. Through the visual feedback, an estimation is made about whether the human body has LLD and/or scoliosis. Human body balancing procedures are defined in detail for the following conditions:

- human body with LLD,
- human body with both LLD and scoliosis,
- human body with scoliosis.

For each of these conditions, a recommendation is given as to what the system needs to do in order to balance the human body. This chapter represents the following scientific contribution of this dissertation: "The procedure of assessing the location of the human body center of mass projection in the transverse plane by using moving platforms and visual feedback".

The evaluation of the CoM and state of the human body is the basis for the procedure of balancing the human body with the new Human Body Balancing Algorithm (HBBA), which was developed as part of this dissertation and described in Chapter five ("5. Human Body Balancing Algorithm"). The HBBA is an iterative algorithm which gradually raises the LDMP under the shorter leg, thereby evaluating the LLD. This finally leads to the equalization of the load on the left and right leg, resulting in the evaluation and compensation of LLD. The amount to which the LDMP is raised is found by multiplying the absolute value of the CoM of the human body and the adaptive parameter gamma. The HBBA balances the human body when the patient has only LLD or both LLD and scoliosis. As part of this chapter, the pelvis-levelling algorithm is also shown, which significantly improves the LLD measuring method Standing on Blocks. This chapter represents the following scientific contribution of the dissertation: "The procedure of balancing the human body with the goal of compensating leg length discrepancy".

Simulation results are given in the sixth chapter ("6. Simulation results"). At the beginning of the chapter, there is an analysis of the workspace and a collision of the two 3-RPS parallel manipulators in the given space. This analysis defines the workspace and collision space of the mechatronic system for LLD compensation, sets the height and angle boundaries for the LDMPs, and provides the calculation of the smallest possible distance of two 3-RPS parallel manipulators which ensures there will be no collision among them.

In this chapter, the developed virtual simulation model created in the MATLAB/Simulink[®] programming tool is described in detail. The virtual simulation model consists of:

- a virtual model of two 3-RPS parallel manipulators with LDMPs,
- a block for the solution of the Inverse Kinematic Problem of the left and right 3-RPS parallel manipulators,
- a virtual model of the human body with 15 markers defined for the visual feedback,
- a block for the visual feedback,
- a block for the estimation of the CoM and state of the human body,
- a block for the human body balancing algorithm.

The virtual human body model has adjustable weight, height, LLD and scoliosis values. A validation of the CoM and human body state evaluation procedure was done on the virtual simulation model, as well as that of the HBBA for cases where the human body has only LLD, both LLD and scoliosis, and only scoliosis. Simulation results are shown in five scenarios in which the LLD estimation is done on a virtual model of a human body with only LLD, both LLD and scoliosis, and only scoliosis. In the cases where the human body has LLD and/or scoliosis, the HBBA completed an evaluation and compensation of the LLD and achieved an equalization of leg load. In the cases where the virtual model of the human body has only scoliosis, the HBBA does not balance the human body. The developed pelvis-levelling algorithm was tested on a virtual model of the human body which has both LLD and scoliosis, which represents a significant technical advancement of the LLD measuring method Standing on Blocks.

Chapter seven (“7. Mechatronic system for the evaluation and compensation of leg length discrepancy”) features a detailed description of the developed mechatronic system, which was created upon having confirmed the developed method through simulations. The mechatronic system consists of:

- a mechanical set of two 3-RPS parallel manipulators with moving LDMPs,
- an electronic system for control, measuring and communication with a PC,
- a vision system with two cameras and 15 IR markers,
- a graphic user interface for control and data collection.

There are two 3-RPS parallel manipulators in the housing, which is connected with stairs. The railing on the mechanical set ensures the safety of the patient during the procedure of LLD evaluation and compensation.

The electronic system for control, measuring and communication with the PC consists of one Master device and six Slave devices. The Slave devices control the length of the electric linear actuators, i.e. the height and angle of the 3-RPS parallel manipulators. The Master device processes the forces measured by the LDMP and communicates with the Slave devices and the PC.

The vision system records the person standing on the LDMPs and keeps track of the spe-

cified anatomical points of the human body through IR markers. Information on the position of each individual marker makes it possible to conclude if the human body has LLD and/or scoliosis.

The graphic user interface on the PC allows the user to define the desired height and angle of each 3-RPS parallel manipulator, as well as to collect data about the forces measured by the LDMPs. The collected data is displayed graphically and saved in a text file for further processing.

The basic purpose of the developed mechatronic system is the evaluation and compensation of LLD. The goal of LLD evaluation through this system is to balance the weight on both the left and right leg. This can be done by creating an orthopedic shoe insole, the height of which will correlate to the LLD estimated by the mechatronic system. After developing such a shoe insole, the patient can once again have the load distribution on the left and right leg diagnosed in order to right away see the result of the developed shoe insole. Considering that the LLD measuring method facilitated with this mechatronic system is noninvasive, the procedure of LLD evaluation can be repeated multiple times if necessary. This chapter also includes a description of the added possibilities gained through using the developed mechatronic system. The mechatronic system described in this chapter represents the following scientific contribution of this dissertation: "A mechatronic system with two 3-RPS parallel manipulators and moving platforms used to measure weight distribution when evaluating leg length discrepancy".

The final verification of the developed system is provided in the eighth chapter ("8. Experimental results") by conducting experiments on patients. Three experiments were conducted and are described in this chapter as follows:

- load distribution on the left and right leg with healthy patients,
- shift in the CoM caused by a modification of the LDMP height,
- evaluation and compensation of LLD done with the HBBA on a healthy volunteer with simulated LLD.

With the goal of validating the developed mechatronic system, measurements of the load distribution on the left and right leg were done on 46 volunteers (23 women + 23 men), which showed that even in people who do not have LLD there is an asymmetry in leg load distribution. The average volunteer's age was 22.18 years (SD = 5.52 years). The criteria for exclusion from this group of volunteers was having LLD, scoliosis, incorrect posture, diabetes and Body Mass Index (BMI) > 30. Due to a possible asymmetry in leg load distribution in persons with equal leg length, it is important to include a vision system in the procedure of LLD evaluation, as it will measure the position of reference anatomical points on the human body. While conducting the second experiment, it was noted that the relation between the height change of LDMPs and the related change in CoM varies depending on the height, mass and posture of the patient. This fact will be relevant in future work on this system for the creation of an adaptation algorithm for

the gamma parameter, the aim of which is to reduce the number of HBBA iterations. In the third experiment, the HBBA was validated for use on a human body with simulated LLD. Finally, the HBBA was tested on a volunteer with simulated LLD. It has been experimentally proven that the HBBA compensated the simulated LLD of the volunteer and balanced the human body.

The conclusions reached in this doctoral dissertation are given in chapter nine (“9. Conclusion”).

The developed mechatronic system can further be used to compensate varus or valgus foot, quantify human body posture, rehabilitate joints, monitor the human body’s reaction to generated stimuli, as well as to purposely add load to the healthy part of a foot when a patient has a painful condition. All these additional uses of the developed mechatronic system represent further possibilities for scientific research.

Based on promising simulation and experimental results presented in this dissertation, future work will include clinical trials as part of the COM2LLD project, which will be conducted on 35 patients. These future clinical trials with the developed mechatronic system will enable the creation of a database that will include knowledge on various human body conditions, as well as answer the question of what kind of compensation to apply in order to correct the conditions.

The scientific contributions of this doctoral dissertation are as follows:

1. A mechatronic system with two 3-RPS parallel manipulators and moving platforms used to measure weight distribution when evaluating leg length discrepancy.
2. The procedure of assessing the location of the human body center of mass projection in the transverse plane by using moving platforms and visual feedback.
3. The procedure of balancing the human body with the goal of compensating leg length discrepancy.

Keywords: leg length discrepancy, human body, center of mass of the human body, human body balancing algorithm, 3-RPS parallel manipulator, force plate, leg load distribution

Sadržaj

1. Uvod	1
1.1. Razlika duljina nogu	2
1.2. Procjena razlike duljina nogu zasnovana na poziciji centra mase ljudskoga tijela	5
1.3. Paralelni manipulatori	7
1.4. Hibridni sustavi	9
1.5. COM2LLD projekt	9
1.6. Struktura rada	10
2. Postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu	12
2.1. Referentne ravnine i smjerovi gibanja ljudskoga tijela	12
2.2. Antropometrijski model ljudskoga tijela	13
2.3. Postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu zasnovano na procjeni centra mase ljudskoga tijela u transverzalnoj ravnini	15
2.4. Opis sustava za procjenu i kompenzaciju razlike duljina nogu	16
3. Paralelni manipulator 3-RPS	20
3.1. Geometrija paralelnog manipulatora 3-RPS	20
3.2. Inverzna kinematika paralelnog manipulatora 3-RPS	22
3.3. Direktna kinematika paralelnog manipulatora 3-RPS	27
3.3.1. Implementacija nelinearnog optimizacijskog problema DKP-a paralelnog manipulatora 3-RPS	29
4. Postupak procjene centra mase ljudskoga tijela i određivanje stanja ljudskoga tijela	32
4.1. Platforma za mjerenje raspodjele težine	32
4.2. Vizualna povratna veza	35
4.3. Postupci postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu zasnovani na procjeni centra mase ljudskoga tijela i vizualnoj povratnoj vezi	38
4.3.1. Ljudsko tijelo koje ima samo LLD	39
4.3.2. Ljudsko tijelo koje ima LLD i skoliozu	41

4.3.3.	Ljudsko tijelo koje ima samo skoliozu	44
5.	Algoritam postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu	45
5.1.	Algoritam za niveliranje zdjelice	48
6.	Simulacijski rezultati	51
6.1.	Analiza radnog prostora i prostora kolizije dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-om u dijeljenom prostoru	51
6.2.	Simulacijski model za procjenu i kompenzaciju LLD-a postavljanjem ljudskoga tijela u ravnotežu	59
6.3.	Procjena i kompenzacija LLD-a	62
6.3.1.	Scenarij 1: ljudsko tijelo koje ima samo LLD (desna noga duža od lijeve)	63
6.3.2.	Scenarij 2: ljudsko tijelo koje ima samo LLD (lijeva noga duža od desne)	67
6.3.3.	Scenarij 3: ljudsko tijelo koje ima LLD i skoliozu - procjena i kompenzacija LLD-a pomoću HBBA	71
6.3.4.	Scenarij 4: ljudsko tijelo koje ima LLD i skoliozu - procjena i kompenzacija LLD-a pomoću algoritma za niveliranje zdjelice	75
6.3.5.	Scenarij 5: ljudsko tijelo koje ima samo skoliozu	79
7.	Mehatronički sustav za procjenu i kompenzaciju razlike u duljini nogu	83
7.1.	Mehanički sklop	83
7.2.	Elektronički sustav	87
7.2.1.	Nadređeni uređaj	88
7.2.2.	Podređeni uređaji	93
7.2.3.	Izrada elektroničkog dijela sustava	95
7.3.	Vizijski sustav	96
7.4.	Programska podrška	97
7.4.1.	Programi mikrokontrolera	97
7.4.2.	Grafičko korisničko sučelje aplikacije za upravljanje i prikupljanje podataka	98
7.5.	Dodatne mogućnosti primjene razvijenog mehatroničkog sustava	99
8.	Eksperimentalni rezultati	101
8.1.	Eksperiment 1: distribucija opterećenja lijeve i desne noge kod zdrave populacije	101
8.2.	Eksperiment 2: promjena CoM-a uzrokovana promjenom visine platforme za mjerenje raspodjele težine	105
8.3.	Eksperiment 3: procjena i kompenzacija LLD-a pomoću HBBA na zdravom volonteru sa simuliranim LLD-om	106

9. Zaključak	111
Literatura	113
Životopis	122
Biography	126

Poglavlje 1

Uvod

Primjena robota na mnogo je načina utjecala na poboljšanje ljudskih života. Roboti se danas najviše koriste u industriji, no veliku primjenu nalaze u medicini i zdravstvenoj njezi. Medicinski roboti najčešće se koriste za provođenje kirurških zahvata i rehabilitaciju [1].

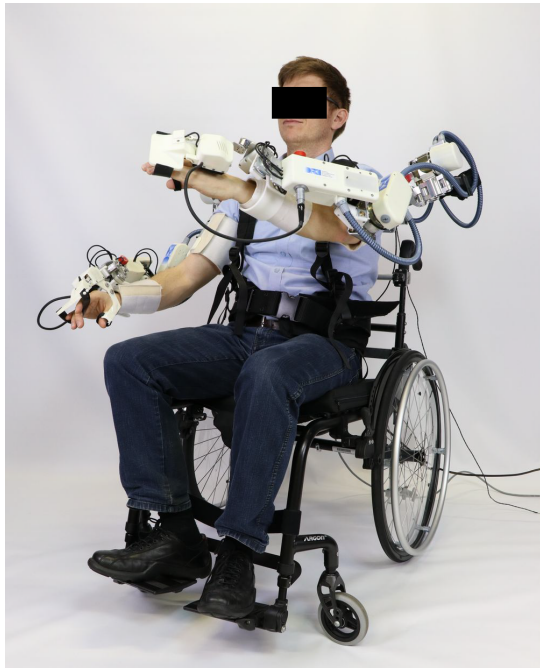
Prvi kirurški zahvat pomoću robota proveden je 1985. godine. Robot PUMA 200 koristio za usmjeravanje igle pri provođenju biopsije mozga [2]. Najpoznatiji kirurški robot je da Vinci, a koristi se za laparoskopiju (slika 1.1). Da Vinci je teleoperacijski sustav u kojem kirurg upravlja s kirurškim robotom pomoću konzole. Kirurški robot ima tri robotske ruke koje drže dva kirurška alata i 3D endoskop. Kirurg na ekranu, koji se nalazi na konzoli, prati operaciju pomoću 3D endoskopa. Pregled kirurških robota dan je u radovima [3, 4]. Za specifične operacijske zahvate koriste se kontinuirani robotski manipulatori čiji je pregled dan u radu [5].



Slika 1.1: Kirurški robot da Vinci [1]

Rehabilitacijski roboti se koriste za pomoć osobama s invaliditetom i starijim osobama. Primjeri rehabilitacijskih robota su roboti asistenti, pametna kolica, umjetni udovi, egzoskeleti i

drugo [4, 6, 7]. Robotski potpomognuta terapija postaje sve popularnija i korisnija u neurorehabilitaciji nakon moždanog udara [8]. Takvi se roboti izvode kao egzoskeleti, a koriste se za rehabilitaciju gornjih [9] i donjih ekstremiteta [10]. RECUPERA egzoskelet se koristi za rehabilitaciju gornjih ekstremiteta nakon moždanog udara (slika 1.2a). Ovaj egzoskelet moguće je montirati na kolica ili ga je moguće koristiti u položaju stajanja. AIRGAIT sustav koristi se za rehabilitaciju donjih ekstremiteta nakon moždanog udara (slika 1.2b), a sastoji se od pokretne trake i ekzoskeleta za rehabilitaciju donjih ekstremiteta.



(a)



(b)

Slika 1.2: Rehabilitacijski roboti: (a) RECUPERA exoskeleton [8], (b) AIRGAIT sustav[11]

1.1 Razlika duljina nogu

Razlika duljina udova (eng. *Limb Length Discrepancy*) je ortopedsko stanje u kojem postoji značajna nejednakost između uparenih udova. Nejednakost donjih ekstremiteta poznata je kao razlika duljina nogu (eng. *Leg Length Discrepancy - LLD**) [12]. LLD ima utjecaj na kvalitetu života pacijenata zbog nekoliko funkcionalnih aktivnosti kao što su držanje, ravnoteža [13, 14], hod [15, 16, 17] i trčanje [12]. U radu [14] navedeno je kako se LLD pojavljuje kod 70 % svjetske populacije. Iznos LLD-a veći od 20 mm smatra se klinički značajnim [18, 19], a zabrinjavajuća činjenica jest da se pojavljuje kod 0.1 % svjetske populacije [12]. LLD se s obzirom na etiologiju dijeli na strukturalni (anatomski) i funkcionalni LLD. Strukturalni LLD ili stvarni LLD definiran je kao razlika u duljini nogu koja nastaje zbog nejednake koštane strukture, a

*U daljnjem tekstu će se za pojam razlika duljina nogu koristiti skraćenica LLD.

može biti urođen ili stečen tijekom života. Najčešći uzrok urođenog strukturalnog LLD-a je izmještenje kuka. Stečeni strukturalni LLD može nastati zbog tumora, operacijskog zahvata, infekcije, ubrzanoga rasta pojedine anatomske strukture, paralize i drugo. Funkcionalni ili prividni LLD definiran je kao mehanička promjena u donjim ekstremitetima. Može nastati zbog napetosti ili slabosti mišića, kontrakture zglobova, varusa i valgusa stopala, fleksije koljena te skolioze kralježnice [20]. Valgus stopala javlja se kada se stopalo zakrene prema van te se težina tijela prenosi na unutarnji dio stopala. Varus stopala javlja se kada se stopalo zakrene prema unutra te se težina tijela prenosi na vanjski dio stopala [21, 22]. Skolioza kralježnice je iskrivljenje kralježnice u frontalnoj ravnini koje može biti u obliku slova "S" ili "C". LLD može uzrokovati skoliozu kralježnice, a izjednačenjem donjih ekstremiteta moguće je eliminirati skoliozu kralježnice [23].

Pojedinci s LLD-om imaju pomaknut centar mase (eng. *Center of Mass* - CoM[†]) što je razlog neefikasnom i energetski zahtjevnom radu mišića koji uzrokuje njihov zamor. LLD uzrokuje bolna stanja radi nepravilnog istezanja ligamenata, neadekvatnog opterećenja zglobnih površina te prevelikih opterećenja na zglobne i koštane strukture radi otklona CoM-a ljudskoga tijela od očekivane pozicije. Navedena bolna stanja često ostaju klinički neprepoznata ili im se ne posvećuje dovoljno pažnje jer u početku ne stvaraju značajne kliničke simptome. U momentu kada se simptomi pojave potrebno je poduzeti opsežne mjere kako bi se stanje pacijenta s LLD-om unaprijedilo.

Bolja kvaliteta života i smanjenje ortopedskih poremećaja koje uzrokuje LLD mogu se ostvariti kliničkim i nekliničkim tretmanima kojima se duljine nogu izjednačuju. U kliničke tretmane ubrajaju se usporenje i zaustavljanje rasta duže noge te skraćivanje duže noge i produženje kraće noge. U nekliničke metode ubrajaju se izrađivanje povišenja za cipelu i umetanje uložaka u cipelu [12].

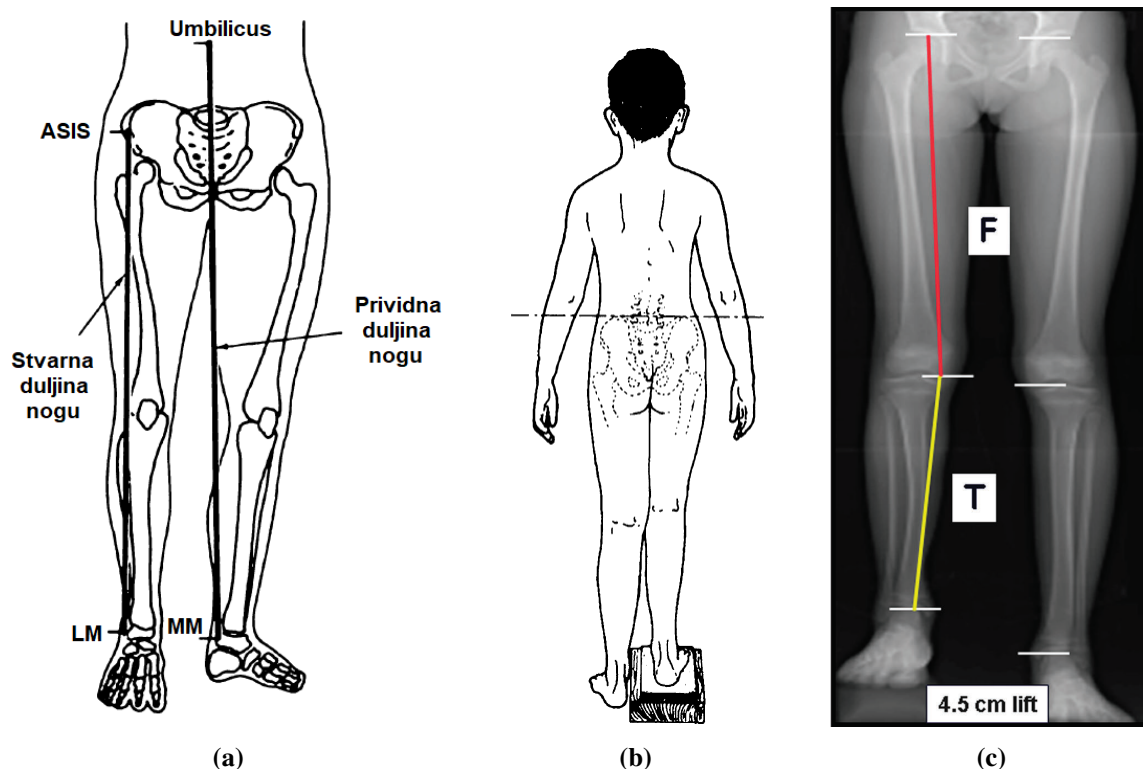
Mjerenje LLD-a nužno je za određivanje potrebnog tretmana izjednačenja duljine nogu. Metode za mjerenja LLD-a dijele se na: metode snimanja i kliničke metode. Pregled i usporedba metoda za mjerenje LLD-a dan je u radovima [24] i [12].

Najčešće kliničke metode korištene za mjerenje LLD-a su mjerenje krojačkim metrom i mjerenje stajanjem na blokovima. Mjerenje krojačkim metrom koristi se za mjerenje duljine donjih ekstremiteta na način da se izmjere udaljenosti između dvije referentne anatomske točke što predstavlja direktnu metodu za mjerenje LLD-a. Stvarna duljina nogu (eng. *True leg length*) mjeri se od anatomske točke (eng. *Anterior Superior Iliac Spine* - ASIS) do anatomske točke (eng. *Lateral Malleolus* - LM) što je prikazano na slici 1.3a. Prividna duljina nogu (eng. *Apparent leg length*) mjeri se od anatomske točke (lat. *Umbilicus*) do anatomske točke (eng. *Medial Malleolus* - MM) što je prikazano na slici 1.3a. Ova metoda oslanja se na opip referentnih anatomske točaka pa je stoga sklona pogrešnom očitavanju LLD-a [25]. Mjerenje LLD-a stajanjem

[†]U daljnjem tekstu će se za pojam centar mase koristiti skraćenica CoM.

na bloku je indirektna metoda za mjerenje LLD-a, a temelji se na postavljanju blokova poznate visine ispod kraće noge kako bi se ostvarilo poravnanje zdjelice što je prikazano na slici 1.3b [26]. Autori u radu [27] umjesto blokova poznate visine koriste knjigu s promjenjivim brojem listova čime su povećali preciznost mjerenja LLD-a ovom metodom. Metoda mjerenja LLD-a stajanjem na blokovima je pouzdanija i točnija od metode mjerenja krojačkim metrom te u obzir uzima doprinos stopala u mjerenju LLD-a. U slučaju da pacijent ima funkcionalni LLD, preporuka je da se koristi metoda mjerenja stajanjem na blokovima [12, 24].

Metode snimanja podrazumijevaju snimanje zdjelice i nogu te računalnu obradu slike kako bi se izmjerila udaljenost između referentnih anatomskih točaka gležnja i zdjelice s vrlo visokom preciznošću što je prikazano na slikama 1.3c i 1.4. Najčešće korištene metode snimanja za mjerenje LLD-a su radiografija (eng. *Radiography*) [24], računalna tomografija (eng. *Computerized Tomography* - CT) [28], ultrasonografija (eng. *Ultrasonography*) [29] i magnetska rezonancija (eng. *Magnetic Resonance Imaging* - MRI) [30].



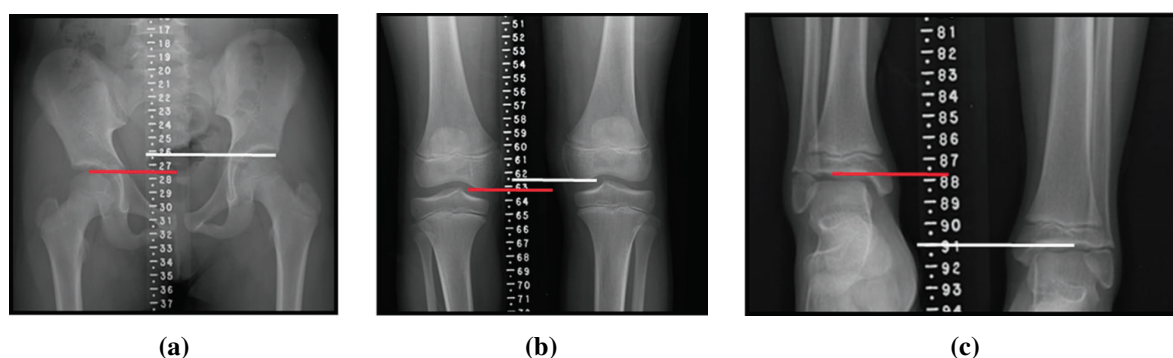
Slika 1.3: Metode mjerenja LLD-a: (a) mjerenje krojačkim metrom [31], (b) mjerenje stajanjem na blokovima [31], (c) radiografija [28]

Mjerenje LLD-a metodama snimanja smatra se preciznijim metodama od kliničkih metoda mjerenja. Radiografija se smatra zlatnim standardom za mjerenje LLD-a [15]. U radu [30] je navedeno kako je srednja apsolutna pogreška pri mjerenju LLD-a za radiografiju 0.52 mm, za CT 0.68 mm, a za MRI 2.9 mm.

Metode snimanja su vrlo pouzdane i točne, ali ove metode su skupe i izlažu pacijenta zrače-

nju (izuzev metode MRI koja je neinvazivna metoda), stoga ih je nepraktično koristiti u rutinskoj kliničkoj praksi [32, 33].

Kliničke metode za mjerenje LLD-a su jednostavne za korištenje i sigurne, a oprema koja se koristi za mjerenje nije skupa. Njihov nedostatak je nepreciznost. U radu [34] je navedeno kako je srednja apsolutna pogreška pri mjerenju LLD-a za direktne kliničke metode 8.6 mm, a indirektne kliničke metode 7.5 mm. Autori u radu [26] uspoređivali su mjerenje LLD-a pomoću krojačkog metra i CT-a. Zaključak istraživanja je da iskusni kliničari mogu odrediti pouzdan i točan iznos LLD-a ako se koristi krojački metar s podjelom od 1 mm.



Slika 1.4: Mjerenja LLD-a radiografijom pomoću tri slike koje se snimaju povrh [28]: (a) kuka, (b) koljena i (c) gležnja

1.2 Procjena razlike duljina nogu zasnovana na poziciji centra mase ljudskoga tijela

Navedene metode mjerenja LLD-a u prethodnom potpoglavlju temelje se na mjerenju duljine ekstremiteta između referentnih anatomskih točaka, a ta mjerenja LLD često nisu pouzdana. Nadalje, navedena mjerenja LLD-a ne ukazuju na promjenu CoM-a ljudskoga tijela te samim time ni preporuku što bi u nekirurškom aspektu tretmana bilo potrebno napraviti kako bi se poboljšalo držanje tijela, a hod učinio stabilnim, prirodnijim i energetski učinkovitijim.

Provedeno istraživanje na zdravim ispitanicima pokazalo je kako simulirani LLD-a iznosa većeg od 20 mm kod subjekata izaziva neugodu i osjećaj razlike u duljini nogu [35]. Rezultat istraživanja na osobama koje imaju LLD pokazalo je značajnu asimetriju u distribuciji opterećenja po pojedinoj nozi u odnosu na zdravu populaciju [13]. Studije su pokazale da je kod strukturalnog LLD-a veće opterećenje na kraćoj nozi nego na dužoj nozi [36, 37]. Autori u radu [38] pokazali su da se korištenjem pedobarografa može izmjeriti razlika u opterećenju lijeve noge simuliranjem skraćivanja/produženja desne noge. Simulacijom produživanja desne noge pacijenta za 3.5 cm, opterećenje lijeve noge iznosilo je 64% ukupne mase pacijenta. *In-shoe* pedobarograf korišten je za mjerenje opterećenja lijeve i desne noge pacijenata s LLD-om u

radu [39].

Navedena istraživanja pokazala su da postoji asimetrija u opterećenju nogu kod pacijenata s LLD-om, ali nisu dala rješenje kako na temelju razlike u opterećenju nogu procijeniti i kompenzirati iznos LLD-a kako bi se ostvarilo simetrično opterećenje nogu. U ovom radu predložena je nova metodologija za procjenu i kompenzaciju LLD-a s ciljem postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu. Preliminarno istraživanje provedeno je s pomoću dvije jednake komercijalne digitalne vage koje su postavljene jedna do druge na ravnoj podlozi. Ako zdravi čovjek, ispravne posture, stane na vage na način da se pozicija svakog stopala nalazi u središnjem dijelu vage, vage će pokazati približno iste vrijednosti (slika 1.5). Podizanjem od podloge jedne vage dolazi do povećanja vrijednosti mjerenja na drugoj vagi zbog pomaka CoM-a ljudskoga tijela. Jednako ponašanje dobiva se kada na vagu stane pacijent s nogama različite duljine. Povećanjem visine vage ispod kraće noge, opterećenja na obje vage mogu se ujednačiti. Razlika u visinama lijeve i desne vage nakon izjednačenja opterećenja nogu predstavljat će procjenu iznosa LLD-a.



Slika 1.5: Mjerenje distribucije opterećenja nogu pomoću dviju jednakih komercijalnih vagi

Ručna korekcija visine komercijalnih vaga iznimno je dugotrajna, komplicirana i u praksi teško primjenjiva. Sukladno navedenom, razvila se ideja za razvoj sustava kojim će se procjena i kompenzacija LLD-a ubrzati, pojednostavniti i po mogućnosti automatizirati. U tu svrhu razvijen je i izrađen mehatronički sustav s dva paralelna manipulatora 3-RPS (*Revolute-Prismatic-Spherical*) s pomičnim platformama za mjerenje raspodjele težine (PMRT) (eng. *Force Plate*) koje mogu mijenjati visinu i nagib. Procjena i kompenzacija LLD-a provodit će se na sljedeći način. Pacijent koji ima LLD stane lijevom i desnom nogom na PMRT-e kojima se mjeri centar pritiska (eng. *Center of Pressure - CoP*[‡]) lijeve i desne noge. Ako se pacijent zamoli da zadrži mirno držanje tijela, temeljem CoP-a lijeve i desne noge može se izračunati projekcija CoM-a ljudskoga tijela u transverzalnoj ravnini. Kraća noga pacijenta će stvarati veće opterećenje na PMRT zbog naginjanja ljudskoga tijela prema kraćoj nozi. Iz tog razloga će CoM ljudskoga tijela biti izmješten prema kraćoj nozi. Da bi se CoM ljudskoga tijela postavio u očekivani po-

[‡]U daljnjem tekstu će se za pojam centar pritiska koristiti skraćenica CoP.

ložaj potrebno je oditi PMRT ispod kraće noge kako bi se razlika u opterećenju lijeve i desne noge smanjila. U tu svrhu razvijen je algoritam za postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu (eng. *Human Body Balancing Algorithm* - HBBA[§]) [40] koji temeljem izračuna CoM-a ljudskoga tijela određuje promjenu visine PMRT-a ispod kraće noge. HBBA je iterativan algoritam koji postepeno povećava visinu PMRT-a ispod kraće noge do trenutka kada se opterećenje lijeve i desne noge izjednači, odnosno kada se CoM ljudskoga tijela postavi u očekivani položaj. Nakon što HBBA završi s postupkom postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu, razlika u visini lijevog i desnog PMRT-a predstavljat će procjenu LLD-a. Temeljem procjene LLD-a pacijentu se može izraditi uložak kojim se kompenzira utjecaj LLD-a s ciljem jednakog opterećenje lijeve i desne noge. Štoviše, u slučaju kliničkog liječenja (usporavanje ili zaustavljanje rasta dulje noge, skraćivanje dulje noge i produljenje kraće noge) kliničari će imati priliku pratiti status pacijenta, potvrditi kvalitetu kirurškog liječenja i poduzeti potrebne korake kako bi se poboljšala kvaliteta života osobe koja ima LLD. Na procjenu LLD-a utječe postura ljudskoga tijela tijekom kompenzacije LLD-a koja se prati vizijskim sustavom koji se sastoji od dvije kamere koje snimaju frontalnu ravninu čovjeka i 15 markera koji se nalaze na definiranim anatomskim točkama ljudskoga tijela.

1.3 Paralelni manipulatori

Paralelni manipulatori su zatvoreni kinematički lanci čija je pomična platforma povezana s nepomičnom platformom pomoću nezavisnih članaka[¶]. Nezavisni članci najčešće imaju aktuirani prizmatični (P) zglob koji je na pomičnu i nepomičnu platformu spojen pomoću revolucijskih (R), sfernih (S) ili univerzalnih (U) zglobova. Aktuatori prizmatičnog zgloba najčešće su pneumatski, hidraulički i električni. Prednosti korištenja paralelnih manipulatora su sposobnost manipuliranja velikim teretima, velika krutost, mala težina, zauzimaju malo prostora i imaju visoku točnost pozicioniranja. Nedostatak paralelnih manipulatora je mali radni prostor i zahtjevna direktna kinematika u kojoj se pojavljuje sustav nelinearnih jednadžbi [41].

Paralelni manipulatori primjenjuju se u industriji (*pick and place* operacije, simulatori letenja), medicini (rehabilitacija, egzoskeleti) [42, 43, 44, 45] i drugdje. Najpoznatiji paralelni manipulator je zasigurno *Stewart-Gough* (SG) platforma. Ova platforma ima šest stupnjeva slobode (eng. *Degrees of Freedom* - DoF^{¶¶}), a sastoji se od pomične i nepomične platforme koje su povezane sa šest članaka. Udovi na SG platformi su prizmatični aktuatori koji su na pomičnu i nepomičnu platformu povezani univerzalnim zglobovima. SG platforma prikazana je na slici

[§]U daljnjem tekstu će se za pojam algoritam za postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu koristiti skraćenica HBBA.

[¶]U radu se koristi termin članak iako se radi o kinematičkom lancu koji može biti sastavljen od više podređenih članaka i zglobova.

^{¶¶}U daljnjem tekstu će se za pojam stupnjevi slobode koristiti skraćenica DoF.

1.6a, a često se koristi za simuliranje letenja.

Za brze *pick and place* operacije i operacije pakiranja primjenjuju se delta robot (slika 1.6b). Delta robot je tip paralelnog manipulatora čija se konstrukcija zasniva na paralelogramu koji osigurava da je pomična platforma paralelna s nepomičnom. Udovi delta robota aktuirani su u revolucijskim zglobovima koji se nalaze na nepomičnoj platformi. Delta roboti postižu brzinu do 10 m/s i akceleraciju do 50 g, a koriste se pri manipuliranju laganim teretima (do najviše 1 kg).



(a)



(b)



(c)



(d)

Slika 1.6: Paralelni manipulatori: (a) *Stewart-Gough* platforma za simuliranje letenja [46], (b) Delta robot ABB FlexPicker [47], (c) *Cable Driven* paralelni manipulator za snimanje sportskih događanja [48], (d) paralelni manipulator 3-RPS za rehabilitaciju ručnog zgloba [45]

Povećanje radnog prostora ostvareno je s tzv. *Cable Driven* (CD) paralelnim manipulato-

rima (slika 1.6c). Ovu vrstu manipulatora moguće je vidjeti na sportskim stadionima. Pomična platforma CD paralelnog manipulatora mijenja svoju poziciju pomoću promjene duljine parova žičanih užadi.

S obzirom na različitost konstrukcije paralelnih manipulatora u literaturi postoji veliki broj vrsta paralelnih manipulatora. Imena tih paralelnih manipulatora proizlaze najčešće iz broja stupnjeva slobode i zglobova koji se nalaze na člancima koji spajaju pomičnu i nepomičnu platformu. Primjer takvog paralelnog manipulatora je paralelni manipulator 3-RPS koji se koristi u ovom radu i bit će detaljno opisan u nastavku teksta. Primjer korištenja paralelnog manipulatora 3-RPS za rehabilitaciju ručnog zgloba prikazan je na slici 1.6d.

1.4 Hibridni sustavi

Hibridni sustavi su klasa dinamičkih sustava koja uključuje interakciju između vremenskih kontinuiranih sustava, vremenskih diskretnih sustava te sustava s diskretnim događajima. Vremenski kontinuirani sustavi uobičajeno se opisuju običnim diferencijalnim jednadžbama dok se vremenski diskretni sustavi uobičajeno opisuju s diferencijskim jednadžbama. Sustavi s diskretnim događajima najčešće se opisuju s konačnim automatima stanja ili Petrijevim mrežama. Hibridni sustavi imaju važnu ulogu u robotici, proizvodnim sustavima, upravljanju prometom, upravljanju motorom s unutarnjim izgaranjem i drugdje [49, 50].

Sustav za procjenu i kompenzaciju LLD-a opisan u ovom radu je hibridni sustav jer uključuje interakciju vremenski kontinuiranog i vremenski diskretnog sustava (upravljanje pozicijom i orijentacijom paralelnog manipulatora 3-RPS) te algoritma za postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu koji je izveden kao konačni automat stanja.

1.5 COM2LLD projekt

Projekt “COM2LLD: Unaprjeđenje učinkovitosti modela mjerenja LLD-a” sufinanciran je sredstvima iz Programa provjere inovativnog koncepta (PoC7) od strane agencije HAMAG-BICRO. Projekt je započeo u prosincu 2018. godine, a njegovo trajanje je jedna godina. Nositelj projekta je Cognitus d.o.o., a partneri na projektu su Veleučilište u Bjelovaru, Pentatlon d.o.o., Ortogen d.o.o., poliklinika Akromion - specijalna bolnica za ortopediju i traumatologiju i Laboratorij za robotiku i inteligentne sustave upravljanja na Fakultetu elektrotehnike i računarstva Sveučilišta u Zagrebu.

Cilj projekta je razvoj mehatroničkog sustava za indirektnu procjenu LLD-a zasnovanu na postavljanju ljudskoga tijela u ravnotežu. Razvoj ovog sustava ima za cilj jeftiniju, precizniju, dostupniju te učinkovitiju dijagnozu i liječenje neinvazivnim putem pacijenata koji imaju LLD.

Očekivani rezultati projekta su:

- izrađen sustav za procjenu i kompenzaciju LLD-a koji uključuje dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-ima, upravljačku elektroniku i aplikaciju za provedbu procjene i kompenzacije LLD-a,
- izrađen matematički model sustava za procjenu i kompenzaciju LLD-a u MATLAB simulacijskom paketu za testiranje algoritma za postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu,
- provedeno testiranje sustava na sveukupno 35 pacijenata.

1.6 Struktura rada

U radu je opisan sustav za procjenu i kompenzaciju razlike duljina nogu radi postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu. U tu svrhu razvijen je mehatronički sustav s dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-ima, postupak za procjenu centra mase ljudskoga tijela u transverzalnoj ravnini i procjenu stanja ljudskoga tijela vizualnom povratnom vezom te HBBA.

U poglavlju 2 opisani su antropometrijski model ljudskoga tijela, postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu procjenom centra mase te sustav kojim se omogućuje procjena i kompenzacija LLD-a radi postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu. Geometrija, inverzni kinematički problem i direktni kinematički problem paralelnog manipulatora 3-RPS opisani su u poglavlju 3. Na kraju poglavlja prikazana je implementacija rješenja direktnog kinematičkog problema paralelnog manipulatora 3-RPS pomoću *Gauss-Newton* algoritma za nelinearnu optimizaciju.

U poglavlju 4 opisan je postupak procjene centra mase ljudskoga tijela pomoću pomičnih PMRT-a, vizualna povratna veza kojom se može odrediti da li ljudsko tijelo ima LLD i/ili skoliozu te su navedeni načini postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu s obzirom na to da li ljudsko tijelo ima LLD i/ili skoliozu. HBBA algoritam kojim se izjednačuje opterećenje lijeve i desne noge opisan je u poglavlju 5. U sklopu ovog poglavlja prikazan je i algoritam za niveliranje zdjelice kojim je značajno unaprijeđeno mjerenje LLD-a metodom stajanja na blokovima. U poglavlju 6 opisani su simulacijski rezultati provedeni na virtualnom simulacijskom modelu koji se sastoji od virtualnog modela dva paralelna manipulatora 3-RPS i virtualnog modela ljudskoga tijela s markerima. U prvom djelu poglavlja opisana je analiza radnog prostora i prostora kolizije dva paralelna manipulatora 3-RPS koji se nalaze u dijeljenom prostoru. Drugi dio poglavlja opisuje virtualni simulacijski model te ukupno četiri scenarija u kojima je validiran HBBA te jedan scenarij u kojem je validiran algoritam za niveliranje zdjelice.

Razvijeni mehatronički sustav s dva paralelna manipulatora 3-RPS s pomičnim PMRT-ima za procjenu i kompenzaciju LLD-a opisan je u poglavlju 7. Na kraju poglavlja prikazane su dodatne mogućnosti primjene razvijenog mehatroničkog sustava. U poglavlju 8 prikazana su tri eksperimenta provedena na razvijenom mehatroničkom sustavu. Prvi eksperiment prikazuje distribuciju opterećenja lijeve i desne noge na zdravoj populaciji. Drugi eksperiment prikazuje ovisnost promjene centra mase ljudskoga tijela o promjeni visine PMRT-a. Validacija HBBA na

zdravom volonteru sa simuliranim LLD-om prikazana je u trećem eksperimentu. U poglavlju 9 dan je zaključak i navedeni su znanstveni doprinosi doktorskog rada.

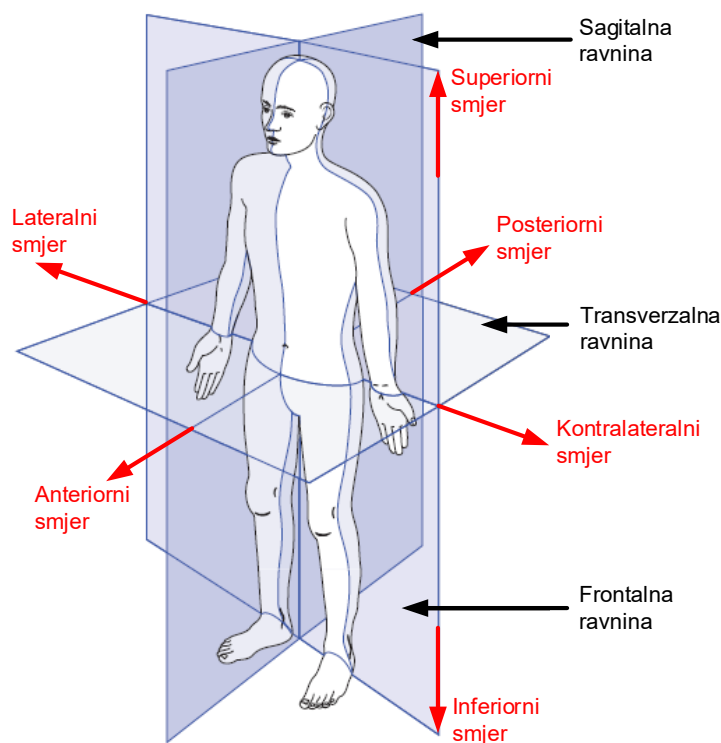
Poglavlje 2

Postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu

Procjena i kompenzacija LLD-a u ovom se radu zasniva na postavljanju ljudskoga tijela u ravnotežu, odnosno na izjednačenju opterećenja nogu. U ovom poglavlju opisan je antropometrijski model ljudskoga tijela, postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu procjenom CoM-a te sustav kojim se omogućuje procjena i kompenzacija LLD-a radi postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu.

2.1 Referentne ravnine i smjerovi gibanja ljudskoga tijela

Referentne ravnine i smjerovi gibanja ljudskoga tijela prikazani su na slici 2.1.



Slika 2.1: Tri referentne ravnine i šest smjerova gibanja ljudskoga tijela [51]

Gibanje čovjeka projicira se na sljedeće tri ravnine [51]:

- Sagitalna ravnina - dijeli ljudsko tijelo na lijevu i desnu polovicu u stajaćoj pozi,
- Frontalna ravnina - dijeli ljudsko tijelo na prednju i stražnju polovicu u stajaćoj pozi,
- Transverzalna ravnina - dijeli ljudsko tijelo na gornju i donju polovicu u stajaćoj pozi.

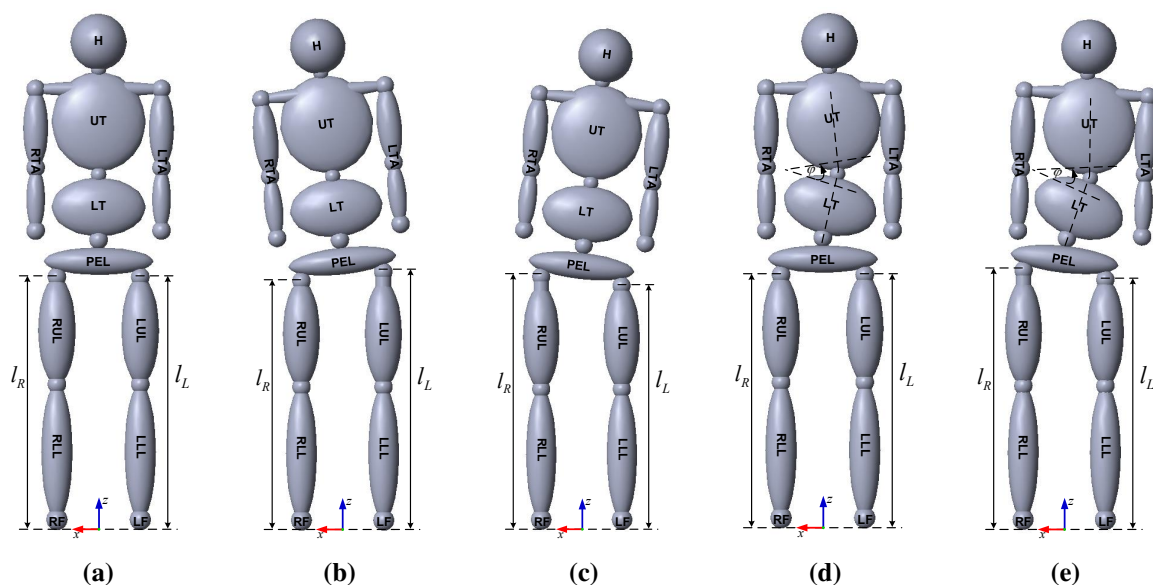
Smjerovi gibanja čovjeka su [51]:

- Anteriorni smjer - smjer prema naprijed okomit na frontalnu ravninu,
- Posteriorni smjer - smjer prema nazad okomit na frontalnu ravninu,
- Superiorni smjer - smjer prema gore okomit na transverzalnu ravninu,
- Inferiorni smjer - smjer prema dolje okomit na transverzalnu ravninu,
- Lateralni smjer - smjer od desne ruke okomit na sagitalnu ravninu,
- Kontralateralni smjer - smjer od lijeve ruke okomit na sagitalnu ravninu.

U daljnjem tekstu koristit će se navedeni nazivi za ravnine gibanja i smjerove gibanja ljudskoga tijela

2.2 Antropometrijski model ljudskoga tijela

U svrhu modeliranja ljudskoga tijela korišten je antropometrijski model s Dempsterovim parametrima segmenata ljudskoga tijela [52]. Antropometrijski model ljudskoga tijela s promjenjivom duljinom nogu i skoliozom prikazan je na slici 2.2.



Slika 2.2: 12-segmentni antropometrijski model ljudskoga tijela s promjenjivom duljinom nogu i skoliozom. Duljina lijeve nogu je l_L , duljina desne noge je l_R , a kut skolioze je ϕ : (a) ljudsko tijelo bez LLD-a i skolioze ($l_R = l_L, \phi = 0$), (b) ljudsko tijelo s LLD-om ($l_R < l_L, \phi = 0$), (c) ljudsko tijelo s LLD-om ($l_R > l_L, \phi = 0$), (d) ljudsko tijelo sa skoliozom ($l_R = l_L, \phi > 0$), (e) ljudsko tijelo s LLD-om i skoliozom ($l_R > l_L, \phi > 0$)

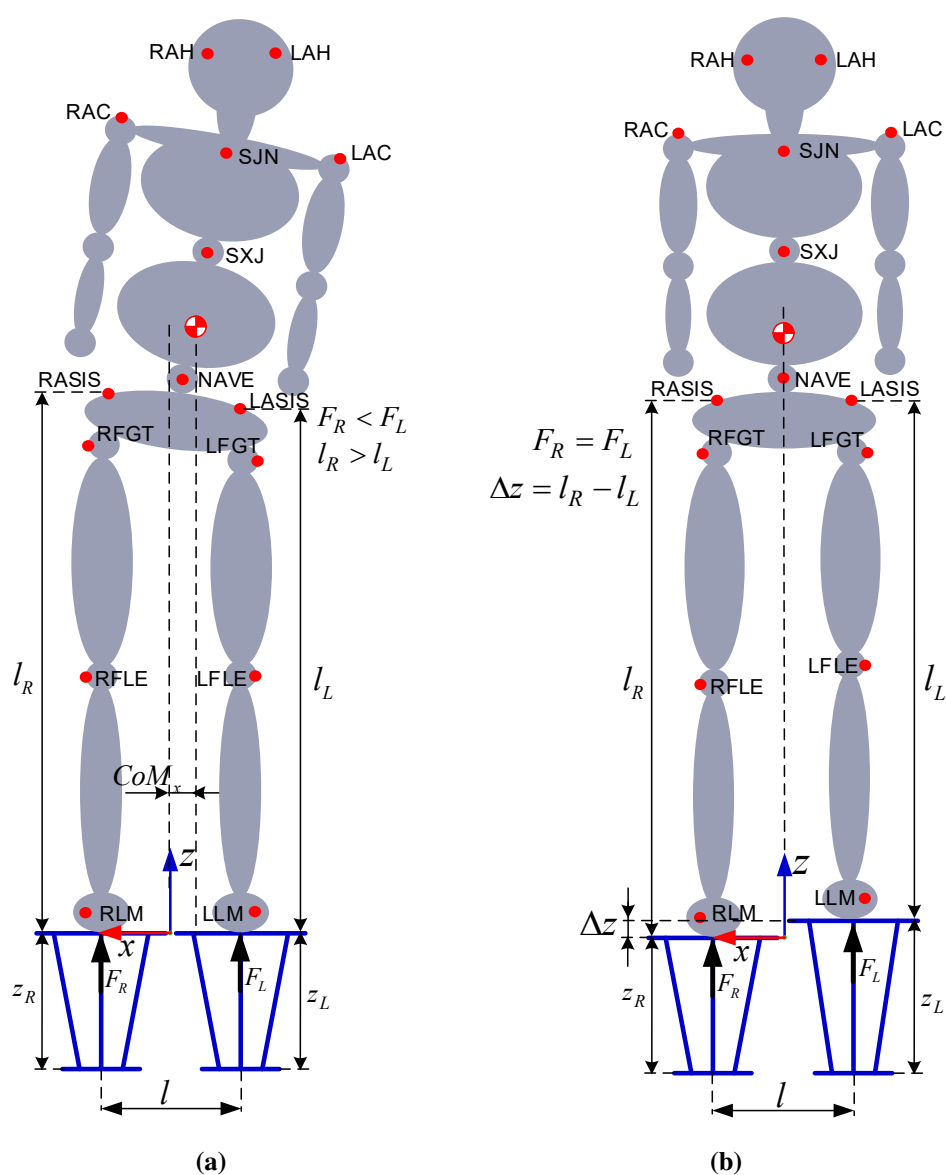
Masa i duljina pojedinog segmenta ljudskoga tijela sa slike 2.2 izračunava se prema tablici 2.1. Ljudskom tijelu može se definirati željena masa M te željena visina H . Na slici 2.2a prikazan je model ljudskoga tijela bez LLD-a. Modeli ljudskoga tijela s LLD-om prikazani su na slikama 2.2b i 2.2c. Ljudsko tijelo samo sa skoliozom je prikazano na slici 2.2d, dok je ljudsko tijelo s LLD-om i skoliozom prikazano na slici 2.2e. Oznake segmenata ljudskoga tijela definirane u tablici 2.1 istovjetne su oznakama segmenata modela ljudskoga tijela na slici 2.2.

Tablica 2.1: Antropometrijski parametri ljudskoga tijela prema Dempsteru [53, 54]

Broj segmenta i	Oznaka segmenta	Opis segmenta	Masa segmenta i ljudskoga tijela mase M	Duljina segmenta i ljudskoga tijela visine H
1	RF	<i>Right Foot</i>	$0.0145M$	$0.039H$
2	LF	<i>Left Foot</i>	$0.0145M$	$0.039H$
3	RLL	<i>Right Lower Leg</i>	$0.0465M$	$0.246H$
4	LLL	<i>Left Lower Leg</i>	$0.0465M$	$0.246H$
5	RUL	<i>Right Upper Leg</i>	$0.1000M$	$0.195H$
6	LUL	<i>Left Upper Leg</i>	$0.1000M$	$0.195H$
7	PEL	<i>Pelvis</i>	$0.1420M$	$0.050H$
8	LT	<i>Lower Trunk</i>	$0.1390M$	$0.100H$
9	UT	<i>Upper Trunk</i>	$0.2160M$	$0.188H$
10	RTA	<i>Right Total Arm</i>	$0.0500M$	$0.441H$
11	LTA	<i>Left Total Arm</i>	$0.0500M$	$0.441H$
12	H	<i>Head and neck</i>	$0.0810M$	$0.182H$

2.3 Postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu zasnovano na procjeni centra mase ljudskoga tijela u transverzalnoj ravnini

Osobe s LLD-om će zbog pomaka CoM-a tijela imati različitu distribuciju opterećenja nogu [36, 38]. Cilj kompenzacije duljine kraće noge jest osigurati jednaka opterećenja lijeve i desne noge što će se postići postavljanjem ljudskoga tijela u ravnotežu, odnosno postavljanjem CoM-a u očekivanu poziciju. Ljudsko tijelo sa strukturalnim LLD-om (lijeva noga kraća od desne) prikazano je na slici 2.3a.



Slika 2.3: Postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu: (a) ljudsko tijelo s LLD-om ($CoM_x < 0$), (b) ljudsko tijelo postavljeno u ravnotežu ($CoM_x = 0$)

Mjerenje CoM-a ljudskoga tijela provodi se pomoću dvije platforme za mjerenje raspodjele težine (PMRT) koje mogu mijenjati visinu. Pacijent se zamoli da stane na označena mjesta na PMRT-u. Pretpostavka ispravnog mjerenja CoM-a ljudskoga tijela jest da pacijent stoji mirno. Pacijent sa slike 2.3a s lijevom će nogom više opterećivati PMRT, nego s desnom nogom ($F_L > F_R$). Iz tog razloga moguće je detektirati pomak CoM-a prema kraćoj nozi što upućuje na to da je desna noga duža od lijeve. Temeljem navedene analize, potrebno je podizati lijevi PMRT do trenutka kada CoM ljudskoga tijela ne dođe u očekivanu poziciju (slika 2.3b), odnosno kada će oba PMRT-a mjeriti isto opterećenje ($F_L = F_R$). Nakon ovog postupka, ljudsko će tijelo biti u ravnoteži, a razlika u visini lijevog i desnog PMRT-a Δz predstavljat će procjenu LLD-a. Kao što je već spomenuto, procjena LLD-a može se koristiti prilikom izrade ortopedskog uložka s povišenjem kako bi se izjednačilo opterećenje lijeve i desne noge. Nakon izrade ortopedskog uložka s povišenjem pacijent može ponoviti proceduru mjerenja pomaka CoM-a kako bi se vidio utjecaj uložka na novu distribuciju opterećenja nogu. Dodatna pomoć u procjeni LLD-a može se ostvariti markerima koji se nalaze na unaprijed definiranim anatomskim točkama. Lokalizacijom markera putem vizijskog sustava moguće je detektirati skoliozu, fleksiju koljena, nivo zdjelice i nivo ramena što može utjecati na ispravnost interpretacije rezultata mjerenja CoM-a ljudskoga tijela te može dati dodatne informacije o prisutnom stanju ljudskoga tijela.

2.4 Opis sustava za procjenu i kompenzaciju razlike duljina nogu

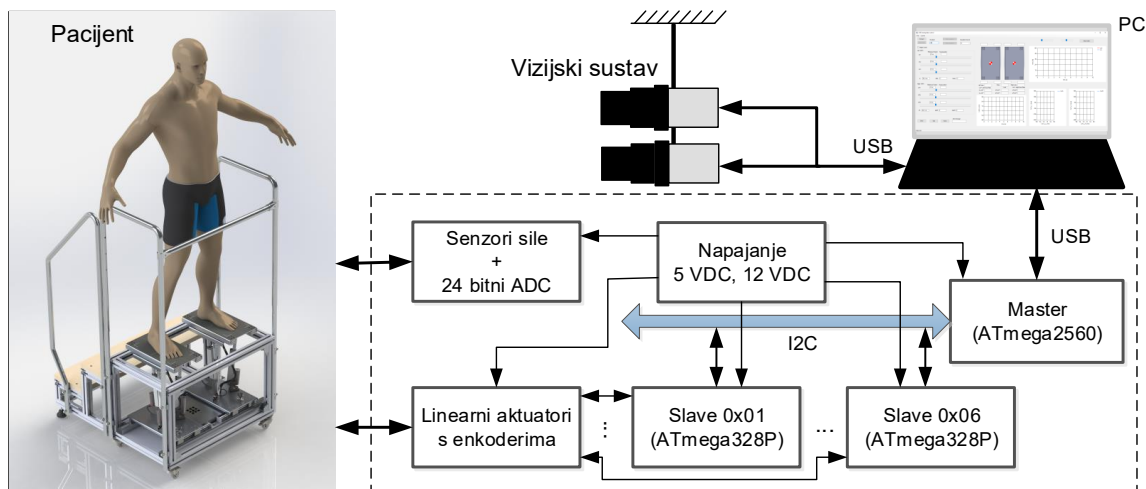
Sustav za postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu s ciljem procjene i kompenzacije LLD-a zasniva se na sljedećim zahtjevima:

- sustav treba omogućiti mjerenje pozicije CoM-a ljudskoga tijela u transverzalnoj ravnini pomoću dva PMRT-a (ispod lijeve i desne noge),
- sustav treba moći mijenjati visinu PMRT-a pomoću manipulatora,
- sustav treba omogućiti upravljanje manipulatorima i mjerenje opterećenja PMRT-a pomoću računala,
- sustav treba omogućiti praćenje držanja ljudskoga tijela,
- sustav treba biti jednostavan i siguran za primjenu na pacijentima.

Uz navedene zahtjeve, budući rad na sustavu zahtjeva omogućavanje promjene nagiba PMRT-a kojim će se ostvariti kompenzacija varusa i valgusa stopala, rehabilitacija stopala te veća sloboda u pronalaženju optimalne geometrijske forme uložka kojom se postiže tražena korekcija. Sukladno navedenim zahtjevima predložen je sustav prikazan na slici 2.4. Osnovni dijelovi sustava sa slike 2.4 su:

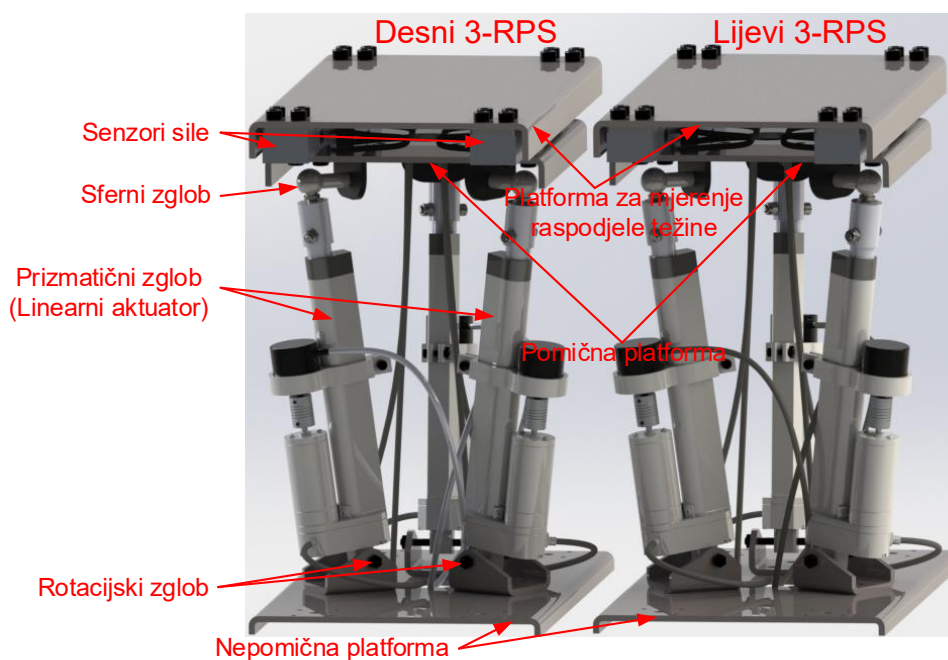
- mehanički sklop s dva paralelna manipulatora 3-RPS s pomičnim PMRT-om,
- elektronički sustav za upravljanje, mjerenje i komunikaciju s računalom,

- vizijski sustav,
- aplikacija na računalu za upravljanje i prikupljanje podataka.



Slika 2.4: Sustav za procjenu i kompenzaciju LLD-a radi postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu

CoM ljudskoga tijela u transverzalnoj ravnini određuju se pomoću dva PMRT-a koje u svojim uglovima imaju četiri senzora sile. Promjena visine i nagiba PMRT-a ostvarena je pomoću dva paralelna manipulatora 3-RPS koji se koristi zbog malih dimenzija, sposobnosti manipuliranjem velikih tereta, male težine i visoke točnosti pozicioniranja [55, 56]. Prema slici 2.3, paralelni manipulatori 3-RPS omogućuju translaciju PMRT-a duž z osi te rotaciju PMRT-a oko x osi i y osi. CAD model dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-om prikazan je na slici 2.5.



Slika 2.5: CAD model dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-om

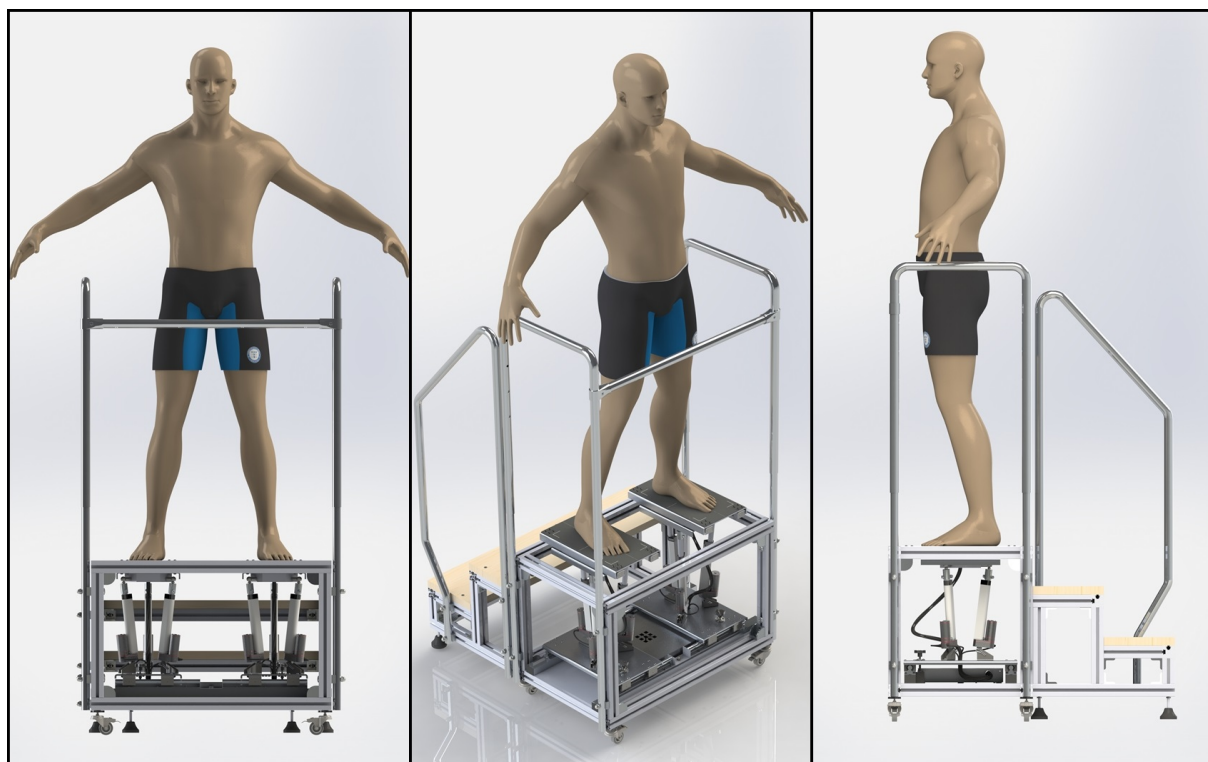
Paralelni manipulatori 3-RPS imaju pomičnu i nepomičnu platformu koje su povezane s tri identična RPS uda. RPS udovi paralelnog manipulatora imaju rotacijske, prizmatične i sferne zglobove. Prizmatični zglobovi su električni linearni aktuatori koji mogu mijenjati svoju duljinu. Promjenom duljine linearnih aktuatora mijenja se visina i nagib PMRT-a.

CAD model mehaničkoga sklopa za procjenu i kompenzaciju LLD-a prikazan je na slici 2.6 [57, 58]. Paralelni manipulatori 3-RPS nalaze se u kućištu koje je povezano sa stepenicama. Rukohvat na mehaničkom sklopu osigurava sigurnost pacijenata prilikom provođenja procjene i kompenzacije LLD-a. Animacija CAD modela mehaničkog sklopa dostupna je na *Youtube* kanalu [59]. Prototip mehaničkoga sklopa prikazan je na slici 2.7a.

Elektronički sustav za upravljanje, mjerenje i komunikaciju s računalom sastoji se od jednog nadređenog uređaja i šest podređenih uređaja. Podređeni uređaji upravljaju duljinom električnih linearnih aktuatora, odnosno visinom i nagibom paralelnih manipulatora 3-RPS. Nadređeni uređaj obrađuje mjerene sile s PMRT-a te komunicira s podređenim uređajima i računalom.

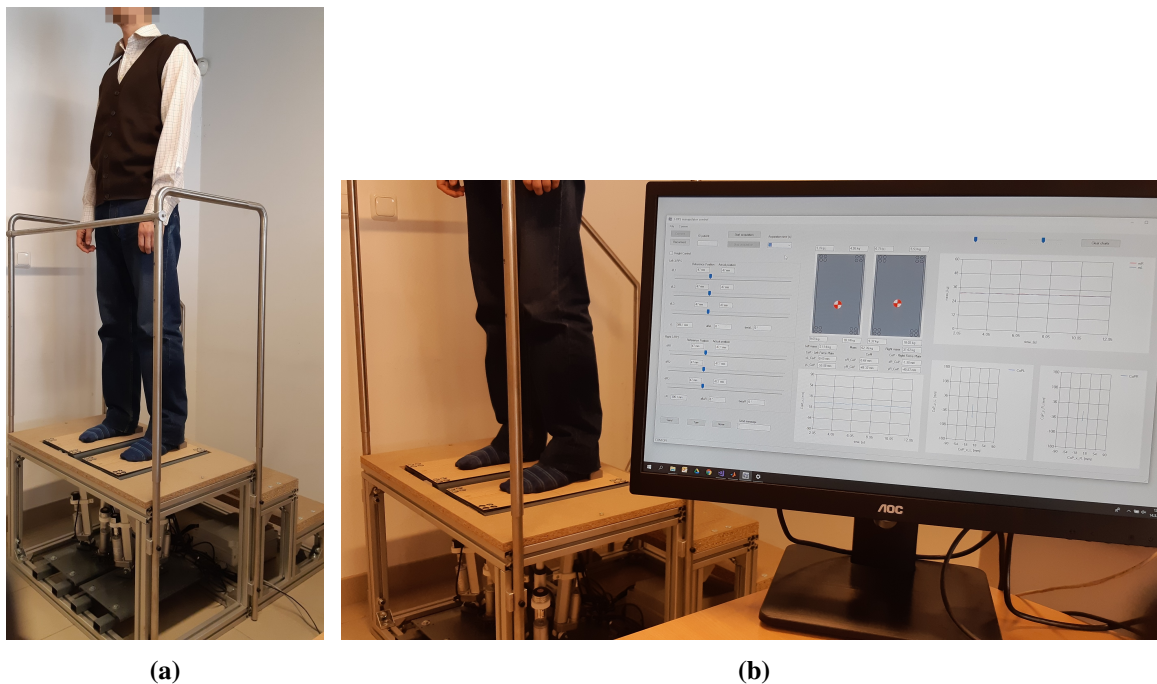
Vizijski sustav snima osobu koja se nalazi na PMRT-ima te pomoću markera prati ciljane anatomske točke ljudskoga tijela. Informacija o poziciji pojedinog markera omogućuje donošenje zaključka stanju ljudskoga tijela koje može imati LLD i/ili skoliozu.

Aplikacija na računalu omogućuje postavljanje željene visine i nagiba pojedinog 3-RPS paralelnog manipulatora te prikuplja mjerene sile s PMRT-a. Prikupljeni podaci se grafički prikazuju i spremaju u tekstualnu datoteku za daljnju obradu podataka. Aplikacija u radu kada se pacijent nalazi na pomičnim PMRT-ima prikazana je na slici 2.7b.



Slika 2.6: CAD model mehaničkoga sklopa za procjenu i kompenzaciju LLD-a

Ovako definiran sustav dodatno omogućuje niveliranje zdjelice korištenjem markera RA-SIS i LASIS promjenom visine ploča na kojima stoji osoba što predstavlja značajno tehničko unapređenje mjerenja LLD-a metodom stajanja na blokovima [24, 27].



Slika 2.7: Prikaz mehaničkoga sklopa s dva 3-RPS paralelna manipulatora s pomičnim PMRT-ima: **(a)** s pacijentom na PMRT-ima, **(b)** s aplikacijom koja dijagnosticira opterećenje pojedine noge pacijenta

Poglavlje 3

Paralelni manipulator 3-RPS

Promjena visine i/ili nagiba pomičnih PMRT-a ispod lijeve i desne noge može se ostvariti pomoću dva paralelna manipulatora 3-RPS postavljena jedan do drugoga. Radi određivanja i postavljanja visine i nagiba pomičnih PMRT-a potrebno je odrediti direktnu i inverznu kinematiku paralelnog manipulatora 3-RPS. U ovom poglavlju opisani su geometrija i kinematika paralelnog manipulatora te je prikazana implementacija direktne kinematike rješavanjem nelinearnog optimizacijskog problema.

3.1 Geometrija paralelnog manipulatora 3-RPS

Geometrija paralelnog manipulatora 3-RPS prikazana je na slici 3.1. Paralelni manipulator 3-RPS sastoji se od nepomične platforme {A} (baza) i pomične platforme {B} (alat) koje su međusobno povezane s tri identična RPS članka (slika 3.1). Rotacijski zglobovi (R) povezani su s nepomičnom platformom u vrhovima jednakostraničnog trokuta $A_1A_2A_3$. Prizmatični zglobovi (P) su linearni aktuatori koji mijenjaju duljinu RPS članaka d_i ($i = 1, 2, 3$). Linearni aktuatori su najčešće električni, pneumatski ili hidraulički. Sferni zglobovi (S) povezani su s pomičnom platformom u vrhovima jednakostraničnog trokuta $B_1B_2B_3$. Promjenom duljine pojedinog RPS članka mijenja se pozicija i orijentacija pomične platforme paralelnog manipulatora 3-RPS [60]. CAD model paralelnog manipulatora 3-RPS koji je korišten u radu prikazan je na slici 3.2a. Na pomičnoj platformi nalazi se PMRT čija je visina h_c (slika 3.2b).

Broj stupnjeva slobode paralelnog manipulatora u prostoru određuje se prema Kutzbach Grübler formuli [61]:

$$M = 6(n - j - 1) + \sum_{i=1}^j f_i \quad (3.1)$$

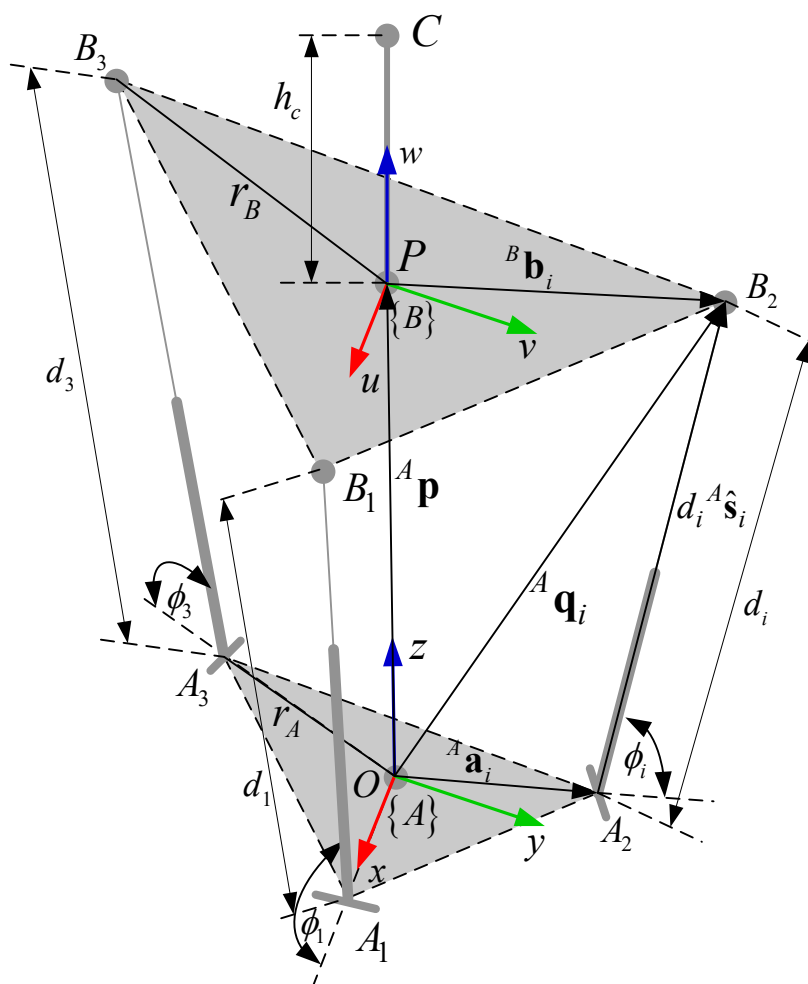
gdje je:

- M - broj stupnjeva slobode paralelnog manipulatora,

- n - broj članaka paralelnog manipulatora (uključujući nepomičnu platformu (bazu) i pomičnu platformu (alat)),
- j - broj zglobova paralelnog manipulatora i
- f_i - broj stupnjeva slobode i -tog zgloba.

Paralelni manipulator 3-RPS ima osam članaka (pomična i nepomična platforma te po dva članka na svakom od tri RPS članka), tri revolucijska zgloba, tri prizmatična zgloba i tri sferna zgloba. Revolucijski i prizmatični zglobovi imaju jedan stupanj slobode, a sferni zglobovi imaju tri stupnja slobode. Prema Kutzbach Grübler formuli (3.1), broj stupnjeva slobode paralelnog manipulatora 3-RPS je tri [62]:

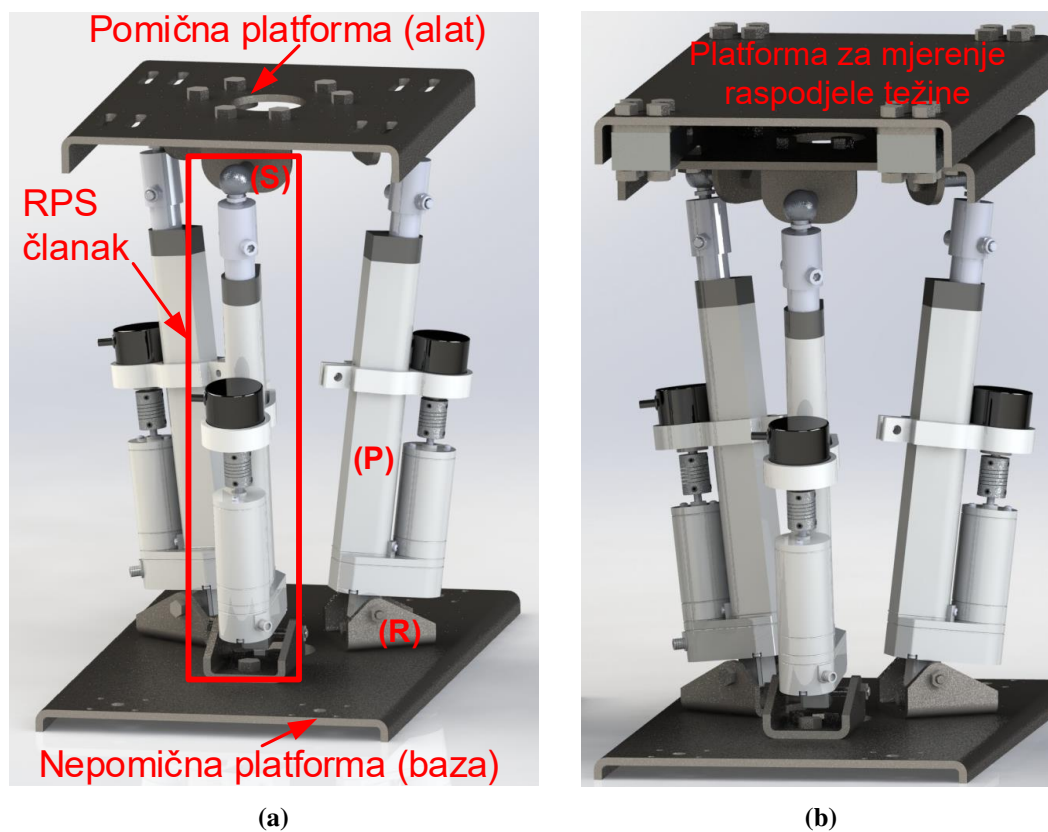
$$M = 6(8 - 9 - 1) + 15 = 3 \quad (3.2)$$



Slika 3.1: Geometrija paralelnog manipulatora 3-RPS

Stupnjevi slobode paralelnog manipulatora 3-RPS su translacija duž z osi, rotacija oko x osi i rotacija oko y osi. Kako je već spomenuto, translacija duž z osi koristi se radi procjene i kompenzacije LLD-a za potrebe ovog rada, a rotacija oko x i y osi predviđene su za buduću

rehabilitaciju zglobova te kompenzaciju varusa i valgusa stopala.



Slika 3.2: CAD modeli: (a) paralelnog manipulatora 3-RPS, (b) paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om

3.2 Inverzna kinematika paralelnog manipulatora 3-RPS

Rješenje inverznog kinematičkog problema (IKP) za paralelni manipulator 3-RPS svodi se na određivanje dužine linearnih aktuatora d_i za zadanu poziciju i orijentacije (p_z , α , β) pomične platforme. Jednadžba zatvorene konture za dužinu pojedinog linearnog aktuatora d_i ($i = 1, 2, 3$) se prema slici 3.1 može zapisati na sljedeći način [55]:

$$d_i {}^A \hat{\mathbf{s}}_i = {}^A \mathbf{p} + {}^A \mathbf{R}_B {}^B \mathbf{b}_i - {}^A \mathbf{a}_i \quad (3.3)$$

gdje su:

- ${}^A \hat{\mathbf{s}}_i$ - jedinični vektor prizmatičnog zgloba,
- ${}^A \mathbf{p}$ - vektor pozicije centra pomične platforme u koordinatnom sustavu {A},
- ${}^A \mathbf{R}_B$ - matrica rotacije pomičnog koordinatnog sustava {B} u odnosu na koordinatni sustav {A},
- ${}^B \mathbf{b}_i$ - vektor pozicije sfernog zgloba u koordinatnom sustavu {B},
- ${}^A \mathbf{a}_i$ - vektor pozicija rotacijskog zgloba u koordinatnom sustavu {A}.

Vektori pozicija rotacijskih zglobova ${}^A\mathbf{a}_i$ ($i = 1, 2, 3$) u koordinatnom sustavu $\{A\}$ su:

$${}^A\mathbf{a}_1 = \begin{bmatrix} r_A \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, {}^A\mathbf{a}_2 = \begin{bmatrix} -\frac{1}{2}r_A \\ \frac{\sqrt{3}}{2}r_A \\ 0 \end{bmatrix}, {}^A\mathbf{a}_3 = \begin{bmatrix} -\frac{1}{2}r_A \\ -\frac{\sqrt{3}}{2}r_A \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

gdje je r_A polumjer opisane kružnice jednakostraničnog trokuta $A_1A_2A_3$. Vektori pozicija sfernih zglobova ${}^B\mathbf{b}_i$ ($i = 1, 2, 3$) u koordinatnom sustavu $\{B\}$ su:

$${}^B\mathbf{b}_1 = \begin{bmatrix} r_B \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, {}^B\mathbf{b}_2 = \begin{bmatrix} -\frac{1}{2}r_B \\ \frac{\sqrt{3}}{2}r_B \\ 0 \end{bmatrix}, {}^B\mathbf{b}_3 = \begin{bmatrix} -\frac{1}{2}r_B \\ -\frac{\sqrt{3}}{2}r_B \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

gdje je r_B polumjer opisane kružnice jednakostraničnog trokuta $B_1B_2B_3$. Vektor pozicije centra pomične platforme ${}^A\mathbf{p}$ u koordinatnom sustavu $\{A\}$ je:

$${}^A\mathbf{p} = \begin{bmatrix} p_x & p_y & p_z \end{bmatrix}^T \quad (3.6)$$

Matrica rotacije ${}^A\mathbf{R}_B$ pomičnog koordinatnog sustava $\{B\}$ u odnosu na koordinatni sustav $\{A\}$ ima sljedeći oblik [63]:

$${}^A\mathbf{R}_B = \begin{bmatrix} {}^A\hat{\mathbf{u}} & {}^A\hat{\mathbf{v}} & {}^A\hat{\mathbf{w}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

gdje su ${}^A\hat{\mathbf{u}}$, ${}^A\hat{\mathbf{v}}$ i ${}^A\hat{\mathbf{w}}$ jedinični vektori koordinatnog sustava $\{B\}$ u odnosu na koordinatni sustav $\{A\}$. Matrica rotacije može se izraziti pomoću Eulerovih kuteva, odnosno rotacija oko osi x , y , z nepomičnog koordinatnog sustava $\{A\}$ za kutove α , β , γ na sljedeći način [65]:

$${}^A\mathbf{R}_B = \begin{bmatrix} c\beta c\gamma & c\gamma s\alpha s\beta - c\alpha s\gamma & s\alpha s\gamma + c\alpha c\gamma s\beta \\ c\beta s\gamma & c\alpha c\gamma + s\alpha s\beta s\gamma & c\alpha s\beta s\gamma - c\gamma s\alpha \\ -s\beta & c\beta s\alpha & c\alpha c\beta \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

gdje je c kratica za kosinus kuta, a s kratica za sinus kuta. Dužina linearnih aktuatora transla-

cijskih zglobova može se dobiti skalarnim produktom jednadžbe (3.3) same sa sobom:

$$d_i^2 = \left[{}^A \mathbf{p} + {}^A \mathbf{R}_B {}^B \mathbf{b}_i - {}^A \mathbf{a}_i \right]^T \left[{}^A \mathbf{p} + {}^A \mathbf{R}_B {}^B \mathbf{b}_i - {}^A \mathbf{a}_i \right] \quad (3.9)$$

Iz jednadžbe (3.9) slijede relacije za dužine pojedinog linearnog aktuatora d_i ($i = 1, 2, 3$):

$$d_1^2 = p_x^2 + p_y^2 + p_z^2 - 2p_x r_A + 2u_x p_x r_B + 2u_y p_y r_B + 2u_z p_z r_B + r_A^2 - 2u_x r_A r_B + r_B^2 \quad (3.10)$$

$$d_2^2 = p_x^2 + p_y^2 + p_z^2 + p_x r_A - 2p_y \left(\frac{r_B u_y}{2} - \frac{\sqrt{3} r_B v_y}{2} \right) - 2p_z \left(\frac{r_B u_z}{2} - \frac{\sqrt{3} r_B v_z}{2} \right) - \frac{r_A (r_B u_x - \sqrt{3} r_B v_x)}{2} - 2p_x \left(\frac{r_B u_x}{2} - \frac{\sqrt{3} r_B v_x}{2} \right) + r_A^2 + r_B^2 + \frac{\sqrt{3} r_A (r_B u_y - \sqrt{3} r_B v_y)}{2} - \sqrt{3} p_y r_A \quad (3.11)$$

$$d_3^2 = p_x^2 + p_y^2 + p_z^2 + p_x r_A - 2p_y \left(\frac{r_B u_y}{2} + \frac{\sqrt{3} r_B v_y}{2} \right) - 2p_z \left(\frac{r_B u_z}{2} + \frac{\sqrt{3} r_B v_z}{2} \right) - \frac{r_A (r_B u_x + \sqrt{3} r_B v_x)}{2} - 2p_x \left(\frac{r_B u_x}{2} + \frac{\sqrt{3} r_B v_x}{2} \right) + r_A^2 + r_B^2 - \frac{\sqrt{3} r_A (r_B u_y + \sqrt{3} r_B v_y)}{2} + \sqrt{3} p_y r_A \quad (3.12)$$

Jednadžbe (3.10) - (3.11) predstavljaju rješenje IKP-a. Rješenjem IKP-a mogu se odrediti dužine linearnih aktuatora d_i ako su poznati pozicija i orijentacija centra pomične ploče. Paralelni manipulator 3-RPS ima 3 stupnja slobode (translaciju p_z te rotacije α , β). Dužine prizmatičnih zglobova d_1 , d_2 i d_3 funkcije su šest varijabli (p_x , p_y , p_z , α , β , γ). Varijable p_x , p_y , γ potrebno je izraziti pomoću varijabli p_z , α , β [66]. Pozicija sfernih zglobova u koordinatnom sustavu $\{A\}$ može se izračunati na sljedeći način:

$${}^A \mathbf{q}_i = {}^A \mathbf{p} + {}^A \mathbf{R}_B {}^B \mathbf{b}_i \quad (3.13)$$

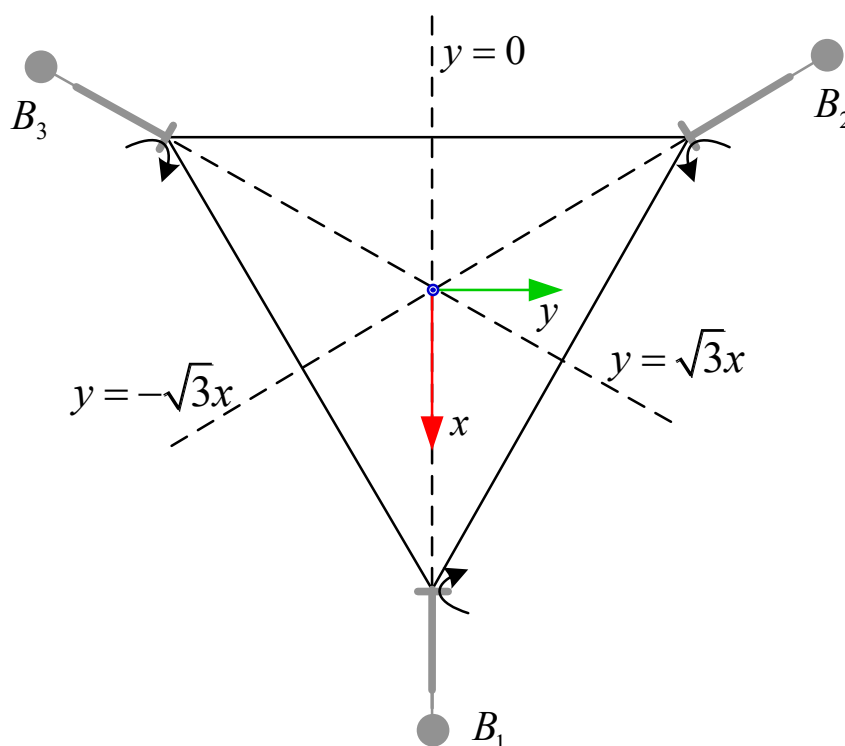
Iz jednadžbe (3.13) slijedi:

$${}^A \mathbf{q}_1 = {}^A \mathbf{p} + {}^A \mathbf{R}_B {}^B \mathbf{b}_1 = \begin{bmatrix} p_x + r_B u_x \\ p_y + r_B u_y \\ p_z + r_B u_z \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

$${}^A\mathbf{q}_2 = {}^A\mathbf{p} + {}^A\mathbf{R}_B {}^B\mathbf{b}_2 = \begin{bmatrix} p_x - \frac{1}{2}r_B u_x + \frac{\sqrt{3}}{2}r_B v_x \\ p_y - \frac{1}{2}r_B u_y + \frac{\sqrt{3}}{2}r_B v_y \\ p_z - \frac{1}{2}r_B u_z + \frac{\sqrt{3}}{2}r_B v_z \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

$${}^A\mathbf{q}_3 = {}^A\mathbf{p} + {}^A\mathbf{R}_B {}^B\mathbf{b}_3 = \begin{bmatrix} p_x - \frac{1}{2}r_B u_x - \frac{\sqrt{3}}{2}r_B v_x \\ p_y - \frac{1}{2}r_B u_y - \frac{\sqrt{3}}{2}r_B v_y \\ p_z - \frac{1}{2}r_B u_z - \frac{\sqrt{3}}{2}r_B v_z \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

Ako se u obzir uzmu ograničenja gibanja koja ima paralelni manipulator 3-RPS, iz jednadžbi za dužinu linearnih aktuatora (3.10) - (3.12) moguće je eliminirati varijable p_x , p_y i γ . Ograničenja gibanja linearnih aktuatora koja ima paralelni manipulator 3-RPS zbog rotacijskih zglobova na nepomičnoj platformi prikazana su na slici 3.3.



Slika 3.3: Ograničenja gibanja paralelnog manipulatora 3-RPS

Sferni zglobovi gibaju se po pravcu, a njihova pozicija u koordinatnom sustavu $\{A\}$ neka je

dana je sljedećim vektorima:

$${}^A\mathbf{q}_1 = \begin{bmatrix} x_{B1} \\ y_{B1} \\ z_{B1} \end{bmatrix}, {}^A\mathbf{q}_2 = \begin{bmatrix} x_{B2} \\ y_{B2} \\ z_{B2} \end{bmatrix}, {}^A\mathbf{q}_3 = \begin{bmatrix} x_{B3} \\ y_{B3} \\ z_{B3} \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

Zbog ograničenja gibanja prikazanih na slici 3.3, y - komponente sfernog zgloba su:

$$\begin{aligned} y_{B1} &= 0 \\ y_{B2} &= -\sqrt{3}x_{B2} \\ y_{B3} &= \sqrt{3}x_{B3} \end{aligned} \quad (3.18)$$

Ako se jednadžbe (3.18) supstituiraju u jednadžbe (3.14) - (3.16) dobit će se:

$$\begin{aligned} p_y &= -r_B u_y \\ v_x &= u_y \\ p_x &= \frac{1}{2}r_B(u_x - v_y) \end{aligned} \quad (3.19)$$

Zamjenom elemenata matrice rotacije (3.7) s elementima matrice rotacije (3.8) u jednadžbi (3.19) dobit će se izrazi za izračunavanje varijabli p_x , p_y i γ :

$$p_y = -r_B \cos(\beta) \sin(\gamma) \quad (3.20)$$

$$\gamma = \text{atan2}(\sin(\alpha) \sin(\beta), \cos(\alpha) + \cos(\beta)) \quad (3.21)$$

$$p_x = -\frac{1}{2}r_B(\cos(\alpha) \cos(\gamma) + \sin(\alpha) \sin(\beta) \sin(\gamma)) + \frac{1}{2}r_B \cos(\beta) \cos(\gamma) \quad (3.22)$$

Jednadžbom (3.20) IKP paralelnog manipulatora 3-RPS je riješen. Na pomičnoj platformi paralelnog manipulatora 3-RPS montiran je PMRT. Vektor pozicije centra PMRT-a ${}^B\mathbf{c}$ u koordinatnom sustavu $\{B\}$ je:

$${}^B\mathbf{c} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & h_c \end{bmatrix}^T \quad (3.23)$$

gdje je h_c visina PMRT-a. Vektor pozicije centra PMRT-a ${}^A\mathbf{c}$ u koordinatnom sustavu $\{A\}$ je:

$${}^A\mathbf{c} = {}^A\mathbf{p} + {}^A\mathbf{R}_B {}^B\mathbf{c} \quad (3.24)$$

U radu se koriste dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-ima. Vektor pozicije PMRT-a ${}^A_j\mathbf{c}$ za lijevi ($j = L$) i desni ($j = R$) paralelni manipulator 3-RPS s PMRT-ima neka je definiran na sljedeći način:

$${}^A_j\mathbf{c} = \begin{bmatrix} x_j & y_j & z_j \end{bmatrix}^T \quad (3.25)$$

IKP za lijevi ($j = L$) i desni ($j = R$) paralelni manipulator 3-RPS s PMRT-ima definiran je sljedećim izrazom:

$$\begin{bmatrix} d_{1j} & d_{2j} & d_{3j} \end{bmatrix}^T = \text{IKP}_j(\alpha_j, \beta_j, z_j) \quad (3.26)$$

gdje je α_j rotacija PMRT-a j oko osi x , β_j rotacija PMRT-a j oko osi y , a z_j pozicija PMRT-a duž osi z .

3.3 Direktna kinematika paralelnog manipulatora 3-RPS

Rješenje direktnog kinematičkog problema (DKP) za paralelni manipulator 3-RPS svodi se na određivanje pozicije i orijentacija (p_z , α , β) pomične platforme za zadane dužine linearnih aktuatora d_i . Pozicija sfernih zglobova u koordinatnom sustavu $\{A\}$ može se prema slici 3.1 zapisati na sljedeći način:

$${}^A\mathbf{q}_1 = \begin{bmatrix} r_A + d_1 \cos \phi_1 \\ 0 \\ d_1 \sin \phi_1 \end{bmatrix}, {}^A\mathbf{q}_2 = \begin{bmatrix} -\frac{r_A}{2} - \frac{d_2 \cos \phi_2}{2} \\ \frac{\sqrt{3}(r_A + d_2 \cos \phi_2)}{2} \\ d_2 \sin \phi_2 \end{bmatrix}, {}^A\mathbf{q}_3 = \begin{bmatrix} -\frac{r_A}{2} - \frac{d_3 \cos \phi_3}{2} \\ -\frac{\sqrt{3}(r_A + d_3 \cos \phi_3)}{2} \\ d_3 \sin \phi_3 \end{bmatrix} \quad (3.27)$$

gdje su ϕ_1 , ϕ_2 i ϕ_3 kutovi koje RPS članci zatvaraju s nepomičnom platformom u koordinatnom sustavu $\{A\}$ (slika 3.1). Udaljenost između vrhova jednakostraničnog trokuta $B_1B_2B_3$ iznosi $\sqrt{3}r_B$ [65, 67], a može se izračunati sljedećim jednadžbama:

$$\begin{aligned} |B_1B_2| = \sqrt{3}r_B &\Rightarrow |{}^A\mathbf{q}_1 - {}^A\mathbf{q}_2| = \sqrt{3}r_B \\ |B_2B_3| = \sqrt{3}r_B &\Rightarrow |{}^A\mathbf{q}_2 - {}^A\mathbf{q}_3| = \sqrt{3}r_B \\ |B_3B_1| = \sqrt{3}r_B &\Rightarrow |{}^A\mathbf{q}_3 - {}^A\mathbf{q}_1| = \sqrt{3}r_B \end{aligned} \quad (3.28)$$

Kvadriranjem i zapisom jednadžbi (3.28) u implicitnom obliku dobit će se sustav nelinearnih

jednadžbi:

$$\begin{aligned}
 f_1(\phi_1, \phi_2, \phi_3) &= ({}^A\mathbf{q}_1 - {}^A\mathbf{q}_2)^T ({}^A\mathbf{q}_1 - {}^A\mathbf{q}_2) - 3r_B^2 = 0 \\
 f_2(\phi_1, \phi_2, \phi_3) &= ({}^A\mathbf{q}_2 - {}^A\mathbf{q}_3)^T ({}^A\mathbf{q}_2 - {}^A\mathbf{q}_3) - 3r_B^2 = 0 \\
 f_3(\phi_1, \phi_2, \phi_3) &= ({}^A\mathbf{q}_3 - {}^A\mathbf{q}_1)^T ({}^A\mathbf{q}_3 - {}^A\mathbf{q}_1) - 3r_B^2 = 0
 \end{aligned} \tag{3.29}$$

Sređivanjem izraza (3.29) nelinearni sustav jednadžbi poprima sljedeći oblik:

$$\begin{aligned}
 f_1 &= \left(\frac{3r_A}{2} + d_1 \cos \phi_1 + \frac{d_2 \cos \phi_2}{2} \right)^2 + \frac{3(r_A + d_2 \cos \phi_2)^2}{4} - 3r_B^2 + (d_1 \sin \phi_1 - \sin \phi_2)^2 \\
 f_2 &= \left(\frac{d_2 \cos \phi_2}{2} - \frac{d_3 \cos \phi_3}{2} \right)^2 - 3r_B^2 + (d_2 \sin \phi_2 - d_3 \sin \phi_3)^2 + \\
 &\quad \left(\frac{\sqrt{3}(r_A + d_2 \cos \phi_2)}{2} + \frac{\sqrt{3}(r_A + d_3 \cos \phi_3)}{2} \right)^2 \\
 f_3 &= \left(\frac{3r_A}{2} + d_1 \cos \phi_1 + \frac{d_3 \cos \phi_3}{2} \right)^2 + \frac{3(r_A + d_3 \cos \phi_3)^2}{4} - 3r_B^2 + (d_1 \sin \phi_1 - d_3 \sin \phi_3)^2
 \end{aligned} \tag{3.30}$$

Rješenjem nelinearnoga sustava jednadžbi (3.30) dobit će se nepoznati kutovi ϕ_1 , ϕ_2 i ϕ_3 pomoću kojih se mogu izračunati pozicije sfernih zglobova prema izrazu (3.27). Jednadžbe 3.28 predstavljaju jednadžbe konstrukcijskih ograničenja. Moguće je za neke duljine linearnih aktuatora d_i ($i = 1, 2, 3$) kao rješenje nelinearnog sustava (3.30) dobiti kutove ϕ_1 , ϕ_2 i ϕ_3 za koje neće vrijediti da udaljenost između sfernih zglobova iznosi $\sqrt{3}r_B$. Takve se duljine aktuatora d_i ne smiju primijeniti na paralelnom manipulatoru 3-RPS zbog mehaničkih oštećenja koja bi nastala. Prema tome, za svako rješenje nelinearnog sustava (3.30) potrebno je provjeriti da li udaljenosti između sfernih zglobova iznose $\sqrt{3}r_B$. Ako udaljenost između sfernih zglobova iznosi $\sqrt{3}r_B$, tada je moguće odrediti poziciju i orijentaciju pomične platforme paralelnog manipulatora 3-RPS. Vektor pozicije centra pomične platforme ${}^A\mathbf{p}$ u koordinatnom sustavu $\{A\}$ može se izračunati sljedećim izrazom [67]:

$${}^A\mathbf{p} = \left({}^A\mathbf{q}_1 + {}^A\mathbf{q}_2 + {}^A\mathbf{q}_3 \right) / 3. \tag{3.31}$$

Orijentaciju pomične platforme paralelnog manipulatora moguće je odrediti pomoću sljedećeg izraza [67]:

$$\begin{aligned}
 \alpha &= \text{atan2}(v_z / \cos \beta, w_z / \cos \beta) \\
 \beta &= \sin^{-1}(-u_z) \\
 \gamma &= \text{atan2}(u_y / \cos \beta, u_x / \cos \beta)
 \end{aligned} \tag{3.32}$$

gdje su $u_x, u_y, u_z, v_x, v_y, v_z$ i w_x, w_y, w_z elementi matrice rotacije ${}^A\mathbf{R}_B$. Nepoznati jedinični vektori ${}^A\hat{\mathbf{u}}$ i ${}^A\hat{\mathbf{v}}$ matrice rotacije ${}^A\mathbf{R}_B$ mogu se izračunati temeljem izraza (3.14) i (3.15):

$${}^A\hat{\mathbf{u}} = \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{bmatrix} = \frac{1}{r_B} \left({}^A\mathbf{q}_1 - \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \end{bmatrix} \right) \quad (3.33)$$

$${}^A\hat{\mathbf{v}} = \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix} = \frac{2}{\sqrt{3}r_B} \left({}^A\mathbf{q}_2 - \begin{bmatrix} p_x \\ p_y \\ p_z \end{bmatrix} + \frac{1}{2}r_B \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{bmatrix} \right) \quad (3.34)$$

Nepoznati jedinični vektor ${}^A\hat{\mathbf{w}}$ matrice rotacije ${}^A\mathbf{R}_B$ može se izračunati pomoću svojstva ortogonalnosti matrice rotacije [41]:

$${}^A\hat{\mathbf{w}} = {}^A\hat{\mathbf{u}} \times {}^A\hat{\mathbf{v}} = \begin{bmatrix} w_x \\ w_y \\ w_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u_y v_z - u_z v_y \\ u_z v_x - u_x v_z \\ u_x v_y - u_y v_x \end{bmatrix} \quad (3.35)$$

Jednadžbe (3.31) i (3.32) predstavljaju rješenje DKP-a paralelnog manipulatora 3-RPS. Pozicija PMRT-a dobije se supstitucijom jednadžbe (3.31) u jednadžbu (3.24). DKP za lijevi ($j = L$) i desni ($j = R$) paralelni manipulator 3-RPS s PMRT-ima definiran je sljedećim izrazom:

$$\begin{bmatrix} \alpha_j & \beta_j & z_j \end{bmatrix}^T = \text{DKP}_j(d_{1j}, d_{2j}, d_{3j}). \quad (3.36)$$

3.3.1 Implementacija nelinearnog optimizacijskog problema DKP-a paralelnog manipulatora 3-RPS

Rješavanje DKP-a paralelnog manipulatora 3-RPS zahtjeva pronalazak rješenja sustava nelinearnih jednadžbi (3.30). Ovaj numerički problem naziva se nelinearni optimizacijski problem. Algoritmi nelinearne optimizacije koji se u literaturi koriste pri rješavanju DKP-a paralelnog manipulatora 3-RPS su *Gauss-Newton* algoritam, *Levenberg-Marquardt* algoritam [41], *Newton* iterativni algoritam [68], *Newton-Kantorovich* algoritam [65] te optimizacija rojem čestica (eng. *Particle Swarm Optimization*) [66].

U ovom radu implementiran je *Gauss-Newton* (GN) algoritam koji se koristi za rješavanje nelinearnih problema najmanjih kvadrata definiranih na sljedeći način [69, 70]:

$$\min_{\mathbf{x} \in \mathbb{R}^n} \mathbf{F}(\mathbf{x}) = \min_{\mathbf{x} \in \mathbb{R}^n} \frac{1}{2} \mathbf{f}^T(\mathbf{x}) \mathbf{f}(\mathbf{x}) \quad (3.37)$$

gdje su:

$$\mathbf{f}(\mathbf{x}) = \begin{bmatrix} f_1(\mathbf{x}) & f_2(\mathbf{x}) & f_3(\mathbf{x}) & \dots & f_m(\mathbf{x}) \end{bmatrix}^T \quad (3.38)$$

i

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} x_1 & x_2 & x_3 & \dots & x_n \end{bmatrix}^T \quad (3.39)$$

GN algoritam je iterativni postupak koji nove vrijednosti vektora \mathbf{x} izračunava prema rekurzivnoj relaciji [71]:

$$\mathbf{x}^{k+1} = \mathbf{x}^k - (\mathbf{J}_k^T \mathbf{J}_k)^{-1} \mathbf{J}_k^T \mathbf{f}(\mathbf{x}_k) \quad (3.40)$$

gdje je \mathbf{J} matrica Jakobijana nelinearnog sustava jednadžbi $\mathbf{f}(\mathbf{x})$. Iterativni postupak (3.40) završava kada je zadovoljen uvjet $\|\mathbf{J}_k^T \mathbf{f}(\mathbf{x}_k)\| < \varepsilon$, $\varepsilon > 0$. Za nelinearni sustav (3.29) matrica Jakobijana izračunava se na sljedeći način:

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1(\phi_1, \phi_2, \phi_3)}{\partial \phi_1} & \frac{\partial f_1(\phi_1, \phi_2, \phi_3)}{\partial \phi_2} & \frac{\partial f_1(\phi_1, \phi_2, \phi_3)}{\partial \phi_3} \\ \frac{\partial f_2(\phi_1, \phi_2, \phi_3)}{\partial \phi_1} & \frac{\partial f_2(\phi_1, \phi_2, \phi_3)}{\partial \phi_2} & \frac{\partial f_2(\phi_1, \phi_2, \phi_3)}{\partial \phi_3} \\ \frac{\partial f_3(\phi_1, \phi_2, \phi_3)}{\partial \phi_1} & \frac{\partial f_3(\phi_1, \phi_2, \phi_3)}{\partial \phi_2} & \frac{\partial f_3(\phi_1, \phi_2, \phi_3)}{\partial \phi_3} \end{bmatrix} \quad (3.41)$$

Rješenje sustava nelinearnih jednadžbi (3.30) pomoću GN algoritma prikazano je algoritmom 1. Povratna vrijednost algoritma 1 su kutovi ϕ_1 , ϕ_2 i ϕ_3 kojima se prema relacijama (3.31) i (3.32) mogu izračunati pozicija i orijentacija pomične platforme paralelnog manipulatora 3-RPS.

Algoritam 1 Rješenje sustava nelinearnih jednažbi (3.30) pomoću GN algoritma

Input: $\boldsymbol{\phi} = \begin{bmatrix} \phi_1 & \phi_2 & \phi_3 \end{bmatrix}$; $\mathbf{f}(\boldsymbol{\phi}) = \begin{bmatrix} f_1(\boldsymbol{\phi}) & f_2(\boldsymbol{\phi}) & f_3(\boldsymbol{\phi}) \end{bmatrix}^T$; \mathbf{J} ; $\mathbf{d} = \begin{bmatrix} d_1 & d_2 & d_3 \end{bmatrix}$ **Output:** $\boldsymbol{\phi}^*$, lokalni minimum od $\mathbf{F}(\boldsymbol{\phi}) = \frac{1}{2}\mathbf{f}^T(\boldsymbol{\phi})\mathbf{f}(\boldsymbol{\phi})$ **Initialization:** $\boldsymbol{\phi}_0$, početno rješenje nelinearnog sustava; \mathbf{J}_0 , početna matrica Jakobijana; $\mathbf{f}(\boldsymbol{\phi}_0)$, početna vrijednost nelinearnog sustava; ε maksimalno odstupanje od lokalnog minimuma; k_{max} , maksimalni broj iteracija algoritma;**while** $\|\mathbf{J}_k^T \mathbf{f}(\boldsymbol{\phi}_k)\| \geq \varepsilon$ **and** $k < k_{max}$ **do**

$$\boldsymbol{\phi}^{k+1} \leftarrow \boldsymbol{\phi}^k - (\mathbf{J}_k^T \mathbf{J}_k)^{-1} \mathbf{J}_k^T \mathbf{f}(\boldsymbol{\phi}_k)$$

$$k \leftarrow k + 1.$$

end while

$$\boldsymbol{\phi}^* \leftarrow \boldsymbol{\phi}_k$$

return $\boldsymbol{\phi}^*$

Poglavlje 4

Postupak procjene centra mase ljudskoga tijela i određivanje stanja ljudskoga tijela

U ovom poglavlju opisan je postupak procjene položaja projekcije centra mase (eng. *Center of Mass* - CoM) ljudskoga tijela u transverzalnoj ravnini pomoću pomičnih PMRT-a te određivanje stanja ljudskoga tijela pomoću vizualne povratne veze. Određivanje projekcije CoM-a ljudskoga tijela koje ima LLD ključno je za postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu odizanjem PMRT-a ispod kraće noge. Vizualnom povratnom vezom može se procijeniti da li ljudsko tijelo ima LLD i/ili skoliozu.

Ovo poglavlje predstavlja znanstveni doprinos disertacije: “Postupak procjene položaja projekcije centra mase ljudskoga tijela u transverzalnoj ravnini pomoću pomičnih platformi za mjerenje raspodjele težine i vizualne povratne veze”.

4.1 Platforma za mjerenje raspodjele težine

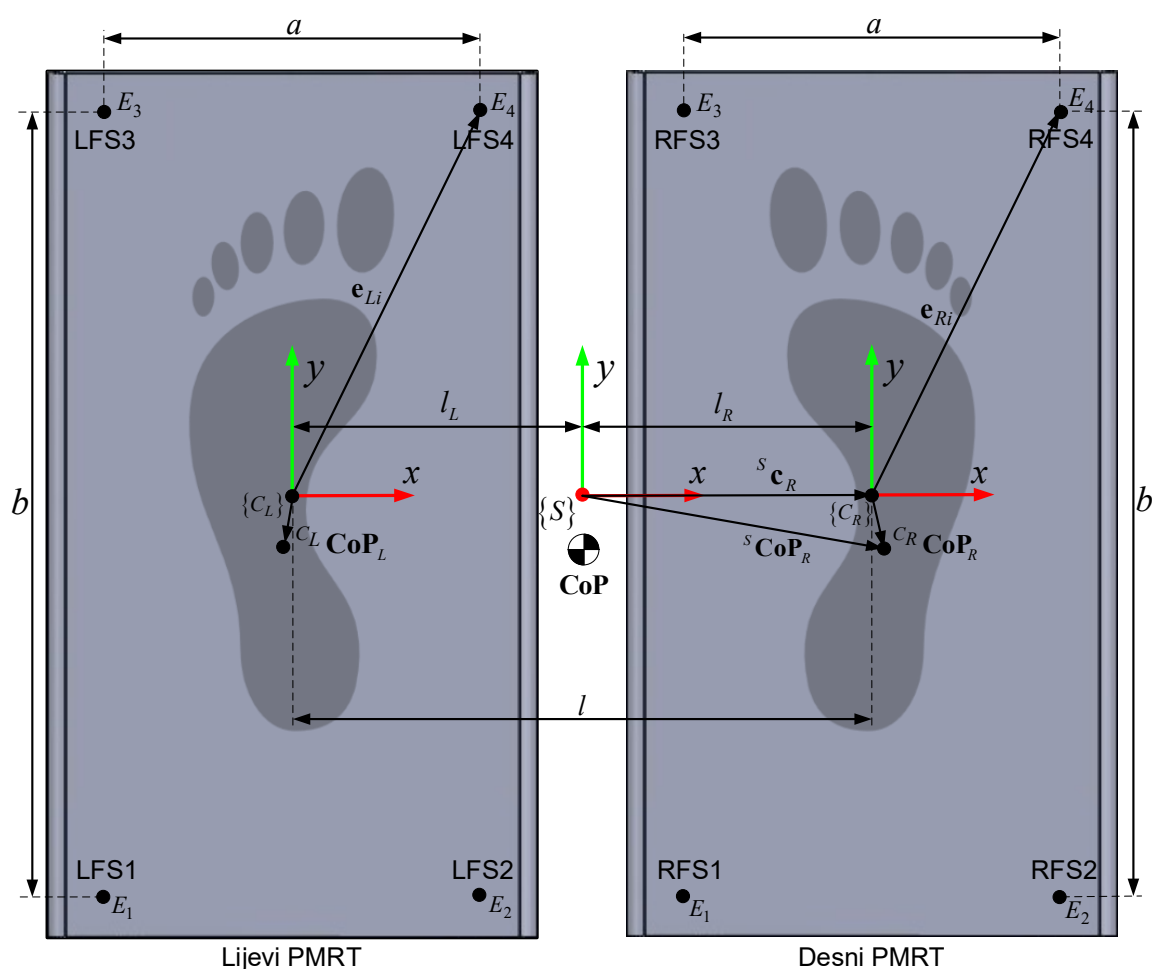
Proučavanje sposobnosti držanja ravnoteže pri uspravnom stajanju često je povezano s centrom pritiska (eng. *Center of Pressure* - CoP) i centrom mase. CoP ljudskoga tijela je definiran kao točka u dvije dimenzije koja predstavlja koncentraciju sila reakcije podloge na stopala, a može se kvantificirati direktno pomoću platforme za mjerenje raspodjele težine (PMRT) (eng. *Force Platform* ili *Force Plate*) [72]. PMRT je mjerni instrument koji mjeri silu reakcije podloge na stopala koje generira ljudsko tijelo koje stoji na PMRT-u.

Da bi se mogao izračunati CoM ljudskoga tijela potrebno je znati točne antropometrijske parametre ljudskoga tijela te kutove između segmenata ljudskoga tijela. S obzirom da to u praksi nije moguće, radi se procjena CoM-a koja se u osnovi dijeli na procjene zasnovane na izračunu CoP-a, na procjene zasnovane na vizijskom sustavu te procjene zasnovane na izračunu CoP-a i vizijskom sustavu istovremeno [73, 74, 75, 76].

Pod pretpostavkom da ljudsko tijelo koje se nalazi na PMRT-ima u potpunosti mirno stoji,

tada će se projekcija CoM-a u transverzalnoj ravnini nalaziti u istoj točki kao i CoP ljudskoga tijela.

CoM je točka u trodimenzionalnom prostoru, a u slučaju ovog rada promatrat će se projekcija CoM-a u transverzalnoj ravnini ljudskoga tijela. Za potrebe izračuna CoP-a i procjenu CoM-a koristit će se dva PMRT-a koji će mjeriti silu reakcije podloge lijeve i desne noge (opterećenje nogu). Lijevi PMRT ima četiri senzora sile koja su smještena u kutovima, a njihove oznake su LFS1, LFS2, LFS3 i LFS4. Desni PMRT ima četiri senzora sile koja su smještena u kutovima, a njihove oznake su RFS1, RFS2, RFS3 i RFS4 (slika 4.1).



Slika 4.1: Geometrija lijevog i desnog PMRT-a

Koordinatni sustavi u transverzalnoj ravnini ljudskoga tijela lijevog i desnog PMRT-a prikazani su na slici 4.1. CoP lijeve i desne noge izražava se u lokalnom koordinatnom sustavu lijevog i desnog PMRT-a. Parametri PMRT-a sa slike 4.1 su:

- a - razmak između senzora sile duž x osi,
- b - razmak između senzora sile duž y osi,
- l - udaljenost između ishodišta lijevog koordinatnog sustava $\{C_L\}$ i desnog koordinatnog sustava $\{C_R\}$ PMRT-a,

- \mathbf{e}_{Li} - vektor pozicije senzora sile i ($i = 1, 2, 3, 4$) lijevog PMRT-a u koordinatnom sustavu $\{c_L\}$.
- \mathbf{e}_{Ri} - vektor pozicije senzora sile i ($i = 1, 2, 3, 4$) desnog PMRT-a u koordinatnom sustavu $\{c_R\}$.

Vektori pozicije senzora sile \mathbf{e}_{Li} u koordinatnom sustavu $\{c_L\}$ su:

$$\mathbf{e}_{L1} = \begin{bmatrix} -\frac{a}{2} \\ -\frac{b}{2} \end{bmatrix}, \mathbf{e}_{L2} = \begin{bmatrix} \frac{a}{2} \\ -\frac{b}{2} \end{bmatrix}, \mathbf{e}_{L3} = \begin{bmatrix} -\frac{a}{2} \\ \frac{b}{2} \end{bmatrix}, \mathbf{e}_{L4} = \begin{bmatrix} \frac{a}{2} \\ \frac{b}{2} \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

Vektori pozicije senzora sile \mathbf{e}_{Ri} u koordinatnom sustavu $\{c_R\}$ su:

$$\mathbf{e}_{R1} = \begin{bmatrix} -\frac{a}{2} \\ -\frac{b}{2} \end{bmatrix}, \mathbf{e}_{R2} = \begin{bmatrix} \frac{a}{2} \\ -\frac{b}{2} \end{bmatrix}, \mathbf{e}_{R3} = \begin{bmatrix} -\frac{a}{2} \\ \frac{b}{2} \end{bmatrix}, \mathbf{e}_{R4} = \begin{bmatrix} \frac{a}{2} \\ \frac{b}{2} \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

U lokalnom koordinatnom sustavu $\{c_L\}$ vektor pozicije CoP-a za lijevu nogu definira se pomoću jednadžbe [77, 78]:

$${}^{c_L}\mathbf{CoP}_L = \frac{1}{F_L} \sum_{i=1}^4 \mathbf{e}_{Li} F_{Li} \quad (4.3)$$

gdje je $F_L = \sum_{i=1}^4 F_{Li}$, odnosno ukupna sila reakcije podloge na lijevo stopalo.

U lokalnom koordinatnom sustavu $\{c_R\}$ vektor pozicije CoP-a za desnu nogu definira se pomoću jednadžbe:

$${}^{c_R}\mathbf{CoP}_R = \frac{1}{F_R} \sum_{i=1}^4 \mathbf{e}_{Ri} F_{Ri} \quad (4.4)$$

gdje je $F_R = \sum_{i=1}^4 F_{Ri}$, odnosno ukupna sila reakcije podloge na desno stopalo.

Koordinatni sustav $\{S\}$ predstavlja koordinatni sustav ljudskoga tijela. Koordinate CoP-a lijevog i desnog PMRT-a u koordinatnom sustavu $\{S\}$ mogu se izraziti jednadžbama:

$${}^S\mathbf{CoP}_L = {}^{c_L}\mathbf{CoP}_L + {}^S\mathbf{c}_L, \quad (4.5)$$

$${}^S\mathbf{CoP}_R = {}^{c_R}\mathbf{CoP}_R + {}^S\mathbf{c}_R. \quad (4.6)$$

Vektori pozicije koordinatnih sustava lijevog i desnog PMRT-a u koordinatnom sustavu $\{S\}$

su:

$${}^S\mathbf{c}_L = \begin{bmatrix} -l_L & 0 \end{bmatrix}^T, {}^S\mathbf{c}_R = \begin{bmatrix} l_R & 0 \end{bmatrix}^T. \quad (4.7)$$

U slučaju kada PMRT-i mijenjaju samo visinu, tada vrijedi da je $l_L = l_R = l/2$. Kada se mijenja visina i nagib PMRT-a, tada će komponente vektora ${}^S\mathbf{c}_L$ i ${}^S\mathbf{c}_R$ biti funkcije pozicije pomične platforme paralelnog manipulatora 3-RPS i udaljenosti između dva paralelna manipulatora 3-RPS. CoP ljudskoga tijela može se dobiti pomoću CoP-a lijeve i desne noge na sljedeći način:

$$\mathbf{CoP} = \begin{bmatrix} CoP_x \\ CoP_y \end{bmatrix} = \frac{{}^S\mathbf{CoP}_L F_L + {}^S\mathbf{CoP}_R F_R}{F_L + F_R}. \quad (4.8)$$

Kod idealno mirnog držanja ljudskoga tijela, projekcija CoM-a u transverzalnoj ravnini nalazi se u istoj točki kao i CoP. Zbog njihanja ljudskoga tijela projekcija CoM-a će odstupati od pozicije CoP-a. Ako pacijent koji stoji na PMRT-ima zadrži mirno držanje svog tijela, amplituda njihanja tijela bit će zanemariva [75] pa će CoM ljudskoga tijela u transverzalnoj ravnini biti približno jednak CoP-u ljudskoga tijela:

$$\mathbf{CoM} = \begin{bmatrix} CoM_x \\ CoM_y \end{bmatrix} \approx \mathbf{CoP} \quad (4.9)$$

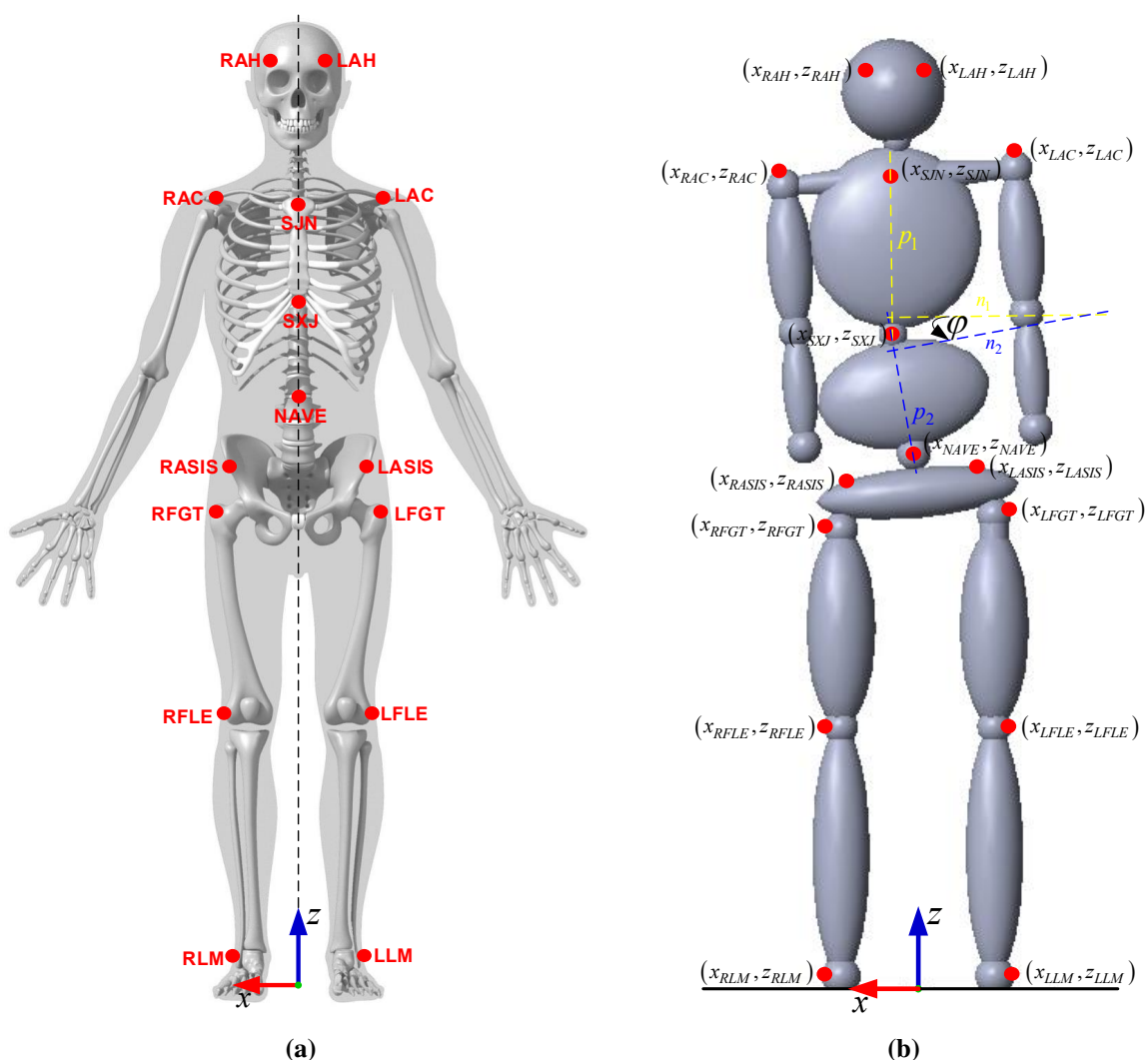
4.2 Vizualna povratna veza

Vizualna povratna veza ostvarena je s 15 markera koji su postavljeni na referentnim anatomske točkama ljudskoga tijela prikazanim na slici 4.2a. Oznake i opis markera sa slike 4.2a prikazani su u tablici 4.1 [79, 80, 81]. Marker se lokaliziraju kamerom koja snima prednju (anteriornu) stranu frontalne ravnine čovjeka. Pozicije svih markera u frontalnoj ravnini (xz ravnina na slici 4.2b) definirane su sljedećom matricom:

$$\mathbf{p}_M = \begin{bmatrix} x_{RLM} & x_{LLM} & \dots & x_{RASIS} & x_{LASIS} & x_{NAVE} & x_{SXJ} & x_{SJJ} & \dots & x_{RAH} & x_{LAH} \\ z_{RLM} & z_{LLM} & \dots & z_{RASIS} & z_{LASIS} & z_{NAVE} & z_{SXY} & z_{SJJ} & \dots & z_{RAH} & z_{LAH} \end{bmatrix}^T \quad (4.10)$$

Metodom stajanja na blokovima LLD se mjeri niveliranjem zdjelice što znači da se pojedina duljina noge promatra kao udaljenost podloge do anatomske točke RASIS i LASIS. Prema

slici 4.2b, duljina desne noge će biti $l_R = z_{RASIS}$, a duljina lijeve noge će biti $l_L = z_{LASIS}$. LLD će kod ljudskoga tijela biti prisutan ako vrijedi da je $z_{RASIS} \neq z_{LASIS}$.



Slika 4.2: Pozicija markera: (a) ljudsko tijelo, (b) virtualni model ljudskoga tijela koji ima LLD i skoliozu s definiranim točkama u xz ravni

Pomoću markera SJN, SXJ i NAVE može se procijeniti da li ljudsko tijelo ima skoliozu. U ovom radu ne procjenjuje se iznos kuta skolioze, već samo da li ljudsko tijelo ima ili nema skoliozu. Pravac p_1 sa slike 4.2b prolazi kroz točke SJN i SXY. Jednadžba pravca p_1 je:

$$z = \frac{z_{SJN} - z_{SXY}}{x_{SJN} - x_{SXY}}(x - x_{SXY}) + z_{SXY} \quad (4.11)$$

Pravac p_2 sa slike 4.2b prolazi kroz točke NAVE i SXY. Jednadžba pravca p_2 je:

$$z = \frac{z_{NAVE} - z_{SXY}}{x_{NAVE} - x_{SXY}}(x - x_{SXY}) + z_{SXY} \quad (4.12)$$

Tablica 4.1: Oznake i opis markera sa slike 4.2

Indeks markera i	Oznaka markera	Opis pozicije markera
1	RLM	<i>Right Lateral Malleolus</i>
2	LLM	<i>Left Lateral Malleolus</i>
3	RFLE	<i>Right Femur Lateral Epicondyle</i>
4	LFLE	<i>Left Femur Lateral Epicondyle</i>
5	RFGT	<i>Right Femur Greater Trochanter</i>
6	LFGT	<i>Left Femur Greater Trochanter</i>
7	RASIS	<i>Right Anterior Superior Iliac Spine</i>
8	LASIS	<i>Left Anterior Superior Iliac Spine</i>
9	NAVE	<i>Navel</i>
10	SXJ	<i>Sternum Xiphisternal Joint</i>
11	SJN	<i>Sternum Jugular Notch</i>
12	RAC	<i>Right Acromion</i>
13	LAC	<i>Left Acromion</i>
14	RAH	<i>Right Anterior Head</i>
15	LAH	<i>Left Anterior Head</i>

Kut skolioze je kut što ga zatvaraju normale na pravce p_1 i p_2 . Normala n_1 na pravac p_1 je:

$$z = -\frac{x_{SJN} - x_{SXY}}{z_{SJN} - z_{SXY}}(x - x_{SXY}) + z_{SXY} \quad (4.13)$$

Normala n_2 na pravac p_2 je:

$$z = -\frac{x_{NAVE} - x_{SXY}}{z_{NAVE} - z_{SXY}}(x - x_{SXY}) + z_{SXY} \quad (4.14)$$

Kut skolioze φ koji zatvaraju normale n_1 i n_2 može se izračunati pomoću koeficijenta

smjera normala na sljedeći način:

$$\varphi = \arctan \left| \frac{\frac{x_{S\dot{J}N} - x_{S\dot{X}Y}}{z_{S\dot{J}N} - z_{S\dot{X}Y}} - \frac{x_{N\dot{A}V\dot{E}} - x_{S\dot{X}Y}}{z_{N\dot{A}V\dot{E}} - z_{S\dot{X}Y}}}{1 + \frac{x_{S\dot{J}N} - x_{S\dot{X}Y}}{z_{S\dot{J}N} - z_{S\dot{X}Y}} \frac{x_{N\dot{A}V\dot{E}} - x_{S\dot{X}Y}}{z_{N\dot{A}V\dot{E}} - z_{S\dot{X}Y}}} \right| \quad (4.15)$$

Na temelju visina markera RASIS i LASIS te na temelju kuta skolioze φ dobivenoga pomoću relacije (4.15) može se napraviti procjena stanja ljudskoga tijela koja su prikazana u tablici 4.2. Procjene stanja definirane tablicom 4.2 koristit će se kao uvjet za pokretanje procjene i kompenzacije LLD-a. Na primjer, ako su visine markera RASIS i LASIS jednake i kut skolioze φ iznosi 0° , tada će varijabla S poprimiti vrijednost 0 što označava da ljudsko tijelo nema niti LLD niti skoliozu. Ako ljudsko tijelo ima LLD i skoliozu, tada će varijabla S poprimiti vrijednost 3.

Tablica 4.2: Procjena stanja ljudskoga tijela pomoću vizualne povratne veze

Stanje	Opis stanja	Uzrok stanja
S		
0	ljudsko tijelo nema LLD i skoliozu	$z_{RASIS} = z_{LASIS}$ i $\varphi = 0$
1	ljudsko tijelo ima samo LLD	$z_{RASIS} \neq z_{LASIS}$ i $\varphi = 0$
2	ljudsko tijelo ima LLD i skoliozu	$z_{RASIS} \neq z_{LASIS}$ i $\varphi \neq 0$
3	ljudsko tijelo ima samo skoliozu	$z_{RASIS} = z_{LASIS}$ i $\varphi \neq 0$

Praćenjem svih markera definiranih slikom 4.2a može se promatrati utjecaj kompenzacije LLD-a promjenom visine PMRT-a na cijelu koštanu strukturu ljudskoga tijela.

4.3 Postupci postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu zasnovani na procjeni centra mase ljudskoga tijela i vizualnoj povratnoj vezi

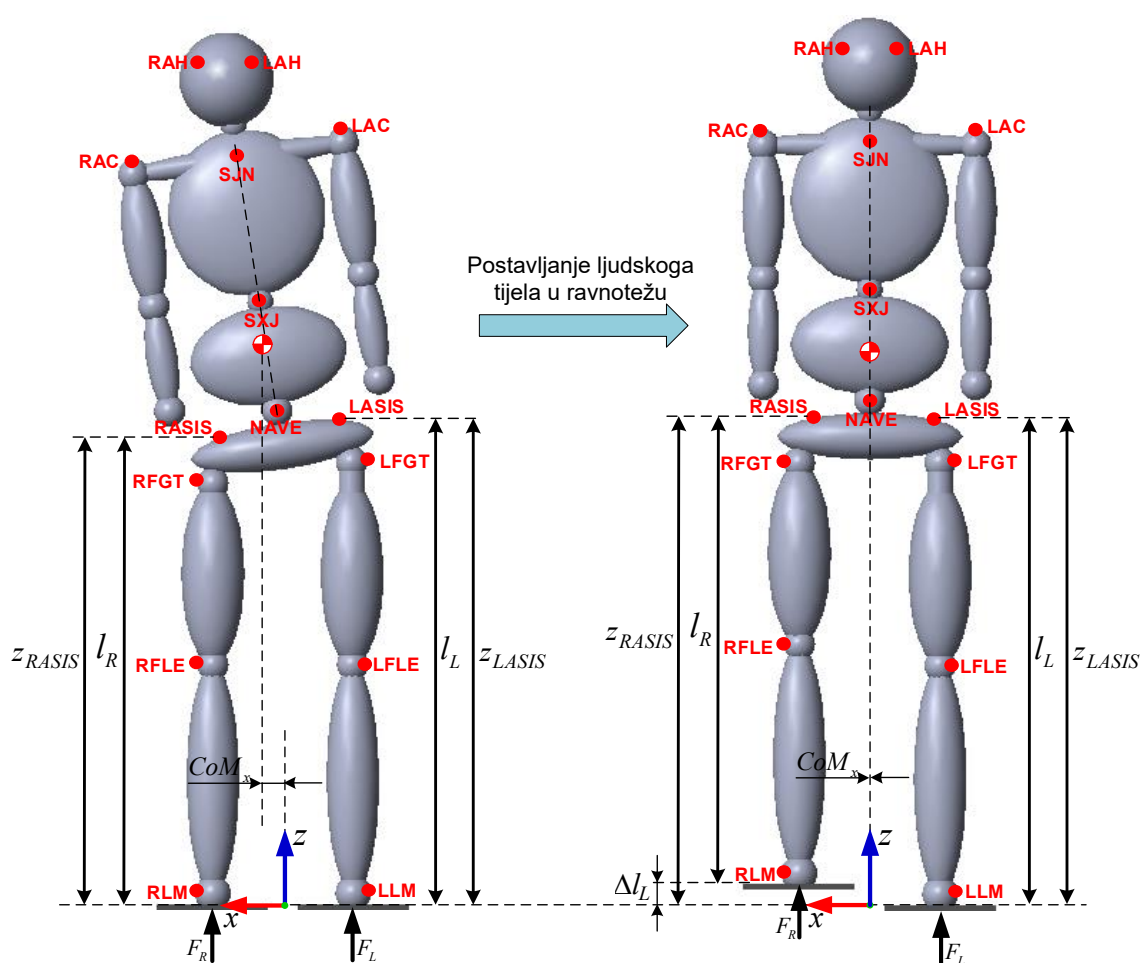
Sustav za procjenu i kompenzaciju LLD-a provest će postupak postavljanja ljudsko tijela u ravnotežu zavisno o procjeni centra mase ljudskoga tijela i položaju markera koji se nalaze na ljudskom tijelu prikazanom na slici 4.2. Sustav opisan u ovoj disertaciji donosit će odluku o kompenzaciji LLD-a postavljanjem ljudskoga tijela u ravnotežu za sljedeće vrste poremećaja:

- ljudsko tijelo koje ima samo LLD,
- ljudsko tijelo koje ima LLD i skoliozu te

- ljudsko tijelo koje ima samo skoliozu.

4.3.1 Ljudsko tijelo koje ima samo LLD

Na slici 4.3 (lijevo) prikazano je ljudsko tijelo koje ima samo LLD. Markeri SJN, SXJ i NAVE leže na istom pravcu što ukazuje da ljudsko tijelo nema skoliozu. Visina markera RASIS je manja od visine markera LASIS ($z_{RASIS} < z_{LASIS}$). Desni PMRT mjeri ukupnu silu F_R koja je veća od sile F_L koju mjeri lijevi PMRT ($F_R > F_L$). Centar mase ljudskoga tijela pomaknut je prema desnoj nozi (duž pozitivnog dijela osi x) pa vrijedi da je $CoM_x > 0$. Temeljem izmjenjenih veličina, sustav za procjenu i kompenzaciju LLD-a zaključuje da ljudsko tijelo ima samo LLD te da je lijeva noga duža od desne noge ($S = 1$).



Slika 4.3: Postavljanje ljudskoga tijela s LLD-om u ravnotežu za slučaj gdje je lijeva noga duža od desne noge

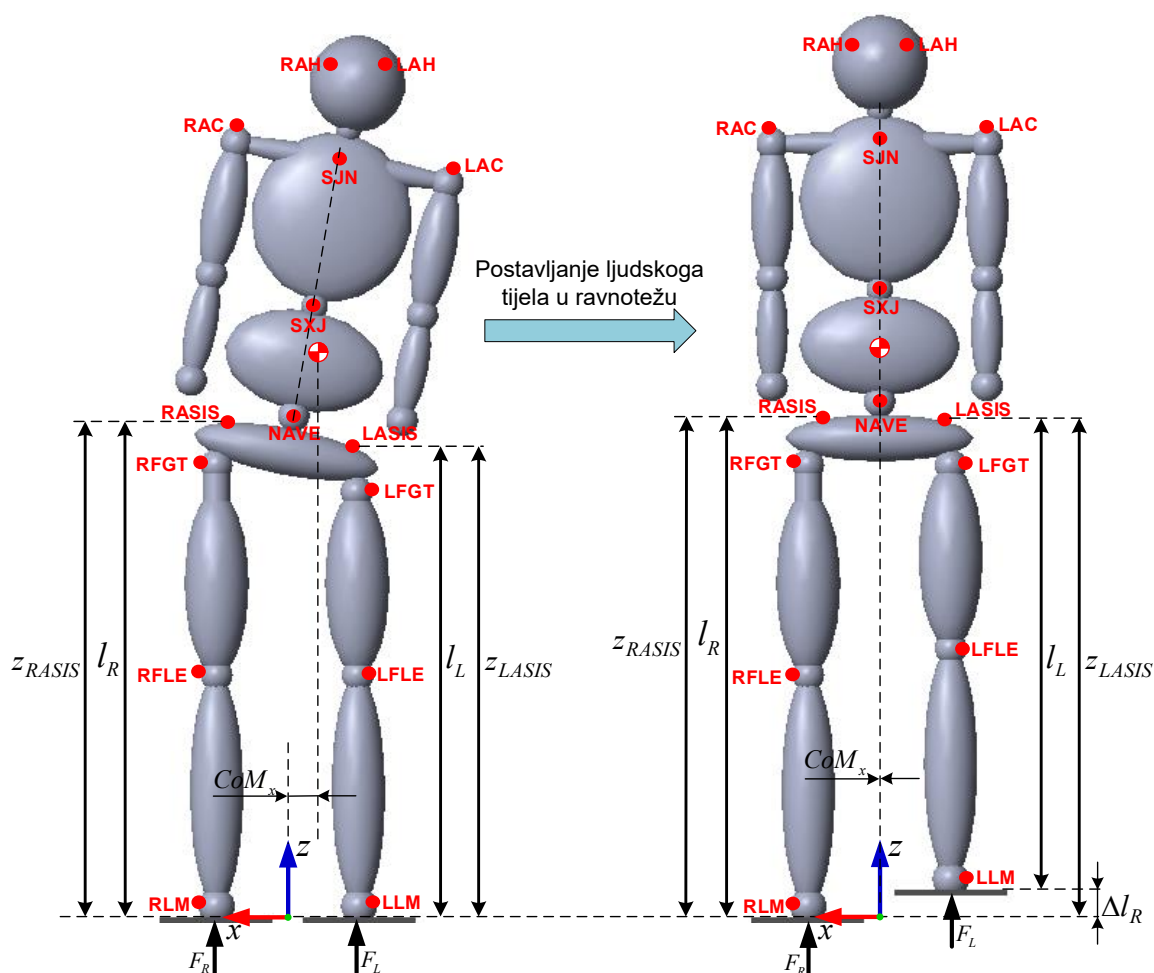
Sustav će u slučaju koji je prikazan na slici 4.3 podići desni PMRT dok se ne postigne jednako opterećenje desne i lijeve noge ($F_R = F_L$) što je prikazano na slici 4.3 (desno). Procijenjeni

LLD pri kojem je ljudsko tijelo sa slike 4.3 u ravnoteži ($CoM_x = 0$) bit će jednak:

$$\Delta l_L = l_L - l_R = z_R - z_L \quad (4.16)$$

gdje je z_R visina desnog PMRT-a, a z_L visina lijevog PMRT-a. Za ljudsko tijelo sa slike 4.3 s jednakim antropometrijskim parametrima lijeve i desne noge visina markera RASIS i LASIS će biti jednaka ($z_{RASIS} = z_{LASIS}$) nakon postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu.

Ljudsko tijelo koje ima desnu nogu dužu od lijeve prikazano je na slici 4.4 (lijevo). Markeri SJN, SXJ i NAVE leže na istom pravcu što ukazuje da ljudsko tijelo nema skoliozu. Visina markera LASIS je manja od visine markera RASIS ($z_{LASIS} < z_{RASIS}$). Desni PMRT mjeri ukupnu silu F_R koja je manja od sile F_L koju mjeri lijevi PMRT ($F_R < F_L$). Centar mase ljudskoga tijela pomaknut je prema lijevoj nozi (duž negativnog dijela osi x) pa vrijedi da je $CoM_x < 0$. Temeljem izmjerenih veličina, sustav za procjenu i kompenzaciju LLD-a zaključuje da ljudsko tijelo ima samo LLD te da je desna noga duža od lijeve noge ($S = 1$).



Slika 4.4: Postavljanje ljudskoga tijela s LLD-om u ravnotežu za slučaj gdje je desna noga duža od lijeve noge

Sustav će u slučaju koji je prikazan na slici 4.4 podići lijevi PMRT dok se ne postigne jed-

nako opterećenje desne i lijeve noge ($F_R = F_L$) što je prikazano na slici 4.4 (desno). Procijenjeni LLD pri kojem je ljudsko tijelo sa slike 4.4 u ravnoteži ($CoM_x = 0$) bit će jednak:

$$\Delta l_R = l_R - l_L = z_L - z_R \quad (4.17)$$

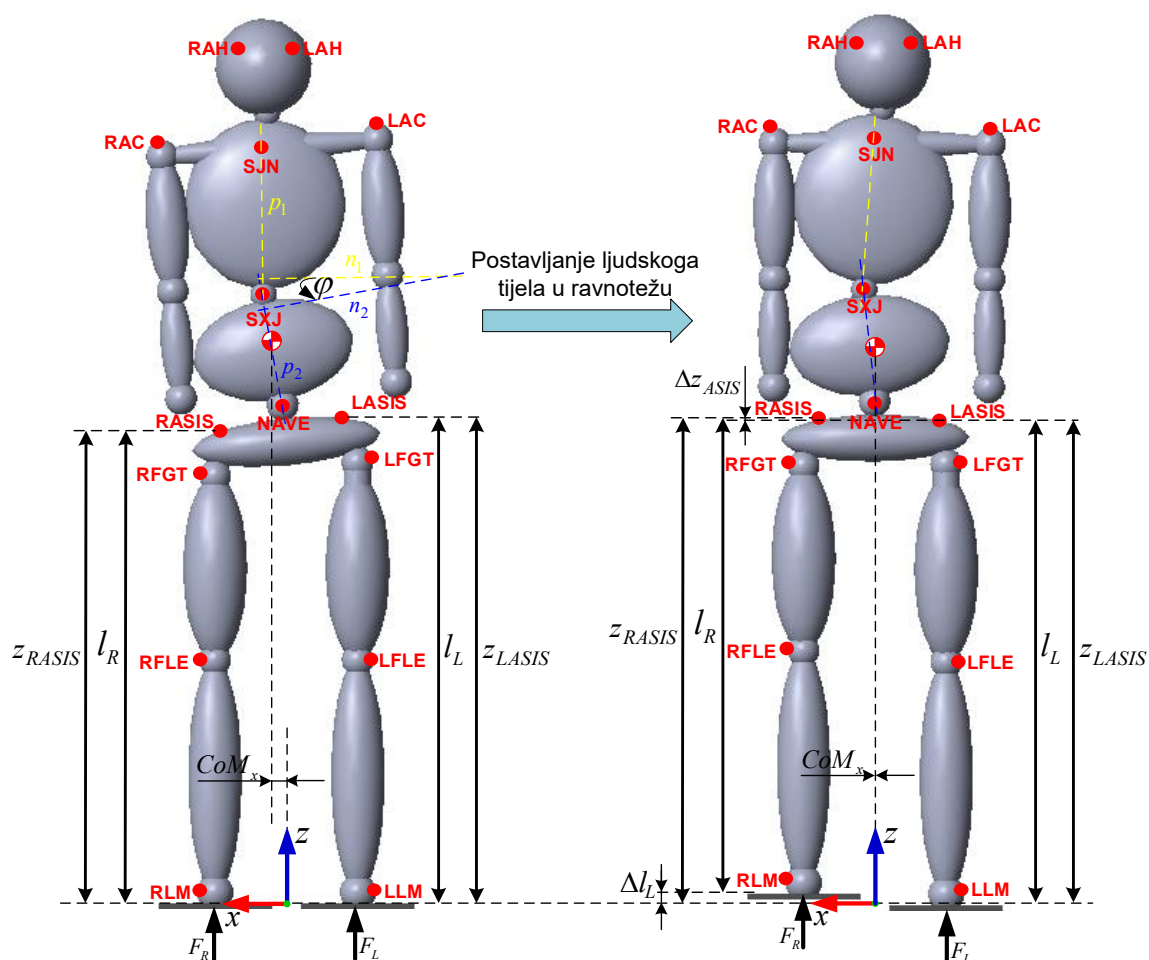
gdje je z_R visina desnog PMRT-a, a z_L visina lijevog PMRT-a. Za ljudsko tijelo sa slike 4.4 s jednakim antropometrijskim parametrima lijeve i desne noge visina markera RASIS i LASIS će biti jednaka ($z_{RASIS} = z_{LASIS}$) nakon postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu.

U oba navedena slučaja prikazana na slikama 4.3 i 4.4 rezultat postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu bit će isti kao da je provedeno niveliranje zdjelice metodom postavljanja blokova ispod kraće noge.

4.3.2 Ljudsko tijelo koje ima LLD i skoliozu

Postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu

Na slici 4.5 (lijevo) prikazano je ljudsko tijelo koje ima LLD i skoliozu.



Slika 4.5: Postavljanje ljudskoga tijela s LLD-om i skoliozom u ravnotežu za slučaj gdje je lijeva noga duža od desne noge

Markeri SJN i SXJ leže na pravcu p_1 , a markeri SXJ i NAVE leže na pravcu p_2 . Normala n_1 na pravac p_1 i normala n_2 na pravac p_2 zatvaraju kut $\phi \neq 0^\circ$ što ukazuje da ljudsko tijelo ima skoliozu. Visina markera RASIS je manja od visine markera LASIS ($z_{RASIS} < z_{LASIS}$). Lijevi PMRT mjeri ukupnu silu F_L koja je manja od sile F_R koju mjeri desni PMRT ($F_L < F_R$). Centar mase ljudskoga tijela pomaknut je prema desnoj nozi (duž pozitivnog dijela osi x) pa vrijedi da je $CoM_x > 0$. Temeljem izmjerenih veličina, sustav za procjenu i kompenzaciju LLD-a zaključuje da ljudsko tijelo ima LLD (pri čemu je lijeva noga duža od desne noge) te da ima skoliozu ($S = 2$).

Sustav će u slučaju koji je prikazan na slici 4.5 podići desni PMRT dok se ne postigne jednako opterećenje lijeve i desne noge ($F_L = F_R$) što je prikazano na slici 4.5 (desno). Procijenjeni LLD pri kojem je ljudsko tijelo u ravnoteži ($CoM_x = 0$) bit će jednak:

$$\Delta L = z_R - z_L \quad (4.18)$$

gdje je z_R visina desnog PMRT-a, a z_L visina lijevog PMRT-a. Zbog doprinosa skolioze na asimetriju opterećenja nogu, visine markera RASIS i LASIS neće biti jednaka ($z_{RASIS} \neq z_{LASIS}$) za ljudsko tijelo s jednakim antropometrijskim parametrima lijeve i desne noge nakon postavljanja u ravnotežu. Razlika u visini markera RASIS i LASIS iznosi:

$$\Delta z_{ASIS} = z_{RASIS} - z_{LASIS} \quad (4.19)$$

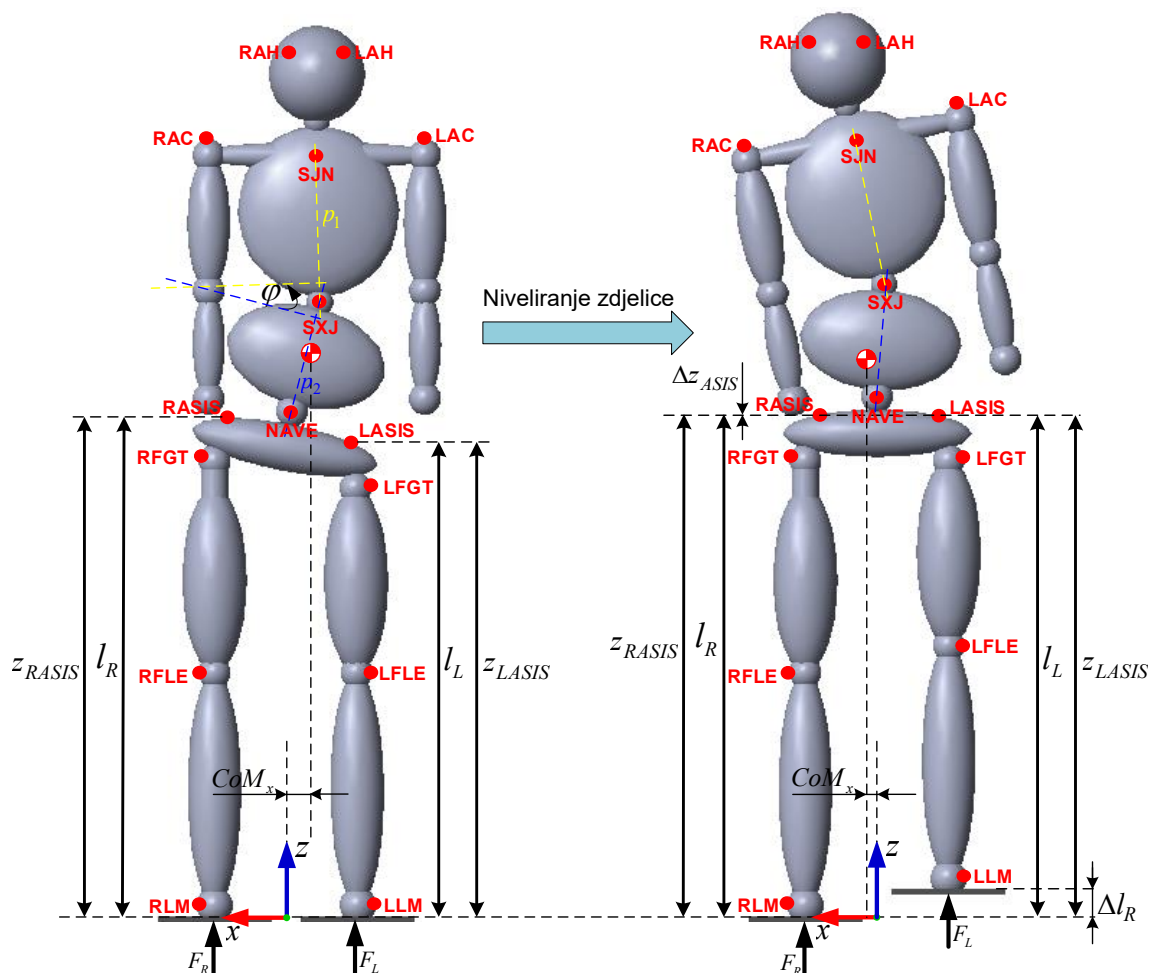
Niveliranje zdjelice

Značajno tehničko poboljšanje metode mjerenja LLD-a stajanjem na blokovima može se dobiti niveliranjem zdjelice pomoću paralelnih manipulatora 3-RPS. Na slici 4.6 (lijevo) prikazano je ljudsko tijelo koje ima LLD i skoliozu. Marker SJN i SXJ leže na pravcu p_1 , a markeri SXJ i NAVE leže na pravcu p_2 . Normala n_1 na pravac p_1 i normala n_2 na pravac p_2 zatvaraju kut $\phi \neq 0^\circ$ što ukazuje da ljudsko tijelo ima skoliozu. Visina markera RASIS je veća od visine markera LASIS ($z_{RASIS} > z_{LASIS}$). Lijevi PMRT mjeri ukupnu silu F_L koja je veća od sile F_R koju mjeri desni PMRT ($F_L > F_R$). Centar mase ljudskoga tijela pomaknut je prema lijevoj nozi (duž negativnog dijela osi x) pa vrijedi da je $CoM_x < 0$. Temeljem izmjerenih veličina, sustav za procjenu i kompenzaciju LLD-a zaključuje da ljudsko tijelo ima LLD (pri čemu je desna noga duža od lijeve noge) te da ima skoliozu.

U slučaju kada je potrebno nivelirati zdjelicu kod pacijenta s LLD-om i skoliozom, sustav će podići lijevi PMRT dok se ne postigne jednaka visina markera RASIS i LASIS ($z_{RASIS} = z_{LASIS}$) što je prikazano na slici 4.6 (desno). Procijenjeni LLD pri kojem je nivelirana zdjelica

Ljudskoga tijela bit će jednak:

$$\Delta l_R = z_L - z_R = l_R - l_L \quad (4.20)$$

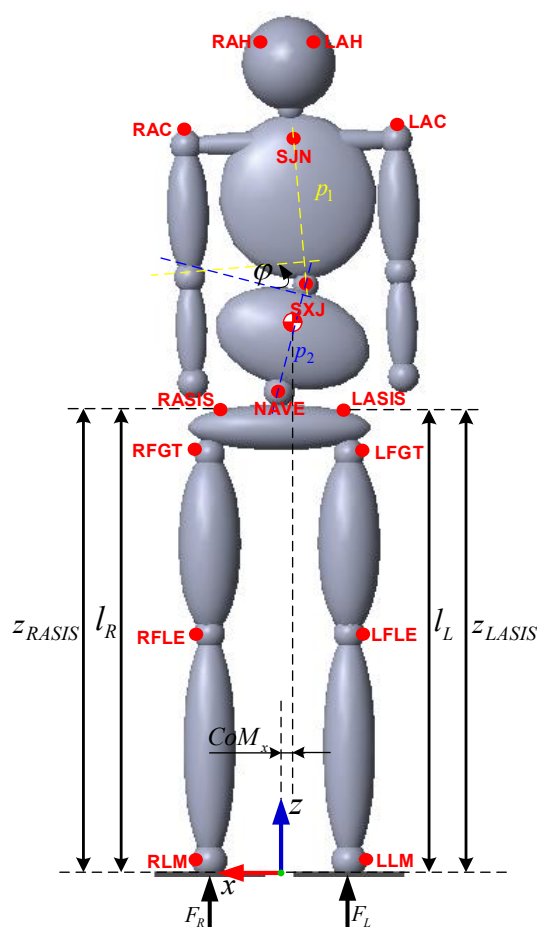


Slika 4.6: Niveliranje zdjelice ljudskoga tijela s LLD-om i skoliozom za slučaj gdje je desna noga duža od lijeve noge

U slučaju u kojem je provedeno niveliranje zdjelice ljudskoga tijela s LLD-om i skoliozom neće biti postignuto jednako opterećenje lijeve i desne noge ($F_R \neq F_L$, $CoM_x \neq 0$). Važan doprinos ovog sustava je i u tome što se kompenzacijom LLD-a niveliranjem zdjelice istovremeno vidi kolika je razlika u opterećenju lijeve i desne noge. Kliničar pri tome sam može donijeti odluku da li će napraviti kompenzaciju LLD-a niveliranjem zdjelice ili postavljanjem ljudskoga tijela u ravnotežu. Rezultat ovih dviju kompenzacija LLD-a za ljudsko tijelo s LLD-om i skoliozom neće biti isti.

4.3.3 Ljudsko tijelo koje ima samo skoliozu

Na slici 4.7 prikazano je ljudsko tijelo koje ima skoliozu. Markeri SJN i SXJ leže na pravcu p_1 , a markeri SXJ i NAVE leže na pravcu p_2 . Normala n_1 na pravac p_1 i normala n_2 na pravac p_2 zatvaraju kut $\phi \neq 0^\circ$ što ukazuje da ljudsko tijelo ima skoliozu. Visina markera RASIS jednaka je visini markera LASIS ($z_{RASIS} = z_{LASIS}$). Lijevi PMRT mjeri ukupnu silu F_L koja je različita od sile F_R koju mjeri desni PMRT ($F_L \neq F_R$). Centar mase ljudskoga tijela različit je od 0 ($CoM_x \neq 0$). Temeljem izmjenjenih veličina, sustav za procjenu i kompenzaciju LLD-a zaključuje da ljudsko tijelo ima jednaku duljinu nogu te da ima skoliozu ($S = 3$).



Slika 4.7: Ljudsko tijelo koje ima samo skoliozu

Sustav će u ovom slučaju signalizirati da pacijent ima skoliozu i neće provesti postupak postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu. Kliničaru se ostavlja mogućnost ručne kompenzacije različite distribucije opterećenja lijeve i desne noge.

Poglavlje 5

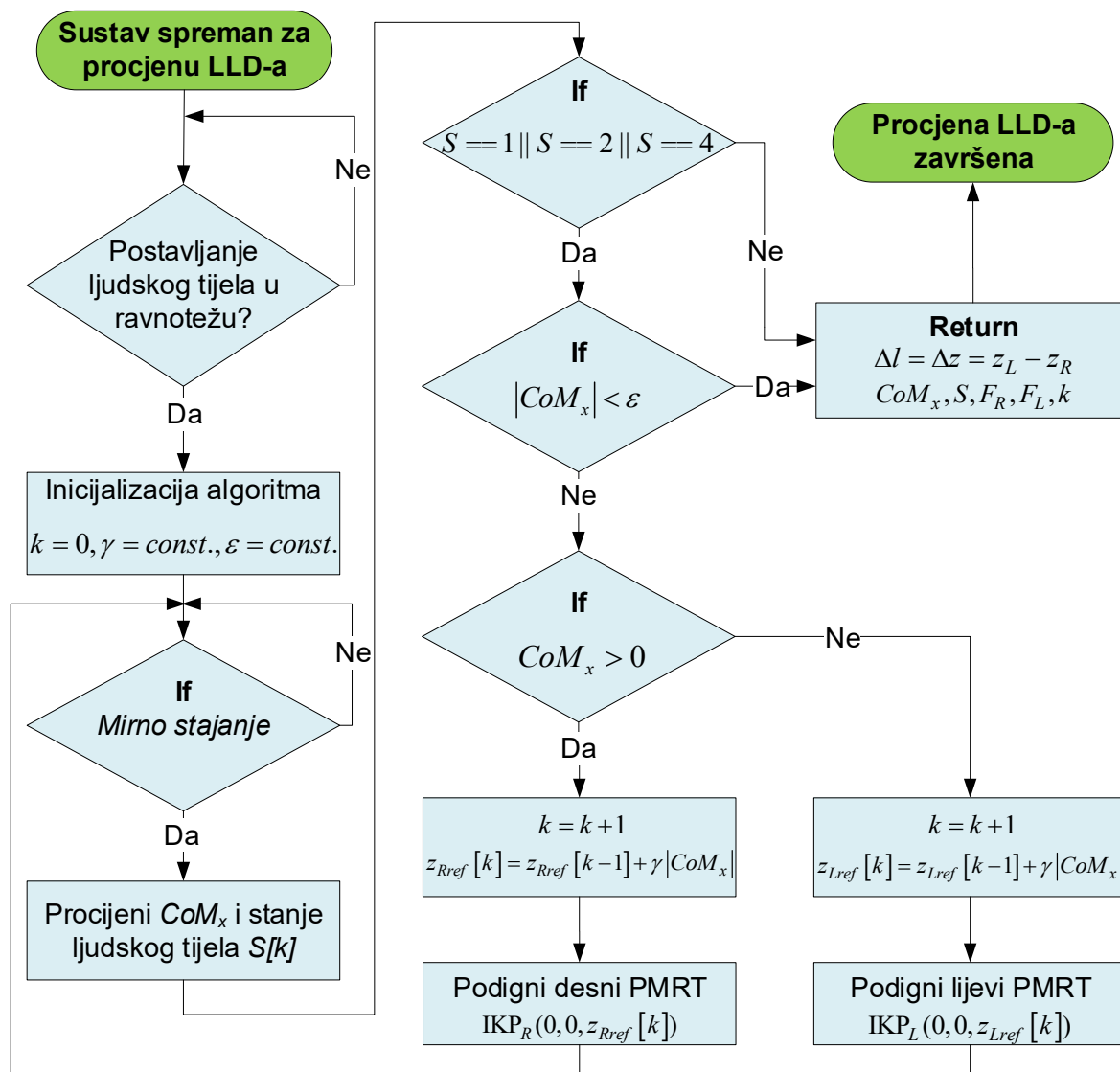
Algoritam postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu

U ovom poglavlju opisan je algoritam postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu (eng. *Human Body Balancing Algorithm* - HBBA) [40]. Ovo poglavlje predstavlja znanstveni doprinos disertacije: “Postupak postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu s ciljem kompenzacije razlike u duljini nogu”.

Kako je opisano u poglavlju 2, procjena i kompenzacija LLD-a provodi se postavljanjem ljudskoga tijela u ravnotežu. U tu svrhu razvijen je HBBA čiji je cilj postaviti CoM ljudskoga tijela u očekivanu poziciju ($CoM_x = 0$) u koordinatnom sustavu $\{S\}$ sa slike 4.1. To će se postići u trenutku kada se izjednače sile reakcije podloge na lijevu i desnu nogu ($F_R = F_L$) koje se mjere s PMRT-ima. Provedena inicijalna testiranja ponašanja ispitanika na pomičnim PMRT-ima pokazala su kako se pri promjeni visine PMRT-a kod ispitanika javljaju nepredvidivi pomaci CoM-a ljudskoga tijela. Ovakvo ponašanje bi kod standardnih regulacijskih zakona moglo uzrokovati nepredvidivo ponašanje u promjeni visine pomičnih platformi 3-RPS paralelnih manipulatora. Iz tog razloga razvijen je iterativni postupak postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu prikazan na slici 5.1.

Prije početka provođenja HBBA potrebno je uključiti sustav za procjenu LLD-a što je prikazano dijagramom toka na slici 5.2a. Uključenje sustava podrazumijeva postavljanje paralelnih manipulatora 3-RPS na istu početnu visinu z_0 i tariranje PMRT-a ($F_R = F_L = 0$) nakon čega sustav za procjenu LLD-a ulazi u stanje “Sustav spreman za procjenu LLD-a” što je uvjet za provođenje HBBA (slika 5.1). Ispitanici se stepenicama uspinju na PMRT-e na način da se stopala postave na označena mjesta. Kroz cijeli proces procjene LLD-a ispitanike vodi dijagnostičar. Kada se ispitanik nalazi na PMRT-ima pokreće se postupak postavljanja tijela ispitanika u ravnotežu. HBBA se inicijalizira s brojem iteracija k koji se postavlja u 0 i s težinskom varijablom γ . Dijagnostičar će zamoliti ispitanika da zadrži mirno i opuštено držanje te prirodno uspravan stav. Ukoliko su mirno držanje i prirodni uspravan stav ispitanika postignuti, algoritam inicira

rastući brid signala *Mirno stajanje*. U tom trenutku započinje izvođenje prve iteracije HBBA. Prema relaciji (4.9) izračunava se CoM ljudskoga tijela.



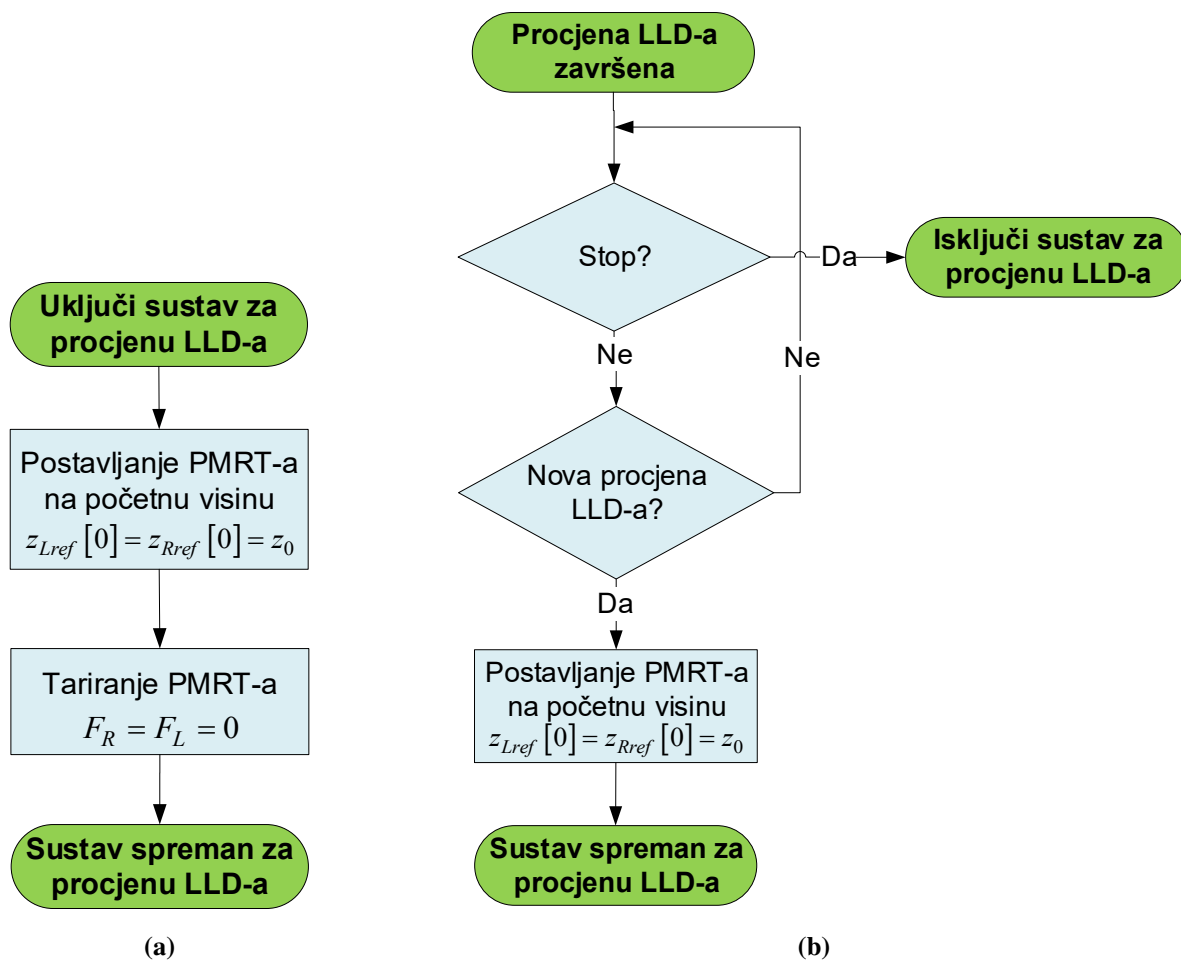
Slika 5.1: Dijagram toka algoritma za postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu

Algoritam će provesti procjenu i kompenzaciju LLD-a postavljanjem ljudskoga tijela u ravnotežu samo ako je stanje ljudskoga tijela S jednako 1 (ljudsko tijelo koje ima samo LLD) ili 2 (ljudsko tijelo koje ima LLD i skoliozu) ili ako varijabla S ima vrijednost 4 što znači da se procjena i kompenzacija LLD-a provodi bez vizualne povratne veze. Nadalje, ako je $|CoM_x| \geq \epsilon$, tada će se podići jedan od PMRT-a promjenom visine pomične platforme paralelnog manipulatora. Lijevi PMRT podići će se ako vrijedi da je $CoM_x < 0$ na sljedeću visinu:

$$z_{Lref}[k] = z_{Lref}[k-1] + \gamma |CoM_x| \quad (5.1)$$

Desni PMRT podići će se ako vrijedi da je $CoM_x > 0$ na sljedeću visinu:

$$z_{Rref}[k] = z_{Rref}[k-1] + \gamma|CoM_x| \quad (5.2)$$



Slika 5.2: Dijagrami toka: (a) uključanje sustava za procjenu LLD-a, (b) ponovno pokretanje procjene LLD-a

Težinska varijabla γ je adaptivna konstanta (način odabira adaptivne konstante opisan je u potpoglavlju 8.2). Nakon podizanja desne ili lijeve platforme, ispitanik ponovno zadržava mirno i opuštено držanje te prirodno uspravan stav te će se procedura ponoviti (slika 5.1). Algoritam završava s postavljanjem ljudskoga tijela u ravnotežu kada vrijedi da je:

$$|CoM_x| < \varepsilon, \quad (5.3)$$

gdje je ε zadovoljavajuće odstupanje CoM-a ljudskoga tijela duž osi x u odnosu na očekivanu poziciju $CoM_x = 0$. Kada je zadovoljen uvjet definiran relacijom (5.3) izračunava se razlika u

visini lijevog i desnog PMRT-a:

$$\Delta z = z_L - z_R \quad (5.4)$$

Algoritam vraća procjenu LLD-a koja odgovara sljedećem izrazu:

$$\Delta l = l_R - l_L = \Delta z \quad (5.5)$$

Ako je $\Delta l > 0$, tada je desna noga duža od lijeve, a razlika u duljini desne i lijeve noge iznosi:

$$\Delta l_R = \Delta l = l_R - l_L \quad (5.6)$$

Ako je $\Delta l < 0$, tada je lijeva noga duža od desne, a razlika u duljini lijeve i desne noge iznosi:

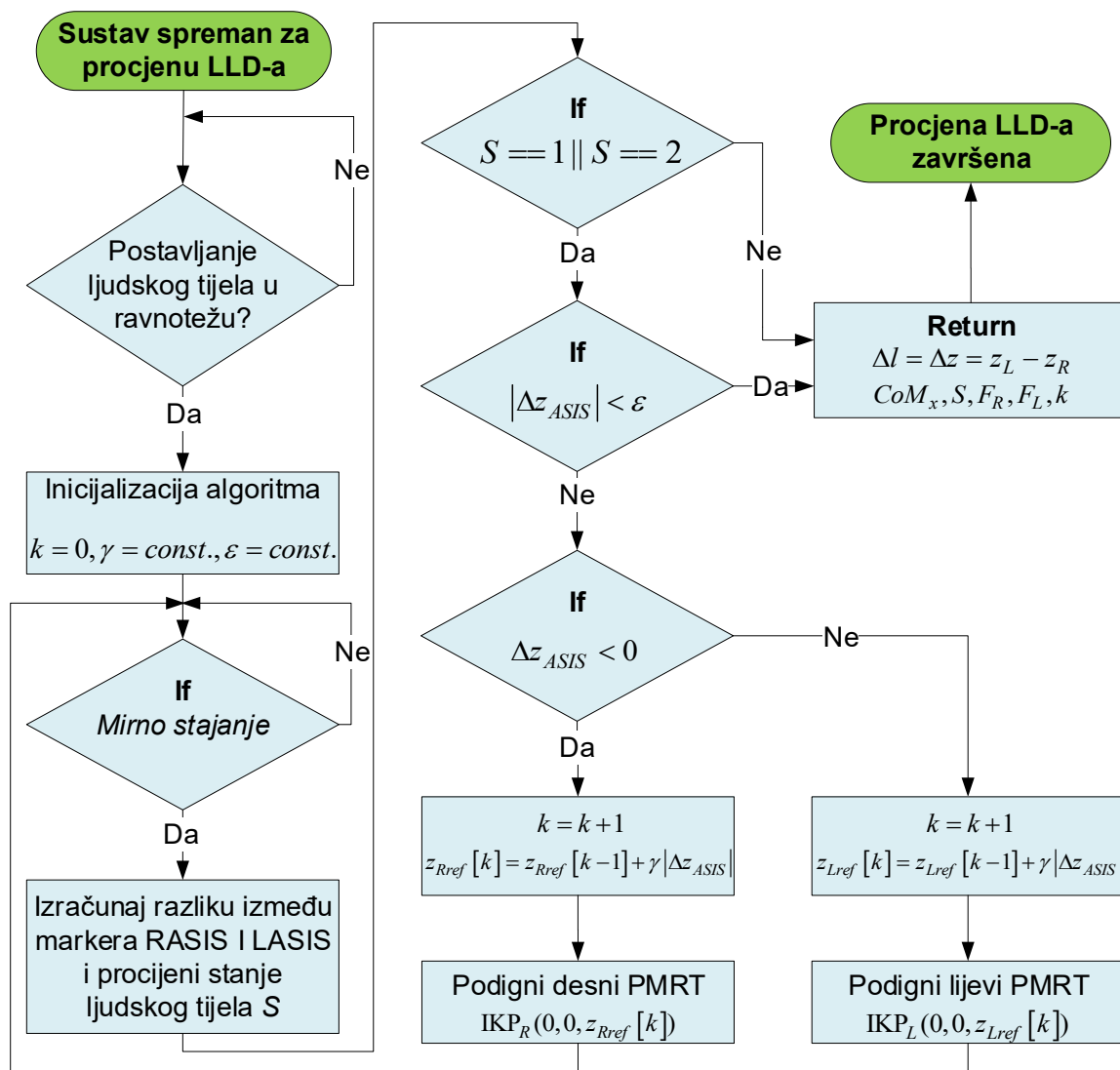
$$\Delta l_L = -\Delta l = l_L - l_R \quad (5.7)$$

Osim procjene LLD-a, algoritam vraća postignutu vrijednost CoM-a duž osi x , sile koje mjeri lijevi i desni PMRT te broj iteracija algoritma. Nakon izvršene procjene LLD-a HBBA sustav za procjenu LLD-a prelazi u stanje "Procjena LLD-a završena". Iz ovog stanja sustav se može isključiti ili se može inicirati nova procjena LLD-a za novog ispitanika što je prikazano dijagramom toka na slici 5.2b.

Razlikom u visini lijevog i desnog PMRT-a provedena je i kompenzacija LLD-a jer je to upravo ono stanje u kojem će ljudsko tijelo biti nakon što se postigne izjednačenje duljina nogu pomoću npr. ortopedskog uloška.

5.1 Algoritam za niveliranje zdjelice

HBBA za cilj ima osigurati simetrično opterećenje lijeve i desne noge. U slučaju kada ljudsko tijelo ima LLD i skoliozu pri postavljanju ljudskoga tijela u ravnotežu neće se ostvariti niveliranje zdjelice. HBBA je iterativni algoritam koji temeljem pomaka CoM-a ljudskoga tijela povećava visinu lijevog ili desnog PMRT-a. Ovaj iterativni algoritam može se uz modifikaciju koristiti i za niveliranje zdjelice. Modificirani algoritam zove se algoritam za niveliranje zdjelice, a njegov dijagram toka prikazan je na slici 5.3. Kao i kod HBBA, dijagnostičar će zamoliti ispitanika da zadrži mirno i opušteno držanje te prirodno uspravan stav. Ukoliko su mirno držanje i prirodni uspravan stav ispitanika postignuti, algoritam za niveliranje zdjelice inicira rastući brid signala *Mirno stajanje*. U tom trenutku započinje izvođenje prve iteracije algoritma.



Slika 5.3: Dijagram toka algoritma za niveliranje zdjelice

Pomoću vizualne povratne veze određuje se pozicija svih markera koji se nalaze na ljudskom tijelu. Razlika u visini anatomskih točaka RASIS i LASIS Δz_{ASIS} dana je relacijom 4.19. Cilj algoritma za niveliranje zdjelice je postaviti varijablu Δz_{ASIS} u vrijednost 0. Algoritam će provesti procjenu i kompenzaciju LLD-a niveliranjem zdjelice samo ako je stanje ljudskoga tijela S jednako 1 (ljudsko tijelo koje ima samo LLD) ili 2 (ljudsko tijelo koje ima LLD i skoliozu). Nadalje, ako je $|\Delta z_{ASIS}| \geq \varepsilon$, tada će se podići jedan od PMRT-a promjenom visine pomične platforme paralelnog manipulatora 3-RPS. Lijevi PMRT podići će se ako vrijedi da je $\Delta z_{ASIS} > 0$ na sljedeću visinu:

$$z_{Lref}[k] = z_{Lref}[k-1] + \gamma |\Delta z_{ASIS}| \quad (5.8)$$

Desni PMRT podići će se ako vrijedi da je $\Delta z_{ASIS} < 0$ na sljedeću visinu:

$$z_{Rref}[k] = z_{Rref}[k-1] + \gamma |\Delta z_{ASIS}| \quad (5.9)$$

Nakon podizanja desnog ili lijevog PMRT-a iteracija algoritma će se ponoviti nakon što ispitanik ponovno zadrži mirno i opuštено držanje te prirodno uspravan stav. Algoritam završava s niveliranjem zdjelice kada vrijedi da je:

$$|\Delta z_{ASIS}| < \varepsilon, \quad (5.10)$$

gdje je ε zadovoljavajuće odstupanje razlike u visini markera RASIS i LASIS od očekivanog iznosa $\Delta z_{ASIS} = 0$. Kada je zadovoljen uvjet definiran relacijom (5.10) izračunava se razlika u visini lijevog i desnog PMRT-a prema relaciji (5.4), a procjena LLD-a se može dobiti prema relaciji (5.5).

Poglavlje 6

Simulacijski rezultati

U ovom poglavlju prikazani su simulacijski rezultati. Prvi dio poglavlja opisuje analizu radnog prostora i prostora kolizije dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-om u dijeljenom prostoru. Ovom analizom definiran je radni prostor i kolizijski prostor sustava za kompenzaciju LLD-a, određena su ograničenja u visini i nagibu PMRT-a te najmanja udaljenost na koju se mogu postaviti dva paralelna manipulatora 3-RPS kako ne bi došlo do kolizije između njih. Drugi dio simulacijskih rezultata opisuje procjenu i kompenzaciju LLD-a na razvijenom virtualnom simulacijskom modelu koji se sastoji od dva virtualna modela paralelnih manipulatora 3-RPS s PMRT-om te virtualnog modela ljudskoga tijela. Na virtualnom simulacijskom modelu testiran je HBBA za slučajeve kada ljudsko tijelo ima samo LLD, kada ljudsko tijelo ima LLD i skoliozu te kada ljudsko tijelo ima samo skoliozu. Dodatno, za slučaj kada ljudsko tijelo ima LLD i skoliozu izveden je i testiran algoritam za niveliranje zdjelice. Na kraju poglavlja dan je kratak osvrt na rezultate.

6.1 Analiza radnog prostora i prostora kolizije dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-om u dijeljenom prostoru

Određivanje radnog prostora manipulatora jedan je od najvažnijih zadataka kod dizajna manipulatora te primjenu postojećih manipulatora za konkretnu zadaću [65]. Alat paralelnog manipulatora 3-RPS u ovom je radu PMRT, a kako je već spomenuto, montiran je na pomičnoj platformi paralelnog manipulatora 3-RPS što je prikazano na slici 6.1. Radni prostor paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om definira se kao skup točaka koje se mogu dohvatiti pomoću alata (točka C na slici 6.1). Vektor pozicije alata, odnosno centra PMRT-a, dan je relacijom (3.24). U ovom radu koriste se dva paralelna manipulatora u dijeljenom prostoru stoga je važno provjeriti prostor kolizije između dva paralelna manipulatora. Gornja ploča PMRT-a je pravokutnik $C_1C_2C_3C_4$ (slika 6.1). Vektori pozicija vrhova pravokutnika $C_1C_2C_3C_4$ u koordinatnom

sustavu {A} su:

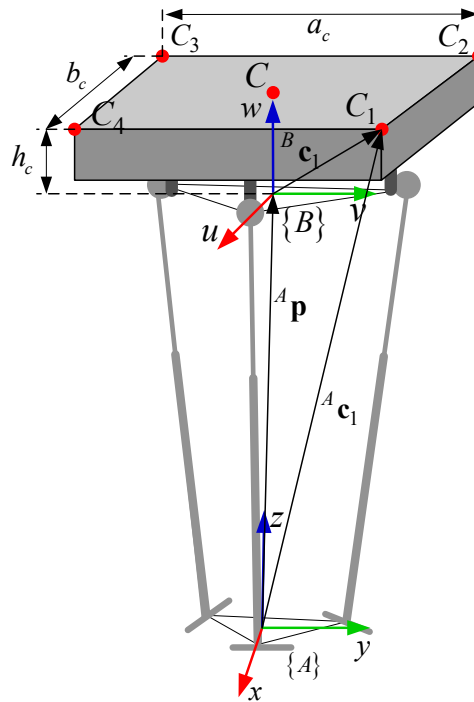
$${}^A\mathbf{c}_j = {}^A\mathbf{p} + {}^A\mathbf{R}_B {}^B\mathbf{c}_j, (j = 1, 2, 3, 4) \quad (6.1)$$

gdje su ${}^B\mathbf{c}_j$ vektori pozicije vrhova pravokutnika $C_1C_2C_3C_4$ u koordinatnom sustavu {B}:

$${}^B\mathbf{c}_1 = \begin{bmatrix} \frac{b_c}{2} \\ \frac{a_c}{2} \\ h_c \end{bmatrix}, {}^B\mathbf{c}_2 = \begin{bmatrix} -\frac{b_c}{2} \\ \frac{a_c}{2} \\ h_c \end{bmatrix}, {}^B\mathbf{c}_3 = \begin{bmatrix} -\frac{b_c}{2} \\ -\frac{a_c}{2} \\ h_c \end{bmatrix}, {}^B\mathbf{c}_4 = \begin{bmatrix} \frac{b_c}{2} \\ -\frac{a_c}{2} \\ h_c \end{bmatrix} \quad (6.2)$$

Parametri vektora pozicije ${}^B\mathbf{c}_j$ u (6.2) su:

- b_c - duljina PMRT-a,
- a_c - širina PMRT-a i
- h_c - visina PMRT-a.



Slika 6.1: Geometrija paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om

Radni prostor i prostor kolizije paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om može se odrediti pomoću algoritma 2. Parametri paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om su r_A , r_B , a_c , b_c i h_c . Algoritam određuje radni prostor i prostor kolizije paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om na način da se izračunaju vektori pozicije centra PMRT-a ${}^A\mathbf{c}$ te vektori pozicija vrhova pravokutnika $C_1C_2C_3C_4$ za sve diskretne duljine linearnih aktuatora $d_i (i = 1, 2, 3)$. Duljine aktuatora d_i inkrementiraju se za iznos Δd od početne duljine d_{imin} do konačne duljine d_{imax} . Vrijednosti

duljina linearnih aktuatora d_i te parametri paralelnog manipulatora 3-RPS r_a i r_B predaju se kao argumenti funkciji `rijesi_DKP_3RPS()` koja numerički rješava DKP paralelnog manipulatora 3-RPS pomoću GN metode. Ova funkcija vraća poziciju i orijentaciju pomične platforme paralelnog manipulatora 3-RPS te `boolean` varijablu `RPS_OK`. Varijabla `RPS_OK` imat će vrijednost 1 ako zadane duljine linearnih aktuatora d_i zadovoljavaju jednadžbe konstrukcijskog ograničenja 3.28, a vrijednost 0 ako te jednadžbe nisu zadovoljene. Kada su jednadžbe konstrukcijskog ograničenja zadovoljene, izračunavaju se vektor pozicije centra PMRT-a ${}^A\mathbf{c}$ te vektori pozicija vrhova pravokutnika $C_1C_2C_3C_4$.

Algoritam 2 Određivanje radnog prostora i prostora kolizije paralalnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om

Input: $d_{1min} = d_{2min} = d_{3min}$, $d_{1max} = d_{2max} = d_{3max}$, Δd

Output: ${}^A\mathbf{c}$, ${}^A\mathbf{c}_1$, ${}^A\mathbf{c}_2$, ${}^A\mathbf{c}_3$, ${}^A\mathbf{c}_4$

procedure WORKSPACE_3RPS_PMRT(r_A , r_B , a_c , b_c , h_c)

for $d_1 = d_{1min}$ **to** d_{1max} **by step** Δd **do**

for $d_2 = d_{2min}$ **to** d_{2max} **by step** Δd **do**

for $d_3 = d_{3min}$ **to** d_{3max} **by step** Δd **do**

$[p_x, p_y, p_z, \alpha, \beta, \gamma, \text{RPS_OK}] \leftarrow \text{rijesi_DKP_3RPS}(d_1, d_2, d_3, r_A, r_B)$

if `RPS_OK == 1` **then**

${}^A\mathbf{c}(i) \leftarrow {}^A\mathbf{p} + {}^A\mathbf{R}_B {}^B\mathbf{c}$ \triangleright Skup točaka za određivanje radnog prostora

for $j = 1$ **to** 4 **by step** 1 **do**

${}^A\mathbf{c}_j(i) \leftarrow {}^A\mathbf{p} + {}^A\mathbf{R}_B {}^B\mathbf{c}_j$ \triangleright Skup točaka za određivanje prostora kolizije

end for

$i \leftarrow i + 1$

end if

end for

end for

end for

return ${}^A\mathbf{c}$, ${}^A\mathbf{c}_1$, ${}^A\mathbf{c}_2$, ${}^A\mathbf{c}_3$, ${}^A\mathbf{c}_4$

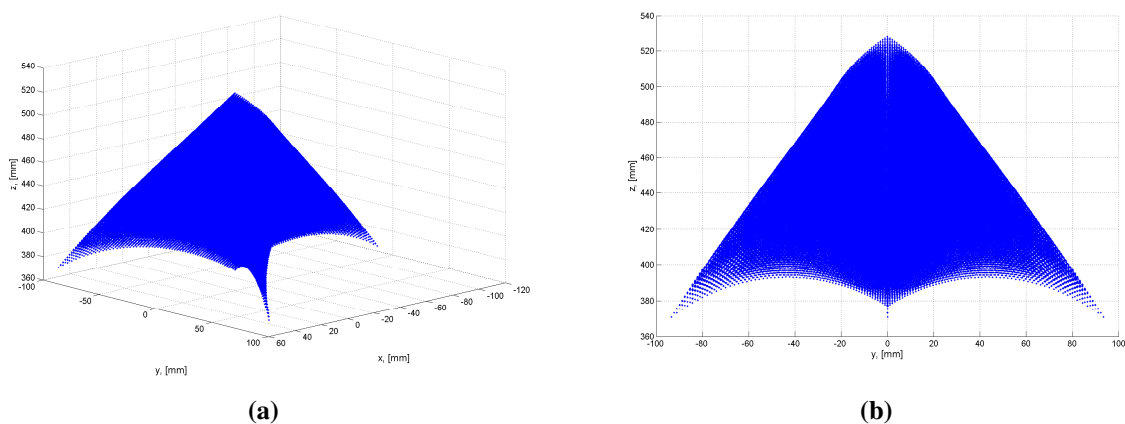
end procedure

U nastavku teksta će biti prikazane simulacije radnog prostora i prostora kolizije za sljedeće parametre paralelnog manipulatora 3-RPS i PMRT-a:

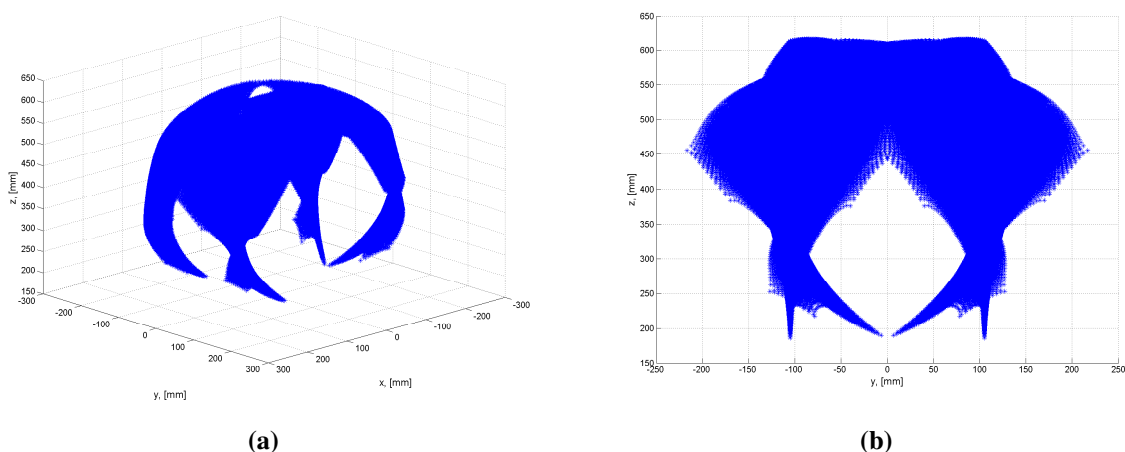
- 3-RPS: $r_A = 60$ mm, $r_B = 100$ mm, $d_{1min} = d_{2min} = d_{3min} = 308.7$ mm, $d_{1max} = d_{2max} = d_{3max} = 458.7$ mm, $\Delta d = 2$ mm,
- PMRT: $a_c = 210$ mm, $b_c = 380$ mm, $h_c = 71$ mm.

Navedeni parametri odgovaraju parametrima prototipa paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om. Radni prostor paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om prikazan je na slici 6.2. Minimalne i maksimalne vrijednosti visine i nagiba centra PMRT-a u radnom prostoru prikazane su u tablici 6.1a. Primjerice, za minimalnu vrijednost visine PMRT-a $z = 370.72$ mm, vrijednosti nagiba PMRT-a su $\alpha = 75.14^\circ$ i $\beta = 29.16^\circ$. Maksimalna vrijednost visine PMRT-a $z = 527.95$ mm postiže se uz vrijednosti nagiba PMRT-a $\alpha = 0^\circ$ i $\beta = 0^\circ$. Prostor kolizije paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om prikazan je na slici 6.3. Minimalne i mak-

simalne vrijednosti koje paralelni manipulator 3-RPS s PMRT-om može dohvatiti s vrhovima pravokutnika $C_1C_2C_3C_4$ prikazane su u tablici 6.1b.



Slika 6.2: Radni prostor paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om: (a) 3D prostor, (b) yz ravnina

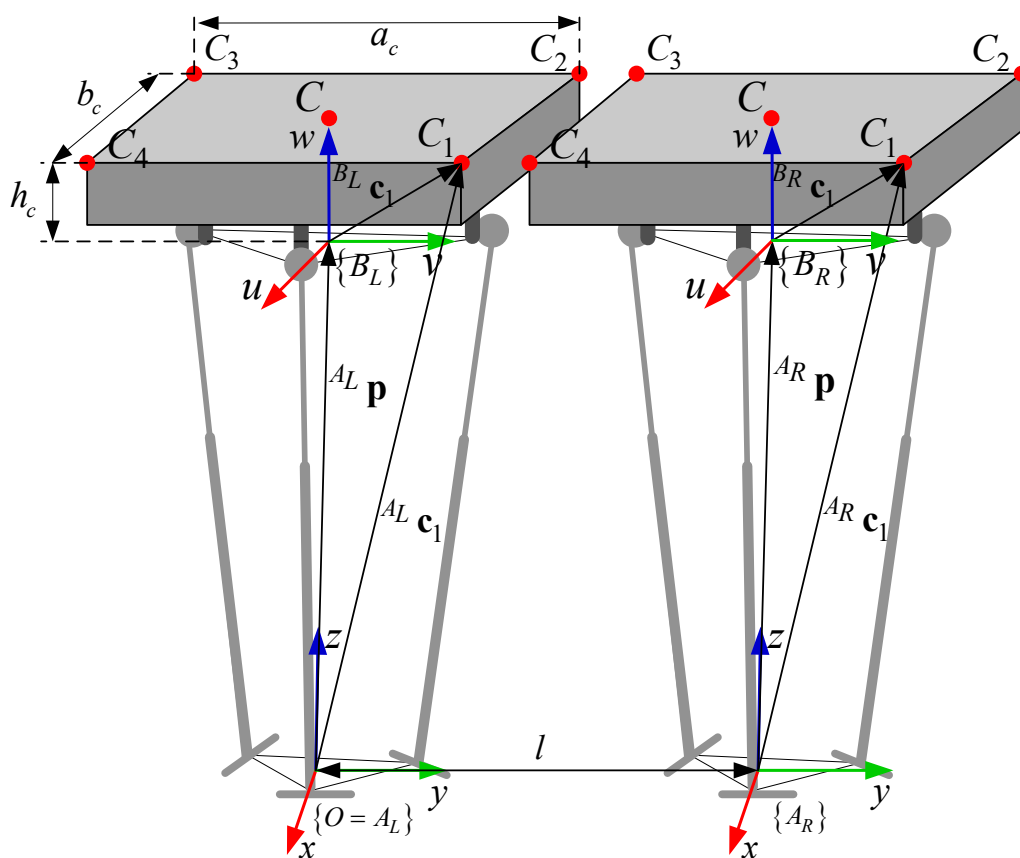


Slika 6.3: Prostor kolizije paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om: (a) 3D prostor, (b) yz ravnina

Tablica 6.1: Radni prostor i prostor kolizije paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om: (a) minimalne i maksimalne vrijednosti visine i nagiba alata u radnom prostoru, (b) minimalne i maksimalne vrijednosti prostornih koordinata za određivanje prostora kolizije

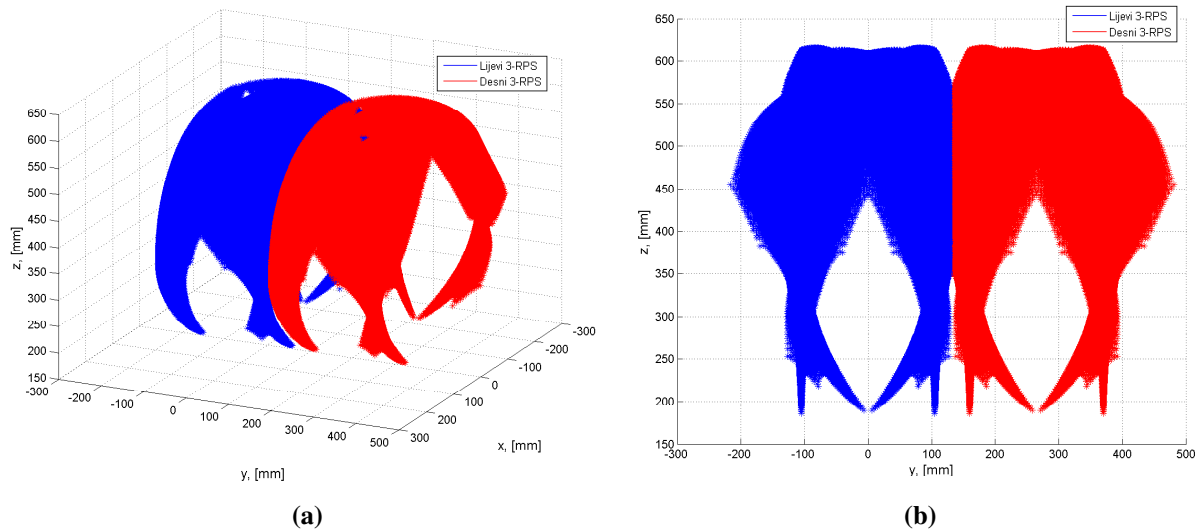
	(a)		(b)		
	Min	Max	Min	Max	
z , [mm]	370.72	527.95	x , [mm]	-213.52	249.78
α , [°]	-75.14	75.14	y , [mm]	-216.53	216.53
β , [°]	-77.06	71.55	z , [mm]	185.55	616.08

U ovom radu koriste se dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-om u dijeljenom prostoru čija je geometrija prikazana na slici 6.4. Kako je prikazano na slici 6.4, dva paralelna manipulatora 3-RPS međusobno su udaljena duž osi y za udaljenost l . Nepomična platforma lijevog paralelnog manipulatora 3-RPS postavljena je u koordinatni sustav $\{A_L\}$ koji je ujedno i globalni koordinatni sustav za oba paralelna manipulatora. Nepomična platforma desnog paralelnog manipulatora 3-RPS postavljena je u koordinatni sustav $\{A_R\}$. Na slici 6.4 je prikazan pogled sa stražnje strane sustava, što znači da čovjek na PMRT-ima stoji okrenut leđima. Ravnina yz paralelnih manipulatora 3-RPS je ujedno i frontalna ravnina čovjeka koji stoji na PMRT-ima. Udaljenost l na koju se smiju postaviti lijevi i desni paralelni manipulator 3-RPS ovisit će o maksimalnoj i minimalnoj vrijednosti koju PMRT može dohvatiti vrhovima pravokutnika $C_1C_2C_3C_4$ duž osi y koje prema tablici 6.1b imaju vrijednosti -216.53 mm i 216.53 mm. Kada bi se oba paralelna manipulatora koristila u punom radnom prostoru, tada bi minimalna udaljenost l između dva paralelna manipulatora morala biti veća od 433.06 mm ($l > 433.06$ mm). Takva udaljenost između dva paralelna manipulatora 3-RPS, odnosno PMRT-a, bi zahtijevala da se procjena LLD-a pacijenta provodi s razmakom između lijeve i desne pete koji ne odgovara prirodnom razmaku pri opuštenom držanju ljudskoga tijela koji prema literaturi [83] iznosi između 150 i 200 mm.



Slika 6.4: Geometrija dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-om u dijeljenom prostoru

Neka udaljenost između dva paralelna manipulatora 3-RPS iznosi $l = 265$ mm. Ovakva udaljenost između PMRT-a će osigurati prirodan razmak između peta pri opuštenom držanju ljudskoga tijela. Kada bi oba paralelna manipulatora 3-RPS radila u punom radnom prostoru, tada bi se prostori kolizija lijevog i desnog paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-ima međusobno preklapali (slika 6.5). U tom slučaju bi došlo do oštećenja paralelnih manipulatora 3-RPS s PMRT-om.



Slika 6.5: Prostor kolizije dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-om s međusobnom udaljenošću $l = 265$ mm: (a) 3D prostor, (b) yz ravnina

Primjena paralelnih manipulatora 3-RPS s PMRT-om je kompenzacija LLD-a koja se može postići odizanjem PMRT-a te kompenzacija varusa i valgusa stopala koji se mogu postići nagibom PMRT-a. Prema sugestijama kliničara dovoljan nagib PMRT-a kojim se mogu ostvariti kompenzacije varusa i valgusa su iz intervala $\alpha \in [-15, 15]^\circ$ i $\beta \in [-15, 15]^\circ$. Radni prostor i prostor kolizije paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om za nagib PMRT-a uz navedena ograničenja nagiba mogu se odrediti pomoću algoritma 2 uz izmjenu prikazanu algoritmom 3 koja se odnosi na uvjet proračuna vektora pozicije centra PMRT-a ${}^A\mathbf{c}$ i vektora pozicija vrhova pravokutnika $C_1C_2C_3C_4$ ${}^A\mathbf{c}_j$.

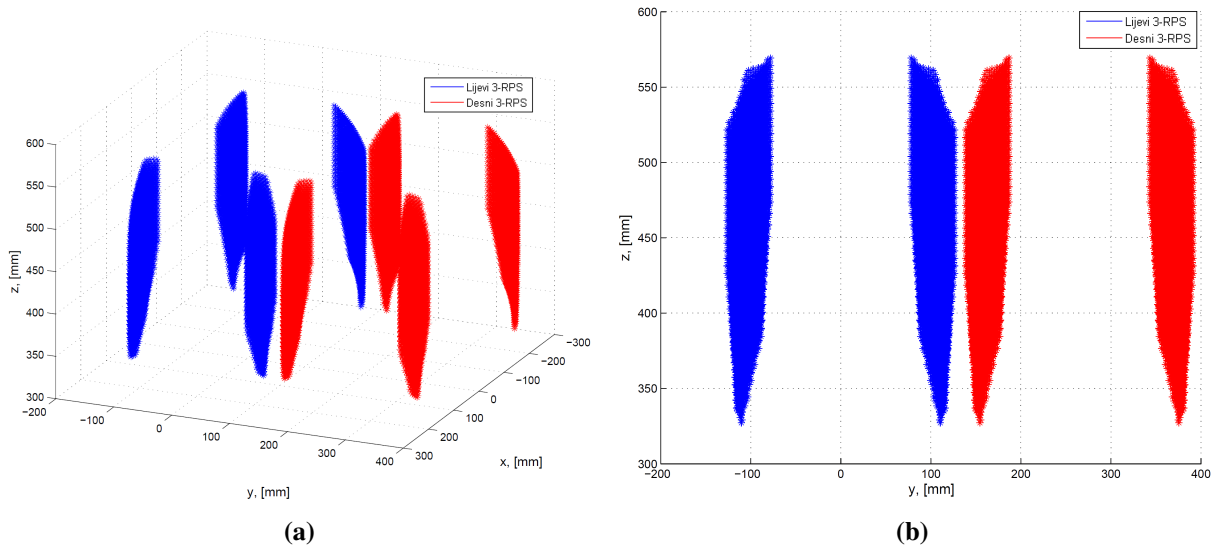
Sva rješenja DKP-a koja nagibom izlaze iz intervala $\alpha \in [-15, 15]^\circ$ i $\beta \in [-15, 15]^\circ$ se prema izmijenjenom algoritmu 3 odbacuju. Prostor kolizije paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om za nagib PMRT-a u intervalu $\alpha \in [-15, 15]^\circ$ i $\beta \in [-15, 15]^\circ$ prikazan je na slici 6.6. Kako se vidi na slici 6.6b, na udaljenosti l iznosa 265 mm neće biti kolizije između lijevog i desnog paralelnog manipulatora.

Algoritam 3 Određivanje radnog prostora i prostora kolizije paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om za nagib PMRT-a u intervalu $\alpha \in [-15, 15]^\circ$ i $\beta \in [-15, 15]^\circ$ - razlika u odnosu na algoritam 2

```

[ $p_x, p_y, p_z, \alpha, \beta, \gamma, \text{RPS\_OK}$ ]  $\leftarrow$  rijesi_DKP_3RPS( $d_1, d_2, d_3, r_A, r_B$ )
if RPS_OK == 1 then
    if (( $\alpha >= -15$ ) and ( $\alpha <= 15$ ) and ( $\beta >= -15$ ) and ( $\beta <= 15$ )) then
         ${}^A\mathbf{c}(i) \leftarrow {}^A\mathbf{p} + {}^A\mathbf{R}_B^B\mathbf{c}$  ▷ Skup točaka za određivanje radnog prostora
        for  $j = 1$  to 4 by step 1 do
             ${}^A\mathbf{c}_j(i) \leftarrow {}^A\mathbf{p} + {}^A\mathbf{R}_B^B\mathbf{c}_j$  ▷ Skup točaka za određivanje prostora kolizije
        end for
         $i \leftarrow i + 1$ 
    end if
end if

```



Slika 6.6: Prostor kolizije paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om za nagib PMRT-a u intervalu $\alpha \in [-15, 15]^\circ$ i $\beta \in [-15, 15]^\circ$: (a) 3D prostor, (b) yz ravnina

Minimalne i maksimalne vrijednosti koje paralelni manipulator 3-RPS s PMRT-om može dohvatiti vrhovima pravokutnika $C_1C_2C_3C_4$ prikazane su u tablici 6.2b. Najmanja moguća udaljenost između dva paralelna manipulatora 3-RPS će prema tablici 6.2b iznositi 257.66 mm jer su minimalna i maksimalna vrijednost duž osi y koje dohvaća PMRT s vrhovima pravokutnika $C_1C_2C_3C_4$ -128.83 mm, odnosno 128.83 mm.

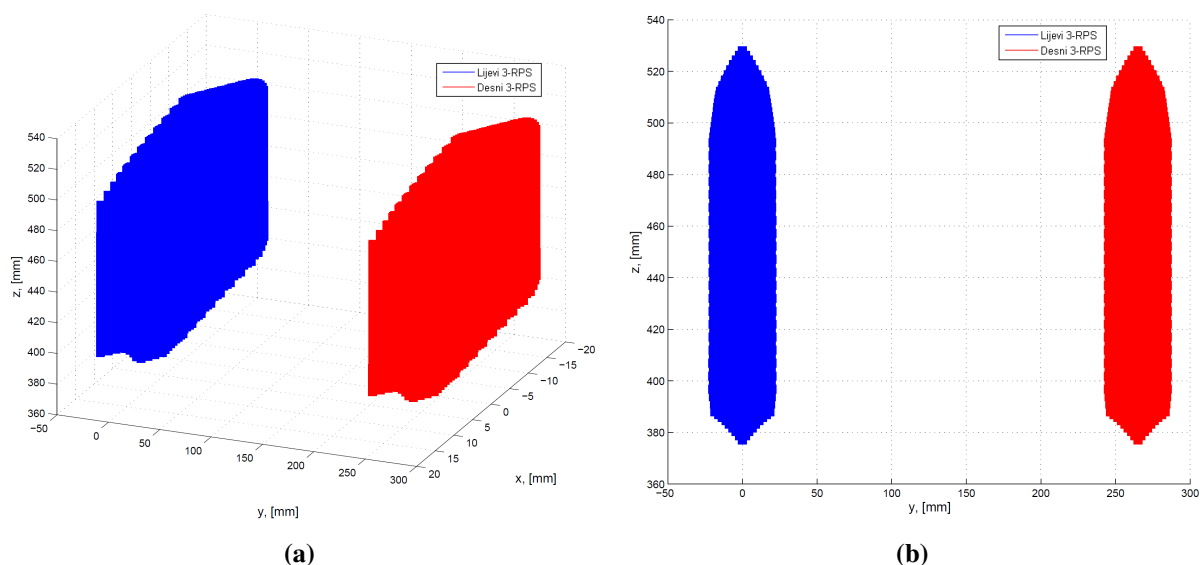
Radni prostor paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om za nagib PMRT-a u intervalu $\alpha \in [-15, 15]^\circ$ i $\beta \in [-15, 15]^\circ$ prikazan je na slici 6.7. Minimalne i maksimalne vrijednosti visine i nagiba centra PMRT-a u radnom prostoru prikazane su u tablici 6.2a. Minimalna visina PMRT-a iznosi $z = 377.09$ mm, a maksimalna visina PMRT-a iznosi $z = 527.95$ mm. Minimalna

i maksimalna visina PMRT-a postižu se uz nagib PMRT-a $\alpha = 0^\circ$ i $\beta = 0^\circ$.

Uz navedene parametre paralelnog manipulatora 3-RPS i PMRT-a, analizom radnog prostora i prostora kolizije predlažu se i sljedeća ograničenja:

- nagib PMRT-a mora se ograničiti na interval $\alpha \in [-15, 15]^\circ$ i $\beta \in [-15, 15]^\circ$,
- udaljenost l između dva paralelna manipulatora 3-RPS mora biti veća ili jednaka 257.66 mm.

S obzirom na minimalnu i maksimalnu visinu koju može postići lijevi i desni PMRT uz nagib PMRT-a $\alpha = 0^\circ$ i $\beta = 0^\circ$, maksimalni iznos LLD-a koji se može kompenzirati je $\Delta l = 527.95 - 377.09 = 150.86$ mm.



Slika 6.7: Radni prostor paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om za nagib PMRT-a u intervalu $\alpha \in [-15, 15]^\circ$ i $\beta \in [-15, 15]^\circ$: (a) 3D prostor, (b) yz ravnina

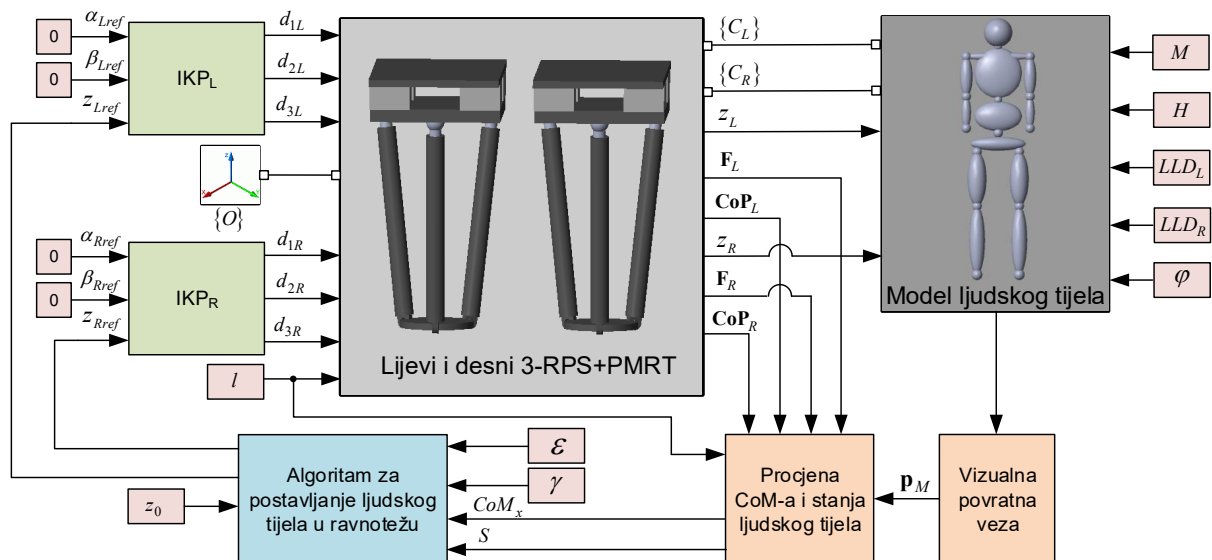
Tablica 6.2: Radni prostor i prostor kolizije paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om za nagib PMRT-a u intervalu $\alpha \in [-15, 15]^\circ$ i $\beta \in [-15, 15]^\circ$: (a) minimalne i maksimalne vrijednosti visine i nagiba alata u radnom prostoru, (b) minimalne i maksimalne vrijednosti prostornih koordinata za određivanje prostora kolizije

(a)			(b)		
	Min	Max		Min	Max
z , [mm]	377.09	527.95	x , [mm]	-205.18	-205.08
α , [°]	-15	15	y , [mm]	-128.83	128.83
β , [°]	-15	15	z , [mm]	325.12	572.65

6.2 Simulacijski model za procjenu i kompenzaciju LLD-a postavljanjem ljudskoga tijela u ravnotežu

U cilju provjere nove metodologije za procjenu i kompenzaciju LLD-a pomoću HBBA izrađen je virtualni simulacijski model u programskom alatu MATLAB/Simulink® koji je prikazan na slici 6.8 [84]. Virtualni simulacijski model sastoji se od:

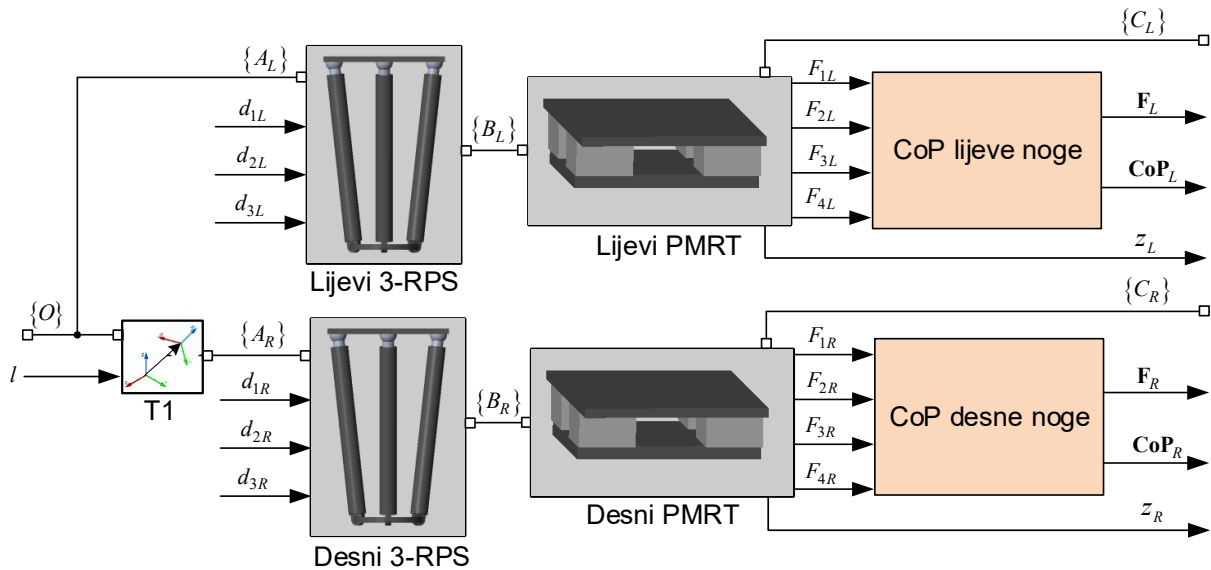
- virtualnog modela dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-om,
- blokova za rješavanje IKP-a lijevog i desnog paralelnog manipulatora 3-RPS,
- virtualnog modela čovjeka,
- bloka vizualne povratne veze,
- bloka za procjenu CoM-a i stanja ljudskoga tijela te
- bloka algoritma za postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu.



Slika 6.8: Virtualni simulacijski sustav u programskom alatu MATLAB/Simulink

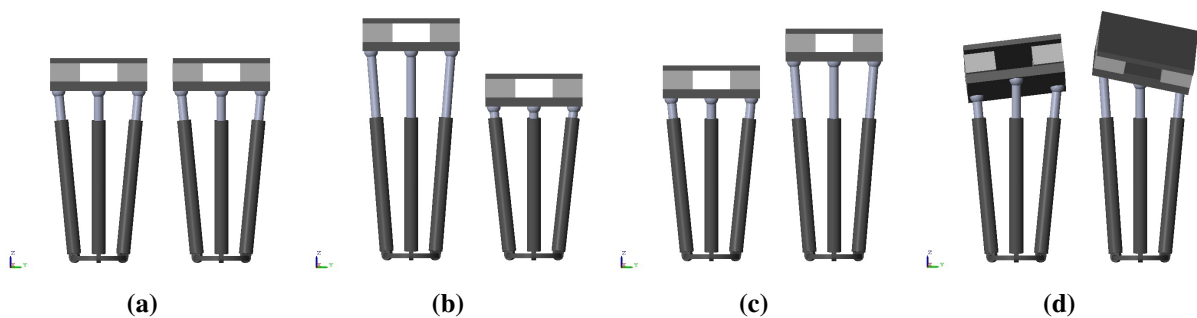
Virtualni model dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-om izrađen je pomoću *SimMechanics Toolbox*-a [85], a prikazan je na slici 6.9. Lijevi paralelni manipulator 3-RPS smješten je u koordinatni sustav $\{A_L\}$ koji je ujedno i globalni koordinatni sustav $\{O\}$. Desni paralelni manipulator 3-RPS smješten je u koordinatni sustav $\{A_R\}$ koji je u odnosu na koordinatni sustav $\{A_L\}$ translatican duž osi y za udaljenost l pomoću bloka za transformaciju koordinatnih sustava T1.

Paralelni manipulatori 3-RPS mogu mijenjati duljinu linearnih aktuatora koje se izračunavaju blokovima IKP_L i IKP_R . Ovi blokovi rješavaju IKP paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om prema izrazu (3.26). Linearni aktuatori mogu se produžiti za iznos do najviše 150 mm, a maksimalna brzina linearnih aktuatora iznosi 5 mm/s. Pozicije rotacijskih i sfernih zglobova definirane su izrazima (3.4) i (3.5) s parametrima $r_A = 60$ mm i $r_B = 100$ mm.



Slika 6.9: Virtualni model dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-om

DKP paralelnih manipulatora 3-RPS izračunava se u samom virtualnom modelu blokovima Lijevi 3-RPS i Desni 3-RPS. Na pomičnu platformu lijevog i desnog paralelnog manipulatora 3RPS smješten je u kordinatne sustave $\{B_L\}$ i $\{B_R\}$ lijevi i desni PMRT. Visina PMRT-a iznosi $h_c = 71$ mm. Blokovi Lijevi PMRT i Desni PMRT mjere sile pomoću četiri senzora koja su smještena u uglovima PMRT-a. Pozicije senzora sile definirane su izrazom (4.2) s parametrima $a = 168$ mm i $b = 361$ mm. Izmjerene sile proslijeđuju se blokovima CoP lijeve noge i CoP desne noge kojima se izračunavaju CoP lijeve i CoP desne noge prema izrazima (4.3) i (4.4) te ukupne sile PMRT-a F_L i F_R . Nadalje, blokovima Lijevi PMRT i Desni PMRT izračunava se visina lijevog i desnog PMRT-a te koordinatni sustavi $\{C_L\}$ i $\{C_R\}$ lijevog i desnog PMRT-a. Simulacije virtualnog modela dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-om za četiri različite visine i nagiba PMRT-a prikazane su na slici 6.10. Referentne vrijednosti visine i nagiba PMRT-a te duljine linearnih aktuatora dobivene IKP-om za četiri slučaja prikazana slikom 6.10 navedeni su u tablici 6.3.



Slika 6.10: Virtualni model dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-om za četiri različite visine i nagiba PMRT-a: (a) slučaj 1 u tablici 6.3, (b) slučaj 2 u tablici 6.3, (c) slučaj 3 u tablici 6.3, (d) slučaj 4 u tablici 6.3

Tablica 6.3: Rezultati IKP-a za četiri različita slučaja referentnih vrijednosti visina i nagiba PMRT-a prikazanih na slici 6.10

Slučaj	Referentne vrijednosti						Rezultat IKP-a					
	α_L	β_L	z_L	α_R	β_R	z_R	d_{L1}	d_{L2}	d_{L3}	d_{R1}	d_{R2}	d_{R3}
	[°]	[°]	[mm]	[°]	[°]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]
1	0	0	420	0	0	420	351.3	351.3	351.3	351.3	351.3	351.3
2	0	0	500	0	0	380	430.9	430.9	430.9	311.6	311.6	311.6
3	0	0	400	0	0	480	331.4	331.4	331.4	411.0	411.0	411.0
4	7	-10	420	-12	13	450	369.9	354.7	333.6	361.8	378.4	412.5

Virtualni model ljudskoga tijela izveden je kao 12-segmentni antropometrijski model čiji su parametri definirani tablicom 2.1. Model ljudskoga tijela može imati proizvoljnu masu M i visinu H . Lijevu i desnu nogu modela ljudskoga tijela moguće je produžiti za iznos do najviše 100 mm pomoću varijabli LLD_L i LLD_R . Na ovaj je način omogućena simulacija LLD-a lijeve ili desne noge. Dodatno, virtualni model ljudskoga tijela omogućuje simuliranje skolioze pomoću varijable ϕ . Virtualni model ljudskoga tijela povezan je na virtualan model lijevog i desnog paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-ima u koordinatnim sustavima $\{C_L\}$ i $\{C_R\}$. Promjenom visine z_L lijevog ili visine z_R desnog PMRT-a može se kompenzirati LLD.

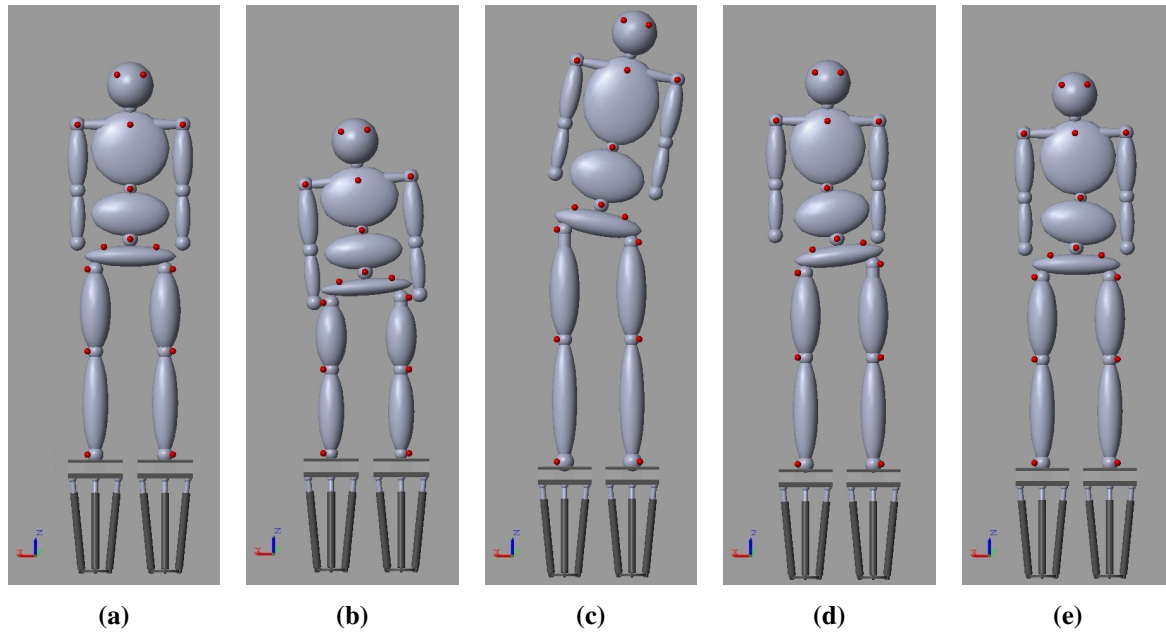
Na slici 6.11 prikazano je nekoliko početnih slučajeva virtualnog simulacijskog modela s virtualnim modelom ljudskoga tijela različitih masa i visina te različitih iznosa LLD-a i skolioze.

Blok Vizualna povratna veza izračunava poziciju svih markera \mathbf{p}_M definiranih tablicom 4.1 i slikom 4.2. Temeljem pozicije markera procjenjuje se da li virtualni model ljudskoga tijela ima LLD i/ili skoliozu. Markeri su na virtualnim modelima sa slike 6.11 prikazani crvenim kuglicama.

CoM ljudskoga tijela se procjenjuje blokom Procjena CoM-a i stanja ljudskoga tijela na temelju CoP-a pojedine noge i ukupne sile lijevog i desnog PMRT-a pomoću izraza (4.9). Ovim se blokom, na temelju pozicije markera, određuje stanje ljudskoga tijela prema tablici 4.2.

HBBA se provodi blokom Algoritam za postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu na temelju CoM-a ljudskoga tijela duž osi x u koordinatnom sustavu ljudskoga tijela definiranom na slici 2.3 te stanja ljudskoga tijela S . Parametari ovog bloka su γ i ϵ (parametri HBBA) te početna visina PMRT-a. Algoritam je realiziran pomoću dijagrama stanja (eng. *StateFlow*) [86] prema dijagramu toka prikazanom na slici 5.1. HBBA je iterativni algoritam koji

u svakom koraku određuje referentnu visinu lijevog PMRT-a z_{Lref} prema izrazu (5.1), odnosno referentnu visinu desnog PMRT-a z_{Rref} prema izrazu (5.2). Promjenom visine PMRT-a postiže se ravnoteža ljudskog tijela, odnosno postavljanje pozicije CoM-a ljudskoga tijela duž osi x u 0. Referentni nagibi lijevog PMRT-a ($\alpha_{Lref}, \beta_{Lref}$), odnosno desnog PMRT-a ($\alpha_{Rref}, \beta_{Rref}$) iznose 0° .



Slika 6.11: Virtualni simulacijski model u početnom stanju za slučajeve (pogled s prednje strane): (a) ljudsko tijelo bez LLD-a i bez skolioze ($M = 60$ kg, $H = 160$ cm), (b) ljudsko tijelo s LLD-om ($l_L - l_R = 20$ mm) i bez skolioze ($M = 40$ kg, $H = 130$ cm), (c) ljudsko tijelo s LLD-om ($l_L - l_R = 50$ mm) i bez skolioze ($M = 100$ kg, $H = 195$ cm), (d) ljudsko tijelo s LLD-om ($l_L - l_R = 35$ mm) i sa skoliozom (kut skolioze $\phi = 14.9^\circ$) ($M = 80$ kg, $H = 170$ cm), (e) ljudsko tijelo bez LLD-a i sa skoliozom (kut skolioze $\phi = -10.3^\circ$) ($M = 70$ kg, $H = 165$ cm)

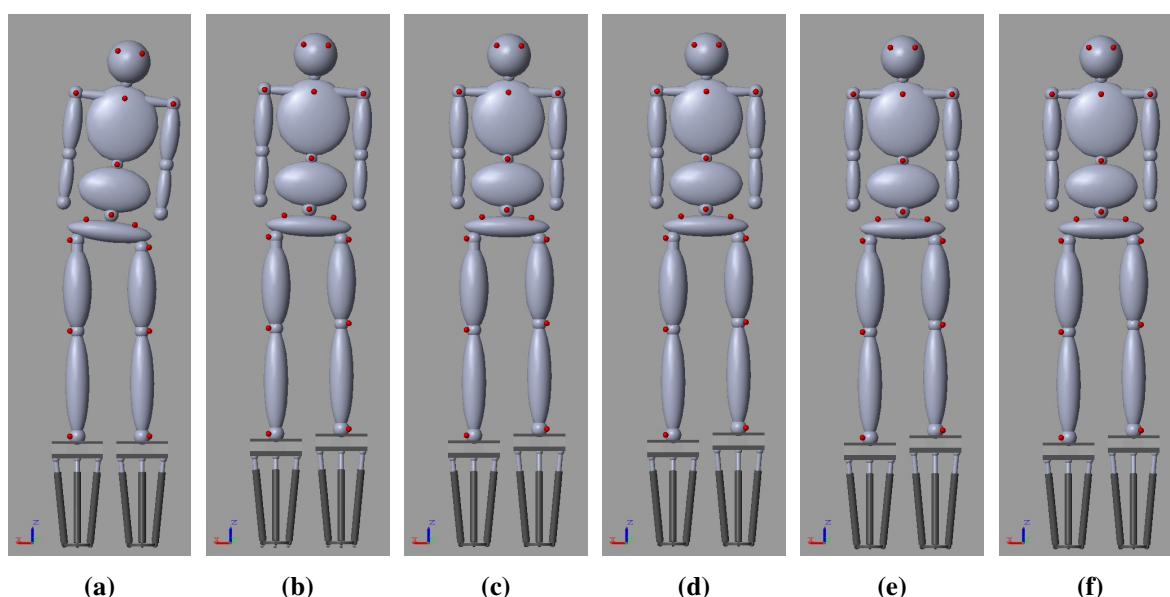
Svi parametri virtualnog simulacijskog modela jednaki su parametrima realnog sustava koji će biti opisan u sljedećem poglavlju.

6.3 Procjena i kompenzacija LLD-a

U ovom potpoglavlju dani su simulacijski rezultati procjene i kompenzacije LLD-a kroz pet scenarija. U scenariju 1 i 2 provedena je kompenzacija LLD-a na virtualnom modelu ljudskoga tijela koje ima samo LLD pomoću HBBA. Procjena i kompenzacija LLD-a na ljudskom tijelu koje ima LLD i skoliozu provedena je pomoću HBBA u scenariju 3 i pomoću algoritma za niveliranje zdjelice u scenariju 4. Scenarij 5 prikazuje simulacijske rezultate virtualnog modela ljudskoga tijela koje ima samo skoliozu.

6.3.1 Scenarij 1: ljudsko tijelo koje ima samo LLD (desna noga duža od lijeve)

Masa i visina virtualnog modela ljudskoga tijela u scenariju 1 iznose 75 kg i 175 cm. Razlika u duljini desne i lijeve noge je $LLD_R = 30$ mm, a kut skolioze je $\phi = 0^\circ$. Parametri HBBA su $\varepsilon = 0.2$ mm i $\gamma = 1$. Početna visina lijevog i desnog PMRT-a iznosi 424.4 mm. Kompenzacija LLD-a u scenariju 1 završila je nakon pet iteracija što je prikazano na slici 6.12. U početku simulacije model ljudskoga tijela nagnut je prema lijevoj (kraćoj) nozi (slika 6.12a), dok je u zadnjoj iteraciji HBBA model ljudskoga tijela postavljen u ravnotežu (slika 6.12f).

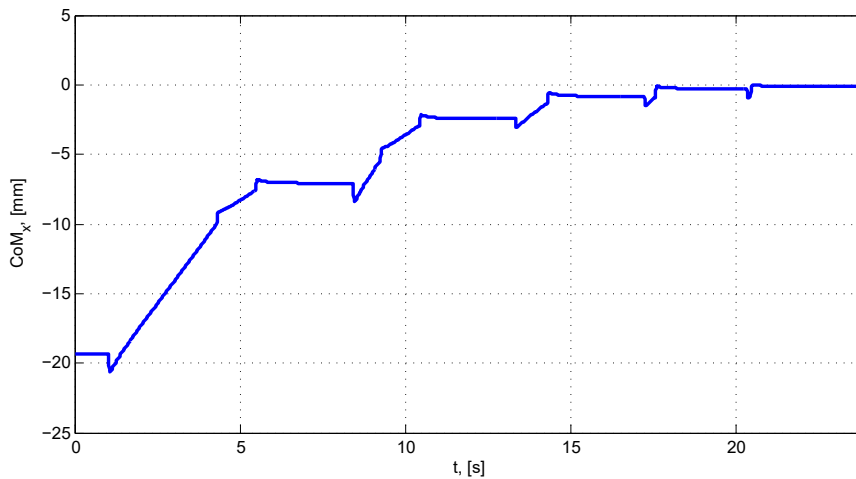


Slika 6.12: Scenarij 1: (a) početno stanje ljudskoga tijela koje ima samo LLD pri kojem je desna noga duža od lijeve (iteracija algoritma $k = 0$), (b) iteracija algoritma $k = 1$, (c) iteracija algoritma $k = 2$, (d) iteracija algoritma $k = 3$, (e) iteracija algoritma $k = 4$, (f) ljudsko tijelo s LLD-om postavljeno u ravnotežu (iteracija algoritma $k = 5$)

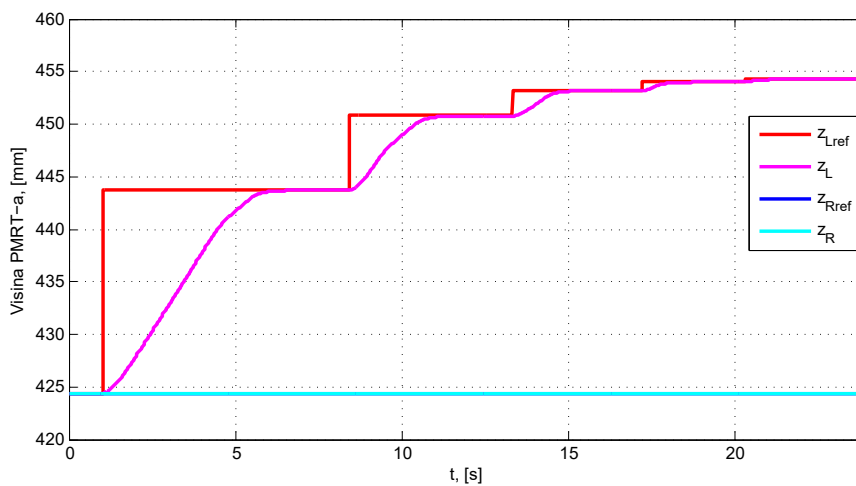
U početnom stanju ($k = 0$) CoM_x ima vrijednost -19.35 mm što je posljedica većeg opterećenja lijevog PMRT-a ($m_L = 43.22$ kg) od opterećenja desnog PMRT-a ($m_R = 31.78$ kg). Pozicija markera LASIS duž z osi iznosi 883.9 mm, a pozicija markera RASIS duž z osi iznosi 906.6 mm. Pozicije markera LASIS i RASIS te pozicija CoM-a duž osi x upućuje na to da pacijent ima LLD. Markeri SJN, SXJ i NAVE leže na istom pravcu što upućuje na to da pacijent nema skoliozu. Prema navedenom, HBBA će u scenariju 1 donijeti zaključak da ljudsko tijelo ima samo LLD ($S = 1$).

S obzirom da je $|CoM_x| \geq \varepsilon$ i $CoM_x < 0$, prema algoritmu na slici 5.1 i izrazu (5.1) lijevi PMRT podići će se za iznos 19.4 mm. Odziv varijabli koje se prate kod provođenja HBBA prikazane su na slikama 6.13 - 6.18. Vrijednosti varijabli u svakoj iteraciji HBBA prikazane su u tablici 6.4. HBBA prema tablici 6.4 postepeno smanjuje odstupanje CoM-a duž osi x od očeki-

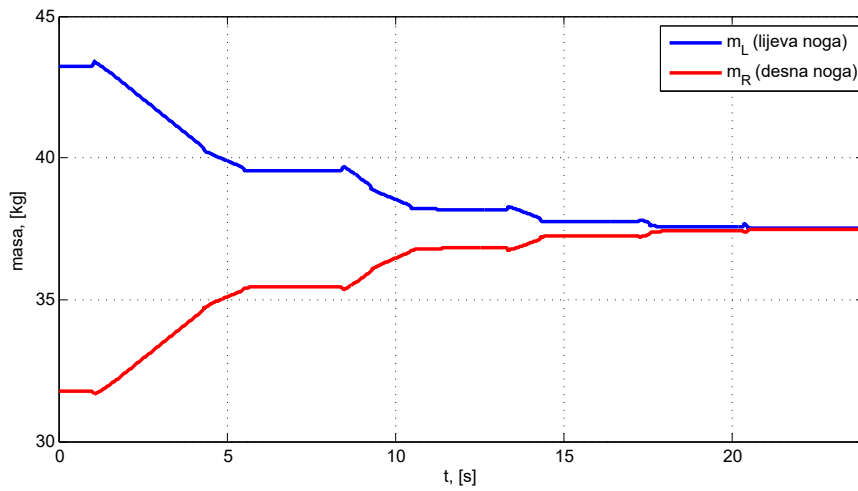
vane vrijednosti $CoM_x = 0$ podizanjem lijevog PMRT-a pomoću 3-RPS paralelnog manipulatora što se može vidjeti na slici 6.13. Svaki novi izračun varijable CoM_x za potrebe promjene visine PMRT-a nastupit će nakon rastućeg brida signala *Mirno stajanje* prikazanog na slici 6.16. Signal *Mirno stajanje* generira se kada je ljudsko tijelo na PMRT-ima mirno. Prilikom svake promjene visine PMRT-a u odzivu varijable CoM_x (slika 6.13) javlja se propad signala. Razlog tome je povećanje sile kojom lijeva noga djeluje na PMRT-a uslijed ubrzanja pri promjeni visine PMRT-a.



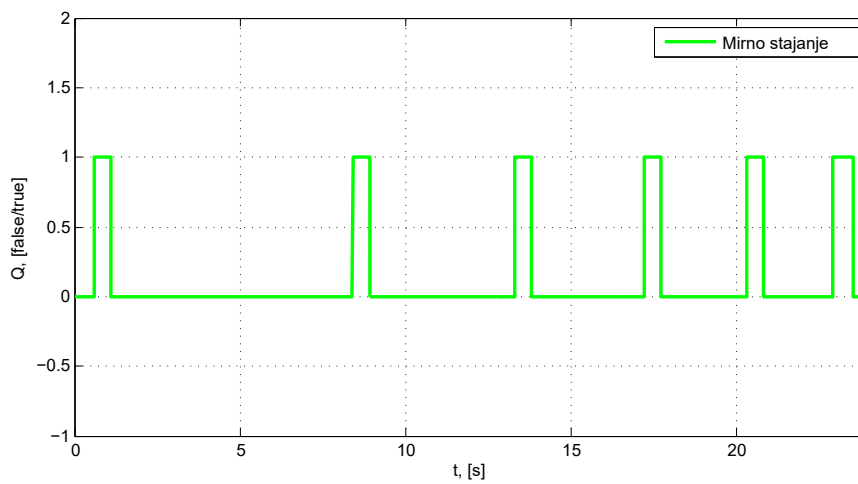
Slika 6.13: Scenarij 1: pozicija CoM-a ljudskoga tijela CoM_x



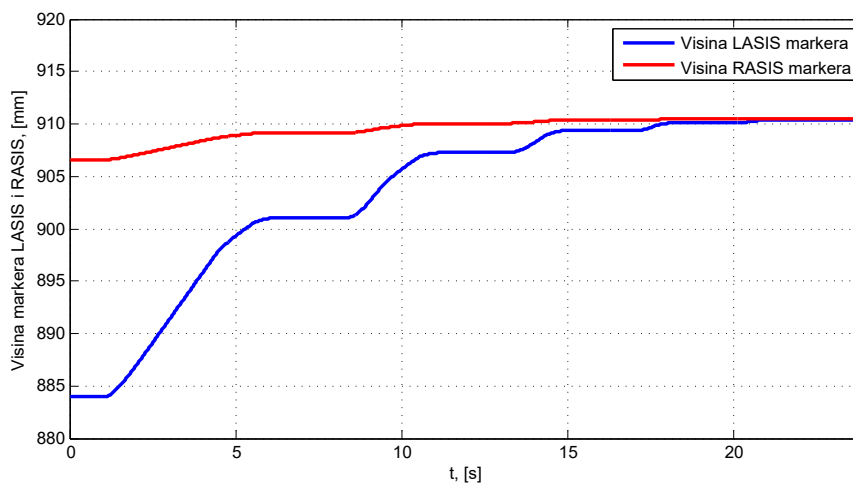
Slika 6.14: Scenarij 1: referentna visina lijevog PMRT-a (z_{Lref}) i desnog PMRT-a (z_{Rref}), trenutna visina lijevog PMRT-a (z_L) i desnog PMRT-a (z_R)



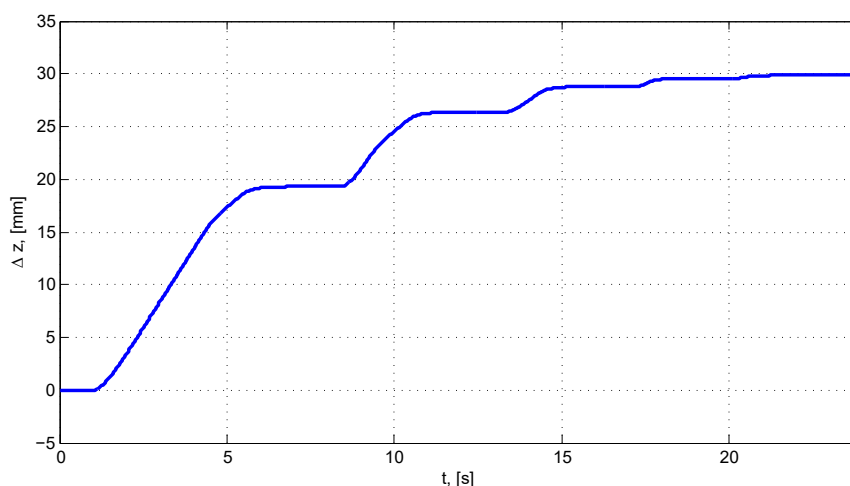
Slika 6.15: Scenarij 1: opterećenje lijeve (m_L) i desne (m_R) noge



Slika 6.16: Scenarij 1: signal *Mirno stajanje* (Q) za pokretanje nove iteracije HBBA



Slika 6.17: Scenarij 1: pozicije markera LASIS i RASIS koji se nalaze na zdjelici



Slika 6.18: Scenarij 1: razlika u visini lijevog i desnog PMRT-a (Δz) koja u zadnjem koraku HBBA odgovara procjeni LLD-a (Δl)

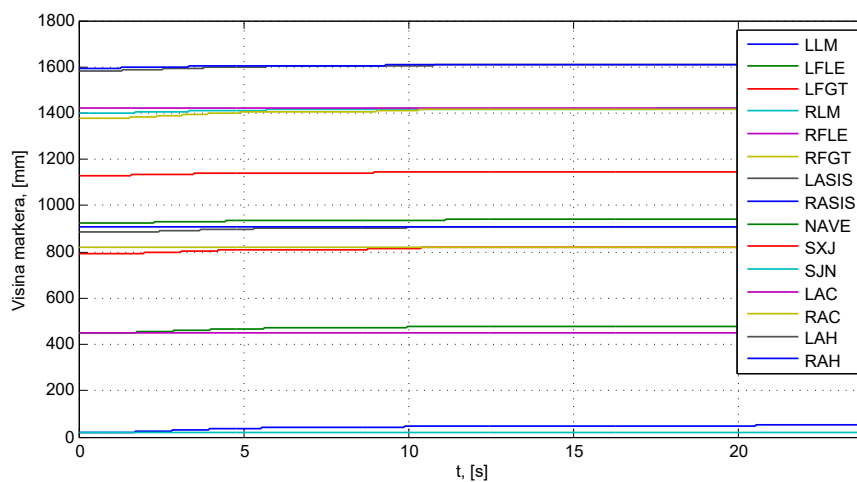
Tablica 6.4: Scenarij 1: vrijednosti odziva sa slika 6.13 - 6.18 u svakom koraku iteracije HBBA

Iteracija	CoM_x [mm]	z_L [mm]	z_R [mm]	Δz [mm]	m_L [kg]	m_R [kg]	z_{LASIS} [mm]	z_{RASIS} [mm]
$k = 0$	-19.35	424.4	424.4	0	43.22	31.78	883.9	906.6
$k = 1$	-7.06	443.8	424.4	19.4	39.53	35.47	901.1	909.2
$k = 2$	-2.42	450.8	424.4	26.4	38.19	36.81	907.3	910.1
$k = 3$	-0.81	453.2	424.4	28.8	37.73	37.27	909.4	910.4
$k = 4$	-0.27	454.0	424.4	29.6	37.58	37.42	910.2	910.5
$k = 5$	-0.09	454.3	424.4	29.9	37.53	37.47	910.4	910.5

HBBA se zaustavlja kada u zadnjoj iteraciji ($k = 5$) CoM_x ima vrijednost -0.09 mm što je po apsolutnoj vrijednosti manje od definiranog parametra $\varepsilon = 0.2$ mm. Visina lijevog PMRT-a z_L iznosi 454.3 mm, a visina desnog PMRT-a z_R iznosi 424.4 mm (slika 6.14). Opterećenje lijeve ($m_L = 37.53$ kg) i desne ($m_R = 37.47$ kg) noge razlikuju se za svega 0.06 kg što upućuje da je postignuta ravnoteža ljudskoga tijela (slika 6.15). Pozicija markera LASIS duž z osi iznosi 910.4 mm, a pozicija markera RASIS duž z osi iznosi 910.5 mm (slika 6.17). Razlika u visini markera je 0.1 mm što upućuje na to da je zdjelica nivelirana. Prema izrazu (5.4) razlika u visini lijevog i desnog PMRT-a Δz iznosi 29.9 mm. Procjena LLD-a prema izrazu (5.6) jest $\Delta l_R = 29.9$ mm što znači da je desna noga duža od lijeve za 29.9 mm, dok je simulirana razlika u duljini nogu iznosila 30 mm. Broj iteracija HBBA ovisit će o definiranom odstupanju ε i o parametru

γ . Smanjenjem odstupanja ε ili parametra γ povećava se broj iteracija HBBA što može produžiti procjenu LLD-a i učiniti stvarnog ispitanika nemirnim. Procjena LLD-a u iznosu od 29.9 mm informacija je za kliničara, da se kod dizajna i izrade ortopedskog uloška za lijevu nogu formira povišenje u iznosu procjene LLD-a. U slučaju kada model ljudskoga tijela ima samo LLD, HBBA će dati iste rezultate kao i metoda mjerenja LLD-a stajanjem na blokovima [24] zbog toga što je nakon postavljanja ljudskog tijela u ravnotežu zdjelica nivelirana.

Pozicija svih 15 markera na virtualnom modelu ljudskoga tijela koji se kontinuirano prate prikazani su na slici 6.19. Može se primijetiti kako se visina markera koji se nalaze na lijevoj strani ljudskoga tijela povećava tijekom iteracija HBBA zbog podizanja lijevog PMRT-a. Pozicije markera prikazane su samo u scenariju 1 i u sljedećim scenarijima se neće prikazivati.



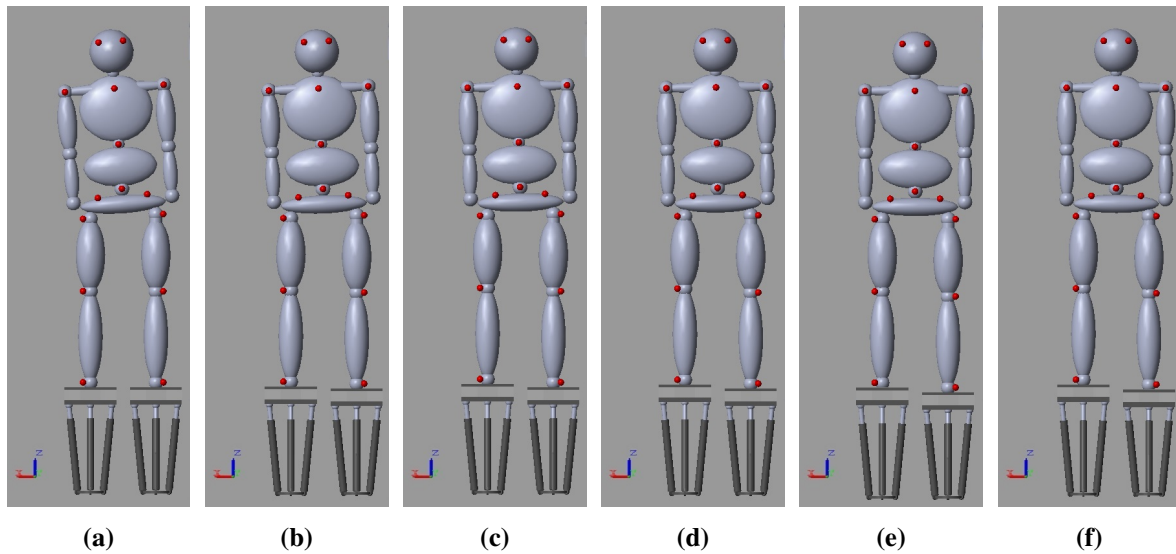
Slika 6.19: Scenarij 1: pozicija svih markera duž osi z

6.3.2 Scenarij 2: ljudsko tijelo koje ima samo LLD (lijeva noga duža od desne)

Masa i visina virtualnog modela ljudskoga tijela u scenariju 2 iznose 45 kg i 150 cm. Razlika u duljini lijeve i desne noge je $LLD_L = 20$ mm, a kut skolioze je $\phi = 0^\circ$. Parametri HBBA su $\varepsilon = 0.1$ mm i $\gamma = 0.7$. Početna visina lijevog i desnog PMRT-a iznosi 424.4 mm. Kompenzacija LLD-a u scenariju 2 završila je nakon 10 iteracija što je prikazano na slici 6.20. U početku simulacije model ljudskoga tijela nagnut je prema desnoj (kraćoj) nozi (slika 6.20a), dok je u zadnjoj iteraciji HBBA model ljudskoga tijela postavljen u ravnotežu (slika 6.20f).

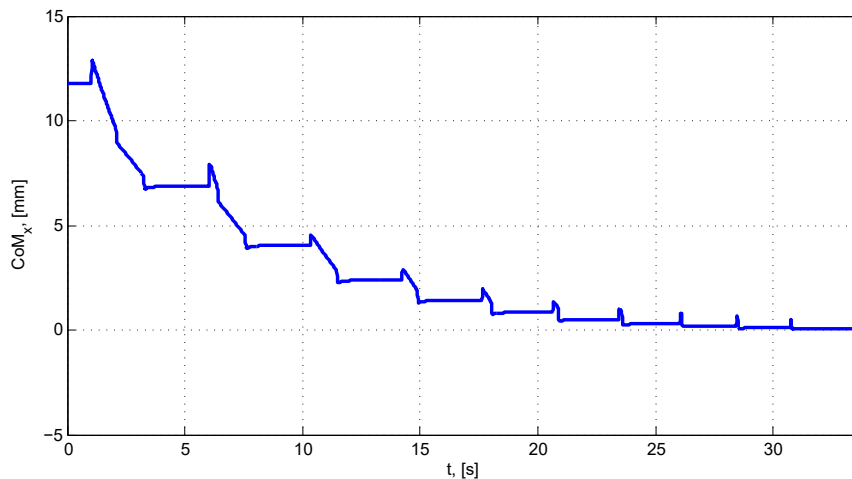
U početnom stanju ($k = 0$) CoM_x iznosi 11.80 mm što je posljedica većeg opterećenja desnog PMRT-a ($m_R = 24.46$ kg) od opterećenja lijevog PMRT-a ($m_L = 20.54$ kg). Pozicija markera LASIS duž z osi iznosi 781.5 mm, a pozicija markera RASIS duž z osi iznosi 766.4 mm. Pozicije markera LASIS i RASIS te pozicija CoM-a duž osi x upućuje na to da pacijent ima LLD. Marker SJN, SXJ i NAVE leže na istom pravcu što upućuje na to da pacijent nema skoliozu. Prema navedenom, HBBA će u scenariju 2 donijeti zaključak da ljudsko tijelo ima samo

LLD ($S = 1$).

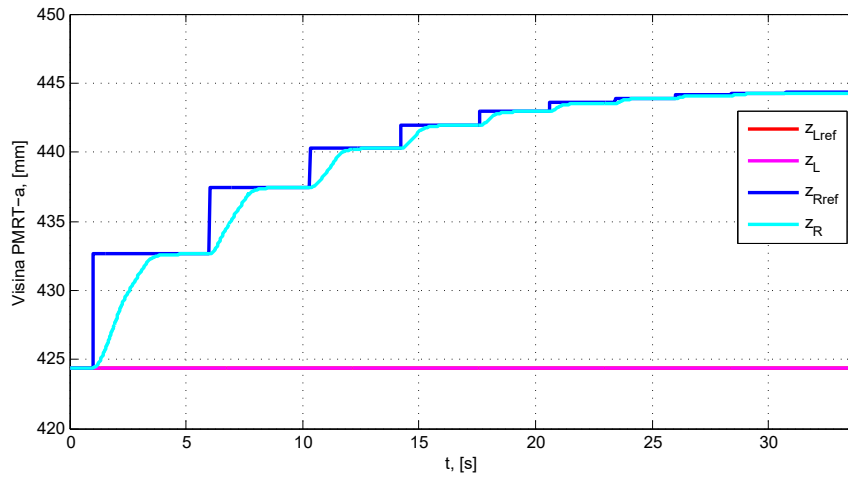


Slika 6.20: Scenarij 2: (a) početno stanje ljudskoga tijela koje ima samo LLD pri kojem je lijeva noga duža od desne (iteracija algoritma $k = 0$), (b) iteracija algoritma $k = 1$, (c) iteracija algoritma $k = 2$, (d) iteracija algoritma $k = 3$, (e) iteracija algoritma $k = 7$, (f) ljudsko tijelo s LLD-om postavljeno u ravnotežu (iteracija algoritma $k = 10$)

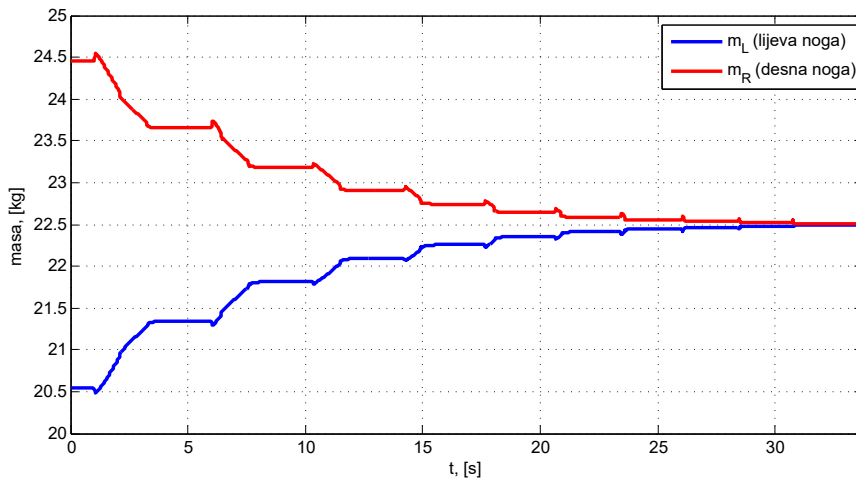
S obzirom da je $|CoM_x| \geq \varepsilon$ i $CoM_x > 0$, prema algoritmu na slici 5.1 i izrazu (5.2) desni PMRT podići će se za iznos 8.3 mm ($\gamma|CoM_x|$). Odziv varijabli koje se prate kod provođenja HBBA prikazane su na slikama 6.21 - 6.26. Vrijednosti varijabli u svakoj iteraciji HBBA prikazane su u tablici 6.5. HBBA prema tablici 6.5 postepeno smanjuje odstupanje CoM-a duž osi x od očekivane vrijednosti $CoM_x = 0$ podizanjem desnog PMRT-a pomoću 3-RPS paralelnog manipulatora što se može vidjeti i na slici 6.21. Svaki novi izračun varijable CoM_x za potrebe promjene visine PMRT-a nastupit će nakon rastućeg brida signala *Mirno stajanje* prikazanog na slici 6.24.



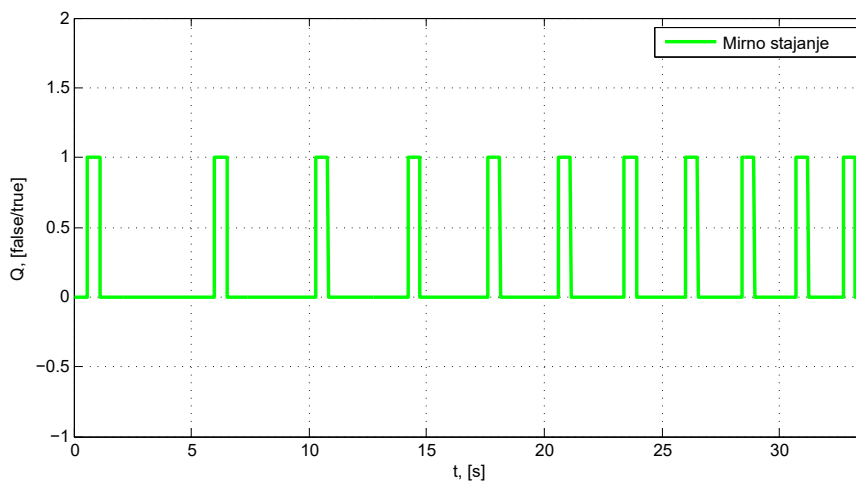
Slika 6.21: Scenarij 2: pozicija CoM-a ljudskoga tijela CoM_x



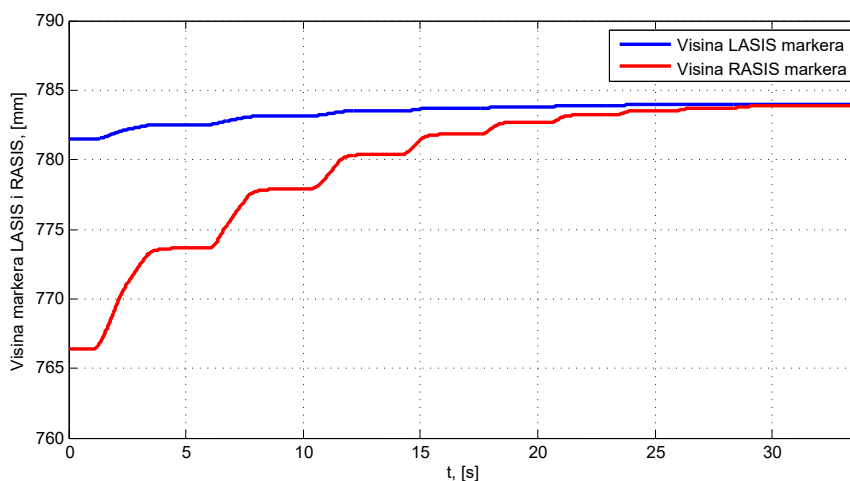
Slika 6.22: Scenarij 2: referentna visina lijevog PMRT-a (z_{Lref}) i desnog PMRT-a (z_{Rref}), trenutna visina lijevog PMRT-a (z_L) i desnog PMRT-a (z_R)



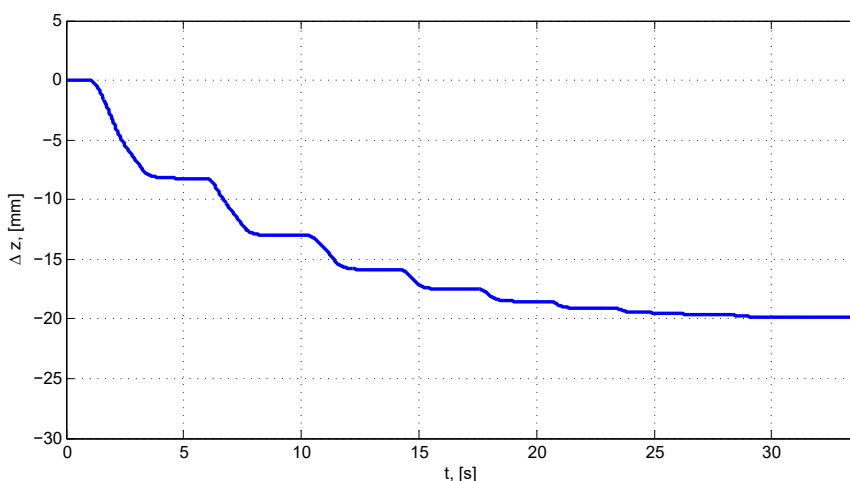
Slika 6.23: Scenarij 2: opterećenje lijeve (m_L) i desne (m_R) noge



Slika 6.24: Scenarij 2: signal *Mirno stajanje* (Q) za pokretanje nove iteracije HBBA



Slika 6.25: Scenarij 2: pozicije markera LASIS i RASIS koji se nalaze na zdjelici



Slika 6.26: Scenarij 2: razlika u visini lijevog i desnog PMRT-a (Δz) koja u zadnjem koraku HBBA odgovara procjeni LLD-a (Δl)

HBBA se zaustavlja kada u zadnjoj iteraciji ($k = 10$) CoM_x ima vrijednost 0.07 mm što je po apsolutnoj vrijednosti manje od definiranog parametra $\varepsilon = 0.1$ mm. Visina lijevog PMRT-a z_L iznosi 424.4 mm, a visina desnog PMRT-a z_R iznosi 444.3 mm (slika 6.22). Opterećenje lijeve ($m_L = 22.49$ kg) i desne ($m_R = 22.51$ kg) noge razlikuju se za svega 0.02 kg što upućuje da je postignuta ravnoteža ljudskoga tijela (slika 6.23). Pozicija markera LASIS duž z osi iznosi 784.0 mm, a pozicija markera RASIS duž z osi iznosi 783.9 mm (slika 6.25). Razlika u visini markera je 0.1 mm što upućuje na to da je zdjelica nivelirana. Prema izrazu (5.4) razlika u visini lijevog i desnog PMRT-a Δz ima vrijednost -19.9 mm. Procjena LLD-a prema izrazu (5.7) jest $\Delta l_L = 19.9$ mm što znači da je lijeva noga duža od desne za 19.9 mm, dok je simulirana razlika u duljini nogu iznosila 20 mm. U scenariju 2 varijable ε i γ imale su manje iznose nego u scenariju 1 zbog čega se povećao broj iteracija HBBA. Kod odabira varijable ε svakako treba uzeti u obzir standardno odstupanje mjerenja CoM-a ljudskoga tijela. U scenariju 2 će HBBA

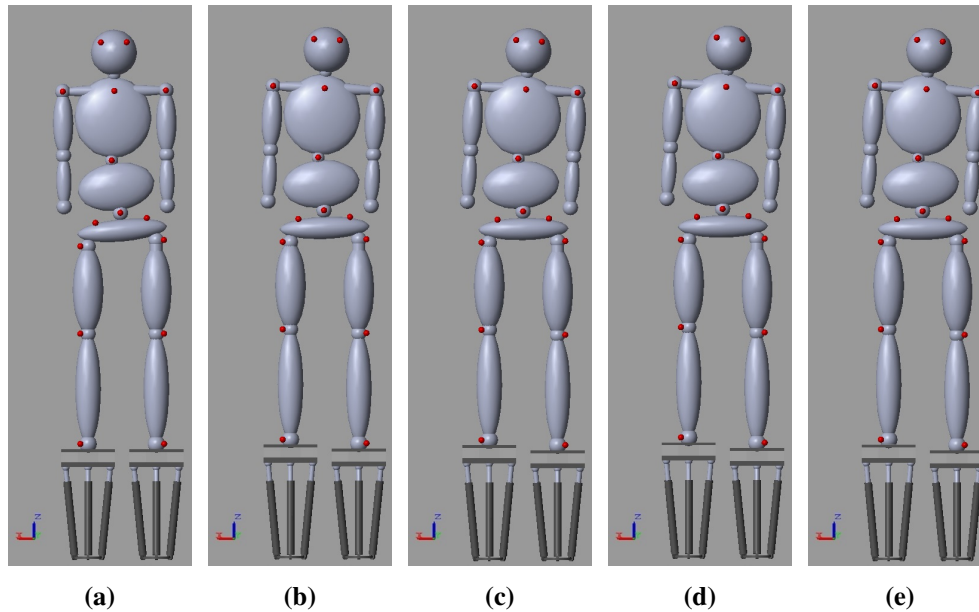
dati iste rezultate kao i metoda mjerenja LLD-a stajanjem na blokovima zbog toga što je nakon postavljanja ljudskog tijela u ravnotežu zdjelica nivelirana.

Tablica 6.5: Scenarij 2: vrijednosti odziva sa slika 6.21 - 6.26 u svakom koraku iteracije HBBA

Iteracija	CoM_x [mm]	z_L [mm]	z_R [mm]	Δz [mm]	m_L [kg]	m_R [kg]	z_{LASIS} [mm]	z_{RISIS} [mm]
$k = 0$	11.80	424.4	424.4	0	20.54	24.46	781.5	766.4
$k = 1$	6.88	424.4	432.7	-8.3	21.35	35.47	782.5	773.6
$k = 2$	4.04	424.4	437.5	-13.1	21.82	23.18	783.1	777.9
$k = 3$	2.39	424.4	440.3	-15.9	22.10	22.90	783.5	780.4
$k = 4$	1.42	424.4	442.0	-17.6	22.26	22.74	783.7	781.8
$k = 5$	0.85	424.4	443.0	-18.6	22.36	22.64	783.8	782.7
$k = 6$	0.51	424.4	443.5	-19.1	22.41	22.59	783.9	783.2
$k = 7$	0.30	424.4	443.9	-19.5	22.45	22.55	783.9	783.5
$k = 8$	0.18	424.4	444.1	-19.7	22.47	22.53	784.0	783.7
$k = 9$	0.10	424.4	444.2	-19.8	22.48	22.52	784.0	783.9
$k = 10$	0.07	424.4	444.3	-19.9	22.49	22.51	784.0	783.9

6.3.3 Scenarij 3: ljudsko tijelo koje ima LLD i skoliozu - procjena i kompenzacija LLD-a pomoću HBBA

Masa i visina virtualnog modela ljudskoga tijela u scenariju 3 iznose 75 kg i 175 cm. Razlika u duljini lijeve i desne noge je $LLD_L = 25$ mm, a kut skolioze je $\phi = 11^\circ$. Parametri HBBA su $\varepsilon = 0.2$ mm i $\gamma = 1$. Početna visina lijevog i desnog PMRT-a iznosi 424.4 mm. Kompenzacija LLD-a u scenariju 3 završila je nakon četiri iteracije što je prikazano na slici 6.27. U početku simulacije virtualni model ljudskoga tijela nagnut je prema desnoj (kraćoj) nozi (slika 6.27a), a lumbalna kralježnica savijena je prema lijevoj (dužoj) nozi [87]. Zadnji korak iteracije HBBA prikazan je na slici 6.27e. S obzirom da je cilj postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu simetrija opterećenja lijeve i desne noge, tijelo s LLD-om i skoliozom u zadnjem koraku neće imati niveliranu zdjelicu kao što je to bio slučaj u scenariju 1 i scenariju 2.



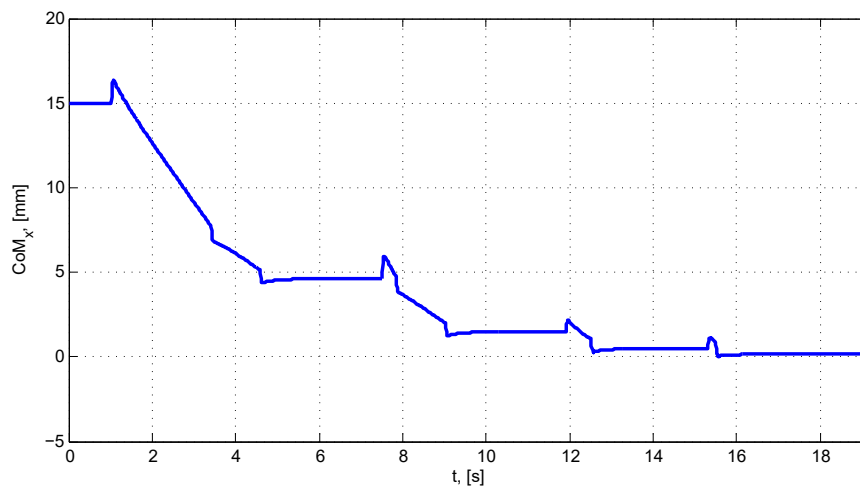
Slika 6.27: Scenarij 3: (a) početno stanje ljudskoga tijela koje ima LLD i skoliozu (iteracija algoritma $k = 0$), (b) iteracija algoritma $k = 1$, (c) iteracija algoritma $k = 2$, (d) iteracija algoritma $k = 3$, (e) ljudsko tijelo s LLD-om i skoliozom postavljeno u ravnotežu (iteracija algoritma $k = 4$)

U početnom stanju ($k = 0$) CoM_x iznosi 14.94 mm što je posljedica većeg opterećenja desnog PMRT-a ($m_R = 41.61$ kg) od opterećenja lijevog PMRT-a ($m_L = 33.39$ kg). Pozicija markera LASIS duž z osi iznosi 902.2 mm, a pozicija markera RASIS duž z osi iznosi 883.4 mm. Pozicije markera LASIS i RASIS te pozicija CoM-a duž osi x upućuje na to da pacijent ima LLD. Markeri SJN i SXJ leže na pravcu p_1 , a markeri SXJ i NAVE leže na pravcu p_2 . Kut između pravaca p_1 i p_2 iznosi 169° što upućuje na to da pacijent ima skoliozu s kutom skolioze $\phi = 11^\circ$. Prema navedenom, HBBA će u scenariju 3 donijeti zaključak da ljudsko tijelo ima LLD i skoliozu ($S = 2$).

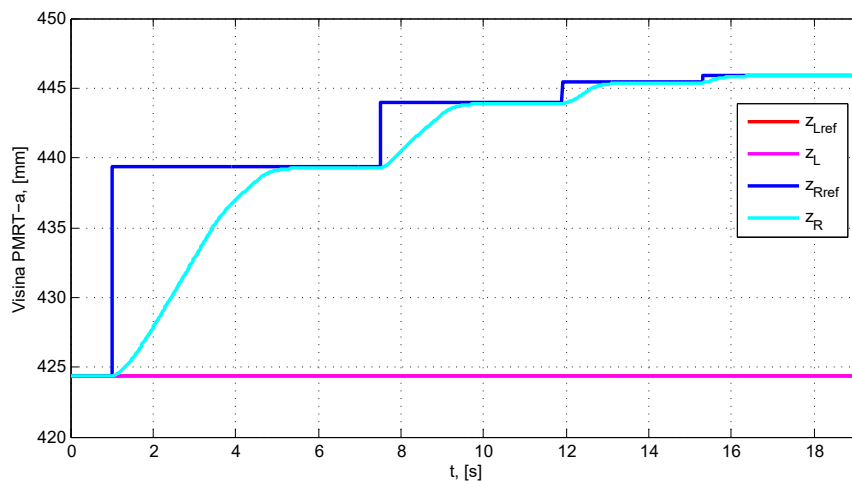
S obzirom da je $|CoM_x| \geq \varepsilon$ i $CoM_x > 0$, prema algoritmu na slici 5.1 i izrazu (5.2) desni PMRT podići će se za iznos 14.9 mm. Odziv varijabli koje se prate kod provođenja HBBA prikazane su na slikama 6.28 - 6.33. Vrijednosti varijabli u svakoj iteraciji HBBA prikazane su u tablici 6.6. HBBA prema tablici 6.6 postepeno smanjuje odstupanje CoM-a duž osi x od očekivane vrijednosti $CoM_x = 0$ podizanjem desnog PMRT-a pomoću 3-RPS paralelnog manipulatora što se može vidjeti i na slici 6.28. Svaki novi izračun varijable CoM_x za potrebe promjene visine PMRT-a nastupit će nakon rastućeg brida signala *Mirno stajanje* prikazanog na slici 6.31.

HBBA se zaustavlja kada u zadnjoj iteraciji ($k = 4$) CoM_x ima vrijednost 0.16 mm što je po apsolutnoj vrijednosti manje od definiranog parametra $\varepsilon = 0.2$ mm. Visina lijevog PMRT-a z_L iznosi 424.4 mm, a visina desnog PMRT-a z_R iznosi 445.9 mm (slika 6.29). Opterećenje lijeve ($m_L = 37.46$ kg) i desne ($m_R = 37.54$ kg) noge razlikuju se za svega 0.08 kg što upućuje da je postignuta ravnoteža ljudskoga tijela (slika 6.30). Pozicija markera LASIS duž z osi iznosi

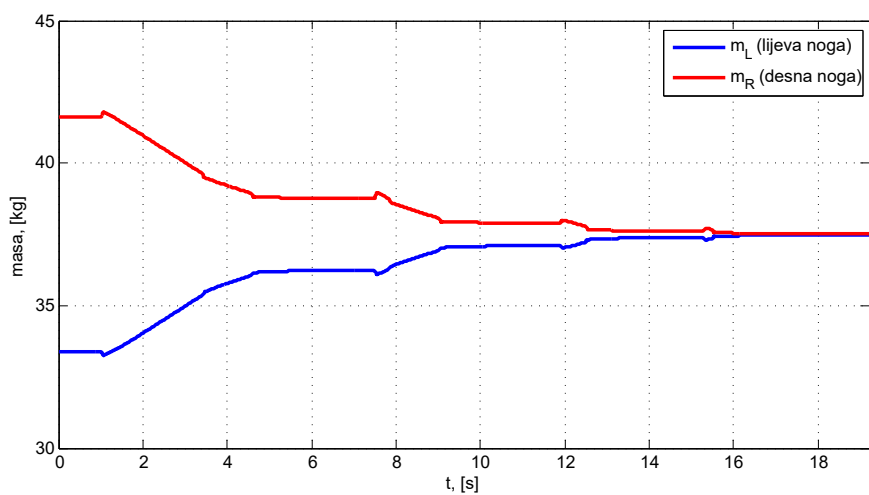
905.1 mm, a pozicija markera RASIS duž z osi iznosi 902.4 mm (slika 6.32). Razlika u visini markera je 2.7 mm što upućuje na to da zdjelica nije nivelirana. Prema izrazu (5.4) razlika u visini lijevog i desnog PMRT-a Δz ima vrijednost -21.5 mm. Procjena LLD-a prema izrazu (5.7) jest $\Delta L_L = 21.5$ mm što znači da je lijeva noga duža od desne za 21.5 mm. Simulirani LLD iznosio je 25 mm što znači da procjena LLD-a koja je dobivena pomoću HBBA nije jednaka stvarnom LLD-u. Cilj HBBA je postići simetrično opterećenje lijeve i desne noge što je prema slici 6.31 postignuto. Simetrično opterećenje lijeve i desne noge postići će se ako se pacijentu izradi ortopedski uložak s povišenjem iznosa 21.5 mm ispod desne noge.



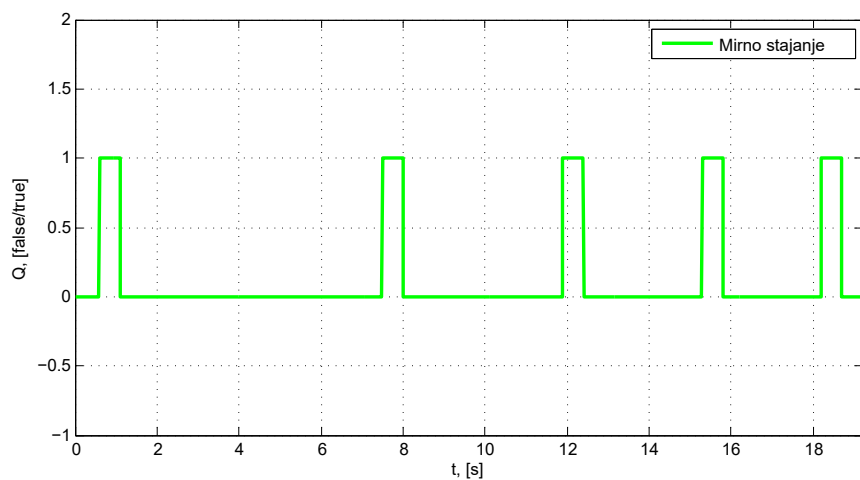
Slika 6.28: Scenarij 3: pozicija CoM-a ljudskoga tijela CoM_x



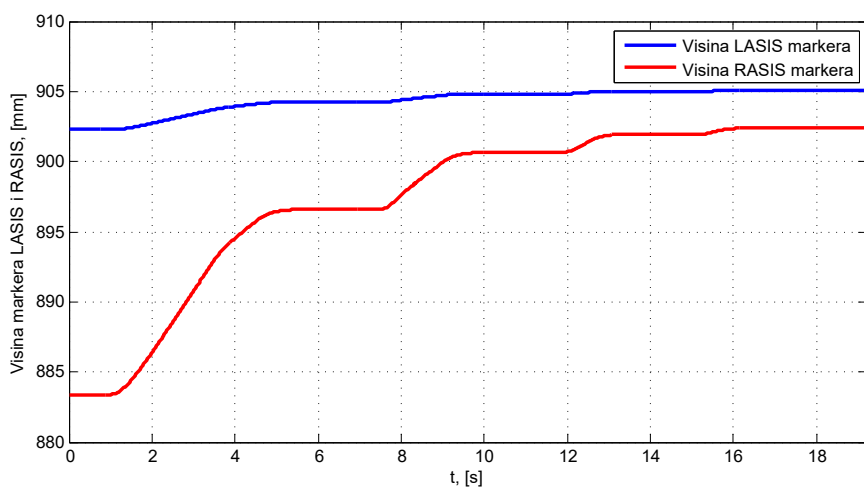
Slika 6.29: Scenarij 3: referentna visina lijevog PMRT-a (z_{Lref}) i desnog PMRT-a (z_{Rref}), trenutna visina lijevog PMRT-a (z_L) i desnog PMRT-a (z_R)



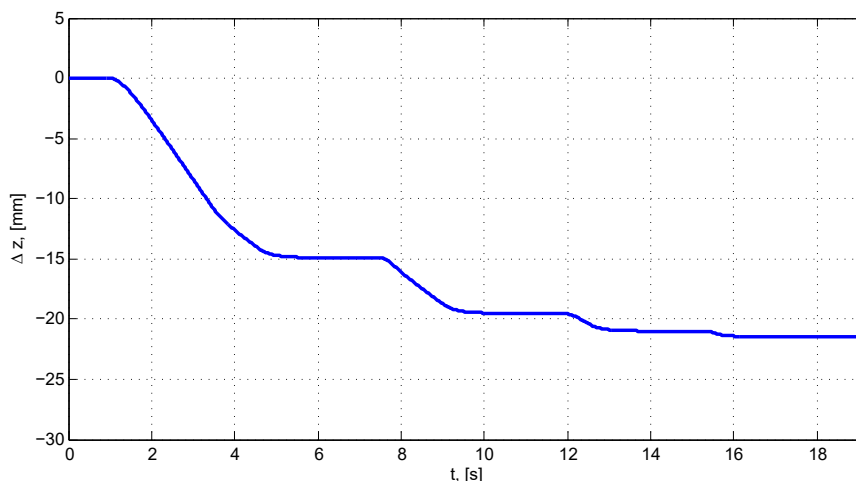
Slika 6.30: Scenarij 3: opterećenje lijeve (m_L) i desne (m_R) noge



Slika 6.31: Scenarij 3: signal *Miro stajanje* (Q) za pokretanje nove iteracije HBBA



Slika 6.32: Scenarij 3: pozicije markera LASIS i RASIS koji se nalaze na zdjelici



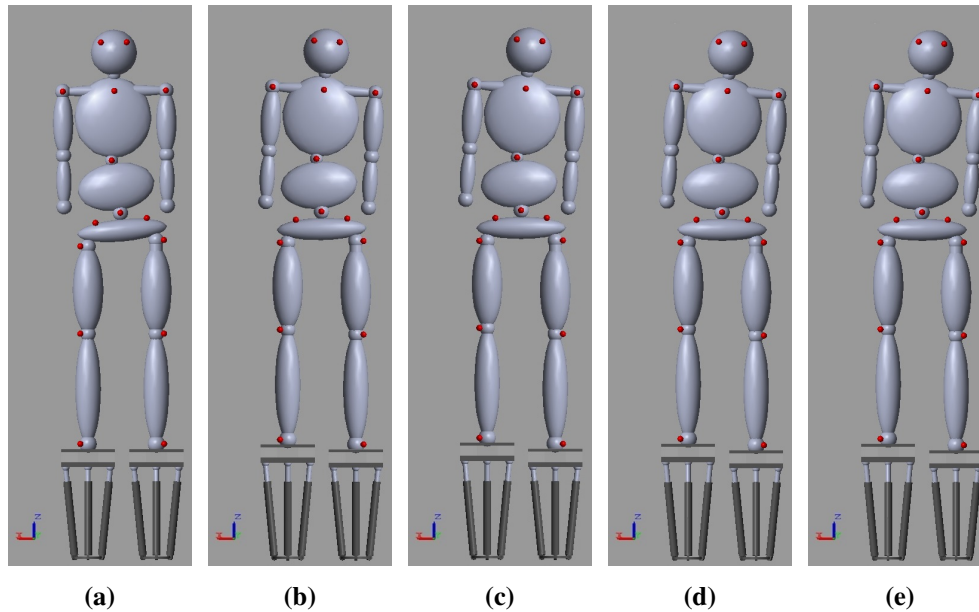
Slika 6.33: Scenarij 3: razlika u visini lijevog i desnog PMRT-a (Δz) koja u zadnjem koraku HBBA odgovara procjeni LLD-a (Δl)

Tablica 6.6: Scenarij 3: vrijednosti odziva sa slika 6.28 - 6.33 u svakom koraku iteracije HBBA

Iteracija	CoM_x [mm]	z_L [mm]	z_R [mm]	Δz [mm]	m_L [kg]	m_R [kg]	z_{LASIS} [mm]	z_{RASIS} [mm]
$k = 0$	14.94	424.4	424.4	0	33.39	41.61	902.2	883.4
$k = 1$	4.61	424.4	439.3	-14.9	36.22	38.78	904.3	896.6
$k = 2$	1.48	424.4	443.9	-19.5	37.09	37.91	904.8	900.7
$k = 3$	0.48	424.4	445.4	-21.0	37.37	37.63	905.0	902.0
$k = 4$	0.16	424.4	445.9	-21.5	37.46	37.54	905.1	902.4

6.3.4 Scenarij 4: ljudsko tijelo koje ima LLD i skoliozu - procjena i kompenzacija LLD-a pomoću algoritma za niveliranje zdjelice

U scenariju 4 prikazana je procjena i kompenzacija LLD-a pomoću algoritma za niveliranje zdjelice za ljudsko tijelo koje ima LLD i skoliozu. Parametri ljudskoga tijela u scenariju 4 isti su kao u scenariju 3. Kompenzacija LLD-a niveliranjem zdjelice u scenariju 4 završila je nakon četiri iteracije što je prikazano na slici 6.34. U početku simulacije virtualni model ljudskoga tijela nagnut je prema desnoj (kraćoj) nozi (slika 6.34a), a lumbalna kralježnica savijena je prema lijevoj (dužoj) nozi. Zadnji korak iteracije algoritma za niveliranje zdjelice prikazan je na slici 6.34e. U ovom slučaju zdjelica će biti nivelirana što će biti prikazano u nastavku.



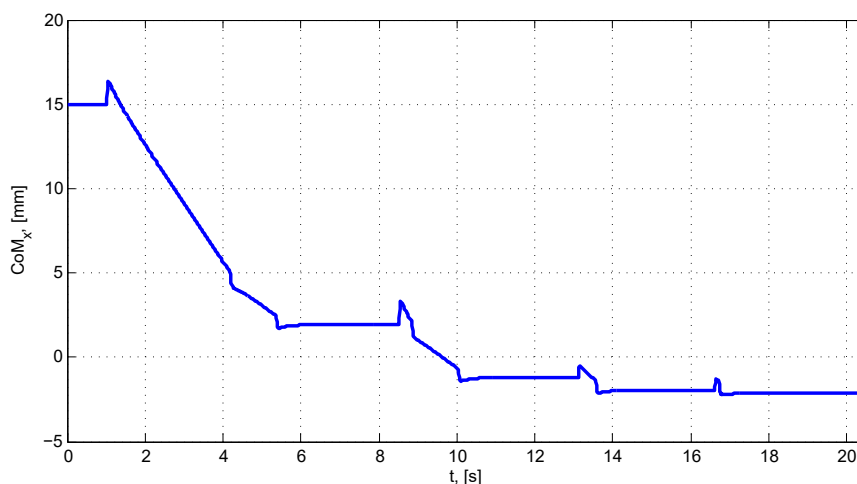
Slika 6.34: Scenarij 4: (a) početno stanje ljudskoga tijela koje ima LLD i skoliozu (iteracija algoritma $k = 0$), (b) iteracija algoritma $k = 1$, (c) iteracija algoritma $k = 2$, (d) iteracija algoritma $k = 3$, (e) ljudsko tijelo s LLD-om i skoliozom postavljeno u ravnotežu (iteracija algoritma $k = 4$)

Parametri algoritma za niveliranje zdjelice su $\varepsilon = 0.2$ mm i $\gamma = 1$. U početnom stanju ($k = 0$) Δz_{ASIS} ima vrijednost -18.8 mm jer visina markera LASIS iznosi 902.2 mm, a visina markera RASIS iznosi 883.4 mm. S obzirom da je $|\Delta z_{ASIS}| \geq \varepsilon$ i $|\Delta z_{ASIS}| < 0$, prema algoritmu za niveliranje zdjelice i relaciji (5.9), desni PMRT podići će se za iznos 18.8 mm. Odziv varijabli koje se prate kod provođenja algoritma za niveliranje zdjelice prikazane su na slikama 6.35 - 6.40. Vrijednosti varijabli u svakoj iteraciji algoritma prikazane su u tablici 6.7. Algoritam prema tablici 6.7 postepeno smanjuje razliku u visini markera RASIS i LASIS od očekivane vrijednosti $\Delta z_{ASIS} = 0$ podizanjem desnog PMRT-a pomoću 3-RPS paralelnog manipulatora što se može vidjeti i na slici 6.39. Svaki novi izračun varijable Δz_{ASIS} za potrebe promjene visine PMRT-a nastupit će nakon rastućeg brida signala *Mirno stajanje* prikazanog na slici 6.38.

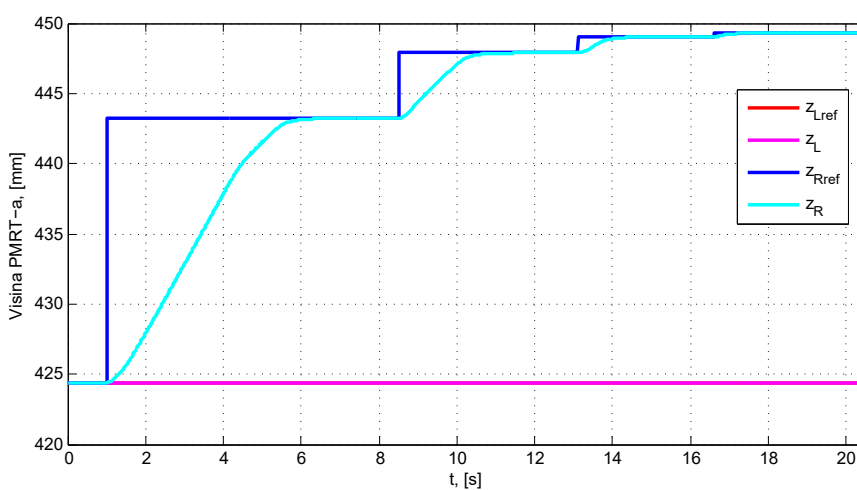
Algoritam za niveliranje zdjelice zaustavlja se kada u zadnjoj iteraciji ($k = 4$) Δz_{ASIS} ima vrijednost -0.1 mm što je po apsolutnoj vrijednosti manje od definiranog parametra $\varepsilon = 0.2$ mm. Visina lijevog PMRT-a z_L iznosi 424.4 mm, a visina desnog PMRT-a z_R iznosi 449.3 mm (slika 6.36). Pozicija markera LASIS duž z osi iznosi 905.5 mm, a pozicija markera RASIS duž z osi iznosi 905.4 mm (slika 6.39). Razlika u visini markera je -0.1 mm što upućuje na to da je zdjelica nivelirana što je i bio cilj algoritma. Opterećenje lijeve ($m_L = 38.11$ kg) i desne ($m_R = 36.89$ kg) noge razlikuju se 1.22 kg što upućuje na to da postoji razlika u opterećenju lijeve i desne noge (slika 6.30). Konačna vrijednost CoM-a ljudskoga tijela je $CoM_x = -2.15$ mm. Cilj algoritma je provesti niveliranje zdjelice što je, kako se vidi na slici 6.39, uspješno provedeno jer se grafovi pozicija markera duž osi z markera LASIS i RASIS međusobno približavaju tijekom iteracija algoritma. Naravno, u slučaju kada se nivelira zdjelica, opterećenje nogu nije jednako

za ljudsko tijelo koje ima LLD i skoliozu.

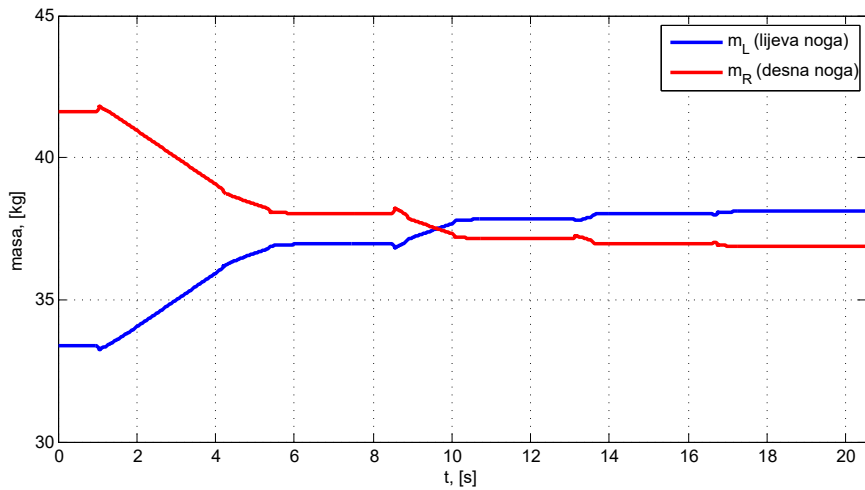
Prema izrazu (5.4) razlika u visini lijevog i desnog PMRT-a Δz ima vrijednost -24.9 mm. Procjena LLD-a prema izrazu (5.7) jest $\Delta l_L = 24.9$ mm što znači da je lijeva noga duža od desne za 24.9 mm. Simulirani LLD iznosio je 25 mm što znači da je procjena LLD-a dobivena algoritmom za niveliranje zdjelice jednaka stvarnom LLD-u.



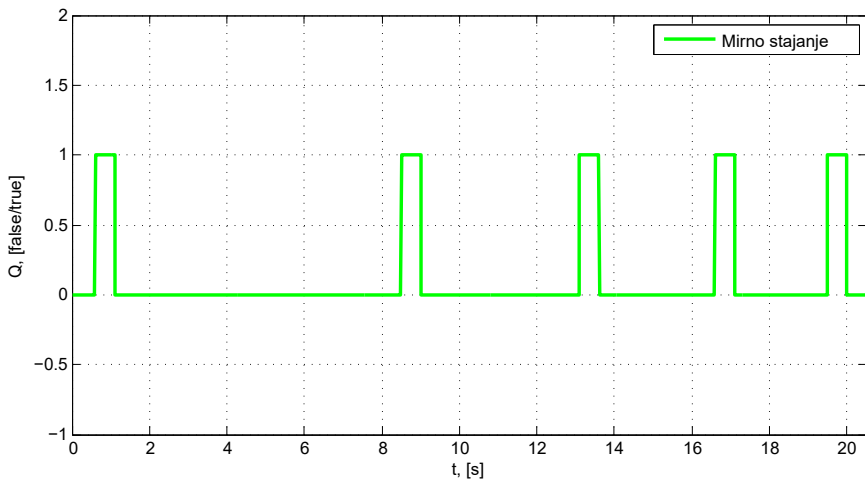
Slika 6.35: Scenarij 4: pozicija CoM-a ljudskoga tijela CoM_x



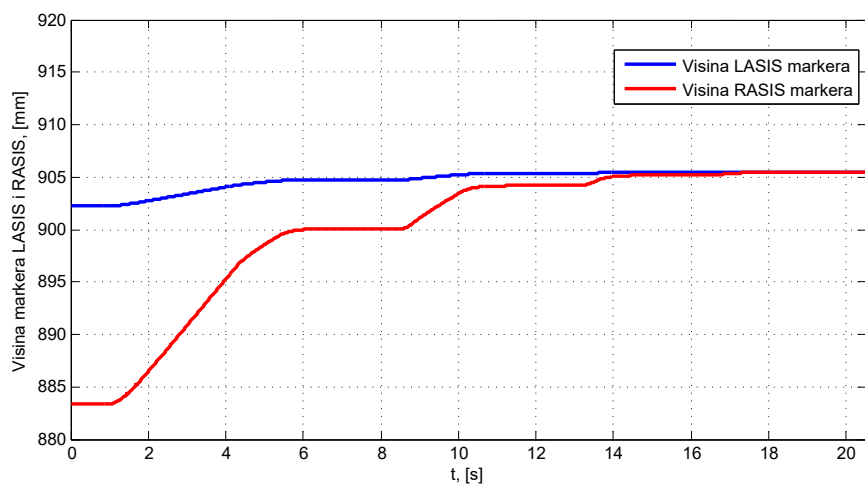
Slika 6.36: Scenarij 4: referentna visina lijevog PMRT-a (z_{Lref}) i desnog PMRT-a (z_{Rref}), trenutna visina lijevog PMRT-a (z_L) i desnog PMRT-a (z_R)



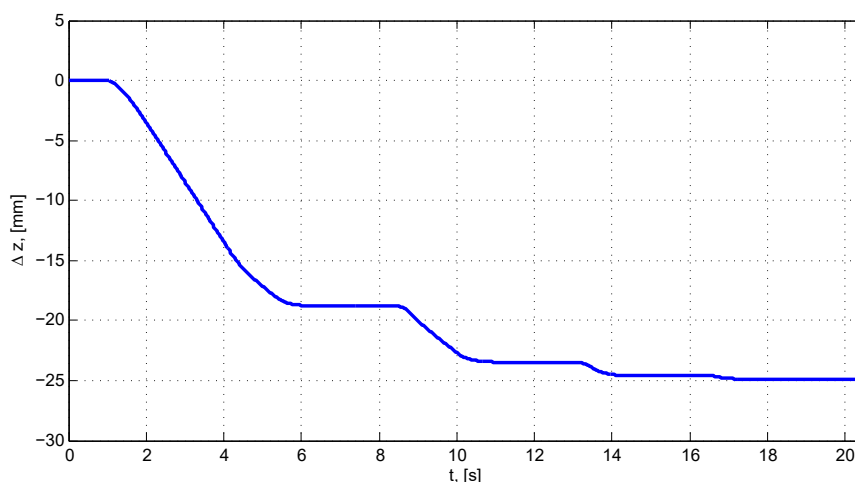
Slika 6.37: Scenarij 4: opterećenje lijeve (m_L) i desne (m_R) noge



Slika 6.38: Scenarij 4: signal *Mirno stajanje* (Q) za pokretanje nove iteracije algoritma za niveliranje zdjelice



Slika 6.39: Scenarij 4: pozicije markera LASIS i RASIS koji se nalaze na zdjelici



Slika 6.40: Scenarij 4: razlika u visini lijevog i desnog PMRT-a (Δz) koja u zadnjem koraku algoritma za niveliranje zdjelice odgovara procjeni LLD-a (Δl)

Tablica 6.7: Scenarij 4: vrijednosti odziva sa slika 6.35 - 6.40 u svakom koraku iteracije algoritma za niveliranje zdjelice

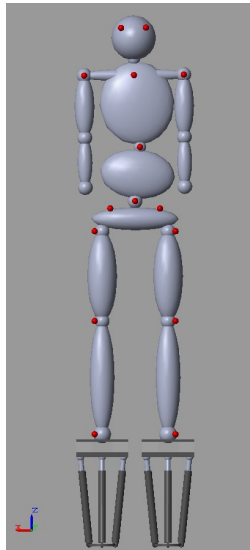
Iteracija	CoM_x [mm]	z_L [mm]	z_R [mm]	Δz [mm]	m_L [kg]	m_R [kg]	z_{LASIS} [mm]	z_{RASIS} [mm]	Δz_{ASIS} [mm]
$k = 0$	14.94	424.4	424.4	0	33.39	41.61	902.2	883.4	-18.8
$k = 1$	1.93	424.4	443.2	-18.8	36.96	38.04	904.6	899.9	-4.7
$k = 2$	-1.20	424.4	447.9	-23.5	37.84	37.16	905.4	904.3	-1.1
$k = 3$	-1.96	424.4	449.0	-24.6	38.05	36.95	905.5	905.2	-0.3
$k = 4$	-2.15	424.4	449.3	-24.9	38.11	36.89	905.5	905.4	-0.1

6.3.5 Scenarij 5: ljudsko tijelo koje ima samo skoliozu

Masa i visina virtualnog modela ljudskoga tijela u scenariju 5 iznose 90 kg i 185 cm. Razlika u duljini desne i lijeve noge iznosi 0 mm, a kut skolioze je $\phi = 9.9^\circ$. Parametri HBBA su $\varepsilon = 0.2$ mm i $\gamma = 1$. Početna visina lijevog i desnog PMRT-a iznosi 424.4 mm. Virtualni model ljudskoga tijela na početku simulacije prikazan je na slici 6.41.

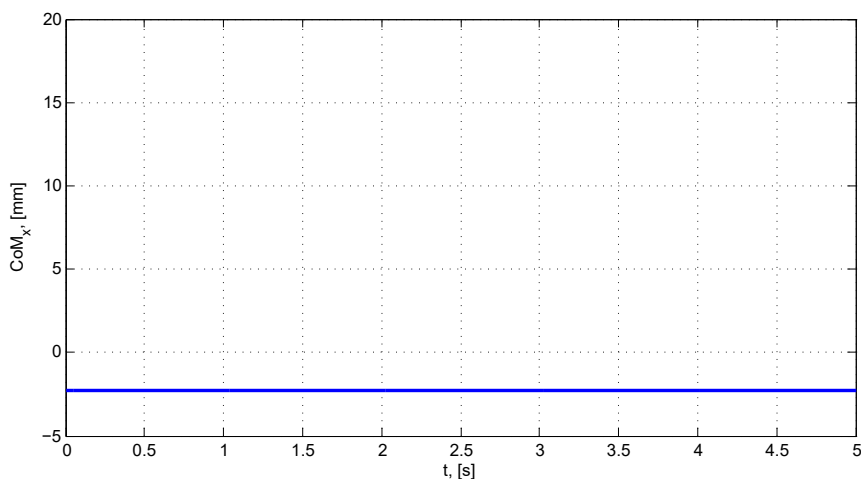
U početnom stanju ($k = 0$) CoM_x ima vrijednost -2.26 mm što je posljedica većeg opterećenja lijevog PMRT-a ($m_L = 45.77$ kg) od opterećenja desnog PMRT-a ($m_R = 44.23$ kg). Pozicija markera LASIS duž z osi iznosi 927.1 mm, a pozicija markera RASIS duž z osi iznosi 927.1 mm. Pozicije markera LASIS i RASIS te pozicija CoM-a duž osi x upućuje na to da pacijent nema LLD. Marker SJN i SXJ leže na pravcu $p1$, a markeri SXJ i NAVE leže na pravcu $p2$.

Kut između pravaca p_1 i p_2 iznosi 170.1° što upućuje na to da pacijent ima skoliozu s kutom skolioze $\phi = 9.9^\circ$. Prema navedenom, HBBA će u scenariju 5 donijeti zaključak da ljudsko tijelo ima samo skliozu ($S = 3$).

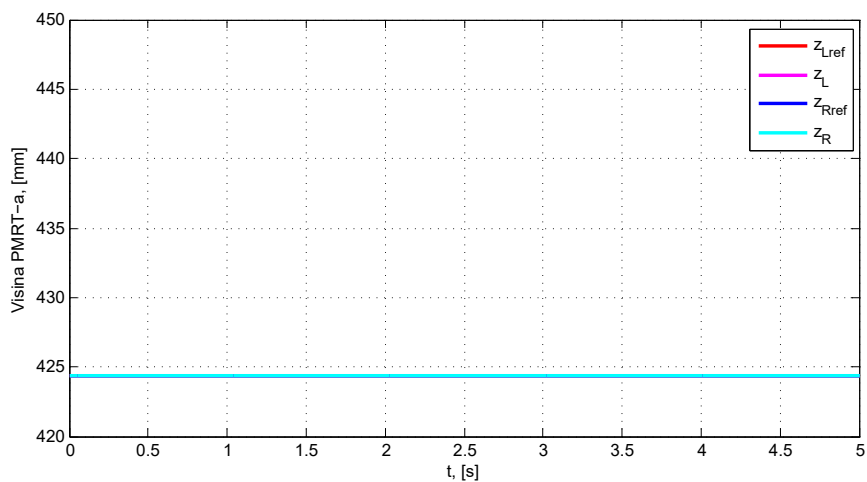


Slika 6.41: Scenarij 5: početno stanje ljudskoga tijela koje ima skoliozu (iteracija algoritma $k = 0$)

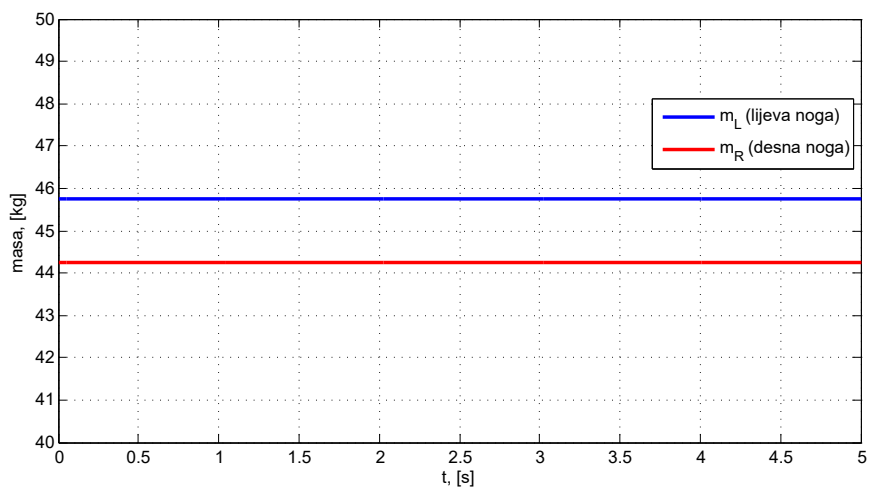
Prema dijagramu toka HBBA prikazanog na slici 5.1, HBBA će inicirati rastući brid signala *Mirno stajanje* što je prikazano na slici 6.45, no s obzirom da je stanje ljudskoga tijela $S = 3$ (ljudsko tijelo ima samo skoliozu), HBBA će završiti provođenje procjene i kompenzacije LLD-a. Kako je prikazano na slikama 6.42, 6.43, 6.44 i 6.46, ne događaju se nikakve promjene signala jer algoritam nije inicirao povećanje visine nekog od PMRT-a. Početne vrijednosti varijabli sa slika 6.42 - 6.46 prikazane su u tablici 6.8.



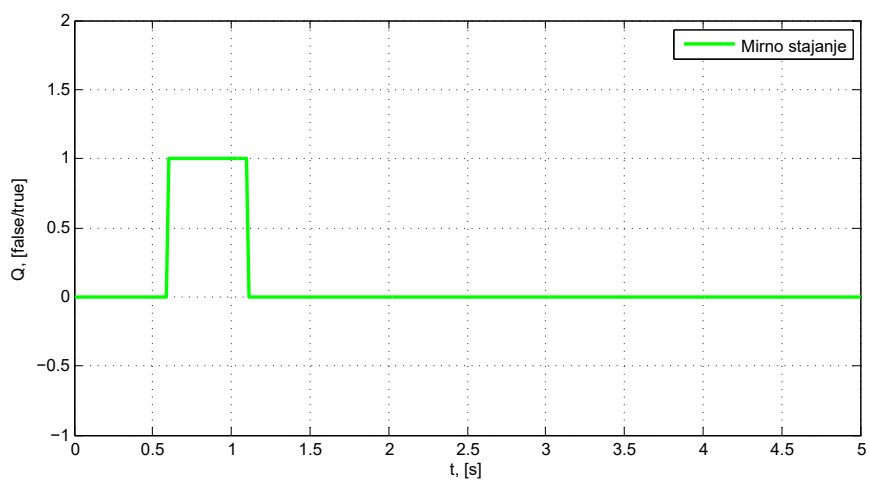
Slika 6.42: Scenarij 5: pozicija CoM-a ljudskoga tijela CoM_x



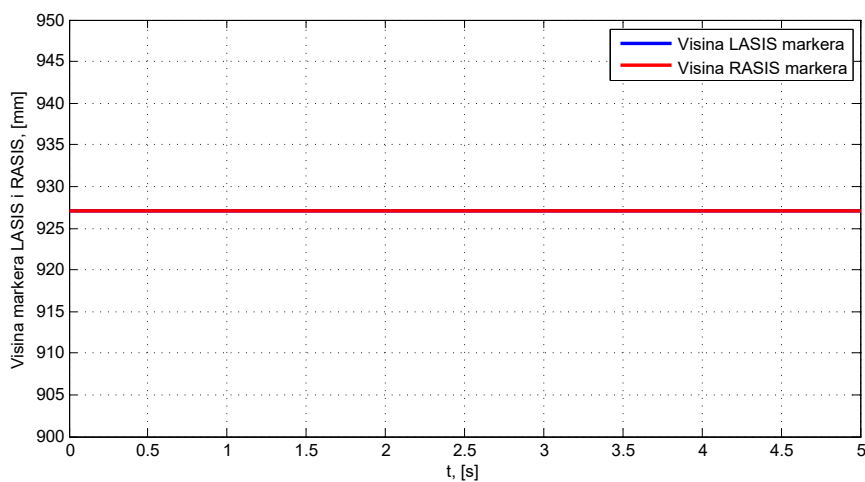
Slika 6.43: Scenarij 5: referentna visina lijevog PMRT-a (z_{Lref}) i desnog PMRT-a (z_{Rref}), trenutna visina lijevog PMRT-a (z_L) i desnog PMRT-a (z_R)



Slika 6.44: Scenarij 5: opterećenje lijeve (m_L) i desne (m_R) noge



Slika 6.45: Scenarij 5: signal *Miro stajanje* (Q) za pokretanje nove iteracije HBBA



Slika 6.46: Scenarij 5: pozicije markera LASIS i RASIS koji se nalaze na zdjelici

Tablica 6.8: Scenarij 5: vrijednosti odziva sa slika 6.42 - 6.46 u svakom koraku iteracije HBBA

Iteracija	CoM_x [mm]	z_L [mm]	z_R [mm]	Δz [mm]	m_L [kg]	m_R [kg]	z_{LASIS} [mm]	z_{RASIS} [mm]
$k = 0$	-2.26	424.4	424.4	0	45.77	44.23	927.1	927.1

Poglavlje 7

Mehatronički sustav za procjenu i kompenzaciju razlike u duljini nogu

U ovom poglavlju opisan je mehatronički sustav s dva paralelna manipulatora 3-RPS s pomičnim PMRT-ima koji je razvijen u sklopu ove disertacije. Osnovna primjena razvijenog mehatroničkog sustava je procjena i kompenzacija LLD-a. Cilj procjene LLD-a ovim sustavom jest ujednačiti opterećenja lijeve i desne noge. To se može postići izradom ortopedskog uloška. Nakon izrade ortopedskog uloška, pacijent može ponovno pristupiti dijagnosticiranju opterećenja lijeve i desne noge kako bi se trenutno vidio učinak izrađenoga ortopedskog uloška. S obzirom da je metoda procjene LLD-a ovim mehatroničkim sustavom neinvazivna, procjena LLD-a može se raditi po potrebi više puta. Mehatronički sustav sastoji se od:

- mehaničkog sklopa s dva paralelna manipulatora 3-RPS s pomičnim PMRT-om,
- elektroničkog sustava za upravljanje, mjerenje i komunikaciju s računalom,
- vizijskog sustava,
- korisničkog sučelja za upravljanje i prikupljanje podataka.

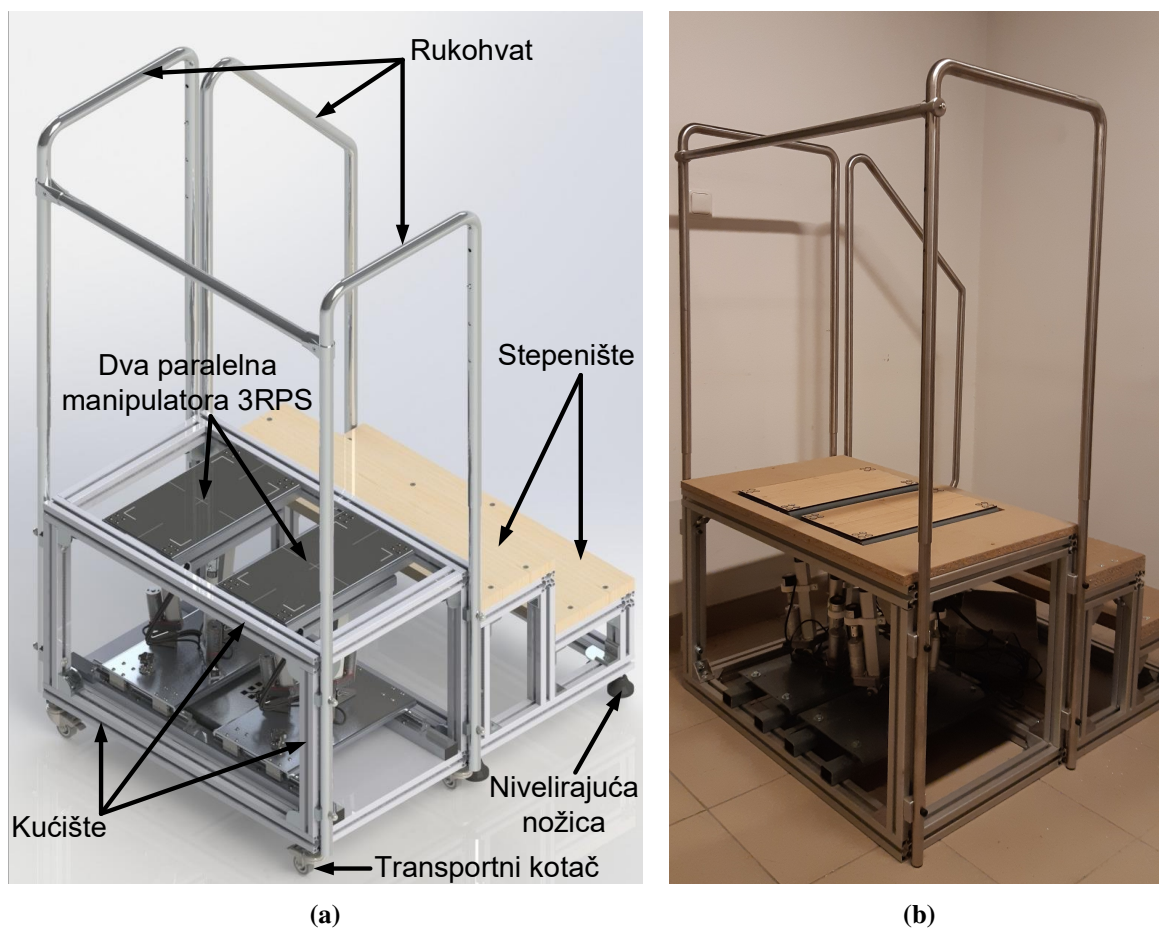
Na kraju poglavlja opisane su dodatne mogućnosti primjene razvijenog mehatroničkog sustava. Opisani mehatronički sustav u ovom poglavlju predstavlja znanstveni doprinos disertacije: “Mehatronički sustav s dva 3-RPS paralelna manipulatora s pomičnim platformama za mjerenje raspodjele težine pri evaluaciji razlike u duljini nogu”.

7.1 Mehanički sklop

Mehanički sklop mehatroničkog sustava za procjenu i kompenzaciju razlike u duljini nogu sastoji se od stepeništa, rukohvata i dva paralelna manipulatora 3-RPS s pomičnim PMRT-ima koji se nalaze u kućištu (slika 7.1). CAD model mehaničkog sklopa prikazan je na slici 7.1a, a izvedeno stanje mehaničkog sklopa prikazano je na slici 7.1b. Mehanički sklop se radi lakšeg transporta može rastaviti na dva dijela. Prvi dio je stepenište koje se nalazi na nivelirajućim

nožicama. Drugi dio je kućište s dva paralelna manipulatora 3-RPS koje se nalazi na transportnim kotačima. Stepenište i rukohvat na mehaničkom sklopu služe kako bi se pacijent mogao sigurno pozicionirati na pomične PMRT-e. Rukohvat se može podešavati po visini kako bi se mehanički sklop mogao prilagoditi pacijentima različitih visina. Dimenzije mehaničkog sklopa su $950 \times 1050 \times \text{min. } 1420, \text{ max. } 1720 \text{ mm}$. Masa mehaničkog sklopa je $\sim 80 \text{ kg}$.

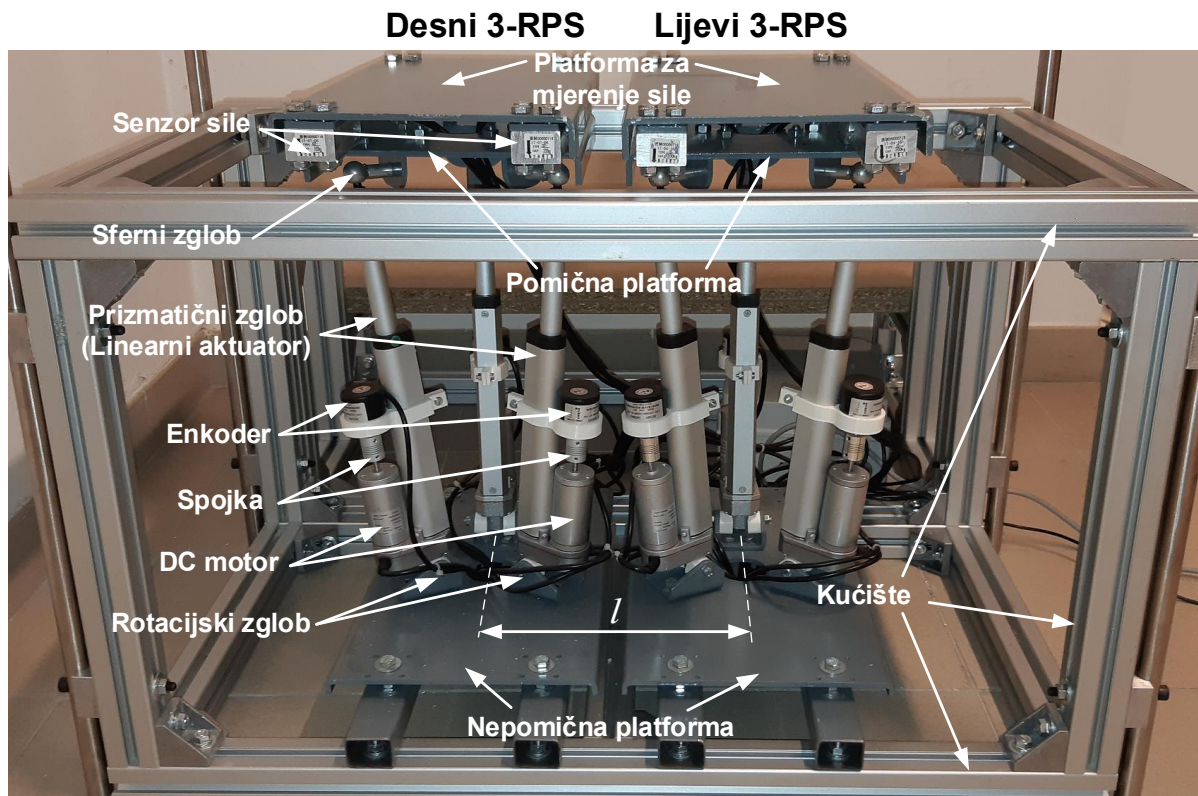
Dva jednaka paralelna manipulatora 3-RPS s pomičnim PMRT-ima montirana su u kućištu dimenzije $900 \times 550 \times 580 \text{ mm}$ (slika 7.2). Razmak između lijevog i desnog paralelnog manipulatora 3-RPS iznosi $l = 265 \text{ mm}$, no on se može mijenjati u rasponu od 260 mm do 480 mm . Dijelovi lijevog i desnog paralelnog manipulatora 3-RPS s pomičnim PMRT-ima prikazani su na slici 7.2. Osnovni dijelovi paralelnog manipulatora su nepomična i pomična platforma koje su međusobno povezane s tri jednaka linearna aktuatora.



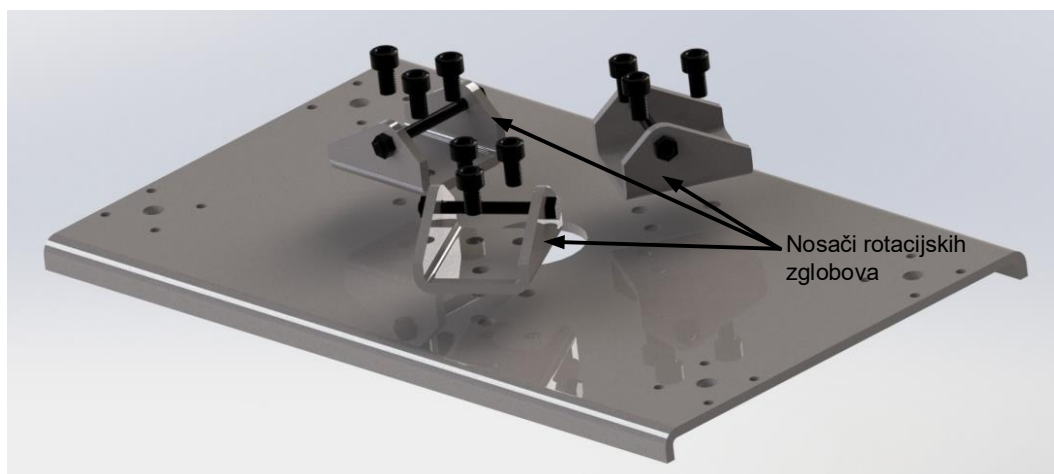
Slika 7.1: Mehanički sklop s dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-om: (a) CAD model, (b) izvedeno stanje sklopa

Nepomična platforma izrađena je od lima debljine 5 mm , a povezuje paralelni manipulator 3-RPS s kućištem mehaničkog sklopa. Na nepomičnu platformu montirana su tri nosača za rotacijske zglobove pomoću tri vijka. Rotacijski zglobovi geometrijski su smješteni u vrhove jednakostraničnog trokuta s polumjerom opisane kružnice iznosa $r_A = 60 \text{ mm}$ (slika 7.3). U

sredini nepomične platforme nalazi se provrt kojim su provedeni kablovi senzora sile, linearnih aktuatora i enkodera prema elektroničkoj jedinici.



Slika 7.2: Dijelovi lijevog i desnog paralelnog manipulatora 3-RPS s pomičnim PMRT-ima (pogled s prednje strane mehaničkog sklopa)

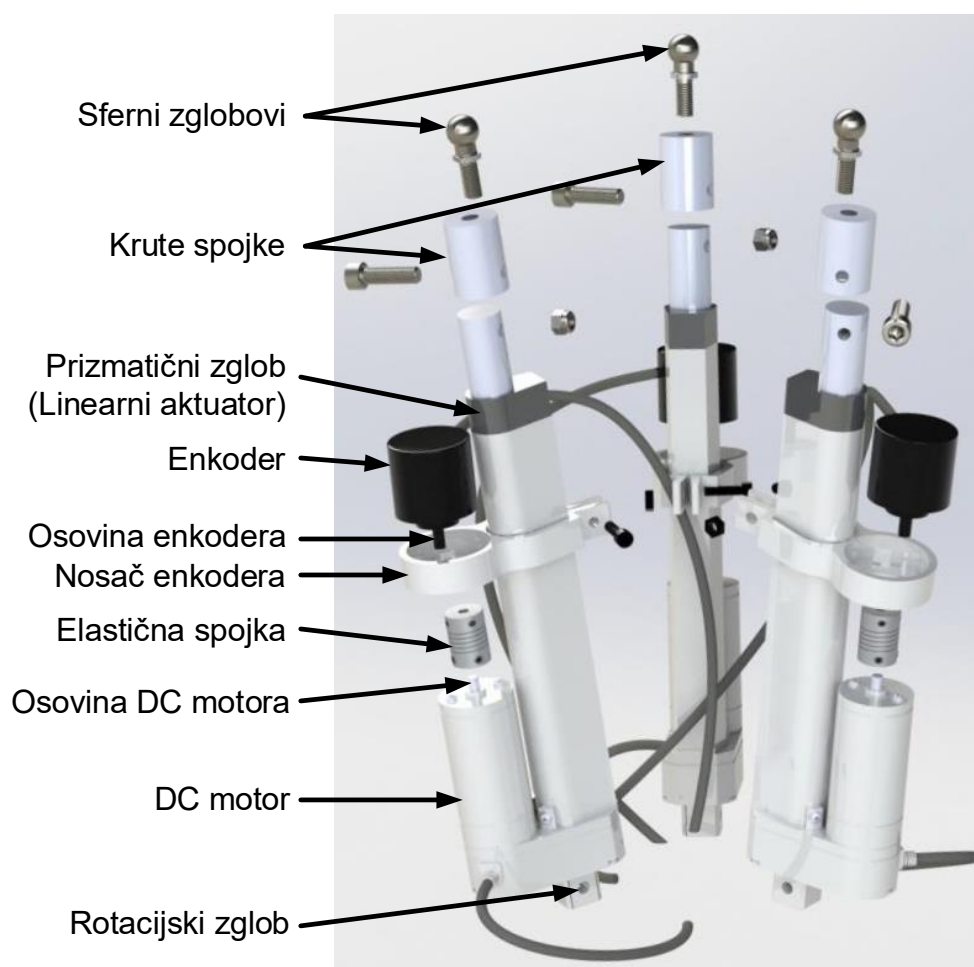


Slika 7.3: Nepomična platforma paralelnog manipulatora 3-RPS

Na rotacijske zglobove povezana su tri linearna aktuatora (prizmatični zglobovi) koje pogone DC motori. Dijelovi linearnih aktuatora prikazani su na slici 7.4. Minimalna duljina linearnog aktuatora je 308.7 mm, a maksimalna 458.7 mm. Na tijelo linearnog aktuatora nosačem

je pričvršćen inkrementalni enkoder. Osovina inkrementalnog enkodera povezana je s osovinom rotora DC motora pomoću elastične spojke. Inkrementalni enkoder se koristi za mjerenje pozicije linearnog aktuatora. Pomični klip linearnog aktuatora povezan je sa sfernim zglobovom pomoću krute spojke.

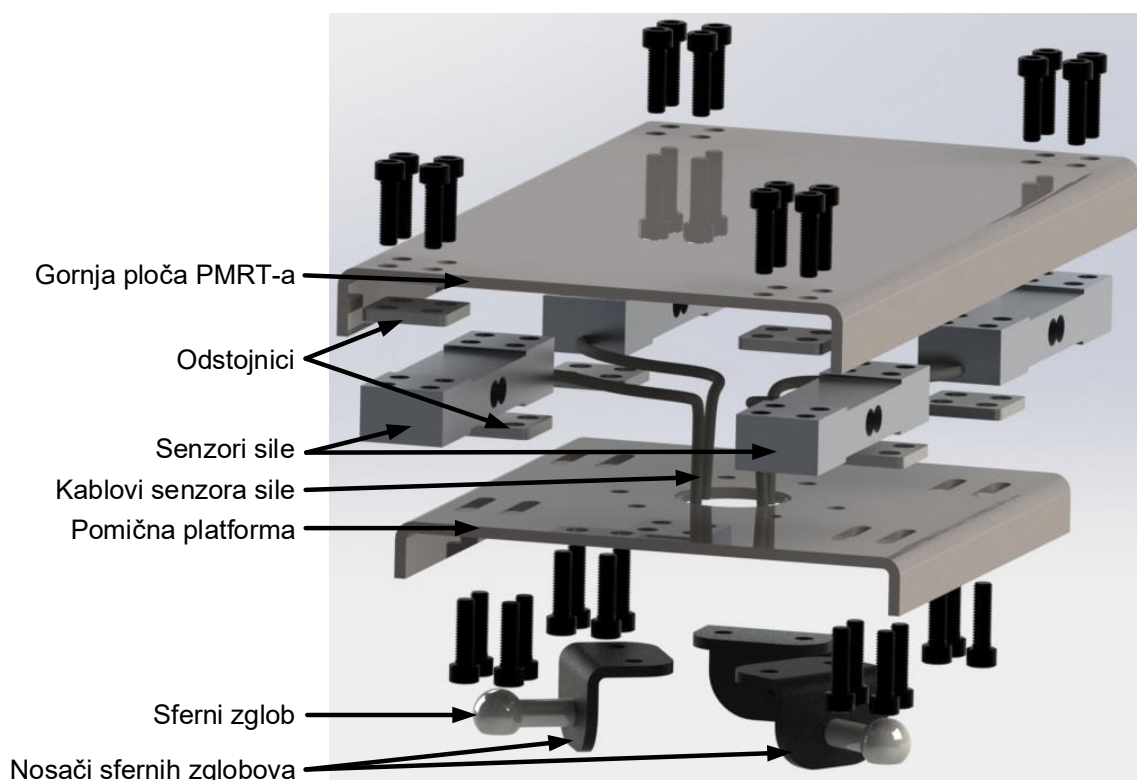
Linearni aktuatori povezuju nepomičnu i pomičnu platformu paralelnog manipulatora 3-RPS te tako mogu mijenjati visinu i nagib pomične platforme na kojoj se nalazi PMRT. Minimalna visina PMRT-a iznosi 377.10 mm, a maksimalna 527.95 mm. Prema tome, najveći mogući iznos LLD-a koji se može kompenzirati ovim mehaničkim sklopom je 150.85 mm.



Slika 7.4: Linearni aktuatori

Dijelovi pomične platforme paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om prikazani su na slici 7.5. Na pomičnu platformu, koja je izrađena od lima debljine 5 mm, s donje strane montirani su nosači sfernih zglobova pomoću dva vijka. Sferni zglobovi povezuju linearne aktuator s pomičnom platformom paralelnog manipulatora 3-RPS, a geometrijski su smješteni u vrhove jednakostraničnog trokuta s polumjerom opisane kružnice iznosa $r_B = 100$ mm. U sredini pomične platforme nalazi se provrt kojim se provode kablovi senzora sile prema elektroničkoj jedinici. Pomičnu platformu i gornju ploču PMRT-a povezuju četiri senzora sile pomoću vijaka.

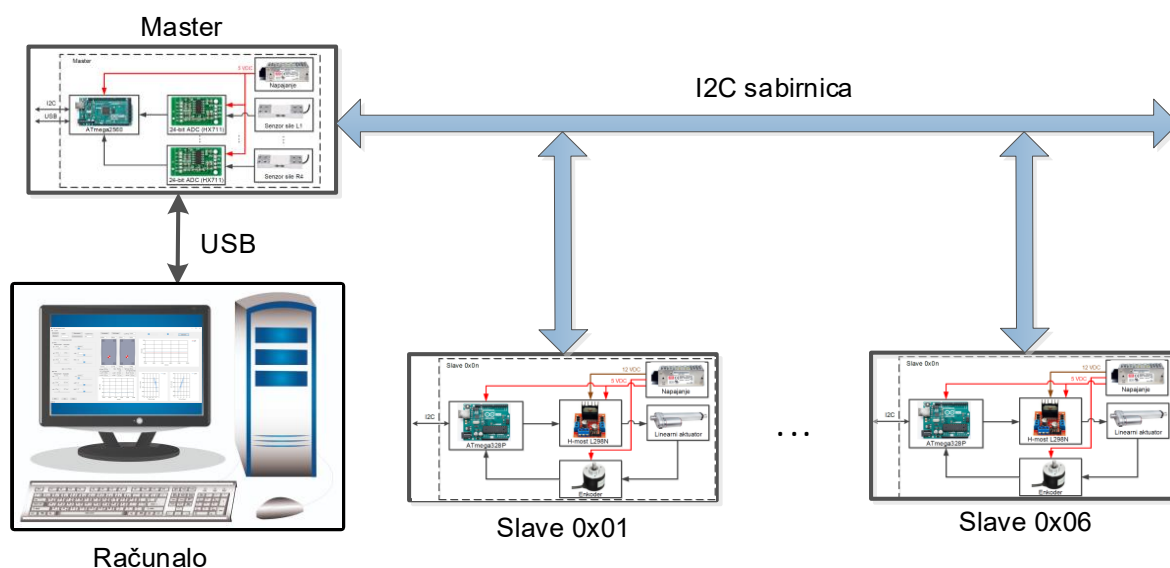
Gornja ploča PMRT-a izrađena je od lima debljine 5 mm, a dimenzije su joj 380×210 mm. Senzori sile su od pomične platforme i gornje ploče PMRT-a odvojeni odstojnicima debljine 5 mm. Gornja ploča PMRT-a na senzore sile djeluje u točkama koje su geometrijski smješteni u vrhove pravokutnika dimenzije $a = 168$ mm \times $b = 361$ mm. PMRT služi za određivanje CoP-a lijeve i desne noge osobe koja stoji na PMRT-ima, odnosno za određivanje procjene CoM-a ljudskoga tijela.



Slika 7.5: Pomična platforma paralelnog manipulatora 3-RPS s PMRT-om

7.2 Elektronički sustav

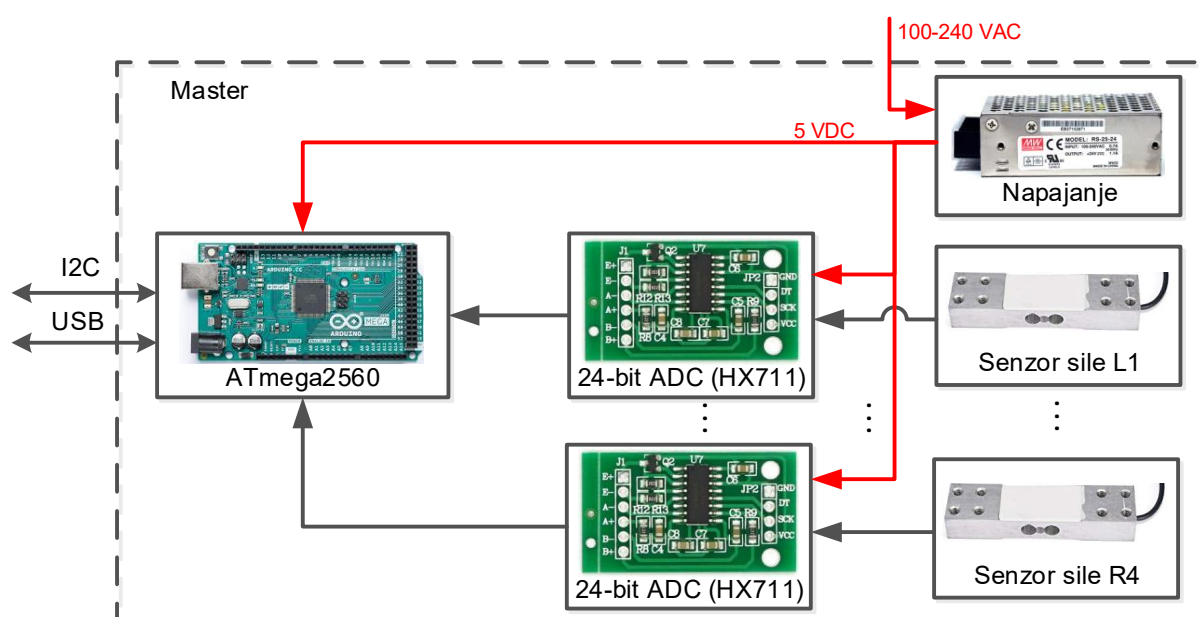
Elektronički dio sustava namijenjen je za upravljanje pozicijom linearnih aktuatora, mjerenje raspodjele težine pomoću senzora sile te za komunikaciju s računalom na kojem se nalazi aplikacija za upravljanje i prikupljanje podataka. Elektronička arhitektura sustava sastoji se od jednog nadređenog (eng. *Master*) uređaja, šest podređenih (eng. *Slave*) uređaja te komunikacijskog sučelja prema računalu (slika 7.6). Nadređeni uređaj zasnovan je na mikrokontroleru ATmega2560. Podređeni uređaji zasnovani su na mikrokontroleru ATmega328P, a s nadređenim uređajem komuniciraju putem I²C sabirnice. Nadređeni uređaj je na računalu spojen pomoću USB komunikacije.



Slika 7.6: Elektronička arhitektura sustava

7.2.1 Nadređeni uređaj

Elektronička shema nadređenog uređaja prikazana je na slici 7.7, a sastoji se od mikrokontrolera ATmega2560, osam analogno-digitalnih (AD) pretvornika HX711, osam senzora sile i napajanja. Nadređeni uređaj spojen je na napajanje Meanwell RS-25-5 nazivnoga napona 5 VDC i nazivne struje 5 A. Napajanjem se opskrbljuju AD pretvornici i mikrokontroler ATmega2560. Nadređeni uređaj šalje podređenim uređajima referentnu poziciju linearnih aktuatora. Računalo je s nadređenim uređajem spojeno pomoću USB priključka. Nadređeni uređaj šalje računalu trenutne pozicije linearnih aktuatora i mjerenja sa osam senzora sile. Računalo šalje nadređenom uređaju referentne pozicije linearnih aktuatora.



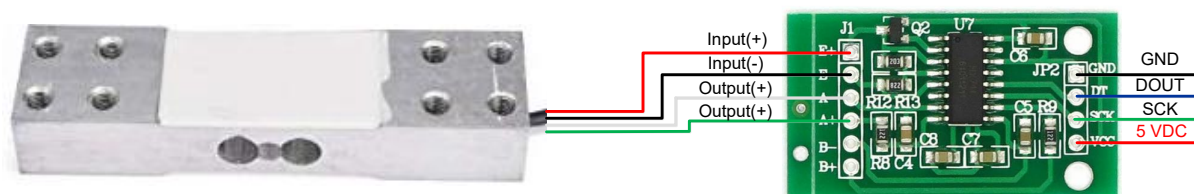
Slika 7.7: Elektronička shema nadređenog uređaja

Mjerenje sile

Mjerenje sile provodi se senzorem sile tipa mjerne ćelije (eng. *Load Cell*). Ovaj senzor ima pretvornik koji generira električni signal čija je amplituda proporcionalna sili koja djeluje na senzor sile. Pretvornik koji se koristi u mjernoj ćeliji je *Wheatstone*-ov most. Promjenom sile od 0 do 100% nazivnoga opterećenja, napon se na izlazu senzora sile promijeni za nekoliko mV, stoga je izlazni signal senzora sile potrebno pojačati [88]. Pojačani signal se AD pretvornikom pretvara u digitalnu riječ koja se koristi u postupku izračuna sile na mikrokontroleru.

Za pojačanje signala senzora sile i AD pretvorbu korišten je modul HX711 [89]. HX711 je 24-bitni AD pretvornik s programabilnim pojačanjem iznosa 32, 64 i 128. Analogni signal sa senzora sile pomoću AD pretvornika HX711 može biti uzorkovan frekvencijom 10 Hz ili 80 Hz. Korišteno je pojačanje iznosa 128 i frekvencija uzorkovanja 10 Hz. Shema povezivanja senzora sile s AD pretvornikom HX711 prikazana je na slici 7.8. Na dva PMRT-a ukupno se nalazi osam senzora sile s pripadajućim AD pretvornicima HX711. Nazivno opterećenje senzora sile je 50 kg.

AD pretvornici HX711 spojeni su na mikrokontroler ATmega2560 pomoću dva digitalna pina: DOUT i SCK. Pin DOUT je podatkovni pin kojim se šalje niz od 24-bitova na svaki rastući brid signala na pinu SCK. Za ukupno osam senzora sile koristi se 16 digitalnih pinova mikrokontrolera ATmega2560. Mjerenje sile provodi se paralelno na svih osam senzora sile.



Slika 7.8: Shema povezivanja senzora sile s AD pretvornikom HX711

Da bi senzor sile mogao ispravno mjeriti silu potrebno ga je umjeriti. Svaki od osam senzora sile su prije upotrebe umjereni pomoću poznatih masa iznosa 200 g, 565 g, 765 g i 1015 g. Senzor sile je linearan element pa će ovisnost poznate mase o AD pretvorbi biti linearna što znači da će sva mjerenja ležati na istom pravcu.

Postupak umjeravanja proveden je na sljedeći način:

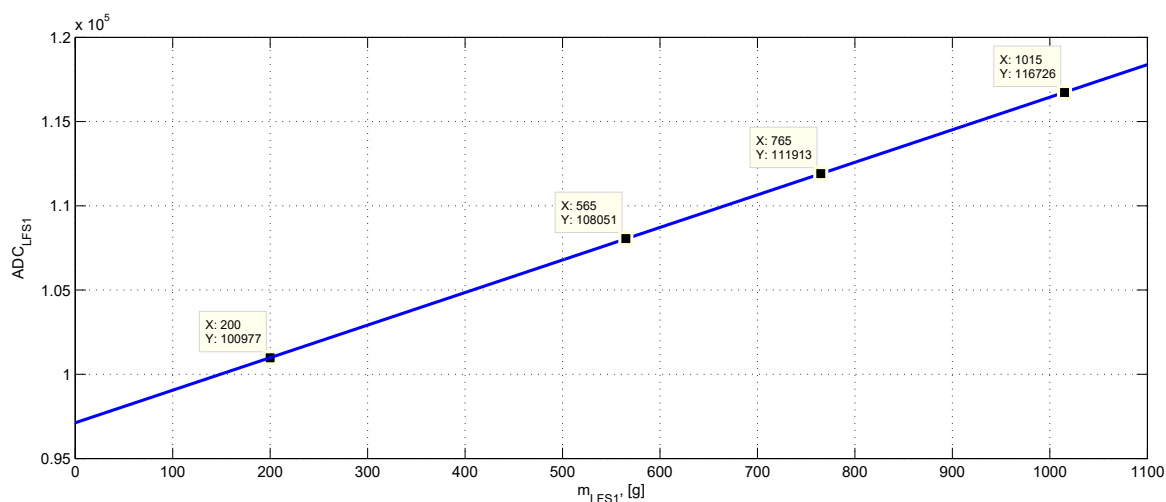
1. na neopterećen senzor sile postavljene su poznate mase iznosa 200 g, 565 g, 765 g i 1015 g (slika 7.9),
2. za svaki uteg poznate mase izračunata je srednja vrijednost AD pretvorbe za 100 uzastopnih mjerenja,
3. metodom najmanjih kvadrata pronađen je pravac koji najbolje prolazi pokraj četiri izmjerene točke za svaku poznatu masu.



Slika 7.9: Postupak umjeravanja senzora sile s utegom mase 200 g

Na slici 7.10 prikazan je graf ovisnosti rezultata AD pretvorbe o postavljenoj poznatoj masi na senzor LFS1. Za poznatu masu iznosa 565 g rezultat AD pretvorbe modula HX711 iznosio je 108051. Metodom najmanjih kvadrata za senzor LFS1 dobivena je sljedeća jednadžba pravca:

$$ADC_{LFS1} = 19.326303m_{LFS1} + 97120 \quad (7.1)$$



Slika 7.10: Graf ovisnosti rezultata AD pretvorbe o postavljenom utegu poznate mase na senzoru LFS1

Temeljem mjerenja dobivenih AD pretvorbom, masa koju mjeri senzor sile LFS1 može se dobiti inverznim zapisom jednadžbe pravca (7.1):

$$m_{LFS1} = 5.17430 \cdot 10^{-2} \cdot ADC_{LFS1} - 5025.27566 \quad (7.2)$$

Mjerena masa i -tog senzora sile dobije se pomoću relacije:

$$m_i = k_i \cdot ADC_i - TARA_i \quad (7.3)$$

gdje je k_i kalibracijski koeficijent senzora i , a $TARA_i$ je vrijednost mase koju mjeri senzor sile koji je u početnom stanju opterećen gornjom pločom PMRT-a. Vrijednost $TARA_i$ izračunava se prilikom uključanja nadređenog uređaja ili pomoću aplikacije koja će biti opisana u nastavku poglavlja. Kalibracijski koeficijenti k_i za svih osam senzora sile dani su u tablici 7.1. Pozicije i -tog senzora prikazane su na slici 7.11.

Relacija (7.4) predstavlja mjerenu masu tijela koja opterećuje senzor sile samo u slučaju kada je to tijelo u stanju mirovanja. Ako tijelo koje opterećuje senzor sile nije u stanju mirovanja, tada mjerenja senzora sile predstavljaju silu koja se za i -ti senzor sile dobije pomoću relacije:

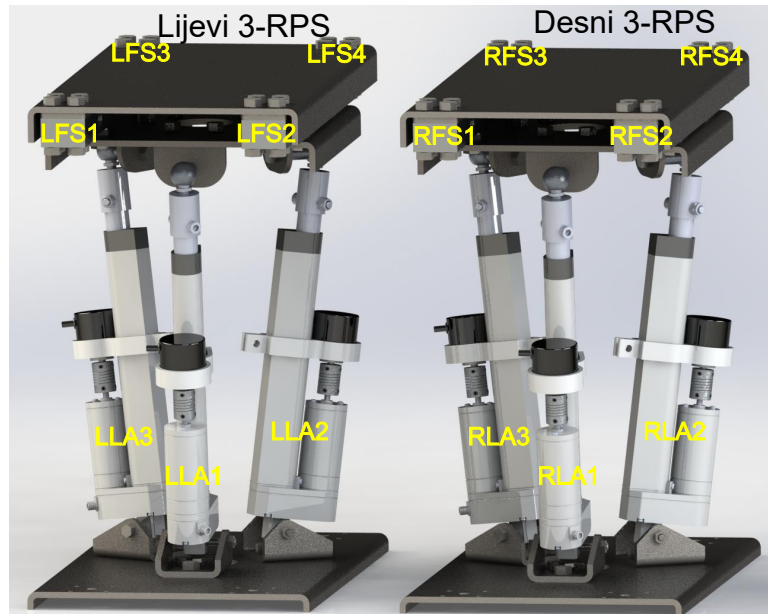
$$F_i = (k_i \cdot ADC_i - TARA_i)g \quad (7.4)$$

gdje je g ubrzanje sile teže.

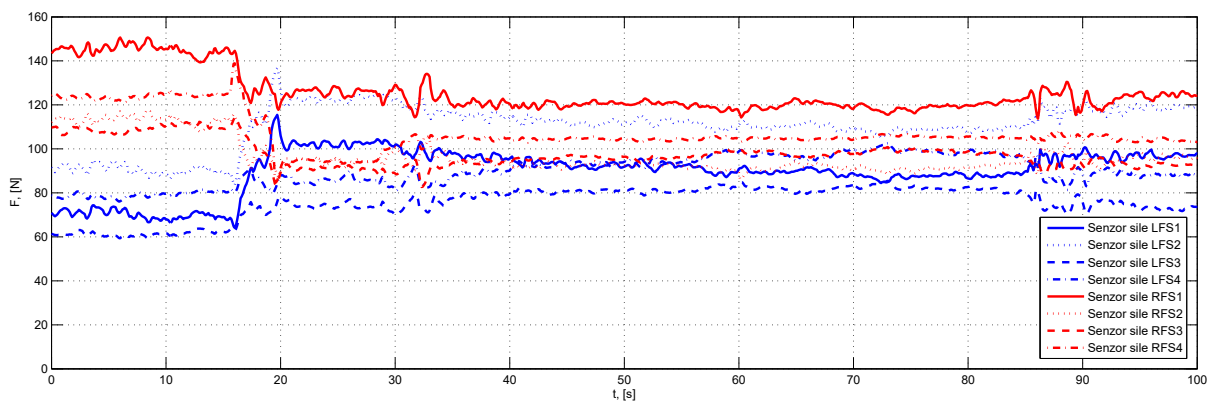
Tablica 7.1: Kalibracija senzora sile

Senzor sile i	Kalibracijski koeficijent k_i , [g]
LFS1	$5.17430 \cdot 10^{-2}$
LFS2	$4.88175 \cdot 10^{-2}$
LFS3	$4.36047 \cdot 10^{-2}$
LFS4	$5.02681 \cdot 10^{-2}$
RFS1	$5.53165 \cdot 10^{-2}$
RFS2	$5.18852 \cdot 10^{-2}$
RFS3	$5.42430 \cdot 10^{-2}$
RFS4	$5.03299 \cdot 10^{-2}$

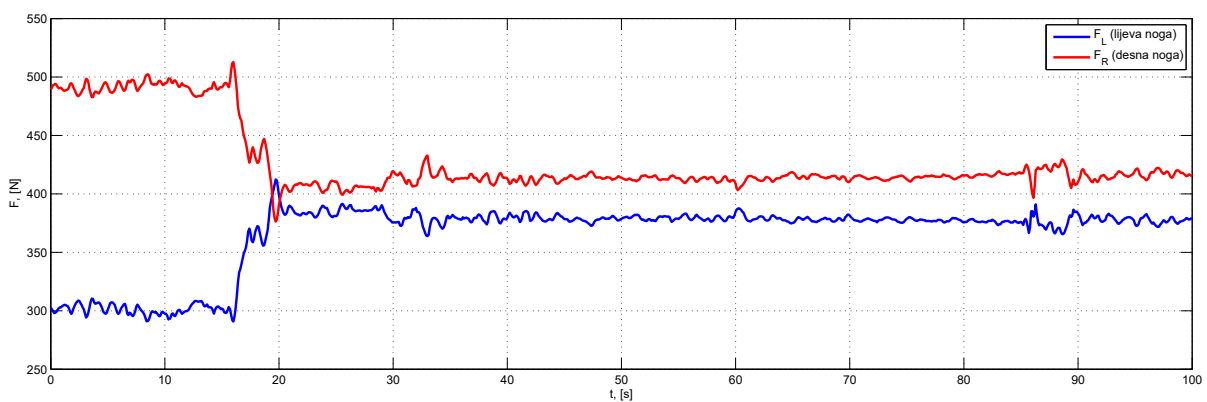
Mjerenja sile svih osam senzora pri stajanju čovjeka na PMRT-ima prikazano je na slici 7.12. Zbrajanjem sila sa četiri senzora sile na lijevom i desnom PMRT-u dobije se raspodjela težine lijeve i desne noge što je prikazano na slici 7.13. U trenutku $t = 0$ s, visina lijevog PMRT-a bila je veća od desnog PMRT-a, stoga se CoM ljudskoga tijela pomaknuo prema desnom PMRT-u koji mjeri veće opterećenje. Razlika u visini lijevog i desnog PMRT-a smanjena je od trenutka $t = 16$ s čime je smanjena i razlika u opterećenju koje mjeri lijevi i desni PMRT.



Slika 7.11: Pozicije senzora sile i linearnih aktuatora



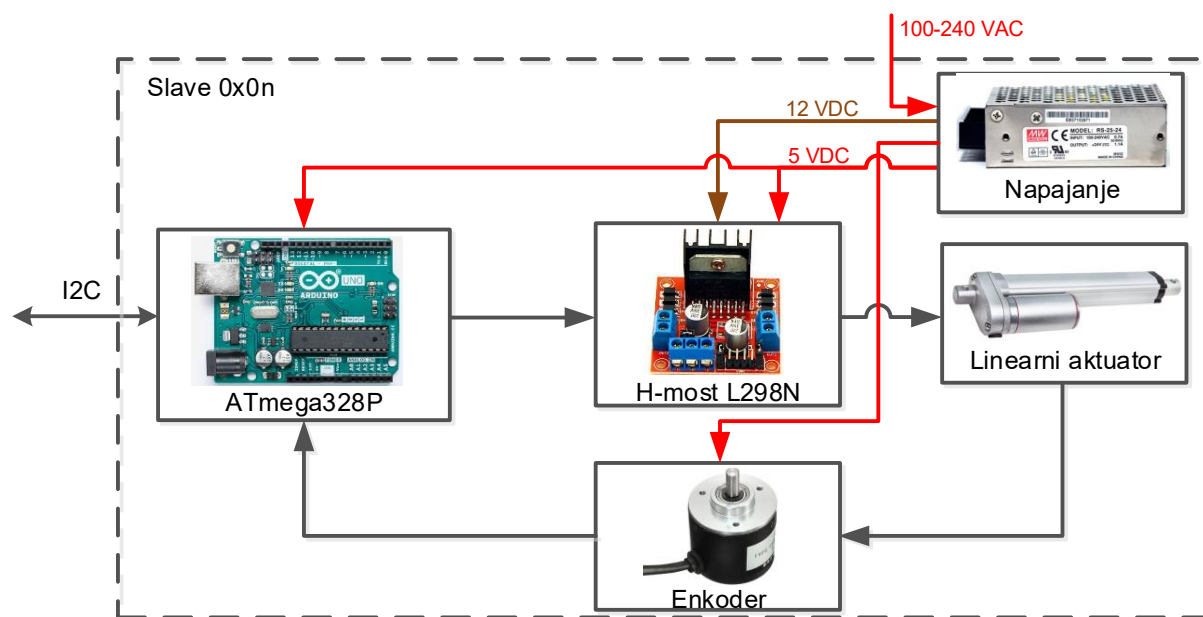
Slika 7.12: Mjerenja sile na svih osam senzora pri stajanju čovjeka na PMRT-ima



Slika 7.13: Raspodjela težine lijeve i desne noge pri stajanju čovjeka na PMRT-ima

7.2.2 Podređeni uređaji

Elektronička shema podređenog uređaja prikazana je na slici 7.14, a sastoji se od mikrokontrolera ATmega328P, linearnog aktuatora, H-mosta L298N, inkrementalnog enkodera i napajanja. Svaki od šest podređenih uređaja ima jedinstvenu adresu i upravlja s jednim linearnim aktuatorom. Adrese podređenih uređaja na koji su povezani linearni aktuatori s oznakom j prikazane su u tablici 7.2, dok su oznake linearnih aktuatora prikazane na slici 7.11. Podređeni uređaj ima dva napajanja: Meanwell RS-25-5 nazivnoga napona 5 VDC i nazivne struje 5 A te Meanwell LRS-150-12 nazivnoga napona 12 VDC i nazivne struje 12,5 A. Napajanjem Meanwell RS-25-5 se opskrbljuju enkoder, logika H-mosta L298N i mikrokontroler ATmega328P. Energetski dio H-mosta L298N spojen je na napajanje Meanwell LRS-150-12. Na energetski dio H-mosta spojen je linearni aktuator. Podređeni uređaji šalju nadređenom uređaju trenutne pozicije linearnih aktuatora, na zahtjev nadređenog uređaja. Nadređeni uređaj prosljeđuje podređenim uređajima referentne pozicije linearnih aktuatora.



Slika 7.14: Elektronička shema podređenog uređaja

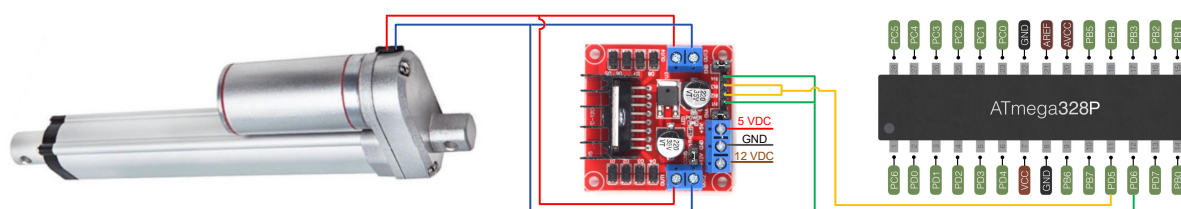
Pozicioniranje linearnog aktuatora

Visina i nagib pomične platforme paralelnog manipulatora 3-RPS mijenjaju se promjenom pozicije linearnih aktuatora. Linearni aktuatori pokretani su DC električnim motorom nazivnoga napona iznosa 12 VDC i struje kratkog spoja 3 A. Maksimalna brzina linearnog aktuatora iznosi 5.7 mm s^{-1} , a maksimalna potisna sila iznosi 1500 N. Radni hod linearnog aktuatora je 150 mm. Linearni aktuator ima dva krajnja prekidača kojima se detektira krajnji donji i krajnji gornji položaj linearnog aktuatora.

Tablica 7.2: Adrese podređenih uređaja na koji su povezani linearni aktuatori s oznakom j

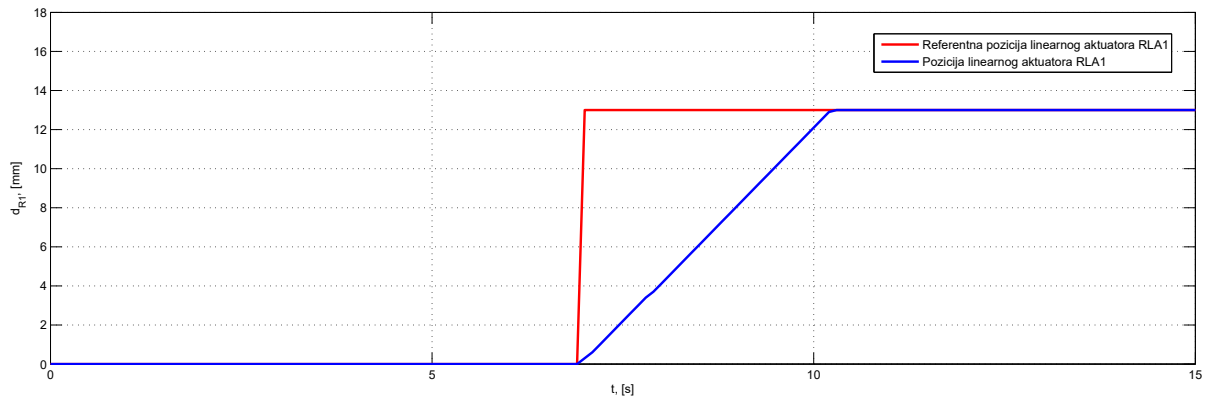
Linearni aktuator j	Adresa podređenog uređaja
LLA1	0x01
LLA2	0x02
LLA3	0x03
RLA1	0x04
RLA2	0x05
RLA3	0x06

Promjena brzine i pozicije linearnog aktuatora ostvaruje se promjenom srednje vrijednosti napona armature DC motora. Promjena srednje vrijednosti napona može se ostvariti pulsno-širinskom modulacijom (eng. *Pulse Width Modulation* - PWM) [90]. DC motor linearnog aktuatora spojen je na H-most L298N kojim se ostvaruje PWM. L298 je integrirani krug s dva H-mosta nazivne struje 2 A. Struja kratkog spoja DC motora iznosi 3 A, stoga su dva H-mosta spojena u paralelu kako bi mogli isporučiti struju ukupnog iznosa 4 A. L298N upravljan je pomoću PWM izlaza mikrokontrolera ATmega328P. Shema povezivanja linearnog aktuatora, H-mosta i mikrokontrolera ATmega328P prikazana je na slici 7.15.

**Slika 7.15:** Shema povezivanja linearnog aktuatora, H-mosta i mikrokontrolera ATmega328P

Mjerenje pozicije linearnog aktuatora ostvareno je inkrementalnim enkoderom rezolucije 360 impulsa po okretaju. Inkrementalni enkoder spojen je na pinove mikrokontrolera ATmega328P koji omogućuju generiranje vanjskog prekida na rastući i padajući brid. Mikrokontroler broji impulse inkrementalnog enkodera u oba smjera vrtnje. Kada se pozicija linearnog aktuatora promijeni za 1 mm, inkrementalni enkoder generira 5523 impulsa. Zatvaranjem povratne veze po poziciji omogućeno je pozicioniranje linearnog aktuatora. U tu svrhu korištena je jednostavna struktura upravljanja kako bi se postigla željena točnost. Pozicioniranje linearnog aktuatora RLA1 prikazano je na slici 7.16. Linearni aktuator RLA1 u početku je bio u krajnjem donjem položaju ($d_{R1} = 0$ mm). U trenutku $t = 7$ s zadana je referentna pozicija iznosa 13 mm.

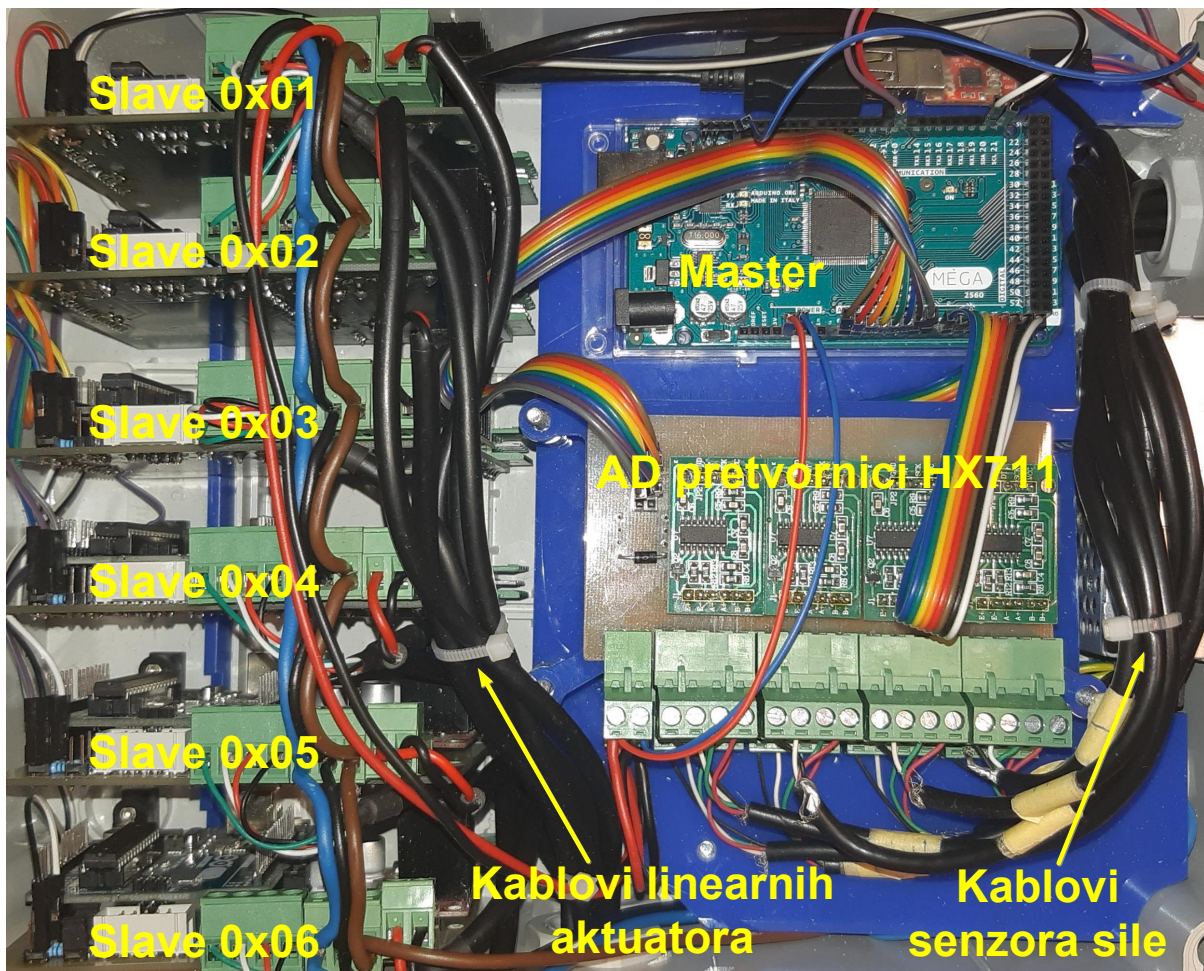
Linearni aktuator postigao je referentnu poziciju ($d_{R1} = 13 \text{ mm}$) u trenutku $t = 10.3 \text{ s}$.



Slika 7.16: Pozicioniranje linearnog aktuatora RLA1

7.2.3 Izrada elektroničkog dijela sustava

Izrađena elektronička jedinica s nadređenim uređajem i šest podređenih uređaja prikazana je na slici 7.17.



Slika 7.17: Elektronička jedinica s nadređenim uređajem i šest podređenih uređaja

Sve komponente elektroničke jedinice montirane su u kućište. Osmam AD pretvornika HX711 montirana su na tiskanu pločicu na kojoj se nalaze konektori s četiri priključne stezaljke na koju se spaja senzor sile te priključne stezaljke za pinove AD pretvornika DOUT i SCK koji se spajaju na mikrokontroler ATmega2560.

Podređeni uređaji su izvedeni na vlastitoj tiskanoj pločici na kojoj se nalaze mikrokontroler ATmega328P, H-most L298 te priključne stezaljke za I²C komunikaciju, enkoder, linearni aktuator i napajanje.

Napajanja iznosa 5 VDC i 12 VDC nalaze se u zoni ispod AD pretvornika. Mrežni kabel te kablovi za linearne aktuator, enkodere, senzore sile i USB komunikaciju izvedeni su kabelskim uvodnicama izvan kućišta.

7.3 Vizijski sustav

Vizijski sustav sastoji se od dvije GigE Vision industrijske kamere (slika 7.18) kojima se snima frontalna ravnina ljudskoga tijela i 15 IR markera pozicioniranih na ljudskom tijelu prema slici 4.2.



Slika 7.18: Vizijski sustav s dvije GigE Vision industrijske kamere: (a) pogled s bočne strane, (b) pogled sa stražnje strane

Obrada slike s kamere provodi se aplikacijom napisanom u programskom jeziku C++. Lokalizacijom markera na ljudskom tijelu procjenjuje se stanje ljudskoga tijela temeljem kojeg HBBA donosi odluku o načinu procjene i kompenzacije LLD-a. Temeljem pozicije markera može se ustanoviti da li ljudsko tijelo ima LLD i/ili skoliozu. S obzirom da i osobe bez LLD-a mogu imati asimetriju opterećenja lijeve i desne noge, informacija o visini lijeve i desne strane zdjelice (markeri LASIS i RASIS) je ključna za provođenje ispitivanja. Minimalna razlučivost markera pomoću ovog vizijskog sustava je 1 mm, a sama točnost mjerenja pozicije markera ovisi o postavljanju markera na referentne anatomske točke.

7.4 Programska podrška

7.4.1 Programi mikrokontrolera

Programi mikrokontrolera na nadređenom uređaju i podređenim uređajima razvijeni su u programskom razvojnom okruženju Atmel Studio u programskom jeziku C [91].

Program mikrokontrolera na nadređenom uređaju

Kod uključanja mehatroničkog sustava, nadređeni uređaj putem I²C komunikacije šalje zahtjev podređenim uređajima za postavljanje paralelnih manipulatora 3-RPS u početnu poziciju. Linearni aktuatori najprije zauzmu krajnji donji položaj, a zatim se postavljaju u početnu poziciju. Početna duljina linearnih aktuatora iznosi 355.7 mm što odgovara visini PMRT-a iznosa 424.44 mm. Podređeni uređaji svakih 100 ms, na zahtjev nadređenog uređaja, šalju trenutnu poziciju linearnih aktuatora. Kada svi linearni aktuatori postignu početnu poziciju, nadređeni uređaj tarira PMRT-e (izračuna vrijednosti varijable $TARE_i$ (relacija (7.4)). Nakon ovog koraka, sustav je spreman za procjenu CoM-a ljudskoga tijela te procjenu i kompenzaciju LLD-a. Nadređeni uređaj svakih 100 ms provodi paralelna mjerenja pomoću svih osam senzora sile koji se nalaze na PMRT-ima koristeći AD pretvornik HX711. Osam mjerenja sa senzora sile ($m_{L1}, m_{L2}, \dots, m_{R4}$) i šest trenutnih pozicija linearnih aktuatora ($d_{L1}, m_{L2}, \dots, d_{R3}$) koje šalju podređeni uređaji, nadređeni uređaj šalje na računalo u obliku podatkovnog okvira prikazanog na slici 7.19 svakih 100 ms. Podatkovni okvir započinje znakom 'M', a završava sa specijalnim znakom '\n'. Podaci su u podatkovnom okviru međusobno odvojeni znakom ';'.

'M'	m_{L1}	';	m_{L2}	';	m_{L3}	';	m_{L4}	';	m_{R1}	';	m_{R2}	';	m_{R3}	';	m_{R4}	';	d_{L1}	';	d_{L2}	';	d_{L3}	';	d_{R1}	';	d_{R2}	';	d_{R3}	'\n'
-----	----------	----	----------	----	----------	----	----------	----	----------	----	----------	----	----------	----	----------	----	----------	----	----------	----	----------	----	----------	----	----------	----	----------	------

Slika 7.19: Podatkovni okvir kojeg nadređeni uređaj šalje na računalo

Računalo asinkrono šalje nadređenom uređaju podatkovne okvire za referentne pozicije linearnih aktuatora (slika 7.20a), za postavljanje linearnih aktuatora u početnu poziciju (slika 7.20b) i za tariranje mjerenja senzora sile (slika 7.20c). Dobivene vrijednosti referentnih pozicija linearnih aktuatora nadređeni uređaj prosljeđuje podređenim uređajima.

'A'	d_{L1ref}	';	d_{L2ref}	';	d_{L3ref}	';	d_{R1ref}	';	d_{R2ref}	';	d_{R3ref}	'\n'	'H'	'\n'	'T'	'\n'
(a)												(b)		(c)		

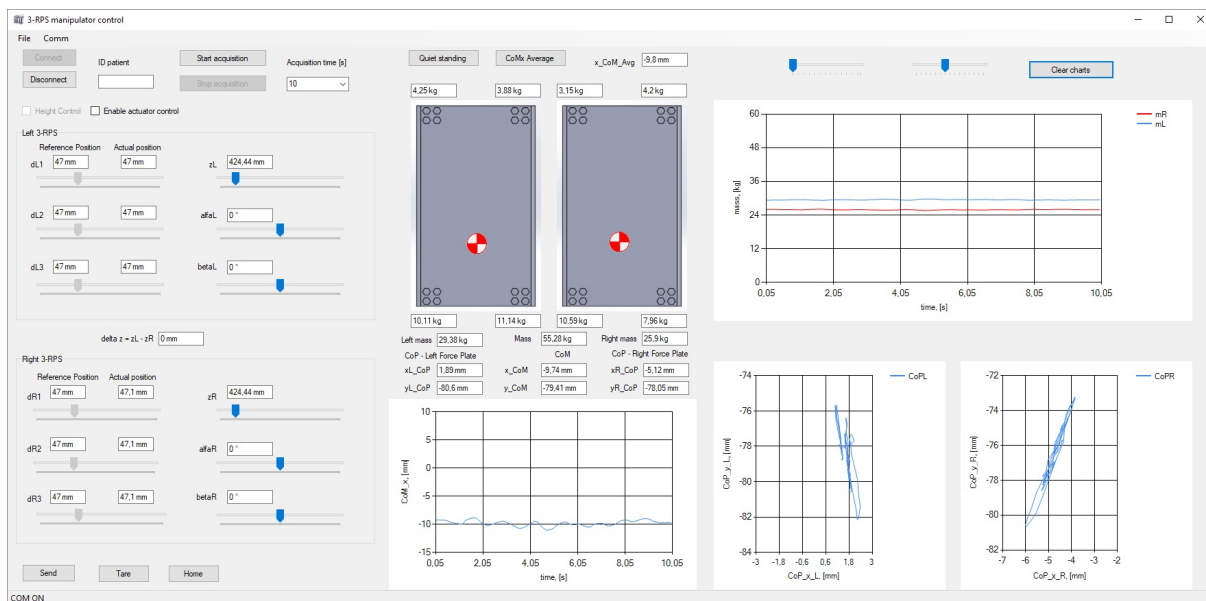
Slika 7.20: Podatkovni okviri koje računalo šalje nadređenom uređaju: (a) referentne pozicije linearnih aktuatora, (b) početna pozicija linearnih aktuatora, (c) tariranje mjerenja senzora sile

Program mikrokontrolera na podređenom uređaju

Kod uključenja mehatroničkog sustava, podređeni uređaji konfiguriraju svoje adrese prema tablici 7.2 kako bi mogli biti adresirani od strane nadređenog uređaja. Podređeni uređaji provode pozicioniranje linearnih aktuatora na zahtjev nadređenog uređaja, a trenutnu poziciju linearnih aktuatora šalju nadređenom uređaju. Mikrokontroler podređenih uređaja upravlja pozicijom linearnog aktuatora tako da određuje napon aramature DC motora pomoću PWM-a, a povratnu vezu po poziciji ostvaruje brojanjem impulsa s enkodera.

7.4.2 Grafičko korisničko sučelje aplikacije za upravljanje i prikupljanje podataka

Grafičko korisničko sučelje aplikacije na računalu za upravljanje i prikupljanje podataka prikazano je na slici 7.21, a izrađeno je u programskom okviru *.NET Framework* i programskom jeziku C#. Aplikacijom se mogu zadavati referentne pozicije linearnih aktuatora ili pozicija i orijentacija PMRT-a. Iz tog razloga su u aplikaciji implementirani DKP i IKP paralelnog manipulatora 3-RPS. Računalo pomoću aplikacije nadređenom uređaju šalje referentne pozicije linearnih aktuatora, zahtjev za postavljanjem linearnih aktuatora u početnu poziciju i zahtjev za tariranjem PMRT-a.



Slika 7.21: Grafičko korisničko sučelje aplikacije za upravljanje i prikupljanje podataka

Nadređeni uređaj šalje svakih 100 ms podatkovni okvir (slika 7.19) u kojem se nalaze mjereni podaci sa senzora sile i trenutna pozicija linearnih aktuatora. Ove se informacije prezentiraju na GUI-u. Aplikacija izračunava i prikazuje CoP lijeve i desne noge, CoM ljudskoga tijela i masu koju mjeri PMRT ispod lijeve i desne noge. Kada se osoba nalazi na PMRT-ima, aplikacijom se može pokrenuti prikupljanje podataka koje može trajati od 10 s do 60 s. U aplikaciju

je potrebno unijeti ID pacijenta. Kada istekne vrijeme prikupljanja podataka, aplikacija automatski pohranjuje tekstualnu datoteku s logiranim podacima o mjeranjima senzora sile i poziciji linearnih aktuatora, odzive CoP-a lijeve i desne noge, odziv CoM-a te odzive mase lijeve i desne noge. Naknadnom obradom prikupljenih podataka mogu se raditi detaljne analize. U aplikaciji je implementiran HBBA prikazan na slici 5.1 koji služi za procjenu LLD-a kod pacijenta.

Slika 7.22 prikazuje komercijalnu verziju grafičkog korisničkog sučelja aplikacije za procjenu i kompenzaciju LLD-a koja komunicira s nadređenim uređajem na isti način kao i prethodno korisničko sučelje aplikacije za upravljanje i prikupljanje podataka.



Slika 7.22: Komercijalno grafičko sučelje za procjenu i kompenzaciju LLD-a

7.5 Dodatne mogućnosti primjene razvijenog mehatroničkog sustava

Razvijeni mehatronički sustav s dva paralelna manipulatora 3-RPS s pomičnim PMRT-ima može se koristiti u dijagnostičke i rehabilitacijske svrhe. Iako je cilj ove disertacije izraditi sustav za procjenu i kompenzaciju LLD-a radi postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu, razvoj ovog mehatroničkog sustava bio je usmjeren i na buduća istraživanja te na dodatne mogućnosti primjene razvijenog mehatroničkog sustava.

Jedna od primjena ovog mehatroničkog sustava jest mjerenje distribucije opterećenja lijeve i desne noge. Iako osoba može imati iste duljine nogu, zbog raznih drugih stanja može doći do asimetrije opterećenja nogu. Ovo zapažanje je vrlo bitno jer svaka asimetrija u opterećenju pojedine noge stvara uvjete za oštećenje zglobnih tijela i ograničenje opsega kretnji u pojedinom zglobu. Mjerenjem CoP-a lijeve i desne noge može se primjerice uočiti da osoba na lijevoj nozi

više opterećuje prednji dio stopala (prste), a na desnoj nozi više opterećuje stražnji dio stopala (petu). Kod starijih ljudi CoP nogu ima veću amplitudu oscilacija, nego kod mladih osoba. Ovim mehatroničkim sustavom moguće je kvantificirati stabilnost držanja ljudskoga tijela pri stajanju (eng. *Postural Stability*) [92, 93].

Nadalje, ovim sustavom moguće je simulirati LLD kod zdravih osoba i pratiti na koji način ljudsko tijelo pokušava ispraviti neprirodan položaj.

Ovim mehatroničkim sustavom može se ciljano opteretiti zdravi dio noge. Kod dijabetičara se zbog povišenih iznosa plantarnih opterećenja nogu na stopalu mogu otvoriti rane [94]. S obzirom da PMRT može mijenjati nagib, opterećenje se može prebaciti npr. sa stražnje strane na prednju stranu stopala tako da se izradi povišenje pod petom. Koliko to povišenje mora biti i koliko će iznositi opterećenje prednjeg dijela stopala odredit će dijagnostičar pomoću razvijenog mehatroničkog sustava.

S obzirom da PMRT može mijenjati nagib, ovim se mehatroničkim sustavom može kompenzirati varus i valgus položaj stopala [95]. U ovom slučaju će se dobiti informacija o tome koliko baza uloška mora biti nagnuta prema unutra ili prema van kako bi stopalo bilo u ispravnom položaju.

Promjenom nagiba PMRT-a može se ostvariti takva trajektorija gibanja PMRT-a koja će omogućiti rehabilitaciju zgloba. Također, promjenom nagiba i visina PMRT-a može se pratiti i kako osoba reagira na podražaje.

Iako bi se za procjenu i kompenzaciju LLD-a umjesto paralelnog manipulatora 3-RPS mogao koristiti samo jedan linearni aktuator koji bi mijenjao visinu PMRT-a, navedene primjene mehatroničkog sustava koje će se razvijati u budućim istraživanjima zahtijevale su korištenje paralelnog manipulatora s tri stupnja slobode.

Poglavlje 8

Eksperimentalni rezultati

S ciljem testiranja razvijenog mehatroničkog sustava za procjenu i kompenzaciju LLD-a pomoću HBBA provedena su tri eksperimenta koja su opisana u ovom poglavlju. U prvom eksperimentu prikazano je da osobe koje nemaju LLD mogu imati asimetriju u opterećenju nogu. Ovisnost promjene CoM-a ljudskoga tijela o razlici u visini lijevog i desnog PMRT-a prikazana je u eksperimentu 2. U trećem eksperimentu validiran je HBBA za ljudsko tijelo sa simuliranim LLD-om.

Svi ispitanici dali su pisani informirani pristanak za sudjelovanje u eksperimentalnim ispitivanjima novog mehatroničkog sustava. Ispitivanje je provedeno u skladu s Helsinškom deklaracijom, a protokol ispitivanja odobrilo je Etičko povjerenstvo Veleučilišta u Bjelovaru.

8.1 Eksperiment 1: distribucija opterećenja lijeve i desne noge kod zdrave populacije

Prvi eksperiment imao je za cilj testirati novi mehatronički sustav opisan u poglavlju 7 te potvrditi zaključke istraživanja [13] u kojem je dobiven rezultat da kod ljudi koji nemaju LLD postoji asimetrija u distribuciji opterećenja lijeve i desne noge. Eksperiment je uključivao 46 volontera (23 žene i 23 muškaraca). Prosječna starost volontera iznosila je 22.18 godina ($SD^* = 5.52$ godina). Kriterij isključenja iz skupine volontera su osobe koje imaju LLD, skoliozu, loše držanje tijela, dijabetes i $BMI^\dagger > 30$ [13].

U eksperimentu 1 izmjereno je opterećenje lijeve i desne noge te pozicija centra mase CoM_x svih 46 volontera pomoću mehatroničkog sustava. Volonteri su pod nadzorom ispitivača postavili lijevo i desno stopalo na točno označene pozicije na PMRT-ima. Razmak između peta volontera iznosio je 240 mm. Lijevi i desni PMRT bili su postavljeni na istu visinu iznosa 424.4 mm. Ispitivač je volonterima dao uputu da zadrže mirno i opušteno držanje, da zauzmu prirodno

*Standardna devijacija

†eng. *Body Mass Index*

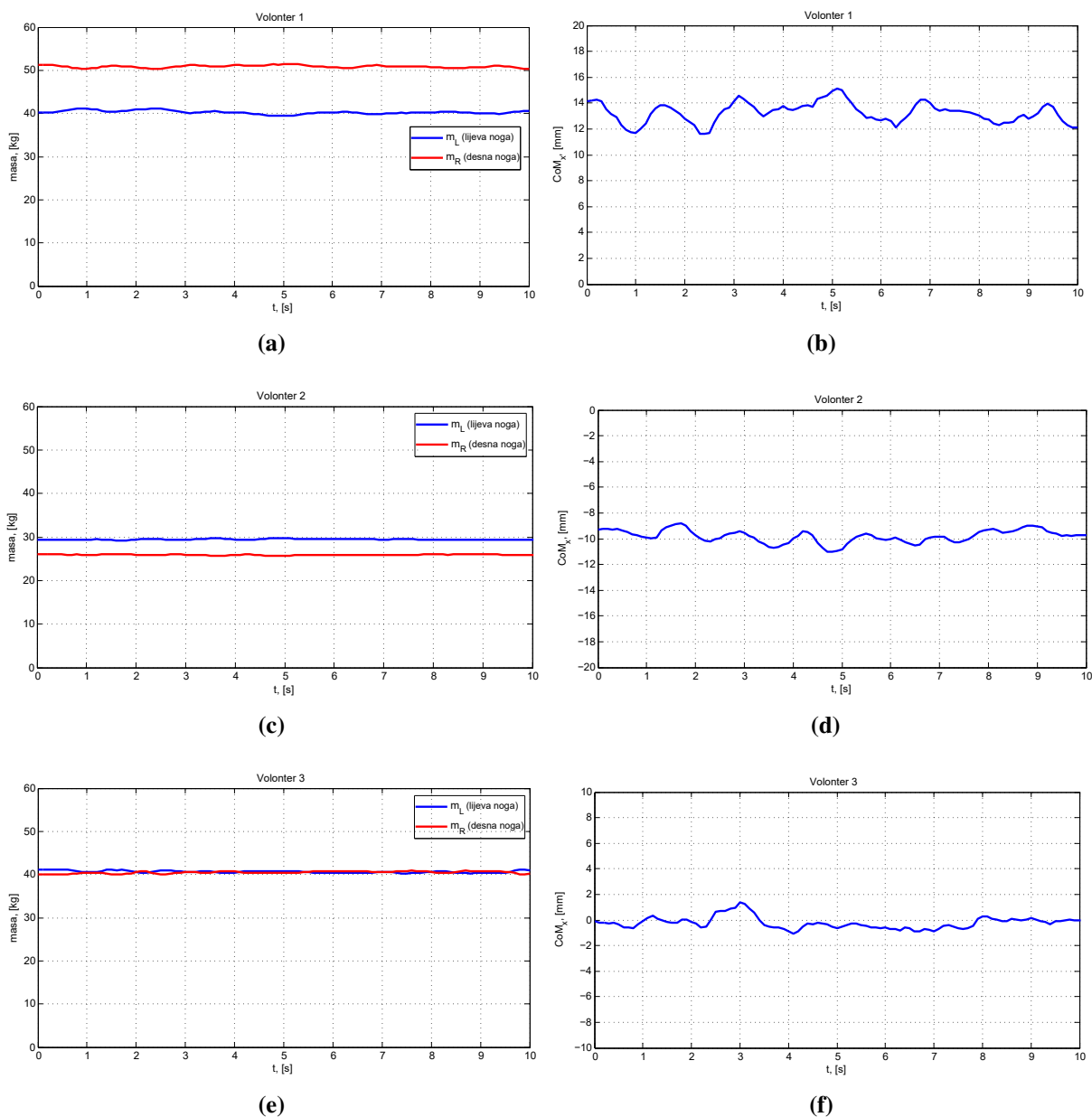
uspravan stav te da gledaju ravno ispred sebe. Za svakog volontera provedeno je mjerenje opterećenja lijeve i desne noge te CoM duž osi x (CoM_x) u trajanju od 10 s pomoću aplikacije prikazane na slici 7.21. Pomoću krojačkoga metra volonterima je izmjerena visina tijela te visina anatomskih točaka LASIS i RASIS u odnosu na podlogu. BMI je izračunat kao omjer mase i kvadrata visine ljudskoga tijela. Srednja vrijednost, standardna devijacija te minimalna i maksimalna vrijednost mjerenih varijabli prikazani su u tablici 8.1. CoM ljudskoga tijela bio je pomaknut u lijevu stranu kod 30 ispitanika, a u desnu stranu kod 16 ispitanika iako u svojoj povijesti bolesti nemaju LLD. Prema statističkim rezultatima u tablici 8.1 postoji asimetrija u opterećenju lijeve i desne noge kod zdravih volontera što je u koincidenciji s istraživanjem [13]. Prosječno opterećenje lijeve naspram desne noge u grupi ispitanika jest 51.12 % naspram 48.88 %. Zanimljivo je primijetiti kako je maksimalni pomak CoM-a ljudskoga tijela u lijevu stranu -27.08 mm te u desnu stranu 15.38 mm iako osobe imaju jednaku visinu anatomskih točaka LASIS i RASIS ($z_{LASIS} = z_{RASIS}$). To znači da ljudi nemaju iste antropometrijske parametre lijeve i desne strane ljudskoga tijela.

Tablica 8.1: Eksperiment 1: Rezultati mjerenja CoM-a duž osi x (CoM_x) volontera, mase volontera M , opterećenja lijeve ($\frac{m_L}{M}$) i desne ($\frac{m_R}{M}$) noge volontera, visine volontera (H), pozicije anatomskih točaka LASIS (z_{LASIS}) i RASIS (z_{RASIS}) te BMI-a volontera. Opterećenje lijeve i desne noge izraženi su u postotku [%] ukupne mase ljudskoga tijela.

Varijable	CoM_x	M	$\frac{m_L}{M}$	$\frac{m_R}{M}$	H	z_{LASIS}	z_{RASIS}	BMI
	[mm]	[kg]	[%]	[%]	[cm]	[cm]	[cm]	[kg m ⁻²]
Srednja vrijednost	-2.99	75.26	51.12	48.88	174.9	101.2	101.2	24.45
SD	8.45	14.15	2.95	2.95	10.6	7.1	7.1	2.89
Min	-27.08	53.68	44.90	41.94	155.0	88.0	88.0	18.72
Max	15.38	108.92	58.06	55.10	193.0	115.0	115.0	29.76

Mjerenje opterećenja lijeve i desne noge i CoM-a duž osi x (CoM_x) za odabrana tri zdrava volontera prikazana su na slici 8.1 i u tablici 8.2. Volonter 1 ima veće opterećenje na desnoj nozi (slika 8.1a) i pomak CoM-a duž osi x veći od 0 (slika 8.1b). Volonter 2 ima veće opterećenje na lijevoj nozi (slika 8.1c) i pomak CoM-a duž osi x manji od 0 (slika 8.1d). Volonter 3 ima približno jednako opterećenje lijeve i desne noge (slika 8.1e) i pomak CoM-a duž osi x mu je približno jednak 0 (slika 8.1f). Standardna devijacija varijable CoM_x je prema tablici 8.2 manja od 1 mm za sve volontere što ukazuje na mirno držanje. Time je osigurana pretpostavka da projekcija CoM-a ljudskoga tijela u transverzalnoj ravnini leži u istoj točki kao i CoP [75]. Nadalje, vrijednost standardne devijacije varijable CoM_x je dobra smjernica kod odabira parametra

ε HBBA. Sva tri volontera imaju istu visinu anatomskih točaka LASIS i RASIS. Volonter 1 i Volonter 2 iako nemaju LLD, imaju asimetriju u opterećenju lijeve i desne noge. Iz tog razloga je važno u procjenu i kompenzaciju LLD-a uključiti vizijski sustav koji će dati informaciju o visini markera LASIS i RASIS, a isto tako i o tome da li ispitanik ima skoliozu koja također utječe na asimetriju opterećenja nogu.



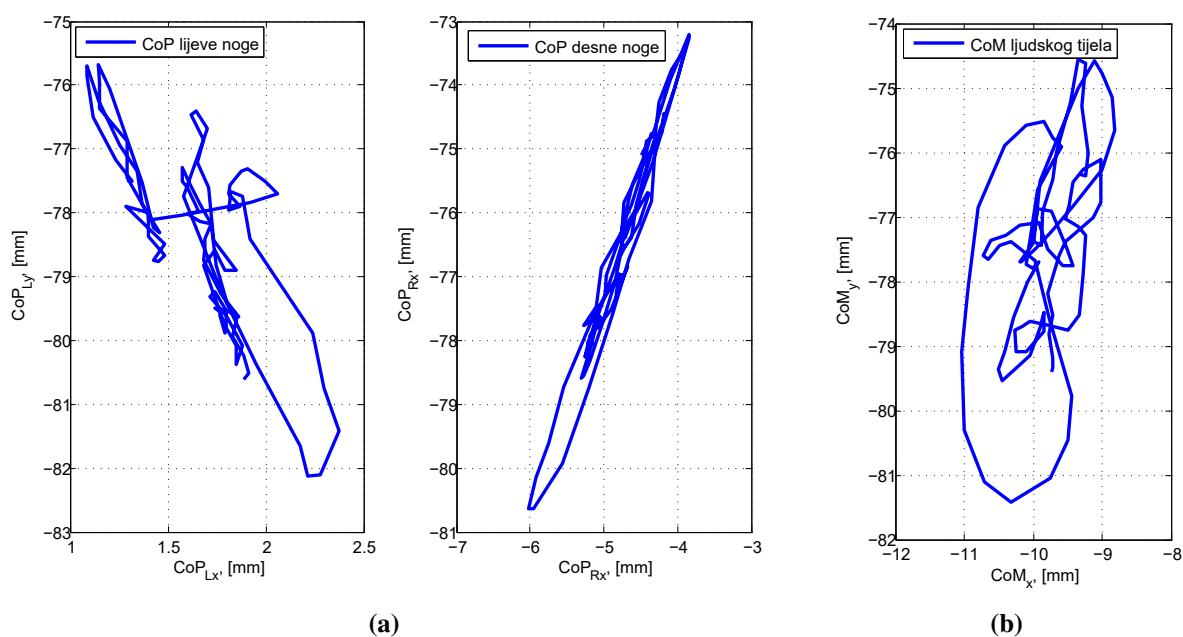
Slika 8.1: Mjerenje opterećenja lijeve m_L i desne m_R noge i CoM-a duž osi x (CoM_x) za odabrana tri zdrava volontera: **(a)** Volonter 1 - opterećenje lijeve m_L i desne m_R noge, **(b)** Volonter 1 - CoM duž osi x (CoM_x), **(c)** Volonter 2 - opterećenje lijeve m_L i desne m_R noge, **(d)** Volonter 2 - CoM duž osi x (CoM_x), **(e)** Volonter 3 - opterećenje lijeve m_L i desne m_R noge, **(f)** Volonter 3 - CoM duž osi x (CoM_x)

CoP lijeve i CoP desne noge koji se mjere s lijevim i desnim PMRT-om za volontera 2 prikazani su na slici 8.2a. Projekcija CoM-a u transverzalnoj ravnini volontera 2 prikazana je na slici

8.2b. Na slikama 8.2a i 8.2b se može primijetiti da je njihanje ljudskoga tijela u transverzalnoj ravnini veće u anteriornom i posteriornom smjeru (varijabla CoM_y), nego u lateralnom i kontra-lateralnom smjeru (varijabla CoM_x) koji se koristi za postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu.

Tablica 8.2: Rezultati mjerenja CoM-a duž osi x (CoM_x), mase, opterećenja lijeve (m_L) i desne (m_R) noge, visine zdravih volontera, pozicije anatomskih točaka LASIS i RASIS za tri odabrana volontera

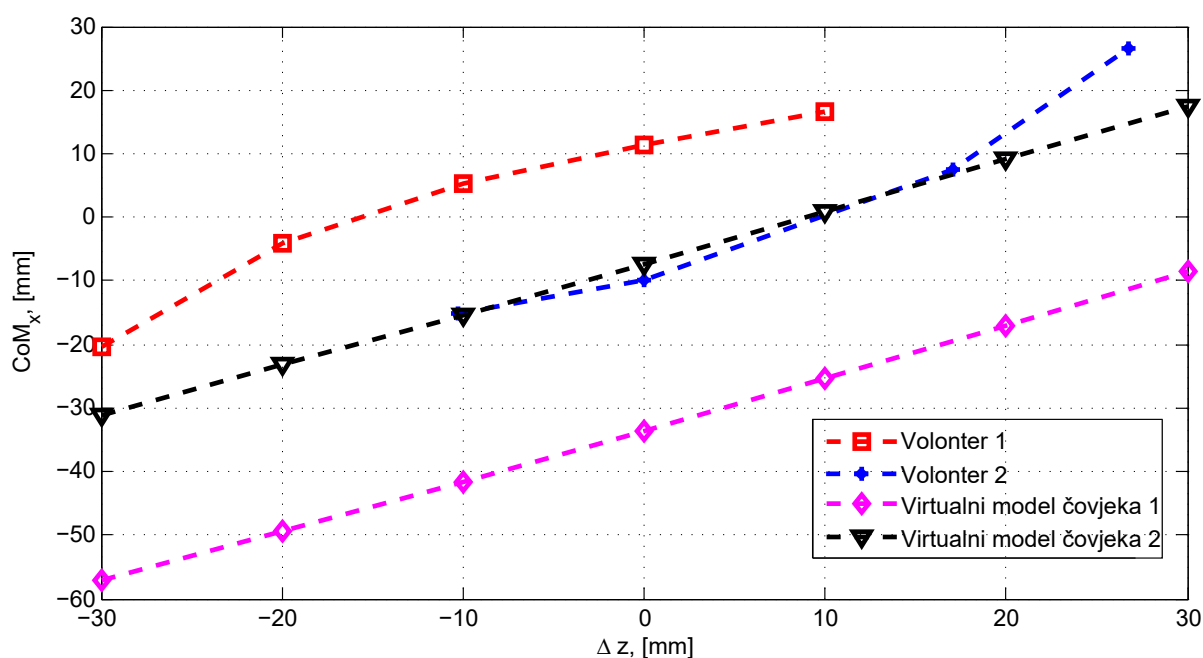
Ispitanik	CoM_x		M	m_L	m_R	H	z_{LASIS}	z_{RASIS}
	$\overline{CoM_x}$	SD	[kg]	[kg]	[kg]	[cm]	[cm]	[cm]
	[mm]	[mm]						
Volonter 1	13.25	0.798	91.15	40.29	50.86	178	104	104
Volonter 2	-9.80	0.496	55.34	29.44	25.90	157	96	96
Volonter 3	-0.21	0.861	81.14	40.65	40.49	179	106	106



Slika 8.2: CoP i CoM volontera 2: (a) CoP lijeve i desne noge volontera 2, (b) projekcija CoM-a u transverzalnoj ravnini volontera 2

8.2 Eksperiment 2: promjena CoM-a uzrokovana promjenom visine platforme za mjerenje raspodjele težine

Tijekom provođenja eksperimenta primijećeno je da odnos između promjene u visini PMRT-a Δz (simuliranog LLD-a) i odgovarajuće promjene CoM-a ljudskoga tijela (CoM_x) varira u ovisnosti o visini, masi, početnom pomaku CoM-a i držanju volontera. Iz tog razloga su s dva volontera provedena dva odvojena eksperimenta i uspoređena sa simulacijama za dva različita virtualna modela ljudskoga tijela. Rezultati su prikazani na slici 8.3. Može se primijetiti da u svim slučajevima porastom razlike u visini PMRT-a Δz raste i pomak CoM-a duž osi x (CoM_x). Za virtualne modele funkcija koja opisuje ovisnost CoM-a ljudskoga tijela CoM_x o razlici u visini PMRT-a Δz je približno linearna. Razlog tome je taj što virtualni model ljudskog tijela ima veliku krutost i ne opire se razlici u visini PMRT-a.



Slika 8.3: Eksperiment 2: Promjena CoM-a duž osi x (CoM_x) u ovisnosti o promjeni razlike u visini PMRT-a Δz

Međutim, funkcije koje opisuju ovisnost CoM-a ljudskoga tijela CoM_x o razlici u visini PMRT-a Δz za volontera 1 i volontera 2 nisu jednake. Na primjer, u slučaju volontera 1, funkcija je konkavna, dok je za volontera 2 konveksna. Razlog tome je što se ljudsko tijelo za male odmake oko svog prirodnog položaja opire promjeni u simuliranoj razlici u duljini nogu. Ova opažanja se mogu iskoristiti prilikom kreiranja adaptacijskog algoritma za težinsku varijablu γ u izrazima (5.1) i (5.2). Na taj način bi se mogao smanjiti broj iteracija HBBA, a mjerenje LLD-a bi bilo ugodnije iskustvo za pacijenta. U budućem istraživanju potrebno je provesti ovaj eksperiment na više ispitanika kako bi se dobili što relevantniji podaci i konačno došlo

do adaptivnog algoritma za varijablu γ . Iako broj volontera na kojima su provedena mjerenja ovisnosti CoM-a o razlici u visini PMRT-a nije relevantan, temeljem karakteristika volontera na slici 8.3 mogu se izvesti sljedeći zaključci:

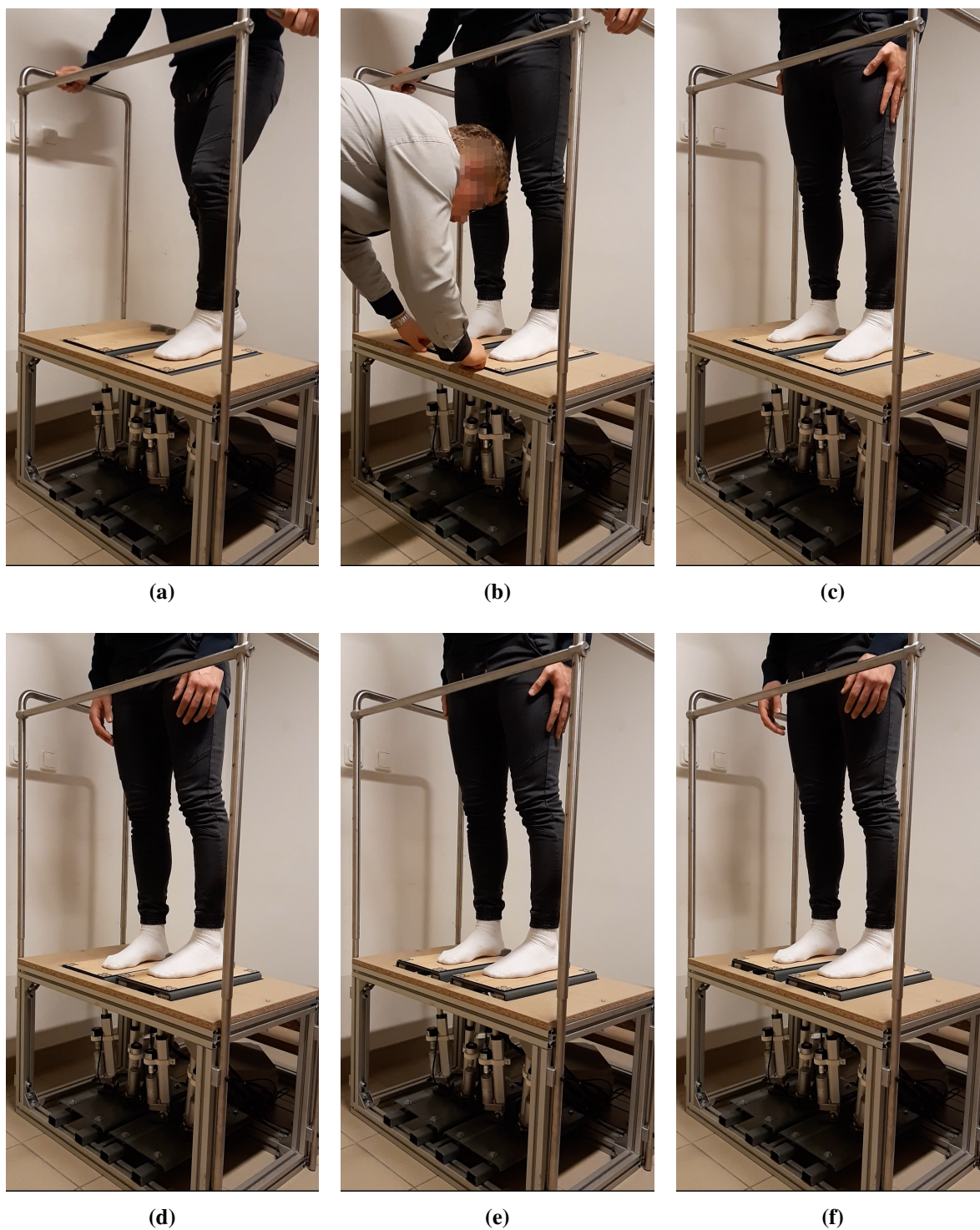
- volonter 1 koji za $\Delta z = 0$ mm ima veće opterećenje na desnoj nozi ($CoM_x > 0$) ima funkciju ovisnosti CoM-a o razlici u visini PMRT-a koja je konkavna,
- volonter 2 koji za $\Delta z = 0$ mm ima veće opterećenje na lijevoj nozi ($CoM_x < 0$) ima funkciju ovisnosti CoM-a o razlici u visini PMRT-a koja je konveksna,
- volonter 1 je u ravnoteži ($CoM_x = 0$) za razliku u visini PMRT-a $\Delta z = -15,47$ mm,
- volonter 2 je u ravnoteži ($CoM_x = 0$) za razliku u visini PMRT-a $\Delta z = 9,66$ mm,
- kada bi se volonter 1 postavljao u ravnotežu pomoću HBBA za simulirani LLD kod kojeg je $CoM_x = -20,25$ mm, adaptivna konstanta γ bi trebala biti manja od 0.764 kako CoM_x ne bi postao veći od 0,
- kada bi se volonter 2 postavljao u ravnotežu pomoću HBBA za simulirani LLD kod kojeg je $CoM_x = 26,57$ mm, adaptivna konstanta γ bi trebala biti manja od 0.643 kako CoM_x ne bi postao manji od 0.

Temeljem navedenih zaključaka, adaptivna konstanta u sljedećem eksperimentu bit će 0.5, što je manje od maksimalnih iznosa za volontera 1 ($\gamma < 0,764$) i volontera 2 ($\gamma < 0,643$).

8.3 Eksperiment 3: procjena i kompenzacija LLD-a pomoću HBBA na zdravom volonteru sa simuliranim LLD-om

Cilj eksperimenta 3 je validirati HBBA u svrhu procjene i kompenzacije LLD-a na zdravom volonteru sa simuliranim LLD-om. Masa i visina zdravog volontera u eksperimentu 3 iznose 81.14 kg i 179 cm. Prema slici 8.1e i tablici 8.2 volonter 3 ima približno jednaka opterećenja lijeve i desne noge te jednake visine anatomskih točaka LASIS i RASIS. Postavljanje volontera 3 na PMRT-e i provođenje procjene i kompenzacije LLD-a uz simulirani LLD prikazan je na slici 8.4.

Kada je volonter 3 zadržao uspravno i mirno držanje na PMRT-ima koje su bile na visini 425 mm (slika 8.4c) sustav je procijenio da je volonter 3 u stanju ravnoteže. Simulacija skraćivanja desne noge provedena je na način da je visina desnog PMRT-a z_R smanjena sa 425 mm na 410 mm (slika 8.4d). Simulirana razlika u duljini lijeve i desne noge je $LLD_L = 15$ mm. HBBA ima zadatak vratiti volontera 3 u ravnotežu i na taj način napraviti procjenu simuliranog LLD-a. Parametri HBBA su $\varepsilon = 1$ mm i $\gamma = 0,5$. Parametar ε izabran je temeljem standardne devijacije varijable CoM_x volontera 3 koja prema tablici 8.2 iznosi 0.861 mm. Adaptivna konstanta γ odabrana je temeljem zapažanja u eksperimentu 2.

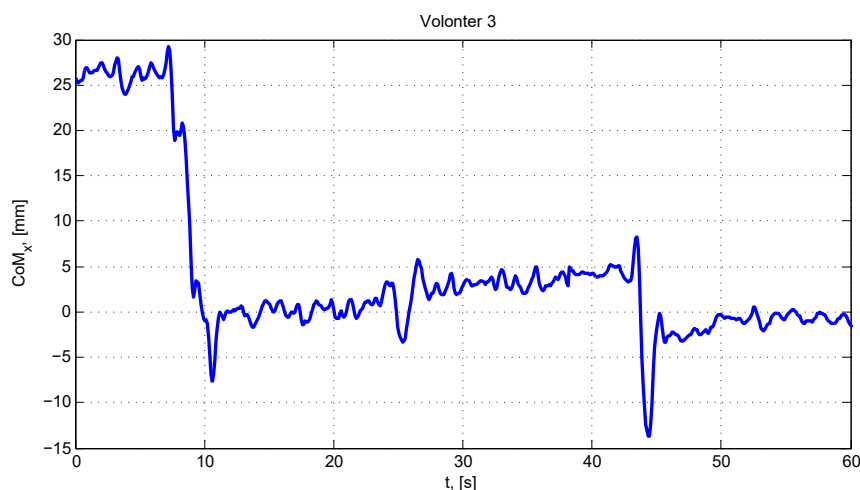


Slika 8.4: Eksperiment 3: (a) volonter 3 postavlja lijevu nogu na PMRT-e, (b) ispitivač pomaže volonteru 3 da postavi lijevu i desnu nogu na točno označena mjesta na PMRT-ima, (c) volonter 3 u stanju ravnoteže, (d) simulacija LLD-a skraćanjem desne noge za 15 mm (početno stanje algoritma $k = 0$), (e) iteracija algoritma $k = 1$, (f) volonter 3 postavljen u ravnotežu (iteracija algoritma $k = 2$)

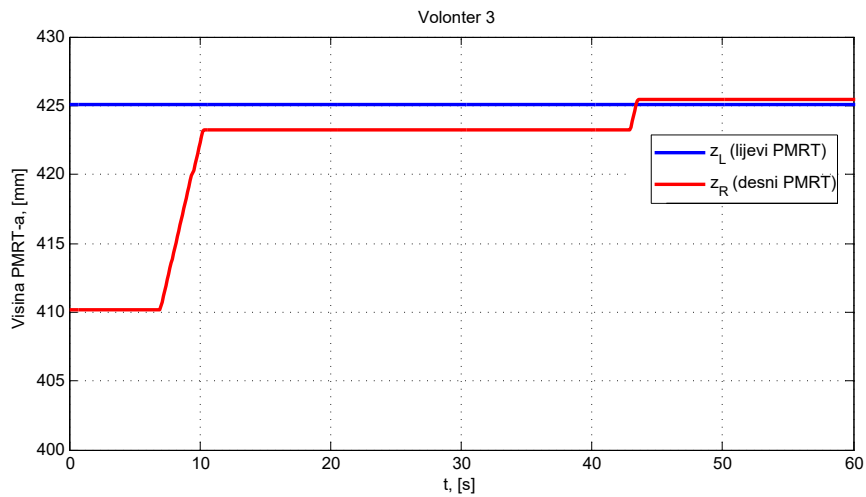
U početnom stanju ($k = 0$) CoM_x iznosi 26.4 mm što je posljedica većeg opterećenja desnog PMRT-a ($m_R = 48.98$ kg) od opterećenja lijevog PMRT-a ($m_L = 32.16$ kg). S obzirom da je $|CoM_x| \geq \varepsilon$ i $CoM_x > 0$, prema algoritmu na slici 5.1 i izrazu (5.2) desni PMRT podići će se za

iznos 13.2 mm. Odziv varijabli koje se prate kod provođenja HBBA prikazane su na slikama 8.5-8.9. Vrijednosti varijabli u svakoj iteraciji prikazane su u tablici 8.3. Prva iteracija HBBA pokrenuta je u trenutku $t = 6.7$ s nakon što je ispitanik zadržao mirno i opušteno držanje generiranjem rastućeg brida signala *Mirno stajanje* (slika 8.8). Nakon prve iteracije, smanjila se razlika u opterećenju lijeve i desne noge (slika 8.7) zbog pomaka CoM-a volontera 3 prema lijevoj nozi. U trenutku $t = 25$ s (slika 8.7) ispitanik je izgubio koncentraciju neposredno prije nego što je algoritam trebao pokrenuti novu iteraciju HBBA. Nakon toga, ispitanik je ponovno zadržao mirno držanje te je nova iteracija HBBA pokrenuta u trenutku $t = 42.9$ s. Prilikom promjene visine desnog PMRT-a u odzivu varijable CoM_x (slika 8.5) javlja se nadvišenje signala pri pokretanju PMRT-a i propad signala pri zaustavljanju PMRT-a kao i u simulacijskim rezultatima (slike 6.21 i 6.28). Razlog tome je povećanje sile kojom desna noga djeluje na PMRT-a uslijed ubrzanja desnog PMRT-a, odnosno smanjenje sile kojom desna noga djeluje na PMRT-a uslijed usporenja desnog PMRT-a pri promjeni visine.

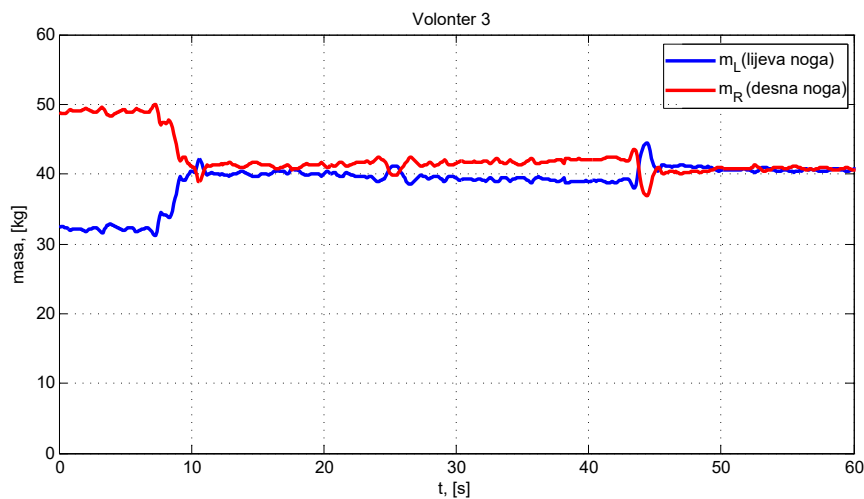
HBBA se zaustavlja kada u zadnjoj iteraciji ($k = 2$) CoM_x ima vrijednost -0.6 mm što je po apsolutnoj vrijednosti manje od definiranog parametra $\varepsilon = 1$ mm. Visina lijevog PMRT-a z_L iznosi 425.0 mm, a visina desnog PMRT-a z_R iznosi 425.4 mm. Opterećenja lijeve i desne noge iznose $m_L = 40.73$ kg i $m_R = 40.46$ kg što pokazuje da je volonter 3 postavljen u ravnotežu. Razlika u visini lijevog i desnog PMRT-a Δz ima vrijednost -0.4 mm. Procjena LLD-a u ovom slučaju iznosi $\Delta_L = 15.4$ mm, dok je simulirani LLD bio jednak 15 mm. HBBA je na volonteru 3 uspješno proveo procjenu i kompenzaciju simuliranog LLD-a.



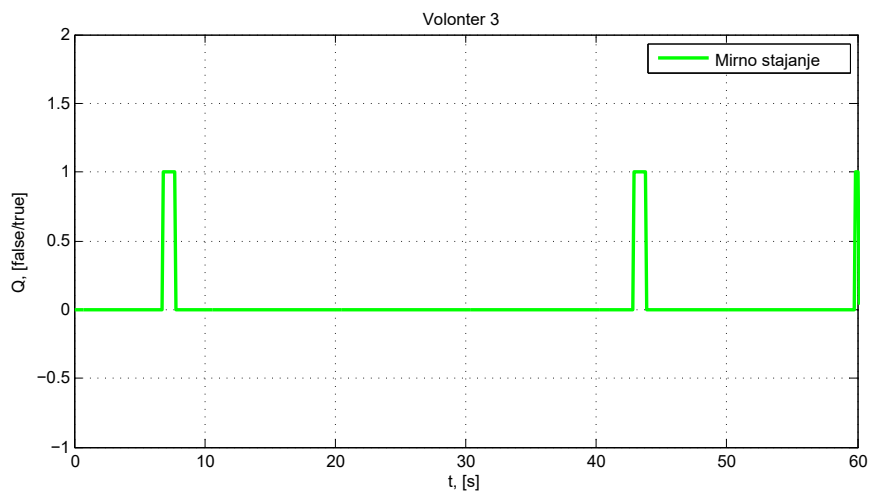
Slika 8.5: Eksperiment 3: pozicija CoM-a ljudskoga tijela CoM_x



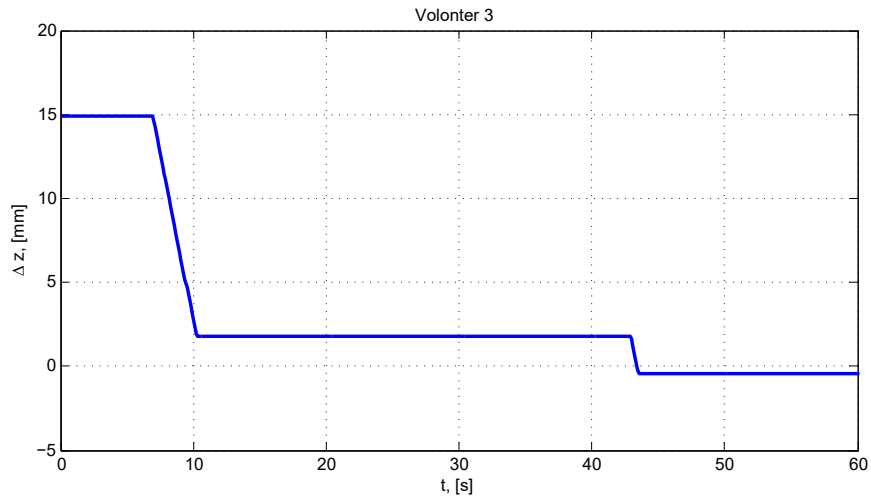
Slika 8.6: Eksperiment 3: referentna visina lijevog PMRT-a (z_{Lref}) i desnog PMRT-a (z_{Rref}), trenutna visina lijevog PMRT-a (z_L) i desnog PMRT-a (z_R)



Slika 8.7: Eksperiment 3: opterećenje lijeve (m_L) i desne (m_R) noge



Slika 8.8: Eksperiment 3: balancing trigger signal (Q) za pokretanje nove iteracije HBBA



Slika 8.9: Eksperiment 3: razlika u visini lijevog i desnog PMRT-a (Δz) koja u zadnjem koraku HBBA odgovara procjeni LLD-a (Δl)

Tablica 8.3: Eksperiment 3: vrijednosti odziva sa slika 8.5-8.9 u svakom koraku iteracije HBBA

Iteracija	CoM_x [mm]	z_L [mm]	z_R [mm]	Δz [mm]	m_L [kg]	m_R [kg]
$k=0$	26.4	425.0	410.0	15.0	32.16	48.98
$k=1$	4.4	425.0	423.2	1.8	39.21	41.94
$k=2$	-0.6	425.0	425.4	-0.4	40.73	40.46

Poglavlje 9

Zaključak

Postojeće metode mjerenja LLD-a zasnivaju se na mjerenju udaljenosti između anatomskih točaka na ljudskom tijelu. Pouzdane metode mjerenja LLD-a poput radiografije i CT-a zahtijevaju skupocjenu opremu, a istovremeno pacijenta izlažu zračenju. Neinvanzivne metode mjerenja LLD-a poput mjerenja krojačkim metrom ili mjerenja stajanjem na blokovima su jeftine metode, no nisu dovoljno pouzdane. Cilj mjerenja LLD-a jest izjednačavanje razlike u duljini lijeve i desne noge koje se može provesti kirurškim putem ili izradom ortopedskih uložaka s povišenjem.

Navedene metode mjerenja LLD-a ne uzimaju u obzir pomak CoM-a ljudskoga tijela koje je uzrokovano LLD-om. U ovom radu prezentirani su nova metodologija i mehatronički sustav za procjenu i kompenzaciju LLD-a postavljanjem ljudskoga tijela u ravnotežu. Cilj ove metodologije jest kompenzacijom LLD-a postići izjednačenje opterećenja lijeve i desne noge. U svrhu procjene i kompenzacije LLD-a razvijen je i izrađen mehatronički sustav koji se sastoji od dva paralelna manipulatora 3-RPS s PMRT-ima koji mogu mijenjati visinu i nagib. Predložen je postupak za mjerenje CoM-a ljudskoga tijela u transverzalnoj ravnini temeljen na izračunu CoP-a lijeve i desne noge pomoću lijevog i desnog PMRT-a. Uz procjenu CoM-a ljudskoga tijela provodi se procjena stanja ljudskoga tijela pomoću vizualne povratne veze koja je ostvarena pomoću kamera koje snimaju frontalnu ravninu ljudskoga tijela i markera postavljenih na anatomskim točkama ljudskoga tijela. Lokalizacijom markera na ljudskom tijelu procjenjuje se da li ljudsko tijelo ima samo LLD, LLD i skoliozu ili samo skoliozu. Temeljem procjene CoM-a i stanja ljudskoga tijela provodi se postupak postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu pomoću novog algoritma (HBBA) koji je razvijen u sklopu ovog rada. HBBA je iterativni algoritam koji postepenim podizanjem PMRT-a ispod kraće noge dolazi do procjene LLD-a kojim će se izjednačiti opterećenje lijeve i desne noge.

U radu je opisan matematički model sustava i razvijen je virtualni simulacijski model koji se sastoji od dva virtualna modela paralelnih manipulatora 3-RPS s PMRT-ima i virtualnim modelom ljudskoga tijela s markerima. Validacija postupaka procjene CoM-a ljudskoga tijela i

postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu pomoću HBBA provedena je na virtualnom simulacijskom modelu i na mehatroničkom sustavu. Simulacijski rezultati prikazani su kroz pet scenarija u kojima se radi procjena LLD-a na virtualnom modelu ljudskoga tijela koje ima samo LLD, LLD i skoliozu i samo skoliozu. U slučaju kada ljudsko tijelo ima LLD i/ili skoliozu HBBA je proveo procjenu i kompenzaciju LLD-a i postigao je izjednačenje opterećenja nogu. U slučaju kada virtualni model ljudskoga tijela ima samo skoliozu, HBBA ne radi postavljanje ljudskoga tijela u ravnotežu. Na virtualnom modelu ljudskoga tijela koje ima LLD i skoliozu testiran je razvijeni algoritam za niveliranje zdjelice što predstavlja značajno tehničko unapređenje mjerenja LLD-a metodom stajanja na blokovima.

S ciljem validacije razvijenog mehatroničkog sustava provedeno je mjerenje opterećenja lijeve i desne noge na 46 volontera čime se pokazalo kako i kod ljudi koji nemaju LLD postoji asimetrija u opterećenju nogu. Zbog navedene činjenice je u procjenu LLD-a važno uključiti vizijski sustav koji će mjeriti poziciju predefiniраниh anatomskih točaka na ljudskom tijelu. Tijekom provođenja eksperimenta primijećeno je da odnos između promjene razlike u visini PMRT-a i odgovarajuće promjene CoM-a varira u ovisnosti o visini, masi i držanju pacijenta. Ova činjenica će biti korištena u budućem radu na ovom sustavu za kreiranje adaptacijskog parametra γ s ciljem smanjenja broja iteracija HBBA. Konačno, HBBA je testiran na volonteru sa simuliranim LLD-om. Eksperimentalno je pokazano da je HBBA kompenzirao simulirani LLD volontera i postavio tijelo volontera u ravnotežu.

Razvijeni mehatronički sustav dodatno se može primjenjivati za kompenzaciju varusa i valgusa stopala, kvantifikaciju držanja ljudskoga tijela, rehabilitaciju zglobova, praćenje ljudskoga tijela pri generiranim podražajima te ciljano opterećenje zdravog dijela stopala pri bolnim stanjima. Sve navedene dodatne primijene razvijenog mehatroničkog sustava otvaraju prostor za budući istraživački rad.

Na temelju obećavajućih simulacijskih i eksperimentalnih rezultata prezentiranih u disertaciji u budućem radu slijede klinička ispitivanja koja će se u sklopu projekta COM2LLD provesti na 35 pacijenata. Buduća klinička istraživanja na razvijenom mehatroničkom sustavu omogućit će izgradnju baze znanja o različitim stanjima ljudskoga tijela te dati odgovor na pitanja što napraviti u smislu kompenzacije kako bi se ta stanja ispravila.

Znanstveni doprinosi doktorskog rada su:

1. Mehatronički sustav s dva 3-RPS paralelna manipulatora s pomičnim platformama za mjerenje raspodjele težine pri evaluaciji razlike u duljini nogu.
2. Postupak procjene položaja projekcije centra mase ljudskoga tijela u transverzalnoj ravnini pomoću pomičnih platformi za mjerenje raspodjele težine i vizualne povratne veze.
3. Postupak postavljanja ljudskoga tijela u ravnotežu s ciljem kompenzacije razlike u duljini nogu.

Literatura

- [1] Olanrewaju, O., Abdul Aziz, F., Syakirah, K., “Application of robotics in medical fields: Rehabilitation and surgery”, *International Journal of Computer Applications in Technology*, Vol. 52, 01 2015, str. 251-256.
- [2] Kwoh, Y. S., Hou, J., Jonckheere, E. A., Hayati, S., “A robot with improved absolute positioning accuracy for ct guided stereotactic brain surgery”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 35, No. 2, Feb 1988, str. 153-160.
- [3] S. Peters, B., R. Armijo, P., Krause, C., Choudhury, S., Oleynikov, D., “Review of emerging surgical robotic technology”, *Surgical Endoscopy*, Vol. 32, 04 2018.
- [4] Bogue, R., “Robots in healthcare”, *Industrial Robot: An International Journal*, Vol. 38, No. 3, 2011, str. 218–223.
- [5] Burgner-Kahrs, J., Rucker, D. C., Choset, H., “Continuum robots for medical applications: A survey”, *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 31, No. 6, Dec 2015, str. 1261-1280.
- [6] Li, B., Li, G., Sun, Y., Jiang, G., Kong, J., Jiang, D., “A review of rehabilitation robot”, in *2017 32nd Youth Academic Annual Conference of Chinese Association of Automation (YAC)*, May 2017, str. 907-911.
- [7] Gassert, R., Dietz, V., “Rehabilitation robots for the treatment of sensorimotor deficits: A neurophysiological perspective”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 15, 06 2018, str. 46.
- [8] Kumar, S., Woehrle, H., Trampler, M., Simnofske, M., Peters, H., Mallwitz, M., Kirchner, E., Kirchner, F., “Modular design and decentralized control of the recupera exoskeleton for stroke rehabilitation”, *Applied Sciences*, Vol. 9, 02 2019.
- [9] Babaiasl, M., Mahdioun, S. H., Jaryani, P., Yazdani, M., “A review of technological and clinical aspects of robot-aided rehabilitation of upper-extremity after stroke”, *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, Vol. 11, 01 2015.

- [10] Do, K. H., Chun, M. H., “Clinical use of robots as a part of rehabilitation medicine”, *Brain & Neurorehabilitation*, Vol. 10, No. 1, 2016.
- [11] Thinh, D., Yamamoto, S.-i., “Assist-as-needed control of a robotic orthosis actuated by pneumatic artificial muscle for gait rehabilitation”, *Applied Sciences*, Vol. 8, 03 2018, str. 499.
- [12] Gurney, B., “Leg length discrepancy”, *Gait & Posture*, Vol. 15, No. 2, 2002, str. 195 - 206, dostupno na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636201001485>
- [13] Eliks, M., Ostiak-Tomaszewska, W., Lisiński, P., Koczewski, P., “Does structural leg-length discrepancy affect postural control? preliminary study”, *BMC Musculoskeletal Disorders*, Vol. 18, No. 1, Aug 2017, str. 346, dostupno na: <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1707-x>
- [14] Azizan, N. A., Basaruddin, K. S., Salleh, A. F., “The effects of leg length discrepancy on stability and kinematics-kinetics deviations: A systematic review”, *Applied bionics and biomechanics*, Vol. 2018, 2018, dostupno na: <https://doi.org/10.1155/2018/5156348>
- [15] Khamis, S., Danino, B., Springer, S., Ovadia, D., Carmeli, E., “Detecting anatomical leg length discrepancy using the plug-in-gait model”, *Applied Sciences*, Vol. 7, No. 9, 2017, str. 926, dostupno na: <https://doi.org/10.3390/app7090926>
- [16] Khamis, S., Danino, B., Ovadia, D., Carmeli, E., “Correlation between gait asymmetry and leg length discrepancy—what is the role of clinical abnormalities?”, *Applied Sciences*, Vol. 8, No. 10, 2018, str. 1979, dostupno na: <https://doi.org/10.3390/app8101979>
- [17] Khamis, S., Carmeli, E., “The effect of simulated leg length discrepancy on lower limb biomechanics during gait”, *Gait & Posture*, Vol. 61, 2018, str. 73 - 80, dostupno na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636217310536>
- [18] A Knutson, G., “Anatomic and functional leg-length inequality: A review and recommendation for clinical decision-making. part i, anatomic leg-length inequality: Prevalence, magnitude, effects and clinical significance”, *Chiropractic & osteopathy*, Vol. 13, 08 2005, str. 11.
- [19] A Knutson, G., “Anatomic and functional leg-length inequality: a review and recommendation for clinical decision-making. part ii. the functional or unloaded leg-length asymmetry”, *Chiropractic & osteopathy*, Vol. 13, 08 2005, str. 12.
- [20] Ali, A., Walsh, M., O’Brien, T., Dimitrov, B. D., “The importance of submalleolar deformity in determining leg length discrepancy”, *The Surgeon*, Vol. 12, No. 4,

- 2014, str. 201 - 205, dostupno na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1479666X13001716>
- [21] Adams, J. C., Hamblen, D. L., Outline of orthopaedics, 12th ed. Churchill Livingstone Edinburgh, 1995.
- [22] Root, L., "Varus and valgus foot in cerebral palsy and its management", Foot & ankle, Vol. 4, 08 1984, str. 174-9.
- [23] Raczkowski, J., Daniszewska, B., Zolynski, K., "Functional scoliosis caused by leg length discrepancy", Archives of medical science : AMS, Vol. 6, 06 2010, str. 393-8.
- [24] Sabharwal, S., Kumar, A., "Methods for assessing leg length discrepancy", Clinical Orthopaedics and Related Research, Vol. 466, No. 12, Dec 2008, str. 2910–2922, dostupno na: <https://doi.org/10.1007/s11999-008-0524-9>
- [25] J Murray, K., Azari, M., "Leg length discrepancy and osteoarthritis in the knee hip and lumbar spine", JCCA. Journal of the Canadian Chiropractic Association. Journal de l'Association chiropratique canadienne, Vol. 59, 09 2015.
- [26] Neelly, K., Wallmann, H., J Backus, C., "Validity of measuring leg length with a tape measure compared to a computed tomography scan", Physiotherapy theory and practice, Vol. 29, 01 2013.
- [27] Hanada, E., Kirby, R., Mitchell, M., M. Swuste, J., "Measuring leg-length discrepancy by the "iliac crest palpation and book correction" method: Reliability and validity", Archives of physical medicine and rehabilitation, Vol. 82, 08 2001, str. 938-42.
- [28] Sabharwal, S., Zhao, C., J McKeon, J., McClemens, E., Edgar, M., Behrens, F., "Computed radiographic measurement of limb-length discrepancy - full-length standing antero-posterior radiograph compared with scanogram", The Journal of bone and joint surgery. American volume, Vol. 88, 10 2006, str. 2243-51.
- [29] Terjesen, T., Benum, P., Rossvoll, I., Svenningsen, S., Isern, A. E. F., Nordbø, T., "Leg-length discrepancy measured by ultrasonography", Acta Orthopaedica Scandinavica, Vol. 62, No. 2, 1991, str. 121–124.
- [30] H Leitzes, A., G Potter, H., Amaral, T., G Marx, R., Lyman, S., Widmann, R., "Reliability and accuracy of mri scanogram in the evaluation of limb length discrepancy", Journal of pediatric orthopedics, Vol. 25, 11 2005, str. 747-9.
- [31] Lovell, W. W., Winter, R. B., Morrissy, R. T., Weinstein, S. L., Lovell and Winter's pediatric orthopaedics, 7th ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2014, Vol. 1.

- [32] Khamis, S., Carmeli, E., “A new concept for measuring leg length discrepancy”, *Journal of Orthopaedics*, Vol. 14, 06 2017, str. 276-280.
- [33] Khamis, S., Springer, S., Ovadia, D., Krimus, S., Carmeli, E., “Measuring dynamic leg length during normal gait”, *Sensors*, Vol. 18, 11 2018, str. 4191, dostupno na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636217310536>
- [34] Friberg, O., Nurminen, M., Korhonen, K., Soininen, E., Manttari, T., “Accuracy and precision of clinical estimation of leg length inequality and lumbar scoliosis: Comparison of clinical and radiological measurements”, *International disability studies*, Vol. 10, 02 1988, str. 49-53.
- [35] O’Brien, D. S., Kernohan, G., Fitzpatrick, C., Hill, J., Beverland, D., “Perception of imposed leg length inequality in normal subjects”, *HIP International*, Vol. 20, No. 4, 2010, str. 505-511, dostupno na: <https://doi.org/10.1177/112070001002000414>
- [36] Azizan, N. A., Basaruddin, K. S., Salleh, A. F., Sakeran, H., Sulaiman, A. R., Cheng, E. M., “The effect of structural leg length discrepancy on vertical ground reaction force and spatial - temporal gait parameter: A pilot study”, *Journal of Telecommunication, Electronic and Computer Engineering (JTEC)*, Vol. 10, No. 16, May 2018, str. 111-114.
- [37] C White, S., A Gilchrist, L., E Wilk, B., “Asymmetric limb loading with true or simulated leg-length differences”, *Clinical orthopaedics and related research*, Vol. 421, May 2004, str. 287-292.
- [38] Swaminathan, V., Cartwright-Terry, M., Moorehead, J., Bowey, A., Scott, S., “The effect of leg length discrepancy upon load distribution in the static phase (standing)”, *Gait & Posture*, Vol. 40, No. 4, 2014, str. 561 - 563, dostupno na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636214006407>
- [39] Abu-Faraj, Z., MM, A.-A., RA, A.-D., “Leg length discrepancy: A study on in-shoe plantar pressure distribution”, in *Proceedings of the 8th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI)*, 10 2015, str. 381-385, dostupno na: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7401534>
- [40] Vrhovski, Z., Obrovac, K., Nižetić, J., Mutka, A., Klobučar, H., Bogdan, S., “System for evaluation and compensation of leg length discrepancy for human body balancing”, *Applied Sciences*, Vol. 9, No. 12, 2019, dostupno na: <https://www.mdpi.com/2076-3417/9/12/2504>
- [41] Taghirad, H. D., *Parallel robots: mechanics and control*. CRC press, 2013.

- [42] Pradipta, J., Klünder, M., Weickgenannt, M., Sawodny, O., “Development of a pneumatically driven flight simulator stewart platform using motion and force control”, in Proceedings of the 2013 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, July 2013, str. 158-163.
- [43] Ahangar, S., Mehrabani, M. V., Pouransari Shorijeh, A., Masouleh, M. T., “Design a 3-dof delta parallel robot by one degree redundancy along the conveyor axis, a novel automation approach”, in Proceedings of the 2019 5th Conference on Knowledge Based Engineering and Innovation (KBEI), Feb 2019, str. 413-418.
- [44] Verde, D., Stan, S., Manic, M., Balan, R., Matie, V., “Kinematics analysis, workspace, design and control of 3-rps and triglide medical parallel robots”, in Proceedings of the 2009 2nd Conference on Human System Interactions, May 2009, str. 103-108.
- [45] Gupta, A., O’Malley, M. K., Patoglu, V., Burgar, C., “Design, control and performance of ricewrist: a force feedback wrist exoskeleton for rehabilitation and training”, The International Journal of Robotics Research, Vol. 27, No. 2, 2008, str. 233–251.
- [46] Weiss, A., Langlois, R., Hayes, M., “Dynamics and vibration analysis of the interface between a non-rigid sphere and omnidirectional wheel actuators”, Robotica, Vol. 72, 05 2014.
- [47] Wu, G., Conceptual Design and Analysis of a 6-Axis Double Delta Robot Towards High Acceleration, 11 2017, Vol. 408, str. 389-401.
- [48] Keating, S., “Mit m.sc. thesis - renaissance robotics : novel applications of multipurpose robotic arms spanning design fabrication, utility, and art”, Doktorski rad, 03 2013.
- [49] Branicky, M., Introduction to Hybrid Systems, 01 2005, str. 91-116.
- [50] Hai, L., “Hybrid dynamical systems: An introduction to control and verification”, Vol. 1, 01 2014, str. 1-172.
- [51] Bertomeu-Motos, A., “Biomechanics of human walking and stability descriptive parameters”, Revista Doctorado UMH, Vol. 2, 03 2016, str. 4.
- [52] Robertson, D., E Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., N Whittlesey, S., Research Methods in Biomechanics: Second edition (eBook). Human Kinetics Publishers, 11 2013.
- [53] Winter, D. A., Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons, 2009.

- [54] Sonobe, M., Yamaguchi, H., Hino, J., “Frontal plane modelling of human dynamics during standing in narrow-stance”, *Journal of Physics: Conference Series*, Vol. 744, 09 2016, str. 012029.
- [55] Ruiz-Hidalgo, N. C., Blanco-Ortega, A., Abúndez-Pliego, A., Colín-Ocampo, J., Arias-Montiel, M., “Design and control of a novel 3-dof parallel robot”, in *Proceedings of the International Conference on Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering (IC-MEAE)*, Nov 2016, str. 66-71.
- [56] Garcia Gonzalez, L., Campos, A., “Maximal singularity-free orientation subregions associated with initial parallel manipulator configuration”, *Robotics*, Vol. 7, 09 2018, str. 57, dostupno na: <https://www.mdpi.com/2218-6581/7/3/57>
- [57] Vrhovski, Z., Obrovac, K., Mutka, A., Bogdan, S., “Design, modeling and control of a system for dynamic measuring of leg length discrepancy”, in *Proceedings of the 21st International Conference on System Theory, Control and Computing (ICSTCC)*, Sinaia, Romania, Oct 2017, str. 693-698, dostupno na: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8107117>
- [58] Vrhovski, Z., Markov, M., Pavlic, T., Obrovac, K., Mutka, A., Nižetić, J., “Design of a mechanical assembly for the dynamic evaluation of human body posture”, in *Proceedings of the 16th International Scientific Conference on Production Engineering (CIM2017)*, Zadar, Croatia, June 2017, str. 237-242.
- [59] “Design of a mechanical assembly for the dynamic evaluation of human body posture”, Available online: <https://youtu.be/C-4RpSqBi90>, dostupno: 31. kolovoza 2019.
- [60] Schadlbauer, J., Walter, D., Husty, M., “The 3-rps parallel manipulator from an algebraic viewpoint”, *Mechanism and Machine Theory*, Vol. 75, 2014, str. 161 - 176, dostupno na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0094114X13002504>
- [61] Zhao, J.-S., Zhou, K., Feng, Z.-J., “A theory of degrees of freedom for mechanisms”, *Mechanism and Machine Theory*, Vol. 39, No. 6, 2004, str. 621 - 643, dostupno na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0094114X04000102>
- [62] Gallardo-Alvarado, J., Orozco, H., Rico, J., Aguilar, C., Pérez González, L., *Acceleration Analysis of 3-RPS Parallel Manipulators by Means of Screw Theory*, 04 2008.
- [63] Mintenbeck, J., Estana, R., “Design, modelling and control of a hyper-redundant 3rps parallel mechanism”, *2010 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2010*, 12 2010.

- [64] Kovačić, Z., Bogdan, S., Krajči, V., “Osnove robotike”, Graphis, Zagreb, 2002.
- [65] Lukanin, V., “Inverse kinematics, forward kinematics and working space determination of 3dof parallel manipulator with s-p-r joint structure”, *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering*, Vol. 49, 01 2005, str. 39-61, dostupno na: <https://pp.bme.hu/me/article/view/1341>
- [66] Hongli, Z., Tiantian, R., Mahemuti, P., “Forward position solution of 3-rps in-parallel manipulator based on particle swarm optimization”, in *The 26th Chinese Control and Decision Conference (2014 CCDC)*, May 2014, str. 4171-4177.
- [67] Rad, C., Manic, M., Bălan, R., Stan, S., “Real time evaluation of inverse kinematics for a 3-rps medical parallel robot usind dspace platform”, in *Proceedings of the 3rd International Conference on Human System Interaction*, May 2010, str. 48-53, dostupno na: <https://ieeexplore.ieee.org/document/5514590>
- [68] Li, Y., Xu, Q., “Kinematic analysis of a 3-prs parallel manipulator”, *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, Vol. 23, No. 4, 2007, str. 395 - 408, dostupno na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S073658450600055X>
- [69] Antoniou, A., Lu, W.-S., *Practical optimization: algorithms and engineering applications*. Springer Science & Business Media, 2007.
- [70] Sun, W., Yuan, Y.-X., *Optimization theory and methods: nonlinear programming*. Springer Science & Business Media, 2006, Vol. 1.
- [71] Yu, H., Wilamowski, B., *Levenberg–Marquardt Training*, 02 2011, str. 1-16.
- [72] Ruhe, A., Fejer, R., Walker, B., “Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: A systematic review of the literature”, *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, Vol. 20, 03 2011, str. 358-68.
- [73] Lafond, D., Duarte, M., Prince, F., “Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, No. 9, 2004, str. 1421 - 1426, dostupno na: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929003002513>
- [74] Bakhtiari, A., Bahrami, F., Araabi, B. N., “Real time estimation and tracking of human body center of mass using 2d video imaging”, in *2011 1st Middle East Conference on Biomedical Engineering*, Feb 2011, str. 138-141.

- [75] Cotton, S., Vanoncini, M., Fraisse, P., Ramdani, N., Demircan, E., Murray, A., Keller, T., “Estimation of the centre of mass from motion capture and force plate recordings: A study on the elderly”, *Applied Bionics and Biomechanics*, Vol. 8, 2011, str. 67-84, dostupno na: <https://hal-lirmm.ccsd.cnrs.fr/lirmm-00616591>
- [76] Dos Santos, D. A., Fukuchi, C. A., Fukuchi, R. K., Duarte, M., “A data set with kinematic and ground reaction forces of human balance”, *PeerJ*, Vol. 5, 2017, str. e3626.
- [77] Eguchi, R., Takahashi, M., “Validity of the nintendo wii balance board for kinetic gait analysis”, *Applied Sciences*, Vol. 8, No. 2, 2 2018.
- [78] Huang, C.-W., Sue, P.-D., Abbod, M., Jiang, B., Shieh, J.-S., “Measuring center of pressure signals to quantify human balance using multivariate multiscale entropy by designing a force platform”, *Sensors*, Vol. 13, 08 2013, str. 10 151-10 166, dostupno na: <https://www.mdpi.com/1424-8220/13/8/10151>
- [79] Schreiber, C., Moissenet, F., “A multimodal dataset of human gait at different walking speeds established on injury-free adult participants”, *Scientific data*, Vol. 6, No. 1, 2019, str. 111.
- [80] Leardini, A., Biagi, F., Merlo, A., Belvedere, C., Benedetti, M. G., “Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises”, *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, Vol. 26, 03 2011, str. 562-71.
- [81] Barton, G. J., De Asha, A. R., van Loon, E. C., Geijtenbeek, T., Robinson, M. A., “Manipulation of visual biofeedback during gait with a time delayed adaptive virtual mirror box”, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Vol. 11, No. 1, 2014, str. 101.
- [82] Bajd, T., Mihelj, M., Lenarčič, J., Stanovnik, A., Munih, M., *Robotics. Springer Science & Business Media*, 2010, Vol. 43.
- [83] Kim, J., Kwon, Y., Jeon, H.-M., Bang, M.-J., Jun, J.-H., Eom, g. m., Lim, D.-H., “Feet distance and static postural balance: Implication on the role of natural stance”, *Bio-medical materials and engineering*, Vol. 24, 09 2014, str. 2681-8.
- [84] Vrhovski, Z., Bogdan, S., “Virtual simulation model for evaluation and compensation of leg length discrepancy for human body balancing”, Available online: https://www.researchgate.net/publication/333668115_Virtual_Simulation_Model_for_Evaluation_and_Compensation_of_Leg_Length_Discrepancy_for_Human_Body_Balancing, dostupno: 31. kolovoza 2019.

- [85] The MathWorks, I., “Simmechanics user’s guide”, Available online: https://www.mathworks.com/help/releases/R2014a/pdf_doc/phymod/sm/sm_ug.pdf, dostupno: 31. kolovoza 2019. 2014.
- [86] Karris, S. T., Introduction to stateflow with applications. Orchard Publications, 2007.
- [87] Sheha, E. D., Steinhaus, M. E., Kim, H. J., Cunningham, M. E., Fragomen, A. T., Rozbruch, S. R., “Leg-length discrepancy, functional scoliosis, and low back pain”, JBJS reviews, Vol. 6, No. 8, 2018, str. 1-8.
- [88] Müller, I., Machado de Brito, R., Pereira, C., Brusamarello, V., “Load cells in force sensing analysis - theory and a novel application”, Instrumentation & Measurement Magazine, IEEE, Vol. 13, 03 2010, str. 15 - 19.
- [89] Zhu, Y., “Design and validation of a low-cost portable device to quantify postural stability †”, Sensors, Vol. 17, No. 3, 2017, str. 619, exported from <https://app.dimensions.ai> on 2019/03/30, dostupno na: <https://www.mdpi.com/1424-8220/17/3/619/pdf>
- [90] Faroqi, A., Ramdhani, M., Frasetyio, F., Fadhil, A., “Dc motor speed controller design using pulse width modulation”, IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, Vol. 434, 12 2018, str. 012205.
- [91] Vrhovski, Z., Miletić, M., “Mikroračunala - programiranje mikrokontrolera porodice atmel u programskom okruženju atmel studio 6”, 2014.
- [92] Paillard, T., Noé, F., “Techniques and methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects”, BioMed research international, Vol. 2015, 2015.
- [93] Blaszczyk, J., Bacik, B., Juras, G., “Clinical assessment of postural stability”, Journal of Mechanics in Medicine and Biology, Vol. 03, 06 2003.
- [94] Armstrong, D. G., Nguyen, H. C., Lavery, L. A., Van Schie, C. H., Boulton, A. J., Harkless, L. B., “Off-loading the diabetic foot wound: a randomized clinical trial”, Diabetes care, Vol. 24, No. 6, 2001, str. 1019–1022.
- [95] Chang, C. H., Miller, F., Schuyler, J., “Dynamic pedobarograph in evaluation of varus and valgus foot deformities”, Journal of Pediatric Orthopaedics, Vol. 22, No. 6, 2002, str. 813–818.

Životopis

Zoran Vrhovski rođen je 12.4.1987. godine u Bjelovaru. Srednju Tehničku školu u Bjelovaru, smjer Elektrotehničar, završio je 2005. godine nakon čega upisuje Fakultet elektrotehnike i računarstva Sveučilišta u Zagrebu. Za postignute uspjehe tijekom preddiplomskog studija Zoran Vrhovski je 2007. godine primio nagradu “Josip Lončar”, dok je njegov studentski rad “Upravljanje balonom tipa Zeppelin vizualnom povratnom vezom” nagrađen Rektorovom nagradom u 2008. godini. Godine 2010. završava diplomski studija elektrotehnike i informacijske tehnologije, smjer automatika. Prvi puta se zapošljava na Veleučilištu u Bjelovaru kao asistent za znanstveno područje tehničkih znanosti, polje temeljne tehničke znanosti, grana automatika 2010. godine, a doktorski studij upisuje 2012. godine na Fakultetu elektrotehnike i računarstva Sveučilišta u Zagrebu. Zvanje predavača za znanstveno područje tehničkih znanosti, polje temeljne tehničke znanosti, grana automatika ostvario je 2012. godine, a zvanje višeg predavača za znanstveno područje tehničkih znanosti, polje temeljne tehničke znanosti ostvario je 2016. godine. Funkciju voditelja preddiplomskog stručnog studija Mehatronika na Veleučilištu u Bjelovaru obavlja od 2015. godine, a od 2017. godine obavlja funkciju Prodekana za nastavu i studente. Javni razgovor o očekivanim znanstvenim doprinosima doktorske disertacije održao je 2018. godine. Od 2018. godine suradnik je na projektu “COM2LLD: Unaprjeđenje učinkovitosti modela mjerenja LLD-a” čiji je cilj izraditi prototip sustava za procjenu i kompenzaciju razlike duljina nogu radi postavljanja ljudskog tijela u ravnotežu. Autor i koautor je 28 znanstvenih i stručnih radova, četiri knjige i brojnih nastavnih materijala.

Popis objavljenih djela

Znanstveni radovi u časopisima

1. Vrhovski, Z., Obrovac, K., Nižetić, J., Mutka, A., Klobučar, H., Bogdan, S. “System for Evaluation and Compensation of Leg Length Discrepancy for Human Body Balancing”, Applied Sciences-Basel, Vol. 9, No. 12, lipanj 2019., str. 1-30.
2. Obrovac, K., Raos, P., Galeta, T., Nižetić, J., Mutka, A., Vuković Obrovac, J., Vrhovski, Z. “A New Approach to the Design of a CNC Machine for Making Orthotic Moulds”,

- Tehnički vjesnik, Vol. 25, No. 2, rujan 2018., str. 460-465.
3. Petrović, I., Šegrt, I., Vrhovski, Z., “Validation of Methods for PV Module Characterization”, International Review of Electrical Engineering (IREE), Vol. 10, No. 4, 2015., str. 537-543.
 4. Vidić, D., Vrhovski, Z., Petrović, I.: “Broadband over power lines”, Technical journal, Vol. 9, No. 3, rujan 2015, str. 251-259.
 5. Maretić, M., Vrhovski, Z., Purković, D.: “Multikriterijska optimizacija putanje četveropolužnog mehanizma zasnovana na genetičkim algoritmima”, Tehnički glasnik, Vol. 8, No. 1, ožujak 2014, str. 11-17.
 6. Petrović, I., Purković, D., Vrhovski, Z.: “Comparison of PV systems in different modes of operation”, Technical journal, Vol. 7, No. 3, rujan 2013, str. 225-228.
 7. Čikić, A., Pavković, B., Vrhovski, Z. “Dynamic Appearances and Effects of Heat Source at Sawn Timber Drying”, Strojarstvo, Vol. No. 54, liistopad 2011., str. 71-78.

Znanstveni radovi u zbornicima skupova s međunarodnom recenzijom

1. Obrovac, K., Vrhovski, Z., Nižetić, J., Mutka, A., Vuković-Obrovac, J., “A New Method for Determining the Leg Length Discrepancy”, Book of Abstract - International Central European ISPO Conference. Portorož, Slovenia, 2018., str. 22-22.
2. Vrhovski, Z., Benkek, G., Mutka, A., Obrovac, K., Stjepan Bogdan, “System for Compensating for Leg Length Discrepancy Based on the Estimation of the Center of Mass of a Human Body”, Proceedings of 26st Mediterranean Conference on Control and Automation, Zadar, Croatia, 2018., str. 637-642.
3. Vrhovski, Z., Obrovac, K., Mutka, A., Bogdan, S., “Design, Modeling and Control of a System for Dynamic Measuring of Leg Length Discrepancy” Proceedings of 21st International Conference on System Theory, Control and Computing (ICSTCC). Sinaia, Rumunjska, IEEE, 2017., str. 698-703.
4. Vrhovski, Z., Markov, M., Pavlic, T., Obrovac, K., Mutka, A., Nižetić, J., “Design of a Mechanical Assembly for the Dynamic Evaluation of Human Body Posture”, Proceedings of 16th INTERNATIONAL SCIENTIFIC CONFERENCE ON PRODUCTION ENGINEERING –CIM2017, Zagreb, Croatia, lipanj 2017., str.
5. Kozak, D., Vrhovski, Z., Benkek, G., “Automated Warehouse: Student Project within Courses Mechanisms and Microcomputers at the Technical College in Bjelovar”, Proceedings of 4th International Conference and Workshop Mechatronics in Practice and Education – MECHEDU 2017, Subotica, Srbija, svibanj 2017., str. 42-46.
6. Ratajec, T., Filjar, R., Gold, H., Vrhovski, Z., “Effects of GNSS Performance Deterioration on Precision Agriculture”, Proceedings of 6th GNSS Vulnerabilities and Solutions Conference, Baska, Croatia, svibanj 2012. str.

7. Vasiljevic, G., Vrhovski, Z., Bogdan, S., "Dynamic modeling and simulation of a three-wheeled electric car", Proceedings of 2012 IEEE International Electric Vehicle Conference (IEVC 2012), Greenville, SC, ožujak 2012., str. 185-192.

Stručni radovi u časopisima

1. Javor, A., Sekovanić, I., Vrhovski, Z.: "Vizijski sustav za praćenje pozicije čovjeka pomoću algoritma oduzimanja pozadine", Zbornik radova Međimurskog veleučilišta u Čakovcu, Vol. 8, No. 2, prosinac 2017, str. 37-46.
2. Sekovanić, I., Javor, A., Vrhovski, Z.: "Sprječavanje komunikacije BitTorrent protokolom u školskoj lokalnoj mreži", Zbornik radova Međimurskog veleučilišta u Čakovcu, Vol. 8, No. 2, prosinac 2017, str. 65-71.
3. Petrović, I., Begović, D., Vrhovski, Z.: "Photovoltaic system design for consumers in isolated operation", Tehnički glasnik, Vol. 10 No. 1-2, srpanj 2016., str. 16-21.
4. Glatki, T., Vrhovski, Z., Petrović, I.: "Automatizacija bazena za kupanje", Tehnički glasnik, Vol. 9, No. 4, prosinac 2015., str. 404-409.
5. Kokot, K., Petrović, I., Vrhovski, Z.: "Advanced simulation of water level for prototype automated pumping station", Tehnički glasnik, Vol. 9, No. 4, prosinac 2015., str. 352-355.
6. Krejči, J., Petrović, I., Vrhovski, Z.: "Dual-axis directing for photovoltaic module using pid control", Tehnički glasnik, Vol. 9, No. 3, rujan 2015., str. 264-268.
7. Kos, S., Vrhovski, Z., Vidić, D.: "Detection, localization and recognition of objects using LabVIEW", Tehnički glasnik, Vol. 9, No. 3, rujan 2015., str. 245-250.
8. Vrhovski, Z., Kurtanjek, T., Miletić, M.: "Razvoj sustava za mjerenje površine poljoprivrednog zemljišta korištenjem operacijskog sustava Android", Tehnički glasnik, Vol. 7, No. 4, prosinac 2013., str. 435-441.
9. Šumiga, I., Vrhovski, Z., Šalamunec, T.: "Pohrana i razmjena podataka u sustavu pokretne platforme upravljane mikrokontrolerom", Tehnički glasnik, Vol. 6, No. 2, prosinac 2012., str. 156-162.
10. Vrhovski, Z., Purković, D., Jurković, I.: "Modeliranje i simuliranje virtualnog 3D modela na primjeru elektromobila s tri kotača u Open Dynamics Engine-u", Tehnički glasnik, Vol. 6, No. 1, lipanj 2012., str. 27-33.
11. Purković, D., Vrhovski, Z., Petrović, I.: "Optička pojačala s erbijem dopiranim svjetlovodom", Tehnički glasnik, Vol. 6, No. 1, lipanj 2012., str. 90-95.
12. Vrhovski, Z., Herčeki, R.: "Lokalizacija ravne linije u slikovnoj sekvenci", Tehnički glasnik, Vol. 5, No. 2, prosinac 2011., str. 5-10.
13. Šumiga, I., Vrhovski, Z., Miletić, M.: "Upravljanje pokretnom platformom pomoću mikrokontrolera", Tehnički glasnik, Vol. 5, No. 2, prosinac 2011., str. 11-16.

14. Vrhovski, Z., Šumiga, I., Purković, D.: “Generiranje sinusnog valnog oblika filtriranjem pravokutnog valnog oblika primjenom RC filtra i analize Fourierovih redova”, Tehnički glasnik, Vol. 5, No. 2, prosinac 2011., str. 38-42.

Autorstvo udžbenika

1. Vrhovski, Z., Šumiga, I. “DIGITALNA TEHNIKA, Zbirka riješenih zadataka”, Bjelovar, Visoka tehnička škola u Bjelovaru, 2015.
2. Vrhovski, Z., Miletić, M., “MIKRORAČUNALA Programiranje mikrokontrolera porodice Atmel u programskom okruženju Atmel Studio 6”, Bjelovar, Visoka tehnička škola u Bjelovaru, 2014.
3. Vrhovski, Z., “AUTOMATSKO UPRAVLJANJE Analiza i sinteza linearnih kontinuiranih sustava”, Bjelovar, Visoka tehnička škola u Bjelovaru, 2013.
4. Vrhovski, Z., Purković, D., “Signali i sustavi Zbirka riješenih zadataka”, Bjelovar, Visoka tehnička škola u Bjelovaru, 2012.

Nastavni materijal na doktorskom studiju

1. Dudarin, A., Vrhovski, Z., Žubrinić, D.: “Uvod u teoriju optimalnog upravljanja i Pontrjaginov princip maksimuma”, Zagreb, Zavod za primijenjenu matematiku, Fakultet elektrotehnike i računarstva, 2012., dostupno na: <https://bit.ly/2Z82jIK>

Biography

Zoran Vrhovski, born on April 12th, 1987 in Bjelovar, graduated from the Technical School Bjelovar with a degree in Electrical Engineering in 2005, after which he enrolled at the University of Zagreb Faculty of Electrical Engineering and Computing. In 2007, he received a “Josip Lončar” prize for excellent achievements in his undergraduate studies. His paper titled “RC blimp control based on visual feedback” was awarded with a Rector’s prize in 2008. In 2010, Zoran completed his Master of Science degree in Electrical Engineering and Information Technology in the field of automation. In 2010, he started working at the Bjelovar University of Applied Sciences as an assistant in the scientific field of technical sciences, basic engineering sciences, automation branch, and in 2012 he enrolled into his doctoral studies at the University of Zagreb Faculty of Electrical Engineering and Computing. He began his work as a lecturer in the scientific field of technical sciences, basic engineering sciences, automation branch, in 2012, and became a senior lecturer in the same field in 2016. Since 2015, Zoran has been the head of the Undergraduate Professional Study Programme in Mechatronics at the Bjelovar University of Applied Sciences. In 2017, he also became the Vice Dean for Education and Students. A public discussion on the expected original scientific contribution of his doctoral dissertation was held in 2018. He has also been a collaborator on the project titled “COM2LLD: Improving the quality of LLD measurement model” since 2018; the goal of this project is to create a prototype of an estimation and compensation system that measures the difference in leg length in order to balance the human body. Zoran has also authored and co-authored 28 scientific and professional papers, four books and a number of teaching and academic materials.