

ISPITIVANJE DISTRIBUCIJE PLANTARNOG PRITISKA I USPOREDBA DVAJU PEDOBAROGRAFA

Veljanovska, Diana

Master's thesis / Diplomski rad

2021

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Rijeka, Faculty of Health Studies / Sveučilište u Rijeci, Fakultet zdravstvenih studija u Rijeci**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:184:401698>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-23**

Repository / Repozitorij:

[Repository of the University of Rijeka, Faculty of Health Studies - FHSRI Repository](#)



SVEUČILIŠTE U RIJECI
FAKULTET ZDRAVSTVENIH STUDIJA
SVEUČILIŠNI DIPLOMSKI STUDIJ FIZIOTERAPIJE

DIANA VELJANOVSKA

**ISPITIVANJE DISTRIBUCIJE PLANTARNOG PRITISKA I
USPOREDBA DVAJU PEDOBAROGRAFA**

Diplomski rad

Rijeka, 2021.

UNIVERSITY OF RIJEKA
FACULTY OF HEALTH STUDIES
GRADUATE UNIVERSITY STUDY OF PHYSIOTHERAPY

DIANA VELJANOVSKA

**INVESTIGATION OF PLANTAR PRESSURE DISTRIBUTION
AND COMPARISON OF TWO PEDOBAROGRAPHS**

Master's thesis

Rijeka, 2021.

Mentor: dr. sc. Hrvoje Vlahović, prof. reh.

Diplomski rad obranjen je dana _____ u/na _____ pred

Povjerenstvom u sastavu:

1. doc.dr.sc. Andrica Lekić
2. prof.dr.sc. Danijela Malnar
3. dr.sc. Hrvoje Vlahović

SADRŽAJ

1. UVOD I PREGLED ISTRAŽIVANJA	4
2. FUNKCIJA STOPALA	7
2.1. Anatomija stopala	7
2.2. Funkcija stopala	8
3. CIKLUS HODA	9
3.1. Zadatak: Primanje mase	10
3.2. Zadatak: Oslonac na jednoj nozi	11
3.3. Zadatak: Pomicanje noge	12
4. PEDOBAROGRAFIJA	14
5. CILJ ISTRAŽIVANJA I HIPOTEZE:	16
6. ISPITANICI I METODE	17
6.1. Ispitanici	17
6.2. Metode	17
6.2.1. Pedobarografija	17
6.2.2. Statistika	17
6.2.3. Postupak mjerenja	18
7. REZULTATI	19
7.1. Rezultati mjerenja u statici	20
7.1.1. Prikaz rezultata površine oslonca	20
7.1.2. Prikaz rezultata maksimalne sile stopala	26
7.1.3. Prikaz rezultata maksimalnih plantarnih pritisaka stopala	31
7.2. Rezultati mjerenja u dinamici	38
8. RASPRAVA	42
9. ZAKLJUČAK	47
10. SAŽETAK	48
11. ABSTRACT	49
12. LITERATURA	50
13. PRILOG A: POPIS ILUSTRACIJA	54
14. KRATAK ŽIVOTOPIS	55

1. UVOD I PREGLED ISTRAŽIVANJA

Hod je jedan od najčešće korištenih obrazaca ljudskog kretanja tijekom obavljanja svakodnevnih aktivnosti. Jedna od njegovih karakteristika jest da je svojstveno složen zadatak iz razloga što zahtijeva koordinaciju živčanog i mišićno-koštanog sustava kako bi se za vrijeme kretanja istovremeno osigurale ravnoteža i stabilizacija tijela (1). Prema Whittleju (2007.) hod možemo opisati kao ritmično pokretanje nogu čiji je cilj davanje potpore i propulzije u svrhu kretanja (2). Nadalje, prema Perry (1992.) hod je predstavljen kao niz jednolikih i izmjeničnih koordiniranih pokreta ekstremiteta i trupa u cilju premještanja tijela u prostoru s jednog mjesta na drugo (3). Ljudski hod odvija se po određenom obrascu, uključujući razne faze, koji se naziva ciklusom hoda. Ciklus hoda je interval između dva uzastopna kontakta istog ekstremiteta s podlogom, a sastoji se od dvije faze: faze oslonca i faze zamaha. Faza oslonca čini 60% ukupnog ciklusa hoda tijekom koje je stopalo u kontaktu s podlogom i nosi punu masu tijela. Ta faza sastoji se od pet podfaza: inicijalni kontakt, odgovor na opterećenje, srednje stajanje, završno stajanje i pred-zamah. Faza zamaha obuhvaća preostalih 40% ciklusa hoda tijekom koje stopalo ne dodiruje podlogu i pokreće se prema naprijed. Faza zamaha čine tri podfaze: početni zamah, srednji zamah i završni zamah (1,4).

Analiza parametara hoda ima bitnu ulogu u procjeni normalnog i patološkog hoda. Također, funkcija stopala u toj analizi posebno je bitna jer su upravo stopala glavna točka oslonca tijekom hoda i neprestano se prilagođavaju različitim podlogama i redovito su izloženi velikim silama (1).

Hod je biološka značajka osobe, a obrazac hoda je način ili stil kojim osoba obično hoda. Na stil/način hoda utječu mnogi čimbenici (vanjski i unutarnji). Budući da je hodanje automatizirano ponašanje, može se koristiti za razlikovanje, tj. za identifikaciju. Još od 1839. godine postoje zapisi o korištenju analize hoda tijekom sudskog procesa u Londonu uz kojih su prepoznali okrivljenika jer je hodao šepajući. Prvi puta da je analiza hoda priznata kao prihvatljiv sudski dokaz, bilo je 90-ih godina 20. stoljeća. Primjena analize hoda je široka; osim što se ona uglavnom koristi kao dijagnostička metoda i/ili funkcionalna procjena (procjena patoloških stanja, praćenja napretka rehabilitacije, praćenje napretka rehabilitacijskog programa), može se primjenjivati u ostalim područjima, poput primjerice u forenzici (4).

Na hod, a samim time i analizu hoda utječu brojni čimbenici poput:

1. Spola: Mnoga istraživanja pokazala su da se prema obrascu hoda može odrediti spol osobe (5).
2. Brzine: Pomoću brzine hoda otkriva se da li osoba normalno hoda ili trči , te da li je riječ o starijoj osobi ili mlađoj jer brzina hoda s godinama opada (5-7).
3. Poremećaji lokomotornog sustava: Jedan od uobičajenih čimbenika koji utječu na obrazac hoda: svaki poremećaj ima svoj tipični obrazac hoda (Parkinsonova bolest, cerebralna paraliza) (8).
4. Starosti: Starost je jedan od čimbenika koji utječu na obrazac hoda. Kretnje uvelike ovise o snazi mišića koja se postupno mijenja kako osoba stari (4).
5. Prvo tromjesečje trudnoće: Poljsko istraživanje (2019.) pokazalo je promjene u kutu stopala u prvom tromjesečju trudnoće, što je rezultiralo promjenom obrasca hoda (9).
6. Lokacije: Mjesto na kojem se provodi analiza hoda također utječe na hod jer kada osoba hoda po površini koja je drugačija od uobičajene (otvoreni ili zatvoreni prostor) usredotočiti će se na hodanje, što hodanje tada čini svjesnom radnjom (7).
7. Obuće: Različita vrsta obuće uzrokuje varijabilnost hoda. Neka obuća može uzrokovati pojačanje kretnje u zglobu kuka, što može rezultirati duljinu koraka, dok neke mogu smanjiti duljinu koraka (4).
8. Umora: Umor uzrokuje trošenje energije što utječe na ciklus hoda, a tako i na obrazac hoda. Kada osoba nema dovoljne energije, brzina hoda se smanjuje (4).

Osim navedenih čimbenika koji utječu na hod, potrebno je i spomenuti 3. Newtonov zakon, tj. da svaka akcija ima svoju reakciju. Poznato je da postoje sile koje upravljaju tijelom te da utječu na njegovo kretanje, no kojim načinom one utječu na kretanje govori nam biomehanika. Znanje o silama i pritiscima kojima djelujemo prilikom stajanja ili kretanja omogućuje nam da promatramo kako ljudi koriste svoje tijelo, ali i kako možemo poboljšati izvedbu neke aktivnosti (10). Prema Winteru (1979.) biomehanika je interdisciplinarna znanost koja opisuje, analizira i procjenjuje ljudsko gibanje. Jedna od biomehaničkih metoda kojom se analizira i opisuje hod je pedobarografija (baropodometrija). Pedobarografija je metoda koja proučava distribuciju pritiska stopala kojim stopalo djeluje na platformu (pedobarograf). Povijest

pedobarografije datira još iz 1930. godine kada se za analizu plantarnog pritiska stopala koristila tinta (uzimao se otisak stopala). 1985. godine počinje se razvijati moderna tehnologija sa senzornim uređajima koji mjere plantarne pritiske te je ta tehnologija do danas samo napredovala u smislu modernizacije uređaja (portabilne platforme, senzori povezani s ulošcima koji se stavljaju u obuću i slično) (11).

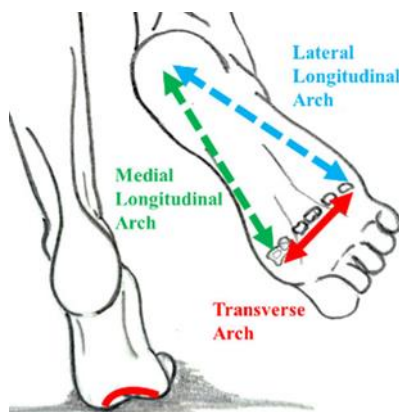
Mjerenje pritiska stopala na podlogu može se koristiti za procjenu opterećenja kojima je ljudsko tijelo podvrgnuto u normalnim aktivnostima (poput hodanja) ili u zahtjevnijim aktivnostima poput primjerice sportskih aktivnosti (12). Također, mjerenje pritiska može biti važan alat u mnogim područjima kao što su poboljšanje sportskih izvedbi, poboljšanje kontrole balansa, prevenciji ozljeda, dijagnosticiranje bolesti, rehabilitaciji i ergonomiji obuće (13). Mjerenje plantarnog pritiska, tj. promatranje distribucije pritisaka preko stopala na podlogu, korisno je jer pruža detaljne informacije specifične za svako područje dodira stopala (pr.: peta, srednji dio stopala, kosti donožja, prsti). Na tržištu rada dostupan je širok izbor mjernih platformi (Tekscan, EMED, BTS, Bauerfeind, itd.). Sve platforme treba razmotriti s obzirom na njihove tehničke specifikacije i namijenjenu primjenu. Općenito, treba imati na umu da postoje različiti principi senzora koji imaju veliku ulogu u kasnijoj analizi podataka (rezistivni, kapacitivnim piezoelektrični), isto kako razlikujemo i različite vrste uređaja (platforme, uložak s uređajem, platforme ugrađene u pod) od kojih također ovisi kakva će biti analiza podataka (nije isto radi li se o mjerenju u dinamici na više spojenih platformi ili jednoj, isto kao što nije isto radi li se o platformama koje su ugrađene u pod ili koje su vidljive ispitaniku/pacijentu) (12). Točna i precizna mjerenja plantarnog pritiska obavezna su kada se ona koriste u istraživačkom i kliničkom kontekstu. Iako pedobarografija glasi za metodu koja ima visoki potencijal za otkrivanje različitih stanja i patoloških funkcija stopala, kao istraživačka metoda ne smatra se toliko pouzdanom i preciznom poput kinetike. Razlog tome su nedovoljna istraživanja i uspoređivanja pedobarografskih uređaja u njihovoj točnosti i pouzdanosti (različite vrste i broj senzora, prostorna rezolucija, raspon pritiska, postupak kalibracije i obrada podataka) (14).

2. FUNKCIJA STOPALA

Stopalo je zadnja karika kinetičkog lanca u pokretanju čovjeka. Tijekom stajanja stopalo pomaže u kontroli mišićne aktivnosti koja je potrebna za održavanje ravnoteže, dok kod hodanja ima dvostruku funkciju: ublažavanje sila kojima je ljudsko tijelo podvrgnuto za vrijeme aktivnosti i prijenos unutarnjih sila koje stvaraju mišići na podlogu kako bi se tijelo odbacilo, tj. pokretalo (12).

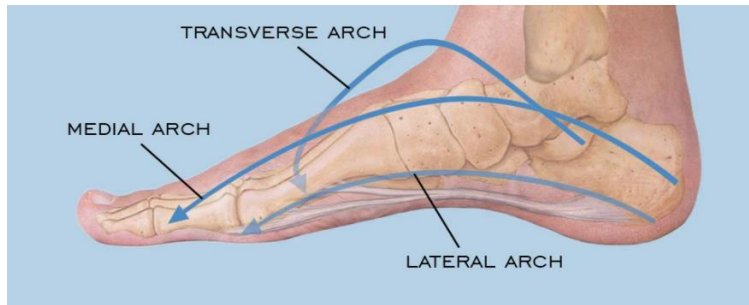
2.1. Anatomija stopala

Stopalo je kompleksna struktura koja čini završni dio donjeg ekstremiteta. Sastoji se od 26 kosti podijeljenih u tarsus, metatarsus i prste. Kosti tarzusa čine talus (gležanjaska kost), kalkaneus (petna kost), navikularna kost (čunasta kost), kuboidna kost (kockasta kost) i tri ossi cuneiforme (klinaste kosti). Metatarzalne kosti čine pet kosti koje pripadaju skupini dugih kostiju te se svaka sastoji od baze, trupa i glavice. Kosti nožnih prstiju također pripadaju skupini dugih kostiju. Ima ih po tri u svakom prstu osim u palcu koji se sastoji od dvije falange (članka). Stopalo ima tri točke uporišta (slika 1): stražnja točka koju čini tuber kalkaneusa i dvije prednje točke koje čine glavica 1.metatarzalne kosti i glavica 5.metatarzalne kosti. Između točka uporišta nalaze se svodovi (slika 2): uzdužni i poprečni. Medijalni uzdužni svod prostire se od talusa, preko navikularne i klinastih kostiju do glavice 1.metatarzalne kosti. Lateralni uzdužni svod prostire se od kalkaneusa preko kuboidne kosti do glavice 5.metatarzalne kosti. Proksimalni poprečni svod čine niz glavica metatarzalnih kostiju, dok distalni poprečni svod čine kuboidna i tri klinaste kosti (15).



Slika 1: Prikaz točaka uporišta na stopalu (dostupno na: https://www.researchgate.net/figure/Representation-of-the-three-arches-of-the-foot-The-transverse-arch-is-marked-in-red-and_fig1_330414426)

Kompleksnost stopala najviše je izražena u njegovoj ulozi, ali i u zglobovima i vezama koji povezuju sve koštane strukture. Gotovo svi mišići stopala nalaze se na plantarnoj strani stopala te se dijele na medijalnu, srednju i lateralnu skupinu. Glavna funkcija mišića stopala, osim pokretanja prstiju, jest i održavanje uzdužnog i poprečnog svoda stopala. Pored toga, bitnu ulogu u biomehanici stopala imaju i mišići potkoljenice. (15).



Slika 2: Prikaz svodova stopala (dostupno na: <https://mass4d.com/blogs/clinicians-blog/the-arches-of-the-foot%20>)

2.2. Funkcija stopala

Jasno je da je stopalo ključno za razumijevanje mehanike hoda jer stopalo utječe na normalni obrazac kretanja cijelog donjeg ekstremiteta. Promjena normalne mehanike stopala može negativno utjecati na normalnu funkciju gornjeg i donjeg nožnog zgloba, koljena, kuka, pa čak i leđa (16). Iz tog razloga važno je objasniti funkciju stopala.

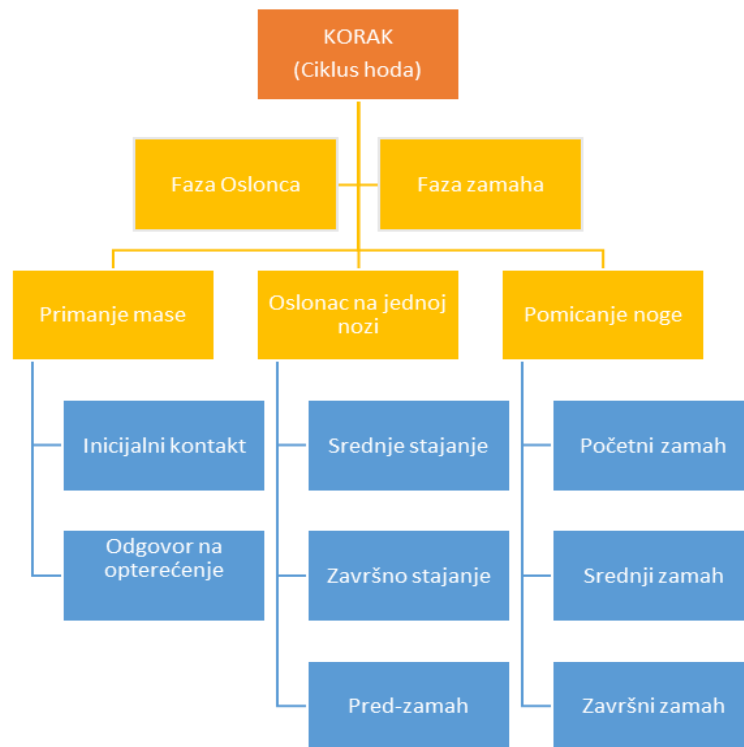
Ljudsko stopalo zbog svoje kompleksnosti sudjeluje u raznim funkcijama: tijekom stajanja pruža bazu oslonca; tijekom hodanja osigurava stabilnost i pomaže u odguravanju; posjeduje karakteristike elastične opruge pomoću koje ublažava udarce (17). Pored koštanih struktura stopala, ono se sastoji i od brojnih mišića koji prvenstveno pokreću prste stopala, ali i održavaju uzdužni i poprečni svod stopala. Glavna zadaća svodova jest prijenos mehaničke sile na podlogu prouzrokovana masom tijelom, pokretima i inercijom hoda. Najvažniju ulogu u održavanju svodova imaju mali mišići stopala, kao i mišići potkoljenice (osim m.triceps surae), za koje možemo reći da su aktivni držači, dok su ligamenti pasivni držači svoda. Osim što se intrinzični mišići stopala ponašaju kao aktivni držači svoda, oni su i izravni senzori deformacija koji mogu zahvatiti stopalo (17).

3. CIKLUS HODA

Hod se može definirati kao bilo koja metoda kretanja koju karakteriziraju razdoblja prijenosa i primanja mase tijela preko ekstremiteta. Iako to uključuje trčanje, skakanje, preskakanje, čak i plivanje i bicikliranje, hodanje je najčešći obrazac kretanja koji pruža neovisnost i koristi se za mnoge svakodnevne aktivnosti života. Također, olakšava mnoge društvene aktivnosti i potreban je u mnogim zanimanjima (18). Hodanje koristi opetovani slijed obrazaca kretanja ekstremiteta za pomicanje tijela (najčešće prema naprijed) uz istodobno održavanje stabilnosti istog. Budući da svaki obrazac uključuje niz interakcija između dva multisegmentirana ekstremiteta i ukupne tjelesne mase, analiza brojnih radnji koje se pritom događaju iziskuje promatranje obrasca hoda iz nekoliko različitih aspekta (3).

Kako se tijelo kreće prema naprijed, jedan ekstremitet služi kao potpora, dok se drugi priprema za tu istu ulogu. Tada ekstremiteti mijenjaju svoje uloge. Kod prijenosa mase tijela s jednog ekstremiteta na drugi, oba ekstremiteta su u kontaktu s podlogom. Takav niz radnji ponavlja svaki ekstremitet, sve dok ne prođe ciljanu udaljenost. Pojedinačni slijed tih radnji, koje obavlja jedan ekstremitet, naziva se ciklusom hoda. Ciklus hoda sastoji se od dva koraka, dok se jednim korakom smatra interval između dva kontakta s podlogom ipsilateralnog i kontralateralnog ekstremiteta. Kako se taj niz radnji spontano i automatski izvodi, ne može se sa sigurnošću odrediti početna ili završna točka. No budući da je trenutak u kojem peta dodiruje podlogu najjednostavniji za objasniti, odlučeno je da će se taj trenutak (faza) smatrati početkom ciklusa hoda (3).

Hod možemo podijeliti na dvije faze: fazu oslonca i fazu zamaha. Fazu oslonca označava cijelo razdoblje tijekom kojeg je stopalo u kontaktu s podlogom, a započinje s inicijalnim kontaktom. Faza zamaha odnosi se na vrijeme kad je stopalo u zraku, a započinje kada se noga podiže s poda. Svaku fazu dijelimo na podfaze (slika 3), tako da se može reći da se hod sveukupno sastoji od 8 podfaza (3).



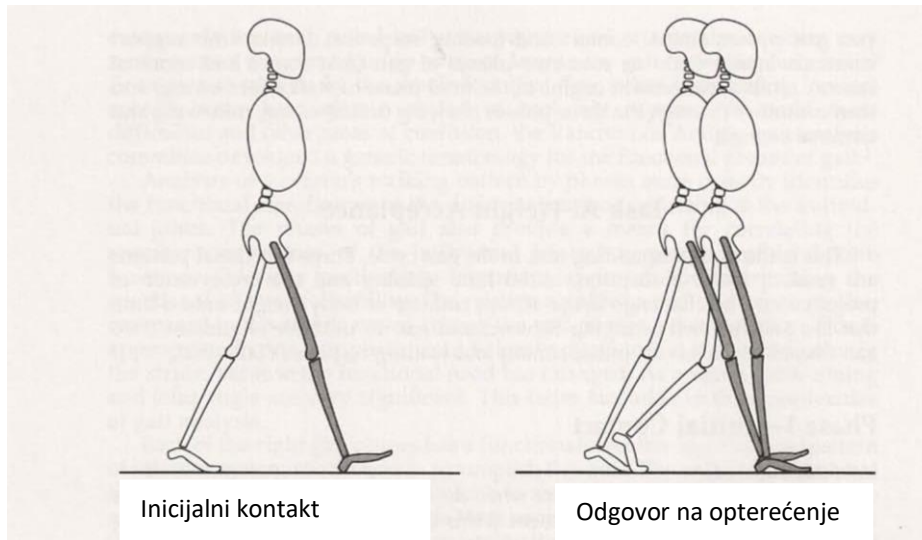
Slika 3: Prikaz podfaza u ciklusu hoda (prilagođeno prema knjizi Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function*)

Svaka podfaza, od 8 podfaza hoda, ima funkcionalan cilj i obrazac određenog sinergijskog kretanja za postizanje cilja (pomicanje ekstremiteta). Uzastopna kombinacija podfaza omogućuje ekstremitetu da izvede 3 osnovna zadatka: prihvaćanje težine, oslonac na jednu nogu i pomicanje noge (3).

3.1. Zadatak: Primanje mase

Primanje težine najzahtjevniji je zadatak u ciklusu hoda. Potrebna su tri funkcionalna uzorka: absorpcija šoka, početna stabilnost noge i očuvanje napredovanja. Izazov predstavlja nagli prijenos mase tijela na nogu koja je upravo završila pomicanje prema naprijed i ima nestabilno poravnavanje. Uključene su dvije podfaze hoda: inicijalni kontakt i reakcija na opterećenje. Prva podfaza ili inicijalni kontakt u intervalu je od 0% do 2% ciklusa hoda. Uključuje trenutak kada stopalo tek dotakne tlo (slika 4). U to vrijeme položaji zglobova određuju uzorak reakcije noge na opterećenje. Cilj ove podfaze je pripremiti nogu za početak hodanja. Druga podfaza ili odgovor na opterećenje u intervalu je od 0% do 10% ciklusa hoda. Ova podfaza ujedno je i početni period oslonca na dvije noge (slika 4). Započinje inicijalnim kontaktom s podlogom i nastavlja se sve dok drugo stopalo nije podignuto za zamah. Ciljevi

koji se trebaju ispuniti u ovoj fazi su: apsorpcija šoka, osigurati stabilnost kod primanja mase i osigurati daljnji napredak (3).

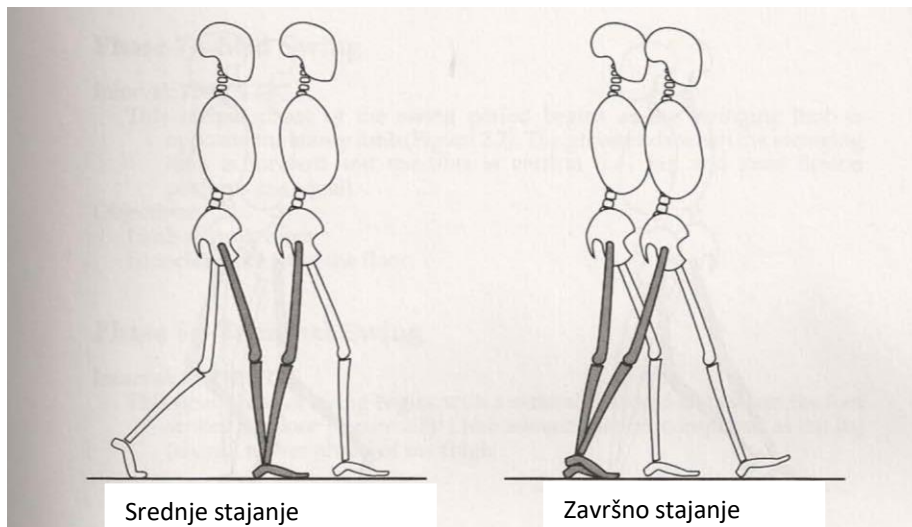


Slika 4: Prikaz 1. i 2. podfaze (prilagođeno prema knjizi Perry J., *Gait and analysis: Normal and pathological function*)

3.2. Zadatak: Oslonac na jednoj nozi

Podizanjem drugog stopala za zamah počinje interval oslonca na jednoj nozi za nogu koja je na podlozi (za onu koja nosi težinu). To se nastavlja sve dok suprotno stopalo ponovno ne dotakne podlogu. Tijekom rezultirajućeg intervala, jedna noga je odgovorna za oslonac (potporu) težine tijela i u sagitalnoj i u koronalnoj ravnini, dok se pomicanje (napredovanje) mora nastaviti. U osloncu na jednoj nozi uključene su dvije podfaze hoda: srednje stajanje i završno stajanje. One se prije svega razlikuju po svojim mehanizmima za napredovanje (3).

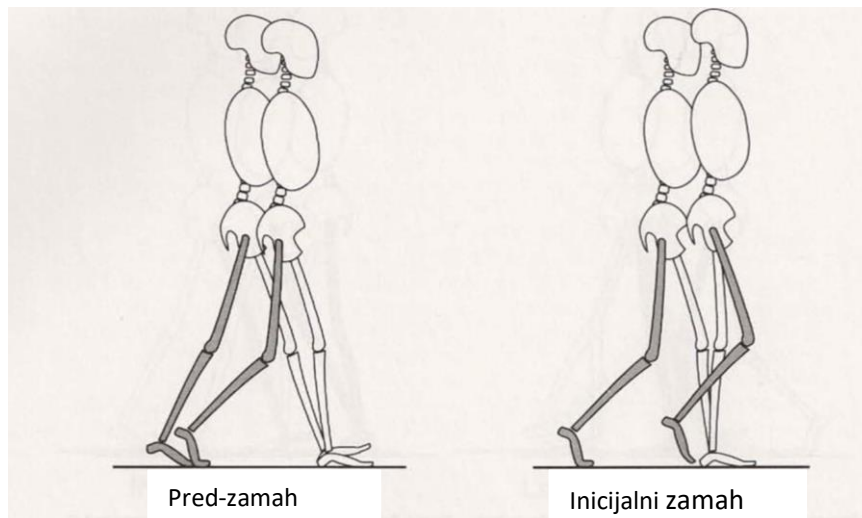
Treća podfaza ili srednje stajanje u intervalu je od 10% do 30% ciklusa hoda. To je prva polovica intervala oslonca na jednoj nozi (slika 5). Počinje u trenutku kada je drugo stopalo podignuto i nastavlja se sve dok se masa tijela (os sile težine) ne poravna preko prednjeg dijela stopala. Ciljevi navedene podfaze su sljedeći: progresija preko noge koja miruje, osigurati stabilnost noge i trupa. Četvrta podfaza ili završno stajanje u intervalu je od 30% do 50% ciklusa hoda (slika 5). Ovom fazom završava oslonac na jednoj nozi. Podfaza počinje podizanjem pete od podloge i nastavlja se sve dok drugo stopalo ne dotakne podlogu. Tijekom ove faze, težina tijela (os sile težine) pomiče se ispred prednjeg dijela stopala. Cilj podfaze je progresija tijela ispred potpornog stopala (3).



Slika 5: Prikaz 3. i 4. podfaze (prilagođeno prema knjizi Perry J., *Gait and analysis: Normal and pathological function*)

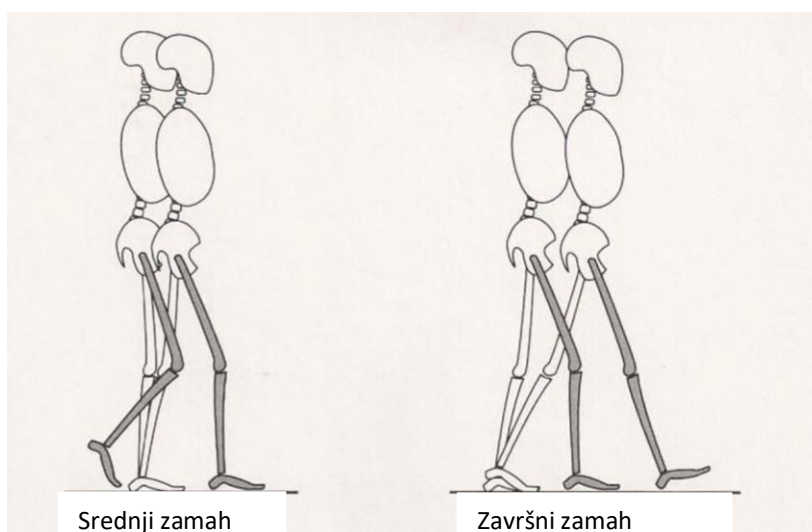
3.3. Zadatak: Pomicanje noge

Da bi se zadovoljili visoki zahtjevi pomicanja noge, pripremni položaj počinje u stajanju. Zatim se noga pomiče (njiše) kroz tri položaja jer se sama podiže, pomiče i priprema za idući interval stajanja. Uključene su četiri podfaze hoda: pred-zamah (kraj stajanja), početni zamah, srednji zamah i završni zamah. Peta podfaza ili pred-zamah nalazi se u intervalu od 50% do 60% ciklusa hoda. Završna faza stajanja je drugi (završni) interval oslonca na dvije noge u ciklusu hoda (slika 6). Počinje početnim kontaktom suprotne noge i završava se ipsilateralnim podizanjem prstiju. Otpuštanje i prebacivanje mase tijela drugi su izrazi za ovu fazu. Dok nagli prijenos mase tijela brzo rasterećuje nogu, ona aktivno ne pridonosi ovoj radnji. Umjesto toga, rasterećena noga koristi svoju slobodu kako bi se pripremila za brze zahtjeve zamaha. Svi pokreti i reakcije mišića koji se događaju u tom trenutku pridonose kasnijim zadacima. Pojam pred-zamah bolje predstavlja svoju funkcionalnost. Šesta podfaza ili početni zamah u intervalu je od 60% do 73% ciklusa hoda. Ova podfaza čini približno jednu trećinu perioda zamaha (slika 6). Počinje podizanjem stopala od podloge i završava kada se stopalo u zamahu nalazi nasuprot stopala na podlozi. Ciljevi podfaze su : osigurati "čisti pod" za nogu koja napreduje i pomicanje noge iz vučnog položaja (3).



Slika 6: Prikaz 5. i 6. podfaze (prilagođeno prema knjizi Perry J., *Gait and analysis: Normal and pathological function*)

Sedma podfaza ili srednji zamah nalazi se u intervalu od 73% do 87% ciklusa hoda. Ova podfaza ujedno je i druga podfaza perioda zamaha, a počinje kada se stopalo u zamahu nalazi suprotno od noge koja je na podlozi (slika 7). Podfaza završava kada je noga u zamahu ispred, a goljenična kost vertikalna (kada su položaj fleksije kuka i koljena jednaki). Cilj podfaze je pomicanje noge i priprema stopala za tlo. Osmu podfazu ili završni zamah nalazi se u intervalu od 87% do 100% ciklusa hoda (slika 7). Ova završna podfaza zamaha započinje s vertikalnom goljeničnom kosti i završava kada stopalo dotakne podlogu. Pomicanje noge završeno je kada se potkoljenica pomakne ispred bedra. Ciljevi podfaze su potpuno pomicanje noge i priprema noge za stajanje (3).



Slika 7: Prikaz 7. i 8. podfaze hoda (prilagođeno prema knjizi Perry J., *Gait and analysis: Normal and pathological function*)

4. PEDOBAROGRAFIJA

Pedobarografija ili baropodometrija metoda je koja se koristi za proučavanje raspodjele opterećenja tijela na stopalo tijekom stajanja ili bilo kakve tjelesne aktivnosti, a mjeri se platformom za mjerenje pritiska stopala tj. pedobarografom ili baropodometrom (19).

Rana istraživanja, koja su promatrala pritiske stopala, koristila su otiske dobivene u mekim materijalima (pr. pariški gips) koja su podsjećala na otiske koja stopala ostavljaju na pijesku/plaži. Takvim metodama dobivali su se kvalitativni rezultati, tj. te metode uspjele su prikazati samo oblik stopala i najdublje otiske na površini. Prvi kvantitativni rezultati dobiveni su pomoću komore ispunjene zrakom koju su izveli Marey i Carlet u 19. stoljeću. Nakon toga slijedio je razvoj niz metoda za uzimanje otisaka stopala uz pomoć tinte pa sve do optičkih metoda. Danas se sve više koriste sustavi za mjerenje koji u sebi imaju specijalizirane elektromehaničke senzore. Uglavnom, u osnovi svih senzora tlaka nalaze se pretvarači sile koji mjere silu kojom stopalo djeluje na poznatu površinu. Na taj način, uređaji pružaju potrebne informacije za određivanje tlaka, tako što dijele silu po površini (prednji, srednji i stražnji dio stopala) (12, 20).

Zašto su nam potrebne platforme za mjerenje plantarnih pritisaka? Prema 3. Newtonovom zakonu akcija je jednaka reakciji. Tijekom hodanja interaktivne sile prenose se između ljudskog tijela i podloge. Mjerenje tih sila koje su u dodiru sa podlogom mogu se koristiti za procjenu vanjskih opterećenja kojima je ljudsko tijelo (stopalo) izloženo u normalnim situacijama (pr. hodanje) ili u ekstremnijim situacijama (pr. sport). Interpretacija rezultata najčešće se koristi u usporedbi normalnih i patoloških stanja, procjeni funkcije stopala, evaluaciji rehabilitacijskih protokola, izradu uložaka...(12). U početku, istraživanja o pedobarografiji uglavnom su govorila o njoj kao o neinvazivnoj metodi koja služi za praćenje kirurških i rehabilitacijskih ishoda. Danas, postoji sve veći broj istraživanja koja pedobarografiju implementiraju u mnoga područja: povezanost estetskih kirurških zahvata na pritisak stopala (nakon augmentacije, redukcijske mamoplastike, abdominoplastike); utjecaj mase ruksaka na mjesto centra pritiska; biofeedback trening (19). Walsh, Butterwort i ostali (2017.) su pomoću pedobarografije pronašli poveznicu između povećanja tjelesne mase i boli u stopalu (21). Istraživanje provedeno od strane Gurney et al. (2017.) pokazalo je da

pedobarografija ima veliku ulogu u dijagnostici dijabetičkog stopala i prevenciji nastanka novih ulceracija (22).

Međutim problem koji se javlja kod ove biomehaničke metode je nedovoljno istraživanja koji ispituju njezinu preciznost. Naime, iako postoje istraživanja koja se bave preciznosti pedobarografije, mali broj je onih istraživanja koji uspoređuju dvije različite platforme (softvere). Primjer jednog istraživanja koji ispituje preciznost (pouzdanost) pedobarografa je škotsko istraživanje (2007.) u kojem je isti uzorak od 53 ispitanika dvaput mjereno na EMED platformi u razmaku od 12 dana. Istraživanjem se pokazalo da je EMED platforma pouzdana jer između podataka dobivenih prvim mjerenjem i mjerenjem nakon 12 dana, nije bilo statistički značajne razlike (23). Slično istraživanje koje se također bavi pouzdanosti pedobarografije kao biomehaničke metode je i istraživanje Bittar et al. (2020.). Naime, autori istraživanja su kroz 4 mjerenja na pedobarografu BaroScan mjerili plantarni pritisak djece u statici te njihovu posturalnu kontrolu. Preko koeficijenta korelacije zaključili su da mjerenje u statici na BaroScanu pokazuje pouzdane rezultate jer je koeficijent korelacije bio jako visok, dok taj isti koeficijent kod mjerenja posturalne kontrole bio relativno nizak uspoređujući ds rezultatom dobivenog iz mjerenja u statici. Zaključno tome, istraživanje je pokazalo da pedobarografija nije pouzdana biomehanička metoda kod ispitivanja posturalne kontrole u djece (24). S druge strane, istraživanje Alvesa et al. (2018.) jedno je od rijetkih koji su proveli istraživanje na platformi MPS Biomech. Oni su u svom istraživanju proučavali pouzdanost uređaja tako što su istu skupinu ispitanika mjerili u razmaku od tjedan dana u statici i dinamici. Navedeno istraživanje pokazalo je da kada se ispituje pouzdanost pedobarografa, najveći koeficijent korelacije dobiva se iz rezultata koji se tiču mjerenja u statici, dok je koeficijent korelacije dobivenog iz mjerenja u dinamici bio slabiji, tj. nije bio toliko visok. Prema tome, autori su zaključili da je pouzdanost pedobarografije bolja kada se rade mjerenja u statici, za razliku od pouzdanosti koja je relativno slabija od prethodne kada se tiče mjerenja u dinamici (25).

5. CILJ ISTRAŽIVANJA I HIPOTEZE:

Glavni cilj istraživanja jest ispitati distribuciju plantarnog pritiska i usporediti dva pedobarografa. Iz glavnog cilja istraživanja proizlaze sljedeći ciljevi:

1. Ispitati distribuciju plantarnog pritiska u statici na pedobarografu koji koristi softver Tekscan
2. Ispitati distribuciju plantarnog pritiska u dinamici na pedobarografu koji koristi softver Tekscan
3. Ispitati distribuciju plantarnog pritiska u statici na pedobarografu koji koristi softver Biomech
4. Ispitati distribuciju plantarnog pritiska u dinamici na pedobarografu koji koristi softver Biomech
5. Usporediti distribuciju plantarnog pritiska u statici dobivenih od strane softvera Tekscan i Biomech
6. Usporediti distribuciju plantarnog pritiska u dinamici dobivenih od strane softvera Tekscan i Biomech.

Hipoteze

H1: Nema statističke značajne razlike u distribuciji plantarnog pritiska u statici između dva pedobarografa

H2: Nema statističke značajne razlike u distribuciji plantarnog pritiska u dinamici između dva pedobarografa

6. ISPITANICI I METODE

6.1. Ispitanici

U istraživanju je dobrovoljno sudjelovalo 45 studenata (64% ispitanika su ženskog spola, a 36% ispitanika muškog spola) Fakulteta zdravstvenih studija u dobi između 18. i 25. godine života. Ispitanici su tjelesne mase $71,31 \pm 12,05$ kg, visine $1,74 \pm 0,08$ m i indeksa tjelesne mase $20,02 \pm 1,76$. Svi ispitanici bili su u jednoj grupi te su mjereni na dva različita pedobarografa. Istraživanje je provedeno u prostorijama Fakulteta: kabinet fizioterapijskih vještina i biomehanički laboratorij. Isključni kriteriji za sudjelovanje u istraživanju bili su akutna ozljeda, neurološki poremećaji i poremećaji mišićno-koštanog sustava. Svaki ispitanik bio je mjeran na dvije pedobarografske platforme te je ispunio dokument „Obavijest i suglasnost o sudjelovanju“.

6.2. Metode

6.2.1. Pedobarografija

Metodom pedobarografije mjerila se distribucija plantarnog pritiska stopala. Mjerenje se izvodilo na dva različita pedobarografa. Jedan pedobarograf pripada tvrtki Tekscan, a drugi LetSense grupi. Mobile Mat platforma (Tekscan) prenosiva je platforma koja je dimenzije 63.6 x 55.9 x 4.2 cm (slika 8). Rezolucija senzora iznosi 1.0 osjetilnih ćelija po centimetru kvadratnom. Senzorno područje sustava prostire se na 48.7 cm duljine i 44.7 cm širine, a njegova debljina iznosi 0.76 cm. Brzina bilježenja podataka je 100 Hz, a težina cijeloga sustava 3.5 kg. Radna temperatura sustava je u rasponu od 0° do 35° C (24). Biomech platforma sastoji se od četiri povezanih modula (slika 9) te je svaki modul dimenzije 49 cm x 54 cm. Ostale informacije o platformi nisu dostupne.

6.2.2. Statistika

Dobiveni podaci obrađeni su u programu Statistica 13.0 proizvođača TIBCO Software Inc. Deskriptivnom statistikom dobilo se sljedeće: aritmetička sredina, standardna devijacija, p vrijednost.



Slika 8: Mobile Mat platforma (<https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/mobilemat>)



Slika 9: Biomech platforma (<https://podologia.pl/sklep/en/diagnostic-equipment/573-platforma-mps.html>)

6.2.3. Postupak mjerenja

Na svakom ispitaniku provedeno je mjerenje u statici i dinamici na obje platforme. Prije samog postupka mjerenja, napravila se kalibracija: ispitanik je stao na platformu, a ispitivač je pokrenuo postupak kalibracije i upisao tjelesnu masu ispitanika koji se prethodno izvagao. Kalibracija je postupak kojim neobrađeni podaci dobivaju svoje prave vrijednosti (26). Mjerenje u statici sastojalo se od stajanja na platformi i trajalo je 6 sekundi. Postupak mjerenja u statici je na obje platforme bio isti. Mjerenje u dinamici razlikovalo se zbog različitih dimenzija platformi: kod mjerenja na platformi MobileMat ispitanik je samo jednom nogom mogao nagaziti na nju jer je platforma smještena u sredini prostorije, tako da ispitanik prije i poslije može napraviti još koraka, te je tako hodao sve dok nije zabilježeno 6 koraka lijeve i

desne noge, dok je kod mjerenja na platformi Biomech (4 povezana modula), ispitanik hodao preko više povezanih platformi, te je također zabilježeno 6 koraka lijeve i desne noge.

7. REZULTATI

Kod mjerenja u statički promatrali su se sljedeći parametri: površina oslonca izražena u centimetrima kvadratnim (cm²), maksimalna sila opterećenja izražena u postocima tjelesne mase (%BW) i maksimalni plantarni pritisak izražen u kilopaskalima (kPa). Svi parametri promatrani su u 10 regija stopala na obje noge: unutarnji dio pete (MH), vanjski dio pete (LH), srednji dio stopala (MF), područje 1., 2., 3., 4. i 5. metatarzalne kosti (M1, M2, M3, M4, M5), područje palca (T1) i područje ostalih prstiju (T2, T3, T4, T5). Kod mjerenja u dinamički promatralo se vrijeme trajanja jednog koraka (sekunda), sila kojom peta djeluje na podlogu (N), sila kojom srednji dio stopala djeluje na podlogu (N) i sila kojom prednji dio stopala djeluje na podlogu (N), također na obje noge.

7.1. Rezultati mjerenja u statici

7.1.1. Prikaz rezultata površine oslonca

Contact area (područje oslonca) odnosi se na količinu površinskog kontakta između plantarne strane stopala i senzora u platformi (27).

Tablica 1: prikaz raspodjele površine oslonca po regijama na lijevom stopalu

Regije stopala	MobileMat		Biomech		p vrijednost
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
MH	8,66 cm ²	3,26 cm ²	20,73 cm ²	3,47 cm ²	p = 0,00*
LH	9,32 cm ²	3,77 cm ²	20,83 cm ²	3,85 cm ²	p = 0,00**
MF	22,97 cm ²	8,75 cm ²	13,51 cm ²	10,55 cm ²	p = 0,000021***
M1	10,7 cm ²	2,72 cm ²	13,15 cm ²	3,62 cm ²	p = 0,000227****
M2	9,11 cm ²	1,89 cm ²	8,71 cm ²	1,59 cm ²	p = 0,26
M3	11,65 cm ²	2,47 cm ²	9,88 cm ²	1,9 cm ²	p = 0,000131*****
M4	10,24 cm ²	2,56 cm ²	9,84 cm ²	1,86 cm ²	p = 0,37
M5	2,06 cm ²	1,97 cm ²	11,69 cm ²	2,38 cm ²	p = 0,00*****
T1	3,78 cm ²	2,38 cm ²	10,26 cm ²	6,33 cm ²	p = 0,00*****
T2,3,4,5	2,14 cm ²	2,1 cm ²	5,65 cm ²	4,85 cm ²	p = 0,000028*****

*površina oslonca medijalnog dijela pete mjerena Biomech platformom, statistički je značajno veća od površine oslonca iste regije mjerene MobileMat platformom

** površina oslonca lateralnog dijela pete mjerena Biomech platformom, statistički je značajno veća od površine oslonca iste regije mjerene MobileMat platformom

*** površina oslonca srednjeg dijela stopala mjerena MobileMat platformom, statistički je značajno veća od površine oslonca iste regije mjerene Biomech platformom

**** površina oslonca područja prve metatarzalne kosti mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veća od površine oslonca iste regije mjerene MobileMat platformom

*****površina oslonca područja treće metatarzalne kosti mjenog MobileMat platformom, statistički je značajno veća od površine oslonca iste regije mjerene Biomech platformom

***** površina oslonca područja pete metatarzalne kosti mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veća od površine oslonca iste regije mjerene MobileMat platformom

***** površina oslonca područja palca mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veća od površine oslonca iste regije mjerene MobileMat platformom

***** površina oslonca područja 2.,3.,4. i 5. prsta mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veća od površine oslonca iste regije mjerene MobileMat platformom

Raspon površine oslonca unutarnjeg dijela pete lijevog stopala kod mjerenja na platformi Mobile Mat kreće se od $1,70 \text{ cm}^2$ - $16,40 \text{ cm}^2$, njegova aritmetička sredina iznosi $8,67 \text{ cm}^2$, dok standardna devijacija iznosi $3,29 \text{ cm}^2$. Nadalje, raspon površine oslonca vanjskog dijela stopala kreće se od $2,41 \text{ cm}^2$ - $17,84 \text{ cm}^2$, dok aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $9,32 \pm 3,78 \text{ cm}^2$. Površina oslonca srednjeg dijela stopala u rasponu je od $2,64 \text{ cm}^2$ - $36,47 \text{ cm}^2$, te aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $22,97 \pm 8,96 \text{ cm}^2$. Zatim slijedi površina oslonca 1. metatarzalne kosti koja je raspona od $5,28 \text{ cm}^2$ - $15,48 \text{ cm}^2$, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $10,70 \pm 2,57 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 2. metatarzalne kosti u rasponu je od $1,50 \text{ cm}^2$ - $13,19 \text{ cm}^2$, a aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $9,11 \pm 1,80 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 3. metatarzalne kosti u rasponu je od $7,23 \text{ cm}^2$ - $16,86 \text{ cm}^2$, dok aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $11,65 \pm 2,40 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 4. metatarzalne kosti u rasponu je od $4,24 \text{ cm}^2$ - $14,22 \text{ cm}^2$, aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $10,24 \pm 2,40 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 5. metatarzalne kosti u rasponu je od $0,00 \text{ cm}^2$ - $7,23 \text{ cm}^2$, a pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $2,06 \pm 1,99 \text{ cm}^2$. Površina oslonca palca u rasponu je od $0,00 \text{ cm}^2$ - $11,70 \text{ cm}^2$, aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $3,78 \pm 2,36 \text{ cm}^2$. Površina ostalih prstiju u rasponu je od $0,00 \text{ cm}^2$ - $9,98 \text{ cm}^2$, dok aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $2,14 \pm 2,10 \text{ cm}^2$. S druge strane, raspon površine oslonca unutarnjeg dijela pete lijevog stopala kod mjerenja na platformi Biomech kreće se od $13,8 \text{ cm}^2$ - $27,5 \text{ cm}^2$, aritmetička sredina iznosi $20,73 \text{ cm}^2$, a standardna devijacija iznosi $3,44 \text{ cm}^2$. Slijedi raspon površine oslonca vanjskog dijela stopala koji kreće od $13,10 \text{ cm}^2$ - $30,10 \text{ cm}^2$, pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $20,83 \pm 3,50 \text{ cm}^2$. Površina oslonca srednjeg dijela stopala u rasponu je od $0,00 \text{ cm}^2$ - $32,70 \text{ cm}^2$, dok su aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar $13,51 \pm 10,92 \text{ cm}^2$. Zatim slijedi površina oslonca 1. metatarzalne kosti koja je raspona od $0,00 \text{ cm}^2$ - $17,70 \text{ cm}^2$, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $13,15 \pm 3,49 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 2. metatarzalne kosti u rasponu je od $5,30 \text{ cm}^2$ - $11,40 \text{ cm}^2$, aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $8,71 \pm 1,50 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 3. metatarzalne kosti u rasponu je od $5,20 \text{ cm}^2$ - $14,10 \text{ cm}^2$, a aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar su $9,88 \pm 1,77 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 4. metatarzalne kosti u rasponu je od $5,80 \text{ cm}^2$ - $13,40 \text{ cm}^2$, te mi pripadaju aritmetička sredina i standardna devijacija koje iznose $9,84 \pm 1,75 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 5. metatarzalne kosti u rasponu je od $6,10 \text{ cm}^2$ - $16,40 \text{ cm}^2$,

dok aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $11,70 \pm 2,35 \text{ cm}^2$. Površina oslonca palca u rasponu je od $0,00 \text{ cm}^2$ - $22,50 \text{ cm}^2$, a pripadaju mu aritmetička sredina i standardna devijacija koje iznose $10,26 \pm 6,27 \text{ cm}^2$. Površina ostalih prstiju u rasponu je od $0,00 \text{ cm}^2$ - $16,8 \text{ cm}^2$ s aritmetičkom sredinom i standardnom devijacijom koje iznose $5,65 \pm 4,89 \text{ cm}^2$.

Prema dobivenim rezultatima uočava se razlika između najvećih površina oslonca lijevog stopala na platformi Mobilet Mat koje se nalazi na srednjem dijelu stopala i platformi Biomech kod koje se nalazi na vanjskom dijelu pete stopala. Što se tiče područja 2. i 4. metatarzalne kosti, jedino kod njih nema statistički značajne razlike ($p > 0,05$) u površini oslonca lijevog stopala, dok ostalih postoji statistički značajna razlika ($p < 0,05$).

Tablica 2: prikaz raspodjele površine oslonca po regijama na desnom stopalu

Regije stopala	MobileMat		Biomech		p vrijednost
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
MH	9,42 cm ²	4,57 cm ²	22,39 cm ²	2,77 cm ²	p = 0,00*
LH	7,68 cm ²	3,00 cm ²	22,85 cm ²	2,69 cm ²	p = 0,00**
MF	27,02 cm ²	9,44 cm ²	24,35 cm ²	11,06 cm ²	p = 0,24
M1	12,13 cm ²	3,53 cm ²	15,94 cm ²	1,89 cm ²	p = 0,00***
M2	9,81 cm ²	1,73 cm ²	9,97 cm ²	1,19 cm ²	p = 0,62
M3	12,62 cm ²	2,60 cm ²	10,98 cm ²	1,19cm ²	p = 0,000238****
M4	10,47 cm ²	3,50 cm ²	10,82 cm ²	1,29 cm ²	p = 0,53
M5	2,28 cm ²	2,87 cm ²	12,84 cm ²	2,20 cm ²	p = 0,00*****
T1	4,32 cm ²	2,70 cm ²	9,82 cm ²	5,45 cm ²	p = 0,00*****
T2,3,4,5	2,36 cm ²	2,1 cm ²	6,05 cm ²	4,87 cm ²	p = 0,000013*****

*površina oslonca medijalnog dijela pete mjerena Biomech platformom, statistički je značajno veća od površine oslonca iste regije mjerene MobileMat platformom

** površina oslonca lateralnog dijela pete mjerena Biomech platformom, statistički je značajno veća od površine oslonca iste regije mjerene MobileMat platformom

*** površina oslonca srednjeg dijela stopala mjerena Biomech platformom, statistički je značajno veća od površine oslonca iste regije mjerene MobileMat platformom

**** površina oslonca područja treće metatarzalne kosti mjenog MobileMat platformom, statistički je značajno veća od površine oslonca iste regije mjerene Biomech platformom

*****površina oslonca područja pete metatarzalne kosti mjenog MobileMat platformom, statistički je značajno veća od površine oslonca iste regije mjerene Biomech platformom

***** površina oslonca područja palca mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veća od površine oslonca iste regije mjerene MobileMat platformom

***** površina oslonca područja 2.,3.,4. i 5. prsta mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veća od površine oslonca iste regije mjerene MobileMat platformom

Raspon površine oslonca unutarnjeg dijela pete desnog stopala kod mjerenja na platformi Mobile Mat kreće se od $3,33 \text{ cm}^2$ - $20,42 \text{ cm}^2$, aritmetička sredina iznosi $9,42 \text{ cm}^2$, dok standardna devijacija iznosi $4,61 \text{ cm}^2$. Nadalje, raspon površine oslonca vanjskog dijela stopala kreće se od $2,64 \text{ cm}^2$ - $14,68 \text{ cm}^2$, dok mu pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $7,68 \pm 3,02 \text{ cm}^2$. Površina oslonca srednjeg dijela stopala u rasponu je od $5,62 \text{ cm}^2$ - $43,5 \text{ cm}^2$, aritmetička sredina i standardna devijacija su $27,02 \pm 9,44 \text{ cm}^2$. Zatim slijedi površina oslonca 1. metatarzalne kosti koja je raspona od $3,67 \text{ cm}^2$ - $20,7 \text{ cm}^2$, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $12,13 \pm 3,58 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 2. metatarzalne kosti u rasponu je od $7,11 \text{ cm}^2$ - $14,68 \text{ cm}^2$, a aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $9,81 \pm 1,66 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 3. metatarzalne kosti u rasponu je od $8,26 \text{ cm}^2$ - $18,01 \text{ cm}^2$, dok aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $12,62 \pm 2,61 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 4. metatarzalne kosti u rasponu je od $1,95 \text{ cm}^2$ - $17,32 \text{ cm}^2$. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $10,47 \pm 3,50 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 5. metatarzalne kosti u rasponu je od $0,00 \text{ cm}^2$ - $10,78 \text{ cm}^2$. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $2,29 \pm 2,90 \text{ cm}^2$. Površina oslonca palca u rasponu je od $0,00 \text{ cm}^2$ - $12,73 \text{ cm}^2$. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $4,32 \pm 2,67 \text{ cm}^2$. Površina ostalih prstiju u rasponu je od $0,00 \text{ cm}^2$ - $8,60 \text{ cm}^2$. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $2,36 \pm 2,12 \text{ cm}^2$. S druge strane, raspon površine oslonca unutarnjeg dijela pete desnog stopala kod mjerenja na platformi Biomech kreće se od $15,4 \text{ cm}^2$ - $29,8 \text{ cm}^2$. Aritmetička sredina iznosi $22,39 \text{ cm}^2$, a standardna devijacija iznosi $2,63 \text{ cm}^2$. Slijedi raspon površine oslonca vanjskog dijela stopala koji kreće od $18,00 \text{ cm}^2$ - $29,00 \text{ cm}^2$. Pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $22,85 \pm 2,64 \text{ cm}^2$. Površina oslonca srednjeg dijela stopala u rasponu je od $1,70 \text{ cm}^2$ - $46,00 \text{ cm}^2$. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $24,35 \pm 11,66 \text{ cm}^2$. Zatim slijedi površina oslonca 1. metatarzalne kosti koja je raspona od $11,4 \text{ cm}^2$ - $19,90 \text{ cm}^2$, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $15,94 \pm 1,90 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 2. metatarzalne kosti u rasponu je od $7,00 \text{ cm}^2$ - $12,70 \text{ cm}^2$. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $9,97 \pm 1,24 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 3. metatarzalne kosti u rasponu je od $8,10 \text{ cm}^2$ - $13,10 \text{ cm}^2$. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $10,98 \pm 1,21 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 4. metatarzalne kosti u rasponu je od $7,70 \text{ cm}^2$ - $14,20 \text{ cm}^2$. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $10,82 \pm 1,33 \text{ cm}^2$. Površina oslonca 5. metatarzalne kosti u rasponu je od $9,3 \text{ cm}^2$ - $17,20 \text{ cm}^2$. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $12,84 \pm 1,83 \text{ cm}^2$. Površina oslonca palca u rasponu je od

0,00 cm² - 19,50 cm². Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $9,82 \pm 5,51$ cm². Površina ostalih prstiju u rasponu je od 0,00 cm² - 16,8 cm². Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $6,05 \pm 4,92$ cm².

Prema rezultatima dobivenih kod mjerenja desnog stopala, najveća površina oslonca na platformi Mobile Mat i na platformi Biomech nalazi se u području srednjeg dijela stopala. Područja srednjeg dijela stopala, te područja 2. i 4. metatarzalne kosti ne razlikuju se statistički značajno ($p > 0,05$), dok se ostala područja na desnom stopalu statistički značajno razlikuju ($p < 0,05$).

7.1.2. Prikaz rezultata maksimalne sile stopala

Maximal force (maksimalna sila) prikazana je u postocima tjelesne mase ispitanika, a predstavlja kojoj silom određena regija stopala djeluje na senzore u platformi (26).

Tablica 3: prikaz raspodjele maksimalne sile po regijama na lijevom stopalu

Regije stopala	MobileMat		Biomech		p vrijednost
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
MH	15,06 %BW	12,27 %BW	24,52 %BW	27,29 %BW	p = 0,00*
LH	14,32 %BW	14,63 %BW	21,08 %BW	26,77 %BW	p = 0,000018**
MF	20,29 %BW	20,76 %BW	3,55 %BW	9,56 %BW	p = 0,00***
M1	6,02 %BW	4,30 %BW	6,68 %BW	8,31 %BW	p = 0,38
M2	8,87 %BW	7,55 %BW	8,69 %BW	9,20 %BW	p = 0,85
M3	10,02 %BW	8,21 %BW	11,41 %BW	8,40 %BW	p = 0,23
M4	6,20 %BW	6,00 %BW	10,96 %BW	7,75 %BW	p = 0,00****
M5	0,80 %BW	1,02 %BW	8,02 %BW	9,81 %BW	p = 0,00*****
T1	1,68 %BW	2,32 %BW	4,00 %BW	5,16 %BW	p = 0,0014*****
T2,3,4,5	0,51 %BW	2,38 %BW	1,08 %BW	1,40 %BW	p = 0,016*****

*maksimalna sila medijalnog dijela pete mjerena Biomech platformom, statistički je značajno veća od maksimalne sile iste regije mjerene MobileMat platformom

** maksimalna sila lateralnog dijela pete mjerena Biomech platformom, statistički je značajno veća od maksimalne sile iste regije mjerene MobileMat platformom

*** maksimalna sila srednjeg dijela stopala mjerena MobileMat platformom, statistički je značajno veća od maksimalne sile iste regije mjerene Biomech platformom

**** maksimalna sila područja četvrte metatarzalne kosti mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veća od maksimalne sile iste regije mjerene MobileMat platformom

*****maksimalna sila područja pete metatarzalne kosti mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veća od maksimalne sile iste regije mjerene MobileMat platformom

***** maksimalna sila područja palca mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veća od maksimalne sile iste regije mjerene MobileMat platformom

***** maksimalna sila područja 2.,3.,4. i 5. prsta mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veća od maksimalne sile iste regije mjerene MobileMat platformom

Raspon maksimalne sile unutarnjeg dijela pete lijevog stopala kod mjerenja na platformi Mobile Mat kreće se od 6,00 %BW – 29,5 %BW . Aritmetička sredina iznosi 15,06 %BW dok standardna devijacija iznosi 5,88 %BW. Nadalje, raspon maksimalne sile vanjskog dijela stopala kreće se od 5,80 %BW – 30,60 %BW. Pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $14,32 \pm 6,21$ %BW. Maksimalna sila srednjeg dijela stopala u rasponu je od 1,00 %BW – 80,10 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $20,29 \pm 17,41$ %BW. Zatim slijedi maksimalna sila područja 1.metatarzalne kosti koja je raspona od 2,10 %BW – 15,60 %BW, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $6,02 \pm 3,20$ %BW. Maksimalna sila područja 2. metatarzalne kosti u rasponu je od 2,90 %BW - 23,60 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $8,87 \pm 5,16$ %BW. Maksimalna sila područja 3. metatarzalne kosti u rasponu je od 2,60 %BW - 33,00 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $10,02 \pm 6,62$ %BW. Maksimalna sila područja 4. metatarzalne kosti u rasponu je od 1,50 %BW – 18,90 BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $6,20 \pm 3,40$ %BW. Maksimalna sila područja 5. metatarzalne kosti u rasponu je od 0,00 %BW – 4,00 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $0,80 \pm 1,03$ %BW. Maksimalna sila palca u rasponu je od 0,00 %BW - 12,20 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $1,68 \pm 2,16$ %BW. Maksimalna sila ostalih prstiju u rasponu je od 0,00 %BW - 3,40 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $0,51 \pm 0,68$ %BW. S druge strane, raspon maksimalne sile unutarnjeg dijela pete lijevog stopala kod mjerenja na platformi Biomech kreće se od 6,70 BW – 49,10 %BW. Aritmetička sredina iznosi 24,52 %BW, a standardna devijacija iznosi 9,42% BW. Slijedi raspon maksimalne sile vanjskog dijela stopala koji kreće od 6,00 %BW – 36,20 %BW. Pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $21,08 \pm 7,84$ % BW. Maksimalna sila srednjeg dijela stopala u rasponu je od 0,00 %BW – 21,1 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $3,55 \pm 4,33$ %BW. Zatim slijedi maksimalna sila područja 1.metatarzalne kosti koja je raspona od 2,1 %BW – 15,60 %BW, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $6,68 \pm 3,80$ %BW. Maksimalna sila područja 2. metatarzalne kosti u rasponu je od 1,60 %BW- 17,60 BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $8,69 \pm 4,09$ %BW. Maksimalna sila područja 3. metatarzalne kosti u rasponu je od 2,80 %BW - 22,60 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $11,41 \pm 4,09$ %BW. Maksimalna sila područja 4. metatarzalne kosti u rasponu je od 2,40 %BW – 18,60 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj

parametar iznose $10,96 \pm 3,64$ %BW. Maksimalna sila područja 5. metatarzalne kosti u rasponu je od $1,70$ %BW – $18,60$ %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $8,02 \pm 3,60$ %BW. Maksimalna sila palca u rasponu je od $0,00$ %BW - $14,70$ %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $4,00 \pm 4,19$ %BW. Maksimalna sila ostalih prstiju u rasponu je od $0,00$ %BW - $6,20$ %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $1,08 \pm 1,40$ %BW.

Dobiveni rezultati pokazali su da je najveću maksimalnu silu izmjerenu na platformi Mobile Mat proizveo središnji dio stopala, dok na platformi Biomech taj isti dio je proizveo najmanju maksimalnu silu. Najveću maksimalnu silu izmjerenu na platformi Biomech proizveo je unutarnji dio stopala. Na trima područjima, područje 1., 2. i 3. metatarzalne kosti, pokazalo je da ne postoji statistički značajna razlika ($p > 0,05$) između podataka dobivenih na platformi MobileMat i podataka dobivenih na platformi Biomech, dok je kod ostalih područja ta razlika statistički značajna ($p < 0,05$).

Tablica 4: prikaz raspodjele maksimalne sile po regijama na desnom stopalu

Regije stopala	MobileMat		Biomech		p vrijednost
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
MH	17,77 %BW	9,95 %BW	23,80 %BW	17,53 %BW	p = 0,000185*
LH	14,84 %BW	9,39 %BW	20,79 %BW	17,99 %BW	p = 0,000133**
MF	31,39 %BW	22,36 %BW	6,75 %BW	15,82 %BW	p = 0,00***
M1	7,06 %BW	6,05 %BW	7,01 %BW	20,47 %BW	p = 0,94
M2	8,87 %BW	7,59 %BW	8,14 %BW	17,27 %BW	p = 0,33
M3	10,99 %BW	9,61 %BW	10,56 %BW	15,07 %BW	p = 0,65
M4	8,09 %BW	10,01 %BW	10,94 %BW	14,93 %BW	p = 0,0028****
M5	1,25 %BW	2,30 %BW	8,52 %BW	14,74 %BW	p = 0,00*****
T1	3,18 %BW	3,92 %BW	2,62 %BW	2,63 %BW	p = 0,48
T2,3,4,5	0,97 %BW	7,64 %BW	0,91 %BW	1,16 %BW	p = 0,82

*maksimalna sila medijalnog dijela pete mjerena Biomech platformom, statistički je značajno veća od maksimalne sile iste regije mjerene MobileMat platformom

** maksimalna sila lateralnog dijela pete mjerena Biomech platformom, statistički je značajno veća od maksimalne sile iste regije mjerene MobileMat platformom

*** maksimalna sila srednjeg dijela stopala mjerena MobileMat platformom, statistički je značajno veća od maksimalne sile iste regije mjerene Biomech platformom

**** maksimalna sila područja četvrte metatarzalne kosti mjenenog Biomech platformom, statistički je značajno veća od maksimalne sile iste regije mjerene MobileMat platformom

*****maksimalna sila područja pete metatarzalne kosti mjenenog Biomech platformom, statistički je značajno veća od maksimalne sile iste regije mjerene MobileMat platformom

Raspon maksimalne sile unutarnjeg dijela pete desnog stopala kod mjerenja na platformi Mobile Mat kreće se od 3,80 %BW – 46,20 %BW . Aritmetička sredina iznosi 17,77 %BW dok standardna devijacija iznosi 9,25 %BW. Nadalje, raspon maksimalne sile vanjskog dijela

stopala kreće se od 2,10 %BW – 34,20 %BW. Pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $14,84 \pm 9,15$ %BW. Maksimalna sila srednjeg dijela stopala u rasponu je od 2,00 %BW – 80,10 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $31,39 \pm 21,79$ %BW. Zatim slijedi maksimalna sila područja 1. metatarzalne kosti koja je raspona od 1,30% BW – 18,90 %BW, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $7,06 \pm 3,93$ %BW. Maksimalna sila područja 2. metatarzalne kosti u rasponu je od 2,80 %BW - 21,80 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $8,87 \pm 4,32$ %BW. Maksimalna sila područja 3. metatarzalne kosti u rasponu je od 3,20 %BW - 33,80 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $10,99 \pm 5,73$ %BW. Maksimalna sila područja 4. metatarzalne kosti u rasponu je od 1,00 %BW – 30,80 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $8,09 \pm 5,75$ %BW. Maksimalna sila područja 5. metatarzalne kosti u rasponu je od 0,00 %BW – 12,20 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $1,25 \pm 2,33$ %BW. Maksimalna sila palca u rasponu je od 0,00 %BW - 20,20 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $3,18 \pm 4,59$ %BW. Maksimalna sila ostalih prstiju u rasponu je od 0,00 %BW - 6,20 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $0,97 \pm 1,35$ %BW. S druge strane, raspon maksimalne sile unutarnjeg dijela pete desnog stopala kod mjerenja na platformi Biomech kreće se od 14,70 %BW – 37,40 %BW. Aritmetička sredina iznosi 23,80 %BW, a standardna devijacija iznosi 4,66 %BW. Slijedi raspon maksimalne sile vanjskog dijela stopala koji kreće od 13,00 %BW – 30,00 %BW. Pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $20,79 \pm 3,99$ %BW. Maksimalna sila srednjeg dijela stopala u rasponu je od 0,20 BW – 23,30 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $6,75 \pm 5,31$ %BW. Zatim slijedi maksimalna sila područja 1. metatarzalne kosti koja je raspona od 2,80 %BW – 11,80 %BW, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $7,01 \pm 22,5$ %BW. Maksimalna sila područja 2. metatarzalne kosti u rasponu je od 4,20 %BW- 14,00 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $8,14 \pm 2,58$ %BW. Maksimalna sila područja 3. metatarzalne kosti u rasponu je od 5,50 %BW - 16,70 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $10,56 \pm 2,88$ %BW. Maksimalna sila područja 4. metatarzalne kosti u rasponu je od 6,00 %BW – 15,40 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $10,94 \pm 2,37$ %BW. Maksimalna sila područja 5. metatarzalne kosti u rasponu je od 3,50 %BW – 17,10 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $8,52 \pm 2,76$ %BW. Maksimalna sila palca u rasponu je od

0,00 %BW - 10,70 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $2,62 \pm 2,66$ %BW. Maksimalna sila ostalih prstiju u rasponu je od 0,00 %BW - 5,50 %BW. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $0,91 \pm 1,18$ %BW.

Dobiveni rezultati pokazali su da je najveću maksimalnu silu izmjerenu na platformi Mobile Mat proizveo središnji dio stopala, dok na platformi Biomech taj isti dio je proizveo skoro najmanju maksimalnu silu. Najveću maksimalnu silu izmjerenu na platformi Biomech proizveo je unutarnji dio stopala. Kod područja 1., 2. i 3. metatarzalne kosti, te kod područja svih prstiju, nije uočena statistički značajna razlika u podacima ($p > 0,05$), dok je ostalih područja stopala razlika vidljiva, tj. statistički značajna ($p < 0,05$).

7.1.3. Prikaz rezultata maksimalnih plantarnih pritisaka stopala

Peak pressure (maksimalni pritisak) najčešće je korištena varijabla za prikazivanje opterećenja stopala. Plantarni pritisak predstavlja maksimalno opterećenje na područje stopala tijekom stajanja (28).

Tablica 5: prikaz raspodjele maksimalnih pritisaka po regijama na lijevom stopalu

Regije stopala	MobileMat		Biomech		p vrijednost
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
MH	179,60 kPa	75,68 kPa	215,42 kPa	83,38 kPa	p = 0,029*
LH	162,78 kPa	66,02 kPa	199,73 kPa	76,60 kPa	p = 0,012**
MF	128,64 kPa	81,73 kPa	51,09 kPa	43,16 kPa	p = 0,00***
M1	60,51 kPa	33,06 kPa	108,36 kPa	65,43 kPa	p = 0,000032*****
M2	96,80 kPa	53,64 kPa	152,18 kPa	74,10 kPa	p = 0,00039*****
M3	93,16 kPa	46,17 kPa	171,56 kPa	66,58 kPa	p = 0,00*****
M4	64,78 kPa	34,14 kPa	173,42 kPa	73,99 kPa	p = 0,00*****
M5	27,67 kPa	25,90 kPa	158,69 kPa	97,14 kPa	p = 0,00*****
T1	34,67 kPa	28,61 kPa	68,33 kPa	91,95 kPa	p = 0,022*****
T2,3,4,5	24,58 kPa	20,78 kPa	24,96 kPa	28,56 kPa	p = 0,94

*maksimalni plantarni pritisak medijalnog dijela pete mjenenog Biomech platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenenog MobileMat platformom

** maksimalni plantarni pritisak lateralnog dijela pete mjenenog Biomech platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenenog MobileMat platformom

***maksimalni plantarni pritisak srednjeg dijela stopala mjenenog MobileMat platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenenog Biomech platformom

****maksimalni plantarni pritisak područja prve metatarzalne kosti mjenenog Biomech platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenenog MobileMat platformom

*****maksimalni plantarni pritisak područja druge metatarzalne kosti mjenenog Biomech platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenenog MobileMat platformom

*****maksimalni plantarni pritisak područja treće metatarzalne kosti mjenenog Biomech platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenenog MobileMat platformom

*****maksimalni plantarni pritisak područja četvrte metatarzalne kosti mjenenog Biomech platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenenog MobileMat platformom

*****maksimalni plantarni pritisak područja pete metatarzalne kosti mjenenog Biomech platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenenog MobileMat platformom

*****maksimalni plantarni pritisak područja palca mjenenog Biomech platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenenog MobileMat platformom

Raspon plantarnog opterećenja unutarnjeg dijela pete lijevog stopala kod mjerenja na platformi Mobile Mat kreće se od 89,00kPa – 414,00kPa . Aritmetička sredina iznosi 179,60 kPa, dok

standardna devijacija iznosi 73,49 kPa. Nadalje, raspon plantarnog opterećenja vanjskog dijela stopala kreće se od 75,00 kPa – 362,00 kPa. Pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $162,78 \pm 62,99$ kPa. Plantarno opterećenje srednjeg dijela stopala u rasponu je od 12,00kPa – 396,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $128,64 \pm 81,42$ kPa. Zatim slijedi plantarno opterećenje područja 1.metatarzalne kosti koja je raspona od 22,00 kPa – 141,00 kPa, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $60,51 \pm 33,15$ kPa. Plantarno opterećenje područja 2. metatarzalne kosti u rasponu je od 46,00 kPa - 281,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $96,80 \pm 53,19$ kPa. Plantarno opterećenje područja 3. metatarzalne kosti u rasponu je od 30,00 kPa - 219,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $93,16 \pm 45,74$ kPa. Plantarno opterećenje područja 4. metatarzalne kosti u rasponu je od 25,00 kPa – 150,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $64,78 \pm 33,69$ kPa. Plantarno opterećenje područja 5. metatarzalne kosti u rasponu je od 0,00 kPa – 111,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $27,67 \pm 26,19$ kPa. Plantarno opterećenje palca u rasponu je od 0,00 kPa - 125,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $34,67 \pm 28,83$ kPa. Plantarno opterećenje ostalih prstiju u rasponu je od 0,00 kPa - 80,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $24,58 \pm 20,78$ kPa. S druge strane, raspon plantarnog opterećenje unutarnjeg dijela pete lijevog stopala kod mjerenja na platformi Biomech kreće se od 46,00 kPa – 404,00 kPa. Aritmetička sredina iznosi 215,42 kPa, a standardna devijacija iznosi 79,25 kPa. Slijedi raspon plantarnog opterećenja vanjskog dijela stopala koji kreće od 42,00 kPa – 402,00 kPa. Pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $199,73 \pm 73,12$ kPa. Plantarno opterećenje srednjeg dijela stopala u rasponu je od 0,00 kPa – 194,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $51,09 \pm 43,67$ kPa. Zatim slijedi plantarno opterećenje područja 1.metatarzalne kosti koja je raspona od 0,00 kPa – 354,00kPa, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $108,36 \pm 65,28$ kPa. Plantarno opterećenje područja 2. metatarzalne kosti u rasponu je od 43,00 kPa - 389,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $152,18 \pm 73,11$ kPa. Plantarno opterećenje područja 3. metatarzalne kosti u rasponu je od 47,00 kPa - 384,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $171,56 \pm 65,07$ kPa. Plantarno opterećenje područja 4. metatarzalne kosti u rasponu je od 38,00 kPa – 379,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $173,42 \pm 72,93$ kPa. Plantarno opterećenje područja 5. metatarzalne kosti u rasponu je od 37,00 kPa – 502,00 kPa.

Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $158,69 \pm 96,61$ kPa. Plantarno opterećenje palca u rasponu je od 0,00 kPa - 521,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $68,33 \pm 92,65$ kPa. Plantarno opterećenje ostalih prstiju u rasponu je od 0,00 kPa - 132,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $24,96 \pm 28,82$ kPa.

Dobiveni rezultati najvećeg plantarnog opterećenja lijevog stopala pripada unutarnjoj strani pete i to kod obje platforme. Prema podacima, između svih područja na lijevom stopalu (izuzev područja T2,3,4,5) postoji statistički značajna razlika, tj. ima razlike u podacima dobivenih na platformi MobileMat i podacima dobivenih na platformi Biomech.

Tablica 6: prikaz raspodjele maksimalnih pritisaka na desnom stopalu

Regije stopala	MobileMat		Biomech		p vrijednost
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
MH	229,67 kPa	109,57 kPa	219,04 kPa	53,10 kPa	p = 0,55
LH	202,67 kPa	104,34 kPa	193,31 kPa	46,44 kPa	p = 0,58
MF	180,40 kPa	108,07 kPa	64,67 kPa	33,69 kPa	p = 0,00*
M1	74,11 kPa	59,77 kPa	101,40 kPa	40,80 kPa	p = 0,013**
M2	94,80 kPa	44,73 kPa	138,71 kPa	54,02 kPa	p = 0,000035***
M3	98,98 kPa	42,03 kPa	159,27 kPa	55,56 kPa	p = 0,00****
M4	82,89 kPa	46,19 kPa	173,62 kPa	61,44 kPa	p = 0,00*****
M5	29,80 kPa	34,52 kPa	169,13 kPa	78,63 kPa	p = 0,00*****
T1	59,20 kPa	65,45 kPa	47,98 kPa	48,58 kPa	p = 0,36
T2,3,4,5	39,07 kPa	38,23 kPa	20,56 kPa	21,02 kPa	p = 0,0058*****

*maksimalni plantarni pritisak srednjeg dijela stopala mjenog MobileMat platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenog Biomech platformom

**maksimalni plantarni pritisak područja prve metatarzalne kosti mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenog MobileMat platformom

***maksimalni plantarni pritisak područja druge metatarzalne kosti mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenog MobileMat platformom

****maksimalni plantarni pritisak područja treće metatarzalne kosti mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenog MobileMat platformom

*****maksimalni plantarni pritisak područja četvrte metatarzalne kosti mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenog MobileMat platformom

*****maksimalni plantarni pritisak područja pete metatarzalne kosti mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenog MobileMat platformom

*****maksimalni plantarni pritisak područja 2.,3.,4. i 5. prsta mjenog Biomech platformom, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska iste regije mjenog MobileMat platformom

Raspon plantarnog opterećenja unutarnjeg dijela pete desnog stopala kod mjerenja na platformi Mobile Mat kreće se od 47,00 kPa – 474,00 kPa . Aritmetička sredina iznosi 229,67 kPa, dok standardna devijacija iznosi 109,29 kPa. Nadalje, raspon plantarnog opterećenja vanjskog dijela stopala kreće se od 38,00 kPa – 405,00 kPa. Pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $202,67 \pm 104,48$ kPa. Plantarno opterećenje srednjeg dijela stopala u rasponu je od 19,00 kPa – 423,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $180,40 \pm 108,15$ kPa. Zatim slijedi plantarno opterećenje područja 1. metatarzalne kosti koja je raspona od 13,00 kPa – 260,00 kPa, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $74,11 \pm 59,99$ kPa. Plantarno opterećenje područja 2. metatarzalne kosti u rasponu je od 36,00 kPa - 267,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $94,80 \pm 43,94$ kPa. Plantarno opterećenje područja 3. metatarzalne kosti u rasponu je od 26,00 kPa - 209,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $98,98 \pm 40,85$ kPa. Plantarno opterećenje područja 4. metatarzalne kosti u rasponu je od 25,00 kPa – 212,0 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $82,89 \pm 45,61$ kPa. Plantarno opterećenje područja 5. metatarzalne kosti u rasponu je od 0,00 kPa – 171,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $29,80 \pm 34,97$ kPa. Plantarno opterećenje palca u rasponu je od 0,00 kPa - 328,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $59,20 \pm 66,12$ kPa. Plantarno opterećenje ostalih prstiju u rasponu je od 0,00 kPa - 131,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $39,07 \pm 38,36$ kPa. S druge strane, raspon plantarnog opterećenja unutarnjeg dijela pete desnog stopala kod mjerenja na platformi Biomech kreće se od 111,00 kPa – 315,00 kPa. Aritmetička sredina iznosi 219,04 kPa, a standardna devijacija iznosi 46,41 kPa. Slijedi raspon plantarnog opterećenja vanjskog dijela stopala koji kreće od 83,00 kPa – 274,00 kPa. Pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $193,31 \pm 40,01$ kPa. Plantarno opterećenje srednjeg dijela stopala u rasponu je od 9,00 kPa – 150,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $64,67 \pm 34,04$ kPa. Zatim slijedi plantarno opterećenje područja 1. metatarzalne kosti koja je raspona od 47,00 kPa – 230,00 kPa, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $101,40 \pm 39,81$ kPa. Plantarno opterećenje područja 2. metatarzalne kosti u rasponu je od 49,00 kPa - 245,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $138,71 \pm 51,24$ kPa. Plantarno opterećenje područja 3. metatarzalne kosti u rasponu je od 54,00 kPa - 264,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $159,27 \pm 52,10$ kPa. Plantarno opterećenje područja 4. metatarzalne kosti u rasponu je od 61,00 kPa – 299,00 kPa.

Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $173,62 \pm 57,85$ kPa. Plantarno opterećenje područja 5. metatarzalne kosti u rasponu je od 59,00 kPa – 347,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $169,13 \pm 76,67$ kPa. Plantarno opterećenje palca u rasponu je od 0,00 kPa - 275,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $47,98 \pm 49,30$ kPa. Plantarno opterećenje ostalih prstiju u rasponu je od 0,00 kPa - 125,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $20,56 \pm 21,41$ kPa.

Dobiveni rezultati pokazali su da je najveće plantarno opterećenje desnog stopala ispod unutarnjeg dijela stopala, dok je najmanje plantarno opterećenje na platformi Mobile Mat izmjereno ispod 5. metatarzalne kosti, a na platformi Biomech kod ostalih prstiju. Područja unutrašnjeg i vanjskog dijela pete, kao i područje prstiju bez palca, ne razlikuje se statistički značajno ($p > 0,05$) uspoređujući obje platforme, dok se ostala područja značajno razlikuju ($p < 0,05$).

7.2. Rezultati mjerenja u dinamici

Stance time (vrijeme koraka) predstavlja proteklo vrijeme od prvog kontakta stopala do posljednjeg kontakta iste noge. *Heel maximum force* je maksimalna sila opterećenja tijekom kontakta s petom, pri čemu je područje pete prethodno određeno u sustavu. *Midfoot maximum force* je maksimalna sila opterećenja tijekom kontakta sa srednjim dijelom stopala, pri čemu je središnje stopalo definirano između prednje granice pete i stražnje granice metatarzalnih kostiju. *Metatarsal maximum force* je maksimalna sila opterećenja tijekom kontakta s metatarzalnim dijelom, gdje je metatarzalno područje također prethodno definirano u sustavu (26).

Tablica 7: prikaz podataka za lijevo stopalo dobivenih u dinamičkom mjerenju

Parametri	MobileMat		Biomech		p vrijednost
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
Stance Time (sec)	0,7	0,04	0,69	0,05	p = 0,23
Max Pressure (kPa)	377,74	46,74	351,37	42,86	p = 0,0067*
Heel Force (kgf)	45,28	15,43	70,39	9,84	p = 0,00**
Midfoot Force (kgf)	15,33	8,32	15,51	8,43	p = 0,92
Metatarsal Force (kgf)	68,83	17,17	87,88	17,78	p = 0,00***

*maksimalni plantarni pritisak izmjeren tijekom hoda na MobileMat platformi, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska izmjerenog na Biomech platformi

**maksimalna sila opterećenja tijekom kontakta s petom izmjerena na Biomech platformi, statistički je značajno veća od maksimalne sile izmjerene na MobileMat platformi

*** maksimalna sila opterećenja tijekom kontakta s metatarzalnim dijelom izmjerena na Biomech platformi, statistički je značajno veća od maksimalne sile izmjerene na MobileMat platformi

Raspon prosječnog trajanja jednog koraka lijevog stopala kod mjerenja na platformi Mobile Mat kreće se od 0,68 sec – 0,76 sec . Aritmetička sredina iznosi 0,70 sec dok standardna devijacija iznosi 0,04 sec. Nadalje, raspon sile koju stopalo prenosi petom na podlogu kreće se od 0,25 kgf – 77,90 kgf. Pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $45,28 \pm 15,43$ kgf. Sila kojom srednji dio stopala prenosi na podlogu u rasponu je od 2,97 kgf – 47,00 kgf. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $15,33 \pm 8,32$ kgf. Zatim slijedi sila kojom metatarzalni dio stopala prenosi na podlogu i raspona je od 30,54 kgf – 109,74 kgf, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $68,82 \pm 17,17$ kgf. Maksimalan pritisak zabilježen tijekom hoda raspona je od 249,00 kPa - 462,00 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $377,74 \pm 46,74$ kPa. S druge strane, raspon prosječnog trajanja jednog koraka lijevog stopala kod mjerenja na platformi Biomech kreće se od 0,58 sec – 0,77 sec . Aritmetička sredina iznosi 0,69 sec dok standardna devijacija iznosi 0,05 sec. Nadalje, raspon sile koju stopalo prenosi petom na podlogu kreće se od 51,93 kgf – 92,93 kgf. Pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $70,39 \pm 9,95$ kgf. Sila kojom srednji dio stopala prenosi na podlogu u rasponu je od 2,32 kgf – 35,2 kgf. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $15,51 \pm 8,52$ kgf. Zatim slijedi sila kojom metatarzalni dio stopala prenosi na podlogu i raspona je od 10,70 kgf - 134,22 kgf, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $87,88 \pm 17,98$ kgf. Maksimalan pritisak zabilježen tijekom hoda raspona je od 289,05 kPa - 461,23 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $351,37 \pm 43,35$ kPa.

Prema dobivenim podacima, nema statističke značajne razlike ($p > 0,05$) između podataka o trajanju koraka i sili koju proizvede srednji dio stopala uspoređujući platformu MobileMat i platformu Biomech, dok usporedbom ostalih podataka, postoji značajna razlika ($p < 0,05$).

Tablica 8: prikaz podataka desnog stopala dobivenih u dinamičkom mjerenju

Parametri	MobileMat		Biomech		p vrijednost
	\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
Stance Time (sec)	0,68	0,09	0,68	0,05	p = 0,79
Max Pressure (kPa)	343,23	61,6	377,94	47,7	p = 0,0038*
Heel Force (kgf)	39,06	14,19	73,81	9,86	p = 0,00**
Midfoot Force (kgf)	20,32	10,04	16,51	7,66	p = 0,0471***
Metatarsal Force (kgf)	67,23	15,16	93,97	14,08	p = 0,00****

*maksimalni plantarni pritisak izmjeren tijekom hoda na Biomech platformi, statistički je značajno veći od maksimalnog plantarnog pritiska izmjerenog na MobileMat platformi

**maksimalna sila opterećenja tijekom kontakta s petom izmjerena na Biomech platformi, statistički je značajno veća od maksimalne sile izmjerene na MobileMat platformi

***maksimalna sila opterećenja tijekom kontakta sa srednjim dijelom stopala izmjerena na MobileMat platformi, statistički je značajno veća od maksimalne sile izmjerene na Biomech platformi

****maksimalna sila opterećenja tijekom kontakta s metatarzalnim dijelom izmjerena na Biomech platformi, statistički je značajno veća od maksimalne sile izmjerene na MobileMat platformi

Raspon prosječnog trajanja jednog koraka desnog stopala kod mjerenja na platformi Mobile Mat kreće se od 0,55 sec – 0,88 sec. Aritmetička sredina iznosi 0,68 sec dok standardna devijacija iznosi 0,09 sec. Nadalje, raspon sile koju stopalo prenosi petom na podlogu kreće se od 4,50 kgf – 67,01 kgf. Pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $39,06 \pm 14,19$ kgf. Sila kojom srednji dio stopala prenosi na podlogu u rasponu je od 1,7 kgf – 48,93 kgf. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $20,32 \pm 10,04$ kgf. Zatim slijedi sila kojom metatarzalni dio stopala prenosi na podlogu i raspona je od 35,32 kgf – 112,55 kgf, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $67,23 \pm 15,16$ kgf. Maksimalan pritisak zabilježen tijekom hoda raspona je od 189,00 kPa - 439,50 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $343,23 \pm 61,60$ kPa. S druge strane, raspon prosječnog trajanja jednog koraka desnog stopala kod mjerenja na platformi Biomech kreće se od 0,59 sec – 0,78 sec . Aritmetička sredina iznosi 0,68 sec dok standardna devijacija iznosi 0,05 sec. Nadalje, raspon sile koju stopalo prenosi petom na podlogu kreće se od 58,00 kgf – 98,32 kgf. Pripadajuća aritmetička sredina i standardna devijacija iznose $73,81 \pm 9,97$ kgf. Sila kojom srednji dio stopala prenosi na podlogu u rasponu je od 1,65 kgf – 34,00 kgf. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $16,51 \pm 7,75$ kgf. Zatim slijedi sila kojom metatarzalni dio stopala prenosi na podlogu i raspona je od 64,73 kgf – 118,75 kgf, te aritmetičke sredine i standardne devijacije koje iznose $93,97 \pm 14,24$ kgf. Maksimalan pritisak zabilježen tijekom hoda raspona je od 290,82 kPa - 475,25 kPa. Aritmetička sredina i standardna devijacija za taj parametar iznose $377,94 \pm 48,24$ kPa.

Dobiveni rezultati pokazali su da jedino trajanje koraka na obje platforme pokazuje iste vrijednosti (stance time: 0,68 s), dok je analiza podataka pokazala da kod ostalih parametara postoji statistički značajna razlika ($p < 0,05$).

8. RASPRAVA

U istraživanju je sudjelovalo 45 studenata fizioterapije u dobi između 18. i 25. godine života, te je svaki od njih mjereno na dvije pedobarografske platforme. Cilj istraživanja bio je, kroz analizu vrijednosti parametara dobivenih od dvaju različitih pedobarografa, usporediti te iste pedobarografe. Svi ispitanici mjereni su u statički i dinamično.

Prema dosadašnjim istraživanjima, relativno je mali broj onih koji se bave analizom mjerenja plantarnog pritiska u statički. Također, mali je broj istraživanja koji uspoređuju dvije vrste pedobarografa, kao i onih koji se bave analizom vrijednosti parametara zdrave populacije, tj. populacije u kojoj nema prisutnih neuroloških poremećaja ili poremećaja mišićno-koštanog sustava.

Tijekom stajanja na ravnoj podlozi, raspodjela tjelesne mase na dvije noge trebala bi biti pravilno raspoređena na dvije noge, tj. 50% na lijevoj i 50% na desnoj nozi. Kada se stopalo promatra zasebno, 60% trebalo bi pripadati stražnjem dijelu stopala, tj. peti, dok bi se ostalih 40% trebalo rasporediti na prednji dio stopala tj. na prvu i petu metatarzalnu kost (to su uporišne točke) s time da bi prva metatarzalna kost trebala biti opterećenija od pete metatarzalne kosti iz razloga jer je površina veća (29-31). Rezultati ovog istraživanja mjerenim MobileMatom, pokazali su da se najveća maksimalna sila (izražena u postocima tjelesne mase) kod lijevog stopala nalazi ispod središnjeg dijela stopala (20,29 %BW), a najmanja maksimalna sila ispod regije 2., 3., 4. i 5. prsta (0,51 %BW). Biomech je zabilježio da se najveća maksimalna sila nalazi ispod lateralnog dijela pete (24,52 %BW), a najmanja također kod regije 2., 3., 4. i 5. prsta (1,08 %BW). Što se tiče desnog stopala, rezultati su slični, iste su regije zabilježene s najvećom i najmanjom maksimalnom silom samo s različitim vrijednostima. Ono što je zanimljivo jest omjer maksimalne sile ispod središnjeg dijela stopala na oba stopala, tj. MobileMat je zabilježio gotovo dvostruko veću vrijednost od Biomecha. Cavangh i suradnici (1987.) u svom istraživanju, u kojem se bave distribucijom plantarnog pritiska u stajanju kod 107 odraslih ispitanika prosječne dobi od 30 godina, dobili su rezultate da se najveća maksimalna sila nalazi na medijalnom dijelu pete, dok je druga najveća maksimalna sila zabilježena na lateralnom dijelu pete, a najmanja na lateralnom dijelu središnjeg dijela stopala, što predstavlja djelomično jednake rezultate kao i rezultati Biomech platforme (32). Birtane i suradnici (2004.), kao i Vallejo i suradnici (2014.), proučavali su raspodjelu sile na prednji i stražnji dio stopala te su dobili gotovo jednake rezultate, tj. veća sila je zabilježena ispod prednjeg nego stražnjeg dijela stopala, iako je u svom Birtane uspoređivao pretile i nepretile

osobe (N=50) na Mini Emed platformi, a Vallejo djecu bez i sa Severovom bolesti (N=56) na Mediacapteurs platformi (33,34).

Površina oslonca parametar je koji se relativno rijetko istražuje, no iz razloga jer se ovo istraživanje prvenstveno bavi usporedbom dvije vrste pedobarografa, bitan je za analizu. Rezultati ovog istraživanja pokazali su da se najveća površina oslonca kod oba pedobarografa nalazi u regiji srednjeg dijela ($x_1 = 27,02 \text{ cm}^2$, $x_2 = 24,35 \text{ cm}^2$), a najmanja u regiji pete metatarzalne kosti kod MobileMata i u regiji ostalih prstiju kod Biomecha, što se tiče desnog stopala. Kod lijevog stopala vidljive su velike razlike: najveća površina oslonca na MobileMatu izmjerena je na središnjem dijelu stopala ($x_1 = 22,97 \text{ cm}^2$), dok za tu istu regiju na Biomechu površina oslonca iznosi svega $13,51 \text{ cm}^2$. Najveća površina oslonca izmjerena na Biomechu nalazi se u regiji lateralnog dijela pete ($x_2 = 20,83 \text{ cm}^2$). Što se tiče najmanje površine oslonca, MobileMat je zabilježio da je to regija pete metatarzalne kosti, a Biomech da je to regija druge metatarzalne kosti. Prema Valleju i suradnicima (2014.), postotak površine oslonca prednjeg dijela veći je nego postotak površine oslonca pete (34). Birtane i suradnici (2004.) u svom radu prikazali su slične rezultate, tj. da najveća površina oslonca pripada prednjem dijelu stopala (33). Istog zaključka je i rad Gravantea i suradnika (2005.) koji su uspoređivali distribuciju plantarnog pritiska stopala kod normalnih stopala i stopala s podignutim svodom kod 72 ispitanika na platformi BPE 120 (35).

Maksimalni plantarni pritisak najčešći je parametar koji se analizira pedobarografijom i koji se proučava kod mjerenja u statici. Iako je najveći plantarni pritisak kod oba pedobarografa zabilježen ispod medijalnog dijela pete, između njih postoji statistički značajna razlika ($x_1 = 179,60 \text{ kPa}$, $x_2 = 215,42 \text{ kPa}$). Najmanji plantarni pritisak zabilježen je u regiji ostalih prstiju kod oba pedobarografa i između njih ne postoji statistički značajna razlika ($x_1 = 24,58 \text{ kPa}$, $x_2 = 24,96 \text{ kPa}$). Zanimljivo je da su svi zabilježeni plantarni pritisci raspodijeljeni po 10 regija stopala, gotovo dvostruko veći kod Biomech platforme osim regije srednjeg dijela stopala koja je dvostruka manja. Da se najveći plantarni pritisak nalazi na stražnjem dijelu, potvrđuje i rad Imamure i suradnika koji se bavio raspodjelom plantarnog pritiska 100 muških ispitanika mjerenih Fscanom 3.848 (2002.), ali i mnogi drugi. (33,36,37). Cavangh i suradnici (1987.) u svom su radu istraživali distribucija pritiska u stajanju kod osoba bez deformiteta te su dobili da se najveći plantarni pritisak nalazi ispod medijalnog dijela pete i iznosi $138,94 \text{ kPa}$, slijedi ga lateralni dio pete s $132,60 \text{ kPa}$, dok se najmanji nalazi ispod drugog prsta i iznosi $8,7 \text{ kPa}$ (30). Prema Kit Angu i suradnicima (2018.), koji su proučavali distribuciju plantarnog pritiska stopala, kod 24 ispitanika u dobi između 19 i 24 godina, podijeljenih u 6 regija stopala

(stražnji dio, lateralni dio središnjeg dijela stopala, lateralni, centralni i medijalni dio prednjeg dijela stopala i palac), najveći plantarni pritisak zabilježen je na stražnjem dijelu stopala, a najmanji na lateralnom središnjem dijelu stopala (38). Međutim, Vallejo i suradnici (2014.) u svom radu zaključili su da se najveći plantarni pritisak nalazi na prednjem dijelu stopala, što se razlikuje od ostalih mnogobrojnih istraživanja (34).

Kod mjerenja u dinamici, tj. u hodanju, promatrali su se sljedeći parametri: prosječno vrijeme trajanje jednog koraka, najveći plantarni pritisak zabilježen tijekom hoda te maksimalna sila kojom se stopalo odrazilo petom, središnjim dijelom stopala i metatarzalnim dijelom. Uspoređujući lijevo i desno stopalo, tj. lijeve i desne korake, kod oba pedobarografa uočeno je kako najveće razlike postoje u brojeanim vrijednostima sile, a ne raspodjeli kako je bilo kod mjerenja u statici. Prosječno vrijeme trajanje koraka kod oba pedobarografa je uglavnom jednake vrijednosti ($x_1 = 0.7s$, $x_2 = 0.69s$). Što se tiče vrijednosti sile, i jedan i drugi pedobarograf pokazali su da se najveća vrijednost nalazi na metatarzalnom dijelu stopala, zatim na peti i onda na središnjem dijelu stopala, međutim MobileMat platforma pokazala je relativno manje vrijednosti u odnosu na Biomech platformu ($x_1 = 45,28$ kgf, $x_2 = 70,39$ kgf).

Demirbuken i suradnici (2019.) u svom radu prvenstveno su se bavili utjecajem spola i dobi života na distribuciju plantarnog pritiska u ranoj adolescenciji. Njihovo istraživanje uključivalo je 524 ispitanika koje su mjerili Emed platformom, a rezultati su pokazali slične rezultate kao i naše istraživanje, tj. da se najveća sila, kod svih dobnih skupina i kod muških i kod ženskih ispitanika, nalazi na metatarzalnom području, a najmanja na središnjem dijelu (39). Istraživanje koje također potvrđuje ove rezultate je i ono od Kirmizi i suradnika (2020.). Iako su u svom radu uspoređivali utjecaj brzine hoda (mala, normalna i brza) kod 30 ispitanika s normalnim stopalima i ravnim stopalima na distribuciju plantarnog pritiska, koji je prethodno izmjeren na HR Mat Tekscan walkway, dobili su da je kod ispitanika koji imaju normalna stopala i koji su hodali normalnom brzinom, najveća sila zabilježena u prednjem dijelu stopala, a najmanja je zabilježena na središnjem dijelu stopala (40). Jedno istraživanje pokazalo je suprotne rezultate. Naime, Seguin i suradnici (2013.) u svom radu uspoređujući distribuciju plantarnog pritiska kod normalnih stopala i ravnih stopala ($N=68$) preko Footscan sustava, dobili su da se najveća sila, tj. opterećenje nalazi na stražnjem dijelu stopala i to gotovo dvostruko više nego na prednjem dijelu stopala, dok je najmanje zabilježeno na središnjem dijelu stopala (41).

Usporedba dvaju pedobarografa nije česti predmet istraživanja, već se više uspoređuju biomehaničke metode, primjerice pedobarografija i kinetika. Upravo zbog manjka literature

koja se ne bavi tim predmetom, ali i nesuglasnostima stručnjaka o pravilnoj distribuciji plantarnog pritiska, teško je odrediti koji pedobarograf je točniji. Pregledom literature utvrđeno je dosta neslaganja u pogledu distribucije plantarnog pritiska kod ispitanika s normalnim stopalima, bilo da se radilo o mjerenju u statici ili u dinamici. Neki stručnjaci mišljenja su da omjer opterećenja na prednjem i stražnjem dijelu stopala treba biti jednak, neki smatraju da bi opterećenje trebalo biti veće na peti, dok ostali smatraju kako bi opterećenje trebalo biti najveće na prednjem dijelu stopala.

Hughes i suradnici (1993.) te Hafer i suradnici (2013.) jedini su koji se bave usporedbom dvaju pedobarografa. Hughes u svom radu uspoređuje EMED F platformu s dinamičkim pedobarografom preko vrijednosti plantarnog pritiska i trajanja koraka. Pomoću koeficijenta varijacije, koji je iznosio 10,9%, dobili su da su rezultati i jednog i drugog pedobarografa slični te da su obje platforme pouzdane i točne. Unatoč tome što se koeficijent varijacije pokazao prihvatljivim, smatraju da se područje prstiju treba više istražiti jer su razlike u plantarnom pritisku upravo u tim regijama bile najveće između dva pedobarografa (42).

Hafer i suradnici (2013.) u svom radu uspoređivali su dvije Novel Emed platforme i dvije MobileMat platforme preko plantarnog pritiska. Statističkom analizom podataka dobili su koeficijent korelacije pouzdan, tj. da se rezultati preklapaju. Zanimljivo je da iako su platforme podešene na različitoj osjetljivosti, koeficijent korelacije bio je veći od 0,70 te su tako autori da zaključili da su sve platforme precizne iako se radi o različitim proizvođačima (43).

Mjerenje plantarnog pritiska dio je mnogih kliničkih i istraživačkih protokola. Poznato je da nekoliko tvrtki proizvodi pedobarografe, međutim još je uvijek nedovoljno istraženo koliko su oni pouzdani i precizni. O mnogo čemu ovisi kakvi će rezultati biti: o broju i vrsti senzora, rezoluciji, obradi podataka... Upravo te karakteristike mogu uzrokovati da se pojedine platforme razlikuju. Tvrtka Tekscan kojoj pripada MobileMat platforma pokazala je relativno drugačije rezultate u usporedbi s Biomech platformom tvrtke LetSense. Najviše se razlikuju u brojčanim vrijednostima, pr. i jedna i druga platforma kod mjerenja u dinamici pokazale su isto, tj. da se najviše opterećenje nalazi u metatarzalnom dijelu, ali kada se gledaju brojčane vrijednosti, MobileMat platforma pokazuje relativno manje vrijednosti u odnosu na Biomech platformu. Razlog tome vjerojatno je taj što MobileMat platforma je samo jedna, dok Biomech platformu čini niz od četiri povezanih platforma. Upravo zato što je MobileMat jedna platforma postoji mogućnost da su ispitanici previše vodili brigu kako će nagaziti te su zbog toga podsvjesno laganije zagazili na nju nego na Biomech platformama. Nadalje, razlog može biti i drugačija vrsta i broj senzora jer takvi podaci o Biomech platformi su nedostupni te se ne mogu

usporediti s podacima koje ima MobileMat platforma. Osim toga razlog može biti i programski dio platforme i cijelog sustava jer svaki sustav na svoj način ima određenu regiju stopala te se zbog može dimenzija svake regije može razlikovati od sustava do sustava te tako prikazivati veće ili manje vrijednosti. Osim što se mogu razlikovati dimenzije regija, razlikuje se i broj regija, primjerice MobileMat kod mjerenja u statici stopalo dijeli na prednji i stražnji dio, te su ti podaci raspoređeni u 12 regija (medijalni dio i lateralni dio pete, središnji dio stopala, regije od prve do pete metatarzalne kosti, palac, drugi prst, treći prst i ostali prst), dok kod platforme Biomech stopalo je podijeljeno na prednji, srednji i stražnji dio, te su podaci raspoređeni u 10 regija (medijalni i lateralni dio pete, središnji dio stopala, regije od prve do pete metatarzalne kosti, palac i ostali prsti). Također problem koji je bio prisutan jest taj što obje platforme na drugačiji način obrađuju podatke te je zbog toga kod podataka u dinamici došlo do zbrajanja pojedinih regiji kako bi se mogle usuglasiti s drugom platformom. Kao zadnji razlog velikih razlika između pojedinih parametara, može biti i (ne)iskustvo ispitivača jer iako je isti ispitivač radio mjerenja u statici i dinamici na oba pedobarografa, to je mladi ispitivač koji je još uvijek u fazi učenja i stjecanja iskustva.

9. ZAKLJUČAK

Mjerenje plantarnog pritiska stopala metodom pedobarografije daje podatke o funkciji stopala tijekom stajanja, hoda, ali i ostalih mnogobrojnih funkcionalnih aktivnosti. Iako je slabo zastupljena od ostalih biomehaničkih metoda (pr. kinetike ili kinematike), itekako može doprinijeti u ranoj dijagnostici, zatim u rehabilitaciji i prevenciji. Upravo je to razlog zašto bi se različite vrste pedobarografa trebale uspoređivati, tj. zašto bi se trebale uspoređivati pouzdanost i preciznost pedobarografa.

Na temelju postavljenih hipoteza i dobivenih podataka, ovim istraživanjem na uzorku od 45 studenata, dolazi se do sljedećih zaključaka:

- Podaci dobiveni Biomech pedobarografom statistički se značajno razlikuju od podataka dobivenih MobileMat pedobarografom, bilo da se radilo o podacima dobivenih iz mjerenja u statici ili dinamici.
- Distribucija površine oslonca na lijevom stopalo razlikuje se između dva pedobarografa kada se uspoređuje lijevo stopalo, dok je distribucija površine oslonca desnog stopala jednaka, iako postoje veliku razlike u njihovim vrijednostima.
- Najveće razlike uočene su kod distribucije maksimalne sile i najvećeg plantarnog pritiska. Biomech pedobarograf zabilježio je gotovo dvostruko veće vrijednosti nego MobileMat pedobarograf. Rezultati dobiveni Biomech pedobarografom bliži su rezultatima dobivenih od strane ostalih stručnjaka, barem što se tiče distribucije navedenih parametara.
- Podaci dobiveni iz mjerenja u dinamici, također se razlikuju samo u vrijednostima, dok je distribucija ista na oba pedobarografa.

Informacije koje ovo istraživanje pruža izrazito su bitne jer nam govori u koju vrstu pedobarografa možemo biti pouzdaniji, međutim treba imati na umu, da je premalo istraživanja koje bi ove navode moglo potvrditi. Također, reba uzeti u obzir da se ne znaju karakteristike Biomech pedobarografa (iako što se on pokazao, prema rezultatima ostalih istraživanja, vjerodostojnijim), te unutarnje karakteristike oba pedobarografa tj. kako označavaju regije stopala te kako obrađuju podatke. Poanta između ostalog, jest da je preporuka uvijek mjeriti istim metodama (aparatom, pedobarografima....) upravo i navedenih razlog jer se kasnije podaci mogu razlikovati u nizu karakteristika zbog korištenja različitih aparata.

10. SAŽETAK

Uvod: Analiza parametara hoda ima bitnu ulogu u procjeni normalnog i patološkog hoda. Također, funkcija stopala u toj analizi posebno je bitna jer su upravo stopala glavna točka oslonca tijekom hoda i neprestano se prilagođavaju različitim podlogama i redovito su izloženi velikim silama. Glavni cilj istraživanja jest ispitati distribuciju plantarnog pritiska i usporediti dva pedobarografa. **Materijali i metode:** U istraživanju je dobrovoljno sudjelovalo 45 studenata (64% ispitanika su ženskog spola, a 36% ispitanika muškog spola) u dobi između 18. i 25. godine života. Ispitanici su tjelesne mase $71,31 \pm 12,05$ kg, visine $1,74 \pm 0,08$ m i indeksa tjelesne mase $20,02 \pm 1,76$. Svi ispitanici bili su u jednoj grupi te su mjereni na dva različita pedobarografa (MobileMat i Biomech), i to u statici i dinamici. Dobiveni podaci obrađeni su u programu Statistica 13.0 proizvođača TIBCO Software Inc. Deskriptivnom statistikom dobilo se sljedeće: aritmetička sredina, standardna devijacija, p vrijednost. **Rezultati:** Podaci dobiveni Biomech pedobarografom statistički se značajno razlikuju od podataka dobivenih MobileMat pedobarografom, bilo da se radilo o podacima dobivenih iz mjerenja u statici ili dinamici. Distribucija površine oslonca na lijevom stopalo razlikuje se između dva pedobarografa kada se uspoređuje lijevo stopalo, dok je distribucija površine oslonca desnog stopala jednaka, iako postoje veliku razlike u njihovim vrijednostima. Najveće razlike uočene su kod distribucije maksimalne sile i najvećeg plantarnog pritiska. Biomech pedobarograf zabilježio je gotovo dvostruko veće vrijednosti nego MobileMat pedobarograf. Rezultati dobiveni Biomech pedobarografom bliži su rezultatima dobivenih od strane ostalih stručnjaka, barem što se tiče distribucije navedenih parametara. Podaci dobiveni iz mjerenja u dinamici, također se razlikuju samo u vrijednostima, dok je distribucija ista na oba pedobarografa. **Zaključak:** Informacije koje ovo istraživanje pruža izrazito su bitne jer nam govori u koju vrstu pedobarografa možemo biti pouzdaniji, međutim treba imati na umu, da je premalo istraživanja koje bi ove navode moglo potvrditi. Također, istraživanje je pokazalo kako bi uvijek trebalo raditi mjerenja na istim metodama, zbog mogućih razlika koje su i vidljive u ovom radu.

Ključne riječi: preciznosti i pouzdanost pedobarografije; analiza hoda; pedobarografija; stopalo; usporedba pedobarografa

11. ABSTRACT

Introduction: The Analysis of parameters of gait has a crucial role in the assessment of normal and pathological gait. The function of foot in this analysis is very important because feet represents the main point of support during a walk and also they are constantly adapting to different surfaces and are regularly exposed to high forces. The main goal of this research is to examine the distribution of plantar pressure and to compare two pedobarographs. **Materials and methods:** In this research, I have examined 45 students who voluntarily choose to participate (64% respondents/examinee were women and 36% were men) and who were between 18 and 25 years old. The body weight of respondents/examinee was $71,31 \pm 12,05$ kg, height $1,74 \pm 0,08$ m, body mass index $20,02 \pm 1,76$. All respondents were a part of one group and they were measured on two different pedobarographs (MobileMat i Biomech). They were measured in statics and dynamics. Obtained data was processed in a program called Statistica 13.0 who was designed by TIBCO Software Inc. Descriptive statistics provide the following data: arithmetic mean, standard deviation, p value. **Results:** There is huge statistical difference in the date that was measured by Biomech pedobarograph and in the date that was measured by MobileMat pedobarograph. Statistical difference can be seen in the date measured in statics but also in dynamics. The distribution of the surface of the support on the left foot differs between the two pedobarographs when comparing the left foot, while the distribution of the surface of the support of the right foot is the same, although there are big differences in their values. The biggest differences were observed in the distribution of maximum force and the biggest plantar pressure. Also the Biomech pedobarograph noted almost twice as large values than MobileMat pedobarograph. The results obtained by Biomech pedobarograph are closer to the results obtained by other experts, at least in terms of the distribution of these parameters. Data obtained from measurements in dynamics also differ only in values, while the distribution is the same on both pedobarographs. **Conclusion:** The informations that this research paper offers are very crucial because they provide data about reliability of pedobarographs. However we should bare in mind that this research is too small to confirm this allegations. Also, this research has shown that measurements should always be performed on the same methods, due to possible differences that are also visible in this paper.

Keywords: reliability and accuracy of pedobarography; gait analysis; pedobarography; foot; comparison of two different pedobarography

12. LITERATURA

1. Wafai L, Zayegh A, Woulfe J, Aziz SM, Begg R. Identification of Foot Pathologies Based on Plantar Pressure Asymmetry. *Sensors (Basel)*. 2015 Aug 18;15(8):20392-408. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26295239/>
2. Whittle M. *Gain analysis: An introduction*. 4th edition. Oxford,UK: Elsevier, 2007.
3. Perry J. *Gait analysis: Normal and pathological function*. 1st edition. Downey,CA: SLACK Incorporated, 1992.
4. Badiye A, Kathane P, Krishan K. Forensic Gait Analysis. 2020 Nov 19. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2021 Jan–. Dostupno na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK557684/>
5. Seckiner D, Mallett X, Maynard P, Meuwly D, Roux C. Forensic gait analysis - Morphometric assessment from surveillance footage. *Forensic Sci Int*. 2019 Mar;296:57-66. Dostupno na: https://www.researchgate.net/publication/341987528_Forensic_Gait_Analysis
6. Inai T, Takabayashi T, Edama M, Kubo M. Evaluation of factors that affect hip moment impulse during gait: A systematic review. *Gait Posture*. 2018 Mar;61:488-492. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29494823/>
7. Nguyen DP, Phan CB, Koo S. Predicting body movements for person identification under different walking conditions. *Forensic Sci Int*. 2018 Sep;290:303-309. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30103180/>
8. van Mastrigt NM, Celie K, Mieremet AL, Ruifrok ACC, Geradts Z. Critical review of the use and scientific basis of forensic gait analysis. *Forensic Sci Res*. 2018;3(3):183-193. Dostupno na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6201773/>
9. Forczek W, Masłoń A, Frączek B, Curyło M, Salamaga M, Suder A. Does the first trimester of pregnancy induce alterations in the walking pattern? *PLoS One*. 2019;14(1):e0209766. Dostupno na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6334989/>
10. Payton J. C., Burden A. *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise*. British Association of Sport and Exercise Sciences. London and New York: Routledge, 2008.
11. Zulkifli SS, Loh WP. A state-of-the-art review of foot pressure. *Foot Ankle Surg*. 2020 Jan;26(1):25-32. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30600155/>
12. Rosenbaum D, Becker H-D. Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications: A review article. *Foot and ankle surgery*. 1997;3: 1-14 Dostupno na: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1268773197800094>
13. Park J, Kim M, Hong I, Kim T, Lee E, Kim EA, Ryu JK, Jo Y, Koo J, Han S, Koh JS, Kang D. Foot Plantar Pressure Measurement System Using Highly Sensitive Crack-Based Sensor. *Sensors (Basel)*. 2019 Dec 13;19(24):5504. Dostupno na: https://www.researchgate.net/publication/338047958_Foot_Plantar_Pressure_Measurement_System_Using_Highly_Sensitive_Crack-Based_Sensor
14. Giacomozzi C. Appropriateness of plantar pressure measurement devices: a comparative technical assessment. *Gait Posture*. 2010 May;32(1):141-4. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20399101/>

15. Bajek, Bobinac, Jerković, Malnar, Marić. Sustavna anatomija čovjeka. Rijeka: Digital point tiskara d.o.o., 2007.
16. Katoh Y, Chao EY, Laughman RK, Schneider E, Morrey BF. Biomechanical analysis of foot function during gait and clinical applications. Clin Orthop Relat Res. 1983 Jul-Aug;(177):23-33. Dostupno na: <https://europepmc.org/article/med/6861400>
17. McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. Br J Sports Med. 2015 Mar;49(5):290. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24659509/>
18. Kirtley C. Clinical gait analysis: theory and practice. Elsevier. 2006.
19. Baumfeld, Tiago & Baumfeld, Daniel & Dias, Celso & Nery, Caio. Advances of Baropodometry in Human Health. Formosan Journal of Musculoskeletal Disorders. 2018. 2. 1011. Dostupno na: https://www.researchgate.net/publication/328146528_Advances_of_Baropodometry_in_Human_Health
20. Menezes, Lidiane & Barbosa, Paulo Henrique & Costa, Abraão & Mundim, Anderson & Ramos, Gabrielly & Paz, Clarissa & Fachin-Martins, Emerson. Baropodometric technology used to analyze types of weight-bearing during hemiparetic upright position. Fisioterapia em Movimento.2012. 25. 583-594. Dostupno na: https://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-51502012000300014
21. Walsh TP, Butterworth PA, Urquhart DM, Cicuttini FM, Landorf KB, Wluka AE, Michael Shanahan E, Menz HB. Increase in body weight over a two-year period is associated with an increase in midfoot pressure and foot pain. J Foot Ankle Res. 2017 Jul 25;10:31. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28770005/>
22. Gurney JK, Kersting UG, Rosenbaum D, Dissanayake A, York S, Grech R, Ng A, Milne B, Stanley J, Sarfati D. Pedobarography as a clinical tool in the management of diabetic feet in New Zealand: a feasibility study. J Foot Ankle Res. 2017 Jun 9;10:24. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28616080/>
23. Putti AB, Arnold GP, Cochrane LA, Abboud RJ. Normal pressure values and repeatability of the Emed ST4 system. Gait Posture. 2008 Apr;27(3):501-5. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17702582/>
24. Bittar K, Oliveira S, Michel M, Terçarolli S, Zamboti C, Macedo C. Reliability of plantar pressure and postural control measures of children from 4 to 12 years: analysis by baropodometry. Motriz: rev. educ. fis. [Internet]. 2020 [cited 2021 Apr 14] ; 26(3): e10200002. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1980-65742020000300304&lng=en
25. Alves R, Borel W, Rossi B, Vicente E, Chagas P, Felício D. Test-retest reliability of baropodometry in young asymptomatic individuals during semi static and dynamic analysis. Fisioter. mov. [Internet]. 2018 [cited 2021 Apr 14] ; 31: e003114. Available from: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-51502018000100210&lng=en
26. FootMat User Manual 7.1x, Tekscan Inc, 307 West First Street, South Boston, MA, USA
27. Orlin MN, McPoil TG. Plantar pressure assessment. Phys Ther. 2000 Apr;80(4):399-409. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10758524/>

28. Melai T, IJzerman TH, Schaper NC, de Lange TL, Willems PJ, Meijer K, Lieveise AG, Savelberg HH. Calculation of plantar pressure time integral, an alternative approach. *Gait Posture*. 2011 Jul;34(3):379-83. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21737281/>
29. Kandil DO, Aboelazm NS, Mabrouk SM. Foot Biometrics: Gender Differences in Plantar Pressure Distribution in Standing Position. *American Journal of Biomedical Engineering* 2014, 4(1): 1-9. Dostupno na: <http://article.sapub.org/10.5923.j.ajbe.20140401.01.html>
30. Bryant A, Tinley P, Singer K. A comparison of radiographic measurements in normal, hallux valgus, and hallux limitus feet. *J Foot Ankle Surg*. 2000 Jan-Feb;39(1):39-43. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10658949/>
31. Martí'nez A, Cuevas JC, Pascual J, Sa'nchez R. BioFoot in-shoe system: normal values and assessment of the reliability and repeatability. *Foot* 2007;17(4):190–6. Dostupno na: https://www.researchgate.net/publication/244877287_BioFoot_R_in-shoe_system_Normal_values_and_assessment_of_the_reliability_and_repeatability
32. Cavanagh PR, Rodgers MM, Iiboshi A. Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot Ankle*. 1987 Apr;7(5):262-76. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3583160/>
33. Birtane M, Tuna H. The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004 Dec;19(10):1055-9. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15531056/>
34. Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME, Rodriguez-Sanz D. Static and dynamic plantar pressures in children with and without sever disease: a case-control study. *Phys Ther*. 2014 Jun;94(6):818-26. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24481597/>
35. Gravante G, Pomara F, Russo G, Amato G, Cappello F, Ridola C. Plantar pressure distribution analysis in normal weight young women and men with normal and claw feet: a cross-sectional study. *Clin Anat*. 2005 May;18(4):245-50. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15832349/>
36. Imamura M, Imamura ST, Salomão O, Pereira CA, De Carvalho AE Jr, Neto RB. Pedobarometric evaluation of the normal adult male foot. *Foot Ankle Int*. 2002 Sep;23(9):804-10. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12356177/>
37. Ohlendorf D, Kerth K, Osiander W, Holzgreve F, Fraeulin L, Ackermann H, Groneberg DA. Standard reference values of weight and maximum pressure distribution in healthy adults aged 18-65 years in Germany. *J Physiol Anthropol*. 2020 Nov 30;39(1):39. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33256834/>
38. Ang, Chun Kit & Solihin, Mahmud Iwan & Chan, Weng & Ong, Yien. (2018). Study of Plantar Pressure Distribution. *MATEC Web of Conferences*. Dostupno na: https://www.researchgate.net/publication/329185667_Study_of_Plantar_Pressure_Distribution
39. Demirbüken İ, Özgül B, Timurtaş E, Yurdalan SU, Çekin MD, Polat MG. Gender and age impact on plantar pressure distribution in early adolescence. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2019 May;53(3):215-220. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30905625/>
40. Kirmizi M, Sengul YS, Angin S. The effects of gait speed on plantar pressure variables in individuals with normal foot posture and flatfoot. *Acta Bioeng Biomech*. 2020;22(3):161-168. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33518733/>

41. Fernández-Seguín LM, Diaz Mancha JA, Sánchez Rodríguez R, Escamilla Martínez E, Gómez Martín B, Ramos Ortega J. Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot. *Gait Posture*. 2014 Feb;39(2):789-92. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24220205/>
42. Hughes J, Clark P, Linge K, Klenerman L. A comparison of two studies of the pressure distribution under the feet of normal subjects using different equipment. *Foot Ankle*. 1993 Nov-Dec;14(9):514-9. Dostupno na: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/107110079301400905>
43. Hafer JF, Lenhoff MW, Song J, Jordan JM, Hannan MT, Hillstrom HJ. Reliability of plantar pressure platforms. *Gait Posture*. 2013 Jul;38(3):544-8. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.01.028. Epub 2013 Feb 28. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23454044/>

13. PRILOG A: POPIS ILUSTRACIJA

Slike

Slika 1: Prikaz točaka uporišta na stopalu (dostupno na: https://www.researchgate.net/figure/Representation-of-the-three-arches-of-the-foot-The-transverse-arch-is-marked-in-red-and_fig1_330414426)	7
Slika 2: Prikaz svodova stopala (dostupno na: https://mass4d.com/blogs/clinicians-blog/the-arches-of-the-foot%20)	8
Slika 3: Prikaz podfaza u ciklusu hoda (prilagođeno prema knjizi Perry J. Gait analysis: normal and pathological function)	10
Slika 4: Prikaz 1. i 2. podfaze (prilagođeno prema knjizi Perry J., Gait and analysis: Normal and pathological function)	11
Slika 5: Prikaz 3. i 4. podfaze (prilagođeno prema knjizi Perry J., Gait and analysis: Normal and pathological function)	12
Slika 6: Prikaz 5. i 6. podfaze (prilagođeno prema knjizi Perry J., Gait and analysis: Normal and pathological function)	13
Slika 7: Prikaz 7. i 8. podfaze hoda (prilagođeno prema knjizi Perry J., Gait and analysis: Normal and pathological function)	13

Tablice

Tablica 1: prikaz raspodjele površine oslonca po regijama na lijevom stopalu	20
Tablica 2: prikaz raspodjele površine oslonca po regijama na desnom stopalu	23
Tablica 3: prikaz raspodjele maksimalne sile po regijama na lijevom stopalu	26
Tablica 4: prikaz raspodjele maksimalne sile po regijama na desnom stopalu	29
Tablica 5: prikaz raspodjele maksimalnih pritisaka po regijama na lijevom stopalu	32
Tablica 6: prikaz raspodjele maksimalnih pritisaka na desnom stopalu	35
Tablica 7: prikaz podataka za lijevo stopalo dobivenih u dinamičkom mjerenju	Error!

Bookmark not defined.

Tablica 8: prikaz podataka desnog stopala dobivenih u dinamičkom mjerenju	40
---	----

14. KRATAK ŽIVOTOPIS

Rođena sam 15. rujna 1997. u Koprivnici gdje sam završila opću gimnaziju Fran Galović 2016. godine. Nakon toga upisujem preddiplomski stručni studij fizioterapije na Fakultetu zdravstvenih studija u Rijeci koji završavam 2019. godine s prosjekom 4,647. Iste godine upisujem sveučilišni diplomski studij fizioterapije na istom fakultetu. Tijekom studiranja volontirala sam u PK Forca, radila kao fizioterapeutkinja u Hrvatskom triatlonskom savezu i PK Nevera. Od akademske godine 2017./2018. demonstratorica sam na kolegiju Klinička kineziologija i Biomehanika. Tijekom svog obrazovanja završila sam Halliwick tečaj i FIFA 11+, sudjelovala sam na Erasmus+ projektu u Rimu te obavila kliničku praksu III preko Erasmus razmjene u Istanbulu.