

Procjena opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima

Brlek, Iva

Undergraduate thesis / Završni rad

2024

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University North / Sveučilište Sjever**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:122:654381>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-09-12**



Repository / Repozitorij:

[University North Digital Repository](#)





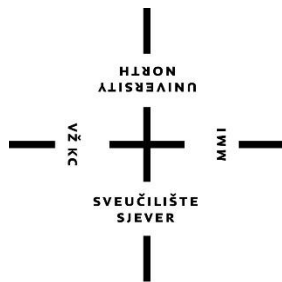
**Sveučilište
Sjever**

Završni rad br. 315/FIZ/2024

**Procjena opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim
uvjetima**

Iva Brlek, 0119056193

Varaždin, srpanj 2024. godine



Sveučilište Sjever

Odjel za Fizioterapiju

Završni rad br. 315/FIZ/2024

Procjena opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima

Student

Iva Brlek, 0119056193

Mentor

Anica Kuzmić, mag. physioth.

Varaždin, srpanj 2024. godine

Prijava završnog rada

Definiranje teme završnog rada i povjerenstva

ODJEL Odjel za Fizioterapiju

STUDIJ Prijediplomski stručni studij Fizioterapije

PRISTUPNIK Iva Brlek

MATIČNI BROJ 0119056193

DATUM 19.06.2024.

KOLEGIJ Fizioterapijske vještine II

NASLOV RADA Procjena opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima

NASLOV RADA NA ENGL. JEZIKU Assessment of foot load in static and dynamic conditions

MENTOR Anica Kuzmić, mag.physioth.

ZVANJE predavač

ČLANOVI POVJERENSTVA

1. doc.dr.sc. Ivana Živoder., predsjednik

2. Anica Kuzmić, mentor

3. Nikolina Zaplatić Degač., pred., član

4. Vesna Hodić, pred., zamjenski član

5.

Zadatak završnog rada

BROJ 315/FIZ/2024

OPIS

Stopala su dio ljudskog tijela koji posjeduje brojne funkcije. Neke od osnovnih funkcija stopala su: podrška tijelu i nošenje težine cijelog tijela, amortizacija udaraca prilikom kontakta stopala sa tlom, održavanje ravnoteže te prijenos sile s tijela na podlogu pri raznim aktivnostima. Hodanje i trčanje osnovne su i neophodne dinamičke funkcije koje uključuju aktivnost određenih mišića te povećano opterećenje stopala s obzirom na dinamičke uvjete. Pokretljivost stopala još je jedan aspekt dinamičke funkcije stopala koji je neophodan za normalnu pokretljivost zglobova stopala, a povezana je i sa povećanim opterećenjem stopala u slučaju smanjene pokretljivosti. Složena građa i važne funkcije stopala zahtijevaju pažljivu procjenu opterećenja stopala pri čemu valja uzeti u obzir individualne razlike. Prilikom fizioterapijske procjene važno je razmotriti hod i kakav je utjecaj hoda na opterećenje pojedinih dijelova stopala i cijelu posturu tijela. Fizioterapijska procjena provodi se prema SOAP modelu koji uključuje subjektivnu i objektivnu procjenu te razna mjerenja i testiranja. Za procjenu opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima u novije doba koriste se suvremene tehnologije poput pedobarografije i 3D tehnologije. Cilj ovog rad je procjena opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima provedenog na studentima fizioterapije pomoću senzorske tehnologije sustava Pedoscan na Sveučilištu Sjever u Varaždinu.

ZADATAK URUČEN

24.06.2024.



PODPIS MENTORA

[Signature]

Sažetak

Stopala su dio ljudskog tijela koji posjeduje brojne funkcije. Složena anatomija stopala koja podrazumijeva više kratkih kostiju zastoplja, duže kosti sredostoplja i nožne prste omogućuje stopalu sposobnost nošenja težine cijelog tijela te prilagodbu različitim podlogama. Stopalo sadrži anatomske funkcionalne strukture, a to su lukovi stopala te mišići i tetive koji zajedno doprinose podršci tjelesne težine, prilagodbu stopala raznim vrstama podloge te štite strukture koje se protežu unutrašnjosti stopala poput živaca i krvnih žila. Funkcije stopala mogu se podijeliti na osnovne funkcije, dinamičke te statičke funkcije. Neke od osnovnih funkcija stopala su: podrška tijelu i nošenje težine cijelog tijela, amortizacija udaraca prilikom kontakta stopala sa tlom, održavanje ravnoteže te prijenos sile s tijela na podlogu pri raznim aktivnostima. Hodanje i trčanje osnovne su i neophodne dinamičke funkcije koje uključuju aktivnost određenih mišića te povećano opterećenje stopala s obzirom na dinamičke uvjete. Pokretljivost stopala još je jedan aspekt dinamičke funkcije stopala koji je neophodan za normalnu pokretljivost zglobova stopala, a povezana je i sa povećanim opterećenjem stopala u slučaju smanjene pokretljivosti. Složena građa i važne funkcije stopala zahtijevaju pažljivu procjenu opterećenja stopala pri čemu valja uzeti u obzir individualne razlike. Prilikom fizioterapijske procjene važno je razmotriti hod i kakav je utjecaj hoda na opterećenje pojedinih dijelova stopala i cijelu posturu tijela. Fizioterapijska procjena provodi se prema SOAP modelu koji uključuje subjektivnu i objektivnu procjenu te razna mjerenja i testiranja. Za procjenu opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima u novije doba koriste se suvremene tehnologije poput pedobarografije i 3D tehnologije. One nalaze primjenu u fizioterapiji i ortotici, a sadrže određene prednosti i nedostatke. Procjenu opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima potkrepljuje prikaz istraživanja provedenog na studentima fizioterapije pomoću senzorske tehnologije sustava Pedoscan na Sveučilištu Sjever u Varaždinu.

Ključne riječi: statička i dinamička funkcija stopala, fizioterapijska procjena, pedobarografija

Abstract

Foot is a part of the human body that has many functions. Complex foot anatomy that implies of more short bones of congestion, longer middle bones and toes, allow foot the ability to carry the weight of the whole body and the adaptation to different surfaces. Foot contains anatomical functional structures, which are the arch of the feet, muscles and tendons that together contribute to weight support, adjustment of the feet to various types of surfaces and the protection of structure that stretches inside the foot like nerves and blood vessels. Foot functions can be divided into basic function, dynamic and static functions. Some of the basic functions of the foot are: support of the body and carrying the weight of the whole body, shock absorcion that occurs when feet are in a contact with the ground, balance and transfer of force from body to base various activities. Walking and running are essential and necessary dynamic functions involving the activity of certain muscles, and incresed foot load with respect to dynamic conditions. Foot mobility is another aspect of dynamic foot function which is necessary for normal movement of the foot joints, and is also associated with incresed foot load in case of reduced mobility. Complex structure and important functions of the feet require careful assessment of the foot load, and take into account individual differences. When assesing physiotherapy evaluation, it is important to consider the type of walk that subject, or in this case the person has, and what are actually the effects of walking on the load of parts of the feet and the entire posture of the persons body. Physiotherapeutic evaluation is performed according to SOAP model which includes subjective and objective assessment and various measurements and tests. In recent times pedobarograhya and 3D technology is used to access foot load in static and dynamic enviroments. They find its use in physiotherapy and orthotic medicine containing certain advantages and disadvantages. Assessment foot loads in static and dynamic conditions supports the presentation of the study conducted within physiontheraphy students at Sveučilište Sjever in Varaždin using Pedoscan sensor technology.

Key words: static and dynamic foot function, physiotherapy assessment, pedobarography

Popis korištenih kratica

N/cm² izvedena mjerna jedinica tlaka, označuje djelovanje sile od jednog Newtona na površini od jednog kvadratnog centimetra

kPa kilopaskal, izvedena mjerna jedinica za tlak

CoP (COP) centar opterećenja

AFO ortoza za gležanj i stopalo

Sadržaj

1. Uvod	1
2. Anatomija stopala	3
2.1. Anatomija funkcionalnih struktura.....	5
3. Funkcije stopala	8
3.1. Osnovne funkcije stopala	8
3.2. Statička funkcija stopala.....	9
3.3. Dinamička funkcija stopala	10
4. Individualne razlike	12
5. Procjena opterećenja stopala	13
5.1. Analiza opterećenja stopala u hodu.....	13
5.2. Posturalna analiza.....	16
6. Fizioterapijska procjena.....	17
7. Tehnologija u analizi statičkog i dinamičkog opterećenja stopala	18
7.1. Pedobarografija	18
7.1.1. Primjena pedobarografije u fizioterapiji.....	19
7.1.2. Prednosti i nedostaci pedobarografije	20
7.2. 3D tehnologija	21
7.2.1. Prednosti i nedostaci 3D skeniranja u fizioterapiji	23
7.2.2. Primjena u fizioterapiji.....	23
8. Cilj rada	25
9. Materijali i metode.....	26
10. Ispitanici.....	27
11. Rezultati	28
12. Rasprava	35
13. Zaključak	39
14. Literatura.....	40
Popis tablica.....	47
Popis ilustracija	48
Prilozi	50

1. Uvod

Stopalo je „korijen“ koji povezuje tijelo čovjeka i zemlju po kojoj hoda. Tijekom aktivnosti hoda prvo dotiče tlo te prenosi informacije u gornje dijelove ljudskog tijela koji se sukladno tome pokreću. Tijelo se prilagođava neravnim površinama putem stopala koja osiguravaju potrebnu silu za kretanje, ravnotežu tijela te daju svijest o položaju zglobova i mogućnost napredovanja tijela u prostoru prema naprijed tj. propulziju (Slika 1.1.). Stopala pružaju oslonac tijelu i mogućnost prilagodbe u različitim prostornim okolnostima [1].



Slika 1.1. Prilagodba stopala na različite potporne površine

Izvor: https://www.freepik.com/premium-photo/foot-massage-childrens-feet-walk-orthopedic-mats-treatment-prevention-flat-feet-leg-diseases_17194292.htm#from_view=detail_alsolike

Ona su važna komponenta tijela jer eliminiraju udarce te daju potporu težini tijela u bilo kojem trenutku. Ljudi u većini aktivnosti koje obavljaju zauzimaju uspravni, dvonožni stav pa stopala izravno sudjeluju u aktivnostima poput hodanja, trčanja, skakanja i sličnih aktivnosti [2,3]. Kod zdravih ljudi lijeva i desna noga razlikuju se po svojim funkcionalnim ulogama pa tako stopalo dominantne noge proizvodi propulzivniju silu, dok nedominantno stopalo pruža potporu tijekom hoda [4]. U raznim aktivnostima koje zahtijevaju dvonožni stav stopala trpe određena opterećenja pa u svakoj interakciji stopala s potpornom površinom postoji određena sila pritiska.

Pedobarografija proučava pritisak stopala između kontakta s potpornom površinom [5]. Napretkom tehnologije mjerenja tlaka stopala omogućuje ne samo integraciju između vršnog tlaka i vremenskih varijabli, već se može mjeriti i pri različitim brzinama hoda, dodatnim opterećenjima i nagibima [6]. Napretkom tehnologije sve više se posvećuje pažnje opterećenjima stopala te silama pritiska stopala koje su u neposrednoj vezi sa nastankom raznih deformacija stopala [7]. Raspodjela pritiska ispod stopala ima različiti raspon ovisno o držanju tijela i zdravstvenom stanju stopala. Raspon pritiska stopala seže od normalnog tj. zdravog do abnormalnog pritiska koji vodi u različita oboljenja. Tako je zabilježen viši pritisak stopala kod osoba s raznim oboljenjima

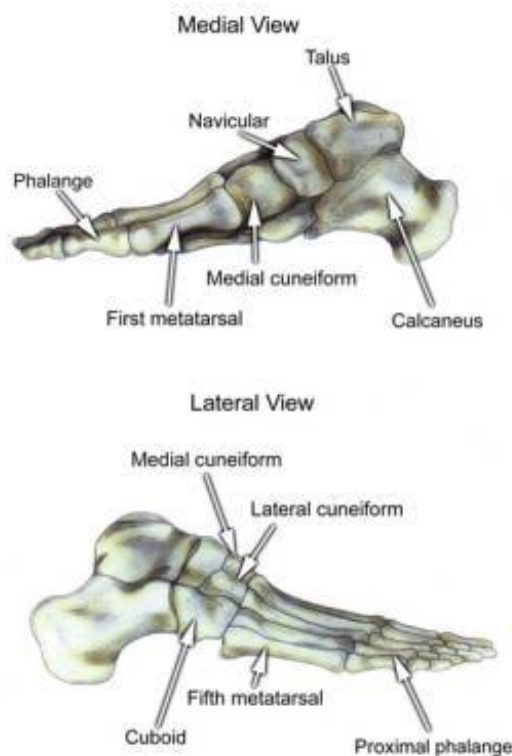
stopala te pri obavljanju teških aktivnosti [8,9]. Također, raspodjela pritiska stopala razlikuje se s obzirom na aktivnosti, a primijećene su razlike u pritisku kod različitih sportova. Aktivnosti kao što su stajanje, hodanje, trčanje, vožnja bicikla ili bacanje koplja doprinose različitim rasponima pritiska stopala. Razlike u pritisku stopala osim raznim aktivnostima uzrokovane su i individualnim karakteristikama osobe kao što su dob, zdravstveno stanje i kondicijski status [7].

Kako su aktivnosti koje čovjek obavlja različite po svojoj prirodi važno je procijeniti opterećenje tj. pritisak stopala s dva aspekta: statičkog i dinamičkog [6]. Statički pritisak stopala bilježi se kada osoba stoji nepomično (na jednoj ili obje noge), dok se dinamički pritisak stopala bilježi tijekom lokomocije hoda. Prema tome važno je analizirati sam hod, njegove komponente i njihov utjecaj na opterećenje stopala [10]. Također, prilikom mjerenja pritiska stopala važno je da osoba gleda ravno i hoda normalno izbjegavajući posebno fokusiranje na tlo. Ako se osoba tijekom hodanja fokusira na tlo može doći do promijena u normalnoj raspodjeli pritiska stopala [11].

U ovome radu prikazat će se anatomija stopala, osnovna funkcija stopala te kako se funkcija stopala mijenja s obzirom na statičke i dinamičke uvjete te kako individualne razlike utječu na funkciju stopala. Analizirati će se hod, važnost stopala tijekom hoda te koje su mogućnosti procjene opterećenja stopala u okviru primjene novih tehnologija kao dijela fizioterapijske procjene. Uz sve navedeno prikazati će se i istraživanje procjene opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima.

2. Anatomija stopala

Kosti stopala čine kosti zastoplja (*ossa tarsi*), sredostoplja (*ossa metatarsi*) i kosti nožnih prstiju (*ossa digitorum pedis*) (Slika 2.1.). Građa stopala koja podrazumijeva više kratkih kostiju zastoplja, duže kosti sredostoplja i nožne prste omogućuje stopalu sposobnost nošenja težine cijelog tijela te prilagodbu različitim podlogama ili kretnjama. Kosti zastoplja čine stražnju osovinu stopala te obuhvaćaju sedam kostiju. Proksimalni niz kosti zastoplja čine gležanjska kost, petna kost i čunasta kost, dok distalni niz čine kockasta kost i tri klinaste kosti koje se s prednje strane uzglobljavaju s kostima sredostoplja. Gležanjska kost (*talus*) i petna kost (*calcaneus*) nose težinu tijela. Kosti sredostoplja čini pet kostiju koje, to su duge kosti koje povezuju kosti sredostoplja sa kostima prstiju. Prva i peta *metatarzalna* kost najčvršće su građe. Na kosti sredostoplja nastavljaju se kosti nožnih prstiju tj. falange. Svako stopalo ima četrnaest falangi, svaki prst ima tri falange (proksimalnu, srednju i distalnu), osim palca koji nema srednju falangu pa tako ima samo dvije falange [12].



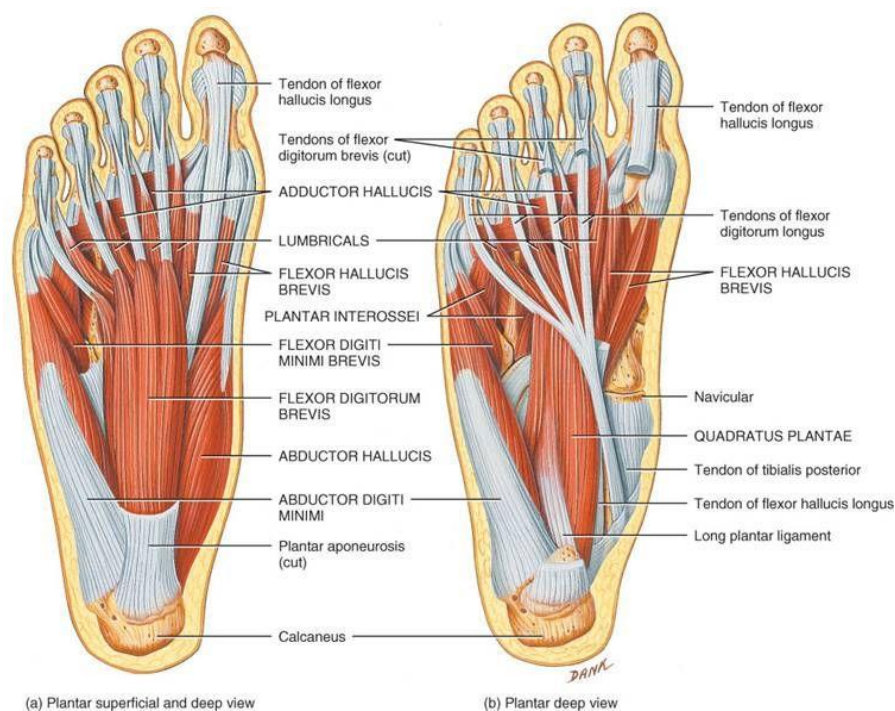
Slika 2. 1. Anatomski prikaz kostiju stopala

Izvor: <https://emedicine.medscape.com/article/1922965-overview?form=fpf>

Zglobovi stopala (*articulationes pedis*) omogućuju gibanja u stopalu i važni su za funkcionalan prijenos težine i pokreta. Zglobovi stopala povezani su sa zglobovom gležnja te zajedno čine funkcionalnu cjelinu. Gornji nožni zglob (*articulatio talocruralis*) naziva se i gornji gležanjski

zglob, a čine ga kosti potkoljenice i talus. Zglobna čahura učvršćena je s lateralne strane ligamentom *calcaneofibulare* koji sprječava pretjeranu inverziju stopala, dok s medijalne strane deltoidni ligament sprječava pretjeranu everziju stopala. Gornji nožni zglob je kutni zglob te se u njemu odvijaju kretnje dorzalne fleksije do 30 stupnjeva i plantarne fleksije do 50 stupnjeva. Donji nožni zglob (*articulatio talocalcaneonavicularis*) čine tri kosti: *talus*, *kalkaneus* i *navikularna* kost. U ovome zglobu vrši se kretnja abdukcije pri kojoj dolazi i do everzije te rotacije stopala prema van tako da se lateralni rub stopala odigne od podloge maksimalno 30 stupnjeva. Analogno tome u suprotnom smjeru vrši se pokret adukcije pri čemu se javlja inverzija i rotacija stopala prema unutra tako da se medijalni rub stopala odigne od podloge maksimalno 60 stupnjeva. Na stopalu se nalazi još mnogo manjih zglobova poput *metatrzo-falangealnih* zglobova te *interfalangelanih* zglobova koji imaju mali opseg kretnji, ali su važni u prilagođavanju stopala podlozi. Stopalo kao funkcionalna cjelina ima statičku ulogu da nosi težinu cijelog tijela i dinamičku ulogu prilagodbe stopala podlozi kako bi se omogućile aktivnosti poput stajanja, hodanja te ublažavanja udaraca [12].

Mišići stopala neizostavna su komponenta građe stopala jer omogućuju kretnje kostiju i zglobova stopala. Mišići stopala ubrajaju se u skupinu kratkih mišića, a nalaze se sa plantarne i dorzalne strane stopala (Slika 2.2.). Na dorzalnoj strani stopala nalaze se mišići: kratki ispružać prstiju (*m. extensor digitorum brevis*) i kratki ispružać palca (*m. extensor hallucis brevis*), a njihova uloga je ekstenzija prstiju, odnosno palca. Mišići plantarne strane stopala dijele se na medijalnu, srednju i lateralnu skupinu. U medijalnu skupinu plantranih mišića ubrajaju se: odmicač palca (*m. abductor hallucis*), primicač palca (*m. adductor hallucis*) i kratki pregibač palca (*m. flexor hallucis brevis*). Lateralnu skupinu čine: odmicač malog prsta (*m. abductor digiti minimi*), kratki pregibač malog prsta (*m. flexor digiti minimi brevis*) i suprotstavljajući malog prsta (*m. opponens digiti minimi*), a njihova lokalizacija i djelovanje usmjereno je na mali prst. U srednju skupinu mišića ubraja se nekoliko mišića koji primiču, razmiču ili pregibaju prste stopala: kratki pregibač prstiju (*m. flexor digitorum brevis*), četverokutni tabanski mišić (*m. quadratus plantae*), crvoliki mišići (*mm. lumbricales*), dorzalni međukoštani mišići (*mm. interossei dorsales*) i plantarni međukoštani mišići (*mm. interossei plantares*) [12].

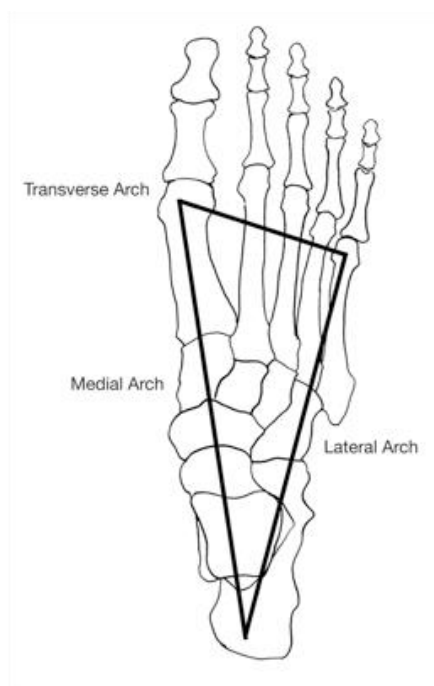


Slika 2.2. Mišići stopala: a) plantarni površinski i duboki mišići, b) duboki mišići

Izvor: <https://www.foot-pain-explored.com/ankle-anatomy.html>

2.1. Anatomija funkcionalnih struktura

Stopalo se upire o podlogu kroz tri uporišne točke. Stražnja uporišna točka stopala je petna kvrga (tuber calcanei), dok se na prednjem dijelu stopala nalaze dvije uporišne točke koje čine glavice prve i prete metatarzale kosti (Slika 2.1.1.).

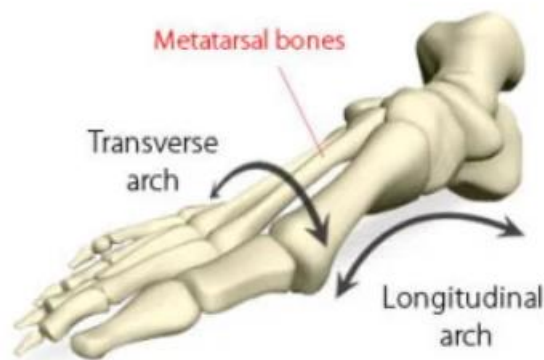


Slika 2.1.1. Povezanost tri uporišne točke stopala

Izvor: <https://sportpodiatryinfo.wordpress.com/2010/08/09/the-transverse-metatarsal-arch/>

Između tako postavljenih uporišnih točaka nalaze se stopalni svodovi koji su omeđeni stopalnim lukovima. Tako se na stopalu razlikuju medijalni i lateralni uzdužni luk te prednji i stražnji poprečni stopalni luk. Stopalni lukovi asimetričnog su oblika pa se stopalo prilikom stajanja o podlogu upire glavicama prve i pete metatarzalne kosti, petnom kvrgom te lateralnim rubom, dok medijalni rub stopala ostaje uzdignut (Slika 2.1.2.) [12]. Medijalni uzdužni luk stopala pozicioniran je 15 do 18 mm od tla u razini navikularne kosti (koja je ključna za ovaj luk), dok je lateralni uzdužni luk stopala pozicioniran 3 do 5 mm od tla u razini kuboidne kosti. Dok poprečni luk stopala formira kut između metatarzalnih kostiju i tla. U sagitalnoj ravnini ti kutovi gledano od prve do pete metatarzalne kosti iznose: 18 do 25 stupnjeva, 15 stupnjeva, 10 stupnjeva, 8 stupnjeva i 5 stupnjeva [13]. Tako formirani stopalni lukovi omogućuju podršku tjelesne težine, zaštitu za živce i vaskularne strukture na plantarnoj strani stopala. Pretjerano visok ili nizak luk stopala rezultira različitim disfunkcijama u stopalu i udaljenijim segmentima jer se sile sa stopala prenose na proksimalnije zglobove [14]. Uzdužni luk stopala ukružuje stopalo te pruža polugu za primjenu propulzivnih sila na tlo, takva funkcija čini ga povoljnim za dvonožno hodanje i trčanje [15,16]. Medijalni uzdužni luk ima veću visinu, dok je prednji poprečni luk potpun u svome otisku, a stražnji poprečni luk u svome otisku napola je kupolastog oblika i nepotpun. Ovako formirani lukovi čine jedan dio stopala konkavnim pa je otisak stopala nepotpun.

Lukovi stopala prisutni su od rođenja, ali su maskiran masnim jastučićima kod djece [17]. Lukovi stopala osim što daju podršku tjelesnoj težini osobe, imaju još važnih funkcija. Oni djeluju kao poluga koja prenosi silu te omogućuju hodanje, trčanje i skakanje. Također, djeluju kao amortizer u raznim aktivnostima popu hoda ili skakanja, omogućuju prilagodbu stopala raznim površinama zbog svoje savitljivosti. Upravo zbog toga lukovi se kad je stopalo u dodiru s tlom izravnavaju, a kad se stopalo odiže s tla poprimaju svoju konturu. Poprečni lukovi imaju važnu ulogu u moduliranju elastičnosti i krutosti stopala pa tako poprečni luk djeluje kao čvrsta poluga koja pohranjuje energiju i koristi je tijekom pokretanja stopala. Također, poprečni luk ima važnu ulogu jer usklađuje biomehaniku uzdužnog luka, ovisno o potrebi [18].



Slika 2.1.2. Lukovi stopala

Izvor: <https://sportspodiatryinfo.wordpress.com/2010/08/09/the-transverse-metatarsal-arch/>

Vanjski i unutarnji mišići stopala pružaju potporu i pomoć u održavanju lukova stopala. Plantarni ligamenti i aponereuza pružaju potporu u stojećem položaju, dok tijekom hoda, posebno u fazi stajanja, za apsorpciju udarca i prijenos težine tijela, mišići imaju ključnu ulogu [19]. Plantarna aponeuroza je debela traka koja omotava plantarni dio stopala od tuberositasa kalkaneusa te spaja s kožom, omotačima tetiva fleksora i poprečnim metatarzalnim ligamentima te na taj način tvori niz lukova kroz koje mišići fleksor digitorum longus i fleksor digitorum brevis prolaze do nožnih prstiju [14]. Unutarnji mišići stopala zaduženi su za abdukciju palca i podizanje luka stopala. Prema tome m. flexor digitorum brevis podupire oba uzdužna luka stopala, m. abductor digiti minimi abducira mali prst i podržite bočni uzdužni luk stopala, mm. lumbricales podupire sve lukove stopala, m. flexor hallucis brevis daje podršku medijalnom uzdužnom luku, m. adductor hallucis djeluje kao spojnica za poprečni luk stopala, m. flexor digiti minimi brevis savija mali prst te podupire bočni uzdužni luk stopala, mm. interossei dorzales pomažu ekstenzornim tetivama u dorzifleksiji prstiju te djeluju kao među segmentalna veza ili spojnica za poprečni luk stopala [20]. Vanjski mišići stopala također pomažu u podupiranju lukova stopala i raznim pokretima stopala koji omogućuju lokomociju. Nekoliko mišića posebno se ističe svojom funkcijom: m. tibialis anterior omogućuje prilagodbu stopala neravnim površinama dovodeći stopalo u inverziju te povlači medijalni uzdužni luk prema gore te uz m. peroneus longus podupire podupire uzdužni luk stopala, dok m. peroneus brevis održava lateralni uzdužni luk kao i m. peroneus tertius. Zajedno m. peroneus brevis, longus i tertius omogućuju everziju stopala i prilagodbu neravnoj površini [18,21].

3. Funkcije stopala

Ljudsko stopalo ima razne funkcionalne sposobnosti koje su neizostavne za normalno funkcioniranje samog stopala, ali i tijela u cjelini. Jedna od karakteristika stopala je sposobnost apsorpcije udarca prilikom hoda te prilagodba stopala raznim podlogama i neravninama sa kojima se stopalo susreće pri hodu. Stopalo ima određenu elastičnost i krutost te se te dvije karakteristike izmjenjuju ovisno o uvjetima okoline. Kako bi stopalo bilo funkcionalno važno je razumijevanje njegovih osnovnih, statičkih te dinamičkih funkcija [22].

3.1. Osnovne funkcije stopala

Stopalo je složena struktura koja zahvaljujući uzdužnim i poprečnim lukovima, mišićima i ligamentima pruža podršku tijelu u svakome trenutku [23]. Primarna veza između ostatka tijela i podloge je stopalo. U njemu se tijekom hoda javljaju vertikalne sile koje premašuju tjelesnu težinu čovjeka 1,1 puta. Bržim hodom sile reakcije tla su sve veće, a stopalo pri tome više trpi i bori se da održi težinu tijela [24,25]. Pri stajanju na dvije noge težina tijela se ravnomjerno raspoređuje, pa svako stopalo nosi otprilike polovicu tjelesne težine. Promijeni li se stajanje s dvije noge na jednu, stopalo treba pružati veću podršku jer se cijela tjelesna težina sad slijeva na jedno stopalo one noge na kojoj se stoji. Podrška tijelu koju stopalo pruža može se poremetiti raznim deformacijama stopala poput pes planus ili pes cavus [26].

Svakim korakom na stopalo djeluju velike sile i težina tijela, kako bi se spriječile ozljede ili deformacije uzrokovane velikim silama stopalo djeluje kao amortizer te ublažava udarce. Kako bi to bilo moguće stopalo ima određenu fleksibilnost koju mu daju tetive i ligamenti. Te strukture stopala kad je ono u kontaktu s tlom istežu se i upijaju šok udarca u tlo pa je sila koja djeluje na stopalo manje amplitude. Mišići također imaju važnu ulogu u amortizaciji jer pružaju kinetičku i potencijalnu energiju koje omogućuju napredovanje stopala u prostoru, a dio te energije posjeduju ligamenti i tetive kako bi olakšali posao mišićima. Ligamenti i tetive visoko elastične su strukture koje podnose i prilagođavaju se silama koje se javljaju pri kontaktu stopala s tlom, dok kosti i zglobovi zbog svoje neelastičnosti doživljavaju veći šok i trpe veće sile. Prema tome da bi stopalo djelovalo kao amortizer ligamenti se moraju istežati, a tetive moraju apsorbirati energiju i sile koje se jave u stopalu [27,28].

Stopalo kao jedno od najvažnijih struktura tijela odgovorno je za održavanje pravilnog položaja i ravnoteže tijela, u statičkim i dinamičkim uvjetima. Ova funkcija stopala omogućena je mnogim čimbenicima od kojih je najvažniji normalan oblik luka stopala. Luk stopala izravno je povezan sa pravilnim funkcioniranjem stopala. Prema tome svako odstupanje od fiziološkog može rezultirati

poremećajem u aktivnostima stopala i utjecati na funkcioniranje i udaljenih segmenata ljudskog tijela. Luk stopala, ako je zdrav i pravilno oblikovan pruža odličnu kontrolu ravnoteže u dvonožnom stajanju [29]. Također, taktilni receptori na plantarnom dijelu stopala zaduženi su za prijenos informacija s periferije na kortikalnu razinu te omogućuju kontrolu ravnoteže i hoda. Interakcija između plantarnog dijela stopala i podloge važna je i za orijentaciju tijela u prostoru. Sve to omogućuje mozgu da identificira stanje ravnoteže i prije samog započinjanja hoda, bez obzira ima li druge informacije o stanju okoline poput vizualnih ili vestibularnih informacija [30,31]. Ako su taktilne informacije koje prenosi plantarni dio stopala narušene, rezultat je slabija posturalna reakcija. Oslabljena posturalna reakcija pak vodi do smanjenja ravnoteže [31,32].

Dobra ravnoteža jedan je od preduvjeta koji mora biti zadovoljen kako bi stopalo moglo krenuti sa prijenosom sile i inicijacijom neke aktivnosti. Da bi se mogao izvesti korak iz statičkog stanja tijela prvo se mora prenijeti tjelesna težina sa dvije noge na jednu. Pomakom tjelesne težine generiraju se propulzivne sile, odnosno sile potiska koje ubrzavaju središte mase tijela da se pomakne naprijed prema novoj bazi oslonca koju će stopalo zauzeti kada se pomakne naprijed. Što je veća amplituda potiska to će se tjelesna težina brže prenositi pa tako prijenos sile osim hoda, omogućuje trčanje i ostale aktivnosti [33]. Primjerice, kod tenisača pri udarcu reketom potrebna je sinkronizacija gornjih i donjih ekstremiteta. Prvo se aktiviraju gornji ekstremiteti, pa mišići oko zgloba kuka kako bi se aktivirao zglob kuka zatim koljena i gležnja i na taj način izvršio ispravan rad nogu koji omogućava savršen položaj za udaranje lopte. Pri zauzimanju takvog položaja, medijalni i bočni dio stražnjeg dijela stopala, peta metatarzalna kost i lateralni dio prednjeg dijela stopala apsorbiraju energiju od udarca o podlogu tijekom zamaha reketom i skoka. Na taj način prenosi se sila s tijela na podlogu, a stopalo je tu da bi održalo stabilnost i ublažilo sile reakcija tla na stopalo [34].

3.2. Statička funkcija stopala

Stopalo je funkcionalna cjelina koja je važna u uvjetima stajanja i mirovanja. Upravo su ona poveznica između tijela i tla u uvjetima stajanja. U stanju mirovanja tijela, stopala održavaju ravnotežu i ravnomjernu raspodjelu opterećenja [35]. Različita oboljenja dovode do neravnomjernog opterećenja na stopalima, a skolioza koja se javlja u adolescenata čest je uzrok tome. Istraživanje, Cağan i sur. provedeno kod adolescenata sa skoliozom (ljevostrana lumbalna skolioza), upućuje na neravnomjernu raspodjelu plantarnog tlaka između lijevog i desnog stopala, dok kod skupine koja nije imala skoliozu nisu uočena navedena odstupanja. Naime, kod djece sa ljevostranom skoliozom primijećeno je veće opterećenje lijevog stopala u odnosu na desno kao i povećano opterećenje pete metatarzalne kosti stopala dok je opterećenje prve metatarzalne i petne

kosti bilo smanjeno kod djece sa skoliozom u odnosu na kontrolnu skupinu. Navedeni podatci ukazuju kako razne deformacije mogu utjecati i izmijeniti fiziološko opterećenje stopala u tri uporišne točke [36].

Posturalna kontrola kako bi upravljala ravnotežom i postigla posturalnu stabilnost zahtjeva stalan i podsvjestan posturalni utjecaj koji kreće od stopala. Koža na plantranom dijelu stopala prva počinje odašiljati informacije prema mozgu kako bi se održala posturalna kontrola. Ravnoteža je važna komponenta posturalne kontrole, a pod utjecajem je sile gravitacije i reakcije tla. Okolina u kojoj se tijelo nalazi promjenjiva je i ograničavajuća pa se stabilnost lako poljulja, no zahvaljujući senzornom sustavu plantarnog dijela stopala održava se stabilnost tijela i kontrolira postura [35]. Jezgra stopala koja doprinosi posturalnoj kontroli povezana je sa pasivnim, aktivnim i neuronskim podsustavima. Pasivan podsustav podrazumijeva luk stopala čija je funkcija opisana već ranije, a njegova važnost u održavanju opterećenja tijela doprinosi i posturalnoj kontroli. Aktivan podsustav odnosi se na mišiće koji aktiviraju one pasivne strukture stopala i omogućuju kretanje stopala u prostoru. Neuronski podsustav stopala obuhvaća taktilne receptore plantarnog dijela stopala koji su zaduženi za prijenos senzornih informacija stopala. Svaki podsustav stopala ima svoju ulogu, a svi zajedno djeluju kao cjelina i daju sklad mnogim funkcijama stopala pa tako i posturalnoj kontroli kao jednoj od njih. Razne abnormalnosti stopala poput slabosti mišića, deformacija stopala ili pak smanjenje osjetilne funkcije stopala narušavaju posturalnu kontrolu [37].

3.3. Dinamička funkcija stopala

Hod i trčanje glavne su aktivnosti kojima se ljudi pokreću s jednog mjesta na drugo. Prijelaz iz hoda u trčanje proučava se dugo s ciljem boljeg razumijevanja biomehanike i neuronske kontrole lokomocije. Čimbenici koji omogućuju taj prijelaz su: metabolička energija, kinetički čimbenici tj. čimbenici koji omogućuju pokret, aktivacija mišića npr. flaksorskih mišića tijekom faze zamaha hoda [38,39]. Plantarna fleksorska sila glavna je odrednica koja omogućuje prijelaz iz hoda u trčanje (*eng. „walk-to-run“*). Modeliranjem *soleusa*, medijalnog i lateralnog *gastrocnemiusa* kako se brzina hoda povećavala tako se i brzina skraćivanja plantarnog fleksorskog snopa povećavala. To povećanje brzine skraćivanja snopa plantarnog fleksora rezultiraju smanjenjem proizvodnje mišićne sile, što dovodi do smanjenja proizvodnje propulzivne sile u nogama. Prijelaz iz hoda u trčanje pri brzini od ~2,0 m/s smanjuje brzine skraćivanja snopa u mišićima pregibačima stopala, a zauzvrat se povećava proizvodnja propulzivne sile što navodi na to da su fleksorski mišići stopala zaduženi za stvaranje propulzije stopala. Karakteristika unutarnje sile plantarnih fleksora je proizvodnja pogonske sile tj. propulzivne sile. Sile reakcije tla tijekom hoda povećavaju se, sve

dok pri prijelazu hoda u trčanje ne dosegnu vrhunac [40,41]. Tijekom ciklusa hoda važno je mjeriti i vršni plantarni tlak u određenim regijama stopala koji daje informaciju o maksimalnoj vrijednosti tlaka, a može se izraziti u mjernim jedinicama N/cm^2 ili u kPa [42].

U istraživanju o stabilnosti trčanja na pet tisuća metara koje su proveli Hoeing i sur. uočeno je da lokalna dinamička stabilnost koja je izmjerena na stopalu natjecateljskih trkača je veća u odnosu na trkače rekreativce. Rezultati navedenog istraživanja upućuju na to, da trčanje može povećati određene motoričke sposobnosti u kojima važnu ulogu ima stopalo. Takva istraživanja daju bolje razumijevanje biomehanike trčanja i hoda te bolji uvid u funkciju stopala kao dio neizostavne biomehaničke komponente [43].

Pokretljivost odnosno fleksibilnost stopala neizostavna je funkcija stopala koja omogućuje normalne aktivnosti. Starenjem se mijenja fiziologija zglobova stopala; smanjuje se sadržaj vode u hrskavici, proteoglikana i volumen sinovijalne tekućine. Također, kolagena vlakna se umrežuju i time se povećava krutost [44]. Sve to dovodi do smanjene pokretljivosti tj. raspona pokreta u stopalu, naročito su smanjeni pokreti dorzalne i plantarne fleksije te everzija stopala [45]. Smanjen raspon pokreta u zglobovima stopala narušava ravnotežu i funkcionalnu sposobnost [46]. Ako je smanjen raspon pokreta u stražnjem i srednjem stopalu to utječe na gibanje stopala pri hodu, a samim time i na ublažavanje plantarnih opterećenja. Raspon pokreta u stražnjem i srednjem dijelu stopala te gležnju koji se događa pri hodu obrnuto je povezan s vršnim tlakom u odgovarajućim plantarnim regijama. Jednostavnije rečeno, osobe s manjom pokretljivošću zglobova stopala stvaraju znatno veća plantarna opterećenja [47].

4. Individualne razlike

Prilikom fizioterapijske procjene stopala važno je uzeti u obzir individualne karakteristike stopala. Morfologija ljudskog stopala razlikuje se s obzirom na spol, dob, tjelesnu masu i zdravstveno stanje pojedinca. Spol i dob osobe utječe na veličinu stopala, obrazac hoda i silu pritiska stopala. Prilikom procjene važno je uzeti u obzir zdravstveno stanje pojedinca. Mlađe osobe kod procjene stopala mogu ponoviti mjerenje ili testiranje nakon kraćega vremena i s više energije, nego što to mogu učiniti starije osobe kojima je potreban odmor te to valja uzeti u obzir i poštivati. Budući da stopalo prima senzorne informacije iz okoline i šalje ih u mozak koji ih obradi i sukladno tome pokreće mišiće i ostale aktivne strukture na rad, osjetljivost stopala na vanjske podražaje individualna je za svaku osobu. Kontakt stopala sa različitim potpornim površinama (glatka, skliska, hrapava, ravna) bilo da je stopalo zaštićeno cipelom ili pak boso utječe na raspodjelu pritiska stopala kako u statičkim tako i u dinamičkim uvjetima. S obzirom na razlike osjetljivosti stopala, svaka osoba drugačije reagira na kontakt stopala sa vodom, pijeskom, travom, tepihom i drugim potpornim površinama. Radna aktivnost osobe utječe na pritisak i opterećenje stopala te ju kao takvu treba razmotriti prilikom fizioterapijske procjene. Ako osoba obavlja posao koji zahtjeva dugotrajno stajanje ili hodanje, to dovodi do umora i neravnomjernog pritiska stopala. Osim radne aktivnosti, razne sportske aktivnosti imaju utjecaj na raspon pritiska stopala i opterećenje. Raspodjela pritiska stopala i područje vršnog pritiska kod sportaša razlikuju se prema vrsti sporta. Na primjer, pritisak stopala kod trčanja iznosi 120-360 kPa, kod bacanja koplja 150-960 kPa što je veliko opterećenje stopala u usporedbi sa normalnim hodom ili stajanjem koje izaziva pritisak stopala od 0-50 kPa. Tjelesna masa osobe također utječe na pritisak stopala, logično je da će veća tjelesna masa stvarati veće opterećenje i pritisak na stopala. Tako da vanjski čimbenik poput konzumiranja hrane utječe na uobičajeno kretanje: hodanje ili trčanje te opterećenje stopala pri tim aktivnostima. Obuća u kojoj osoba provodi veći dio dana, također može utjecati na strukturu i razvoj stopala, a samim time i na raspodjelu pritiska stopala. Na primjer, neudobne i preuske cipele mogu oštetiti stopalo i dovesti do raznih deformacija stopala [7]. Različite deformacije lukova stopala klasificiraju stopala kao: normalna stopala, ravna stopala i visoka lučna stopala. Takva promijenjena građa stopala ponajviše luka stopala dovodi do različite sile pritiska stopala. Površina kontakta ispod srednjeg dijela stopala veća je u stopalu s niskim svodom u usporedbi s normalnim stopalom i stopalom s visokim svodom. Kod takvih deformacija stopala zamijećene je asimetričan pritisak ispod različitih područja istog stopala te između lijevog i desnog stopala. Osobe s visokim svodom stopala podnose veće opterećenje na bočnom dijelu stopala, dok osobe s nižim lukom imaju veću kontaktnu površinu središnjeg dijela stopala. Utjecajem svih navedenih i još mnogih drugih individualnih karakteristika stopala uočava se složenost i opsežnost procjene stopala [48].

5. Procjena opterećenja stopala

Opterećenja stopala i sile pritiska stopala koje se javljaju pri raznim aktivnostima poput stajanja ili hoda važno je razmotriti prilikom fizioterapijske procjene kako u statičkim tako i u dinamičkim uvjetima [7]. U nastavku će se detaljnije razmotriti analiza hoda, pedobarografija i nove 3D tehnologije kao sredstva procjene stopala.

5.1. Analiza opterećenja stopala u hodu

Hod se definira kao ponavljajući slijed pokreta donjih udova koji omogućuje pomicanje tijela prema naprijed uz istovremeno održavanje stabilnosti tijela. Također, hod predstavlja način na koji osoba hoda [49]. Kad se tijelo pomiče prema naprijed jedan noga djeluje kao oslonac, dok druga noga napreduje prema podlozi za oslonac i tako obje noge mijenjaju svoje uloge. Prema tome definira se ciklus hoda koji predstavlja vrijeme u kojem se izvode pravilno ponavljajuće kretnje tj. interval između dva uzastopna kontakta pete s podlogom istog uda. Ciklus hoda dijeli se na fazu oslonca i fazu njihanja. Tijekom faze oslonca stopalo je u čvrstom kontaktu s tlom, dok je u fazi njihanja stopalo u zraku kako bi moglo napredovati naprijed. Navedene glave faze hoda imaju svoje podfaze. Faza oslonca dijeli se na: inicijalni kontakt pete s podlogom, prihvatanje opterećenja, srednji stav i završni stav. Faza njihanja dijeli se na: početno njihanje, srednje njihanje i završno njihanje (Slika 5.1.1.). Budući da u hodu osim pokretanja nogu dolazi i do koordiniranih pokreta gornjih ekstremiteta i trupa, hod pokreće cijelo tijelo i može se razmatrati po određenim segmentima. Stopala su središte promatranja ovoga rada pa će se u analizi hoda razmotriti promjene koje prolazi stopalo tijekom hoda [50]. Ciklus hoda započinje inicijalnim kontaktom pete s podlogom pri čemu je skočni zglob u neutralnom položaju ili u blagoj plantarnoj fleksiji. Pri inicijalnom kontaktu stopala dolazi do kompresije petnog jastučića [50,51]. Nakon inicijalnog kontakta slijedi prihvatanje opterećenja pri čemu se tjelesna težina prenosi na prednji ekstremitet i dolazi do kontakta prednjeg dijela stopala s podlogom pri čemu dorzifleksori stopala kontroliraju plantarnu fleksiju kako ne bi stopalo udarilo o podlogu. Suprotna noga je u fazi prednjihanja i to je razdoblje dvostrukog stava jer faza započinje početnim kontaktom s podom i nastavlja se sve dok se drugo stopalo ne podigne za zamah [50,52].

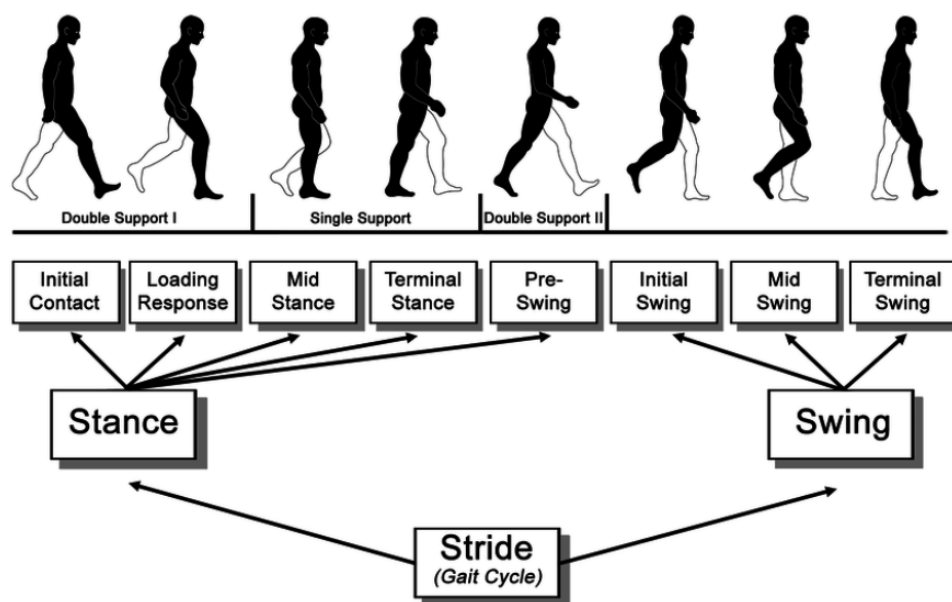
Zatim započinje potpora na jedan ud kada suprotna noga dolazi u fazu srednjeg zamaha, a stopalo koje je započelo ciklus hoda sve se više prilagođava podlozi. Tako da sve veća unutarnja rotacija *tibije* i *fibule* prenosi se na *talus* kad je on u plantarnoj fleksiji uzrokuje pomicanje prednjeg dijela stopala medijalno iz njegovog neutralnog položaja s prstima prema van. Prenosi se težina tijela na *talus* koji stvara pronatorni moment na *subtalar*nom zglobu te on zauzvrat naglašava strukture

medijalnog luka. *Talus* se rotira medijalno u odnosu na *kalkaneus* i tako dovodi *kalkaneus* u pronirani položaj [50,53].

U tom proniranom položaju kretnje su moguće u poprečnom tarzalnom spoju pa je stopalo u tom dijelu distalno od kockaste i *navikularne* kosti fleksibilno i može se potpuno prilagoditi kontaktu s tlom. U tome ravnom položaju stopala, donji ekstremitet se počinje rotirati prema van. Kako je prednji dio stopala fiksiran na tlu, cjelokupna rotacija prenosi se na *talus*. Ekstremitet počinje rotirati prema van. Kako se vanjska rotacija nastavlja, stopalo se supinira, stvarajući povećanu stabilnost na poprečnom tarzalnom spoju i duž uzdužnog svoda stopala. Transverzalna stabilnost tarzalnog spoja dodatno se poboljšava sve većim tjelesnim opterećenjem budući da pri tome dolazi do priličavanja konveksne glave *talusa* u konkavno lice *navikularne* kosti. U završnom stavu suprotna noga napreduje do terminalne faze njihanja dok se stopalo koja se promatra tj. referentno stopalo priprema za fazu prednjihanja i njihanja [50,52].

U fazi prednjihanja referentno stopalo započinje dorzalnu fleksiju gležnja i slijedi podizanje pete. Gležanjski zglob se pomiče natrag u plantarnu fleksiju prisiljavajući *metatarzofalangealne* zglobove na dorzalno savijanje. Kako se *plantarna aponeuroza* obavija oko glave *metatarzalnih* kostiju, dolazi do efekta "vitla" koji povećava napetost preko uzdužnog luka te ga dodatno podiže i povećavajući stabilnost stopala. Prije podizanja prstiju stopala kombinacija prijenosa težine tijela, efekta vitla i supinacije osigurava da je stopalo u maksimalno stabilnom položaju za odguravanje od tla i započinjanje faze njihanja. Stopalo se vraća u svoje fleksibilno stanje koje je potrebno za fazu njihanja u hodu [50,54].

Faza njihanja započinje odizanjem prstiju referentne noge, dok je suprotna noga u srednjem stavu. Srednje njihanje dovodi referentno stopalo iz lagane dorzifleksije u neutralni položaj i stopalo polako napreduje prema podlozi prelazeći liniju suprotne noge koja je čvrsto na tlu. Završnim njihanjem referentno stopalo se priprema za ponovni udarac petom o tlo. Tokom faze njihanja stopalo je rasterećeno te se ne događaju značajne promjene kao što je to u fazi oslonca [50].



Slika 5.1.1. Analiza hoda – faze

Izvor: https://www.researchgate.net/figure/Gait-Cycle-phases-and-sub-phases-according-to-19_fig2_352806510

Mišići također igraju važnu ulogu u ciklusu hoda. Odmah nakon inicijalnog kontakta s petom *m. tibialis anterior* generira sile za spuštanje stopala na tlo koje su u suprotnosti s reakcijskim silama tla pri savijanju stopala. On je jedini invertirajući mišić koji je aktivan tijekom razdoblja najvećeg stresa kada je tjelesna težina u potpunosti na peti. Druga važna uloga ovog mišića je što pokreće nožni prst i omogućava dorzifleksiju stopala. *M. extensor digitorum* ima sličnu ulogu kao i *tibialis anterior*. On djeluje na spuštanje stopala nakon kontakta s petom i dorzalnu fleksiju stopala i prstiju. *Gastrocnemius* i *soleus* pokazuju značajnu fazu aktivnosti kroz fazu oslonca na jednoj nozi, dok se tijekom odguravanja stopala u pripremi za fazu njihanja skraćuju kako bi aktivno savijali stopalo i stvorili eksplozivnu silu za odguravanje od tla. *M. peroneus longus* ima malu aktivnosti tijekom prihvatanja težine tijela te djeluje kao plantarni fleksor u fazi odguravanja stopala od tla. Skupina intrinzičnih mišića koji su prekriveni plantarnom fascijom (*flexor digitorum brevis*, *abductor hallucis* i *abductor digiti minimi*) aktivni su u 35% ciklusa hoda. A to uključuje početak podizanja pete, prenošenje tjelesne težine na prednji dio stopala i početak ponovne supinacije stopala. Unutarnja aktivnost mišića pomaže stopalu da postane kruće u trenutku kada je to potrebno [52,55].

Prilikom analize hoda važno je uzeti u obzir starost osobe tj. radi li se o odrasloj osobi ili djetetu. Postoje određene razlike u hodu i anatomskoj strukturi stopala u djece prije navršene šeste godine života i odrasle osobe. Hod je vještina koju djeca s vremenom usvajaju te se u periodu učenja hoda

javljaju razne varijacije i odsutnost stereotipnog načina hoda koji je prisutan u odraslih. Anatomske razlike u građi stopala razlog je drugačijeg načina hoda. Kod novorođenčeta tkivo stopala uglavnom je hrskavične građe [56,57]. Okoštavanje i razvoj struktura stopala događa se tijekom prvih šest godina života djeteta. Kad djeca prohodaju, oko prve godine života okoštavanje kostiju stopala je intenzivnije, a unutarnja inklinacija gležnja koja je prisutna po rođenju razvija se prema neutralnom položaju do treće godine [56]. Drugačiji obrazac hoda djece osim razlikom u anatomske građi uzrokovan je odsutnošću uzdužnog svoda stopala pa su ona zbog toga fiziološki ravna. Uzrok tome je veća količina mekog tkiva na stopalima djece koja dovodi do raspodjele opterećenja na veće područje stopala. U prva tri tjedna samostalnog hoda djeteta okretanje je nezrelo i ravnoteža nestabilna. Medijalno područje plantarne površine stopala značajno sudjeluju u podnošenju opterećenja, a tijekom kontakta stopala sa podlogom cijela plantarna površina stopala je u kontaktu s tlom. Opterećenje se s vremenom pomiče prema bočnoj strani stopala što smanjuje pritisak ispod palca stopala, a povećava pritisak cijelog prednjeg dijela stopala. Faza njihanja također se s razvojem djeteta razvija i evaluira u sličan obrazac onome u odrasloj dobi. Većina nestabilnosti ispod stopala djeteta nalazi se na području uzdužne osi. Nestabilnost dovodi do problema s održavanjem ravnoteže. Kako bi dijete ipak održalo ravnotežu i spriječilo pad tijekom hoda, povećava se kontaktna površina plantarne površine stopala sa tlom te se težina pomiče prema naprijed [58].

5.2. Posturalna analiza

O posturalnoj kontroli i ulozi koju stopalo ima u njoj, govorilo se već ranije. Prilikom fizioterapijske procjene potrebno je obratiti pažnju na posturu te kako se ona mijenja s obzirom na statičke i dinamičke uvjete. Posturalna analiza naslanja se na analizu hoda te se sažimanjem obje analize odnosno procjene dobiva uvid u moguće nepravilnosti koje se mogu odraziti ili su pak odraz nepravilnog opterećenja stopala. Sve aktivnosti zahtijevaju posturalnu stabilnost jer upravo je ona važan čimbenik u prevenciji ozljeda, optimizaciji izvedbe neke aktivnosti te boljoj performansi neke sportske aktivnosti [59]. Stopalo je ishodište posturalne stabilnosti, širina koraka koja je određena udaljenošću između središnjih točaka dviju peta trebala bi iznositi između 5 i 10 cm, svaka varijacija utječe na posturu i njenu stabilnost. Širina koraka povećava se ako postoji valgus koljena veći od 9° ili slabost mišića abduktora ili aduktora zgloba kuka. Znatnija patološka stanja uočavaju se, ako je širina koraka ispod 5 cm. Ova povezanost stopala, koljena i kuka upućuje na to da tijelo uvijek treba promatrati u cjelini jer svaki je njegov segment povezan i neizostavan dio cjeline te se to odražava i na posturu čovjeka. Prilikom fizioterapijske procjene posture bilo u statičkim ili dinamičkim uvjetima valja obratiti pozornost na individualnost osobe: dob, kondiciju te kombinaciju svih njenih karakteristika jer one utječu na funkciju osobe [60].

6. Fizioterapijska procjena

Fizioterapijska procjena važan je i neizostavan dio rada fizioterapeuta. Ona se temelji na SOAP modelu koji fizioterapeutu daje uvid u funkcionalno stanje osobe ovisno o dijagnozi. Svaka fizioterapijska procjena započinje subjektivnom procjenom tj. uzimanjem anamneze. Pri tome osoba navodi svoje viđenje problema, simptome, a sve to fizioterapeut dokumentira te na kraju subjektivne procjene definira problem. Nakon subjektivne procjene slijedi objektivna procjena koja podrazumijeva upotrebu objektivnih mjernih postupaka i testova, palpaciju i opservaciju. Budući da je u ovome radu riječ o procjeni opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima, objektivna procjena je od neizmjerne važnosti. Opservacijom se dobiva uvid u stanje posture i pokretljivost stopala. Može se uvidjeti odnos koštano-zglobnih struktura, konture mekih tkiva npr. napetost mišića stopala te izgled kože stopala. Česte su promjene kože stopala pa se uočavaju žuljevi, natisci, promjene noktiju i sl. Palpacijom stopala fizioterapeut dobiva još više informacija o onome što je uočio opservacijom [61]. Prilikom palpacije stopala fizioterapeut osjeti temperaturu kože i njene promjene, tonus mišića stopala, konture stopala koje ocrtavaju lukovi stopala, anomalije i deformacije. Važno je da se kod palpacije prvo palpiraju neosjetljiva područja, a zatim bolna mjesta i strukture. Zatim fizioterapeut testira selektivnu tenziju kontraktilnih i nekontraktilnih tkiva. Izazivanjem tenzije u živčanom, mišićnom i koštanom sustavu dobiva se uvid u bolesnikove tegobe i njihov uzrok. Važno je ispitati aktivan i pasivan pokret stopala te kakva je kvaliteta tog pokreta i koordinacija. Stopalo je građeno od mnogobrojnih zglobova pa prilikom procjene treba ispitati odnos zglobnih tijela i njihovo pasivno pokretanje testiranjem akcesornih pokreta. Mišići su pokretači stopala pa valja ispitati i njihovu sposobnost kontrakcije, a fizioterapeut može to učiniti pomoću izometričkog testa s otporom tako što se pruža otpor pokretu i kontrakciji testiranog mišića te izazove izometrička kontrakcija tog mišića i utvrdi potencijalni problem. Mnogi testovi i mjerenja mogu se provoditi u procjeni opterećenja stopala. U ovome radu detaljnije će se razraditi procjena opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima pomoću novih tehnologija i uređaja kao što su pedobarografija i 3D tehnologije. Dijelovi SOAP modela još su analiza i plan fizioterapije koji se postavljaju na temelju fizioterapijske procjene, no oni nisu predmet rasprave ovoga rada [61].

7. Tehnologija u analizi statičkog i dinamičkog opterećenja stopala

Nove tehnologije koje se primjenjuju u procjeni opterećenja stopala dovode do inovativnih rješenja u fizioterapijskoj intervenciji i time olakšavaju i ubrzavaju rehabilitaciju pacijenata. Razvojem računala i daljnjim razvojem tehnologije te njihovom primjenom u razne medicinske uređaje olakšao se proces fizioterapijske procjene. Nove tehnologije poput inercijskih senzora, dubinskih kamera, stabilometrijskih platformi ili laserskih senzora u procjeni poremećaja hoda ili stajanja omogućuje objektivnu i brzu dijagnostiku te rehabilitacijsko liječenje [62].

7.1. Pedobarografija

Pedobarografski pregled ili pedobarografija suvremena je neinvazivna dijagnostička metoda lokomotornog sustava koja se temelji na raspodjeli plantarnog tlaka. Ona daje grafički prikaz patološkog preopterećenja ili pak nedostatak pritiska stopala [63,64]. Pedobarografija u kombinaciji s kliničkim i radiološkim znakovima, pomaže u dijagnosticiranju patologije zglobova donjih udova te pomaže u fizioterapijskoj procjeni i razumijevanju pacijentovih tegoba. Također, pruža uvid u funkciju cjelokupnog lokomotornog sustava. Postoje tri vrste pedobarografskih pregleda: statički, posturalni i dinamički. Najjednostavnija i ishodišna pedobarografija je statička, ona opisuje raspodjelu plantarnog pritiska tijekom određenog vremena kada osoba stoji. Posturalni pregled uzima u obzir način i poze koje su karakteristične za nečiju posturu odnosno držanje. Dinamička pedobarografija ukazuje na opterećenje koje djeluje na plantarnu površinu stopala tijekom hoda, snimanjem stopala i faza hoda [65,66].

Postoje različiti sustavi pomoću kojih se određuje opterećenje stopala te raspodjela pritiska stopala. Primjeri takvih sustava su plantarne platforme koje su ugrađene u pod ili sustavi za mjerenje pritiska između stopala i cipele koji su fleksibilni i postavljaju u cipelu, a njihov rad temelji se na senzorima. Senzori mjere pritisak stopala te pružaju izlaz električnog signala koji je proporcionalan sa izmjerenim pritiskom stopala. Ovi sustavi sadrže od 1,4 do 4 senzora po cm^2 plantarne platforme ili 3 do 15 senzora po $0,391 \text{ cm}^2$ sustava u obući [67,68]. Duljina platforme ovisi u kojim uvjetima se mjerenje provodi, statičkim ili dinamičkim. Prema tome duljine platformi se kreću od 0,5 m do 2 m jer se za mjerenje pritiska stopala u dinamičkim uvjetima treba osigurati dulja platforma kako bi se zabilježile sve faze hoda. Frekvencija uzorkovanja u takvim sustavim mjeri se ciklusom hoda u sekundi ili hercima (Hz), čiji je raspon od 25 Hz do 1000 Hz. Što je veća frekvencija uzorkovanja to su izmjereni podatci točniji. Stoga je potrebno osigurati dovoljan broj senzora koji će pokriti idealne anatomske lokacije i dati najtočnije podatke o raspodjeli pritiska stopala [69].

Novija tehnologija omogućuje povezivanje električnih senzora s računalnim uređajima. Na taj način se generiraju precizni rezultati koji su dobiveni skeniranjem pritiska stopala pomoću sustava platforme i sustava u cipelama uz mogućnost pohranjivanja velike količine podataka. Složenost voluminoznih skeniranih podataka o pritisku stopala bilo na podlozi ili u cipelama omogućuje sustavno pohranjivanje podataka u sustav baze podataka i olakšava praćenje većeg broja ispitanika [7].

Prostorno-vremenske standardne su varijable za opisivanje raznih aktivnosti poput hoda, trčanja pa čak i stajanja jer tijelo uvijek zauzima određeni prostor u određenom vremenu. Varijable uključuju vrijeme započinjanja koraka, faze oslonca hoda, oslonac na jednu nogu, vrijeme dvostrukog oslonca, fazu njihanja, kadencu i brzinu hoda. Pritisak stopala bilo na jednom ili na oba stopala s površinama u kontaktu mijenja se s obzirom na vrijeme i fazu hoda koja se događa u tom vremenu. Vrijeme koje je potrebno za kontakt svake noge s podlogom ima važnu ulogu u stabilnosti stopala. Prostorno-vremenske varijable koje su važne u analizi pritiska stopala su ciklus hoda čija je važnost već spomenuta u ovome radu i kadenca odnosno broj koraka u jedinici vremena npr. u minuti [70].

7.1.1. Primjena pedobarografije u fizioterapiji

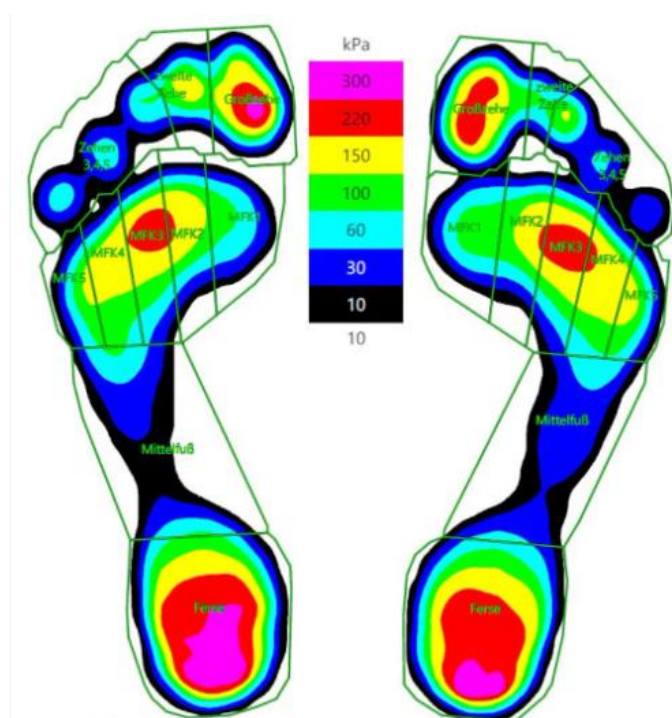
Pedobarografija u fizioterapiji primjenjuje se kako bi se analiziralo statičko i dinamičko opterećenje stopala te se sukladno dobivenoj procjeni indicirala primjeren i pravovremen tretman. Pedobarografija provedena u statičkim uvjetima procjenjuje prosječne i maksimalne tlakove (g/cm^2) i ukupnu potpornu površinu za svako stopalo u cm i cm^2 . U statičkim uvjetima provodi se i posturalni pregled koji također procjenjuje prosječni i maksimalni tlak te ukupno područje potpore za svako stopalo i kontaktno područje plantarne površine s tlom u određenim trenucima stajanja. Dinamička pedobarografija procjenjuje sve varijable koje su navedene u statičkim uvjetima, ali u određenim trenucima fazama hoda. Osim toga pruža uvid u uzorak kontakta stopala, plantarnu raspodjelu tlaka koja uključuje vršno vrijeme tlaka ili integrale vremena tlaka i spirale te putanje središta tlaka (CoP) tj. mjesto najvećeg opterećenja stopala [71]. Prije same provedbe pedobarografskog mjerenja fizioterapeut plantarni dio stopala dijeli na regije odabirom jedne od postojećih klasifikacija na temelju regionalnih anatomskih razlika u plantarnom tlaku. Takva podjela plantarne površine stopala vrši se individualno za svaku osobu jer treba uzeti u obzir i duljinu stopala [72]. Pedobarografski pregled ili mjerenje provodi se u određenom slijedu i uvijek započinje statičkim mjerenjem. Osoba stoji bosa na platformi za pedobarografiju gleda ravno i održava posturalnu kontrolu. Mjerenje započinje uvodnim ispitivanjem kako bi se pacijent upoznao s postupkom i kako bi se podesio uređaj. Zatim započinje aktivno mjerenje i ponavlja se

dok se ne dobiju tri ponovljiva rezultata. U statičkim uvjetima bilježi se jedna slika raspodjele plantarnog tlaka u određenom trenutku tijekom uobičajenog dvonožnog stava osobe. Nakon toga slijedi posturalni ili dinamički pregled. Pedobarografija u dinamičkim uvjetima omogućuje procjenu dinamike stajanja. Sastoji se od niza statičkih ispitivanja koja pokazuju raspodjelu plantarnih površinskih tlakova tijekom vremena, što je prikazano kao prosjek svih mjerenja. U dinamičkim uvjetima ispitivane osobe upućuju se da hodaju bosi uobičajenom brzinom hoda i duljinom koraka. Osoba hoda najmanje tri koraka prije i tri koraka nakon kontakta stopala i platforme koja se nalazi na sredini šetnice. Rezultati ispitivanja analiziraju se s obzirom na dob, visinu, težinu i duljinu stopala. Na temelju svih dobivenih rezultata i njihove analize fizioterapeut kreira individualni tretman koji je u skladu sa potrebama te osobe. Npr. ako je prisutna slabost mišića stopala indiciraju se vježbe jačanja ili pak vježbe relaksacije ukoliko postoji preveliko opterećenje i napetost mišića stopala [73,74].

7.1.2. Prednosti i nedostaci pedobarografije

Slika plantarne raspodjele tlaka dobivena pedobarografijom može se prikazati na nekoliko načina. Pritisци stopala se prikazuju pomoću punog raspona boja od plave (nizak tlak) do crvene (visoki tlak) kao 2D ili 3D slika. Također, raspodjela tlaka može se prikazati kao "izo-stezaljke" pomoću tri boje koje odgovaraju rasponima tlaka: 25–50%, 50–75% i >75% maksimalnog tlaka (Slika 7.1.2.1.). Što je velika prednost jer su time poznata područja većeg opterećenja stopala. Kako je već poznato opterećenje stopala utječe na cijelu posturu tijela pa se prema tome može uočiti povezanost nekih deformacija gornjih dijelova tijela sa stopalima i prema tome odrediti ispravan tretman. Pritisци stopala ispod 25% nevidljivi su u ovoj opciji, što je nedostatak jer razna oboljenja mogu oslabiti pritisak stopala pa bi njegova detekcija ma da i neznatna bila vrijedna. Pedobarografija daje mogućnost i postotne vizualizacije pri čemu se točke pritiska izražavaju kao postotak maksimalnog tlaka, a grafikon se prikazuje kao slika sastavljena od niza numeričkih vrijednosti što olakšava provjeru rezultata koji su prikazani bojom [75,76]. Prednost pedobarografije je što je to neinvazivna metoda i sigurna metoda. Ona ima veliki potencijal za unaprjeđenje dijagnostičkih i fizioterapijskih postupaka koji su vezani za mišićno-koštani sustava, a posebno biomehaniku stopala te se njezina upotreba sve više prepoznaje u kliničkoj praksi. Pedobarografskim pregledom predviđa se ili otkriva sklonost padovima koja proizlazi iz poremećaja koordinacije hoda i pokreta koji su uzrokovani raznim poremećajima opterećenja stopala. Prema tome pedobarografija nije samo vrijedan dodatak rehabilitacijskoj fizioterapiji, već može poštedjeti osobu od različitih ortopedskih intervencija i ozbiljna oštećenja zdravlja i kvalitete života. Njezina primjena pronašla se u različitim područjima medicine, kao što su ortopedija, rehabilitacija, neurologija ili sport. Revolucija i napredak tehnologije koji uključuje

automatizaciju i umjetnu inteligenciju stvara nove mogućnosti i inovativne načina individualnog liječenja pacijenata [62]. Nedostatak ove metode procjene je složeni računalni sustav opremljen skupim senzorima za čije je rukovanje potrebna edukacija fizioterapeuta i drugih zdravstvenih radnika koji koriste ovaj sustav [71]. Ističu se još neki nedostaci poput zamornosti i dugotrajnosti provedbe ovakve procjene stopala koja može trajati i do 25 minuta te razlika u plantarnim regionalnim podjelama koje se određuju prije samog mjerenja, ako taj dio postupka mjerenja nije standardiziran dolazi do razlika u postupcima mjerenja među različitim ustanovama. Također javljaju se poteškoće i kod dinamičke pedobarografije jer se previše naglašava određena faza hoda, naročito faza oslonca [75,77,78].



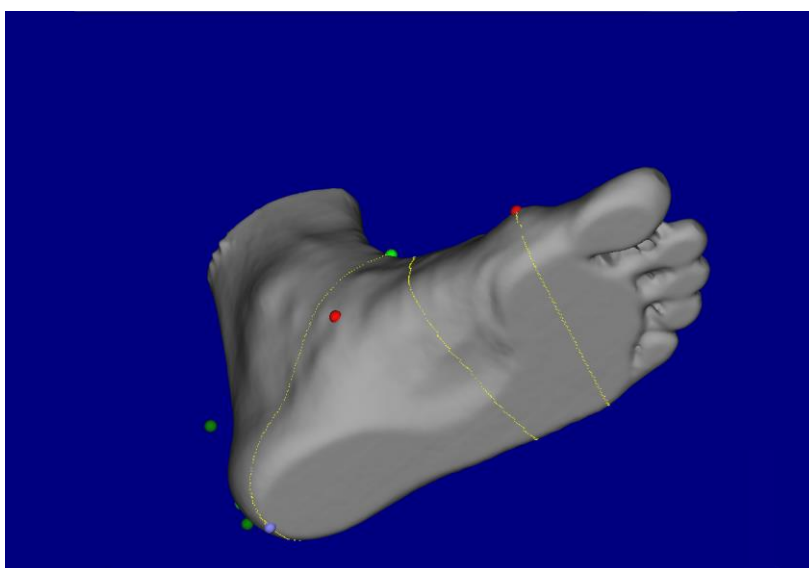
Slika 7.1.2.1. Slika plantarne raspodjele tlaka – pedobarografija

Izvor: <https://www.galaxus.ch/en/page/on-the-heels-of-running-the-shoe-detective-investigates-23899>

7.2. 3D tehnologija

Napredak tehnologije uzima sve veći zamah i pronalazi primjenu u sve više područja ljudske djelatnosti pa tako i u medicini. Nova tehnologija 3D površinskog skeniranja prikazuje dijelove ljudske anatomije u digitaliziranom obliku i na taj način olakšava mjerenje onih dijelova tijela koja nisu jednostavna poput opterećenja stopala. Ona pruža detaljnije informacije o konturama tijela te pruža uvid u promjene koje se događaju u strukturama tijela npr. u plantarnom dijelu stopala [79,80].

3D tehnologija pronalazi svoju primjenu u izradi individualno prilagođenih proizvoda, odnosno uređaja i obuće koji su dizajnirani za pojedinu osobu prema njezinim antropometrijskim mjerama. Stopalo promatrano pomoću 3D tehnologije daje kvantitativni opis njegova oblika koji se koristi u ergonomsom dizajnu obuće, ortotici za stopala i izradi uložaka te za kliničku procjenu deformiteta stopala, poput onih povezanih s reumatoidnim artritisom [81,82]. Budući da je stopalo fleksibilna i složena struktura, ova vrsta tehnologije pruža bolje razumijevanje kako se njegov oblik mijenja u različitim uvjetima, npr. u različitim fazama opterećenja u ciklusu hoda [10]. Mnogo je vrsta sustava skeniranja stopala koji mogu skenirati samo plantarni dio stopala ili pak cijelo stopalo i nogu te se 3D prikaz stopala može vidjeti i analizirati na računalu (Slika 7.2.1.). Sve je veća dostupnost softverskih programa koji su integrirani s računalom. Oni omogućuju da se 3D modeli koriste kao osnova za dizajn cipela ili ortoza za stopala [83]. Tehnologije koje omogućuju izradu 3D prikaza stopala su skeneri i digitalizatori. Skeniranje je proces u kojem se 3D slike pretvaraju u digitalni oblik pomoću optičke ili video opreme. Dok digitalizacija podrazumijeva praćenje značajki 3D oblika i njihovo pohranjivanje u obliku digitalnih kodova na računalu. Skeniranje se razlikuje od digitalizacije po tome što se cijele stranice podataka snimaju odjednom, dok se kod digitalizacije diskretne točke unose jedna po jedna. Skeniranje stopala osim u statičkim uvjetima, može se provoditi i u dinamičkim uvjetima tj. tijekom kretanja pa se prema tome skeneri mogu podijeliti na statičke i dinamičke. Optičke 3D tehnologije za mjerenje dinamičkih promjena u obliku stopala tijekom normalnog hoda složenije su u svojoj izvedbi i zahtijevaju dosta opreme te nisu dovoljno istražene. Potrebno je provesti još neka istraživanja kako bi se dokazala njihova učinkovitost [84].



Slika 7.2.1. Računalni prikaz plantarnog dijela stopala u 3D skeniranju

Izvor: <https://www.iwl.jp/en/infoot2.html>

7.2.1. Prednosti i nedostaci 3D skeniranja u fizioterapiji

Uporaba 3D tehnologije donijela je veliki napredak u ortotici. Više nisu potrebni gipsani odljevi kako bi se izradila ortoza jer ova tehnologija pruža detaljan prikaz oblika stopala. Što dovodi do bolje izrade ortoze koja savršeno odgovara korisniku, a istovremeno smanjuje broj koraka u procesu izrade te minimizira pogreške. Također, i troškovi su manji jer dobivanje 3D slike stopala pomoću optičkog skenera ili digitalizatora i izrada ortoze prema tome može ponuditi značajne uštede u usporedbi s tradicionalnim metodama gipsa [85]. Početni izdaci za 3D skener ili digitalizator nešto su veći u odnosu na iznos potreban za izradu gipsanog odljeva, ali kasnije se svojom primjenjivošću i jednostavnošću isplate [86]. Tehnologija 3D skeniranja ograničena je u prilagodbi i namještanju stopala koju izvršava fizioterapeut ili osoba koja provodi mjerenje za vrijeme skeniranja stopala. Najveća prednost ove tehnologije je njezina točnost prikaza stopala, upravo tu prednost prepoznala je i iskoristila ortotika. Još jedna prednost ove tehnologije je njezina povezanost s računalom pa 3D skeneri omogućuju brzo i jednostavno skeniranje velikog broja osoba, a podatci su uvijek dostupni na računalu te ih fizioterapeut može koristiti u bilo kojem trenutku. Velika prednost 3D tehnologije je u tome što osoba prilikom skeniranja nije izložena rendgenskom zračenju. Korištenje tehnologija 3D skeniranja pruža bolje razumijevanje promjena u obliku stopala pod različitim uvjetima opterećenja, a to podrazumijeva razne aktivnosti poput hodanja, penjanja stepenicama, trčanja i sl. Kao što je već istaknuto u radu lukovi stopala važna su komponenta u prihvatanju opterećenja koja stopala nose, pa promjene u visini luka stopala uzrokovane opterećenjem opažaju se ovom 3D tehnologijom te se primjenjuju u dizajnu ortoza. Važno je razviti standardizirani protokol koji opisuje pripremu stopala, obradu podataka skeniranja i točke s kojih je potrebno izvršiti mjerenja kako bi 3D skeniranje postalo važeća i ponovljiva metoda procjene stopala. Smatra se da bi se podatci o volumenu stopala mogli poboljšati, a za to je potrebna suradnja multidisciplinarnog tima [87].

7.2.2. Primjena u fizioterapiji

Tehnologija 3D skeniranja stopala daje uvid u oblik stopala, njegova opterećenja, prisutnost deformacija, promjene lukova stopala i mišićnu neravnotežu. Svi ti podatci od neizmjerne su važnosti fizioterapeutu kako bi njegova procjena bila što preciznija te se prema njoj odredio odgovarajući tretman ili indicirala odgovarajuća ortoza. Ova tehnologija najviše se primjenjuje u izradi ortoza kao što je već ranije opisano. Ortotska opskrba pacijenta sastavni je dio mnogih rehabilitacijskih tretmana, a uloga fizioterapeuta je da educira osobu o primjeni ortoze kako bi osoba imala što veću korist njene primjene u hodu i stajanju. 3D skeniranje stopala povezano je s razvojem još jedne nove tehnologije, a to je 3D ispis koji se koristi u izradi ortoza. Kako bi se omogućio takav način izrade ortoza prilikom 3D skeniranja stopala potrebno je obratiti pažnju na

smjerove opterećenja stopala te imati to na umu pri 3D ispisu tj. namještanju 3D pisača kako bi krajnji rezultat bio zadovoljavajući. Materijal od kojeg je ortoza izrađena također je važna komponenta ortoze pa fizioterapeut i tu činjenicu mora imati na umu. Neki materijali su krući, neki fleksibilniji, a izbor materijala ovisi o patologiji stopala pacijenta [88].

AFO (Ankle Foot Orthosis) jedna je od često primjenjivanih ortoza za gležanj i stopalo (Slika 7.2.2.1.). 3D skeniranje stopala doprinijelo je razvoju njenih dijelova kako bi što više bila prilagođena potrebama pacijenta. Ova ortoza može biti fleksibilna, kruta ili kombinirana sve ovisi o potrebi pacijenta i cilju koji se želi postići; je li to smanjenje boli, poboljšanje položaja ili funkcije stopala. Fizioterapija grana je medicine koja se stalno razvija te prati napredak tehnologije kako bi pacijentima pružila što veću funkcionalnu sposobnost i kvalitetu života [89].



Slika 7.2.2.1. Karbonski AFO (Ankle Foot Orthosis)

Izvor: <https://www.promedics.co.uk/products/carbon-afo-lateral-model>

8. Cilj rada

Cilj ovog rada je procjena opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima kod studenata Fizioterapije. Nastoji se utvrditi kakva je raspodjela težine tijela na stopala, površina stopala koja je u kontaktu sa tlom, vrijeme kontakta stopala sa tlom te centar opterećenja tj. pritisak na stopala.

9. Materijali i metode

Za procjeni opterećenja stopala u mirovanju i kretanju koristila se senzorska tehnologija sustava Pedoscan koja omogućava precizno mjerenje položaja stopala, sile pritiska u statičkim i dinamičkim uvjetima. Optička povratna informacija koja se bilježi na računalu daje uvid u razne parametre stopala kao glavnog oslonca tijela. Raspodjela težine tijela na stopalo lijeve i desne noge te prijenos težine na prednji i stražnji dio stopala u stajanju [%]. Analizirat će se površina stopala koja je u kontaktu sa tlom u stajanju i hodu [cm²], pritisak stopala u statičkim [N] i dinamičkim uvjetima [N/cm²], vrijeme koje stopalo provede u kontaktu s tlom [ms] tijekom dinamičke procjene opterećenja stopala. Naglasak je na usporedbi mjerenih parametara desnog i lijevog stopala.

Mjerenje opterećenja stopala u stajanju tj. statičkim uvjetima provodi se tako da ispitanik bez obuće stane na platformu i mirno stoji 5 sekundi. Kako bi se dobio uvid u opterećenje stopala u dinamičkim uvjetima od ispitanika se zahtjeva da hoda na udaljenosti od 3 m, tako da prilikom hoda stane desnim stopalom na platformu, a potom sa lijevim stopalom. Prije provedenog mjerenja ispitanici su informirani o samom postupku mjerenja te rizikom tijekom snimanja pomoću sustava Pedoscan koji ne postoji jer navedeni sustav ne zrači i nema nepoželjni utjecaj na zdravlje. Ispitanici su prije sudjelovanja u mjerenju bili dužni potpisati pisani pristanak za sudjelovanje (Prilog 1.), te se potpisane suglasnosti ispitanika čuvaju u arhivi Sveučilišta Sjever Varaždin te se jamči potpuna zaštita podataka.

Nakon provedenog mjerenja ispitanici su popunjavali anketu kojom se dobiva uvid u sociodemografske podatke, antropometrijske podatke te radnu i tjelesnu aktivnost. Provedena anketa je anonimna te se jamči zaštita podataka ispitanika.

10. Ispitanici

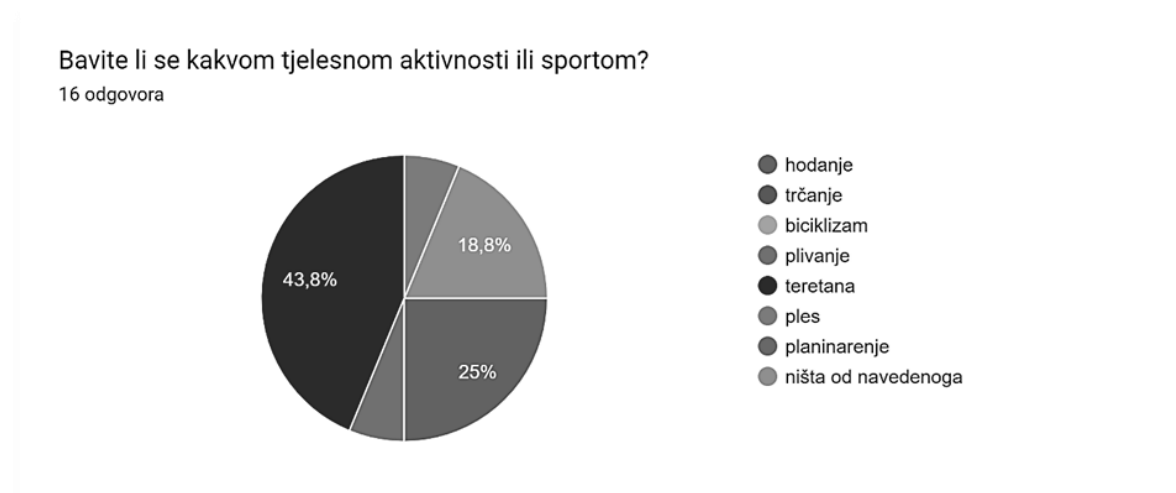
Tablica 10.1. Karakteristike uzorka ispitanika koji su sudjelovali u istraživanju

Izvor: autor rada I. B.

Karakteristike uzorka (N=16)								
Spol (N)		Dob (N)		Godina studija (N)				
M	6	18-20 godina	1	1. godina preddiplomskog stručnog studija Fizioterapija		0		
Ž	10	20-22 godina	10	2. godina preddiplomskog stručnog studija Fizioterapija		1		
		22-24 godina	4	3. godina preddiplomskog stručnog studija Fizioterapija		15		
		24-26 godina	0					
		≥ 26 godina	1					
Dominantna ruka (N)		Status studenta (N)		Radni status (N)				
Desna	14	Redovni student	10	Zaposlen		4	Nezaposlen	12
Lijeva	2	Izvanredni student	6	Sjedeći posao		2		
				Hodajući posao		1		
				I sjedeći i hodajući posao		1		

Istraživanje je provedeno na uzorku od šesnaest studenata preddiplomskog stručnog studija Fizioterapija. Petnaest studenata je treća godina, a jedan student druga godina preddiplomskog studija, većina studenata ima redovan studentski status. Veći udio ispitanika je ženskog spola ($\check{Z} = 62,5\%$, $M = 37,5\%$), a najviše ispitanika starosne je dobi od 20 do 22 godine (62,5 %). Radni status ispitanika prevladava „nezaposlen“ (75 %), dok polovica onih koji su zaposleni (25 %) navode svoj posao kao sjedeći (50 %). 87,5 % ispitanika navodi desnu ruku kao dominantnu, dok 12,5 % ispitanika navodi lijevu ruku kao dominantnu (Tablica 10.1.).

11. Rezultati



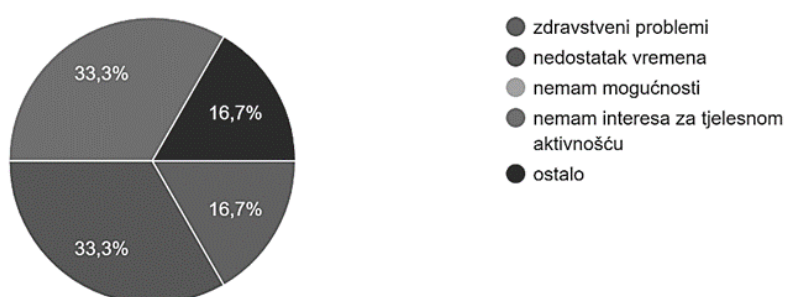
Graf 11.1. Modaliteti tjelesne aktivnosti ispitanika

Izvor: autor rada I. B.

Većina ispitanika (43,8 %) navodi teretanu kao oblik tjelesne aktivnosti kojom se bavi. Druga najčešća tjelesna aktivnost kojom se ispitanici bave je hodanje (25 %). Manji udio bavi se plesom (6,2 %) ili plivanjem (6,2 %). Dok gotovo petina ispitanika (18,8 %) ne bavi se ni jednom do navedenih aktivnosti; hodanje, trčanje, biciklizam, plivanje, teretana, ples ili planinarenje (Graf 1).

Ako se ne bavite tjelesnom aktivnošću, koji su glavni razlozi tome?

6 odgovora



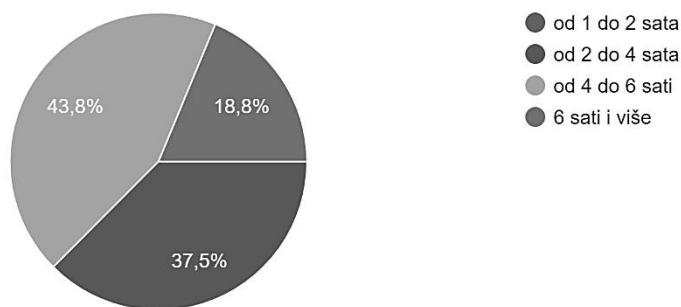
Graf 11.2. Razlozi ne prakticiranja tjelesne aktivnosti

Izvor: autor rada I. B.

U jednakom udjelu (33,3 %) ispitanici navode nedostatak vremena i nedostatak interesa za tjelesnu aktivnost kao glavne razloge ne bavljenja tjelesnom aktivnošću. Manji dio ispitanika navodi zdravstveni problem (16,7 %) i ostale razloge (16,7 %) kao prepreku za obavljanje tjelesnom aktivnosti (Graf 2).

Koliko vremena dnevno provedete sjedeći?

16 odgovora

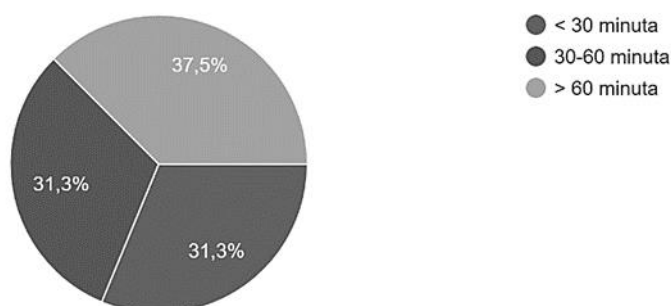


Graf 11.3. Vrijeme u danu provedeno sjedeći

Izvor: autor rada I. B.

Koliko vremena dnevno provedete hodajući?

16 odgovora



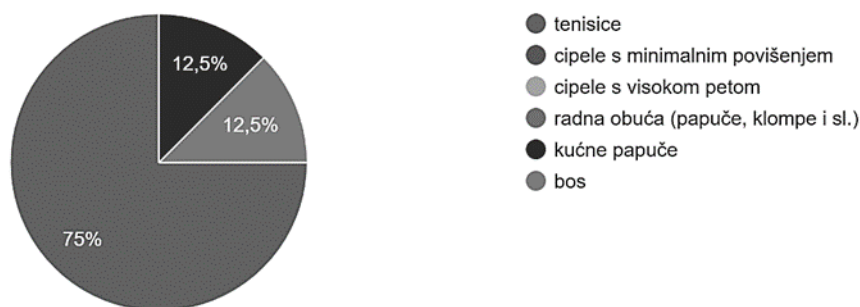
Graf 11.4. Vrijeme u danu provedeno hodajući

Izvor: autor rada I. B.

Grafovi 3. i 4. prikazuju vrijeme koje ispitanici provedu sjedeći, odnosno hodajući. Većina ispitanika (43,8 %) dnevno provede četiri do šest sati sjedeći, dok gotovo jedna petina (18,8 %) provede šest sati i više sjedeći. S druge strane većina ispitanika (37,5 %) kreće se, odnosno hoda više od šezdeset minuta na dan, a jednak je udio (31,3 %) onih koji se kreću između trideset i šezdeset minuta dnevno i onih koji se kreću manje od trideset minuta dnevno.

U kakvoj vrsti obuće provodite veći dio dana?

16 odgovora



Graf 11.5. Vrsta obuće u kojoj ispitanici provedu veći dio dana

Izvor: autor rada I. B.

Većina ispitanika (75 %) navodi tenisice kao obuću u kojoj provedu veći dio dana, dok u jednakom udjelu od 12,5 % ispitanici navode kućne papuče i bez obuće tj. bos. Cipele s minimalnim povišenjem, cipele s visokom petom ili radnu obuću ispitanici ne navode kao vrstu obuće u kojoj provode veći dio dana (Graf 5).

Tablica 11.1. Antropometrijske karakteristike ispitanika

Izvor: autor rada I. B.

Ispitanici	Masa (kg)	Visina (m)	BMI (kg/m2)	Broj obuće (EU)
Ispitanik 1	52	1,59	20,57	38
Ispitanik 2	52	1,63	19,57	37
Ispitanik 3	61	1,75	19,92	40
Ispitanik 4	103	1,76	33,25	43
Ispitanik 5	51	1,58	20,43	37
Ispitanik 6	90	1,75	29,39	41
Ispitanik 7	85	1,76	27,44	42
Ispitanik 8	72	1,75	23,51	42
Ispitanik 9	63	1,7	21,80	39
Ispitanik 10	74	1,61	28,55	37
Ispitanik 11	61	1,64	22,68	38
Ispitanik 12	58	1,61	22,38	39
Ispitanik 13	95	1,76	30,67	44
Ispitanik 14	92	1,76	29,70	40
Ispitanik 15	75	1,76	24,21	42
Ispitanik 16	85	1,87	24,31	46

Uvidom u mase (kg) i visine (m) ispitanika izračunat je BMI za svakog ispitanika [90]. Većina ispitanika ima idealnu tjelesnu težinu, četvero ispitanika (označeno plavo) ima prekomjernu tjelesnu težinu, a njih dvoje (označeno crveno) pripada kategoriji pretilosti prvog stupnja. Broj obuča povećava se sukladno visini tijela (Tablica 11.1.).

Tablica 11.2. Mjerenje pomoću sustava Pedoscan – statički uvjeti; raspodjela tjelesne težine i maksimalne sile

Izvor: autor rada I. B.

Ispitanici	Raspodjela tjelesne težine				Maksimalna sila (N)	
	Stopala (%)		Frontalna ravnina (%)			
	Desno stopalo	Lijevo stopalo	Anteriorno	Posteriorno	Desno	Lijevo
Ispitanik 1	47	53	57	43	15	32
Ispitanik 2	58	42	60	40	30	21
Ispitanik 3	54	46	27	73	30	26
Ispitanik 4	45	55	29	71	26	25
Ispitanik 5	61	39	24	76	59	61
Ispitanik 6	55	45	42	58	49	36
Ispitanik 7	50	50	35	65	16	20
Ispitanik 8	53	47	46	54	15	15
Ispitanik 9	52	48	35	65	18	19
Ispitanik 10	55	45	42	58	44	29
Ispitanik 11	52	48	44	56	20	21
Ispitanik 12	58	42	50	50	36	19
Ispitanik 13	57	43	50	50	20	16
Ispitanik 14	54	46	41	59	35	19
Ispitanik 15	52	48	41	59	48	20
Ispitanik 16	55	45	53	47	17	14

Pomoću sustava tehnologije Pedoscan dobiveni su podaci o raspodjeli tjelesne težine u stajanju te su izraženi postotkom tjelesne težine koja se prenosi na lijevo i desno stopalo te anteriorno (prsti stopala) i posteriorno (pete). Većina ispitanika prenosi više od 50 % tjelesne težine na desno stopalo, a samo dvoje ispitanika na lijevo stopalo. Samo jedan ispitanik prenosi ravnomjerno tjelesnu težinu na oba stopala tj. 50 % tjelesne težine na desno stopalo i 50 % tjelesne težine na lijevo stopalo. Većina ispitanika u frontalnoj ravnini prenosi tjelesnu težinu posteriorno tj. na pete, samo dvoje ispitanika prenosi ravnomjerno tjelesnu težinu na prste stopala i na pete. Prijenos tjelesne težine u frontalnoj ravnini vrlo je varijabilan u pogledu postotka. U statičkim uvjetima dobiveni je podatak o maksimalnoj sili izraženoj u N, a zasebno je dobiven podatak za desnu i lijevu stranu tijela tj. silu koja se prenosi na desno i lijevo stopalo. Maksimalna sila veća je na desnoj strani tijela kod većine ispitanika u odnosu na lijevu stranu tijela (Tablica 11.2.).

Tablica 11.3. Mjerenje pomoću sustava Pedoscan – statički uvjeti; pomicanje COP-a, ukupan COP, površina stopala u posturalnom njihanju

Izvor: autor rada I. B.

Ispitanici	Maksimalno lateralno pomicanje centra pritiska stopala (COP) (mm)		Maksimalno anteriorno/posteriorno pomicanje centra pritiska stopala (COP) (mm)		Ukupan iznos centra pritiska stopala (COP) (mm)	Površina stopala u posturalnom njihanju (sway area) (mm ²)
	Desno stopalo	Lijevo stopalo	Anteriorno	Posteriorno		
Ispitanik 1	24	86	63	23	303	3549
Ispitanik 2	203	119	72	16	572	23240
Ispitanik 3	40	14	24	15	175	1134
Ispitanik 4	4	7	8	7	80	99
Ispitanik 5	72	110	122	18	432	13099
Ispitanik 6	111	44	95	5	348	7611
Ispitanik 7	3	1	2	2	24	6
Ispitanik 8	5	4	9	7	71	85
Ispitanik 9	1	1	2	2	9	3
Ispitanik 10	73	15	99	8	251	4919
Ispitanik 11	4	5	19	10	92	141
Ispitanik 12	73	20	130	36	314	7560
Ispitanik 13	2	2	57	15	61	81
Ispitanik 14	89	52	25	64	319	4620
Ispitanik 15	104	38	19	76	268	4534
Ispitanik 16	3	4	11	4	57	54

Vrijednosti centar pritiska stopala (COP) izražene u mm, prikazuju maksimalno lateralno pomicanje COP-a s obzirom na lijevo i desno stopalo, maksimalno anteriorno i posteriorno pomicanje COP-a te ukupan iznos COP-a. Svi navedeni parametri za svakog ispitanika prate isti trend visokih ili niskih vrijednosti. Prema tome ispitanici koji imaju manje vrijednosti maksimalnog lateralnog pomicanja COP-a, imaju manje vrijednosti maksimalnog anteriorno/posteriorno pomicanja COP-a te je i ukupan iznos COP-a gledajući oba stopala za te ispitanike manji u odnosu na one koji imaju veće vrijednosti svih promatranih parametara. Uz COP je povezana i površina stopala u posturalnom njihanju koja je manja za one ispitanike koji imaju manje vrijednosti, a veća za one ispitanike koji imaju veće vrijednosti mjerenih parametara COP-a (Tablica 11.3.).

Tablica 11.4. Mjerenje pomoću sustava Pedoscan – dinamički uvjeti; vrijeme kontakta stopala sa tlom, maksimalna vrijednost sile pritiska na stopala

Izvor: autor rada I. B.

Ispitanici	Vrijeme kontakta stopala sa tlom (ms)		Maksimalna vrijednost sile pritiska na stopala (N/cm ²)	
	Desno stopalo	Lijevo stopalo	Desno stopalo	Lijevo stopalo
Ispitanik 1	727	720	46 (LateralFore)	44 (MedialFore)
Ispitanik 2	867	860	34 (LateralFore)	41 (MedialFore)
Ispitanik 3	907	937	43 (LateralFore)	41 (MedialFore)
Ispitanik 4	880	917	30 (LateralFore)	39 (MedialFore)
Ispitanik 5	797	853	50 (TotalRear)	48 (TotalRear)
Ispitanik 6	950	957	50 (LateralFore)	59 (MedialFore)
Ispitanik 7	890	830	57 (MedialFore)	56 (MedialFore)
Ispitanik 8	800	767	50 (LateralFore)	55 (MedialFore)
Ispitanik 9	1097	977	42 (TotalRear)	39 (TotalRear)
Ispitanik 10	993	960	57 (LateralFore)	52 (MedialFore)
Ispitanik 11	860	860	59 (TotalRear)	50 (MedialFore)
Ispitanik 12	943	900	37 (LateralFore)	48 (MedialFore)
Ispitanik 13	870	820	47 (TotalRear)	43 (TotalRear)
Ispitanik 14	853	800	56 (LateralFore)	45 (MedialFore)
Ispitanik 15	833	793	43 (TotalRear)	43 (TotalRear)
Ispitanik 16	987	970	44 (LateralFore)	42 (MedialFore)

Pomoću sustava Pedoscan u dinamičkim uvjetima odnosno kada su ispitanici hodali po platformi zabilježeni su podaci o vremenu kontakta stopala sa tlom u ms (milisekundna) i maksimalna vrijednost sile pritiska na stopala odnosno opterećenje stopala i mjesto najvećeg opterećenja stopala izraženo izvedenom mjernom jedinicom SI sustava za tlak N/cm². Većina ispitanika u hodu se dulje vrijeme oslanja na desno stopalo u odnosu na lijevo. Maksimalna vrijednost sile pritiska stopala kod većine ispitanika veća je na desnom stopalu u odnosu na lijevo i to s lateralne strane stopala, dok poneki ispitanici imaju veću silu pritiska na peti stopala. Ispitanici koji imaju veću vrijednost maksimalne sile pritiska na lijevo stopalo više opterećuju stopalo s medijalne strane. Samo jedan ispitanik ima jednaku vrijednost maksimalne sile pritiska na oba stopala (označeno crveno) te je opterećenje potpuno na petama (Tablica 11.4.).

Tablica 11.5. Mjerenje pomoću sustava Pedoscan – usporedba površine stopala u kontaktu s tlom u statičkim i dinamičkim uvjetima

Izvor: autor rada I. B.

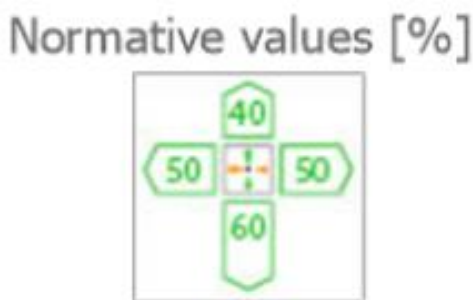
Ispitanici	Statički uvjeti		Dinamički uvjeti	
	Površina stopala u kontaktu s tlom (cm ²)		Površina stopala u kontaktu s tlom (cm ²)	
	<i>Desno stopalo</i>	<i>Lijevo stopalo</i>	<i>Desno stopalo</i>	<i>Lijevo stopalo</i>
Ispitanik 1	156	152	168	157
Ispitanik 2	237	252	170	165
Ispitanik 3	167	143	182	179
Ispitanik 4	176	195	212	219
Ispitanik 5	150	149	164	164
Ispitanik 6	191	188	185	204
Ispitanik 7	175	168	204	183
Ispitanik 8	159	156	167	182
Ispitanik 9	156	142	177	174
Ispitanik 10	157	138	156	156
Ispitanik 11	171	162	185	171
Ispitanik 12	181	151	180	176
Ispitanik 13	201	198	228	229
Ispitanik 14	189	161	195	187
Ispitanik 15	197	188	207	201
Ispitanik 16	172	174	207	209

Površina stopala u kontaktu s tlom izražena u cm² mijenja se s obzirom na uvjete u kojima se stopalo nalazi tj. stoji li osoba (statički uvjeti) ili hoda (dinamički uvjeti). Prilikom stajanja kod većine ispitanika u kontaktu s tlom je veća površina stopala desne noge u odnosu na površinu stopala lijeve noge. Promatrajući razliku u površini kontakta stopala s tlom s obzirom na statičke i dinamičke uvjete, većina ispitanika ima veću kontaktnu površinu stopala s tlom u dinamičkim uvjetima odnosno tijekom hoda u odnosu na stajanje (Tablica 11.5.).

12. Rasprava

Ovo istraživanje provedeno je na šesnaest studenata preddiplomskog stručnog studija Fizioterapije koji su se dobrovoljno javili za sudjelovanje. Svaki ispitanik podvrgnut je mjerenju pomoću sustava tehnologije Pedoscan te popunjavanju ankete. Na temelju toga dobiveni su prethodno navedeni rezultati pri čemu se uočava određena povezanost analiziranih parametara.

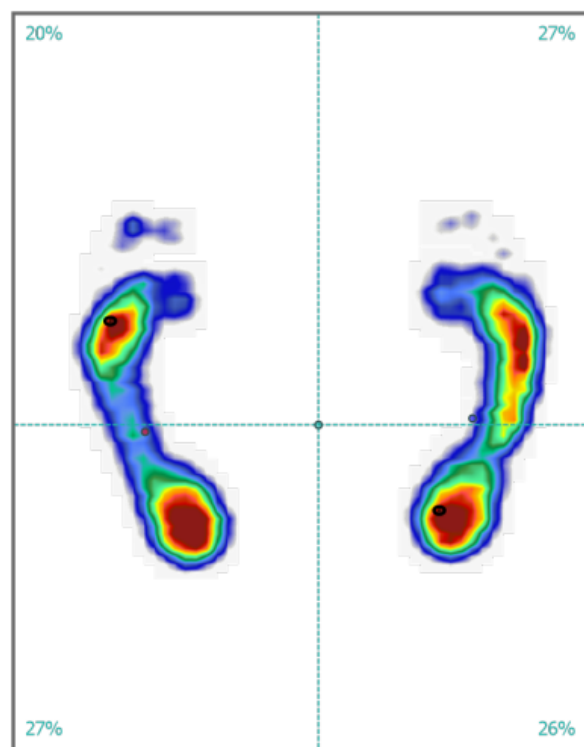
Većina ispitanika prenosi tjelesnu težinu na desnu stranu tijela što se razlikuje od normalnog prijenosa tjelesne težine (Slika 1).



Slika 12.1. Normalna raspodjela tjelesne težine; 50 % na desnu stranu, 50 % na lijevu stranu, 40 % anteriorno, 60 % posteriorno

Izvor: autor rada I. B.

Također, maksimalna sila u stajanju veća je na desnoj strani. Većina ispitanika i u dinamičkim uvjetima tj. tijekom hoda veći dio vremena oslanja se na desno stopalo i maksimalna vrijednost stile pritiska na stopalo odnosno opterećenje stopala u hodu veće je na desnom stopalu s lateralne strane. Kod ispitanika kod kojih je vrijednost maksimalne sile pritiska veća na petama stopala imaju i veći prijenos težine posteriorno. Što upućuje da raspodjela tjelesne težine utječe na područje stopala koje će biti više opterećeno. Prilikom stajanja i hoda mijenja se površina stopala koja je u kontaktu sa tlom, kod većine ispitanika u stajanju je veća dodirna površina desnog stopala sa tlom u odnosu na lijevo. Veća raspodjela težine na desnu stranu, veća vrijednost sile pritiska na desnom stopalu, veća površina kontakta desnog stopala sa tlom te saznanje da je većina ispitanika dešnjak upućuje na dominaciju desne strane tijela. Slika 2 dobivena putem Pedoscana najbolje prikazuje sve navedene karakteristike. Povećano opterećenje i veći prijenos tjelesne težine na desnom stopalu sa lateralne strane i na peti označeno je crveno-smeđom bojom. Površina stopala povećana je i nepravilnog oblika (plava boja), maksimalna sila označena kružićem veća je na peti desnog stopala te na području glavice treće metatarzalne kosti lijevog stopala.



Slika 12.2. Primjer zabilježenih promjena opterećenja stopala s naglaskom na dominaciju desne strane

Izvor: autor rada I. B.

Površina kontakta stopala s tlom sagledana sa dinamičkih i statičkih uvjeta mijenja se te je kod većine ispitanika veća u dinamičkim uvjetima tj. tijekom hoda. Ovakav rezultat upućuje na veću prilagodbu stopala podlozi po kojoj hoda. Također, valja uzeti u obzir da je hod aktivnost pri kojoj se tijelo treba oduprijeti raznim silama, održati ravnotežu i antigravitacijski stav pa kako bi jedna takva aktivnost bila bolje izvedena povećava se površina stopala u kontaktu s tlom, a time i baza oslonca koja doprinosi većoj stabilnosti tijela i sigurnijoj izvedbi aktivnosti.

Vrijednosti COP-a vrlo su varijabilne i ne pokazuju određenu povezanost sa lijevom i desnom stopalom. Ono što se uočava su konstantno niske vrijednosti svih parametara COP-a kod ispitanika koji imaju niske vrijednosti ili pak konstantno visoke vrijednosti parametara COP-a kod ispitanika koji imaju visoke vrijednosti promatranih parametara. Ovi rezultati nisu od značaja jer nema određene pravilnosti, ali ono što je zanimljivo jest da ispitanici koji imaju veće vrijednosti u pomicanju COP-a te njegovu ukupnu vrijednost imaju veću vrijednost površine stopala u kontaktu s tlom u posturalnom njihanju. Posturalno njihanje stanje je u kojem tijelo traži najprikladniji položaju u prostoru kako bi održalo antigravitacijski stav i oduprlo se silama koje djeluju iz okoline. Prema tome veća vrijednost ovog parametra upućuje na smanjenu ravnotežu i veću potrebu tijela da se ustabili u prostoru. Neki ispitanici kod kojih je se javlja veći navedeni parametar imaju veći BMI i maksimalnu silu pritiska na stopala što ukazuje na povećano

opterećenje stopala koje sa sobom nosi određenu nestabilnost. Budući da se ta pojava uočava kod malog broja ispitanika može se samo naslutiti navedena povezanost.

Putem ankete dobiven je uvid u tjelesnu aktivnost ispitanika što dodatno potkrepljuje procjenu opterećenja stopala. Većina ispitanika koji se bave tjelesnom aktivnošću navode teretanu ili hodanje kao najčešći modalitet obavljanja tjelesne aktivnosti. Takve aktivnosti naročito teretana koja uključuje vježbe sa opterećenjem dovode do prijenosa težine i opterećenja na stopala dominantne strane, budući da je ta strana jača i na taj način olakšava se izvođenje aktivnosti. Posljedica toga je neravnomjerna raspodjela opterećenja na stopala. S druge strane ispitanici koji se ne bave nijednom od ponuđenih tjelesnih aktivnosti i kao razlog tome navode nedostatak vremena ili interesa provedu sjedeći prosječno od četiri do šest sati, a poneki i više od toga. Općenito u kretanju kroz dan većina ispitanika provede više od jedan sat, što je poželjno i u redu, ali s obzirom na veliki broj sati sjedenja i nedostatak tjelesne aktivnosti dolazi do posturalnih promjena koje se prenose i na stopala. Valja spomenuti i obuću koja ima izravan utjecaj na stopala i cijelu posturu tijela. Većina ispitanika navodi tenisice kao vrstu obuće u kojoj provedu veći dio dana što je relativno dobar izbor obuće, ali nedostaju podaci o specifikacijama tenisica jer danas postoje razni modeli tenisica koji ne odgovaraju anatomskim karakteristikama stopala te posljedično dovode do promjena na stopalima. Nakon tenisica ispitanici navode da većinu vremena provedu bosi ili u kućnim papučama što je izravna poveznica sa velikim brojem sati sjedenja i neaktivnosti pa za takve aktivnosti nije potrebna specifična obuća. Hodanje bos pozitivno utječe na svodove stopala, dok kućne papuče nisu najprikladnija obuća, ali opet postoje razne varijacije kućnih papuča koje mogu biti anatomske prilagođene i sl., no uvid u model kućnih papuča kod ispitanika nije poznat. Prema tome vrstu obuće kao povoljnu za stopala valja uzeti sa rezervom zbog nedostatka specifičnih informacija o navedenoj obući.

A. Hallemans, K. D'Août i sur. u istraživanju prikazuju pomicanje COP-a s obzirom na razvoj hoda i sazrijevanje stopala kod djece. Kad djeca prohodaju hod se uglavnom odvija na prstima pa je sukladno tome i COP najveći ispod glavica metatarzalnih kostiju. Napredovanjem u obrascu hoda djeca usvajaju početni udarac petom o tlo pri čemu se COP nalazi ispod pete stopala. S vremenom se COP pomakne naprijed prelazeći preko medijalne strane stopala, a kako se povećava iskustvo hoda COP se pomiče lateralno pa je do sazrijevanja stopala kod djece najveći pritisak tj. opterećenje stopala na sredini stopala zbog nepostojanja uzdužnog svoda stopala. Također, autori istraživanja uočili su kod djece povećanje kontaktne površine plantarnog dijela stopala sa tlom u svrhu održavanja ravnoteže [58]. Najveća vrijednost COP-a na lateralnoj strani stopala uočava se kod odraslih osoba što je zabilježeno i kod većine ispitanika u istraživanju koje se navodi u ovome

radu, a povećanje površine stopala u kontaktu s tlom kod ispitanika ukazivalo je na smanjenu ravnotežu.

D. Jung Yang, S.Kyu Park i sur. u istraživanju koje su proveli na pedeset pacijenata hospitaliziranih nakon moždanog udara pomoću uređaja DIERS pedoscan. Navedena tehnologija pomogla im je u određivanju prosječnog pritiska stopala i oslonca težine tijela. Autori istraživanja navode povezanost posturalnog poravnanja i prosječni pritisak stopala. Što se osoba bolje posturalno korigira, pritisak stopala je bolji, osoba prenosi više tjelesne težine na stopala što izravno utječe na sam hod koji postaje brži i fluidniji [91].

A. Kołcz, N. Główka i sur. proveli su istraživanje na uzorku od trideset i sedam radno aktivnih medicinskih sestara pomoću pedobarografije kako bi se procijenilo opterećenje stopala i njihov utjecaj na zdravlje. Rezultati su pokazali da skupina testiranih medicinskih sestara abnormalno napreže stopala. Primijećen je nesrazmjer između opterećenja na tri glavne potporne točke stopala. Opterećenje glavice prve metatarzalne kosti sa bočne strane prebačeno je na područje druge i treće glavice metatarzalne kosti. Ovakva raspodjela opterećenja rezultira bolnim sindromima u kralježnici i deformacijama stopala pa je važno prevenirati takva stanja nošenjem ispravne medicinske obuće na radnom mjestu [92].

13. Zaključak

Stopala su oslonac čovjekova tijela, specifične anatomske građe koja im daje mnoge funkcije. Ona pružaju podršku tijelu, ravnotežu, prenose sile te služe kao amortizer kako bi ublažila udarce o tlo. Funkcija stopala mijenja se s obzirom na statičke i dinamičke uvjete, a postoje i individualne razlike koje su jedinstvene za svakoga čovjeka. S obzirom na veliku važnost stopala, neizostavan su dio svake fizioterapijske procjene. Procjena opterećenja stopala daje uvid u stanje stopala koje je povezano sa mnogim vanjskim i unutarnjim čimbenicima. Napretkom tehnologije procjena stopala postaje sve preciznija što omogućuje nova saznanja o stopalima te njihovoj povezanosti sa ostatkom tijela. Nove tehnologije poput pedobarografije i 3D skeniranja imaju svoje prednosti i nedostatke. Stoga ih treba neprestano razvijati kako bi se pružila još preciznija i brža procjena, a samim time i dijagnoza te intervencija u cilju poboljšanja kvalitete života pacijenta. Istraživanje koje je provedeno u ovome radu koristi jednu od najnovijih tehnologija sustava Pedoscan koji daje mnogo podataka o opterećenju stopala. Rezultati koji su izneseni te njihova povezanost valja se uzeti sa rezervom. Istraživanje je provedeno na malom broju ispitanika te su ispitanici većinom ženskog spola sve to ukazuje na nedostatke istraživanja koji onemogućavaju donošenje konkretnih zaključaka. Rezultati imaju mnogo odstupanja, njihova povezanost naslućuje se samo u određenim parametrima tako da je svaka povezanost predviđanje trenda koji bi se vjerojatno nastavio da je istraživanje provedeno na većem broju ispitanika. Stoga se preporuča provesti daljnje istraživanje na većem broju ispitanika koje će biti sistematičnije i sadržajnije te na temelju toga donijeti točne zaključke.

14. Literatura

- [1] Chan C.W., Rudins A.: Foot biomechanics during walking and running, Mayo Clin Proc., 1994 May, 69(5), str. 448-461
- [2] Dixon P.C., Böhm H., Döderlein L.: Kinetika gležnja i srednjeg stopala tijekom normalnog hoda: a višesegmentni pristup. J Biomech, 2012., 45., str. 1011.-1016
- [3] Lieberman D.E., Venkadesan M., Werbel W.A. i dr.: Obrasci udara stopala i sile sudara uobičajeno bosi protiv potkovanih trkača, Priroda, 2010, 463, str. 531–535
- [4] Sadeghi H., Allard P., Duhaime M.: 1997 Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. Hum. Mov. Sci., 1997, 16, str. 243–258
- [5] Hughes J.: The clinical use of pedobarography, Acta Orthop Belg, 1993, 59 (1) str. 10–16
- [6] Skopljak A., Muftic M., Sukalo A., Masic I.: Pedobarography in diagnosis and clinical application, Acta Inf Med, 2014, 22(6). str. 374–378
- [7] Zulkifli S.S., Loh W.P.: A state-of-the-art review of foot pressure, Foot Ankle Surg, 2020 Jan, 26(1), str. 25-32
- [8] Patil S.L., Thatte M.A., Chaskar U.M.: Development of planter foot pressure distribution system using flexi force sensors, Sens Transducers, 2009, 108(9), str. 73–79
- [9] Bartlett R., Müller E., Raschner C., Lindinger S., Jordan C.: Pressure distributions on the plantar surface of the foot during the javelin throw, J Appl Biomech, 1995, 11(2), str. 163–176.
- [10] Essa S.: Gait analysis, King Khalid University, Dec. 2015
- [11] Onerge K., Akalan N.E., Leblebici G., Kuchimov S.: How does walking with looking down influence foot pressure distribution?, Gait Posture, 2017, 57, str. 252–253
- [12] Rotim K. i sur.: Anatomija, Zdravstveno Veleučilište Zagreb, Zagreb, 2017., str. 35, 36, 47, 48, 79, 80.
- [13] Kapandji I.A.: The Physiology of the Joints: Lower Limb, Baltimore, MD, Williams & Wilkins, 1970, vol 2
- [14] Goss C.M. i sur.: Gray's Anatomy of the Human Body: Twenty-Ninth American Edition. Philadelphia, PA, Lea & Febiger, 1973
- [15] Elftman H., Manter J.: The evolution of the human foot, with especial reference to the joints, J Anat, 1935, 70, str. 56–67
- [16] Bojsen-Møller F.: Calcaneocuboid joint and stability of the longitudinal arch of the foot at high and low gear push off, J Anat, 1979, 129, str. 165–176

- [17] Ghanem I., Massaad A., Assi A., Rizkallah M., Bizdikian A.J., El Abiad R., Seringe R., Mosca V., Wicart P.: Understanding the foot's functional anatomy in physiological and pathological conditions: the calcaneopedal unit concept, *J Child Orthop*, 2019 Apr, 13(2), str. 134-146
- [18] Asghar A., Naaz S.: The transverse arch in the human feet: A narrative review of its evolution, anatomy, biomechanics and clinical implications, *Morphologie*, 2022 Dec, 106(355), str. 225-234
- [19] Chauhan H.M., Taqi M.: *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Arches of the Foot*, 2022 Nov 9
- [20] Card R.K., Bordoni B.: *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Foot Muscles*, StatPearls Publishing; Treasure Island (FL), Apr 8, 2023.
- [21] Khan I.A., Mahabadi N., D'Abarno A., Varacallo M.: *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Leg Lateral Compartment*, StatPearls Publishing; Treasure Island (FL), Aug 14, 2023.
- [22] Asghar A., Naaz S.: The transverse arch in the human feet: A narrative review of its evolution, anatomy, biomechanics and clinical implications, *Morphologie*, 2022 Dec, 106(355), str. 225-234
- [23] Morton D. J.: Evolution of the longitudinal arch of the human foot., *The Journal of Bone and Joint Surgery, American*, 1924, Volume 6, str. 56–90.
- [24] Winter D. A.: *The biomechanics and motor control of human gait*, University of Waterloo Press, 1987
- [25] Inman V. T., Ralson H. J., Todd F.: *Human walking*, Baltimore: Williams & Wilkins, 1981
- [26] Yu P., Liang M., Ren F.: Locomotion variations of arch index and Interlimb symmetry in shod and barefoot populations, *Applied Bionics and Biomechanics*, 2020, str. 1–5.
- [27] Nigg B. M.: Biomechanical aspects of running, In *Biomechanics of Running Shoes* (Edited by Nigg, B. M.), Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois, 1986, str. 1-26
- [28] Ker R. F., Bennett M. B., Bibby S. R., Kester, R. C., Alexander R. McN.: The spring in the arch of the human foot, *Nature* 325, 1987, str. 147-149.
- [29] Rdzanek J., Świątek J., Wychowański M.: Correlation Between Foot Arch Parameters and Body Balance Performance, *Ortop Traumatol Rehabil.*, 2022 Aug 31, 24(4), str. 263-272

- [30] Carriot J., Bringoux L., Charles C., Mars F., Nougier V., Cian C.: Perceived body orientation in microgravity: effects of prior experience and pressure under the feet, *Aviat. Space. Environ. Med.*, 2004, 75, str. 795–799.
- [31] Mouchnino L., Blouin J.: When standing on a moving support, cutaneous inputs provide sufficient information to plan the anticipatory postural adjustments for gait initiation, *PLoS ONE*, 2013, str. 8
- [32] Meyer P. F., Oddsson L. I. E., De Luca C. J.: The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance, *Exp. Brain Res.*, 2004, 156, str. 505–512.
- [33] Mouchnino L., Aurenty R., Massion J., Pedotti A.: Coordination between equilibrium and head-trunk orientation during leg movement: a new strategy build up by training, *J. Neurophysiol*, 1992, 67, str. 1587–1598
- [34] He Y., Fekete G., Sun D., Baker J.S., Shao S., Gu Y.: Lower Limb Biomechanics during the Topspin Forehand in Table Tennis: A Systemic Review, *Bioengineering (Basel)*, 2022 Jul 25, 9(8), str. 336.
- [35] Viseux F., Lemaire A., Barbier F., Charpentier P., Leteneur S., Villeneuve P.: How can the stimulation of plantar cutaneous receptors improve postural control? Review and clinical commentary, *Neurophysiol Clin*, 2019 Jun, 49(3), str. 263-268.
- [36] Cațan L., Cerbu S., Amaricai E., Suci O., Horhat D.I., Popoiu C.M., Adam O., Boia E.: Assessment of Static Plantar Pressure, Stabilometry, Vitamin D and Bone Mineral Density in Female Adolescents with Moderate Idiopathic Scoliosis, *Int J Environ Res Public Health*, 2020 Mar 24, 17(6), str. 2167
- [37] Lai Z., Hu X., Xu L., Dong K., Wang L.: Evaluating the Function of the Foot Core System in the Elderly, *J Vis Exp*, 2022 Mar 11, (181)
- [38] Minetti A.E., Ardigo L.P., Saibene F.: The transition between walking and running in humans: metabolic and mechanical aspects at different gradients, *Acta Physiologica Scandinavica*, 1994, 150, str. 315-323
- [39] Raynor A.J., Yi C.J., Abernethy B., Jong Q.J.: Are transitions in human gait determined by mechanical, kinetic or energetic factors?, *Human Movement Science*, 2002, 21, str. 785-805
- [40] Arnold E.M., Hamner S.R., Seth A., Millard M., Delp S.L.: How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and run at different speeds, *Journal of Experimental Biology*, 2013, br. 216, str. 2150-2160.

- [41] Neptune R.R., Sasaki K.: Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed, *Journal of Experimental Biology*, 2005, br. 208, str. 799-808
- [42] Melai T., Ijzerman T.H., Schaper N.C., de Lange T.L.H., Willems P.J.B., Meijer K., Lieveise A.G., Savelberg H.H.C.M.: Calculation of plantar pressure time integral, an alternative approach, *Gait Posture*, 2011; 34(3), str. 379-383
- [43] Hoenig T., Hamacher D., Braumann K.M., Zech A., Hollander K.: Analysis of running stability during 5000 m running, *Eur J Sport Sci*, 2019 May, 19(4), str. 413-421
- [44] Hamerman D.: Biology of the aging joint, *Clin Geriatr Med*, 1998;14, str. 417-433
- [45] Nigg B.M., Fisher V., Allinger T.L., Ronsky J.R., Engsberg J.R.: Range of motion of the foot as a function of age, *Foot Ankle* 1992;13: str. 336-343
- [46] Spink MJ F.M., Wee E., Hill K.D., Lord S.R., Menz H.B.: Foot and ankle strength, range of motion, posture, and deformity are associated with balance and functional ability in older adults, *Arch Phys Med Rehabil* 2011;92, str. 68-75
- [47] Giacomozzi C., Leardini A., Caravaggi P.: Correlates between kinematics and baropodometric measurements for an integrated in-vivo assessment of the segmental foot function in gait, *J Biomech*, 2014;47, str. 2654-2659
- [48] Periyasamy R., Anand S.: The effect of foot arch on plantar pressure distribution during standing, *J Med Eng Technol*. 2013 Jul;37(5), str. 342-7
- [49] Andriacchi T.P., Ogle J.A., Galante J.O.: Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements, *J Biomech*, 1997, 10(4), str. 261-268
- [50] Kharb A., Vipin S., Jain Y. K., Dhiman S.: A review of gait cycle and its parameters, *Computer Science*, 2011
- [51] Perry J.: Anatomy and biomechanics of the hindfoot, *Clin Orthop*, 1983,177, str. 9-15
- [52] Mann R., Inman V.: Phasic activity of intrinsic muscles of the foot, *J Bone Joint Surg*, 1964, 46A, str.469-481
- [53] Wright D.G., Desai M.E., Henderson B.S.: Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking, *J Bone Joint Surg*, 1964, 46A, str. 361- 382
- [54] Rodgers M.M., Cavanagh P.R.: Pressure distribution in Morton's foot structure, *Med Sci Sport Exerc*, 1989, 21(1), str. 23-28

- [55] Basmajian V., Stecko G.: The role of muscles in arch support of the foot, *Bone joint Surg*, 1963, 45A, str. 1184 - 1190
- [56] Nakai T., Takakura Y., Sugimoto K., Tamai S., Kurumatani N.: Morphological changes of the ankle in children as assessed by radiography and arthrography, *J. Orthop. Sci.* 2000, 5(2), str. 134–138
- [57] Sanchez E., Sobradillo B., Hernandez M., Rincon J., Narvaiza J.: Standards of skeletal maturity of the ankle and foot in the first two years of life in Spanish children, In: *Human Growth and Development*, Borms, J; Hauspie, R; Sand, A; Susane, C; Hebbelinck, M, eds., New York, Plenum Press, 1984.
- [58] Hallemans A., D'Août K., De Clercq D., Aerts P.: Pressure distribution patterns under the feet of new walkers: the first two months of independent walking, *Foot Ankle Int.*, 2003 May;24(5), str. 444-53
- [59] Sell T.C., Ferris C.M., Abt J.P., et al.: The effect of direction and reaction on the neuromuscular and biomechanical characteristics of the knee during tasks that simulate the noncontact anterior cruciate ligament injury mechanism, *Am J Sports Med.*, 2006;34, str. 43-54
- [60] Petry V.K., Paletta J.R., El-Zayat B.F., Efe T., Michel N.S., Skwara A.: Influence of a training session on postural stability and foot loading patterns in soccer players, *Orthop Rev.* 2016;8, str. 38-42
- [61] Klaić I., Jakuš L. Fizioterapijska procjena, *Zdravstveno Veleučilište u Zagrebu*, Zagreb, 2017.
- [62] Lorkowski J., Gawronska K.: Pedobarography in Physiotherapy: A Narrative Review on Current Knowledge, *Adv Exp Med Biol.*, 2022;1375, str. 13-22
- [63] Telfer S., Bigham J.J.: The influence of population characteristics and measurement system on barefoot plantar pressures: a systematic review and metaregression analysis, *Gait Posture*, 2019, 67, str. 269–276
- [64] Vette A.H., Funabashi M., Lewicke J., Watkins B., Prowse M., Harding G., Silveira A., Saraswat M., Dulai S.: Functional, impulse-based quantification of plantar pressure patterns in typical adult gait, *Gait Posture*, 2019, 67, str. 122–127
- [65] Güven M., Kocadal O., Akman B., Poyanl O.S., Kemah B., Atay E.F.: Proximal femoral nail shows better concordance of gait analysis between operated and uninjured limbs compared to hemiarthroplasty in intertrochanteric femoral fractures, *Injury*, 2016, 47(6), str. 1325–1331

- [66] Hagen L., Pape J.P., Kostakev M., Peterlein C.D.: Pedobarographic changes during first month after subtalar extra-articular screw arthroereisis (SESA) operation of juvenile flexible flatfoot, *Arch Orthop Trauma Surg.*, 2020, 140(3), str. 313–320
- [67] Menz H.B., Morris M.E.: Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people, *Gait Posture*, 2006, 24, str. 229–236
- [68] Burnfield J.M., Few C.D., Mohamed O.S., Jacquelin P.: The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults, *Clin Biomech*, 2004;19 (1), str. 78–84
- [69] Phethean J., Nester C.: The influence of body weight, body mass index and gender on plantar pressures: results of a cross-sectional study of healthy children's feet, *Gait Posture* 2012;36(2), str. 287–290
- [70] Hausdorff J.M., Edelberg H.K., Mitchell S.L., Goldberger A.L., Wei J.Y.: Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers, *Arch Phys Med Rehabil*, 1997;78(3), str. 278–83
- [71] Hellstrom P.A.R., Åkerberg A., Ekström M., Folke M.: Evaluation of the IngVaL pedobarography system for monitoring of walking speed, *Healthc. Inform. Res.*, 2018, 24, str. 118–124
- [72] Kernozek T., Roehrs T., McGarvey S.: Analysis of plantar loading parameters pre and postsurgical intervention for hallux valgus, *Clin. Biomech*, 1997, 12, str. 18–19
- [73] Lorkowski J., Lorkowska B., Skawina A.: Underfoot pressure distribution of patients with spinal problems, *Acta Kinesiol. Univ. Tart.*, 2001, 6, str. 152–155
- [74] Yuan X.N., Liang W.D., Zhou F.H., Li H.T., Zhang L.X., Zhang Z.Q., Li J.J.: Comparison of walking quality variables between incomplete spinal cord injury patients and healthy subjects by using a footscan plantar pressure system, *Neural Regen. Res.*, 2019, 14, str. 354–360
- [75] Gurney J.K., Kersting U.G., 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, 10, str. 24
- [76] Lorkowski J., Mazur T.: Application of the pedobarography in hallux valgus diagnosis, *Scr. Period*, 2000, 3, str. 409–413
- [77] Nicolopoulos C.S., Anderson E.G., Solomonidis S.E., Giannoudis P.V.: Evaluation of the gait analysis FSCAN pressure system: Clinical tool or toy?, *Foot*, 2000, 10, str. 124–130
- [78] Burnfield J.M., Few C.D., Mohamed O.S., Perry J.: The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults, *Clin. Biomech.*, 2004, 19, str. 78–84

- [79] Treleven P.: Sizing us up - new 3-d body scanners are reshaping clothing car seats and more, IEEE Spectrum, 2004, 41: str. 17-19
- [80] Robinette K.M., Daanen H., Paquet E.: The caesar project: a 3-D surface anthropometry survey, The Second International Conference on 3D Imaging and Modelling: 4-8th October 1999; Ottawa 1999, 0380
- [81] Istook C.L., Hwang S.J.: 3D scanning systems with application to the apparel industry, J Fash Market Manage, 2000, 5, str. 120-132
- [82] Luximon A., Goonetilleke R.S.: Foot Shape Modeling, Hum Factors, 2004, 46, str. 304-315
- [83] Leng J., Du R.: A CAD approach for designing customised shoe last, Comput Aided D Appl, 2006, 3, str. 377-384
- [84] Kimura M., Mochimaru M., Kanade T.: 3D measurement of feature crosssections of foot while walking, Mach Vis Appl
- [85] Payne C.: Cost Benefit comparison of plaster casts and optical scans of the foot for the manufacture of foot orthoses, Aust J Podiat Med, 2007, 41(2), str. 29-31
- [86] Chuter V., Payne C., Miller K.: Variability of neutral position casting of the foot, J Am Podiat Med Assoc , 2003, 93, str. 1-5
- [87] Telfer S., Woodburn J.: The use of 3D surface scanning for the measurement and assessment of the human foot, J Foot Ankle Res., 2010 Sep 5;3: str. 19
- [88] Brognara L., Fantini M., Morellato K., Graziani G., Baldini N., Cauli O.: Foot Orthosis and Sensorized House Slipper by 3D Printing, Materials (Basel), 2022 Jun 8;15(12):4064
- [89] Powers O.A., Palmer J.R., Wilken J.M.: Reliability and validity of 3D limb scanning for ankle-foot orthosis fitting, Prosthet Orthot Int, 2022 Feb 1;46(1), str. 84-90
- [90] <https://www.who.int/data/gho/data/themes/topics/topic-details/GHO/body-mass-index>
- [91] Yang D.J., Park S.K., Kim J.H., Heo J.W., Lee Y.S., Uhm Y.H.: Effect of changes in postural alignment on foot pressure and walking ability of stroke patients, J Phys Ther Sci., 2015 Sep, 27(9), str. 2943-2945
- [92] Kołcz A., Głowska N., Kowal M., Paprocka-Borowicz M.: Baropodometric evaluation of foot load distribution during gait in the group of professionally active nurses, J Occup Health, 2020 Jan;62(1)

Popis tablica

Tablica 10.1. Karakteristike uzorka ispitanika koji su sudjelovali u istraživanju	27
Tablica 11.1. Antropometrijske karakteristike ispitanika.....	30
Tablica 11.2. Mjerenje pomoću sustava Pedoscan – statički uvjeti; raspodjela tjelesne težine i maksimalne sile	31
Tablica 11.3. Mjerenje pomoću sustava Pedoscan – statički uvjeti; pomicanje COP-a, ukupan COP, površina stopala u posturalnom njihanju	32
Tablica 11.4. Mjerenje pomoću sustava Pedoscan – dinamički uvjeti; vrijeme kontakta stopala sa tlom, maksimalna vrijednost stila pritiska na stopala.....	33
Tablica 11.5. Mjerenje pomoću sustava Pedoscan – usporedba površine stopala u kontaktu s tlom u statičkim i dinamičkim uvjetima	34

Popis slika

Slika 1.1. Prilagodba stopala na različite potporne površine.....	1
Slika 2.1. Anatomske prikaz kostiju stopala	3
Slika 2.2. Mišići stopala: a) plantarni površinski i duboki mišići, b) duboki mišići	5
Slika 2.1.1. Povezanost tri uporišne točke stopala	5
Slika 2.1.2. Lukovi stopala	7
Slika 5.1.1. Analiza hoda – faze	15
Slika 7.1.2.1. Slika plantarne raspodjele tlaka – pedobarografija	21
Slika 7.2.1. Računalni prikaz plantarnog dijela stopala u 3D skeniranju	22
Slika 7.2.2.1. Karbonski AFO (Ankle Foot Orthosis)	24
Slika 12.1. Normalna raspodjela tjelesne težine; 50 % na desnu stranu, 50 % na lijevu stranu, 40 % anteriorno, 60 % posteriorno	35
Slika 12.2. Primjer zabilježenih promjena opterećenja stopala s naglaskom na dominaciju desne strane.....	36

Popis grafikona

Graf 11.1. Modaliteti tjelesne aktivnosti ispitanika.....	28
Graf 11.2. Razlozi ne prakticiranja tjelesne aktivnosti.....	28
Graf 11.3. Vrijeme u danu provedeno sjedeći	29
Graf 11.4. Vrijeme u danu provedeno hodajući	29
Graf 11.5. Vrsta obuće u kojoj ispitanici provedu veći dio dana	30

Prilog 1.

INFORMIRANI PRISTANAK/SUGLASNOST ZA SUDJELOVANJE U ISTRAŽIVANJU

Naziv istraživanja: Procjena opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima

Istraživač: Iva Brlek, studentica treće godine prijediplomskog studija Fizioterapije, Sveučilište Sjever, Odjel za Fizioterapiju.

Mentor: Anica Kuzmić, mag.physioth.pred.

Cilj istraživanja: Cilj ovog rada je procjena opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima kod studenata Fizioterapije. Nastoji se utvrditi kakva je raspodjela težine tijela na stopala, površina stopala koja je u kontaktu sa tlom, vrijeme kontakta stopala sa tlom te centar opterećenja tj. pritisak na stopala.

RIZICI:

Nema rizika za sudionike. Istraživanje bi trebalo dati značajan doprinos u procjeni opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima kod studenata.

METODOLOGIJA

Za procjeni opterećenja stopala u mirovanju i kretanju koristiti će se senzorska tehnologija sustava Pedoscan koja omogućava precizno mjerenje položaja stopala, sile pritiska u statičkim i dinamičkim uvjetima. Optička povratna informacija bilježiti će se na računalu dajući uvid u razne parametre stopala kao glavnog oslonca tijela. Sami postupak snimanja traje vrlo kratko, bezbolno je i nema zračenja (može biti samo prisutna neugoda zbog skidanja obuće). Za analizu stopala ispitanik se oslobađa obuće (može imati čarape), snimanje se vrši u statičkim i dinamičkim uvjetima. Mjerenje ispitanika je bezbolno, i provoditi će se isključivo u prisustvo mentora, a svaki ispitanik ukoliko osjeti neugodu uvijek može odustati od sudjelovanja. Nakon provedenog mjerenja ispitanici popunjavaju anketu bilježenjem sociodemografskih podataka, antropometrijskih karakteristika te radnu i tjelesnu aktivnost. Mjesto istraživanja: Istraživački kabinet za Fizioterapiju, Sveučilište Sjever, Odjel za Fizioterapiju, Varaždin.

OSTALE INFORMACIJE:

Povjerljivost informacija o Vašem identitetu u istraživanju je zajamčena. Vaša analiza i podaci biti će kodirani brojem. Rezultati istraživanja koristiti će se samo u znanstvene svrhe (znanstveni časopisi, znanstveni i stručni skupovi) kao i *za izradu završnog rada istraživača*. Sudjelovanje u istraživanju je dobrovoljno i imate pravo odustati od sudjelovanja ili se povući. Sudjelovanjem u ovom istraživanju dajete svoj informirani pristanak na opisane postupke.

Potvrđujem, da sam dana pročitao/pročitala obavijest za gore navedeno istraživanje, te sam imao/imala priliku postavljati pitanja. Znam da je moje sudjelovanje dobrovoljno te da se mogu povući u bilo koje vrijeme, bez navođenja razloga i bez ikakvih posljedica. Obzirom da je cilj istraživanja isključivo povezan s značajnim doprinosom bez štetnih učinaka i upotrebe podataka u neke druge svrhe, spreman/spremna sam sudjelovati u navedenom istraživanju.

Ja ----- (Ime i Prezime ispitanika), dajem suglasnost za sudjelovanje u istraživanju i dozvoljavam da se rezultati mogu koristiti u prije navedeno.

Potpis sudionika: ----- Potpis istraživača: -----

Sveučilište
Sjever

IZJAVA O AUTORSTVU

I

SUGLASNOST ZA JAVNU OBJAVU

Završni/diplomski rad isključivo je autorsko djelo studenta koji je isti izradio te student odgovara za istinitost, izvornost i ispravnost teksta rada. U radu se ne smiju koristiti dijelovi tuđih radova (knjiga, članaka, doktorskih disertacija, magistarskih radova, izvora s interneta, i drugih izvora) bez navođenja izvora i autora navedenih radova. Svi dijelovi tuđih radova moraju biti pravilno navedeni i citirani. Dijelovi tuđih radova koji nisu pravilno citirani, smatraju se plagijatom, odnosno nezakonitim prisvajanjem tuđeg znanstvenog ili stručnog rada. Sukladno navedenom studenti su dužni potpisati izjavu o autorstvu rada.

Ja, IVA BRLEK (ime i prezime) pod punom moralnom, materijalnom i kaznenom odgovornošću, izjavljujem da sam isključivi autor/ica završnog/diplomskog (obrisati nepotrebno) rada pod naslovom Priznata opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima (upisati naslov) te da u navedenom radu nisu na nedozvoljeni način (bez pravilnog citiranja) korišteni dijelovi tuđih radova.

Student/ica:
(upisati ime i prezime)

Iva Brlek
(vlastoručni potpis)

Sukladno Zakonu o znanstvenoj djelatnosti i visokom obrazovanju završne/diplomske radove sveučilišta su dužna trajno objaviti na javnoj internetskoj bazi sveučilišne knjižnice u sastavu sveučilišta te kopirati u javnu internetsku bazu završnih/diplomskih radova Nacionalne i sveučilišne knjižnice. Završni radovi istovrsnih umjetničkih studija koji se realiziraju kroz umjetnička ostvarenja objavljuju se na odgovarajući način.

Ja, IVA BRLEK (ime i prezime) neopozivo izjavljujem da sam suglasan/na s javnom objavom završnog/diplomskog (obrisati nepotrebno) rada pod naslovom Priznata opterećenja stopala u statičkim i dinamičkim uvjetima (upisati naslov) čiji sam autor/ica.

Student/ica:
(upisati ime i prezime)

Iva Brlek
(vlastoručni potpis)