

# SILA OPTEREĆENJA I VRIJEME OPTEREĆENJA STOPALA U HODU KOD STUDENATA FIZIOTERAPIJE

---

Vračar, Anja

Undergraduate thesis / Završni rad

2020

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

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:184:720686>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2024-09-22**

*Repository / Repozitorij:*

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



SVEUČILIŠTE U RIJECI  
FAKULTET ZDRAVSTVENIH STUDIJA  
PREDDIPLOMSKI STRUČNI STUDIJ FIZIOTERAPIJA

Anja Vračar

**SILA OPTEREĆENJA I VRIJEME OPTEREĆENJA STOPALA U HODU KOD  
STUDENATA FIZIOTERAPIJE**

Završni rad

Rijeka, 2020.

UNIVERSITY OF RIJEKA  
FACULTY OF HEALTH STUDIES  
UNDERGRADUATE STUDY OF PHYSIOTHERAPY

Anja Vračar

**THE FORCE AND TIME LOAD OF THE FOOT DURING GAIT AMONG THE  
STUDENTS OF PHYSIOTHERAPY**

Final work

Rijeka, 2020.

Zahvaljujem se mentoru, višem predavaču Verneru Marijančiću mag.rehab.educ., na strpljenju i trudu tijekom izrade završnog rada. Također, želim se zahvaliti roditeljima i dečku koji su me bezuvjetno podržavali tijekom protekle tri godine studiranja.

## Izješće o provedenoj provjeri izvornosti studentskog rada

### Opći podatci o studentu:

Sastavnica	FAKULTET ZDRAVSTVENIH STUDIJA
Studij	Preddiplomski stručni studij Fizioterapije
Vrsta studentskog rada	Završni rad
Ime i prezime studenta	Anja Vračar
JMBAG	1117029

### Podatci o radu studenta:

Naslov rada	SILA OPTEREĆENJA I VRIJEME OPTEREĆENJA STOPALA U HODU KOD STUDENATA FIZIOTERAPIJE
Ime i prezime mentora	Viši predavač Verner Marijančić mag. rehab. Educ.
Datum predaje rada	08.10.2020.
Identifikacijski br. podneska	1408939798
Datum provjere rada	08.10.2020.
Ime datoteke	AnjaVracar.docx
Veličina datoteke	1.12M
Broj znakova	33,229
Broj riječi	5,411
Broj stranica	30

### Podudarnost studentskog rada:

Podudarnost (%)	2 %
-----------------	-----

### Izjava mentora o izvornosti studentskog rada

Mišljenje mentora	
Datum izdavanja mišljenja	08, listopad, 2020.
Rad zadovoljava uvjete izvornosti	DA
Rad ne zadovoljava uvjete izvornosti	DA
Obrazloženje mentora (po potrebi dodati zasebno)	Završni rad učinjen je sukladno pravilniku o izradi diplomskih radova Fakulteta zdravstvenih studija.

Datum  
08.10.2020.

Potpis mentora  
Viši predavač Verner Marijančić  
mag.rehab.educ

## SADRŽAJ

1. UVOD I PREGLED PODRUČJA ISTRAŽIVANJA.....	6
2. CILJ ISTRAŽIVANJA .....	9
3. ANATOMIJA DONJIH EKSTREMITETA.....	10
4. CIKLUS HODA.....	12
4.1. <i>Faza oslonca</i> .....	13
4.2. <i>Faza njihanja</i> .....	16
4.3. <i>Aktivacija mišića u hodu</i> .....	16
5. ISPITANICI I METODE .....	18
6. REZULTATI.....	21
6.1. <i>Sila opterećenja stopala</i> .....	21
6.1.1. <i>Lijevo stopalo</i> .....	21
6.1.2. <i>Desno stopalo</i> .....	22
6.1.3. <i>Testiranje razlike aritmetičkih sredina</i> .....	22
6.2. <i>Vrijeme opterećenja stopala</i> .....	23
6.2.1. <i>Lijevo stopalo</i> .....	23
6.2.2. <i>Desno stopalo</i> .....	24
6.2.3. <i>Testiranje razlike aritmetičkih sredina</i> .....	24
7. RASPRAVA .....	25
8. ZAKLJUČAK .....	26
SAŽETAK.....	27
SUMMARY .....	28
LITERATURA.....	29
PRILOZI.....	31
ŽIVOTOPIS .....	32

## 1. UVOD I PREGLED PODRUČJA ISTRAŽIVANJA

Hod kao osnovni način čovjekova kretanja ujedno je i obilježje vrste. Odrasla osoba je psihofizičkog stanja pojedinca, a toliko je individualan da je pojedinca moguće prepoznati prema načinu hoda(1). Budući da je hod kompleksna aktivnost tijela, može se definirati na više načina. Cijenjeni riječki anatom i emeritus Medicinskog fakulteta u Rijeci, prof. dr. Zdenko Križan opisao je hod kao složenu funkciju koja obuhvaća veliki broj mišića. Nadalje podijelio je hod u dvije faze: fazu opterećenja u kojoj stopalo stajalice noge dodiruje tlo, a noga nosi težinu tijela te slijedeću, vremenski kraću fazu u kojoj se noga slobodno kreće prema naprijed(2). Generalno gledajući hod je opisan kao aktivno kretanje tijela izmjeničnim kretanjima donjih ekstremiteta, to jest pomicanje tijela s jednog mjesta na drugo. Strogo mehanički gledano može se reći da je bipedalni hod čovjeka naizmjenični gubitak i ponovno uspostavljanje ravnoteže tijela s time da se ravnoteža treba postići prije nego se apsolutno narušila ravnoteža uz pad tijela. Hod može biti raznolik, ne samo kod oboljelih već i kod zdravih ljudi, a ovisi o nizu faktora kao što su konstitucija, spol, dob i uhranjenost. Također umor, obuća, priroda tla pa i sam razlog hoda mogu utjecati na hod osobe. Pretpostavlja se da su neki prethodno spomenuti faktori zaintrigirali niz kliničara i stručnjaka za analiziranje i detaljnije proučavanje hoda(1). Tako je Borelli u drugoj polovici 17. stoljeća u djelu „De motu animalium“ opisivao pokrete čovjekova tijela s posebnim naglaskom na hod, ali se može pretpostaviti da je i prije toga postojalo zanimanje za analiziranje hoda. Njegovi zapisi postali su temelj brojnih proučavanja hoda čovjeka jer je razmotrio utjecaj gravitacije te spominje i propulziju tijela s pomakom težišta naprijed. Ne smije se zanemariti niti Leonardo da Vinci i njegovo zanimanje za ravnoteže čovjeka u raznim položajima koje je dovodio i u vezu s hodom(1). Ipak Borelli je svojim djelima nadahnuo znanstvenike koji su djelovali poslije njega da nastave istim smjerom i posvete se analizi čovječjeg hoda te ga s razlogom nazivaju »ocem biomehanike«(3).

Od Borellijevog doba do danas razvilo se mnogo tehnika te je došlo do nevjerojatnog napretka tehnologije. Posljedica toga su brojni načini ispitivanja i analiziranja parametara hoda od videosnimke, pedobarografije, prekinute svjetlosne fotografije, elektrogoniometara, višeosnih akcelometara sve do kompjuterske 3D analize(3). Već krajem 19. stoljeća francuski znanstvenik Etienne-Jules Marey otkrio je kronofotografije. Shvativši da je tako prikazana samo jedna dimenzija slučaja razvio je trakcijski dinamograf(današnju mjernu ćeliju) i dinamografsku platformu(preteću današnjih pritisnih platformi)(4).

Tridesetih godina 20.-og stoljeća koristila se nešto jednostavnija oprema za ispitivanje opterećenja stopala koja je uključivala tintu, no platforme kakve poznajemo danas počele su se rabiti od 1985. godine nadalje(5). Novije tehnologije omogućavaju električnim sensorima koji su povezani s računalnim uređajima da bilježe opterećenja stopala pomoću sustava platforme ili sustava koji se umeće u obuću; generirajući preciznije rezultate uz mogućnost pohrane velikog broja podataka(5).

Nekoliko tehnika usvojenih u analizama opterećenja stopala uključuju integraciju između izmjerenih ovisnih varijabli; integral tlaka i vremena bio je preliminarni pristup koji je otkrio Soames(6). Autor je povezo raspođjelu tlaka u stopalima bilo po vremenskim varijablama ili maksimalnom tlaku. Nije primijećena integracija među varijablama. Očigledno se mogu generirati najmanje dvije ili više mjerenja varijabli koje povezuju ove vremenske varijable zajedno s opterećenjem stopala. Nedavni trend dokazao je pojavu korištenja tehnologije; u kojem bi se mjerenje opterećenja stopala moglo integrirati ne samo između maksimalnog tlaka i vremenskih varijabli, već i s različitim brzinama hodanja, dodatnim opterećenjem, nagibom i površinskim kontaktom(5). Primjerice Butterworth i sur. promatrali su karakteristike plantarnog opterećenja koristeći MatScan® sustav pri ispitivanju pojedinaca normalne tjelesne mase te pretilih pojedinaca. Prikupljeni rezultati su analiza hoda bez obuće, različitim brzina hoda preko pritisne platforme(7). Zhang i Li odlučili su se za korištenje senzora u obući kako bi prikupili podatke o opterećenju stopala dok su ispitanici hodali na pokretnoj traci različitim brzinama(8).

Kao što je već spomenuto, iz hoda čovjeka može se iščitati mnogo o njegovom psihofizičkom stanju. Slično se može reći i za raspored opterećenja ispod stopala pojedinca. Opterećenje uvelike ovisi o posturi i zdravlju stopala. Raspon opterećenja kod normalnog(zdravog) stopala znatno se razlikuje od abnormalnog(nezdravog) stopala pri istim ili sličnim uvjetima bez obzira koristi li se za ispitivanje platforma ili senzori u obući. Nešto više vrijednosti opterećenja uočene su kod abnormalnog stopala u usporedbi s normalnim zbog različite osjetljivosti i zdravstvenih stanja(5). Prema nekim istraživanjima ulkusi na stopalima uzrokovani dijabetesom mogu rezultirati pretjeranim opterećenjem na stopalo u određenim regijama(9). Tako je primijećeno povećano opterećenje kod nezdravih ispitanika kao što su dijabetičari ili pacijenti s bolestima stopala te kod ispitanika koji se bave teškim fizičkim poslovima(5).



S druge strane, obzirom na prirodu sportske aktivnosti, raspodjela opterećenja stopala i područje maksimalnog pritiska među sportašima razlikuju se ovisno o vrsti sporta. Aktivnosti poput stajanja, hodanja, trčanja, vožnje bicikle i bacanja koplja doprinose različitim rasponima opterećenja stopala. Osim različitih aktivnosti, razlike u opterećenju stopala uzrokuju individualne karakteristike kao što su dob, zdravlje i fizička sprema. Stoga su ključna razmatranja pri odabiru opreme i specifikacija za ispitivanje opterećenja stopala, a to su zdravstveno stanje stopala, dob i aktivnost subjekta(5).

## 2. CILJ ISTRAŽIVANJA

Budući da je hod okarakteriziran kao odraz zdravlja pojedinca, njegova procjena je od iznimne važnosti. Upravo zato inspekcija hoda može se smatrati polaznom točkom svake fizioterapijske intervencije. Isto se može reći i za stopalo kao jedini segment tijela koji je u kontaktu s podlogom prilikom hoda. Stopalo je polazna točka od koje kreće korak stoga se zdravlje stopala ne smije zanemariti. Cilj ovoga rada je dokazati da nema statistički značajne razlike u sili opterećenja i vremenu opterećenja između lijevoga i desnoga stopala u studenata fizioterapije.

Najprije će biti opisana anatomija donjih ekstremiteta, a posebice stopala s naglaskom na oblik i svodove stopala. Slijedi objašnjenje ciklusa hoda kroz fazu oslonca i fazu njihanja te prikaz aktivacije mišića prilikom hoda.

U nastavku je predstavljena metoda odabira ispitanika i korištene opreme, a putem slikovnih i tabličnih prikaza biti će izneseni rezultati provedenoga istraživanja.

Svrha ovoga rada je da zaintrigira stručnjake i potakne na razgovor o značaju zdravlja stopala kako bi se provelo više istraživanja i saznale bitne činjenice primjenjive u kliničkoj praksi.

### 3. ANATOMIJA DONJIH EKSTREMITETA

Prije proučavanja biomehanike hoda potrebno je razumijevanje anatomije donjih ekstremiteta. Svako stopalo ima 26 kostiju, a između gležnja i kuka nalaze se još 4- *tibia*, *fibula*, *patella* i *femur*. Ovih 30 kostiju sa svake strane čine kostur donjih ekstremiteta(10).

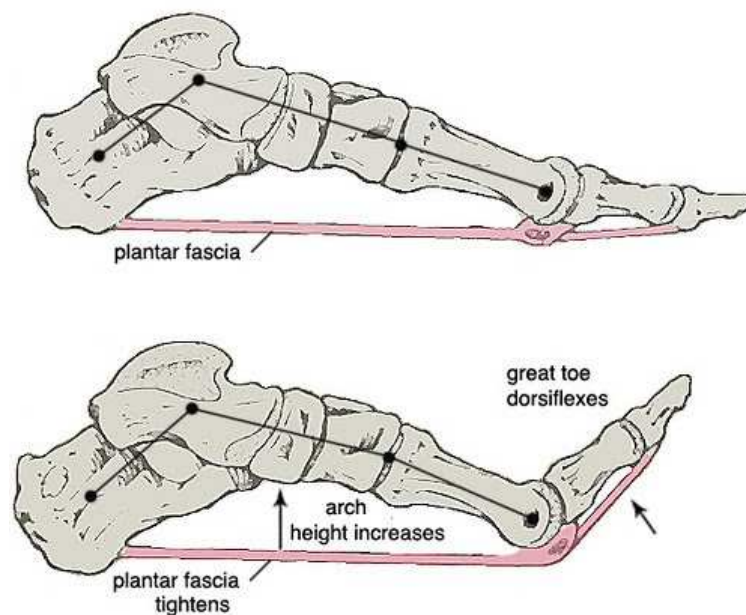
Dvije kosti stražnjeg dijela stopala(*lat. tarsus*) su petna kost (*lat. calcaneus*) i kost gležnja (*lat. talus*) (10). Na njih se nastavljaju navikularna kosti *lat. os naviculare*, kockasta kost *lat. os cuboideum* te distalnije postavljene tri klinaste kosti zajedničkog naziva *lat. ossa cuneiformia*(2). Distalno u središnjem dijelu stopala se nalazi pet metatarzalnih kostiju; pričvršćene na *tarsus* proksimalno svojim bazama i oblikuju područje za prijenos težine na distalno postavljene glavice metatarzalnih kostiju. Najšira i najbliža središnjoj liniji tijela je prva metatarzalna kost, a preostale gledano od medijalno prema lateralno su numerirane rednim brojevima od II-V. U metatarzalnih kostiju obično nema kretnji već su čvrsto fiksirane u području baza(10). Najdistalniji dio stopala čine kosti nožnih prstiju koji brojem odgovaraju kostima metatarzusa. Svaki prst ima tri članka- proksimalni, medijalni i distalni. Jedina iznimka je palac koji ima samo dva- proksimalni i distalni(2). Isto tako valja spomenuti i sezamske kosti koje se nalaze ispod glave prve metatarzalne kosti u oba stopala. Uložene su u tetive *m. flexora hallucisa brevis* na plantarnoj strani stopala. Tijekom propulzije u ciklusu hoda sezamske kosti pomažu u preraspodjeli i ublažavanju sile nad glavom prve metatarzalne kosti(10).



Slika 1. Kost i zglobovi stopala

Izvor: Webster JG, Abu-Faraj ZO, Harris GF, Smith PA, Hassani S. Human gait and Clinical Movement Analysis [Internet]. Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering. 2015. 20–41 p.

Kosti stopala međusobno su povezane ligamentima, ali niti jedna kost između *calcaneusa* i glavica metatarzalnih kostiju ne prenose težinu tijela direktno na podlogu. Dakle, težina sa talusa se prenosi na *calcaneus* straga i na glave metatarzalnih kostiju sprijeda. Neobičan oblik kostiju, u kombinaciji s ligamentarnim i, u manjoj mjeri, mišićnim aparatom tvori dva uzdužna luka- medijalni i lateralni te manje primjetan poprečni luk. Lukovi štite stopalo tako što redistribuiraju pritisak te istovremeno čine stopalo i rigidnim i mobilnim.



Slika 2. Mehanizam vitla plantarne fascije

Physiopedia contributors. Windlass test [Internet]. Physiopedia. Available from:

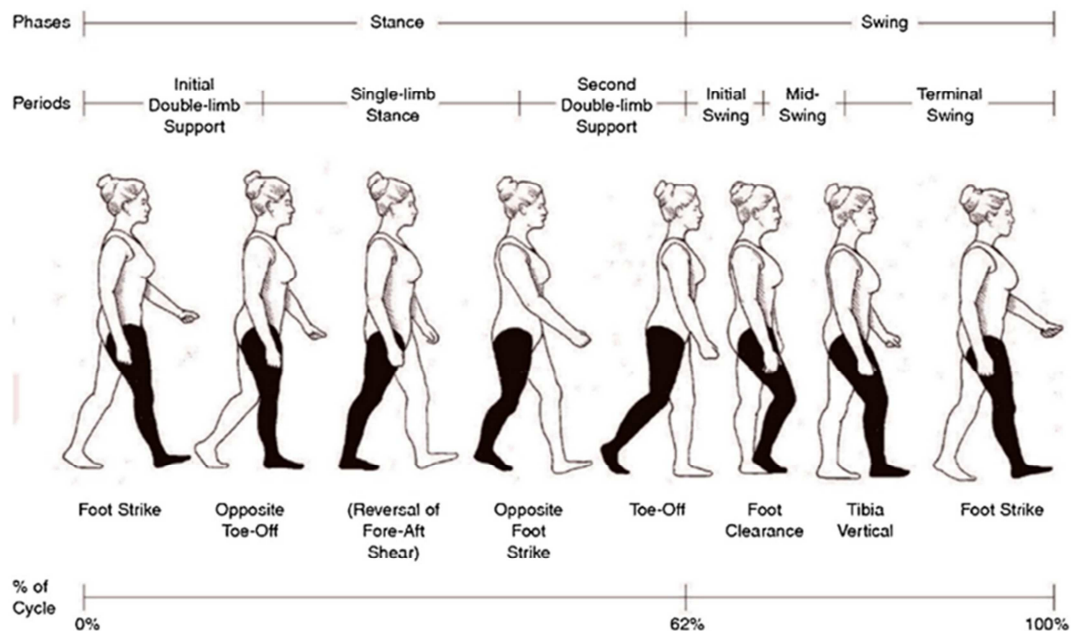
[https://www.physio-pedia.com/Windlass\\_test](https://www.physio-pedia.com/Windlass_test)

Od posebne važnosti je i plantarna aponeuroza (10) koja simulira kabel pričvršćen za *calcaneus* i metatarzofalangealne zglobove i posljedično dolazi do efekta vitla(11). Dorzalna fleksija tijekom propulzivne faze hoda namotava plantarnu fasciju oko glava metatarzalnih kostiju. Ovim namotajem plantarne fascije skraćuje se udaljenost između *calcaneusa* i glava metatarzalnih kostiju kako bi se uzdignuo medijalni uzdužni luk. Skraćivanje plantarne fascije, koje je rezultat dorzalne fleksije *halluxa*, suština je mehanizma vitla(11).

#### 4. CIKLUS HODA

Ljudski hod je ciklična aktivnost koja se može opisati kao niz diskretnih događaja. Ciklus hoda često se definira kao razdoblje između početnog kontakta jedne noge s podlogom i sljedećeg kontakta iste noge. Ciklus hoda sastoji se od dvije glavne faze: faze oslonca i faze njihanja. Faza oslonca je dio ciklusa hoda kada je stopalo u dodiru s tlom i obično predstavlja približno 62% ukupnog ciklusa normalnog hoda kod odraslih. Tri nožne »klackalice« (*calcaneus*, *talus* i *metatarsus*) dolaze do izražaja u fazi oslonca i služe za kontrolu pada tijela prema naprijed tijekom kretanja. Faza njihanja definira se kao razdoblje kada stopalo više ne dodiruje tlo dok noga putuje prema naprijed u pripremi za sljedeći kontakt s podlogom. Faza njihanja zauzima preostalih 38% ciklusa hoda(3).

Ciklus hoda također karakterizira osam različitih dijelova koji ocrtavaju specifične biomehaničke funkcije. Faza oslonca sastoji se od pet dijelova: početnog kontakta, odgovora na opterećenje, središnjeg oslonca, završnog oslonca i faze prije njihanja. Faza njihanja, s druge strane, sastoji se od tri dijela: početnog njihanja, središnjeg njihanja i završnog njihanja(3).



Slika 3. Ciklus hoda po fazama

Izvor: Zulkifli SS, Loh WP. A state-of-the-art review of foot pressure. *Foot Ankle Surg.* 2018;26(1):25–32.

#### 4.1. Faza oslonca

Početni kontakt događa se kada stopalo udari o tlo i označava početak faze oslonca. U normalnom hodu početni kontakt često se naziva udarcem pete. Tijekom početnog kontakta centar težišta tijela nalazi se u najnižem položaju, a noga je postavljena tako da započinje faza oslonca s prvom nožnom »klackalicom« odnosno petnom kosti. Takozvano »klackanje« pete javlja se kada peta dodiruje tlo prilikom inicijalnog kontakta i napreduje dok stopalo plantarnom fleksijom ne dođe u potpuni kontakt s tlom. Početni kontakt ostvaruje se u jednoj točki zbog čega peta kao prva nožna »klackalica« djeluje kao nestabilan sustav poluga. Posljedično tome stopalo je prisiljeno kretati se naprijed tijekom razdoblja odgovora na opterećenje s uporištem na petnoj kosti. Tijekom »klackanja« petne kosti, pretibijalni mišići (*m. tibialis anterior*, *m. extensor digitorum longus*, *m. extensor hallucis longus*, *m. peroneus tertius*) ekscentrično se kontrahiraju kako bi se suprotstavili sili gravitacije. Njihova ekscentrična kontrakcija uzrokuje »klackanje« pete koje služi kao amortizer i kontrolira brzinu spuštanja stopala u trenutku početnog kontakta(3).



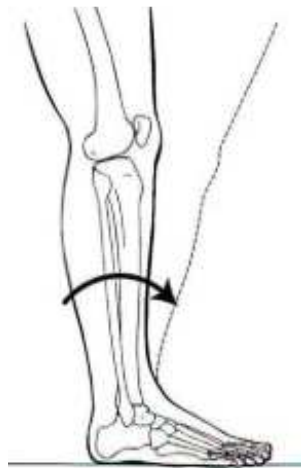
Slika 4. Prva nožna »klackalica«

Izvor: Webster JG, Abu-Faraj ZO, Harris GF, Smith PA, Hassani S. Human gait and Clinical Movement Analysis. Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering. 2015. 20–41 p.

Odgovor na opterećenje prvo je razdoblje oslonca na obje noge, a traje od početnog kontakta(0%) do približno 12% ciklusa hoda. U tom razdoblju noga djeluje kao amortizer što rezultira fleksijom koljena te istovremenim prihvaćanjem opterećenja i usporavanjem tijela.

Razdoblje od početnog kontakta do odgovora na opterećenje naziva se još i prihvaćanjem težine. Tijekom prihvaćanja težine noga pruža stabilnost, omogućava apsorpciju udara i kontrolu pomaka prema naprijed(3).

Oslonac na jednoj nozi označava razdoblje od središnjeg oslonca do završnog oslonca. U ovom periodu suprotna noga se nalazi u fazi njihanja. Budući da je normalan hod simetričan, ovo razdoblje zauzima 38% ukupnog ciklusa hoda. Središnji oslonac je razdoblje neposredno nakon odgovora na opterećenje. Obuhvaća prvu polovinu oslonca jednom nogom od približno 12% do 31% cjelokupnog ciklusa hoda. Period središnjeg oslonca započinje kada se kontralateralno stopalo odvoji od podloge, započinjući fazu njihanja suprotnom nogom, a završava u trenutku kada centar težišta tijela usporava dok prelazi preko prednjeg dijela stopala stajace noge. Za središnji oslonac je karakteristična druga nožna »klackalica«(*talus*) te se tada stopalo dorzalno flektira u gornjem nožnom zglobu. Inercija prisiljava tibiju da putuje prema naprijed i dolje smanjujući kut između stopala i potkoljenice s uporištem na talusu. Razdoblje druge nožne „klackalice“ počinje kada je stopalo na podlozi, a završava kada djelovanje mišića ne dopušta daljnju dorzalnu fleksiju. Uzrok tome je ekscentrična kontrakcija plantarnih fleksora(*m. gastrocnemiusa* i *soleusa*), a prvenstveno *soleusa*(3).



Slika 5. Druga nožna »klackalica«

Izvor: Webster JG, Abu-Faraj ZO, Harris GF, Smith PA, Hassani S. Human gait and Clinical Movement Analysis. Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering. 2015. 20–41 p.

Završni oslonac obuhvaća drugu polovinu oslonca na jednu nogu koja pokriva 31% do 50% ukupnog ciklusa hoda. On započinje u trenutku podizanja pete od podloge i traje dok suprotna noga ne dođe u kontakt s tlom. U tom razdoblju centar težišta tijela vodi prednji dio stopala i ubrzava padajući prema naprijed na suprotnu, sada već prednju nogu. Završni oslonac je period treće nožne »klackalice«(*metatarsus*). On započinje na kraju središnjeg oslonca i početkom završnog oslonca kada se centar pritiska pod stopalom približi glavama metatarzalnih kostiju, a peta se počne dizati. Tada metatarsofalangealni zglobovi djeluju unisono i omogućavaju pad prema naprijed. Ovaj pad prema naprijed započinje tako što centar težišta tijela vodi centar pritiska ispod stopala. U ovom periodu, plantarni fleksori se koncentrično kontrahiraju. Zbog toga treća nožna »klackalica« služi za ubrzanje kako bi se noga pripremila za fazu prije njihanja(3).



Slika 6. Treća nožna »klackalica«

Izvor: Webster JG, Abu-Faraj ZO, Harris GF, Smith PA, Hassani S. Human gait and Clinical Movement Analysis. Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering. 2015. 20–41 p.

Fazom prije njihanja završava faza oslonca u hodu. To je ujedno i posljednje razdoblje oslonca na obje noge, koje se proteže od 50% do 62% ukupnog ciklusa hoda. Ova faza započinje početnim kontaktom kolateralne noge i završava završnim kontaktom stajave noge u trenutku kada stopalo na kojem je bio oslonac se odigne od podloge. U ovom trenutku završava faza oslonca i počinje faza njihanja. Kod normalnog hoda, nožni palac (*hallux*) je često zadnji segment stopala koji se odvaja od tla prije njihanja(3).



#### **4.2. Faza njihanja**

Faza njihanja predstavlja zadnju fazu ciklusa hoda odnosi se na pomak noge prema naprijed. Tijekom ove faze, noga koja se niže ponaša se poput složenog njihala. Razdoblje njihanja kontrolirano je inercijom mase noge. Varijacija kadence u hodu uvelike ovise o sposobnosti pojedinca da promijeni duljinu razdoblja njihala. Početno njihanje započinje na nožnom palcu i ide prema naprijed dok noga koja se niže nije poravnata sa kontralateralnom nogom. To je period moduliranog ubrzanja koje obuhvaća vrijeme od 62% do 75% ukupnog ciklusa hoda i obično zauzima trećinu faze njihanja. Središnje njihanje počinje u trenutku poravnanja njišuće noge s kontralateralnom nogom, a završava se kada se njišuća noga nalazi ispred noge na kojoj je oslonac. Ovo je prijelazno razdoblje koje definira srednju trećinu faze njihanja od 75% do 87% cjelokupnog ciklusa hoda. Završno njihanje inicirano je vertikalnim poravnanjem tibije i traje do početnog kontakta. Čini posljednju trećinu faze njihanja, od 87% do 100% ukupnog ciklusa hoda(3).

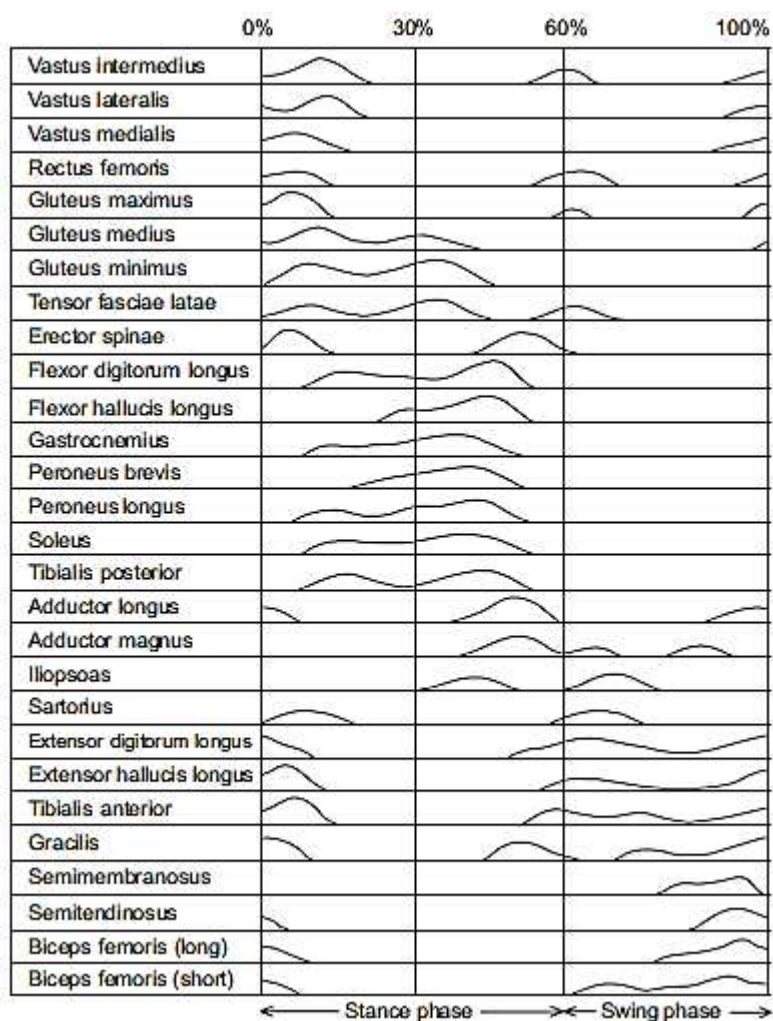
#### **4.3. Aktivacija mišića u hodu**

Za bolje razumijevanje aktivacije mišića prilikom hoda, potrebno je podijeliti hod na fazu oslonca s dvije noge i fazu oslonca s jednom nogom.

U fazi oslonca na dvije noge stopalo prednje noge je petom u kontaktu s podlogom i tada prestaje aktivnost *m. tibialis anterior*, *m. extensor digitorum longus* i *m. extensor hallucis longus*. Fleksiju koljena sprječava *m. quadriceps femoris*, a *m. biceps femoris* zajedno sa *m. semimembranosus*, *m. semitendinosus* i *m. gluteus maximus* kontroliraju pretjeran nagib trupa i zdjelice prema naprijed. U fazi oslonca na dvije noge kod stražnje noge je kontrahiran *m. triceps surae* koji podiže petu od tla i *m. quadriceps femoris* koji snažnijom kontrakcijom nego na prednjoj nozi održava koljeno ekstendirano u svrhu pomaka tijela prema gore i naprijed (12).

Kod oslonca na jednu nogu koja istovremeno nosi težinu kontrahira se *m. triceps surae* koji pri završetku ove faze, zajedno s *m. peroneus longus et brevis* i *m. tibialis posterior* odize petu od tla. *M. quadriceps femoris* svojom kontrakcijom održava potkoljenicu ekstendiranom dok *m. gluteus maximus* regulira naginjanje trupa i zdjelice prema naprijed i zatim ih ispravlja. *M. gluteus medius*, *m. gluteus minimus* te *m. tensor fasciae latae* sprječavaju preveliko naginjanje zdjelice na strani njišuće noge i istodobno rotiraju zdjelicu(12).

Tablica 1. Normalni EMG obrasci za mišiće donjih ekstremiteta u fazama hoda



Izvor: Vaughan C., Davis B., O'Connor J. Dynamics of human gait. 2nd ed. Kiboho Publishers; 1992. 53 p.

U fazi oslonca na jednu nogu kod njišuće noge kontrahirani su *m. tibialis anterior*, *m. extensor digitorum longus* i *m. extensor hallucis longus*. Oni dorzalno flektiraju stopalo kako nožni prsti ne bi zapeli za podlogu. *M. biceps femoris*, *m. semitendinosus* i *m. semimembranosus* izvode fleksiju potkoljenice i održavaju je flektiranom do trenutka kada ta noga postaje prednjom(12).

## 5. ISPITANICI I METODE

Skupina od dvadeset ispitanika dobrovoljno je sudjelovala u ovome istraživanju koje se provodilo u Biomehaničkom laboratoriju Fakulteta zdravstvenih studija u Rijeci. Ispitivanu grupu sačinjavalo je 15 studentica i 5 studenata fizioterapije, čiji je raspon godina od 20-25 te prosjek 20,55 godina. Jedini uvjet prilikom pristupanja istraživanju je bio da ispitanici nemaju nikakve bolove ili zdravstvene probleme vezane uz stopalo. Osim toga važno je naglasiti da nisu uzeti u obzir indeks tjelesne mase, normalni, spuštene ili povišene svodove stopala te razina/ vrsta tjelesne aktivnosti. Potencijalno limitirajući faktor je nejednak omjer broja studenata i studentica.



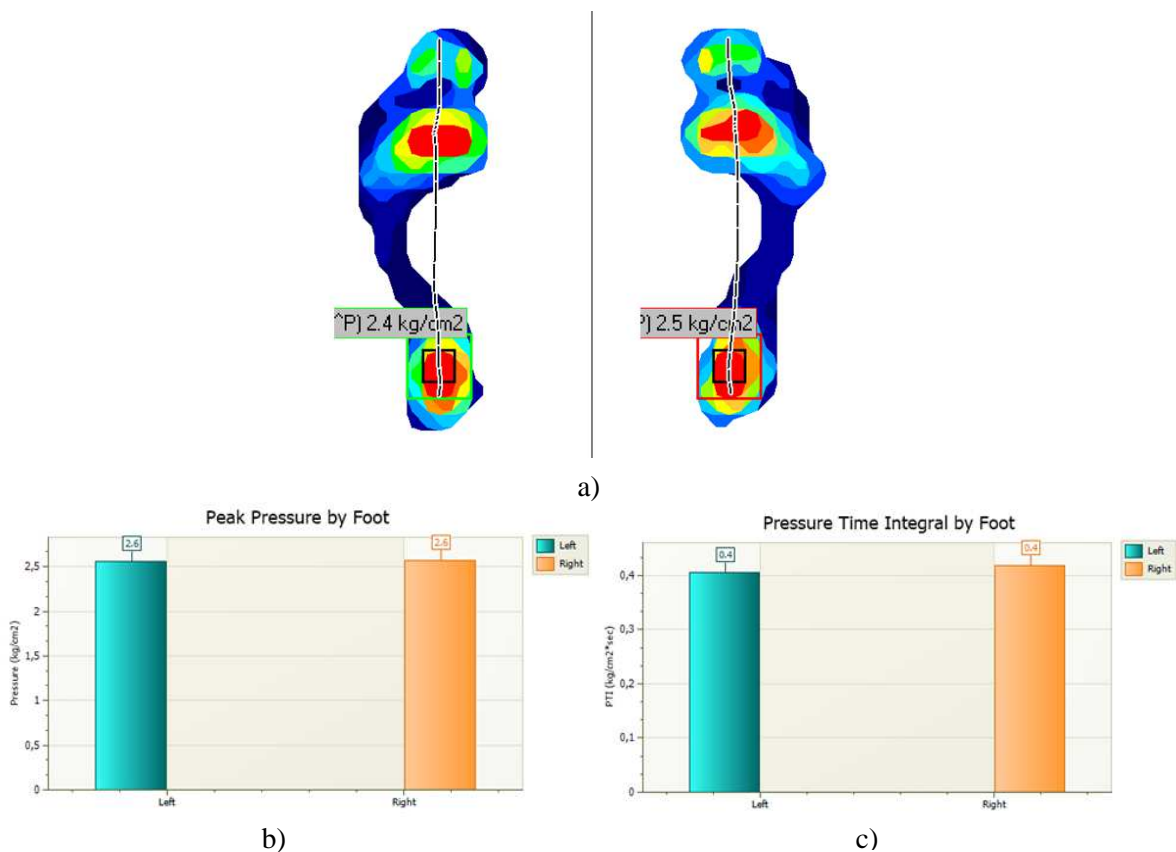
Slika 7. Omjer studenata i studentica u ispitivanoj grupi

U istraživanju je korišten MobileMat™ sustav tvrtke Tekscan™. MobileMat™ je prijenosni sustav za bilježenje cijelog niza parametara kao što su hod, opterećenje stopala, distribucija težine i drugo. Uključuje senzornu platformu, elektroniku za skeniranje i odabrani softver. MobileMat™ se povezuje s računalom putem USB priključka. Rezolucija senzora iznosi 1.0 osjetilnih ćelija po centimetru kvadratnom. Dimenzije platforme su slijedeće: duljina 63.6 cm, širina 55.9 cm i visina 4.2 cm. Senzorno područje sustava prostire se na 48.7 cm duljine i 44.7 cm širine, a njegova debljina iznosi 0.76 cm. Brzina bilježenja podataka je 100 Hz, a težina cijeloga sustava 3.5 kg. Radna temperatura sustava je u rasponu od 0° do 35° C(13).



Slika 8. MobileMat™ sustav

Prilikom mjerenja sile i vremena opterećenja u hodu, studenti su bili instruirani da hodaju svojom uobičajenom brzinom. Platforma je bila smještena na sredini prostorije tako da je prije i poslije nje bilo dovoljno mjesta za još barem dva koraka. Ispitanici su morali, bez obuće, nagaziti na platformu iz trećega koraka kako bi dobiveni rezultati bili što vjerniji stvarnom načinu njihova hoda. Postupak se ponovio tri puta svakom nogom, a iz dobivenih mjerenja je uzeta srednja vrijednost promatranih parametara.



Slika 9. Primjer izlaznih podataka koristeći mjerni sustav MobileMat™

a) prikaz plantarnog opterećenja stopala, b) prikaz sile opterećenja lijevog(plavi stupac) i desnog(narančasti stupac) stopala, c) prikaz vremena opterećenja lijevog(plavi stupac) i desnog(narančasti stupac) stopala

Prikupljeni podaci dalje su statistički obrađeni uz pomoć Microsoft Excela i uobičajenih statističkih postupaka (raspon, aritmetička sredina, standardna devijacija, testiranje razlike aritmetičkih sredina).

U poglavlju Rezultati tablično i grafički biti će prikazani ishodi provedenoga istraživanja. Prvo podijeljeni po promatranim parametrima, zatim statistički izračuni rezultata lijevog i desnog stopala te testiranje razlike aritmetičkih sredina između lijevog i desnog stopala za pojedini parametar.

## 6. REZULTATI

### 6.1. Sila opterećenja stopala

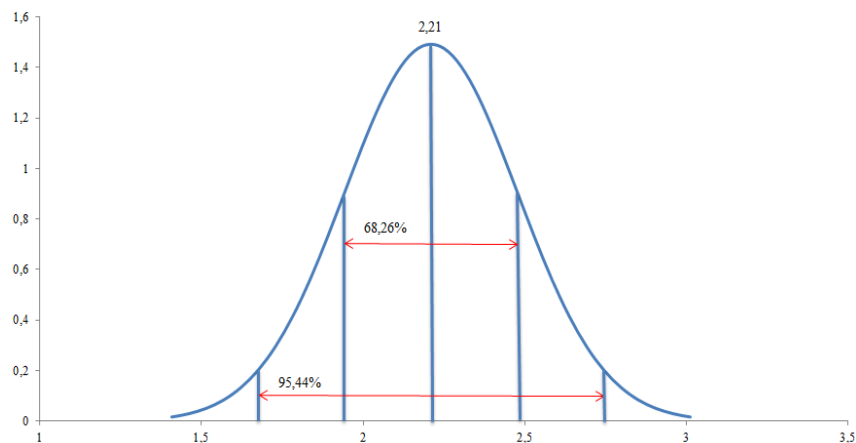
Sila opterećenja stopala izražena je kao kilogram po centimetru kvadratnom ( $\text{kg}/\text{cm}^2$ ). U Tablici 2. nalazi se primjer individualnih rezultata sile opterećenja lijevog(L) i desnog(D) stopala u hodu.

Tablica 2. Individualni rezultati sile opterećenja stopala

	L	D
Studentica 1.	2,4	2,4
Studentica 2.	2,5	2,5
Studentica 3.	1,8	2,4
Student 1.	1,9	2,4
Student 2.	2,2	2,2
Student 3.	2,4	2,4

#### 6.1.1. Lijevo stopalo

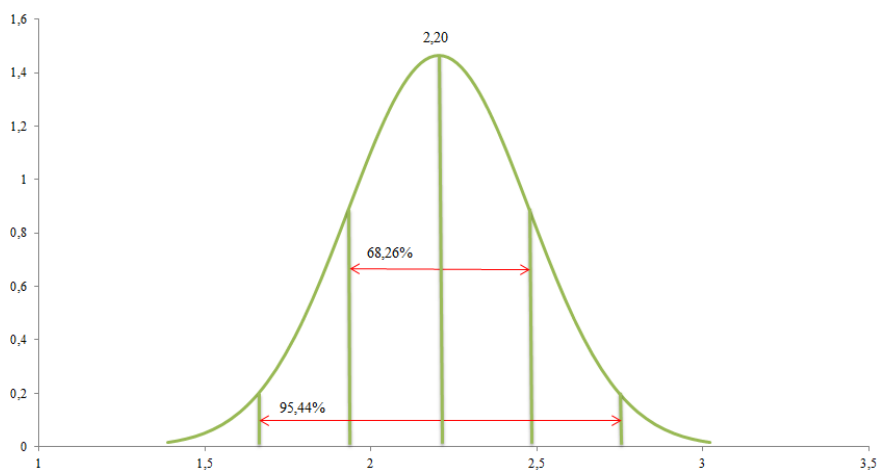
Raspon individualnih rezultata za silu opterećenja lijevoga stopala kod ispitane grupe studenata iznosi  $1 \text{ kg}/\text{cm}^2$ , odnosno kreće se od  $1,6\text{-}2,6 \text{ kg}/\text{cm}^2$ . Dalje aritmetička sredina rezultata promatrane grupe je  $2,21 \text{ kg}/\text{cm}^2$  dok standardna devijacija iznosi  $0,2673 \text{ kg}/\text{cm}^2$ . Krivulja normalne raspodjele(Slika 10.) prikazuje disperziju rezultata za silu opterećenja lijevog stopala kod promatrane grupe. Središnja linija predstavlja aritmetičku sredinu, dok paralelne linije s lijeve i desne strane predstavljaju  $\pm 1$  standardnu devijaciju te  $\pm 2$  standardne devijacije. Što znači da se u intervalu  $2,21 \pm 1 \cdot 0,2673 \text{ kg}/\text{cm}^2$  nalazi 68,26% podataka, u intervalu  $2,21 \pm 2 \cdot 0,2673 \text{ kg}/\text{cm}^2$  se nalazi 95,44% podataka, a u intervalu  $2,21 \pm 3 \cdot 0,2673 \text{ kg}/\text{cm}^2$  se nalazi 99,73% podataka.



Slika 10. Krivulja normalne raspodjele za silu opterećenja lijevog stopala

### 6.1.2. Desno stopalo

Raspon individualnih rezultata za silu opterećenja desnoga stopala kod ispitane grupe studenata iznosi 0,9 kg/cm<sup>2</sup>, odnosno kreće se od 1,7-2,6 kg/cm<sup>2</sup>. S druge strane, aritmetička sredina rezultata promatrane grupe je 2,20 kg/cm<sup>2</sup> dok standardna devijacija iznosi 0,2724 kg/cm<sup>2</sup>. Krivulja normalne raspodjele (Slika 11.) prikazuje distribuciju rezultata za silu opterećenja desnog stopala kod promatrane grupe. Središnja linija predstavlja aritmetičku sredinu, dok paralelne linije s lijeve i desne strane predstavljaju  $\pm 1$  standardnu devijaciju te  $\pm 2$  standardne devijacije. Što znači da se u intervalu  $2,20 \pm 1 \cdot 0,2724$  kg/cm<sup>2</sup> nalazi 68,26% podataka, u intervalu  $2,20 \pm 2 \cdot 0,2724$  kg/cm<sup>2</sup> se nalazi 95,44% podataka, a u intervalu  $2,20 \pm 3 \cdot 0,2724$  kg/cm<sup>2</sup> se nalazi 99,73% podataka.



Slika 11. Krivulja normalne raspodjele za silu opterećenja desnog stopala

### 6.1.3. Testiranje razlike aritmetičkih sredina

Testiranjem razlike aritmetičkih sredina malih nezavisnih uzoraka ( $N < 50$ ) utvrđeno je da **nema statistički značajne razlike** između sile opterećenja lijevog i sile opterećenja desnog stopala u studenata fizioterapije, na razini značajnosti od 5% ( $p > 0,05$ ).

## 6.2. Vrijeme opterećenja stopala

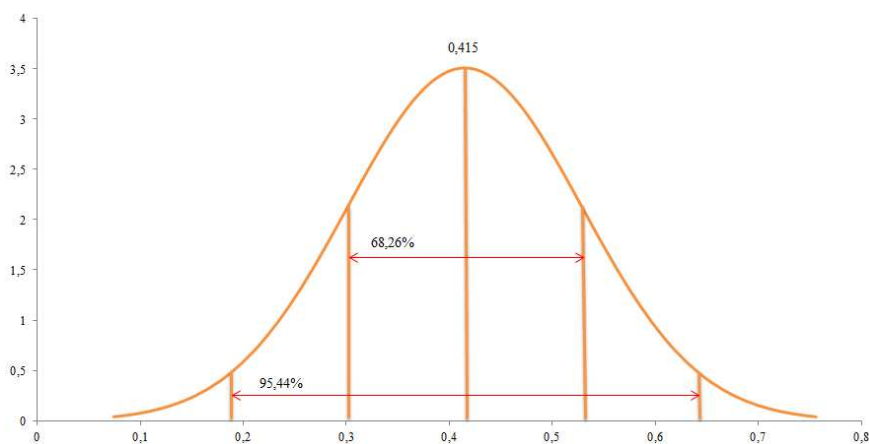
Vrijeme opterećenja stopala izraženo je kao kilogram po centimetru kvadratnom u sekundi ( $\text{kg}/\text{m}^2 \cdot \text{s}$ ). U Tablici 3. nalazi se primjer individualnih rezultata lijevog(L) i desnog(D) stopala za vrijeme opterećenja u hodu.

Tablica 3. Individualni rezultati vremena opterećenja stopala

	L	D
Studentica 1.	0,4	0,4
Studentica 2.	0,5	0,6
Studentica 3.	0,3	0,5
Student 1.	0,4	0,6
Student 2.	0,6	0,7
Student 3.	0,5	0,6

### 6.2.1. Lijevo stopalo

Raspon individualnih rezultata za vrijeme opterećenja lijevoga stopala kod ispitane grupe studenata iznosi  $0,4 \text{ kg}/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$ , odnosno kreće se od  $0,3\text{-}0,7 \text{ kg}/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$ . Dalje aritmetička sredina rezultata promatrane grupe je  $0,415 \text{ kg}/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$  dok standardna devijacija iznosi  $0,1137 \text{ kg}/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$ . Krivulja normalne raspodjele(Slika 12.) prikazuje disperziju rezultata za vrijeme opterećenja lijevog stopala kod promatrane grupe. Središnja linija predstavlja aritmetičku sredinu, dok paralelne linije s lijeve i desne strane predstavljaju  $\pm 1$  standardnu devijaciju te  $\pm 2$  standardne devijacije. Što znači da se u intervalu  $0,415 \pm 1 \cdot 0,1137 \text{ kg}/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$  nalazi 68,26% podataka, u intervalu  $0,415 \pm 2 \cdot 0,1137 \text{ kg}/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$  se nalazi 95,44% podataka, a u intervalu  $0,415 \pm 3 \cdot 0,1137 \text{ kg}/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$  se nalazi 99,73% podataka.

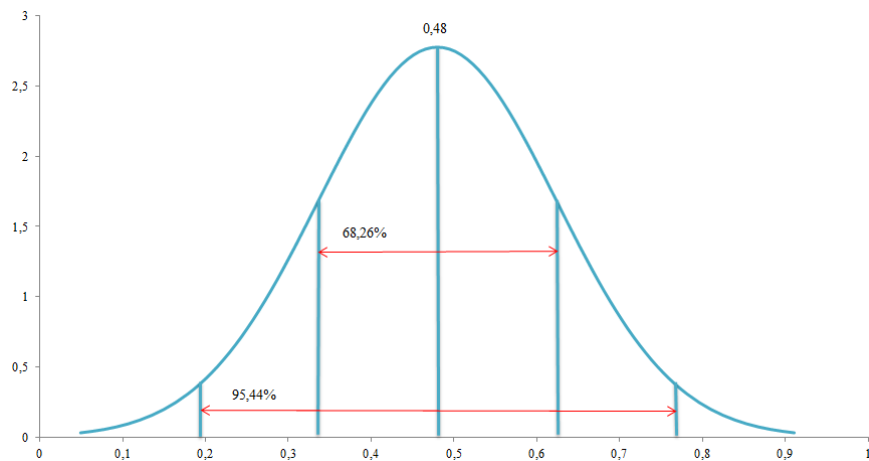


Slika 12. Krivulja normalne raspodjele za vrijeme opterećenja lijevog stopala



### 6.2.2. Desno stopalo

Raspon individualnih rezultata za vrijeme opterećenja desnoga stopala kod ispitane grupe studenata iznosi  $0,5 \text{ kg/cm}^2\cdot\text{s}$  i kreće se od  $0,2\text{-}0,7 \text{ kg/cm}^2\cdot\text{s}$ . Nadalje aritmetička sredina rezultata promatrane grupe je  $0,48 \text{ kg/cm}^2\cdot\text{s}$  dok standardna devijacija iznosi  $0,1436 \text{ kg/cm}^2\cdot\text{s}$ . Krivulja normalne raspodjele (Slika 13.) prikazuje distribuciju rezultata za vrijeme opterećenja desnog stopala kod promatrane grupe. Središnja linija predstavlja aritmetičku sredinu, dok paralelne linije s lijeve i desne strane predstavljaju  $\pm 1$  standardnu devijaciju te  $\pm 2$  standardne devijacije. Što znači da se u intervalu  $0,48 \pm 1 \cdot 0,1436 \text{ kg/cm}^2\cdot\text{s}$  nalazi 68,26% podataka, u intervalu  $0,48 \pm 2 \cdot 0,1436 \text{ kg/cm}^2\cdot\text{s}$  se nalazi 95,44% podataka, a u intervalu  $0,48 \pm 3 \cdot 0,1436 \text{ kg/cm}^2\cdot\text{s}$  se nalazi 99,73% podataka.



Slika 13. Krivulja normalne raspodjele za vrijeme opterećenja desnog stopala

### 6.2.3. Testiranje razlike aritmetičkih sredina

Testiranjem razlike aritmetičkih sredina malih nezavisnih uzoraka ( $N < 50$ ) utvrđeno je da **nema statistički značajne razlike** između vremena opterećenja lijevog i vremena opterećenja desnog stopala kod studenata fizioterapije, na razini značajnosti od 5% ( $p > 0,05$ ).

## 7. RASPRAVA

Ovaj rad ispitivao je grupu s relativno malim rasponom godina stoga su rezultati ispitivanog uzorka primjenjivi jedino na generaciju studenata, ali ne i na generalnu populaciju. Između ostaloga nije razmotrena tjelesna masa kao faktor koji prema Butterworth i sur.(7) utječe na strukturu i plantarno opterećenje stopala u pretilih i ljudi normalne tjelesne mase. Posebice na opterećenje u području prednjeg i srednjeg dijela stopala. Moulaei i sur.(9) zaključili su da je povećani pritisak stopala(uz temperaturu, vlagu, brzinu hoda) predisponirajući faktor u dijabetičara za razvoj ulkusa stopala te da se njega treba posebice kontrolirati da se spriječe komplikacije.

Iako nije utvrđena značajna razlika u sili i vremenu opterećenja među stopalima, to ne znači da vremenom neće doći do nje. Poznato je da su stopala podložna deformaciji i promjenama na koje utječe niz faktora kao što su tjelesna masa, vrsta obuće, ozljede i slično. Također postoji mogućnost da su nasumično odabrani kandidati uistinu zdravih stopala u svakome pogledu(lukovi, ligamenti, tetive i mišići), stoga nema značajne razlike.

Važnost ovih rezultata bila bi značajnija da su faktori uključenja i isključenja tijekom ispitivanja bili stroži ili da se promatranje plantarnog opterećenja i vremena plantarnog opterećenja stopala ispitanika podijelilo prema dijelovima stopala(pr. peta, vanjski rub stopala, metatarzus, nožni prsti) kao u istraživanju sa turskog sveučilišta(14).

## **8. ZAKLJUČAK**

Provedeno istraživanje na studentima fizioterapije rezultiralo je dvama ishodima. Statističkom obradom podataka zaključeno je da je razlika između sile opterećenja lijevog i desnog stopala slučajna. Istim postupcima se ispitivalo vrijeme opterećenja stopala te je razlika između vremena opterećenja lijevog i desnog stopala također slučajna, odnosno nije značajna.

Ova saznanja nisu široko primjenjiva, ali su trenutni pokazatelji stanja stopala ispitanika. U budućnosti se testiranja mogu provesti istim metodama te ponavljati mjerenja kroz period od 5 ili 10 godina i pratiti promjenu u sili i vremenu opterećenja stopala. Na taj način bi se dobio uvid u neizbježnu promjenu parametara stopala koja se događa s godinama te bitne činjenice za primjenu u kliničkoj praksi.

## SAŽETAK

Hod kao osnovni način kretanja čovjeka oduvijek je intrigirao stručnjake. Razni povijesni zapisi i izumi to potvrđuju. Stoga je izrazito važno poznavanje anatomije i biomehanike čovjeka prilikom ispitivanja bilo kojega parametra hoda. Osnovni cilj ovoga rada je potvrditi da nema značajne razlike u sili opterećenja i vremenu opterećenja lijevoga i desnoga stopala u hodu kod studenata fizioterapije. Isto tako svrha ovoga ispitivanja je da pobudi zanimanje stručnjaka za provođenje više ispitivanja i primjene novih znanja u kliničkoj praksi.

Na provedeno ispitivanje dobrovoljno se odazvalo 20 studenata fizioterapije (15 studentica i 5 studenata). Jedini faktor isključenja su bili tegobi ili zdravstveni problemi stopala. Prilikom ispitivanja u obzir nisu uzeti BMI, tjelesna aktivnosti pojedinca te svodovi stopala (normalni povišeni ili spušteni). Za ispitivanje je korišten MobileMat™ sustav.

Rezultati istraživanja pokazali su da **nema značajne razlike** u sili opterećenja i vremenu opterećenja između lijevoga i desnoga stopala ispitivane skupine. Testiranjem razlike aritmetičkih sredina malih nezavisnih uzoraka utvrđeno je da je razlika slučajna, odnosno da statistički nije značajna na razini značajnosti od 5% ( $p > 0,05$ ).

Iako nema statistički značajne razlike, na zdravlje stopala valja pripaziti. Stopala su glavna poveznica s tlom i temelj su cijeloga tijela. Promjena životnih okolnosti, aktivnosti svakodnevnog života ili tjelesne mase mogu značajno narušiti zdravstveno stanje stopala.

Ključne riječi: hod, anatomija stopala, biomehanika, ciklus hoda, pedobarografija, studenti, fizioterapija

## SUMMARY

Walking as a basic way of human movement has always intrigued experts. Various historical records and inventions confirm this. Therefore, knowledge of human anatomy and biomechanics is extremely important when examining any gait parameter. The main goal of this paper is to confirm that there is no significant difference in the load force and load time of the left and right foot during gait among physiotherapy students. Likewise, the purpose of this study is to trigger the interest of experts to conduct more trials and apply new knowledge in clinical practice.

20 physiotherapy students (15 female students and 5 male students) voluntarily responded to the examination. The only exclusion factor was foot discomfort or health problems. BMI, physical activity of the individual and arch of the foot (normal, elevated or lowered) were not taken into account during the examination. The MobileMat™ system was used for testing.

The results of the study showed that there was **no significant difference** in load force and load time between the left and right foot of the examined group. By testing the difference of arithmetic means of small independent samples, it was determined that the difference is random, i.e. that it is not statistically significant at the level of significance of 5% ( $p > 0.05$ ).

Although there is no statistically significant difference, foot health should be monitored. The feet are the main link to the ground and are the foundation of the whole body. Changing life circumstances, daily life activities or body weight can significantly impair the health of the feet.

Key words: gait, foot anatomy, foot biomechanics, gait cycle, pedobarography, students, physiotherapy

## LITERATURA

1. Ruszkowski I. Normalan i poremećen hod čovjeka. Zagreb, Croatia: Jugoslavenska medicinska naklada; 1981. 9–15 p.
2. Križan Z. KOMPENDIJ ANATOMIJE ČOVJEKA III. DIO: PREGLED GRAĐE GRUDI, TRBUHA, ZDJELICE, NOGE I RUKE. Školska knjiga Zagreb; 1997. 220–264 p.
3. Webster JG, Abu-Faraj ZO, Harris GF, Smith PA, Hassani S. Human gait and Clinical Movement Analysis [Internet]. Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering. 2015. 20–41 p. Available from: [https://www.researchgate.net/publication/301935875\\_Human\\_Gait\\_and\\_Clinical\\_Movement\\_Analysis](https://www.researchgate.net/publication/301935875_Human_Gait_and_Clinical_Movement_Analysis)
4. Fry AC, Herda TJ, Sterczala AJ, Cooper MA, Andre MJ. Validation of a motion capture system for deriving accurate ground reaction forces without a force plate. Big Data Anal [Internet]. 2016;1(1):1–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s41044-016-0008-y>
5. Zulkifli SS, Loh WP. A state-of-the-art review of foot pressure. Foot Ankle Surg [Internet]. 2018;26(1):25–32. Available from: [https://www.researchgate.net/publication/329899286\\_A\\_state-of-the-art\\_review\\_of\\_foot\\_pressure](https://www.researchgate.net/publication/329899286_A_state-of-the-art_review_of_foot_pressure)
6. Soames RW. Foot pressure patterns during gait. J Biomed Eng [Internet]. 1985;7(2):120–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3999721/>
7. Butterworth PA, Urquhart DM, Landorf KB, Wluka AE, Cicuttini FM, Menz HB. Foot posture, range of motion and plantar pressure characteristics in obese and non-obese individuals. Gait Posture [Internet]. 2015;41(2):465–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.11.010>
8. Zhang S, Li L. The differential effects of foot sole sensory on plantar pressure distribution between balance and gait. Gait Posture [Internet]. 2013;37(4):532–5. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0966636212003554>

9. Moulaei K, Malek M, Sheikhtaheri A. Monitoring of external predisposing factors for diabetic foot: A literature review and physicians' perspectives. *Med J Islam Repub Iran* [Internet]. 2019;33(1). Available from:  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7137813/>
10. CHAN CW, RUDINS A. Foot Biomechanics During Walking and Running. *Mayo Clin Proc* [Internet]. 1994;69(5):448–61. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0025-6196\(12\)61642-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0025-6196(12)61642-5)
11. Physiopedia contributors. Windlass test [Internet]. Physiopedia. Available from:  
[https://www.physio-pedia.com/Windlass\\_test](https://www.physio-pedia.com/Windlass_test)
12. Bobinac D. *Osnove kineziologije : analiza pokreta i stavova ljudskog tijela*. Rijeka: Fintrade & tours; 2010.
13. Tekscan Inc. MobileMat™ [Internet]. Available from:  
<https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/mobilemat>
14. Tuna H, Yildiz M, Celtik C, Kokino S. Static and dynamic plantar pressure measurements in adolescents. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2004;38(3):200–5.

## **PRILOZI**

### Prilog A: Popis ilustracija

#### **Slike**

Slika 1. Kost i zglobovi stopala.....	10
Slika 2. Mehanizam vitla platarnе fascije.....	11
Slika 3. Ciklus hoda po fazama.....	12
Slika 4. Prva nožna »klackalica«.....	13
Slika 5. Druga nožna »klackalica«.....	14
Slika 6. Treća nožna »klackalica«.....	15
Slika 7. Omjer studenata i studentica u ispitivanoj grupi.....	18
Slika 8. MobileMat™ sustav.....	19
Slika 9. Primjer izlaznih podataka koristeći mjerni sustav MobileMat™.....	19
Slika 10. Krivulja normalne raspodjele za silu opterećenja lijevog stopala.....	21
Slika 11. Krivulja normalne raspodjele za silu opterećenja desnog stopala.....	22
Slika 12. Krivulja normalne raspodjele za vrijeme opterećenja lijevog stopala.....	23
Slika 13. Krivulja normalne raspodjele za vrijeme opterećenja desnog stopala.....	24

#### **Tablice**

Tablica 1. Normalni EMG obrasci za mišiće donjih ekstremiteta u fazama hoda.....	17
Tablica 2. Individualni rezultati sile opterećenja stopala.....	21
Tablica 3. Individualni rezultati vremena opterećenja stopala .....	23



## **ŽIVOTOPIS**

Zovem se Anja Vračar, rođena sam u Rijeci 26. prosinca 1998. godine i dio sam tročlane obitelji. Godine 2004. krenula sam u Osnovnu školu Vežica, paralelno pohađala Glazbenu školu Ivana Matetića Ronjgova u Rijeci te trenirala rukomet. Kroz osam godina osnovne škole nastupala sam na natjecanjima sa školskim zborom, odlazila na rukometne turnire i sudjelovala u školskim natjecanjima iz likovne kulture i engleskog jezika. Medicinsku školu u Rijeci upisujem 2013. godine, smjer dentalni tehničar te ostvarujem značajni rezultat na školskom natjecanju. Po prestanku treniranja rukometa sport nisam zanemarila, a rodila se i ljubav prema serijama i filmovima koji su mi uvelike pomogli pri tečnom govorenju engleskog jezika. Nakon završetka srednje škole i uspješno odrađene državne mature odlučujem upisati preddiplomski studij fizioterapije u Rijeci. Kroz tri redovne godine preddiplomskog studija stekla sam mnogo znanja i vještina koje želim pokazati na stažu, a u budućnosti nadam se i na diplomskom studiju.