

UTJECAJ OPTEREĆENJA NA RAVNOTEŽU U STATICI

Kalebić, Pave

Undergraduate thesis / Završni rad

2021

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:184:629290>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-02-20**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U RIJECI
FAKULTET ZDRAVSTVENIH STUDIJA RIJEKA
PREDDIPLOMSKI STRUČNI STUDIJ FIZIOTERAPIJE

Pave Kalebić
Utjecaj opterećenja na ravnotežu u statici

Završni rad
2020./2021.

Rijeka, 2021.

UNIVERSITY OF RIJEKA
FACULTY OF HEALTH STUDIES
UNDERGRADUATE STUDY OF PHYSIOTHERAPY

Pave Kalebić

Influence of load on the balance in statics

Final work

2020./2021.

Rijeka, 2021.

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

Završni rad obranjen je dana _____ u/na _____ pred
povjerenstvom u sastavu:

1. _____

2. _____

3. _____

SADRŽAJ

SAŽETAK.....	1
ABSTRACT	2
1.UVOD	3
1.1. Postura.....	3
1.2. Posturalna kontrola.....	5
1.3. Mišićna aktivnost za vrijeme stajanja.....	8
1.4. Postura pod opterećenjem	10
1.5. Pedobarografija	14
2. CILJ ISTRAŽIVANJA I HIPOTEZE	18
3. METODE	19
3.1. Ispitanici.....	19
3.2. Opis protokola	19
3.3. Obrada podataka.....	20
4. REZULTATI.....	21
5. RASPRAVA.....	23
6. ZAKLJUČAK	25
LITERATURA.....	26
PRILOZI.....	32
PRILOG A SLIKE	32
PRILOG B TABLICE	32
ŽIVOTOPIS	33

SAŽETAK

Pedobarografija je nova metoda u okviru rehabilitacije i dijagnostike te ima široko kliničko područje i primjenu. Mjeri se na dva glavna načina, pomoću stabilnih platformi i mjerenja u kojima su senzori umetnuti u ulošku za cipelu. Pedobarografijom tijelo možemo analizirati u statički i dinamički.

Znanost koja proučava položaj tijela u prostoru se naziva posturologija. Postura je položaj tijela u različitim zahtjevima bilo statičkim ili dinamičkim. Da se pravilna postura u statičkim i dinamičkim uvjetima ostvari, osobi treba funkcionalnost centralnog i perifernog živčanog sustava s lokomotornim sustavom te njihova usklađenost. Bilo kakva greška u prijenosu informacija između živčanih sustava i lokomotornog sustava za posljedicu ima lošu posturu kao i kongenitalne ili/i razvojne malformacije. Usklađenost živčanog (centralnog i perifernog) i lokomotornog sustava se naziva posturalna kontrola. Posturalna kontrola je izometrička i izotonička aktivnost lokomotornog sustava. Ona omogućava stabilnu polaznu točku posture prilikom izvođenja pokreta ili primjerice mirnog stajanja. Stabilna polazna točka posture ostvaruje se složenim obrascima aktivacije mišića koji karakteriziraju posturalne odgovore. U ovom istraživanju sudjelovao je dvadeset jedan ispitanik. Istraživala se razlika u ukupnom prosječnom opterećenju svih regija stopala dominante i nedominantne noge bez i s dodatnim opterećenjem. Rezultati su pokazali da postoji značajna razlika između dominante i nedominantne noge u ukupnom prosječnom pritisku svih regija stopala prilikom stajanja bez i s opterećenjem. Također iako postoji značajna razlika u ukupnom prosječnom pritisku svih regija stopala prilikom stajanja bez opterećenja ne može se reći da će se u pravilu ljudi oslanjati na dominantnu nogu. Smatra se kako za tu hipotezu nije dovoljno velik uzorak te je studija limitirana po tom pitanju.

Ključne riječi: pedobarografija, postura, posturologija, posturalna kontrola, stopalo, dominantna strana.

ABSTRACT

Pedobarography is a new method within rehabilitation and diagnostics. It has a wide clinical area and application. There are two types of measurements, static and dynamic. Pedobarography is measured today in two main ways, these measurements are mostly on the plateaus and measurements in which the sensors are in the shoe insole.

Posturology is the science that studies posture. Posture is placement of the body in various demands either static or dynamic. To achieve posture we need the functionality of the central and peripheral nervous system with the locomotor system. Any error in the transmission of information between the nervous systems causes poor posture as well as congenital and / or developmental malformations.

Posture control is an isometric and motor behavior that represents a stable starting point for performing a movement. Complex patterns of muscle activation are characterized by postural responses that indicate the need for muscle control.

21 respondents participated in this study. The difference in the total average load of all regions of the foot of the dominant and non-dominant side without and with additional load was investigated. The results showed that there is a significant difference between dominant and non-dominant legs in the total average pressure of all foot regions when standing without and with the load. Although there is a significant difference when standing without load, it cannot be said that, as a rule, people will shift weight only to the dominant leg. It is considered that the sample is not large enough for this hypothesis and the study is limited in this regard.

Key words: pedobarography, posture, posturology, posture control, foot, dominant side.

1. UVOD

1.1. Postura

Disciplina koja proučava posturu tijela ili posturu naziva se posturologija. Postura je skup interakcija mišićno-koštanog sustava s aferentnim i eferentnim putevima centralnog živčanog sustava (CNS). Jedna od uloga interakcije lokomotornog sustava s CNS-om je održavati tijelo u stanju ravnoteže. Posljedično, tom ulogom štiti potporne strukture tijela od ozljeda ili progresivnog deformiteta (1). Također, postura se definira kao stav koji tijelo zauzima u različitim svakodnevnim situacijama. Formira se uz podršku mišićne aktivnosti, to jest kao rezultat koordinirane radnje koju izvodi skupina mišića. Ta skupina mišića radi na održavanju stabilnosti pojedinih segmenata pa tako i cijelog tijela. Treba uzeti u obzir da tijelo kroz posturu pokušava održati optimalan odnos ekonomičnosti potrošnje kalorija (mišićni rad iziskuje energiju i prema tome troši tjelesne zalihe (2, 3)) i funkcionalnosti tijela koje se očituje u trenutku. S obzirom na funkcionalne zahtjeve okoline i tijela postura se mijenja i vrlo brzo prilagođava.

Ključni pojmovi posture mogu se sažeti kroz:

1. koncept prostora: položaj koji tijelo zauzima u tri smjera prostora i prostorni odnos između različitih skeletnih segmenata
2. koncept gravitacije: gravitacija je temeljna vanjska sila za prilagodbu posture, a posturalna ravnoteža je odgovor na tu vanjsku silu
3. koncept ravnoteže: odnos subjekta i okoline (1,4).

Kad se primjene tri osnovna koncepta posture može se reći da ljudi zauzimaju najprikladniju posturu u odnosu na okoliš i ciljeve u statičkim i dinamičkim zadacima. Konačna svrha posture je održavanje stabilnosti segmenata, a posljedično i cijelog tijela u raznim svakodnevnim aktivnostima. Stabilnost tijela je posljedica interakcije između različitih primarnih i sekundarnih anatomskih struktura. Primarne strukture su: vestibularni organi, mali mozak, kora velikog mozga i retikularne formacije. Sekundarne strukture su: tlačni i taktilni receptori koji se nalaze ispod stopala, vizualni receptori i proprioceptori smješteni u: tetivama, zglobnim čahurama i mišićima (1,4-6). Kada se govori o interakciji primarnih i sekundarnih struktura mora se znati da njihov odnos zavisi o zahtjevima tijela. Tako posturu možemo promatrati u statici i dinamici (1,4-6). Dinamička postura očituje se s obzirom na stav tijela

kroz kretanje poput: hodanja, trčanja, skakanja itd. Statička postura je stav tijela dok nema kretanja, primjerice kada se: sjedi, stoji, spava itd. U statičkoj posturi segmenti tijela su poravnati i održavaju se u fiksnim položajima. Nadalje, s funkcionalnog gledišta, postura može biti:

1. funkcionalna koja je karakterizirana s: izostankom boli, normalnim mišićnim tonusom, izostankom velike mišićne napetosti, ravnotežom kinetičkih lanaca i očuvanjem skladnog odnosa skeletnih segmenata u tri prostorne ravnine.

2. nefunkcionalna koja je karakterizirana s: nekom vrstom fizičke bolnosti, mišićnom distonijom, abnormalnom napetošću mišića, neravnotežom kinetičkih lanaca i gubitkom sklada skeletnih segmenata u tri prostorne ravnine (7).

Kako je već rečeno postura tijela mora biti funkcionalna kako bi se određen zadatak napravio što kvalitetnije i u što manje vremena. Tada se već zapravo govori o optimalnoj posturi. Optimalna postura uvelike ovisi o položaju kralježnice i podrazumjeva da tijelo nema nikakvih oštećenja ili ako ih ima, da su kompenzacijski mehanizmi toliko dobri da mogu prekriti taj nedostatak (1). Kralježnica je glavni koštani oslonac trupa nužan za: pokretanje, potporu trupa i glave, stabilizaciju zdjelice, stav tijela i zaštitu osjetljivih struktura kralježnične moždine. Ona čini temeljni dio kostura te povezuje kosti udova, glave i trupa. Oblikuju je 33-34 kralješka: 7 vratnih, 12 prsnih, 5 slabinskih, 5 križnih i 3-5 trtičnih kralježaka. Koštane elemente vratnih, prsnih i slabinskih kralježaka međusobno odvajaju međukralježnični diskovi. Intrauterino se kralježnica razvija iz jednog zavoja u sagitalnoj ravnini, koji je konveksan prema naprijed. U odraslog čovjeka se opisuju četiri zavoja (kurvature). Vratni i slabinski zavoj su konveksni prema naprijed (lordoza), dok su prsni i križni konveksni prema natrag (kifoza). Zavoji kralježnice nastaju opterećenjem pri stajanju i sjedenju, a u ovisnosti o okoštalosti kralježaka. Prisutni su od 10. mjeseca života, no konačni oblik kralježnica dobije tek nakon puberteta (8). Optimalna postura treba zadržati fiziološke krivine kralježnice. Glava bi trebala biti iznad ramena, a vrh ramena trebao bi biti iznad kukova. U optimalnom položaju, gravitacijska linija treba proći kroz određene točke tijela. Linija bi trebala prolaziti kroz središte: uha, ramenog zgloba, zgloba kuka, malo ispred koljenskog zgloba i na kraju malo ispred lateralnog maleola. Kad se gleda s prednje ili stražnje strane, okomita linija koja prolazi kroz težište tijela trebala bi teoretski podijeliti tijelo na dvije polovice, s težinom tijela ravnomjerno raspoređenom između dva stopala (1).



Slika 1.: Optimalna postura

Izvor slike: https://www.physio-pedia.com/File:Posture_.gif

1.2. Posturalna kontrola

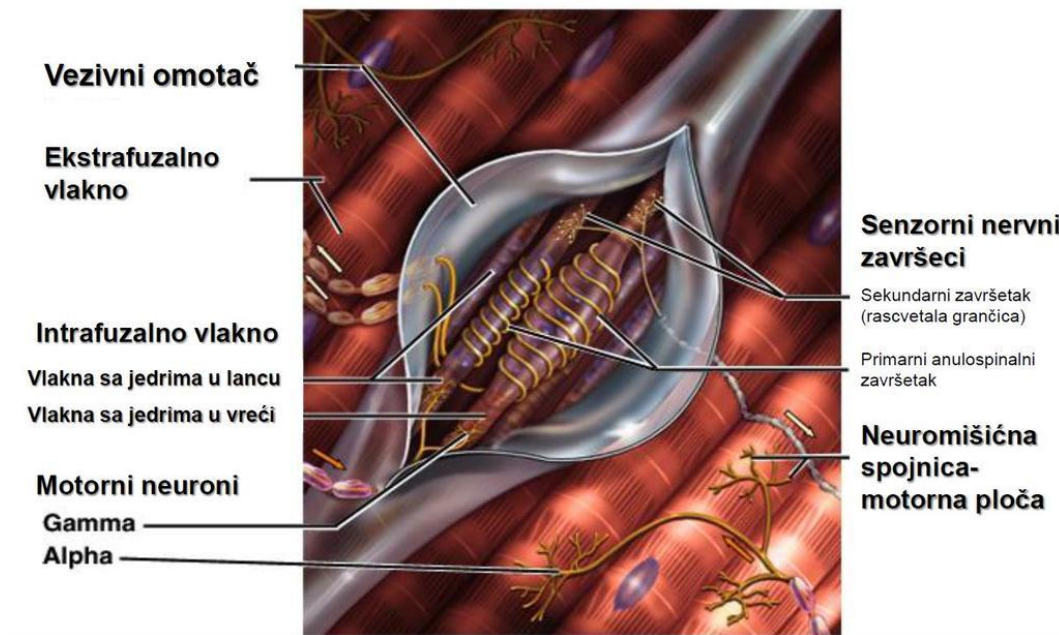
Posturalna kontrola je izometrička i izotonička aktivnost lokomotornog sustava. Ona omogućava stabilnu polaznu točku posture prilikom izvođenja pokreta ili primjerice mirnog stajanja. Stabilna polazna točka posture ostvaruje se složenim obrascima aktivacije mišića koji karakteriziraju posturalne odgovore na razne zahtjeve okoline i tijela. Određene studije pokazuju da se posturalni odgovori kod životinja mogu snažno producirati aktiviranjem nekoliko skupina mišića koje su inače u međusobnoj interakciji (npr. mm. quadriceps, semimembranosus, semitendinosus i biceps femoris kod psa) (1,9,10). Da bi se potaknuo posturalni odgovor potrebno je prikupiti informacije iz receptora raspoređenih po tijelu poput: mišićnog vretena, tetivnog Golgijevog aparata, mrežnice, otolita itd. Korelacija podražaja tih receptora i vremenske aktivacije mišića sugerira da mišićna sinergija (interakcija određenih mišićnih skupina) predstavlja neurološku strategiju koja je u osnovi posturalnih zadataka (10). Učinkovitost posturalnog sustava kontrole ovisi o dostupnosti i pouzdanosti informacija iz vestibularnog i somatosenzornog sustava. Kad se bilo koja od ovih komponenti promijeni na

patološki način; aktivnost posturalnih mišića se povećava kako bi održala posturalnu ravnotežu (1,9). Posturalna ravnoteža u određenom trenutku se može smatrati rezultatom velikog broja integriranih refleksa, na različitim razinama CNS-a. Ti integrirani refleksi imaju automatsko i iznimno precizno kalibriranje (11,12). Posturalna kontrola regulirana je složenim sustavom te su ulazne i izlazne informacije poznate čak i ako se ne poznaje precizno proces koji slijedi (7). Ovaj sustav je poznat kao tonički posturalni sustav, sastavljen od aferentnog sustava (osjetilni putovi) koji prenosi informacije do CNS-a. Nakon čega ide do mišićnog sustava koji je u konačnici odgovoran za posturalnu kontrolu (7).

Postura tijela može se poboljšati učenjem i vježbom (11,13,14). Dio koji se kroz vježbe odrađuje je oslanjanje na prikupljanje informacija iz periferije tijela putem receptora (primjerice balans ploča). Informacije se primaju iz osjetilnih sustava poput: vidnog sustava (mrežnicom), kožnog sustava (receptori koji se nalaze ispod stopala), vestibularnog sustava, tetivnog Golgijevog aparata i mišićnog vretena (14,15). Ti se podražaji prenose u više centre, koji uključuju: veliki mozak, mali mozak i moždano deblo. Takve informacije prenešene su putem interneurona i motornih neurona u leđnoj moždini. Kad dođu do CNS-a, informacije se obrađuju i slažu dio po dio u obliku slike. Nakon toga se prenose u mišiće eferentnim putem (električnim impulsom), gdje je potrebna kontrakcija mišića koja uzrokuje pomak skeletnih poluga i posljedičnu stabilizaciju posture (9,11). To je modulirano i koordinirano na razini CNS-a. Navedeni složeni procesi imaju za krajnji cilj kontrakciju prugastih ektrafuzalnih i intrafuzalnih mišićnih vlakna (do kojih dolaze motorni neuroni). Tim procesom CNS postaje odgovoran za mišićni tonus, odnosno laganu napetost da prugasti mišići pravilno održavaju položaje raznih dijelova tijela (1,9). Informacije koje su bitne tijelu za održati posturu putem receptora daje somatosenzorni sustav. To je sustav koji uključuje eksteroreceptivne i propioceptivne receptore te vestibularni i vizualni sustav. Somatosenzorni unos generiraju osjetilni organi lokalizirani na različitim razinama:

1. mišićni: dobivaju informacije putem mišićnog vretena (osjetljivi na promjene duljine mišićnih snopova) i tetivnog Golgijevog aparata (osjetljivi na promjene u napetosti mišića).

Mišićna vretena



Slika 2.: Shematski prikaz mišićnog vretena

Slika preuzeta s: <http://docplayer.gr/95273276-Motorni-nervni-sistem-1.html>

Posturalne fluktuacije uzrokuju lagana naprezanja mišića i naknadnu aktivaciju i odgovor mišićnih vretena. Proprioceptivne informacije o mišićima posebno su precizne.

2. vizualno-okulomotorni: mrežnica koja prenosi informacije koje se odnose na kretanje i detektira orijentaciju glave

3. vestibularni: u posturalnoj kontroli nije uključen cijeli vestibularni sustav. Polukružni kanali ne sudjeluju u kontroli, jer je prag njihovog podražaja previše visok da bi se mogao kontrolirati stabilometrijom. Vestibularni receptori su otoliti koji prenose informacije koje se odnose na ubrzanje i koji igraju ulogu u kontroli posturalnih fluktuacija.

4. koža: detektira npr. savijanje stopala povezano s potpornom površinom, pomoću receptora za kožu, lokalizirano prvenstveno na razini stopala (15-17,26).

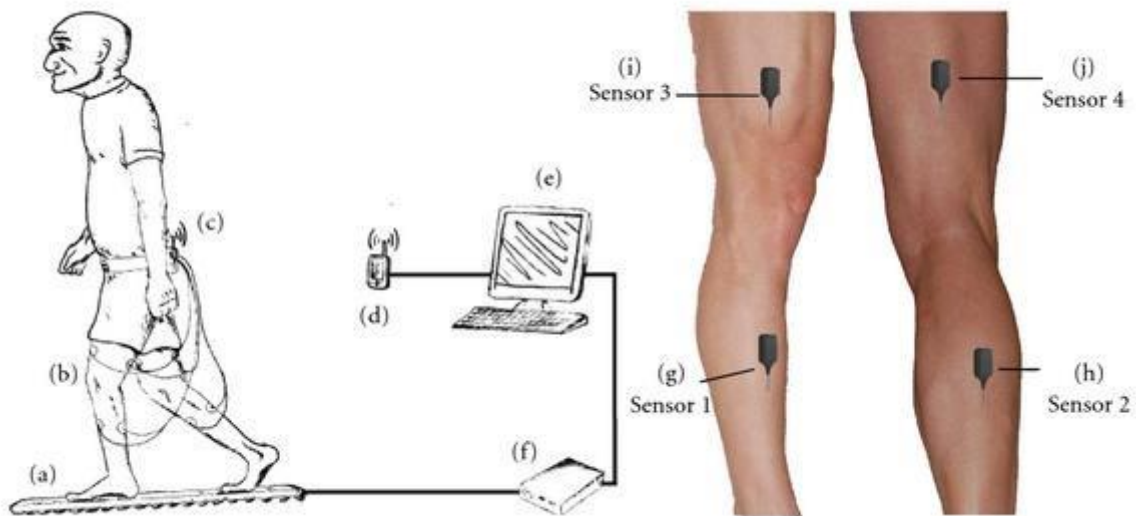
1.3. Mišićna aktivnost za vrijeme stajanja

Sposobnost održavanja stabilnog, uspravnog stajanja kritična je komponenta mnogih ljudskih svakodnevnih aktivnosti (10,18,19). Stabilno uspravno stajanje zahtijeva da se generira odgovarajuća posturalna kontrola zbog mogućih posturalnih nestabilnosti. Također, važno je i da postura uključuje anticipacijsku posturalnu kontrolu. Anticipacijska posturalna kontrola prethodi posturalnim smetnjama povezanim s predvidivom smetnjom ili voljnim pokretom. Ona pomaže u održavanju posturalne ravnoteže kompenzirajući nadolazeći pomak (19). Zbog nadolazećeg pomaka posturalna kontrola se treba prilagoditi. Poznavajući takav mehanizam posture koji se sam po sebi čini kao činjenica, bilo je samo nekoliko dostupnih studija koje su istraživale kako se prilagođava stojeća posturalna kontrola kao odgovor na smetnje pri mirnom stajanju. Prilagodba je dobro proučena u pokretima ruku pri stajanju, ali postoje temeljne razlike između pokreta cijelog tijela i pokreta samo jedene ili obje ruke (10,19). Kod takvih pokreta posturalni mehanizam funkcionira do krajnje granice stabilnosti, nakon koje postoji šansa da dođe do pada. Održavanje posturalne stabilnosti (tj. kompenzacija posturalnih fluktuacija) osobito je važno za starije odrasle osobe i drugu kliničku populaciju u kojoj se loša posturalna kontrola može povezati s padovima i većim rizikom smrtnosti (19,20). Budući da je učinkovita posturalna kontrola ključna za obavljanje svih svakodnevnih aktivnosti i izbjegavanje ozljeda, važno je razumjeti ostale mehanizme prilagodbe posture. Već spomenuta posturalna kontrola djelomično ovisi o pravilnim obrascima mišićne aktivnosti (18). Nadalje, nakon primanja eferentnih impulsa iz CNS-a, mišići obično reagiraju na poremećaje ravnoteže dodatnim angažmanom specifičnih motoričkih jedinica s odgovarajućim vremenskim i prostornim odnosima (17,21). Ovisno o rasponu destabilizirajućeg poticaja, aktiviraju se optimalne strategije za ponovni povratak stanja ravnoteže (posturalne fluktuacije) (17). Za primjer posturalne kontrole može se uzeti segment poput skočnog zgloba (art. talocruralis). Distalno-proksimalni slijed radnji mišića, definiran kao "strategija gležnja", ostvaruje se kada osoba stoji u uspravnom položaju i pokušava smanjiti utjecaj destabilizirajućih sila. Mišići koji se aktiviraju oko skočnog zgloba djeluju najprije kao odgovor na impulse koji destabiliziraju uspravnu posturu, izazivajući pomake tijela uglavnom u sagitalnoj ravnini (22,23). Aktivnost mišića donjih ekstremiteta koordinira kralježnična moždina koja prima aferentne informacije od proprioceptora, što rezultira uključivanjem mišićnih motoričkih jedinica (1,14,17).

U širem smislu, postoji repertoar položaja koje bi ljudsko tijelo moglo zauzeti. Održavanje određenog položaja tijela i njegovih segmenata svojstven je zahtjev svakog pojedinog motoričkog zadatka. U očekivanju i tijekom pokreta, živčani sustav koordinira vrijeme i stupanj aktivnosti određenog dijela skeletnih mišića. Kad se pravovremeno aktiviraju, mišići bi trebali osiguravati odgovarajuću silu koja omogućava stabilnost segmenata (15).

Površinska elektromiografija (EMG) koristi se za identifikaciju mišića koji bi mogli imati značajnu posturalnu ulogu uglavnom pri stajnju i hodanju (23,24). Obično se takva posturalna uloga provjerava snimanjem s EMG-om različitih mišića u raznim položajima tijela. Kako je već utvrđeno, male oscilacije (destabilizirajuće sile) neprestano prijete narušavanjem stabilnosti prilikom mirnog stajanja. Ako projekcija težišta tijela odstupa od osi rotacije primjerice gležnja za malu udaljenost i u bilo kojem smjeru, gravitacijska sila uzrokuje da se tijelo odmakne od ravnotežnog položaja (posturalne fluktuacije). Posljedično, ako se ne kompenzira, spontani posturalni zamasi doveli bi do pada. Kompenzacija njihanja tijela pogoršava se međusegmentalnim pokretima, zahtijevajući viši stupanj kontrole u kratkom razdoblju (15). Također se pogoršava s unutarnjim izvorima smetnji kao što su primjerice disanje i otkucaji srca (15). Dok neki ljudi pokazuju izvanredne vještine u održavanju balansa (plesaći i gimnastičari), drugi pokazuju upravo suprotno (ljudi s neurološkim i mišićno-koštanim disfunkcijama). Novija dostupna literatura (od 2015. godine) uložila je dosta truda da se shvati kako ljudi uspijevaju balansirati u mirnom stojećem stavu. Međutim, mehanizmi kontrole nisu do kraja razotkriveni (15,17). Određene studije sugeriraju da bi se miran i uspravan stav mogao postići čak i bez mišićnog napora određenih skupina. To se uglavnom temelji na empirijskim izvješćima o minimalnoj ili odsutnoj mišićnoj aktivnosti koja je zastupljena na površinskom EMG-u (17). Ovakve hipoteze upućuju da se zbog pasivne napetosti u ligamentarnom aparatu osigurava dovoljan otpor gravitaciji i destabilizirajućim silama. Prvi pokušaji takvog tipa EMG-a korišteni za identifikaciju aktivnosti mišića stopala koji su aktivni tijekom stajanja napravljeni su u ranim fazama pedesetih godina prošlog stoljeća. U tim studijama pokazalo se da mm. tibialis anterior i quadriceps imaju zanemarivu aktivnost pri stajanju te da aktivacija m. tricepsa surae prevladava (14,25). S jedne strane, uvjerljivi dokazi upućuju na to da je aktivnost tih mišića neophodna za zaustavljanje posturalnih njihanja (14). S druge strane, mehanizam koji upravlja aktivacijom m. tricepsa surae u stojećem položaju je po dostupnim studijama kontroverzan (15,21,23). No ipak se može reći da su posturalni zamasi izazvani koji su izazvani u skočnom zglobu kompenzirani koordiniranim aktivacijama ekstenzora i fleksora gležnja, kuka i trupa. Kako je već rečeno

ljudska uspravna postura je nestabilna, a time i očuvanje ravnoteže otežano. (14,21,23). Posturalna kontrola je sustav koji sadrži puno mogućnosti na mnogim razinama. Tu postoje mnoge kinematičke mogućnosti za držanje središta mase nad centrom težišta. Također postoji izbor varijabli za regulaciju (uključujući jedno-zglobnu i više-zglobnu konfiguraciju): stupnja njihanja, rotacije i količine mišićne aktivnosti u pokušaju održavanja ravnoteže (25).



Slika 3.: Shematski prikaz površinskog EMG-a tijekom muskulature noge prilikom hoda

Slika preuzeta s: <https://www.semanticscholar.org/paper/High-density-surface-EMG-to-investigate-muscle-for-Anjos/fed47f37694e5e07ad396dd9275fc129a347663a>

1.4. Postura pod opterećenjem

Pokušajem uspravnog stava dirigira CNS pomoću senzornih informacija iz: vizualnih, vestibularnih i proprioceptivnih receptora (15-17,26,27). Dostupne studije koje se bave posturalnom kontrolom pokazale su da ljudsko tijelo koristi mišićnu silu kako bi osiguralo određeni funkcionalni zahtjev (27) suprotstavljajući se gravitacijskoj sili (2) i kompenzirajući moguće pogoršanje stanja ravnoteže. Promjene u posturi nakon toga zahtijevaju odgovarajuću razinu mišićne sile koja djeluje protiv vanjskih sila kako bi vratila stabilnu zadanu točku ravnoteže (15). Iz dostupne literature dobro je poznato da posturalna kontrola ovisi o

opterećenju (28). U toj je studiji pokazano da varijacija opterećenja ima značajan utjecaj na kontrolu ravnoteže te je povezana s: promjenama okretnog momenta zgloba (28), somatosenzornim povratnim informacijama (10,15-17) i neuromišićnim aktivnostima (27). Istraživanja astronauta u svemiru pokazala su da prilagodbe tijela ovisne o opterećenju prate različite promjene u kontroli neuromišićne aktivnosti i u aktivaciji kompenzacijskog refleksa (27). Međutim, unatoč velikoj količini članaka povezanih s opterećenjem, temeljni neuromišićni mehanizmi i funkcionalne posljedice za kontrolu ravnoteže slabo su razumljivi. Istraživanja koja procjenjuju učinak opterećenja na neuromišićni sustav usredotočena su na mehanizam refleksnog luka, koji kontrolira rad neposrednih refleksnih mišićnih kontrakcija. Refleksne mišićne kontrakcije su od velike važnosti za brzo prilagođavanje segmenata tijela radi uspostavljanja ravnoteže (28). Iako nije pronađeno (nije dostupno) opsežno istraživanje o ovisnosti opterećenja s refleksnim lukom, dokumentirane prilagodbe nisu dosljedne u literaturi. S jedne strane, autori izvještavaju o smanjivanju refleksa kod dodatnog opterećenja (28), za koje se tvrdi da je povezano sa smanjenjem presinaptičke inhibicije zbog promijenjenog somatosenzornog aferentnog unosa (10,17). Suprotno tome, drugi autori nisu mogli potvrditi ove rezultate te su u istraživanjima naveli inhibiciju refleksa istežanja te povećanja reakcije refleksnog luka zbog dodatnog opterećenja (27). Kako bi se objasnili kontradiktorni rezultati, naglašava se da su razlike u metodologijama i postavkama ispitivanja među različitim studijama velike. Nuspojave kao što su povećano trenje, površinska stabilizacija, hidrostatički tlak i inercija možda su dovele do značajno izmijenjenih rezultata u istraživanju (6). Posljedica toga je da je učinak varijacije opterećenja na neuromišićnu kontrolu još uvijek slabo shvaćen. Kako bi se smanjile negativne nuspojave koje se javljaju izvan varijacije opterećenja, najpouzdaniji uvjeti ispitivanja mogu se postići u okruženjima nalik svemiru postupnom promjenom gravitacijske sile (27).

Kao primjer prilagodbe posture tijela pod opterećenjem treba se uzeti nešto što je svakodnevno i poznato svim ljudima, a to je ruksak. Ruksak je prikladan za nošenje tereta jer je teret postavljen blizu težišta tijela te omogućava lakše održavanje stabilnosti. Koristi se za različite namjene: učenici osnovnih i srednjih škola pune ruksake knjigama (29-31), dok ih planinari (32) i vojnici (33-35) pune šatorima i ostalim potrepštinama. Dostupne studije koje su analizirale fiziološke aspekte prijenosa tereta (poput ruksaka) ukazuju na to da se utrošak energije povećava postupno s povećanjem opterećenja (29-36). Također se pokazalo da se s povećanjem opterećenja pojačava umor i nelagoda u mišićima (13), a budnost i ugodnost u vojsci su smanjeni za vrijeme marša pod opterećenjem (33). Značajana korelacija pronađena je između umora i bolova u leđima pri stajanju s opterećenjem (36). Upravo zbog statike ili/i

dinamike pod opterećenjem većim od 30% tjelesne težine potrebne su veće mišićne aktivacije za održavanje ravnoteže prilikom čega kasnije može doći do ozljede (29,36).

Za očekivati je da se pri povećanju opterećenja prilikom statičkih uvjeta dogodi nekakvo narušavanje stabilnosti i da se poveća ukupni prosječni pritisak na podlogu (33). U mirnom stavu bilateralno opterećenje koje djeluje na plantarnu površinu stopala i dodirnu površinu stopala povećava se s većim opterećenjima (31,33). Za primjer se može uzeti uvjeti u kojima su ispitanici nosili ruksak ili pušku, nakon čega se značajno povećalo opterećenje (31). U stojećem položaju zabilježeno je povećanje srednjeg kontaktnog pritiska koji djeluje na oba stopala kada je puška vojnika nošena preko desnog ramena (33). Kada su vojnici nosili pušku preko desnog ramena, stres na desnom stopalu značajno se povećao (71 kPa do 75 kPa;). Tek kad se puška nosila preko desnog ramena, a ne ispred tijela, centar mase pomaknuo se udesno. Pri dodatnom opterećenju rezultati pokazuju nagib trupa prema naprijed u sagitalnoj ravnini i bez promjene u nagibu u frontalnoj ravnini kod vojnika (33). Unatoč promjeni položaja tijela, tijelo je sposobno održavati težište tijela u stabilnom položaju u sagitalnoj frontalnoj ravnini prilagodbom i primjenom mišićne sile (25,37-40). Nagada se da je promjena u frontalnoj ravnini direktno povezana s nošenjem puške tek kad se nosi preko ramena, a za rezultat ima povećanje sile koja djeluje na podlogu i desno stopalo (33). Ventralno nošenje puške ispred tijela dovelo je do značajnog smanjenja mišićne aktivnosti (33). Zbog čega se može pretpostaviti da opterećenje ispred i neposredno blizu tijela povećava stabilnost u statici i dinamici. Osim toga, uočena je neravnoteža između desnog i lijevog stopala kad je opterećenje bilo na desnoj strani (33,34).

Postavljanje mase tereta što je moguće bliže tijelu čini se da rezultira najnižim utroškom energije pri nošenju dodatnog opterećenja (34). Kako je već navedeno aktivacija mišića kad je opterećenje ispred i uz tijelo nešto je manja za razliku od uvjeta kad opterećenje nije uz tijelo. Potvrdu da se mišićna aktivnost mijenja s obzirom na opterećenje i položaj opterećenja možemo pronaći u mišićima trupa poput mm. trapeziusa i pectoralis majora. Oni pokazuju promjene ovisno o težini i raspodjeli opterećenja (33). Otkrivene promjene zbog nošenja puške na različite načine ukazuju na važnost raspodjele tereta.

Određene studije pokazuju da torbe kod kojih se opterećenje stavlja pola na prsa i pola na leđa iziskuju manji energetski utrošak nego obični ruksak (34). Smatra se da je razlog zbog pravilnije raspodjele tereta po tijelu. Utrošak energije prilikom hodanja s opterećenjem postupno raste s povećanjem: tereta, brzine hodanja ili nagiba; također i vrsta podloge utječe utrošak energije (31,34). Teški fizički rad isto tako utječe na utrošak energije. Postoji velik broj ljudi koji su zaposleni u sektoru u kojem su fizički zahtjevi vrlo visoki poput: zidara,

vojnika, vatrogasca, skladištara i sl. Postoje i ljudi koji to odrađuju rekreativno kroz sport npr. dizanje utega, planinarenje itd. (34). Utrošak energije u takvim aktivnostima može se smanjiti treningom s opterećenjem (33). Kad se spominje trening s opterećenjem i hod korisno je pogledati EMG m.erectora spinae koji je manji tijekom hoda s opterećenjem nego u hodu bez opterećenja sve dok opterećenja ne pređu 30-40 kilograma. Nakon čega je aktivnost na EMG-u m. erectora spinae veća nego tijekom hodanja bez opterećenja (23,24). Također na EMG-u aktivnost mm. quadricepsa i gastrocnemiusa, ali ne i m. tibialis anteriora raste s opterećenjem (17). Zatim se pronašlo da opterećenje do 20% tjelesne mase nošeno u desnoj ruci je uzrokovalo značajno produljenje aktivnosti mišića u kontralateralnom m. gluteus mediusu i u ipsilateralnom: m. gastrocnemiusu, m. vastusu lateralisu i m.semimembranosusu (32). Opterećenje od 50% tjelesne mase nošeno na leđima značajno je skratilo fazu zamaha i produžilo aktivnost m. vastusa lateralisu (23,32). Ove brojke ukazuju na to da je aktivnost muskulature nogu tijekom hodanja s opterećenjem toliko strogo kontrolirana sustavom posturalne kontrole (32).

Što se tiče kinematike izračunati su i uspoređeni kutovi položaja kralježnice vrata i ramena pri nošenju tereta kako bi se vidjelo kako se gornji dio trupa prilagođava na opterećenje. Rezultati su otkrili da je težina ruksaka utjecala na posturu vrata i ramena. Protrakcija glave se povećala pri nošenju ruksaka, osobito onih s velikim teretom (20-30%) (35). Također rezultati pokazuju da nošenje ruksaka preko oba ramena ima najmanji učinak promjene u položaju vrata i ramena (35). Međutim, smanjenje kraniovertebralnog kuta pri nošenju tereta ukazuje na protrakciju glave dok se nosi ruksak na oba ramena. Na položaj ramena u sagitalnoj ravnini utječe opterećenje (32,35). Autori (35) tvrde da manji sagitalni kut ramena ne ukazuje nužno na protrakciju ramena. Zapravo, veći sagitalni kut ramena je taj koji predstavlja protrakciju ramena. Protrakcija glave koja se pronašla kod većine ispitanika u ovoj studiji pri nošenju ruksaka može pridonijeti povećanju sagitalnog kuta ramena (protrakciji ramena) (35). S obzirom na rezultate studije, ne može se sa sigurnošću reći da jednostrano nošenje ruksaka značajno utječe na položaj vrata dok na položaj ramena u horizontalnoj ravnini značajno utječe (35). Sveukupni rezultati (jednostrano i na oba ramena) impliciraju da težina ruksaka utječe na promjene u položaju vrata i ramena, što sugerira da bi nošenje ruksaka od 15% tjelesne mase bilo preteško za učenike u dobi od 13. do 16. godine. Smatra se da im je zbog tolikog opterećenja teško održati optimalnu posturu. Drugim riječima preporučuje se nošenje tereta manje od 15% tjelesne težine (35).

1.5. Pedobarografija

Izraz pedobarografija izveden je iz latinskog i grčkog jezika („pedes“ što znači stopalo i „baros“ što znači težina). Prva dokumentirana pedobarografska analiza objavljena je 1882. godine. Koristila je gumu i tintu za bilježenje pritisaka stopala (41). Početkom i sredinom dvadesetog stoljeća provedena su brojna istraživanja koja su koristila sličnu tehnologiju, ali tek dolaskom osobnog računala razvijeni su elektroničke naprave i pedobarografija je postala praktična za rutinsku kliničku uporabu (39,42-79).

Pedobarografija je studija tlačnih polja koja djeluju između plantarne površine stopala i podloge (42,43,48,49). Koristi se u širokom rasponu; uključujući sportsku biomehaniku (48) i biomehaniku hoda (46). Najčešće je korištena za biomehaničku statičku i dinamičku analizu. Dinamička analiza stopala pokazuje prednost u odnosu na statičku analizu zbog svoje sposobnosti otkrivanja točaka visokog opterećenja kod određenih bolesti (46) i u određenim fazama hoda (44). Prikupljanje pedobarografskih podataka mora biti standardizirano tako da se mogu analizirati i pratiti rezultati za svakog individualca, te ih usporediti s određenim standardima. Osim za klinički pregled (44), na ovaj način se dobiju vrlo korisne informacije o stanju stopala (46) i vrsti opterećenja u pojedinim fazama hoda (44,47,48), što omogućavaju elektronički senzori unutar pedobarografa. Sve je izravno povezano s računalnim sustavom programiranim za obavljanje analize stopala u dinamičkim ili/i statičkim uvjetima (48). Softverskom analizom mogu se dobiti trodimenzionalne slike stopala i raspodjela pritiska u pojedinim regijama stopala, kao i topografsku povezanost, pa se može odrediti zona niskog i visokog tlaka (45,49).

Na temelju pedobarografske dijagnoze u kombinaciji sa softverom „Computer Assisted Design“ (CAD) mogu se izraditi ortopedski ulošci. Tvrdća i vrsta materijala za izradu ortopedskih uložaka odabiru se pojedinačno na temelju: kliničke slike, nalaza pedobarografije i potrebe smanjenja opterećenja na određene dijelove stopala (48). Pedobarografija se u dijagnostici koristi u slučaju poremećaja hoda, primjerice nakon operacije kuka i koljena (44), kao i u bolesnika s posljedicama moždanog udara (45,46). Nadalje, važno je istaknuti kliničku primjenu pedobarografije u: dijabetologiji (smanjenje bolnih osjeta u stopalu) (46), sportskoj medicini (sindromi prenaprezanja) (44) i liječenju deformiteta stopala i rehabilitaciji (47). Stopalo je izloženo visokim statičkim i dinamičkim silama opterećenja, što može dovesti do disharmonije mišićne snage i opterećenja što dovodi do pojave ozljeda tipa sindroma prenaprezanja (48). Poznato je da je plantarna površina stopala najčešće mjesto pojavljivanja ulceracija na stopalu (47). U dostupnim studijama koje su se bavile prevalencijom čimbenika

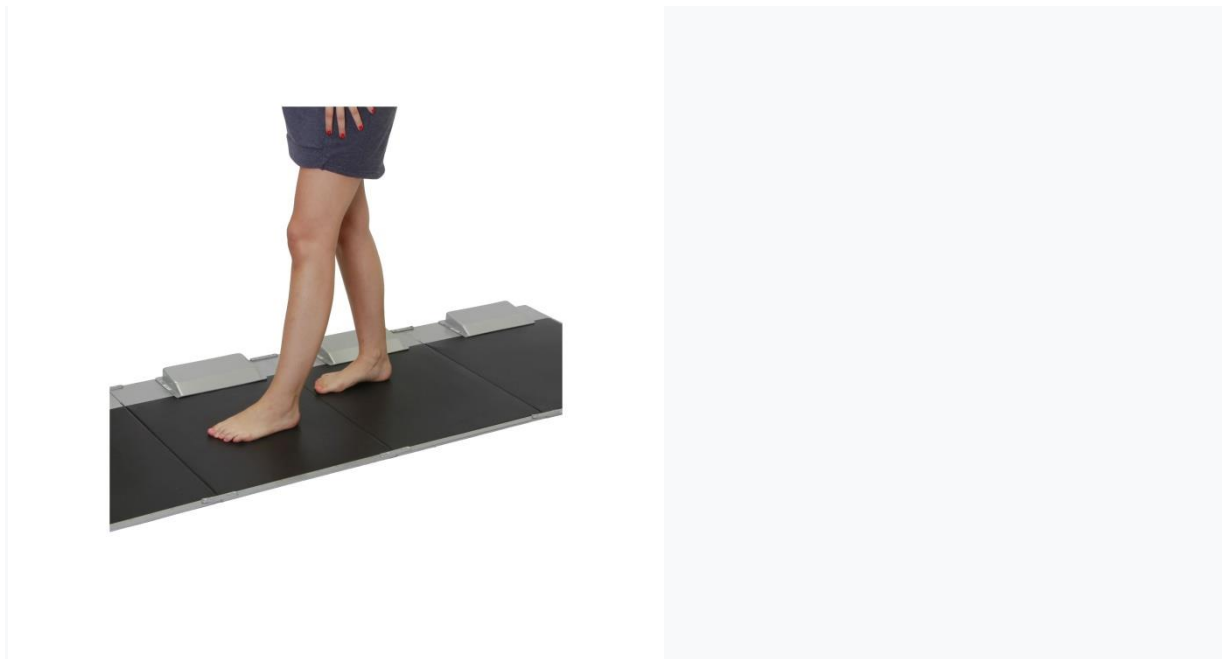
rizika za nastanak ulceracija na stopalima primijećeno je da različite vrste deformiteta stopala mogu dovesti do povećanog plantarnog pritiska (47,48). Prisutnost senzorne neuropatije opisana je kao najvažniji čimbenik rizika (47). Pokazalo se da je povišeni plantarni tlak i/ili plantarni kalus ima četvrtina mladih osoba s dijabetesom (u dobi od 11-24 godine), što može biti mjesto visokog rizika za razvoj problema sa stopalima u odrasloj dobi (47). Navedene biomehaničke promjene stopala povećavaju izloženost pojedinih regija stvaranju žuljeva, pukotina i deformiteta (45-48). Također i ograničena pokretljivost zglobova uobičajena je manifestacija u bolesnika s dijabetesom melitusom (47). Oko 30% dijabetičara ima ograničene pokrete velikih i malih zglobova. Bilježenje rizika od ulceracija stopala kod dijabetičara ključno je za svaki plan i program prevencije netraumatske amputacije donjih ekstremiteta (47,48).

Mnoge se strategije koriste za smanjenje maksimalnog pritiska određenih regija stopala kao što su primjerice ulošci i udobne cipele za hodanje. Da bi strategija bila uspješna ključni su podaci o plantarnom pritisku stopala. Podaci o plantarnom pritisku korisni su za predviđanje pojave ulkusa i određivanje rizičnih mjesta (42,48,49). U liječenju bilo kojeg od ovih patoloških stanja, osim postizanja cilja ili najboljih mogućih vrijednosti određenih parametara, vrlo je važno osigurati kvalitetu života pacijenta. Kvaliteta života odavno je prepoznata kao važan pokazatelj učinaka liječenja kroničnih bolesti (47). Pravovremenom dijagnostikom (44,48) i primjenom ortopedskih uložaka (49) mogu se postići morfološke i funkcionalne promjene u stopalu.

Pedobarografski uređaji se dijele u dvije glavne kategorije platformna pedobarografija i sistem kod kojeg su senzori u ulošku za cipelu (48). Postoji nekoliko razlika između vrsta informacija koje se mogu dobiti iz ova dva sustava, pa bi određeni sustav ovisno o potrebi mogao bolje odgovarati. Sustav temeljen na pedobarografskoj platformi pruža prostorne i vremenske informacije. Prednost u odnosu na drugi sustav (uložak) je taj što pruža informaciju o duljini koraka. Platformni sustav također omogućuje testiranje pacijenata sa pomoćnim sredstvima za hodanje (49). Međutim, postoje neke kontroverze kod platformnog sustava i prirodnog hoda, zbog ljudi koji potencijalno ciljaju na platformu pri hodu. Ovdje sustav uložka u cipelama pruža prednost jer smanjuje rizik nepravilnog izvođenja (48). Za dobiti željene zaključke treba se pažljivo procijeniti: razlika između sustava, uzorak koji će se procjenjivati i vrste podataka koji su potrebni (44,49).

Novija dijagnostička tehnologija (od 2015. godine) pedobarografije i proizvodnje ortopedskih uložaka omogućuje veći stupanj prevencije i smanjenja simptoma, smanjujući opterećenje stopala. To je od velike važnosti za ljude koji boluju od dijabetesa u programima

prevencije deformiteta lokomotornog sustava (47,49). Ono što je vrlo vjerojatno jedna od bitnijih stvari je da je pedobarografija sigurna i neinvazivna metoda koja je korisna za ispitivanje biomehanike lokomotornog sustava (42). Danas se ona sve više koristi u kliničkom kontekstu jer pruža velik broj biomehaničkih i funkcionalnih informacija o lokomotornom sustavu. Unatoč porastu u kliničkoj upotrebi pedobarografije, pedobarografski rezultati i klinička dijagnoza nisu uvijek u korelaciji (42), što dovodi do zabune i pogrešne dijagnoze (48). Pedobarografija je u vrijeme svog razvoja privukla veliku pozornost. Sposobnost izravnog mjerenja pritiska raznih regija stopala dovelo je do očekivanja da bi moglo značajno pomoći u postavljanju dijagnoze. Usprkos tome, mogućnost pogreške u procesu mjerenja koji se pojavio tijekom početnih faza pedobarografije je bio velik (42). Kada se koristi za usporedbu numeričkih vrijednosti tlaka za svaku regiju stopala, pedobarografija je imala dijagnostičku korelaciju 17,7% za statičko mjerenje i 13,5% za dinamičko mjerenje (42). Stoga, prema nekim studijama (42) dijagnostička vrijednost pedobarografije čini se vrlo niskom.



Slika 3.: Prikaz platformnog sustava pedobarografije

Slika preuzeta s: <https://podologia.pl/sklep/en/diagnostic-equipment/574-platforma-mps.html>



Slika 4.: Prikaz sustava pedobarografije u obliku uloška za cipelu

Slika preuzeta s: <https://www.tekscan.com/pedobarography>

2. CILJ ISTRAŽIVANJA I HIPOTEZE

Cilj ovog istraživanja bio je sakupiti i analizirati pedobarografske podatke te promotriti razliku u ukupnom prosječnom pritisku svih regija stopala između dominantne i nedominantne noge s i bez opterećenja kod zdravih adolescenata koji studiraju na Fakultetu zdravstvenih studija u Rijeci.

Hipoteze ovog rada proizašle su iz pitanja koliko svakodnevno opterećenje može utjecati na posturu i koji su mogući ishodi.

1. Hipoteza- u stajanju bez opterećenja ispitanici će više od 50% pritiska imati na dominantnoj nozi.
2. Hipoteza- u stajanju bez opterećenja bit će statistički značajna razlika između dominantne i nedominantne noge.
3. Hipoteza- u stajanju s opterećenjem razlika u ukupnom prosječnom pritisku svih regija stopala između dominantne i nedominantne noge neće biti značajna.

3. METODE

3.1. Ispitanici

Uzork ovog istraživanja sastoji se od dvadeset jednog ispitanika (N=21). Uzorak čine studenti smjera fizioterapije 1. i 3. godine na FZSRI-u. Starosna dob bila je između 18. i 22. godine života. Ispitanici su potpisali suglasnost za sudjelovanje u istraživanju. Uključni kriteriji za uključivanje u istraživanje bili su:

1. izostanak ozljeda (CNS-a, PNS-a, stopala, ramenog obruča i kralježnice),
2. izostanak prirodnih malformacija (ekstremiteta i trupa).

3.2. Opis protokola

Istraživanje je provedeno u biomehaničkom laboratoriju FZSRI-a na pedobarografu. Koristio se platofrmni sustav pedobarografije „Biomech“. Bilo je spojeno 4 modula od kojih svaki od njih ima površinu od 49 cm x 54 cm. Ispitanici su po ulasku u prostoriju potpisali suglasnost te im je objašnjena procedura. Nakon toga morala se odrediti visina i masa ispitanika kako bi se pravilno kalibrirao sustav pedobarografa da bi se dobili valjani rezultati. Najprije bi se kalibrirao sustav unosom podatka bez opterećenja te potom s opterećenjem. Ispitanik prije nego što stane na platformu pedobarografa dobio bi upute: izuti cipele, biti opušten, gledati ravno, stajati kako inače stoji u mirovanju. Prije mjerenja svi ispitanici su dobili priliku da pokušaju stati na platformu te se prošetati preko nje; kako bi se uklonila moguća nelagoda ili strah. Poslije toga ispitanik bi se namjestio na platformu bez opterećenja te bi započelo prvo snimanje od ukupno dva od kojih je svako trajalo 10 sekundi. Zatim bi dobio torbu mase 6 kilograma kako bi se izmjerili podatci u statici s opterećenjem. Cijela procedura po ispitaniku trajala je u prosjeku 10 minuta.

3.3. Obrada podataka

Za svrstavanje podataka ukupnog prosječnog pritiska svih regija stopala s opterećenjem i bez opterećenja dominantne i nedominantne noge koristio se program „Excel 2010“. Statistički podatci su izračunati putem „Meta-calculator 2.0, 2020“. U ovom radu uspoređivao se ukupni prosječni pritisak svakog ispitanika pojedinačno između dominantne i nedominantne noge s opterećenjem i bez opterećenja. Sva tri izračuna označena su kao „raw data“ i „two unpaired sample test“ kako bi se dobio mali nezavisni uzorak. Statistička značajnost smatrati će se na nivou $P < 0,05$.

Radovi s kojim se usporedilo ovo istraživanje potiču s platformi: PubMed, Google Scholar i Hrčak.

4. REZULTATI

U istraživanju je sudjelovalo dvadeset jedan ispitanik. Svi ispitanici ispoštovali su uvjete, te ukupni broj podataka odgovara početnoj veličini uzorka. Prvo je odrađeno računanje za 1. hipotezu- u stajanju bez opterećenja ispitanici će više od 50% pritiska imati na dominantnoj nozi. Iz tablice broj 1. je vidljivo da samo 3 ispitanika ima veći ukupni prosječni pritisak na nedominantnoj nozi (14,29%) u odnosu na 18 ispitanika (85,71%) koji imaju opterećenje na dominantnoj strani, odnosno $p=0,1429$. Što znači da je 1. hipoteza odbačena. Zatim su se računali podatci za 2. hipotezu- u stajanju bez opterećenja bit će statistički značajna razlika između dominantne i nedominantne noge. Izračunati podatci su pokazali da je $p=0,0106$ te da je 2. hipoteza prihvaćena. Nakon toga radio se račun za 3. hipotezu- u stajanju s opterećenjem razlika u ukupnom prosječnom pritisku između dominantne i nedominantne noge neće biti značajna. Pokazalo se da je $p=0$ i 3. hipoteza se odbacuje.

N	STATIKA BEZ OPTEREĆENJA		STATIKA S OPTEREĆENJEM	
	Ukupni prosječni pritisak dominantne noge (kPa)	Ukupni prosječni pritisak nedominantne noge (kPa)	Ukupni prosječni pritisak dominantne noge (kPa)	Ukupni prosječni pritisak nedominantne noge (kPa)
1.	466	370	493	334
2.	464	431	585	501
3.	572	459	418	281
4.	277	249	395	253
5.	433	307	610	332
6.	349	368	578	427
7.	482	291	393	253
8.	436	305	435	300
9.	709	762	611	489
10.	417	328	414	242
11.	527	592	593	384
12.	561	395	510	343
13.	437	381	488	374
14.	565	367	420	424
15.	559	335	550	472
16.	446	331	430	217
17.	320	289	389	216
18.	621	456	621	456
19.	449	323	522	349
20.	511	448	523	308
21.	448	293	426	356
P	0,0106		0	

Tablica 1.: Prikaz ukupnog prosječnog opterećenja i statistički značajne razlike između dominantne noge i nedominantne noge s opterećenjem i bez dodatnog opterećenja.

5. RASPRAVA

U ovoj studiji istraživala se razlika u opterećenju svih regija stopala dominantne i nedominantne noge kod zdravih ispitanika. Ideja je bila ukazati na problematiku nepravilne raspodjele opterećenja na lokomotorni sustav. Rezultati u ovom radu su pokazali da prva hipoteza treba biti odbačena, odnosno da broj ispitanika koji se oslanjaju na dominantnu nogu nije dostatan da bi se moglo reći da se ljudi u stajanju bez opterećenja oslanjaju na dominantnu nogu. Iako razlika nije statistički značajna, može se primijetiti da se većina ipak oslanja na dominantnu nogu (85%). U drugom izračunu se ipak utvrdilo da ima statistički značajne razlike u ukupnom prosječnom pritisku svih regija stopala između dominantne i nedominantne noge. Rezultati ovog istraživanja u skladu su s rezultatima dostupne literature koji također pokazuju statistički značajnu razliku u ukupnom prosječnom pritisku svih regija stopala između dominantne i nedominantne noge bez opterećenja, te da se ispitanici više oslanjaju na dominantnu nogu u hodaњу i stajanju (20,50-55). Iako prethodno navedene studije podupiru prve dvije postavljene hipoteze, rezultati ove studije ne potkrepljuju prvu dok je druga hipoteza potvrđena, te je utvrđeno da postoji statistički značajna razlika u stajanju bez opterećenja između dominantne i nedominantne noge. Što se tiče prve hipoteze može se posumnjati da ona nije potvrđena radi veličine uzorka. Odnosno, ukoliko bi uzorak ispitanika bio veći, moguće je kako bi rezultati bili drugačiji. Treća hipoteza oslonila se ipak na misao da će u stajanju s dodatnim opterećenjem na dominantnoj strani stabilizacija tijela ravnomjerno distribuirati silu na dominantno i nedominantno stopalo. Rezultati su pokazali da je razlika statistički značajna, te se može reći da unatoč sigurnom pokušaju stabilizacije tijela u stajanju s dodatnim opterećenjem ukupni prosječni pritisak svih regija stopala između dominantne i nedominantne noge je veći na strani opterećenja odnosno na dominantnoj strani. Sve ovo upućuje na mogućnost ozljeda lokomotornog sustava. Dostupna literatura podupire ovu tezu (56-60). Postoji mogućnost da bi uz manje ili veće opterećenje, rezultati pokazali drugačije vrijednosti što ostaje za neko slično istraživanje.

Opće je poznat pojam da postoje dijelovi tijela koje koristimo većinski jednostrano tj. dominantnu stranu kao što su: noga, ruka, oko itd. Ono što je malo manje poznato da postoje dijelovi tijela ili/i aktivnosti koje se obavljaju bilateralno jednako kvalitetno poput aktivnosti u ustima (žvakanje, aktivnosti jezika) i aktivnosti slušnog aparata. Što upućuje na očitu lateralizaciju mozga samo određenih dijelova tijela (61). Ti dijelovi tijela većinom su stalno aktivni svakodnevno te su iz tog razloga izloženi ozljedama pogotovo ako se doda

opterećenje. Činjenica je da kad postoji malformacija stopala ljudi su skloni alterirati distribuciju pritiska u statički i dinamički. Za primjer se mogu uzeti djeca do 15 godina sa Severovom bolešću, koja se dominantno oslanjaju na simptomatsku nogu. Ono što nije sigurno je li je Sever posljedica ili uzrok (62). Kod ljudi s dijabetesom posebice u onih ljudi koji su razvili dijabetičko stopalo, njihov pritisak na simptomatsko stopalo je značajno veći u odnosu na asimptomatsko stopalo i na kontrolnu skupinu (43). Muška i ženska djeca do 14 godine s pretilošću imaju ukupno veći pritisak na dominantnoj strani u stajanju bez opterećenja posebice na medijalnom svodu stopala (47). Spušteni medijalni svod uzrokuje ravna stopala. To je posturalna deformacija u kojoj se lukovi stopala urušavaju prema medijalno, pri čemu cijeli svod dolazi u potpuni ili gotovo potpuni kontakt s tlom. Postoji funkcionalni odnos između strukture luka stopala i biomehanike odnosa stopalo-potkoljenica. Luk pruža elastičnu, opružnu vezu između prednjeg dijela stopala i stražnjeg dijela stopala, tako da se većina sila nastalih tijekom opterećenja stopala može raspršiti prije nego što sila dosegne dugačke kosti noge i bedra. Spuštanje medijalnog svoda jedan je od vodećih razloga u svijetu za razvijanje plantarnog fascitisa i petnog trna (47). Ravna stopala mogu razviti odrasle osobe zbog: ozljeda, bolesti, neobičnog ili dugotrajnog stresa na stopalu, neispravne biomehanike ili kao dio normalnog procesa starenja. To je najčešće kod žena starijih od 40 godina (59). Poznati čimbenici rizika uključuju pretilost, hipertenziju i dijabetes. Ravna stopala mogu se pojaviti i kod trudnica kao posljedica privremenih promjena, zbog endokrinoloških događanja tijekom trudnoće. Međutim, ako se razvije u odrasloj dobi, ravna stopala općenito ostaju trajno ravna (36,47).

Osim toga, nepravilna raspodjela dodatnog opterećenja može uzrokovati deformitet kralježnice (skolioza i kifoza) kod djece u razvoju i ozljede kod ljudi srednjih godina i starijih (28,33,47,59). Deformiteti tipa skolioza i kifoza mogu biti kongenitalni no mogu se i razviti tokom djetinjstva (36,63-70).

6. ZAKLJUČAK

Pedobarografija je relativno nova tehnologija koja korisno služi kao relevantni dijagnostički alat. Ona nam govori parametre o distribuciji sile kroz tijelo na stopalo pa posljedično na podlogu. Možemo ju koristiti u statici i dinamici. Postura se definira kao stav koji tijelo zauzima uz podršku lokomotornog sustava kako bi tijelo u određenom trenutku bilo stabilno. Postoje dvije vrste posture statička i dinamička.

Može se reći kako u stajanju bez opterećenja postoji veća šansa da će ukupni prosječni pritisak svih regija stopala biti veći na dominantnoj strani. U stajanju s dodatnim opterećenjem od 6 kilograma tijelo je održalo stabilnost no sile u dominantnom i nedominantnom stopalu se nisu podudarale, te se pokazala statistički značajna razlika.

Problem na koji ovaj rad želi ukazati je da s obzirom na rezultate istraživanja postoji mogućnost da dodatno opterećenje uzrokuje određene deformitete lokomotornog sustava posebice kralježnice i stopala.

Smatram kako bi trebalo povećati uzorak kako bi se dobili precizniji rezultati, to jest kako hipoteze ne bi bile limitirane veličinom uzorka.

LITERATURA

1. Posture and posturology, anatomical and physiological profiles: overview and current state of art, Francesco Carini, Margherita Mazzola, Chiara Fici, Salvatore Palmeri, Massimo Messina, Provvidenza Damiani, Giovanni Tomasello. 2017.
2. Skeletal muscle energy metabolism during exercise, Mark Hargreaves, Lawrence L. Spriet. 2020.
3. Long-term muscle fatigue after standing work, Maria Gabriela Garcia, Thomas Läubli, Bernard J. Martin. 2015.
4. Physiotherapist perceptions of optimal sitting and standing posture, Vasileios Korakakis, Kieran O'Sullivan, Peter B O'Sullivan, Vasiliki Evagelinou, Yiannis Sotiralis, Alexandros Sideris, Konstantinos Sakellariou, Stefanos Karanasios, Giannis Giakas. 2019.
5. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls, Fay B. Horak. 2006.
6. Characteristics of standing postural control in women under additional load, Bożena Wojciechowska Maszkowska, Dorota Borzucka. 2020.
7. Posturology: the neurophysiological model, the biomechanical model, the model psychosomatic, Scoppa F. 2009.
8. Functional anatomy of the spine, Nikolai Bogduk. 2016.
9. Posturology, methodological problems and scientific evidence, Gori L., Firenzuoli F. 2005.
10. Muscle synergies characterizing human postural responses, Gelsy Torres Oviedo, Lena H. Ting. 2007.
11. Anatomia del movimento e abilità, Wirhed R. 2002.
12. Postura, posizione e movimento, Barker V. 1998.
13. Clinical stabilometry standardization: basic definitions- acquisition interval- sampling frequency, Scoppa F., Capra R., Gallamini M., Shiffer R. 2013.
14. La postura, scienze neurologiche e del movimento, Ghez C. 2000.
15. Posturology-fundamental concepts and practical applications, Oravitan M. 2009.
16. On the role of vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in humans, Diener H.C., Dichgans J. 1988.

17. Alternate activity in the synergistic muscles during prolonged low-level contractions, Tamaki H., Kitada K., Akamine T., Murata F., Sakou T., Kurata H.J. 1998.
18. Effect of low back pain on postural stability in younger women: influence of visual deprivation, Mann L., Kleinpaul J.F., Pereira Moro A.R., Mota C.B., Carpes F.P. 2010.
19. Role of muscle coactivation in adaptation of standing posture during arm reaching, Alison Pienciak Siewert, Dylan P. Horan, Alaa A. Ahmed. 2017.
20. Comparisons of plantar pressure distributions between the dominant and non-dominant sides of older women during walking, Jinseop Kim, Kyoung Kim, Coral Gubler. 2013.
21. Synchronization of motor units in human soleus muscle during standing postural tasks Mochizuki G., Ivanova T.D., Garland S.J. 2005.
22. Coherence analysis of muscle activity during quiet stance, Saffer M., Kiemel T., Jeka J. 2008.
23. Analysis of electromyographic activities of ankle muscles at different levels of instability of unstable surfaces, Kang J.H., Hyong I.H. 2012.
24. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis, Mahaudens P., Banse X., Mousny M., Detrembleur C. 2009.
25. The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture, Di Giulio I., C.N. Maganaris, V. Baltzopoulos, I.D. Loram. 2009.
26. Fondamenti di posturologia, Ambrosi F. 2012.
27. Load dependency of postural control- kinematic and neuromuscular changes in response to over and under load conditions, Ramona Ritzmann, Kathrin Freyler, Elmar Weltin, Anne Krause, Albert Gollhofer. 2015.
28. The influence of external additional loading on the muscle activity and ground reaction forces during gait, Bartłomiej Zagrodny, Michał Ludwicki, Wiktoria Wojnicz. 2021.
29. Comparison of Static Footprints and Pedobarography in Obese and Non-obese Children, Nadiesca T. Filippin, Tatiana Bacarin, Paula Hentschel, Lobo da Costa. 2008.
30. The influence of body weight, body mass index and gender on plantar pressures: results of a cross-sectional study of healthy children's feet, Jill Phethean, Christopher Nester. 2012.
31. Ground reaction forces and plantar pressure distribution during occasional loaded gait, Marcelo Castro, Sofia Abreu, Helena Sousa, Leandro Machado, Rubim Santos, João Paulo Vilas Boas. 2012.

32. Responses of the lower limb to load carrying in walking man, Ghori G.M.U., R. G. Luckwill. 1985.
33. Effects of wearing different personal equipment on force distribution at the plantar surface of the foot, Christoph Schulze, Tobias Lindner, Sandra Woitge, Susanne Finze, Wolfram Mittelmeier, Rainer Bader. 2013.
34. Load carriage using packs: a review of physiological, biomechanical and medical aspects, Joseph Knapik, Everett Harman, Katy Reynolds. 1996.
35. Effects of backpacks on students: measurement of cervical and shoulder posture, Wunpen Chansirinukor, Dianne Wilson, Karen Grimmer, Brenton Dansie. 2001.
36. Effect of the cavus and planus foot on biomechanics aspect of the plantar pressure in adolescents with idiopathic scoliosis, Carlos Eduardo, Gonçalves Barsotti, Gustavo Alves Tostes, Rodrigo Mantelatto Andrade, Ariane Verttú Schmidt, Alexandre Penna Torini, Ana Paula Ribeiro. 2021.
37. Effects of wearing different personal equipment on force distribution at the plantar surface of the foot, Christoph Schulze, Tobias Lindner, Sandra Woitge, Susanne Finze, Wolfram Mittelmeier, Rainer Bader. 2013.
38. Balance and gait performance of scoliotic subjects: a review of the literature, Karimi M.T., Kavyani M., Kamali M. 2016.
39. A state-of-the-art review of foot pressure, Siti Syazni Zulkifli, Wei Ping Loh 2018.
40. Load dependency of postural control- kinematic and neuromuscular changes in response to over and under load conditions, Ramona Ritzmann, Kathrin Freyler, Elmar Weltin, Anne Krause, Albert Gollhofer. 2015.
41. Pedobarography in Physiotherapy: A Narrative Review on Current Knowledge Jacek Lorkowski, Karolina Gawronska. 2021.
42. Pedobarography as a clinical tool in the management of diabetic feet in New Zealand: a feasibility study, Jason K. Gurney, Uwe G. Kersting, Dieter Rosenbaum, Ajith Dissanayake, Steve York, Roger Grech, Anthony N., Bobbie Milne, James Stanley, Diana Sarfati. 2017.
43. The diagnostic value of pedobarography Young Rak Choi, Ho Seong Lee, Dong Eun Kim, Dong Ho Lee, Jong Min Kim, Ji Yong Ahn. 2014.
44. Facilitating the interpretation of pedobarography: the relative midfoot index as marker for pathologic gait in ankle osteoarthritic and contralateral feet, Frigg Arno, Frigg Roman, Wiewiorski Martin, Goldoni Jennifer, Horisberger Monika. 2016.

45. The measurement of footprints (Pedobarography), Leslie Klenerman, Bernard Wood. 2006.
46. Comparison of Static Footprints and Pedobarography in Obese and Non-obese Children, Nadiesca T. Filippin, Tatiana Bacarin, Paula Hentschel, Lobo da Costa. 2008.
47. Pedobarography in diagnosis and clinical application, Amira Skopljak, Mirsad Muftic, Aziz Sukalo, Izet Masic, Lejla Zunic. 2014.
48. The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture, Tomoaki Shimada, Masashi Hasegawa, Yusuf S.S.M., Al-Khabbaz. 2008.
49. Lateralization of brain activity during lower limb joints movement. An fMRI study, Eleni Kapreliab Spyros, Athanasopoulosa Matilda, Papathanasioud Paul Van Hecke, Nikolaos Strimpakosb, Athanasios Gouliamosd, Ronald Peetersc, Stefan Sunaertc. 2006.
50. Leg dominance effects on postural control when performing challenging balance exercises, Arunee Promsri, Thomas Haid, Inge Werner, Peter Federolf. 2020.
51. Pedobarometric evaluation of the normal adult male foot, Marta Imamura, Satiko Tomikawa Imamura, Osny Salomão. 2002.
52. Effects of limb dominance on the symmetrical distribution of plantar loading during walking and running, Zixiang Gao, Qichang Mei, Liangliang Xiang. 2020.
53. Difference in plantar pressure between the preferred and non-preferred feet in four soccer-related movements, Puilam Wong, Karim Chamari, Anis Chaouachi, De Wei Mao, Ulrik Wisløff, Youlian Hong. 2007.
54. Carrying heavy asymmetrical loads increases postural sway during quiet standing in older adults, Michael Price, Mathew Hill. 2008.
55. Does load carrying influence sagittal plane locomotive stability, Christopher J. Arellano, Charles S. Layne, Daniel P. O'Connor, Melissa Scott Pandorf, Max J. Kurz. 2009.
56. The independent effect of added mass on the stability of the sagittal plane leg kinematics during steady-state human walking, Christopher J. Arellano, Daniel P. O'Connor, Charles Layne, Max J. Kurz. 2009.
57. The biomechanics and applications of strongman exercises: a systematic review, Benjamin R. Hindle, Anna Lorimer, Paul Winwood, Justin W. L. Keogh. 2019.
58. Influence of load and carrying method on gait, specifically pelvic movement, Eun Ju Hyung, Hyun Ok Lee, Yu Jeong Kwon. 2016.

59. A Biomechanical analysis of the farmers walk, and comparison with the deadlift and unloaded walk, Paul Winwood, Toi Ohomai, John Cronin, Scott R. Brown, Justin W. L. Keogh. 2015.
60. Chew on this: is there a dominant side for chewing, R. Weiner. 2001.
61. Static and dynamic plantar pressures in children with and without sever disease: a case-control study, Ricardo Becerro de Bengoa-Vallejo, Marta E. Losa Iglesias, David Rodriguez-Sanz. 2014.
62. Static and dynamic plantar pressures in children with and without sever disease: a case-control study, Ricardo Becerro de Bengoa-Vallejo, Marta E. Losa Iglesias, David Rodriguez-Sanz. 2014.
63. Comparison of dynamic plantar foot pressure in normal subjects and patients with adolescent idiopathic scoliosis for health science research, Jeong Uk Lee.(2017).
64. Evaluation of correlation between sagittal balance and plantar pressure distributions in adolescent idiopathic scoliosis: a pilot study, Luo Yi, Lin Houwei ,Wang Lin, Wang Sun, Rao Zejiang, Ma Qichao. 2021.
65. Foot loading asymmetry in patients with scoliosis, Marianna Bialek, Patrycja Pawlak, Tomasz Kotwicki. 2009.
66. Assessment of static plantar pressure, stabilometry, vitamin D and bone mineral density in female adolescents with moderate idiopathic scoliosis, Liliana Cat, Simona Cerbu, Elena Amaricai, Oana Suciu, Delia Ioana Horhat, Călin Marius Popoiu, Ovidiu Adam, Eugen Boia. 2020.
67. Analysis of electromyographic activities of ankle muscles at different levels of instability of unstable surfaces, Kang J.H., Hyong I.H. 2012.
68. Balance and gait performance of scoliotic subjects: a review of the literature, Karimi M.T., Kavyani M., Kamali M. 2016.
69. Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic scoliosis. Yang J.H., Suh S.W., Sung P.S., Park W.H. 2013.
70. Scoliosis: lower limb asymmetries during the gait cycle, Haber C.K., Sacco M. (2015.).
71. Standing as a geotropic reflex: the mechanism of the asynchronous rotation of motor units, Hellebrandt, F.A. 1938.
72. Postural proprioceptive reflexes in standing human subjects: bandwidth of response and transmission characteristics, Fitzpatrick R. C., R. B. Gorman, D. Burke, and S. C. Gandevia. 1992.

73. Relationships between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking, Holly Jonely, Jean Michel Brismée, Phillip S. Sizer Jr., C. Roger James. 2011.
74. The influence of idiopathic scoliosis on load distribution in the foot, Paweł Szulc, Piotr Bartkowiak, Jacek Lewandowski, Jacek Markuszewski. 2001.
75. What is the added value of pedobarography for assessing functional outcome of displaced intra-articular calcaneal fractures- a systematic review of existing literature Fay R.K., SandersaJess, J.Petersa, Wouter Schalligbc, Thomas Mittlmeierd, Tim Schepersa. 2020.

PRILOZI

PRILOG A SLIKE

Slika 1.: Optimalna postura	5
Slika 2.: Shematski prikaz mišićnog vretena.....	7
Slika 3.: Shematski prikaz površinskog EMG-a muskulature noge tijekom hoda.....	10
Slika 4.: Prikaz platformnog sustava pedobarografije.....	17
Slika 5.: Prikaz sustava pedobarografije u obliku uloška za cipelu.....	18

PRILOG B TABLICE

Tablica 1.: Prikaz ukupnog prosječnog opterećenja i statistički značajne razlike dominantne noge i nedominantne noge s opterećenjem i bez dodatnog opterećenja	22
--	----

ŽIVOTOPIS

Zovem se Pave Kalebić, rođen sam u Šibeniku 09.06.1999. godine. Pohađao sam Osnovnu školu Jurja Šižgorića u Šibeniku. Nakon osnovne, završio sam srednju Medicinsku školu u Šibeniku, smjer farmaceutski tehničar. Tijekom srednje škole pohađao sam Školu stranih jezika Lingua Šibenik (engleski jezik) čiji sam certifikat dobio s polaganjem ispita „Cambridge test“. Po završetku srednje škole upisao sam se na stručni smjer za fizioterapeuta na Fakultetu zdravstvenih studija u Rijeci. U slobodno vrijeme bavim se sportom i glazbom. Kao učenik srednje škole radio sam studentske poslove. Na studiju imam preko 2600 radnih sati u struci.