

USPOREDBA STANDARDNOG RUČNOG I FIKSNOG DINAMOMETRA TIJEKOM ISPITIVANJA MIŠIĆNE JAKOSTI ČETVEROGLAVOG NATKOLJENIČNOG MIŠIĆA

Sović, Ivana

Undergraduate thesis / Završni rad

2022

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:184:759853>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-01-28**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U RIJECI
FAKULTET ZDRAVSTVENIH STUDIJA
PREDDIPLOMSKI STRUČNI STUDIJ
FIZIOTERAPIJA

Ivana Sović

**USPOREDBA STANDARDNOG RUČNOG I FIKSNOG DINAMOMETRA TIJEKOM
ISPITIVANJA MIŠIĆNE JAKOSTI ČETVEROGLAVOG NATKOLJENIČNOG
MIŠIĆA**

Završni rad

Rijeka, 2022.

UNIVERSITY OF RIJEKA
FACULTY OF HEALTH STUDIES
UNDERGRADUATE PROFESSIONAL STUDY
OF PHYSIOTHERAPY

Ivana Sović

**COMPARISON OF STANDARD MANUAL AND FIXED DYNAMOMETER
DURING QUADRICEPS MUSCLE STRENGTH TEST**

Bachelor thesis

Rijeka, 2022

Izvešće o provedenoj provjeri izvornosti studentskog rada

Opći podatci o studentu:

Sastavnica	Fakultet zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci
Studij	Preddiplomski stručni studij Fizioterapija
Vrsta studentskog rada	Završni rad
Ime i prezime studenta	Ivana Sović
JMBAG	0351009507

Podatci o radu studenta:

Naslov rada	Usporedba standardnog ručnog i fiksog dinamometra tijekom ispitivanja mišićne jakosti četveroglavog natkoljencičnog mišića
Ime i prezime mentora	Hrvoje Vlahović
Datum predaje rada	28.06.2022.
Identifikacijski br. podneska	1864127347
Datum provjere rada	28-Jun-2022 01:31PM (UTC+0200)
Ime datoteke	Zavr_ni_rad_Ivana.docx
Veličina datoteke	966.61K
Broj znakova	78,952
Broj riječi	12,589
Broj stranica	53

Podudarnost studentskog rada:

Podudarnost (%)	1%
-----------------	----

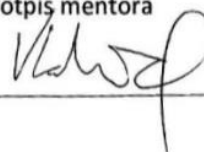
Izjava mentora o izvornosti studentskog rada

Mišljenje mentora	
Datum izdavanja mišljenja	
Rad zadovoljava uvjete izvornosti	X
Rad ne zadovoljava uvjete izvornosti	
Obrazloženje mentora (po potrebi dodati zasebno)	

Datum

28.06.2022.

Potpis mentora



Rijeka, 21. 3. 2022.

Odobrenje nacrt završnog rada

Povjerenstvo za završne i diplomske radove Fakulteta zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci
odobrava nacrt završnog rada:

USPOREDBA STANDARDNOG RUČNOG I FIKSNOG DINAMOMETRA
TIJEKOM ISPITIVANJA MIŠIĆNE JAKOSTI ČETVEROGLAVOG
NATKOLJENIČNOG MIŠIĆA: rad s istraživanjem
COMPARISON OF STANDARD MANUAL AND FIXED DYNAMOMETER DURING
QUADRICEPS MUSCLE STRENGTH TEST: research

Student: Ivana Sović
Mentor: Dr.sc. Hrvoje Vlahović, prof.reh.

Sveučilište u Rijeci, Fakultet zdravstvenih studija
Preddiplomski stručni studij Fizioterapija

Povjerenstvo za završne i diplomske radove

Predsjednik Povjerenstva



Pred. Helena Štrucelj, dipl. psiholog – prof.

SADRŽAJ

1. UVOD	6
1.1. Anatomija i biomehanika koljenog zgloba	6
1.1.1. Građa koljenog zgloba	6
1.1.1.1. Patelofemoralni zglob	9
1.1.1.2. Zglobna čahura	10
1.1.2. Biomehanika koljenog zgloba i pasivnih stabilizatora	12
1.1.2.1. Biomehanika patelofemoralnog zgloba	14
1.2. Biomehanika aktivnih stabilizatora	15
1.2.1. Fiziologija mišićne kontrakcije	15
1.2.2. Mišićna snaga i kontrakcija	16
1.3. Dinamometrija	18
2. CILJEVI I HIPOTEZE	22
3. ISPITANICI I METODE	23
3.1. Ispitanici	23
3.2. Postupak i instrumentarij	23
3.3. Statistička obrada podataka	24
3.4. Etički aspekti istraživanja	25
4. REZULTATI	26
4.1. Karakteristike ispitanika	26
4.2. Prikaz rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića	27
4.3. Prikaz rezultata upitnika	35
5. RASPRAVA	37
6. ZAKLJUČAK	44
LITERATURA	45
PRIVITCI	50
KRATAK ŽIVOTOPIS PRISTUPNIKA	51

SAŽETAK

Uvod: Procjena mišićne jakosti pomoću dinamometrije vrlo je važan parametar u kliničkoj praksi kako bi se postavile normativne vrijednosti kod zdrave populacije, ali i pratilo poboljšanje ili pogoršanje određenih stanja vezanih za patologiju struktura koljenog zgloba. U ovome istraživanju, pomoću standardnog ručnog i fiksnog dinamometra, mjerena je vršna sila četveroglavog natkoljениčnog mišića upravo kako bi se isti dinamometri mogli usporediti na temelju njihovih prednosti i nedostataka. **Cilj istraživanja:** Glavni cilj ovoga istraživanja je usporediti dva različita dinamometra ispitivanjem mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića pri 15° i 90° fleksije koljenog zgloba te provedbom upitnika među ispitanicima uvidjeti prednosti i nedostatke pojedinog dinamometra. **Ispitanici i metode:** U istraživanju je sudjelovalo 20 ispitanika od 18. do 23. godine, od toga 11 muškaraca i 9 žena, prosječne dobi 19,75 ± 1,25 godina; prosječne visine 174,62 ± 7,16 cm te prosječne tjelesne mase 69,7 ± 10,76 kg. Od uređaja koristila su se dva dinamometra; standardni ručni dinamometar, microFET®2, uređaj tvrtke Hoggan Scientific i drugi, fiksni dinamometar, EasyForce®, uređaj tvrtke Meloq AB. Uz dinamometre koristio se i upitnik otvorenog tipa. Dobiveni rezultati mjerenja mišićne jakosti obrađeni su u programu Statistica 14.0.0.15 proizvođača TIBCO Software Inc. Deskriptivnom statistikom dobili su se podaci aritmetičke sredine, standardne devijacije, a razina statističke značajnosti prikazana je kao $P < 0,05$. Rezultati upitnika prikazani su frekvencijama. **Rezultati:** Pri 15° i 90° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj i ležećoj poziciji, fiksni dinamometar je registrirao veće vršne vrijednosti sila, a statistički značajna razlika pokazala se pri mjerenjima pri 15° fleksije u ležećoj poziciji te pri 90° fleksije u sjedećoj i ležećoj poziciji sa standardnim ručnim i fiksnim dinamometrom. Prema subjektivnoj procjeni ispitanika, položaj u kojem im je najlakše bilo djelovati protiv otpora je pri 90° fleksije s fiksnim dinamometrom u sjedećoj poziciji, a bol i nelagodu tijekom testiranja prijavilo je najviše ispitanika i to sa standardnim ručnim dinamometrom. Svi ispitanici su izjavili da je oprema standardnog ručnog dinamometra bolja u odnosu na fiksni dinamometar, dok je objektivnost išla u prilog fiksnog dinamometra. **Zaključak:** Oba dinamometra su zbog prednosti i nedostataka na istoj razini, međutim ako se objektivnost gleda kao jedna od najvažnijih varijabli, onda se prednost u svakome slučaju daje fiksnom dinamometru.

Ključne riječi: četveroglavni mišić natkoljenice, dinamometrija, fiksni dinamometar, koljени zglob, standardni ručni dinamometar

ABSTRACT

Introduction: Muscle strength assessment using dynamometry is a very important parameter in clinical practice to set normative values in a healthy population, but also to monitor the improvement or exacerbation of certain conditions related to the pathology of the knee joint structures. In this research, using the standard manual and fixed dynamometer, the peak force of the quadriceps muscle was measured so that same dynamometers could be compared based on their advantages and disadvantages. **Objectives:** The main goal of this research is to compare two different dynamometers by testing the muscle strength of the quadriceps muscle at 15° and 90° flexion of the knee joint and to see the advantages and disadvantages of each dynamometer by conducting a questionnaire among respondents. **Subjects and methods:** 20 respondents aged 18 to 23 participated in the study, of which 11 were men and 9 were women, with an average age of $19,75 \pm 1,25$ years; average height $174,62 \pm 7,16$ cm and average body weight $69,7 \pm 10,76$ kg. Of the devices, two dynamometers were used; the standard manual dynamometer, microFET®2, Hoggan Scientific's company device, and the second one, fixed dynamometer, EasyForce®, Meloq AB's company device. In addition to the dynamometers, an open-ended questionnaire was used. The obtained results of muscle strength measurements were processed in the Statistica 14.0.0.15 program, manufactured by TIBCO Software Inc. By using descriptive statistics, the arithmetic mean data was obtained, standard deviations, and the level of statistical significance was shown as $P < 0,05$. The results of the questionnaire are shown in frequencies. **Results:** The fixed dynamometer registered higher peak values of the forces, and the statistically significant difference was shown in measurements at 15° of flexion in the lying down position and at 90° of flexion in both sitting and lying down position with the standard manual and fixed dynamometer. According to the respondents' subjective assessment, the position in which was easiest for them to act against the resistance was at 90° of flexion with the fixed dynamometer in a sitting position; the pain during the testing was reported by most respondents with a standard manual dynamometer. All respondents stated that the equipment of the standard manual dynamometer was better compared to the fixed dynamometer's equipment, while the objectivity went in favor of the fixed dynamometer. **Conclusion:** Both dynamometers are on the same level due to their advantages and disadvantages, however if the objectivity is seen as one of the most important variables, then the advantage in any case is given to the fixed dynamometer.

Key words: dynamometry, fixed dynamometer, knee joint, musculus quadriceps femoris, standard manual dynamometer

1. UVOD

1.1. Anatomija i biomehanika koljenog zgloba

Koljeni zglob, *art.genus*, anatomski i funkcionalno najkompleksniji je zglob ljudskoga tijela u kojemu se sastaju tri kosti unutar zglobne čahure (1), i to (Slika 1.): bedrena kost ili *femur*, goljenična kost ili *tibia* te iver ili *patella*, a uz te kosti, zglobu pripadaju zglobne veze koje čine koljeni zglob složenim, a to su tibiofemoralni zglob koji je glavni spoj koljena; patelofemoralni zglob koji predstavlja spoj ivera i bedrene kosti te meniskotibijalni i meniskofemoralni zglobovi. Svi navedeni zglobovi imaju zajedničku zglobnu čahuru i dijele istu zglobnu šupljinu što ima ključnu ulogu u biomehanici koljenog zgloba.

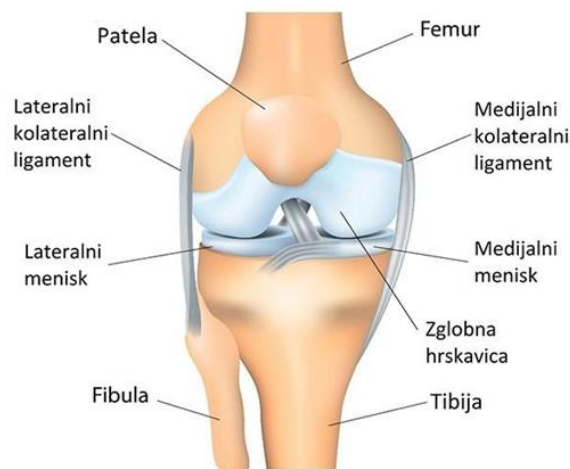
1.1.1. Građa koljenog zgloba

Na distalnom dijelu bedrene kosti nalaze se medijalni i lateralni čvor, *condylus medialis et lateralis* koji su izrazito masivni te nose konveksne zglobne ploštine za spoj s goljeničnom kosti. Konveksitet zglobnih ploština bedrene kosti izražen je u sagitalnom i poprečnom smjeru, što je jedna od bitnih karakteristika za razumijevanje mehanike zgloba.

Zakrivljenost u sagitalnome smjeru se bitno razlikuje sprijeda i straga; slabija je sprijeda s većim polumjerom zakrivljenosti, dok je straga izraženija s kraćim polumjerom zakrivljenosti. „Svaki odsječak zglobne ploštine ima svoj polumjer i svoj centar zakrivljenosti, a kada se ti svi centri zakrivljenosti spoje u jednu liniju, dobiva se krivulja evoluta, a sama zakrivljenost zglobne ploštine odgovara evolventi, koja rezultira iz evolute“ (2). Uz sagitalni i poprečni konveksitet, veliku važnost u mehanici zgloba ima i razlika između ploština dvaju kondila. Prema Križanu, ploština lateralnog kondila pruža se od straga ravno naprijed, a Bajek i sur. navode kako ploština medijalnog kondila sprijeda zavija oko međukondilarne jame, odnosno oko uzdužne osi bedrene kosti (1,2).

Na proksimalnom dijelu goljenične kosti nalaze se, kao i kod bedrene kosti, dva masivna čvora: *condylus medialis et lateralis*, ali za razliku od distalnog dijela bedrene kosti koji ima i sagitalni i poprečni konveksitet, kod goljenične kosti konkavitet proksimalnog okrajka ima dulji poprečni, a kraći sagitalni promjer (2). *Facies articulares superiores* predstavljaju medijalnu i lateralnu zglobnu ploštinu koja se nalazi na kondilima goljenične kosti. One se kao i ploštine kondila bedrene kosti razlikuju međusobno: prema sagitalnoj osi medijalna ploština je ovalnija i udubljenija, dok lateralna ploština ima oblik trokuta, nije udubljena kao medijalna, nego je slabo ispupčena i ravna.

Usporedbe radi, ploština lateralnog kondila bedrene kosti ide odostraga ravno prema naprijed, dok je ista ploština na goljeničnoj kosti uglavnom ravna, sa stražnjim dijelom konveksnim. Medijalna ploština na kondilu bedrene kosti zavija oko međukondilarne jame, ima izražen konveksitet u poprečnom i sagitalnome smjeru, dok je ista ploština na goljeničnoj kosti slabo konkavna, više ovalnog oblika. Iz ovoga opisa, razumljivo je i vidljivo kako ploštine nikako ne mogu biti kongruentne, odnosno odgovarati jedna drugoj, nego se one dodiruju samo u središnjim dijelovima. Kako bi se povećala kongruentnost i na perifernim dijelovima zgloba, između zglobnih ploština bedrene kosti i goljenične kosti umetnute su vezivnohrskavične pločice u obliku srpa ili mjeseca te imaju također važnu ulogu tijekom mehanike koljenog zgloba.



Slika 1. Građa koljenog zgloba

Izvor: <https://www.svkatarina.hr/centar-izvrsnosti/2/ortopedija-i-sportska-medicina/operativni-zahvati-hrskavicnih-ostecenja/428>

Vezivnohrskavične pločice (Slika 2.), srpaste pločice ili menisci, važan su dio koljenog zgloba koje imaju važnu ulogu u statiki i dinamici koljenog zgloba na način da povećavaju kongruentnost između zglobnih ploština bedrene i goljenične kosti. S obzirom da se radi o vezivnom i hrskavičnom tkivu, menisci sadrže 70% vode, a ostatak čine organske tvari. Imaju svoj površinski i duboki sloj građen od kolagenih vlakana čiji raspored niti vlakana osigurava elastičnost, čvrstoću i mobilnost meniskusa. „Kolagena vlakna su postavljena na površinskim slojevima radijalno, a u dubokom sloju uzdužno ili cirkularno, dok na samoj periferiji tvore mrežu“ (3).

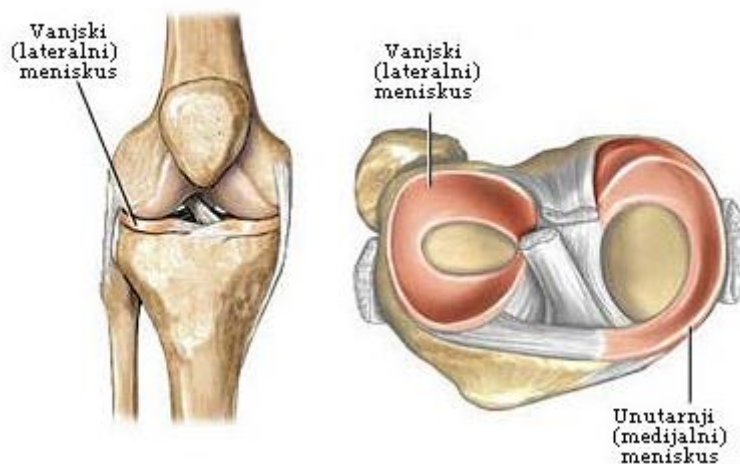
U koljenom zglobu razlikuju se dva meniska, medijalni *meniscus medialis*, te lateralni *meniscus lateralis*. Uz površinski i duboki sloj vlakana, menisci imaju periferni dio koji je konveksan i u

potpunosti priljubljen uz zglobnu čahuru zgloba, dok je centralni dio konkavan i predstavlja jedini dio u kojemu se ploštine bedrene i goljenične kosti dodiruju. Oba meniska su različita po obliku, ali upravo takva razlika u obliku i veličini značajna je za njihove funkcije u mehanici koljenog zgloba.

S obzirom na udaljenost hvatišta, *area intercondylaris anterior* i *eminentia intercondylaris*, te na spajanje s medijalnim kolateralnim ligamentom (MCL), medijalni menisk je poput slova C koje je otvoreno, zato je slabije pokretan u odnosu na lateralni menisk kojemu su hvatišta u neposrednoj blizini *eminentia intercondylaris*.

Medijalni i lateralni menisk imaju svoju medijalnu i lateralnu polovicu, a svaka ima meniskotibijalni i meniskofemoralni dio, koji se navode kao artikulacije, što upućuje na to kako se u jednom koljenu nalaze dva jednostavna meniskofemoralna zgloba, medijalni i lateralni, te dva meniskotibijalna, medijalni i lateralni.

Funkcionalno, uloga meniska je rasporediti opterećenje te stabilizirati zglob uz pomoć proprioceptora koje sadrže u svojim vlaknima. Ostali autori navode kako je primarna, glavna funkcija meniska prijenos vertikalnog tlačnog opterećenja (4).



Slika 2. Vezivnohrskavične pločice koljenog zgloba

Izvor: <http://www.scipion.hr/cd/127/meniskus-scipion-centar-za-fizioterapiju-i-fitness-rjeka-scipion>

1.1.1.1. Patelofemoralni zglob

Uz opisane artikulacije između bedrene kosti i goljenične kosti te meniskofemoralnih i meniskotibijalnih zglobova, patelofemoralni zglob također je dio kompleksnog sastava koljenog zgloba. Patelofemoralni zglob čine *facies patellaris* na bedrenoj kosti te *facies articularis* na ventralnoj strani ivera. S obzirom da se uzglobljava s iverom, *facies patellaris* je kao iver podijeljena na medijalnu i lateralnu ploštinu, od koje je lateralna veća kao kod ivera. Te dvije ploštine, medijalnu i lateralnu, na zglobnoj ploštini bedrene kosti, razdvaja brazda koja je prema sagitalnoj osi plitka, a *facies patellaris* je prema njoj konveksna u tome smjeru. Ploština na iveru je *facies articularis* i na svome lateralnom dijelu je zaobljena tako da se što bolje uzglobljava s prednjim dijelom lateralnog kondila bedrene kosti, dok je medijalni dio *facies articularis* više okomito postavljen. Kako bi se omogućilo što lakše izvođenje pokreta, na način da iver klizi po ploštini bedrene kosti, na *facies patellaris* nalazi se vertikalni hrbat kojemu je to upravo primarna funkcija, da iver neometano klizi po ploštinama bedrene kosti tijekom pokreta u koljenom zglobu.

Istraživanjem provedenim na miševima, dokazalo se da se iver razvija iz bedrene kosti, što upućuje na to da se zbog formiranja patelofemoralnog zgloba iver odvaja od bedrene kosti, a daljnji razvitak patelofemoralnog zgloba osigurava utjecaj mehaničkog opterećenja (5).

S obzirom da je zglob dosta plitak i nije kongruentan, za statičku i dinamičku stabilnost zgloba odgovorni su aktivni i pasivni stabilizatori. Patelofemoralni zglob jedan je od manjih zglobova, ali čini ga najveća sezamska kost ljudskog tijela, *patella*, kojoj je od svih biomehaničkih funkcija u koljenom zglobu najvažnija ta da povećava mehaničku iskoristivost ekstenzornog aparata koljenog zgloba osiguravajući adekvatan kut tetivi četveroglavog natkoljeničnog mišića prema hvatištu. Na taj način pošteđuje četveroglavi natkoljenični mišić smanjenjem njegove snage potrebne za ispružanje koljena upravo zbog kuta prema kojemu njegova tetiva pristupa hvatištu, a uz to produljuje polugu mišića povećavajući udaljenost između mišića i centra rotacije zgloba te tako povećava silu ekstenzije koljenog zgloba za 50% (6,7). Ostale biomehaničke funkcije ivera u koljenom zglobu, kao i uloge u statici i dinamici pasivnih stabilizatora koljenog zgloba, bit će detaljnije opisane u poglavlju 1.2. Biomehanika koljenog zgloba.

1.1.1.2. Zglobna čahura

Stabilnost koljenog zgloba uvjetovana je obilatim zglobnim čahurama koje čini veliki broj ligamenata i sluznih vreća. Važnu ulogu u mehanici koljenog zgloba imaju prvenstveno kolateralni ligamenti te duboki križni ligamenti zgloba (Slika 3.).

Medijalni kolateralni ligament (MCL), *lig.collaterale tibiale*, pokriva medijalnu stranu koljenog zgloba te ima prednji i stražnji dio kojima je polazište medijalni epikondil bedrene kosti, ali se prednji dio hvata nešto ispod *tuberositas tibiae* dok se stražnji dio pruža koso i spaja s medijalnim meniskom te hvata na medijalni kondil goljenične kosti. Uz ovu glavnu teoriju polazišta i hvatišta medijalne kolateralne veze, autori navode kako postoji MCL kompleks koji čine površinski i duboki MCL, od kojih duboki predstavlja zadebljanje medijalne zglobne čahure te stražnji kosi ligament, *lig.posterior obliquum* (POL) koji je zapravo fibrozni nastavak s distalnog aspekta *m.semimembranosus* i koji sraštava s posteromedijalnim aspektom zglobne čahure, a čine ga površinski, središnji i kapsularni dio (8,9).

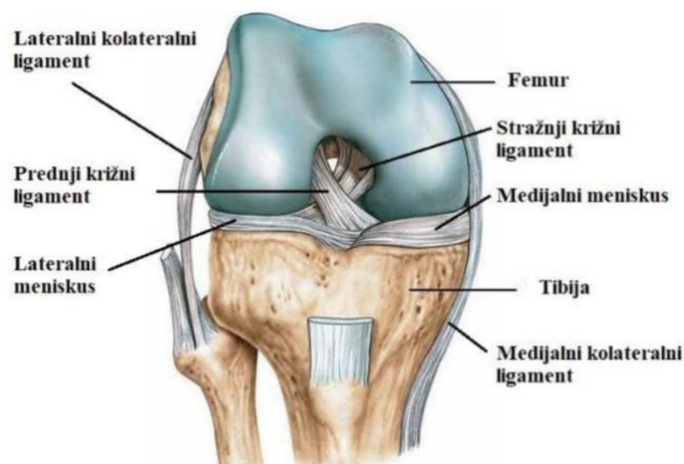
Lateralni kolateralni ligament (LCL), *lig.collaterale fibulare*, nalazi se na lateralnoj strani koljenog zgloba te je izvan zglobne čahure, a polazi od lateralnog epikondila bedrene kosti i inserira na *caput fibulae*. Brojne su varijacije ligamenta od vrpce, do trake, miješanog oblika i ipsilona, ali općeprihvaćeno je da je LCL struktura nalik vlaknastoj vrpci koja je glavni stabilizator koljenog zgloba s bočne strane uz *lig.popliteum fibulare* (PFL) i tetivu *m. plantaris* (PT) koji zajedno uz LCL čine posterolateralni kompleks (PLC) koji ima ključnu ulogu u ograničavanju vanjske rotacije, supinacije potkoljenice (8,10).

U dubini samoga zgloba nalaze se dva križna ligamenta, prednji i stražnji. Prednji križni ligament (ACL), *lig.cruciatum anterius*, polazi od unutarnje strane *condylus lateralis* bedrene kosti i inserira na *area intercondylaris anterior* te se sastoji od dva snopa: anteromedijalni i posterolateralni koji su zategnuti u fleksiji i ekstenziji zgloba (11).

Stražnji križni ligament (PCL), *lig.cruciatum posterius*, polazi od unutarnje strane medijalnog kondila bedrene kosti i inserira na *area intercondylaris posterior* te se kao i ACL sastoji od dva snopa vlakana, u ovome slučaju većeg anterolateralnog i manjeg posteromedijalnog (12).

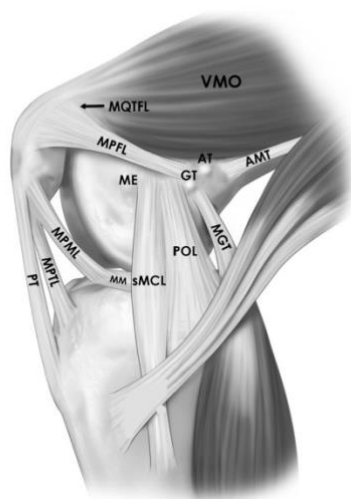
Lateralni dio zglobne čahure nadopunjuje i *lig. anterolaterale* (ALL) za kojeg se navodi konsenzus da je to trokutasta anterolateralna struktura koja se nalazi duboko do iliotibijalnog traktusa, a ostala literatura navodi da su mu određena manja vlakna pričvršćena za lateralni menisk i anterolateralnu zglobnu čahuru, a dok su veća vlakna usmjerena prema distalno na proksimalni dio goljenične kosti (13,14).

Kako je i *patella* zglobno tijelo koje se uzglobljava s bedrenom kosti u koljenom zglobu, također joj je potrebna medijalna i lateralna stabilizacija. Medijalnu stabilizaciju patelofemoralnog zgloba (Slika 4.) prvenstveno čini *lig. patellofemorale mediale* (MPFL), *lig. patellotibiale mediale* (MPTL), *lig. patellomeniscale mediale* i medijalni retinakul. Najvažniju ulogu ima MPFL koji je oblika pješčanog sata i polazi s *condylus medialis* bedrene kosti i završava na medijalnom rubu patele (15). Uz navedene medijalne stabilizatore, navodi se *medial quadriceps tendon femoral ligament* (MQTFL) koji zajedno s MPFL čini medijalni patelofemoralni kompleks stabilizacije (MPFC). Lateralna stabilizacija pojačana je *lig. patellofemorale laterale* (LPFL), *lig. patellotibiale laterale* (LPTL) te lateralnim retinakulom.



Slika 3. Glavni ligamenti koljenog zgloba; križni ligamenti i kolateralni ligamenti

Izvor: <https://www.pogophysio.com.au/blog/repair-my-ruptured-acl/>



Slika 4. Medijalni pasivni stabilizatori koljenog zgloba

Izvor: Kruckeberg BM, Chahla J, Moatshe G, Cinque ME, Muckenhirn KJ, Godin JA, Ridley TJ, Brady AW, Arendt EA, LaPrade RF. Quantitative and Qualitative Analysis of the Medial Patellar Ligaments: An Anatomic and Radiographic Study. *Am J Sports Med.* 2018;46 (1);153-162. doi: 10.1177/0363546517729818.

<https://doi.org/10.1177/0363546517729818>

1.1.2. Biomehanika koljenog zgloba i pasivnih stabilizatora

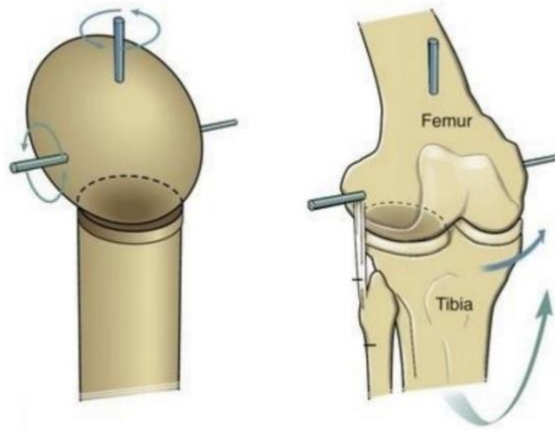
U koljenom zglobu moguće je izvoditi kretnje fleksije i ekstenzije u sagitalnoj ravnini oko transverzalne osi koja se pruža kroz oba kondila bedrene kosti. Moguće je izvoditi i kretnje rotacije potkoljenice, ali samo ako je potkoljenica flektirana, u horizontalnoj ravnini oko uzdužne osi goljenične kosti. Prema navedenom, koljeni zglob je spoj kutnog i obrtnog zgloba, pa je funkcionalno *art.trochogynlimus* (Slika 5.).

S obzirom na anatomsku kompleksnost zgloba, kretnje su mu također složene na način da su podijeljene i analizirane u nekoliko faza. Kada čovjek stoji uspravno u stojećem stavu na obje noge, koljeno je opruženo pod kutom od 180° pri čemu mu pomažu i kolateralni ligamenti koji se zatežu u ekstenziji kako bi onemogućili kretnje rotacije potkoljenice, te ACL koji također ograničava ekstenziju, a sila koja djeluje, u ovome slučaju težina tijela iznad koljena, raspoređena je ravnomjerno i vertikalno u smjeru mehaničke osi koju čini centar zgloba kuka, sredina koljenog zgloba i gornjeg nožnog zgloba. Koljeno je u tom položaju "zaključano" i moguće je izvesti samo fleksiju. Laganim savijanjem koljena, dolazi do opuštanja kolateralnih ligamenata jer se tada nalaze se na stražnjoj strani kondila bedrene kosti gdje je radijus zakrivljenosti kraći i inercije su im bliže. Pri prvim stupnjevima fleksije pod kutom 30°- 60° aktivan je površinski dio MCL, a duboki dio nakon 60°. Na taj je način goljenična kost u mogućnosti izvesti pronaciju, točnije unutarnju rotaciju, za čiju je stabilizaciju zadužen POL, međutim odupiru joj se stopalo koje je fiksirano na podlozi i bedrena kost koja izvodi

supinaciju. Kako je u ovome slučaju goljениčna kost fiksna, bedrena kost izvodi u fleksiji i ekstenziji još dodatne kretnje valjanja i klizanja. U fleksiji bedrena kost se valja prema natrag, a kliže naprijed, dok je u ekstenziji obrnuto. Povećanjem kuta fleksije, aktivira se PCL, prvenstveno njegov anterolateralni dio koji sprječava rotaciju potkoljenice posebno pri kutovima između 90°-120° (12) i anteromedijalni dio ACL. Važno je naglasiti kako su potrebne obje dodatne kretnje iz razloga što, ako bi se izvodilo samo valjanje, stražnji dijelovi bedrene kosti nikada ne bi došli u kontakt s ploštinama na goljениčnoj kosti, a kada bi se izvodilo samo klizanje, bedrena kost udarila bi u stražnje dijelove kondila goljениčne kosti i tu bi fleksija bila ograničena. Iz položaja fleksije, pomoću valjanja prema naprijed i klizanja prema natrag, slijedi pronacija bedrene kosti i ekstenzija. Tijekom ekstenzije varus gibanje ograničava LCL zajedno s PTL i PFL koji zajedno ograničavaju vanjske rotacije goljениčne kosti (8). Pri zadnjih 30° ekstenzije, iz fleksije, najaktivniji je ACL i to posebno posteromedijalni dio, a njegova najveća sila primijećena je pod kutom od -5° hiperekstenzije (11). Zaštitu od prednje ili rotacijske nestabilnosti koljena, koja može dovesti do oštećenja ACL zbog pretjeranih kontrakcija četveroglavog natkoljениčnog mišića, osiguravaju mišići stražnje lože natkoljenice pa su zbog toga u sinergiji s prednjim križnim ligamentom, a *m.quadriceps femoris* je u tome slučaju antagonist (16).

Pri pokretima rotacije potkoljenice, olabavljeni su kolateralni ligamenti, međutim oni i dalje onemogućavaju prekomjerne rotacije, zato se unutarnja rotacija može izvesti do 10°, a vanjska rotacija do 40°. Biomehanička istraživanja zdravog koljena pokazala su da u ograničavanju unutarnje rotacije potkoljenice, ključnu ulogu ima i ALL.

Tijekom pokreta u koljenom zglobu, pokreću se i vezivnohrskavične pločice, menisci. Njihova glavna uloga je u tome da prenose opterećenje i to 50% opterećenja tijekom ekstenzije gdje se pomiču prema naprijed i 85% opterećenja tijekom fleksije pod kutom od 90° gdje ujedno kližu prema natrag (3,7). Zbog svoga klinastog oblika, menisci prenose opterećenje, a pod najvećim opterećenjem su stražnji rubovi u odnosu na prednje.



Slika 5. Prikaz koljenog zgloba kao obrtno-kutnog zgloba

Izvor: <https://clinicalgate.com/basic-structure-and-function-of-human-joints/>

1.1.2.1. Biomehanika patelofemoralnog zgloba

Tijekom odvijanja pokreta u tibiofemoralnom dijelu koljena, *patella* ima specifično gibanje u odnosu na bedrenu kost, a na patelofemoralni zglob djeluju i određene sile kroz različite stupnjeve pokreta. U uspravnome stavu s osloncem na obje noge, kada je koljeno ekstenzirano do 180° , *patella* se nalazi više lateralno jer tada djeluju samo minimalne sile prema natrag. Početkom fleksije dolazi do medijalnog pomaka ivera, a kongruentnost zgloba i stabilizaciju ivera omogućava MPFL koji je najvažniji primarni stabilizator ivera pri prvih 30° jer nastavkom izvođenja fleksije, ulogu stabilizatora preuzimaju simetrija i geometrija zglobnih tijela te nagib lateralne fasete bedrene kosti (17). Povećanjem kuta fleksije do 60° povećava se i kontaktna površina ivera, a nakon 90° fleksije, iver se rotira, a posebnu stabilizaciju tijekom rotacije ivera potpomažu MPTL i MPML. Kako se povećava kut fleksije zgloba, tako se povećava i opterećenje u sagitalnom smjeru te na iver djeluju sila gravitacije te suma sila mišića natkoljenice i potkoljenice (18). Sile posljedično uzrokuju stres patelofemoralnog zgloba, a povećanje ili smanjenje djelovanja stresa i sila na zglob, ovisi o kutu zgloba u zatvorenom i otvorenom kinetičkom lancu tijekom statike ili dinamike.

Uz silu gravitacije te sumu sila mišića natkoljenice i potkoljenice, na koljeni zglob, a prvenstveno na patelofemoralni, djeluju prednja i stražnja posmična sila, te patelofemoralna i tibiofemoralna kompresivna sila. Sila koju natkoljenica proizvodi na nogu odupirući se stražnjoj translaciji noge naziva se prednja posmična, dok je stražnja posmična sila ona koju natkoljenica proizvodi na nogu odupirući se prednjoj translaciji noge što upućuje na to da se prednjoj posmičnoj sili odupire PCL, a stražnjoj ACL. Tibiofemoralna kompresivna sila usmjerena je longitudinalno po goljeničnoj kosti, dok je patelofemoralna kompresivna sila uzrokovana silom tetive četveroglavog natkoljeničnog mišića (19).

Djelovanje navedenih sila različito je u dinamici i statici tijekom zatvorenog i otvorenog kinetičkog lanca. Provedena istraživanja (19,20) su dokazala kako se u zatvorenom kinetičkom lancu, tijekom izvođenja čučnja, povećanjem kuta fleksije povećavaju posmične sile, a smanjuju se tijekom ekstenzije. Uz to, tibiofemorale kompresivne sile povećavaju se kada je koljeno blizu pune fleksije jer se na taj način odupiru vlačnim PCL silama. Isto tako, povećanjem kuta fleksije u zatvorenome kinetičkom lancu povećavaju se sila i stres na patelofemoralni zglob, dok se u otvorenome kinetičkom lancu djelovanje sila mijenja ovisno o položaju i kutu koljenog zgloba. Stres na patelofemoralni zglob povećava se od ekstenzije do pune fleksije i daljnjim povećanjem kuta fleksije se smanjuje, dok se od 120°-60° fleksije povećava i smanjuje se prema ekstenziji u otvorenome kinetičkom lancu (19). Statički, kompresivne patelofemorale sile i stres koji djeluju na patelofemoralni zglob u zatvorenome kinetičkom lancu povećavaju se povećanjem kuta fleksije zgloba, dok se u otvorenome kinetičkom lancu djelovanje kompresivnih sila povećava do 60° fleksije, te naglo smanjuje nakon 90° fleksije. Od ekstenzije pa pri prvim stupnjevima fleksije zgloba, stres na patelofemoralni zglob se povećava jer tada iver kreće kliziti po *facies patellaris* bedrene kosti.

1.2. Biomehanika aktivnih stabilizatora

Statičku stabilnost koljenog zgloba osiguravaju ligamenti i zglobna čahura te kongruentnost zglobnih tijela, dok dinamičku stabilizaciju pružaju mišići, njihovom kontrakcijom. Mišići koji djeluju u koljenom zglobu, pristupaju zglobu s različitih strana. Sa stražnje strane zglobu pristupa *m. popliteus* čija se tetiva pruža medijalno; sa stražnje strane natkoljenice prema dolje i medijalno pristupaju tetive *m. semitendinosus*, *m. semimembranosus*, *m. gracillis*, *m. sartorius* te medijalna glava *m. gastrocnemius*; s lateralne strane lateralna glava *m. gastrocnemius* i tetiva *m. biceps femoris*. Od sve navedene muskulature, ističe se *m. quadriceps femoris* koji se sastoji od četiri glave koje se zajedno sjedinjuju u jednu tetivu, u koju je uključena i *patella* te prelaze s prednje strane koljenog zgloba.

1.2.1. Fiziologija mišićne kontrakcije

Svaki od navedenih mišića građen je od poprečnoprugastog skeletnog mišićnog tkiva koje je izgrađeno od stanica koje se nazivaju mišićna vlakna. Fiziološka građa mišićnog vlakna uključuje sarkolemu koja predstavlja staničnu membranu, sarkoplazmu koja se definira kao citoplazma te miofibrile. Miofibrile su mišićna vlakanca te su izgrađena od polimeriziranih bjelančevinskih molekula; 1500 debelih niti miozina i 3000 tankih niti aktina koje su odgovorne

za mišićnu kontrakciju i organizirane su u podjedinicu koja se naziva sarkomera (21,22). Sarkomera ima specifično svojstvo da mijenja svoju duljinu tijekom kontrakcije. Kako bi se skeletno mišićno vlakno kontrahiralo, potrebna je stimulacija od strane živčanog vlakna na način da se oslobađa acetilkolin koji se veže na receptore u sarkolemi i na taj način stimulira membranu mišićnog vlakna. Posljedično tome, stvara se akcijski potencijal kojim se povećava koncentracija kalcija u sarkoplazmi što dovodi do stvaranja sila između aktinskih i miozinskih niti pomoću kojih, mehanizmom klizanja niti aktina i miozina, nastaje kontrakcija. Sve dok je prisutna koncentracija kalcija i sve dok postoje adenozin- trifosfat (ATP), fosfokreatin, glikoliza glikogena i oksidacijski metabolizam kao temeljni izvori energije, kontrakcija se nastavlja, međutim kada se koncentracija kalcija u sarkoplazmi smanji, počinje razgradnja acetilkolina, podražaj unutar mišićnog vlakna nestaje i mišićno vlakno se relaksira.

Za kontrakciju u trajanju od 2 sekunde, dovoljna je koncentracija ATP-a od 4 milimola; za trajanje kontrakcije od 5-8 sekundi potrebna je energija pohranjena i u ATP-u i fosfokreatinu; za kontrakciju od 1 minute potrebna je glikoliza glikogena dok oksidativni metabolizam omogućava putem pohranjenih ugljikohidrata polovicu energije dostatne za aktivnost u trajanju do četiri sata (22).

1.2.2. Mišićna snaga i kontrakcija

Svaka živčana stanica inervira određeni broj mišićnih vlakana koji predstavljaju cjelinu zvanu motorna jedinica koja funkcionira po principu „sve ili ništa“: ako je aktivna živčana stanica, tada se kontrahira većina mišićnih vlakana motorne jedinice koja su inervirana od strane te živčane stanice, a ukoliko je živčana stanica neaktivna, sva mišićna vlakna motorne jedinice nisu kontrahirana. Broj mišićnih vlakana u motornoj jedinici ovisi o funkciji koju određena mišićna jedinica ili pojedini mišić izvodi. Na primjer, *m. quadriceps femoris* veliki je četveroglavi mišić natkoljenice koji ima preko 2000 mišićnih vlakana u jednoj motornoj jedinici što će mu omogućiti snažnu kontrakciju, ali pokret koji će izvesti biti će neprecizan za razliku od malih mišića oka koji izvode precizne pokrete, ali zato je snaga njihove kontrakcije dosta slabija u odnosu na mišiće ekstremiteta (23).

Da bi se dobila snaga mišića, potrebna je mišićna sila koja se stvara kontrakcijom i kojom mišić nastoji približiti svoje pripoje u određenom vremenskom intervalu. Snaga mišićne kontrakcije ovisit će o broju aktivnih motornih jedinica, što je veći broj kontrahiranih motornih jedinica, to će i snaga kontrakcije biti veća. Nikada se ne mogu kontrahirati sve motorne jedinice unutar mišića; može samo 80%, dok je ostalih 20% obrambeni mehanizam organizma što se događa

uslijed djelovanja straha ili panike. Uz to, snaga mišićne kontrakcije ovisi i o izduženosti mišića; što je mišić istegnutiji prije kontrakcije, to će imati veću tendenciju skraćivanja i samim time veću snagu kontrakcije. U korelaciji s mišićnom snagom je i zagrijanost mišića; živčani impuls se pretvara u pokret i uslijed pretvorbe energije u mehaničku, tijekom rada se oslobađa toplina koja dovodi do vazodilatacije, a dilatirane krvne žile dovode više hranjivih tvari i kisika u mišić, stoga je mišić spremniji i sposobniji za duži i funkcionalniji rad. Posljednje što ima veliki utjecaj na snagu mišićne kontrakcije je i mišićni zamor; zamorom opada sposobnost mišića da se suprotstavi otporu, dolazi do potrošnje acetilkolina što uzrokuje slabljenje prijenosa impulsa te mišić slabije obavlja rad. Također bitan faktor koji utječe na snagu mišićne kontrakcije su i vrste mišićnih vlakana. Postoje dvije vrste mišićnih vlakana, brza mišićna vlakna tip II i spora mišićna vlakna tip I. Brza mišićna vlakna tip II su brzo kontrahirajuća, dijele se na 2A, 2B i 2X vlakna. 2A vlakna su najmanje osjetljiva na zamor, 2X su brža od 2A vlakana, ali su slabo otporna na zamor i ona su najbrža vlakna u ljudskome tijelu. Brza vlakna imaju mali broj mihondrija i mioglobina, brže dobivaju energiju, ali ju neefikasno troše, zato im se vlakna brzo zamaraju i kontrakcija traje kraće. Ova vlakna se nalaze u mišićima ekstremiteta. Vlakna tip I su spora vlakna, sporo kontrahirajuća vlakna otporna na zamor zbog manjeg utroška glukoze, imaju puno više mitohondrija i mioglobina, sposobna su za dugotrajniju i snažniju kontrakciju, a prevladavaju u posturalnim mišićima (23).

Mišićna kontrakcija ne mora nužno rezultirati pokretom. Postoje dvije vrste mišićnih kontrakcija, izotonička i izometrijska. Izotonička kontrakcija se još naziva i dinamička kontrakcija koja se dijeli na koncentričnu i ekscentričnu. Koncentrična kontrakcija predstavlja kontrakciju gdje dolazi do promjene u duljini mišića, u ovome slučaju agonista, on se skraćuje, a snaga njegove kontrakcije mora biti veća od sile otpora kako bi izveo pokret. Kod ekscentrične kontrakcije, također dolazi do promjene u duljini mišića, u ovome slučaju antagonista, on se izdužuje, a snaga njegove kontrakcije je slabija u odnosu na snagu kontrakcije agonista ili sile otpora, jer on djeluje po principu kontrole opsega i brzine pokreta kojeg izvodi agonist. Izometrijska kontrakcija je statička kontrakcija u kojoj ne dolazi do promjene u duljini mišića, nego se samo povećava tonus. U ovome slučaju, sila otpora je jednaka snazi mišićne kontrakcije, pokreta nema, segment se održava u prostoru. Ukoliko se poveća otpor, povećava se i snaga mišićne kontrakcije kako bi se i dalje održao segment u prostoru (23).

1.3. Dinamometrija

Mišićna funkcija temelji se na dvjema sastavnicama; mišićnoj sili, odnosno vršnoj sili koju određena muskulatura može proizvesti svojom kontrakcijom, te mišićnoj snazi koja se definira kao rezultat proizvodnje vršne sile u određenom vremenskom intervalu (24). Kako bi se dobili parametri o maksimalnim vršnim potencijalima bilo koje muskulature koristi se biomehanička metoda koja se naziva dinamometrija.

U praksi se koriste različite vrste dinamometara koji pripadaju u skupinu ručne dinamometrije, *handheld dynamometry* (HHD): standardni ručni prijenosni dinamometri ili takozvani *push* dinamometri koji se prislanjaju na segment ispitanika, prijenosni fiksni dinamometri tipa *pull* koji se fiksiraju jednim krajem za segment ispitanika, a drugim krajem za nepomičnu podlogu te dinamometri za mjerenje snage stiska šake koji su neovisni o ispitivaču. Ovi dinamometri registriraju izometrijske potencijale muskulature, dok izokinetički dinamometar registrira omjer jakosti mišića agonista i antagonista kroz koncentrične i ekscentrične faze uz fiksnu brzinu, ali promjenjiv otpor. Dodig navodi podjelu dinamometara koji registriraju izometrijsku silu muskulature prema njihovoj funkciji u određenom zglobu; dinamometre koji registriraju promjene izometrijskih potencijala muskulature tijekom naprezanja i dinamometre koji registriraju maksimalno vrijeme trajanja maksimalnog izometrijskog naprezanja (25).

Svaki od navedenih dinamometara, za mjerenje izometrijskih potencijala muskulature, bilježi određene parametre koji se prikazuju na zaslonu uređaja, a najčešće su to relativna veličina mišićne sile, gradijent sile, maksimalna izometrijska sila i maksimalno vrijeme izometrijskog naprezanja (23). Parametri sile se izražavaju u kilogramima (kg) ili njutnima (N), a vrijeme trajanja otpora u sekundama (s).

Danas se zbog svoje lake dostupnosti i jednostavnosti za korištenje, najviše upotrebljava ručna *push* i *pull* dinamometrija. Izokinetička dinamometrija predstavlja najobjektivniju procjenu, ali zbog ekonomskih razloga, složenosti postupka te opsežne obuke osoblja, nije primarni postupak procjene kod većine kliničkih ustanova i ograničena je na laboratorijsko okruženje (26).

Prednosti ručne dinamometrije idu u korist rada s pacijentima različitih stanja i bolesti, od mišićne distrofije do neuropatskih slabosti, a posebne primjene su u prevenciji i evaluaciji za procjenu spastičnosti, tonusa i pasivne usklađenosti muskulature kod sportaša, djece i osoba starije životne dobi. Najveći nedostaci ručne *push* dinamometrije su opisani u brojnim studijama, koje su pokazale kako je primarni nedostatak slabost ispitivača. Slabost ovisi o dobi, spolu i iskustvu ispitivača, međutim autori navode kako iskustvo nije faktor koji utječe na

slabost ispitivača, već da samo snaga i stabilizacijske sposobnosti mogu relativno utjecati na ispitivačev otpor (27). Teorija koja je općeprihvaćena u literaturi je da ispitivač tijekom mjerenja mora procijeniti može li dati odgovarajući otpor ili ne, jer ako to ne osvijesti na vrijeme, kontrakcija mišića od strane ispitanika više nije izometrijska, nego postaje izotonička i mjerenja nisu valjana (28).

Prilikom upotrebe i rada s ručnim *push* ili *pull* dinamometrom, treba poznavati neka osnovna načela i principe mjerenja kako bi se dobili što objektivniji izometrijski parametri.

- 1) Prije svakog mjerenja treba uzeti podatke od ispitanika o dobi, spolu, utreniranosti i tjelesnoj masi jer bilo kakve varijacije među ovim parametrima mogu utjecati na rezultate.
- 2) Nužno je prije početka mjerenja osigurati maksimalnu stabilizaciju kako bi se postigao maksimalni nivo pouzdanosti mjerenja. Istraživanja su pokazala da ukoliko ispitanik nije dobro stabiliziran, drugi mišići se uključuju u proces kao kompenzacija i na taj način utječu na pouzdanost mjerenja (28).
- 3) Neovisno koji dio tijela želimo mjeriti, prije početka mjerenja mora se provjeriti i položaj zgloba jer minimalni pomaci u zglobu u vidu promjene kuta, mogu dovesti do promjena u rezultatima upravo zbog promjene duljine mišića koji preko tog zgloba djeluje.
- 4) Kod korištenja *push* dinamometra treba utvrditi pouzdanost terapeuta na način da se ispita njegova snaga i funkcionalni status utreniranosti.
- 5) Dinamometar se uvijek postavlja okomito na segment ispitanika jer ukoliko se stavlja u pravcu segmenta, sila koja se proizvede neće biti prava vrijednost, a ispitivač će morati upotrijebiti što veći otpor što postaje neekonomično i neefikasno i za ispitanika i za ispitivača.
- 6) Uz okomito postavljanje dinamometra, vrlo važno je dinamometar postaviti što dalje od osi zgloba jer se tako smanjuje veličina otpora kojeg daje ispitivač, a udaljenost od centra osi zgloba se povećava.
- 7) Kod primjene *pull* dinamometra važno je osigurati okolinu, imati fiksni predmet za koji će se fiksirati jedan kraj dinamometra ovisno o tome koja se mišićna grupa testira.
- 8) Vremensko trajanje otpora uobičajeno traje 3-5 sekundi jer se upravo u ovome vremenu omogućava stvaranje maksimalne napetosti i proizvodnje maksimalne sile, ali s obzirom na karakteristike ispitanika i kada se uzmu u obzir ostali čimbenici, količina vremenskog trajanja otpora je proizvoljna.

Na temelju navedenih principa moguće je uspješno provesti dinamometrijska ispitivanja sa ručnom *push* i *pull* dinamometrijom. *Push* dinamometri tipa microFET®2, tvrtke Hoggan Scientific, LCC, Sjedinjene Američke Države (Slika 6.), se najviše koriste u procjeni zbog navedene jednostavnosti, međutim postavlja se pitanje koliko su zapravo objektivni ako rezultati mjerenja ovise o snazi i stabilnosti ispitivača. Danas se proizvode dinamometri kojima je primarni cilj objektivnost rezultata i koji na svome ekranu uz prikaz vršne proizvedene sile prikazuju detaljne podatke o vremenskom trajanju otpora, vremenu u kojem je proizvedena najveća sila i vrijednosti prosječne sile tijekom određenog vremenskog intervala. Takav je uređaj i EasyForce® (Slika 7.), prijenosni ručni fiksni digitalni dinamometar tipa *pull* tvrtke Meloq AB iz Švedske koji predstavlja novitet u biomehaničkim mjerenjima i uvod u svijet nove i modernije digitalne dinamometrije.



Slika 6. Standardni ručni dinamometar tipa *push*

Izvor: <https://hogganscientific.com/product/microfet2-muscle-tester-digital-handheld-dynamometer/>



Slika 7. Fiksni dinamometar tipa *pull*

Izvor: <https://meloqdevices.com/products/digital-dynamometer-easyforce>

2. CILJEVI I HIPOTEZE

Glavni cilj ovoga istraživanja je usporediti dva različita dinamometra ispitivanjem mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića te provedbom upitnika među ispitanicima uvidjeti prednosti i nedostatke pojedinog dinamometra. Iz glavnog cilja proizlaze specifični ciljevi:

C1: Ispitati mišićnu jakost četveroglavog natkoljениčnog mišića pri 15° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj poziciji sa standardnim ručnim dinamometrom i fiksnim dinamometrom.

C2: Ispitati mišićnu jakost četveroglavog natkoljениčnog mišića pri 15° fleksije koljenog zgloba u ležećoj poziciji sa standardnim ručnim dinamometrom i fiksnim dinamometrom.

C3: Ispitati mišićnu jakost četveroglavog natkoljениčnog mišića pri 90° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj poziciji sa standardnim ručnim dinamometrom i fiksnim dinamometrom.

C4: Ispitati mišićnu jakost četveroglavog natkoljениčnog mišića pri 90° fleksije koljenog zgloba u ležećoj poziciji sa standardnim ručnim dinamometrom i fiksnim dinamometrom.

C5: Uvidjeti prednosti i nedostatke pojedinog dinamometra prema subjektivnoj procjeni ispitanika.

Hipoteze:

H1: Ne postoji statistički značajna razlika u rezultatima mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića između standardnog ručnog i fiksnog dinamometra pri 15° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj poziciji.

H2: Ne postoji statistički značajna razlika u rezultatima mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića između standardnog ručnog i fiksnog dinamometra pri 15° fleksije koljenog zgloba u ležećoj poziciji.

H3: Ne postoji statistički značajna razlika u rezultatima mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića između standardnog ručnog i fiksnog dinamometra pri 90° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj poziciji.

H4: Ne postoji statistički značajna razlika u rezultatima mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića između standardnog ručnog i fiksnog dinamometra pri 90° fleksije koljenog zgloba u ležećoj poziciji.

H5: Fiksni dinamometar se prema subjektivnoj procjeni ispitanika pokazao objektivnijim, svrsishodnijim, ali i nepraktičnim za primjenu u odnosu na standardni ručni dinamometar.

3. ISPITANICI I METODE

3.1. Ispitanici

Prema odabiru prigodnog uzorka, u istraživanju su sudjelovali studenti preddiplomskog stručnog studija Fizioterapija, Fakulteta zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci, zbog lake dostupnosti ispitanika. Uzorak se sastoji od 20 ispitanika muškog i ženskog spola u dobi od 18. do 23. godine, prosječne dobi 19,75 godina, prosječne visine 174,62 cm i prosječne tjelesne mase 69,7 kg. Ispitanici koji su imali kronične bolesti, nedavne ozljede koljenog zgloba ili ozljede okolnih struktura uz zglob bili su isključeni iz istraživanja zbog sigurnosti i prevencije nastanka dodatnih ozljeda tijekom testiranja.

3.2. Postupak i instrumentarij

Za ovo istraživanje koristila su se dva dinamometra za mjerenje mišićne jakosti *m. quadriceps femoris*. Standardni ručni dinamometar, microFET®2, uređaj je tvrtke Hoggan Scientific, LCC, Sjedinjene Američke Države. Drugi, fiksni dinamometar, EasyForce®, uređaj je tvrtke Meloq AB, Stockholm, Švedska. Oba uređaja su standardizirana i licencirana, s time da je uređaj EasyForce® od strane tvrtke Meloq AB, dan na testnu primjenu Fakultetu zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci. Uz dinamometre pomoću kojih su se dobili parametri mišićne jakosti *m. quadriceps femoris* u određenom vremenskom periodu od 5 sekundi, proveo se kratki upitnik među ispitanicima prema kojemu su se uvidjele prednosti i nedostaci pojedinog dinamometra. Parametri mišićne jakosti prikazani su u njutnima (N), a vrijeme pod kontrakcijom u sekundama (s). Odgovori ispitanika bili su zapisani na papiru.

Podaci su prikupljeni na Fakultetu zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci u kabinetu za Fizioterapijske vještine. Poštivanjem epidemioloških mjera, ispitanici su bili raspoređeni u četiri dana, po pet ispitanika u skupini, te su po dvoje ulazili u prostoriju.

Prije samog testiranja, od ispitanika su se uzeli osnovni podaci o spolu, dobi, visini, masi, dominantnoj nozi, bavljenju sportom i nedavnim ozljedama ili bolesti. Testiranje mišićne jakosti *m. quadriceps femoris* izvodilo se u sjedećem i ležećem položaju pri 15° i 90° fleksije koljenog zgloba.

Prvo mjerenje izvodilo se sa standardnim ručnim dinamometrom u sjedećem položaju pri 90° fleksije. Ispitanik je bio u sjedećem položaju na stolu, noga ispitanika bila je flektirana pod 90° u koljenom zglobu, ruke oslonjene na podlogu, uspravnog trupa. Dinamometar se postavio na distalni dio potkoljenice malo iznad gornjeg nožnog zgloba. S obzirom da se radi o iznimno snažnom mišiću, velika je vjerojatnost bila da će prilikom mjerenja sa standardnim ručnim

dinamometrom, ispitivač biti odguran od strane ispitanika. Upravo zbog toga, ispitivač je morao biti naslonjen na zid i tako je pružao maksimalni otpor. Ispitanik je pokušavao izvesti pokret ekstenzije koljena suprotstavljajući se otporu ispitivača u trajanju od 5 sekundi. Isti postupak se napravio u sjedećoj poziciji pod 15° fleksije sa standardnim ručnim dinamometrom, s time da se prije postavljanja dinamometra, goniometrom izmjerio točan kut zgloba.

Postupak s fiksnim dinamometrom uključivao je i dodatnu opremu: manžeta s kukicom koja se postavila oko gornjeg nožnog zgloba na koju se prikačio jedan kraj dinamometra, a drugi dio dinamometra se prikačio na metalni lanac svezan oko stola. Postupak je bio isti za sjedeću poziciju kao za standardni ručni dinamometar pod kutom fleksije od 15° i 90°, a prije starta, dinamometar se resetirao na 0 N. U ležećem položaju važno je bilo eliminirati pokrete ostalih dijelova tijela, prvenstveno zgloba kuka druge noge, te lumbalne kralježnice. U tom slučaju, drugi ispitivač je fiksirao zdjelicu ispitanika u ležećem položaju. Svi ispitanici tijekom testiranja i djelovanja protiv otpora, dobivali su usmenu potporu. Nakon testiranja svakog ispitanika, slijedilo je ispunjavanje upitnika. Upitnik koji se koristio nije standardiziran, nego je osmišljen za potrebe ovoga istraživanja. Sastoji se od tri pitanja otvorenog tipa na koje su ispitanici individualno odgovarali. Testiranje po ispitaniku trajalo je maksimalno 20 minuta. Sve potrebne parametre i mjerenja uzimao je i izvodio ispitivač.

Dobiveni parametri mjerenja mišićne jakosti bili su prikupljeni u kontinuitetu tri puta radi dobivanja preciznijih rezultata i prikazani su tabelarno korištenjem računalnog programa Microsoft Excel. Odgovori ispitanika prikazani su tabelarno frekvencijama u rezultatima rada.

3.3. Statistička obrada podataka

Podaci mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića sa standardnim ručnim i fiksnim dinamometrom pri 15° i 90° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj i ležećoj poziciji prikazani su na intervalnoj ljestvici i obrađeni su računanjem značajnosti razlike između aritmetičkih sredina varijabli. Dobiveni rezultati mjerenja mišićne jakosti obrađeni su Studentovim t-testom za nezavisne male uzorke u programu Statistica 14.0.0.15 proizvođača TIBCO Software Inc. Deskriptivnom statistikom izračunala se aritmetička sredina, standardna devijacija i razina statističke značajnosti prikazana kao $P < 0,05$.

Upitnikom su se dobili podaci o prednostima i nedostacima pojedinog dinamometra što je izraženo nominalnom ljestvicom. Odgovori iz upitnika izraženi su frekvencijama, koliko je ispitanika, od ukupno 20 ispitanika, izjavilo koji dinamometar se prema njima pokazao bolji tijekom testiranja, uključujući u to i opremu dinamometra i trajanje testiranja s dinamometrom;

kod koliko ispitanika se javila bol tijekom testiranja, uključujući u to i bol u koljenu, bol koju stvara manžeta fiksnog dinamometra i bol tijekom pritiska standardnog ručnog dinamometra na kost ispitanika od strane ispitivača te koliko ispitanika je izjavilo u kojem položaju i pod kojim kutom fleksije koljenog zgloba je bilo lakše djelovati protiv otpora uz prisutne i odsutne kompenzacije ostalih dijelova tijela. Na temelju tih odgovora dobili su se podaci o prednostima i nedostacima pojedinog dinamometra, što je uz rezultate statističke obrade rezultata mjerenja mišićne jakosti s dinamometrima, poslužilo za analizu sličnosti i razlika između dinamometara u raspravljivačkom dijelu rada. Rezultati istraživanja bit će povratna informacija proizvođaču fiksnog dinamometra o funkcionalnosti i primjeni uređaja u kliničke i obrazovne svrhe.

3.4. Etički aspekti istraživanja

Svi sudionici bili su upoznati s provedbom istraživanja i potrebnim informacijama vezanim za etičnost studije. Sudionici su potpisali „Informirani pristanak za sudjelovanje u istraživanju.“ S obzirom na neinvazivnost mjerenja, nije bila potrebna dozvola Etičkog povjerenstva Fakulteta zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci, nego samo Izjava mentora o etičnosti istraživanja niskog rizika.

4. REZULTATI

Mišićna jakost četveroglavog natkoljениčnog mišića ispitivala se u sjedećoj i ležećoj poziciji s kutom fleksije koljenog zgloba od 15° i 90° sa standardnim ručnim dinamometrom, microFET®2 i fiksnim dinamometrom, EasyForce® tijekom 5 sekundi. Dobiveni parametri mišićne jakosti prikazani su kroz tri mjerenja vršne sile, *peak force* (PF) u njutnima (N). Rezultati upitnika iskazani su frekvencijama.

4.1. Karakteristike ispitanika

Tablica 1. Karakteristike ispitanika

Karakteristike ispitanika (n=20)		
Varijable	$\bar{x} \pm SD$	Raspon
Dob	19,75 ± 1,25	18-23
Visina (cm)	174,62 ± 7,16	161-186,5
Tjelesna masa (kg)	69,7 ± 10,76	51-97

U istraživanju je sudjelovalo 20 ispitanika od 18. do 23. godine, od toga 11 muškaraca i 9 žena, prosječne dobi 19,75 ± 1,25 godina; prosječne visine 174,62 ± 7,16 cm te prosječne tjelesne mase 69,7 ± 10,76 kg. 17 ispitanika navodi desnu nogu kao dominantnu, dok je kod troje ispitanika lijeva noga dominantna. Od 20 ispitanika, 14 ispitanika se bavi sportom: troje nogometom; četvero rekreativno ide u teretanu; dvoje trenira judo i po jedan ispitanik trenira plivanje, košarku, odbojku, boks i triatlon.

4.2. Prikaz rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića

Tablica 2. Prikaz rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića sa standardnim ručnim i fiksnim dinamometrom pri 15° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj poziciji

Ispitanici	microFET®2				EasyForce®			
	PF 1 (N)	PF 2 (N)	PF 3 (N)	\bar{x}	PF 1 (N)	PF 2 (N)	PF 3 (N)	\bar{x}
1	155,7	130,3	223,7	169,9	110	115	100	108,33
2	327,4	347	328,3	334,23	72	79	81	77,33
3	257,6	240,2	139,9	212,57	93	84	89	88,67
4	250,9	244,2	227,3	240,8	248	265	236	249,67
5	227,3	206,8	204,6	212,9	262	261	264	262,33
6	264,7	239,8	143,7	216,07	546	542	512	533,33
7	244,7	223,7	241,7	236,7	223	259	283	255
8	226	170,4	184,6	193,67	149	182	222	184,33
9	223,7	214,4	207,3	215,13	329	483	462	424,67
10	236,6	217,5	211,3	221,8	499	500	533	510,67
11	290,5	237,5	235,3	254,43	421	399	398	406
12	293,6	283,8	273,6	283,67	354	384	366	368
13	137,9	185	264,7	195,87	344	360	368	357,33
14	169	201,9	179,3	183,4	266	267	266	266,33
15	223,3	193	247,8	221,37	342	325	294	320,33
16	288,7	287,8	292,7	289,73	455	458	451	454,67
17	256,7	275,8	291,8	274,77	418	446	364	409,33
18	204,2	175,2	169	182,8	168	162	142	157,33
19	315,8	324,3	385,7	341,93	390	564	554	502,67
20	153	83,6	119,2	118,6	79	84	65	76

Tablica 2. prikazuje dobivene rezultate vršnih sila (PF) u njutnima (N) nakon tri uzastopna mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića u sjedećoj poziciji pod 15° fleksije u koljenom zglobu sa standardnim ručnim dinamometrom i fiksnim dinamometrom kod 20 ispitanika. Izračunat je prosjek sva tri mjerenja kod svakog ispitanika.

Tablica 3. Prikaz usporedbe rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića između standardnog ručnog i fiksnog dinamometra pri 15° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj poziciji

15° fleksije koljenog zgloba, sjedeća pozicija				
microFET®2		EasyForce®		p vrijednost
\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
230,02	54,61	300,62	150,94	p = 0,056

Tablica 3. prikazuje usporedbu rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića između standardnog ručnog dinamometra i fiksnog dinamometra pri 15° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj poziciji. Uspoređivale su se vrijednosti aritmetičkih sredina varijabli. Aritmetičke sredine dobile su se sumiranjem srednje vrijednosti svih 20 ispitanika od tri uzastopna mjerenja vršne sile kod svakog ispitanika. Aritmetička sredina i standardna devijacija rezultata mjerenja sa standardnim ručnim dinamometrom iznosi $230,02 \pm 54,61$ N, dok aritmetička sredina i standardna devijacija rezultata mjerenja s fiksnim dinamometrom iznosi $300,62 \pm 150,94$ N. Pomoću studentovog t-testa za nezavisne male uzorke dokazano je da ne postoji statistički značajna razlika u rezultatima mjerenja između standardnog ručnog i fiksnog dinamometra pri 15° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj poziciji. $P > 0,05$ čime se prihvaća nul-hipoteza (H1).

Tablica 4. Prikaz rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića sa standardnim ručnim i fiksnim dinamometrom pri 15° fleksije koljenog zgloba u ležećoj poziciji

Ispitanici	microFET®2				EasyForce®			
	PF 1 (N)	PF 2 (N)	PF 3 (N)	\bar{x}	PF 1 (N)	PF 2 (N)	PF 3 (N)	\bar{x}
1	258,4	234,4	229,9	240,9	114	223	240	192,33
2	265,1	229,5	233,5	242,7	143	136	115	131,33
3	244,7	193,5	214,8	217,67	123	169	122	138
4	226,4	205,9	202,8	211,7	167	190	176	177,67
5	250,4	249,6	254,4	251,47	283	306	304	297,67
6	303,8	232,2	235,8	257,27	465	436	434	445
7	226,9	220,2	225,5	224,2	268	230	235	244,33
8	176,6	165,9	166,8	169,77	194	201	186	193,67
9	213,1	210	239,8	220,97	506	511	556	524,33
10	220,2	248,7	269,6	246,17	374	378	364	372
11	291,4	248,2	270,9	270,17	394	405	408	402,33
12	283,8	265,6	279,4	276,27	470	473	389	444
13	273,5	253,6	294,9	274	321	333	328	327,33
14	173,5	157,9	211,3	180,9	265	251	260	258,67
15	269,1	309,2	277,6	285,3	353	361	348	354
16	349,2	196,6	326,1	290,63	462	426	409	432,33
17	235,3	231,8	299,8	255,63	500	421	406	442,33
18	193,5	180,1	197,1	190,23	232	222	185	213
19	304,3	372,3	294,5	323,7	485	602	583	556,67
20	142,3	121,4	131,2	131,63	149	123	127	133

Tablica 4. prikazuje dobivene rezultate vršnih sila (PF) u njutnima (N) nakon tri uzastopna mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića u ležećoj poziciji pod 15° fleksije u koljenom zglobu sa standardnim ručnim dinamometrom i fiksnim dinamometrom kod 20 ispitanika. Izračunat je prosjek sva tri mjerenja kod svakog ispitanika.

Tablica 5. Prikaz usporedbe rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića između standardnog ručnog i fiksnog dinamometra pri 15° fleksije koljenog zgloba u ležećoj poziciji

15° fleksije koljenog zgloba, ležeća pozicija				
microFET®2		EasyForce®		p vrijednost
\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
238,06	46	314	134,55	p = 0,022

Tablica 5. prikazuje usporedbu rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića između standardnog ručnog dinamometra i fiksnog dinamometra pri 15° fleksije koljenog zgloba u ležećoj poziciji. Uspoređivale su se vrijednosti aritmetičkih sredina varijabli. Aritmetičke sredine dobile su se sumiranjem srednje vrijednosti svih 20 ispitanika od tri uzastopna mjerenja vršne sile kod svakog ispitanika. Aritmetička sredina i standardna devijacija rezultata mjerenja sa standardnim ručnim dinamometrom iznose $238,06 \pm 46$ N, dok su aritmetička sredina i standardna devijacija rezultata mjerenja s fiksnim dinamometrom iznosi $314 \pm 134,55$ N. Pomoću studentovog t-testa za nezavisne male uzorke dokazano je da postoji statistički značajna razlika u rezultatima mjerenja između standardnog ručnog i fiksnog dinamometra pri 15° fleksije koljenog zgloba u ležećoj poziciji. $P < 0,05$ čime se odbacuje nul-hipoteza (H_2).

Tablica 6. Prikaz rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića sa standardnim ručnim i fiksnim dinamometrom pri 90° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj poziciji

Ispitanici	microFET®2				EasyForce®			
	PF 1 (N)	PF 2 (N)	PF 3 (N)	\bar{x}	PF 1 (N)	PF 2 (N)	PF 3 (N)	\bar{x}
1	389,3	439,5	392,4	407,07	424	420	385	409,67
2	494,3	372,3	355,9	407,5	421	385	395	400,33
3	374,6	380,4	399,5	384,83	563	686	803	684
4	225,5	226,4	248,7	233,53	239	239	209	229
5	296,3	291,4	401,3	329,67	245	237	291	257,67
6	353,2	330,1	302,1	328,47	1136	1057	1116	1103
7	303,4	326,1	350,1	326,53	389	522	485	465,33
8	240,2	268,7	267,8	258,9	272	368	402	347,33
9	200,6	302,5	249,1	250,73	717	619	705	680,33
10	284,3	272,7	167,2	241,4	691	882	832	801,67
11	288,3	241,1	218,4	249,27	693	792	824	769,67
12	295,4	250,9	270,9	272,4	961	952	881	931,33
13	384,8	430,2	379,9	398,3	777	674	742	731
14	291,4	273,6	314,1	293,03	399	444	477	440
15	398,2	411,9	343,4	384,5	675	741	745	720,33
16	430,2	508,9	428,4	455,83	899	852	848	866,33
17	288,3	258	284,3	276,87	540	536	473	516,33
18	272,2	197,1	234,4	234,57	288	275	273	278,67
19	331,9	359	324,3	338,4	410	500	551	487
20	233,1	233,5	289,6	252,07	259	294	297	283,33

Tablica 6. prikazuje dobivene rezultate vršnih sila (PF) u njutnima (N) nakon tri uzastopna mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića u sjedećoj poziciji pod 90° fleksije u koljenom zglobu sa standardnim ručnim dinamometrom i fiksnim dinamometrom kod 20 ispitanika. Izračunat je prosjek sva tri mjerenja kod svakog ispitanika.

Tablica 7. Prikaz usporedbe rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića između standardnog ručnog i fiksnog dinamometra pri 90° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj poziciji

90° fleksije koljenog zgloba, sjedeća pozicija				
microFET®2		EasyForce®		p vrijednost
\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
316,19	69,73	570,12	250,5	p < 0,001

Tablica 7. prikazuje usporedbu rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića između standardnog ručnog dinamometra i fiksnog dinamometra pri 90° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj poziciji. Uspoređivale su se vrijednosti aritmetičkih sredina varijabli. Aritmetičke sredine dobile su se sumiranjem srednje vrijednosti svih 20 ispitanika od tri uzastopna mjerenja vršne sile kod svakog ispitanika. Aritmetička sredina i standardna devijacija rezultata mjerenja sa standardnim ručnim dinamometrom iznose $316,19 \pm 69,73$ N, dok su aritmetička sredina i standardna devijacija rezultata mjerenja s fiksnim dinamometrom $570,12 \pm 250,5$ N. Pomoću studentovog t-testa za nezavisne male uzorke dokazano je da postoji statistički značajna razlika u rezultatima mjerenja između standardnog ručnog i fiksnog dinamometra pri 90° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj poziciji. $P < 0,05$ čime se odbacuje nul-hipoteza (H_3).

Tablica 8. Prikaz rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića sa standardnim ručnim i fiksnim dinamometrom pri 90° fleksije koljenog zgloba u ležećoj poziciji

Ispitanici	microFET®2				EasyForce®			
	PF 1 (N)	PF 2 (N)	PF 3 (N)	\bar{x}	PF 1 (N)	PF 2 (N)	PF 3 (N)	\bar{x}
1	318,5	336,8	340,8	332,03	539	643	759	647
2	251,3	224,2	204,4	226,63	453	515	552	506,67
3	335,4	332,8	369,2	345,8	598	583	556	579
4	327	300,3	318,5	315,27	167	381	357	301,67
5	294	371,9	269,1	311,67	321	462	489	424
6	296,7	235,3	289,6	273,87	994	1015	1002	1003,67
7	293,6	281,1	286,9	287,2	622	633	690	648,33
8	261,6	299,4	275,4	278,8	470	470	431	457
9	277,1	296,7	283,4	285,73	618	658	673	649,67
10	282,5	276,2	279,8	279,5	914	976	1026	972
11	300,7	299,4	294,5	298,2	802	763	779	781,33
12	322,1	286,9	234,4	281,13	867	881	891	879,67
13	266	284,3	282	277,43	633	621	602	618,67
14	235,8	237,5	234	235,77	361	414	474	416,33
15	317,6	299,8	279,8	299,07	711	716	691	706
16	262	281,1	144,1	229,07	845	822	844	837
17	258,4	247,3	187,7	231,13	597	493	551	547
18	242,4	228,2	243,8	238,13	290	307	253	283,33
19	271,4	234,4	168,1	224,63	638	603	590	610,33
20	222,4	211,7	215,7	216,6	277	337	352	322

Tablica 8. prikazuje dobivene rezultate vršnih sila (PF) u njutnima (N) nakon tri uzastopna mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića u ležećoj poziciji pod 90° fleksije u koljenom zglobu sa standardnim ručnim dinamometrom i fiksnim dinamometrom kod 20 ispitanika. Izračunat je prosjek sva tri mjerenja kod svakog ispitanika.

Tablica 9. Prikaz usporedbe rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića između standardnog ručnog i fiksnog dinamometra pri 90° fleksije koljenog zgloba u ležećoj poziciji

90° fleksije koljenog zgloba, ležeća pozicija				
microFET®2		EasyForce®		p vrijednost
\bar{x}	SD	\bar{x}	SD	
273,38	38,29	609,53	211,41	p < 0,001

Tablica 9. prikazuje usporedbu rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića između standardnog ručnog dinamometra i fiksnog dinamometra pri 90° fleksije koljenog zgloba u ležećoj poziciji. Uspoređivale su se vrijednosti aritmetičkih sredina varijabli. Aritmetičke sredine dobile su se sumiranjem srednje vrijednosti svih 20 ispitanika od tri uzastopna mjerenja vršne sile kod svakog ispitanika. Aritmetička sredina i standardna devijacija rezultata mjerenja sa standardnim ručnim dinamometrom iznose $273,38 \pm 38,29$ N, dok aritmetička sredina i standardna devijacija rezultata mjerenja s fiksnim dinamometrom iznose $609,53 \pm 211,41$ N. Pomoću studentovog t-testa za nezavisne male uzorke dokazano je da postoji statistički značajna razlika u rezultatima mjerenja između standardnog ručnog i fiksnog dinamometra pri 90° fleksije koljenog zgloba u ležećoj poziciji. $P < 0,05$ čime se odbacuje nul-hipoteza (H_0).

4.3. Prikaz rezultata upitnika

Tablica 10. Prikaz broja ispitanika koji su odgovarali na postavljena pitanja iz upitnika kroz tri kategorije

Kategorije		microFET®2	EasyForce®
Lakše djelovanje protiv otpora	Pri 15° fleksije u sjedećoj poziciji	0	0
	Pri 15° fleksije u ležećoj poziciji	0	2
	Pri 90° fleksije u sjedećoj poziciji	0	15
	Pri 90° fleksije u ležećoj poziciji	0	3
Bolovi tijekom testiranja	Pri 15° fleksije u sjedećoj poziciji	4	2
	Pri 15° fleksije u ležećoj poziciji	5	6
	Pri 90° fleksije u sjedećoj poziciji	1	0
	Pri 90° fleksije u ležećoj poziciji	2	0
Subjektivno mišljenje o dinamometrima	Bolja oprema dinamometra	11	9
	Kraće trajanje testiranja	20	0
	Objektivnost rezultata i funkcionalnost	0	20

U tablici su brojčano iskazani ispitanici koji su odgovorili na postavljena pitanja iz upitnika kroz tri kategorije. Na prvo pitanje „U kojem položaju i pod kojim kutom Vam je bilo lakše djelovati protiv otpora?“, 75% ispitanika odgovorilo je kako im je najlakše bilo djelovati protiv otpora pri kutom koljenog zgloba od 90° u sjedećoj poziciji s fiksnim dinamometrom, 15% njih je izjavilo da im je najlakše bilo djelovati isto pri 90° fleksije u koljenom zglobu s fiksnim dinamometrom, ali u ležećoj poziciji dok je ostalih 10% imalo „najbolji osjećaj“ za djelovati protiv otpora pri 15° fleksije koljenog zgloba u ležećoj poziciji. Vrlo je zanimljiva konstatacija da niti jedan ispitanik nije izjavio da mu je bilo lakše djelovati protiv otpora sa standardnim ručnim dinamometrom u nekim od navedenih kutova zgloba i pozicija.

Drugo pitanje, „Jeste li osjećali kakvu nelagodu ili bol tijekom testiranja? Ako da, kada?“, djelomično je podijelilo ispitanike. Najviše ispitanika, 30% izjavilo je da im se bol javila pri 15° fleksije koljenog zgloba u ležećoj poziciji s fiksnim dinamometrom. 25% ispitanika prijavilo je bolove u istoj poziciji samo sa standardnim ručnim dinamometrom. 20% ispitanih prijavilo je bolove pri 15° u sjedećoj poziciji sa standardnim ručnim dinamometrom.

10% ispitanika prijavilo je bolove tijekom 90° fleksije u ležećoj poziciji sa standardnim ručnim dinamometrom i 10% ispitanika koji su izjavili da im se bol javila tijekom 15° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj poziciji s fiksnim dinamometrom. Jedan ispitanik se požalio na bolove pri 90° fleksije u sjedećoj poziciji sa standardnim ručnim dinamometrom. Bolove pri 90° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj i ležećoj poziciji s fiksnim dinamometrom, nije prijavio niti jedan ispitanik.

Na trećem pitanju „Po Vama, koji se dinamometar pokazao prikladniji za testiranja i mjerenja mišićne jakosti?“, tražilo se od ispitanika da na to pitanje odgovore kroz svoje iskustvo tijekom testiranja, sagledajući opremu dinamometra, trajanje testiranja i samu objektivnost dinamometara. Više od 50% ispitanika izjavilo je da im je bolja oprema standardnog ručnog dinamometra, dok je 45% njih dalo glas za opremu fiksnog dinamometra. 100% ispitanika zaključilo je da je kraće testiranje bilo sa standardnim ručnim dinamometrom, dok su svi ispitanici bili usuglašeni da je fiksni dinamometar objektivniji i funkcionalniji tijekom mjerenja od standardnog ručnog dinamometra.

5. RASPRAVA

Primarni cilj ovoga istraživanja je usporediti dva različita dinamometra na temelju rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića pri 15° i 90° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj i ležećoj poziciji te pomoću upitnika otvorenog tipa, subjektivnom procjenom 20 potpuno zdravih ispitanika, uvidjeti prednosti i nedostatke pojedinog dinamometra.

Dosadašnja istraživanja, kojima je primarni objekt interesa dinamometrija, najčešće su provedena na izokinetičkim dinamometrima te su napravljene usporedbe izokinetičkog dinamometra sa standardnim ručnim dinamometrom ili usporedba izokinetičkog dinamometra s fiksnim prijenosnim dinamometrom, ali do sada nije provedeno istraživanje usporedbe dva različita dinamometra koja pripadaju istoj kategoriji, prijenosne ručne dinamometrije (HHD). S obzirom da je standardni ručni dinamometar, microFET®2 zastupljeniji u kliničkoj praksi i predstavlja „zlatni standard“ za mjerenje mišićne jakosti, ukoliko je nemoguće provesti izokinetičko testiranje, s pojavom novog fiksnog dinamometra EasyForce®, važno je bilo prikazati njegovu funkcionalnost u usporedbi sa standardnim ručnim dinamometrom za kojeg se vežu dokazi da iako je jednostavan za primjenu, zbog utjecaja entrinzičnih čimbenika, rezultati mišićne jakosti koje registrira nisu objektivni. Mjerenjem vršne sile četveroglavog natkoljениčnog mišića, u različitim stupnjevima fleksije i položajima tijela, izračunom aritmetičkih sredina varijabli te subjektivnom procjenom funkcionalnosti pojedinog dinamometra od strane ispitanika, dobili su se rezultati kojima su za svaki dinamometar uočene prednosti i nedostaci.

Mjerenja vršne sile četveroglavog natkoljениčnog mišića provedena su pri 15° i 90° fleksije koljenog zgloba. Brojni autori navode kako veliki utjecaj na mjerenje vršne sile određene muskulature ima položaj zgloba, kut primarnog zgloba i ostalih zglobova te pozicija ispitanika. Literatura navodi kako je maksimalna izometrijska aktivnost *m. quadriceps femoris* s dorzalnom fleksijom u gornjem nožnom zglobu, mjerena elektromiografijom, pokazala veće vrijednosti vršne sile usporedno ako je gornji nožni zglob bio u plantarnoj ekstenziji ili neutralnom položaju. Kako bi potvrdili ovu teoriju i provjerili važi li ista teorija i za koncentričnu kontrakciju, provedeno je istraživanje na izokinetičkom dinamometru s koncentričnom kontrakcijom četveroglavog natkoljениčnog mišića. Autori su potvrdili rezultate prethodnih istraživanja i dali objašnjenje da na moguće povećanje vršne sile i momenta ekstenzije koljena mogu djelovati mehaničke sile oko zgloba koljena koje stvara *m. tibialis anterior*, te da aktivna dorzalna fleksija u gornjem nožnom zglobu olakšava ekstenziju koljena više od ostalih položaja gornjeg nožnog zgloba (29). U ovome istraživanju, tijekom

izometrijske kontrakcije mišića, nije bio kontroliran položaj gornjeg nožnog zgloba, pa su ispitanici mogli tijekom kontrakcije imati gornji nožni zglob u bilo kojem od položaja (neutralan, plantarna ekstenzija ili dorzalna fleksija), ali svakako da je ta smanjena kontrola gornjeg nožnog zgloba mogla uvelike utjecati na rezultate vršnih sila koje su registrirala oba dinamometra. Upravo zato je važno naglasiti kako tijekom mjerenja vršne sile fleksora i ekstenzora potkoljenice, treba obratiti pozornost na mišiće koji se nalaze oko primarnog zgloba mjerenja, u ovome slučaju koljenog zgloba i na mišiće koji prelaze više zglobova uključujući gornji nožni zglob i zglob kuka. Kako jedna glava četveroglavog natkoljениčnog mišića, *m. rectus femoris*, polazi sa zdjelice i prelazi zglob kuka, položaj zgloba kuka utjecat će na moment ekstenzije u koljenom zglobu. 2003. godine provedeno je istraživanje koje je imalo za cilj usporediti elektromiografsku aktivnost ekstenzora koljenog zgloba pri različitim položajima zgloba kuka; pri sjedećoj poziciji gdje je zglob kuka pod 90° fleksije i u ležećoj poziciji gdje je zglob kuka u neutralnom položaju (180°). Autori su pretpostavili te i dokazali kako je viša aktivacija *m. rectus femoris* bila tijekom sjedećeg položaja kada je zglob kuka bio pod 90° fleksije jer prema autorima, podražljivost motoneurona u skraćenom *m. rectus femoris*, odgovorna je za veću aktivaciju mišića u koljenom zglobu u sjedećem položaju pri 90° fleksije zgloba kuka (30). Istraživanjem koje je provedeno uz pomoć izokinetičkog dinamometra, standardnog ručnog dinamometra i fiksnog dinamometra mjerila se vršna sila ekstenzora koljenog zgloba pri kutom zgloba od 35° fleksije u sjedećoj i ležećoj poziciji. Dokazali su da je vršna sila četveroglavog natkoljениčnog mišića pri navedenom stupnju fleksije u koljenom zglobu u ležećoj poziciji bila veća u odnosu na mjerenje u sjedećem položaju s fiksnim dinamometrom zbog bolje stabilizacije (31). Usporedno s navedenim istraživanjima, u ovome istraživanju mjerena je samo vršna sila četveroglavog natkoljениčnog mišića bez elektromiografske analize i izokinetičkog dinamometra, a veći rezultati vršnih sila, prema aritmetičkim sredinama rezultata mjerenja, pokazali su se većinom u ležećim pozicijama pri 15° fleksije sa standardnim ručnim i fiksnim dinamometrom te pri 90° fleksije koljenog zgloba s fiksnim dinamometrom te pri 90° fleksije zgloba u sjedećoj poziciji sa standardnim ručnim dinamometrom. Rezultati ovog istraživanja mogu upućivati na to da je ležeća pozicija stabilnija za ispitanika što potvrđuje i zaključak drugih autora da kada trup nije fiksiran u sjedećoj poziciji, izvođenje ekstenzije u koljenom zglobu postaje teže izvedivo jer fiksacija zdjelice i natkoljenice u proksimalnom dijelu, postaje lošija (32) te zaključak iz studije (31) da se u ležećoj poziciji povećava pouzdanost i valjanost mjerenja jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića prvenstveno ako se jakost mišića mjeri s fiksnim prijenosnim dinamometrom dok je u sjedećoj poziciji dokazano kako se izometrijska sila ekstenzije koljena povećava kada je trup

stabiliziran i da se otprilike 70% maksimalne sile pokazalo u slučaju kada je stabilizacija osigurana težinom tijela na površini stola (33).

Rezultati mjerenja mišićne jakosti uvelike će se razlikovati ako su mjerena različitim uređajima, prvenstveno ako je riječ o dva različita tipa dinamometra. U ovome istraživanju, jedan od glavnih ciljeva bio je usporediti rezultate mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića pri 15° i 90° fleksije koljenog zgloba gdje je ispitanik bio u sjedećoj i ležećoj poziciji. Dobiveni rezultati upućuju na to kako je u svim stupnjevima i u svakoj poziciji, prema aritmetičkim sredinama rezultata mjerenja, veće vrijednosti registrirao fiksni, *pull* dinamometar što se i pokazalo statistički značajno u svim mjerenjima prema standardnom ručnom dinamometru osim pri mjerenju mišićne jakosti pri 15° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj poziciji gdje je dokazano kako nema statistički značajne razlike u rezultatima mjerenja mišićne jakosti. S ovim rezultatima se podudaraju i rezultati iz literature. Mentiplay i sur. (24) ukazali su na to kako je ručna prijenosna dinamometrija pokazala umjerenu do dobru pouzdanost za mjerenje mišićne jakosti mišićne mase, ali problem koji su istaknuli u svome istraživanju je to da je upravo ta dobra pouzdanost kod standardnog ručnog dinamometra rezultat registracije veće snage mišića iz više razloga, prije svega zbog loše stabilizacije uređaja, a i toga da je vrlo vjerojatno kontrakcija mišića iz izometrijske prešla u izotoničku koncentričnu kontrakciju, ali i do ispitanika koji je prije početka mjerenja imao početni brzi porast snage. Savjetuju kako bi za buduća mjerenja četveroglavog natkoljениčnog mišića, trebalo raditi sa stabiliziranim dinamometrom što upućuje na fiksni dinamometar ili izokinetiku (24). Istraživanje iz 2015. godine provedeno je uz standardni ručni dinamometar, microFET®2, gdje su autori istaknuli nelagodu i bol koja se javlja na goljениčnoj kosti tijekom standardnog *push* postupka gdje ispitivač daje otpor ispitaniku dok je dinamometar prslonjen uz distalni dio goljениčne kosti. S obzirom da autori nisu imali fiksni dinamometar kako bi usporedili rezultate, odlučili su fiksirati standardni ručni dinamometar uz pomoć remena i jastučića od pjene kako bi rezultate usporedili s izokinetičkim dinamometrom. Rezultati su ukazali da fiksiranje standardnog ručnog dinamometra smanjuje nelagodu tijekom testiranja što je rezultiralo mjerenjima koja se nisu statistički značajno razlikovala od izokinetičkog dinamometra (34). Upravo to smanjenje nelagode je ključan dio ispitivanja i mjerenja, a bol koju ispitanik može doživjeti tijekom ispitivanja mišićne jakosti, može biti zbunjujući čimbenik te ga treba uzeti u obzir pri evaluaciji rezultata. Autori brojnih istraživanja ističu kako je standardna ručna dinamometrija odličan izbor za kliničare koji trebaju brzo i redovito praćenje mišićne jakosti, ali isto tako ti rezultati postaju previše subjektivni ukoliko se radi o ispitivaču koji nema dovoljno svoje snage kako bi

dao otpor protiv četveroglavog natkoljениčnog mišića (35). Istraživanja koja su proučavala fiksnu dinamometriju (36,37,38), ukazuju na prednosti ručne dinamometrije u vidu objektivnosti pri registriranju rezultata, ali i nekih nedostataka. Sung i sur. (36) navode kako je tijekom upotrebe fiksnog dinamometra potrebna određena infrastruktura prostorije u kojoj se odvija mjerenje; dakle da se dinamometar može prikačiti za zid ili uz stol ili se mora stalno premještati fiksacija kada se testira druga muskulatura, što utječe na vremensko trajanje testiranja, ali isto tako ukoliko se želi započeti primjena fiksne dinamometrije u kliničke svrhe, to bi bilo isto otežano s obzirom da se radi o pacijentima u krevetima (36). Kako bi se riješio problem infrastrukture vezane za primjenu fiksnog dinamometra, González-Rosalén i sur. (37) sugeriraju i predlažu fiksaciju jednog dijela fiksnog dinamometra za tijelo ispitivača što su i istraživanjem dokazali kako je metoda pokazala izvrsnu pouzdanost između rezultata mjerenja i profila tijela ispitivača (37). Najnovije istraživanje iz 2022. godine vezano je za fiksni dinamometar, EasyForce® kojeg su proveli autori sa Sveučilišta iz Slovenije i Srbije. Glavni cilj njihovog istraživanja bio je prikazati pouzdanost u registriranju rezultata od strane fiksnog dinamometra te usporediti ga sa standardnim ručnim dinamometrom tipa *push*. Prema njihovim rezultatima, autori su utvrdili da EasyForce® pruža pouzdane podatke za procjenu izometrijske mišićne snage fleksora i ekstenzora koljena, što podupire korištenje dinamometra, za razliku od rezultata mjerenja sa standardnim ručnim dinamometrom gdje su studije dokazale niže vrijednosti i loše rezultate vršnih sila muskulature (38). Navedena istraživanja provedena su na zdravoj populaciji ljudi što je važno za postavljanje određenih normativnih vrijednosti vršnih sila kod zdravih ljudi, ali isto tako se teži tome da se ova dva dinamometra i njihova objektivnost i funkcionalnost ispituju na kliničkom nivou s pacijentima i djecom.

Rezultati upitnika otvorenog tipa jednim dijelom se slažu s rezultatima iz literature koja daje prednost fiksnom dinamometru za primjenu u odnosu na standardni ručni dinamometar. Ispitanici su svoje subjektivno mišljenje o dinamometrima prosudili kroz tri pitanja koja su uključivala određene kategorije. Na prvo pitanje, „U kojem položaju i pod kojim kutom Vam je bilo lakše djelovati protiv otpora?“, odgovorilo je najviše ispitanika i to da im je najlakše bilo djelovati protiv otpora u sjedećoj poziciji pri 90° fleksije koljenog zgloba s fiksnim dinamometrom. Razlog tome može biti prije svega s biomehaničkog gledišta kako pri pravim kutom zgloba, mišić ima najefikasnije djelovanje te i zbog fiksnog dinamometra koji je bio fiksiran i omogućio tako pravu izometrijsku kontrakciju mišića. Druga stvar, koja je također mogla utjecati na lakše djelovanje protiv otpora je i manjak stabilizacije u sjedećem položaju, što se ne podudara s rezultatima iz literature (32) koja navodi da ukoliko trup nije stabiliziran u

sjedećoj poziciji, djelovanje protiv otpora postaje teže izvedivo, međutim, ovdje se može dati objašnjenje kako je zbog kompenzacija koje su naveli ispitanici, njima bilo lakše djelovati protiv otpora u sjedećoj poziciji pri 90° fleksije koljenog zgloba s fiksnim dinamometrom. Neke od najčešćih kompenzacija bile su podizanje suprotne noge od stola, odnosno aktivacija suprotne fleksorne muskulature zgloba kuka te nagnjanje trupa u stranu i prema naprijed. Ostali ispitanici naveli su kako im je najlakše bilo djelovati protiv otpora u ležećoj poziciji pri 15° i 90° fleksije koljenog zgloba s fiksnim dinamometrom, upravo zbog bolje stabilizacije u ležećoj poziciji, uz male kompenzacije u vidu povećanja lumbalne lordoze, te zbog fiksacije fiksnog dinamometra pomoću kojeg im je omogućeno bolje djelovanje protiv otpora. Zanimljivo je kako niti jednome ispitaniku nije bilo lakše djelovanje protiv otpora standardnog ručnog dinamometra, što je i očekivano s obzirom na to da su upućene kritike od strane ispitanika kako standardni ručni dinamometar nije objektivn, rezultati mjerenja koje registrira ovisit će o snazi ispitivača koji radi s dinamometrom te da se tijekom mjerenja sa standardnim ručnim dinamometrom, kako navode ispitanici, osjeti kako kontrakcija mišića u jednom trenutku više nije izometrijska, nego postaje izotonička koncentrična kontrakcija, što uvelike utječe na mjerenje uz snagu samog ispitivača što se slaže s rezultatima Mentiplay i sur. Drugo pitanje, „Jeste li osjećali kakvu nelagodu ili bol tijekom testiranja? Ako da, kada?“, djelomično je podijelilo ispitanike. Najviše ispitanika osjetilo je bol pri 15° u ležećoj poziciji s fiksnim dinamometrom. Ispitanici su naveli kako su osjetili snažno zatezanje kod ivera; snažno grčenje mišića zbog kako navode „neprirodnog položaja noge“; bol u mišićima stražnje lože natkoljenice. Ostali ispitanici su različitih mišljenja, ali u ovoj kategoriji pitanja, za razliku od prošle, više je glasova bilo za pojavu boli tijekom mjerenja jakosti sa standardnim ručnim dinamometrom. Rečenica koju su ponovili svi ispitanici je bol koja se javila zbog pritiska standardnog ručnog dinamometra na kost tijekom davanja otpora. Većina ispitanika je navela to da kako se otpor ispitivača povećavao, tako se i bol na goljeničnoj kosti pojačavala te su neki od ispitanika priznali kako su zbog navedene boli, osjetili kako je ispitivač jači te da su počeli popuštati s kontrakcijom. Navedene činjenice se slažu s rezultatima istraživanja (34), ali autori nude rješenja za ovaj problem što će uvelike olakšati mjerenja s ovim tipom dinamometra. Na trećem pitanju „Po Vama, koji se dinamometar pokazao prikladniji za testiranja i mjerenja mišićne jakosti?“, tražilo se od ispitanika da na to pitanje odgovore kroz svoje iskustvo tijekom testiranja. Prva kategorija u ovome pitanju uključivala je mišljenje o opremi pojedinog dinamometra. Zanimljiva činjenica je kako je više ispitanika bilo za opremu standardnog ručnog dinamometra koja se po njima pokazala jednostavnija. Oprema standardnog ručnog dinamometra uključuje tri tipa nastavka koji su namijenjeni određenom dijelu tijela i koji se

adaptiraju prije mjerenja na vijak na samome dinamometru što je brzo i efikasno te ne troši puno vremena. Oprema fiksnog dinamometra je složenija i brojnija, sastoji se od kukica koje se prikače na svaki kraj dinamometra, lanaca, pojaseva oko zglobova i pojasa za mjerenje mišićne jakosti fleksora i ekstenzora trupa, međutim bez obzira na složenost i izbor opreme, dosta je komplicirano postavljanje svega navedenog i uz to za mjerenje određene muskulature, traži da prostorija u kojoj se odvija mjerenje ima određenu infrastrukturu, što je nemoguće, no i za ovaj problem autori nude rješenje tako da se jedan kraj dinamometra fiksira na tijelo ispitivača, a rezultati istraživanja su pokazali izvrsnu pouzdanost (37), što uvelike pozitivno utječe na funkcionalnost fiksnog dinamometra. Analiza opreme pojedinog dinamometra dovela je ispitanike do odgovora kako je kraće trajanje testiranja bilo sa standardnim ručnim dinamometrom, što je i opravdano s obzirom na njegovu opremu i opremu fiksnog dinamometra. Svi ispitanici su bili složni u odgovorima i smatraju kako je vrlo važno vremensko trajanje testiranja s obzirom na to da nikada neće biti potrebno kod pacijenta, djeteta ili sportaša mjeriti jakost samo jedne muskulature, nego više skupina, pa je zbog uštede vremena, brzine i rada prednost dana standardnom ručnom dinamometru. Ispitanici smatraju kako bi se oprema fiksnog dinamometra mogla pojednostaviti i napraviti od nekog čvršćeg materijala jer je tijekom samoga ispitivanja mišićne jakosti došlo do pucanja materijala opreme. S druge strane, što se tiče zadnje kategorije trećeg pitanja, pitanje o objektivnosti isto je složilo ispitanike te je prednost dana fiksnom dinamometru prije svega što rezultati mjerenja ne ovise o snazi ispitivača, dinamometar je fiksiran, ne pomjera se tijekom mjerenja i ne uzrokuje bolove. Ispitanici su suglasni kako je u kliničkom radu vrlo važna objektivnost rezultata kako bi se pratile faze poboljšanja ili pogoršanja različitih stanja, ali i kako navode autori, važna je objektivnost i za postavljanje normativnih vrijednosti mišićne jakosti kod zdrave populacije (38). Upravo prema odgovorima ispitanika, prihvaća se nul-hipoteza kako se fiksni dinamometar prema subjektivnoj procjeni ispitanika pokazao objektivnijim, svrsishodnijim, ali i nepraktičnim za primjenu u odnosu na standardni ručni dinamometar (H5).

Sumiranjem svega navedenog, od rezultata mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića do subjektivne procjene ispitanika, svaki od dinamometara ima svoje prednosti i nedostatke. Prednosti standardnog ručnog dinamometra uključuju jednostavniju opremu, prenosivost, jednostavnost primjene, a nedostaci uključuju registraciju subjektivnih podataka koji su ovisni o snazi ispitivača te bol koju stvara zbog pritiska tijekom otpora. Fiksni dinamometar je nova alternativa standardnom ručnom dinamometru, zbog svoje fiksacije jednim krajem za nepomičnu podlogu, registrira objektivne rezultate i ne ovisi o snazi

ispitivača, ne stvara nikakve bolove od strane njegove opreme, međutim velika zamjerka ide na opremu koja je izrađena od slabog materijala koji puca zbog stvaranja jakih sila uzrokovanih povlačenjem i djelovanjem protiv otpora te zahtjeva veliku pripremu prije početka mjerenja što oduzima dosta vremena.

6. ZAKLJUČAK

Ispitivanjem mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića postavile su se nul-hipoteze (H1-H4) od kojih je prihvaćena samo H1 da ne postoji statistički značajna razlika u rezultatima mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića između standardnog ručnog i fiksnog dinamometra pri 15° fleksije koljenog zgloba u sjedećoj poziciji, a sve ostale nul-hipoteze su se odbacile. Prije subjektivne procjene dinamometara od strane ispitanika, postavila se pretpostavka kao H5 da će se fiksni dinamometar prema subjektivnoj procjeni ispitanika pokazati objektivnijim, svrsishodnijim, ali i nepraktičnim za primjenu u odnosu na standardni ručni dinamometar, što se nakon mjerenja i analizom odgovora pokazalo točnim te se H5 prihvatila.

Na temelju rezultata ovoga istraživanja, došlo se do zaključka kako oba dinamometra imaju jednu sličnost, a to je da pripadaju kategoriji prijenosne ručne dinamometrije i da su financijski pristupačni, dok su razlike utemeljene na njihovim glavnim prednostima i nedostacima:

- ✓ Glavna prednost standardnog ručnog dinamometra je njegova jednostavna primjena, prenosivost i ušteda vremena, dok je glavni nedostatak dinamometra način primjene koji ovisi o snazi ispitivača, mogućnosti pomaka dinamometra tijekom izvođenja pokreta i stvaranje bolova tijekom testiranja što je glavna i ujedno najvažnija prednost fiksnog dinamometra. Potencijalni nedostaci fiksnog dinamometra vezani su uz opremu koja je izrađena od slabog materijala i čije postavljanje za testiranje vremenski dugo traje.

Oba dinamometra imaju određene prednosti i nedostatke. Međutim, ako se aplikativnost aparata prednost možemo dati standardnom ručnom dinamometru. S druge strane, preciznije rezultate možda daje fiksni dinamometar iz gore navedenih razloga.

Ovim istraživanjem su se prikazali rezultati novijih istraživanja prema kojima su se potvrdili rezultati ovoga istraživanja te koja su dala preporuke i rješenja kako poboljšati funkcionalnost i primjenu oba dinamometra. Sve navedeno upućuje na to kako svakako treba provoditi dodatna istraživanja, ne zato kako bi se jedan dinamometar prestao koristiti, nego prvenstveno zbog nedostatka literature te kako bi se još bolje ustanovile prednosti i nedostaci primjene pojedinog dinamometra. Ostaje na istraživačima i proizvođačima ispitati na koji način unaprijediti i napraviti kvalitetniju i izdržljiviju opremu i provesti mjerenja mišićne jakosti kod većeg broja ispitanika sa zdravom populacijom, ali i pacijentima, sportašima i djecom.

LITERATURA

1. Bajek S, Bobinac D, Jerković R, Malnar D, Marić I. Sustavna anatomija čovjeka. Rijeka: Digital point tiskara d.o.o.; 2007.
2. Križan Z. Kompendij anatomije čovjeka III. dio: Pregled građe grudni, trbuha, zdjelice, noge i ruke. 3 izd. Zagreb: Školska knjiga; 1997.
3. Starčević D, Hašpl M, Tršek D. Meniscal suturing of the knee joint. Hrvatski športskomedicinski vjesnik. 2010;25 (1);35-35. Dostupno na: <https://hrcak.srce.hr/file/87537>
4. Chen S, Fu P, Wu H, Pei M. Meniscus, articular cartilage and nucleus pulposus: a comparative review of cartilage-like tissues in anatomy, development and function. Cell Tissue Res. 2017;370 (1);53-70. doi: 10.1007/s00441-017-2613-0. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28413859>
5. Eyal S, Blitz E, Shwartz Y, Akiyama H, Schweitzer R, Zelzer E. On the development of the patella. Development. 2015;142 (10);1831-1839. Dostupno na: <https://doi.org/10.1242/dev.121970>
6. Schindler OS, Scott WN. Basic kinematics and biomechanics of the patello-femoral joint. Part 1: the native patella. Acta Orthop Belg. 2011;77 (4);421-31. Dostupno na: http://actaorthopaedica.be/assets/1913/01-Schindler_et_al.pdf
7. Charalambous CP. The knee made easy. U Charalambous CP. (ur.), Knee Biomechanics-Patellofemoral Articulation (str. 103-132). School of Medicine University of Central Lancashire, Preston, UK: Springer Nature Switzerland AG; 2022. (eBook). Dostupno na: <https://books.google.hr/books?id=hzw6EAAAQBAJ&pg=PA249&dq=the+knee+made+easy+google+books&hl=hr&sa=X&ved=2ahUKEwiYsdLam-T2AhULPOwKHUf3DmEQ6AF6BAgJEAI#v=onepage&q=the%20knee%20made%20easy%20google%20books&f=false>
8. Nagai K, Nakanishi Y, Kamada K, Hoshino Y, Kuroda R. Anatomy and biomechanics of the collateral ligaments of the knee. U Koh J, Zaffagnini S, Kuroda R, Long UG, Amirouche F (ur.), In Orthopaedic Biomechanics in Sports Medicine (str. 311-320). Springer, Cham; 2021. Dostupno na: https://doi.org/10.1007/978-3-030-81549-3_24

9. D'Ambrosi R, Corona K, Guerra G, Cerciello S, Ursino C, Ursino N, Hantes M. Posterior oblique ligament of the knee: state of the art. *EFORT Open Rev.* 2021;6 (5);364-371. doi: 10.1302/2058-5241.6.200127. Dostupno na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8183151/>
10. Shetty A, Prabhath S, Alappatt K, Krishna L, Bhat N, Sumalatha S. Lateral collateral ligament and anterolateral ligament of the knee – A morphological analysis with orthopedic significance. *The Knee, ELSEVIER.* 2021;28;202-206. doi:10.1016/j.knee.2020.12.002. Dostupno na: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0968016020303951>
11. Marieswaran M, Jain I, Garg B, Sharma V, Kalyanasundaram D. A Review on Biomechanics of Anterior Cruciate Ligament and Materials for Reconstruction. *Appl Bionics Biomech.* 2018;2018;14. doi: 10.1155/2018/4657824. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29861784/>
12. Logterman SL, Wydra FB, Frank RM. Posterior Cruciate Ligament: Anatomy and Biomechanics. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2018;11 (3);510-514. doi:10.1007/s12178-018-9492-1. Dostupno na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6105479/>
13. Sonnery-Cottet B, Daggett M, Fayard JM, et al. Anterolateral Ligament Expert Group consensus paper on the management of internal rotation and instability of the anterior cruciate ligament - deficient knee. *J Orthop Traumatol.* 2017;18 (2);91-106. doi:10.1007/s10195-017-0449-8 Dostupno na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5429259/>
14. Vrgoč G, Vuletić F, Ivković A, Janković S. Combined reconstruction of anterior cruciate and anterolateral knee ligaments – a review: Step forward or just a trend in orthopaedic surgery?. *Medicina Fluminensis.* 2020;56 (3);251-257. doi: 10.21860/medflum2020_241512 Dostupno na: <https://hrcak.srce.hr/file/350611>
15. Aframian A, Smith TO, Tennent TD, Cobb JP, Hing CB. Origin and insertion of the medial patellofemoral ligament: a systematic review of anatomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25 (12);3755-3772. doi:10.1007/s00167-016-4272-1 Dostupno na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5698363/>
16. Knežević OM, Mirkov DM. Strength assessment in athletes following an anterior cruciate ligament injury. *Kinesiology.* 2013;45 (1);3-15. Hrcak ID: 104542 Dostupno na: <https://hrcak.srce.hr/104542>

17. Bojanić I, Mahnik A, Jelić M, Josipović M, Smoljanović T. Ligament which deserves attention- Medial patellofemoral ligament. *Liječnički vjesnik*. 2012;134 (7-8);224-32. Hrčak ID: 172437. Dostupno na: <https://hrcak.srce.hr/172437>
18. Pećina M i sur. *Ortopedija*. 3 izd. Zagreb: Naklada Ljevak; 2004.
19. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilk KE, Andrews JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc*. 1998;30 (4);556-569. doi: 10.1097/00005768-199804000-00014. Dostupno na: https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/1998/04000/Biomechanics_of_the_knee_during_closed_kinetic.14.aspx
20. Takabayashi T, Edama M, Inai T, Tokunaga Y, Kubo M. A mathematical modelling study investigating the influence of knee joint flexion angle and extension moment on patellofemoral joint reaction force and stress. *Knee*. 2019;26 (6);1323-1329. doi: 10.1016/j.knee.2019.10.010. Dostupno na: [https://www.thekneejournal.com/article/S0968-0160\(19\)30236-4/fulltext](https://www.thekneejournal.com/article/S0968-0160(19)30236-4/fulltext)
21. Bobinac D, Dujmović M. *Osnove anatomije*. 3 izd. Rijeka: Glosa; 2011.
22. Guyton AC, Hall JE. *Medicinska fiziologija*. 13 izd. Philadelphia: PA: Elsevier; 2016.
23. Bobinac D. *Osnove biomehanike*. Interna skripta. Rijeka: Sveučilište u Rijeci; 2003.
24. Mentiplay BF, Perraton LG, Bower KJ, Adair B, Pua YH, Williams GP, McGaw R, Clark RA. Assessment of Lower Limb Muscle Strength and Power Using Hand-Held and Fixed Dynamometry: A Reliability and Validity Study. *PLoS One*. 2015;10 (10);e0140822. doi: 10.1371/journal.pone.0140822. Dostupno na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4624940/>
25. Dodig M. *Biomehanika čovječjeg tijela*. Rijeka: Sveučilište u Rijeci; 2004.
26. Macedo MC, Souza MA, Ferreira KR, Campos LO, Souza ISO, Barbosa MA, Brito CJ, Intelangelo L, Barbosa AC. Validity and Test-Retest Reliability of a Novel Push Low-Cost Hand-Held Dynamometer for Knee Strength Assessment during Different Force Ranges. *Diagnostics (Basel)*. 2022;12 (1);186. doi: 10.3390/diagnostics12010186. Dostupno na: <https://www.mdpi.com/2075-4418/12/1/186/htm>

27. Reese NB. Muscle and sensory testing. 4 izd. U Soderberg GL, Knutson LM. (ur), Handheld dynamometry for muscle testing (str. 455-498). St. Louis: ELSEVIER; 2020. (e-book). Dostupno na: https://books.google.hr/books?hl=hr&lr=&id=nOneDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PA455&dq=soderberg+dynamometry&ots=xHFExjL1fd&sig=QOIIFflutvPdyApyjXRrYGNKTE&redir_esc=y#v=onepage&q=soderberg%20dynamometry&f=false
28. Chamorro C, Armijo-Olivo S, De la Fuente C, Fuentes J, Javier Chiroso L. Absolute Reliability and Concurrent Validity of Hand Held Dynamometry and Isokinetic Dynamometry in the Hip, Knee and Ankle Joint: Systematic Review and Meta-analysis. Open Med (Wars). 2017;12;359-375. doi:10.1515/med-2017-0052. Dostupno na: <https://www.degruyter.com/document/doi/10.1515/med-2017-0052/html>
29. Cha YJ. Isokinetic training effect of ankle positions on knee extensor strength. J Phys Ther Sci. 2014;26 (9);1465-7. doi: 10.1589/jpts.26.1465. Epub 2014 Sep 17. Dostupno na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4175258/>
30. Maffiuletti NA, Lepers R. Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position. Med Sci Sports Exerc. 2003;35 (9);1511-6. doi: 10.1249/01.MSS.0000084426.03247.93. Dostupno na: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12972870/>
31. Kim WK, Kim DK, Seo KM, Kang SH. Reliability and validity of isometric knee extensor strength test with hand-held dynamometer depending on its fixation: a pilot study. Ann Rehabil Med. 2014;38 (1);84-93. doi: 10.5535/arm.2014.38.1.84. Epub 2014 Feb 25. Dostupno na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3953369/>
32. Hirano M, Katoh M, Gomi M, Arai S. Validity and reliability of isometric knee extension muscle strength measurements using a belt-stabilized hand-held dynamometer: a comparison with the measurement using an isokinetic dynamometer in a sitting posture. J Phys Ther Sci. 2020;32 (2);120-124. doi: 10.1589/jpts.32.120. Epub 2020 Feb 14. Dostupno na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7032982/>
33. Ushiyama N, Kurobe Y, Momose K. Validity of maximal isometric knee extension strength measurements obtained via belt-stabilized hand-held dynamometry in healthy adults. J Phys Ther Sci. 2017;29 (11);1987-1992. doi: 10.1589/jpts.29.1987. Epub 2017 Nov 24. Dostupno na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5702831/>

34. Hansen EM, McCartney CN, Sweeney RS, Palimenio MR, Grindstaff TL. Hand-held Dynamometer Positioning Impacts Discomfort During Quadriceps Strength Testing: A Validity and Reliability Study. *Int J Sports Phys Ther.* 2015;10 (1);62-8. Dostupno na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4325289/>
35. Muff G, Dufour S, Meyer A, Severac F, Favret F, Geny B, Lecocq J, Isner-Horobeti ME. Comparative assessment of knee extensor and flexor muscle strength measured using a hand-held vs. isokinetic dynamometer. *J Phys Ther Sci.* 2016;28 (9);2445-2451. doi: 10.1589/jpts.28.2445. Dostupno na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5080149/>
36. Sung KS, Yi YG, Shin HI. Reliability and validity of knee extensor strength measurements using a portable dynamometer anchoring system in a supine position. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019;20 (1);320. doi: 10.1186/s12891-019-2703-0. Dostupno na: <https://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12891-019-2703-0>
37. González-Rosalén J, Benítez-Martínez JC, Medina-Mirapeix F, Cuerda-Del Pino A, Cervelló A, Martín-San Agustín R. Intra- and Inter-Rater Reliability of Strength Measurements Using a Pull Hand-Held Dynamometer Fixed to the Examiner's Body and Comparison with Push Dynamometry. *Diagnostics (Basel).* 2021;11 (7);1230. doi: 10.3390/diagnostics11071230. PMID: 34359313; PMCID: PMC8303393. Dostupno na: <https://www.mdpi.com/2075-4418/11/7/1230/htm>
38. Trajković N, Kozinc Ž, Smajla D, Šarabon N. Interrater and Intrarater Reliability of the EasyForce Dynamometer for Assessment of Maximal Shoulder, Knee and Hip Strength. *Diagnostics.* 2022;12 (2);442. <https://doi.org/10.3390/diagnostics12020442> Dostupno na: <https://www.mdpi.com/2075-4418/12/2/442/htm>

PRIVITCI

Anketni upitnik

1. U kojem položaju i pod kojim kutom Vam je bilo lakše djelovati protiv otpora?
2. Jeste li osjećali kakvu nelagodu ili bol tijekom testiranja? Ako da, kada?
3. Po Vama, koji se dinamometar pokazao prikladniji za testiranja i mjerenja mišićne jakosti?

KRATAK ŽIVOTOPIS PRISTUPNIKA

Rođena sam 24.5.2000. godine u Zenici, Bosna i Hercegovina. 2015. godine završila sam Osnovnu školu Srdoči i upisala Medicinsku školu u Rijeci, smjer farmaceutski tehničar. 2019./2020. godinu upisala sam Fakultet zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci: Preddiplomski stručni studij Fizioterapija. Tijekom studiranja, sudjelovala sam u projektu „Student-mentor“ i u programu volontiranja na COVID odjelima Kliničkog bolničkog centra Rijeka gdje sam odradila 133 volonterska sata na Zavodu za nefrologiju, dijalizu i transplantaciju bubrega KBC Rijeka, lokalitet Sušak. 2021./2022. bila sam student demonstrator na vježbama iz kolegija Klinička kineziologija. Posjedujem znanje engleskog i njemačkog jezika, rada na računalu te vozačku dozvolu B kategorije.