

UTJECAJ POLOŽAJA GORNJEG NOŽNOG ZGLOBA NA MOMENT SILE ČETVEROGLAVOG NATKOLJENIČNOG MIŠIĆA MJEREN IZOKINETIČKIM I RUČNIM PRIJENOSNIM FIKSNIM DINAMOMETROM

Sović, Ivana

Master's thesis / Diplomski rad

2024

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:184:310838>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-08-24**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U RIJECI
FAKULTET ZDRAVSTVENIH STUDIJA
DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ FIZIOTERAPIJA

Ivana Sović

UTJECAJ POLOŽAJA GORNJEG NOŽNOG ZGLOBA NA MOMENT SILE
ČETVEROGLAVOG NATKOLJENIČNOG MIŠIĆA MJEREN IZOKINETIČKIM I
RUČNIM PRIJENOSNIM FIKSNIM DINAMOMETROM

Diplomski rad

Rijeka, 2024.

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

Ivana Sović

INFLUENCE OF TALOCRURAL JOINT POSITION ON THE QUADRICEPS FEMORIS
MUSCLE PEAK TORQUE MEASURED WITH AN ISOKINETIC AND HAND – HELD
FIXED DYNAMOMETER

Master thesis

Rijeka, 2024

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

Diplomski rad obranjen je dana 16. srpnja 2024. godine na Fakultetu zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci, pred Povjerenstvom za ocjenu i obranu rada u sastavu:

1. prof. dr. sc. Gordana Starčević - Klasan, dr. med., predsjednik Povjerenstva
2. doc. dr. sc. Mirela Vučković, mag. physioth., član Povjerenstva
3. doc. dr. sc. Hrvoje Vlahović, prof. reh., član Povjerenstva

Izvešće o provedenoj provjeri izvornosti studentskog rada

Opći podatci o studentu:

Sastavnica	Fakultet zdravstvenih studija Sveučilište u Rijeci
Studij	Sveučilišni diplomski studij Fizioterapija
Vrsta studentskog rada	Diplomski rad
Ime i prezime studenta	Ivana Sović
JMBAG	0351009507

Podatci o radu studenta:

Naslov rada	UTJECAJ POLOŽAJA GORNJEG NOŽNOG ZGLOBA NA MOMENT SILE ČETVEROGLAVOG NATKOLJENIČNOG MIŠIĆA MJEREN IZOKINETIČKIM I RUČNIM PRIJENOSNIM FIKSNIM DINAMOMETROM
Ime i prezime mentora	doc. dr. sc. Hrvoje Vlahović, prof. reh.
Datum predaje rada	05.07.2024.
Identifikacijski br. podneska	2412766662
Datum provjere rada	05 – Jul – 2024 11:54AM (UTC+0200)
Ime datoteke	Diplomski_rad_Ivana_Sovi.docx
Veličina datoteke	24.52M
Broj znakova	98,537
Broj riječi	16,893
Broj stranica	94

Podudarnost studentskog rada:

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

Izjava mentora o izvornosti studentskog rada

Mišljenje mentora	
Datum izdavanja mišljenja	05.07.2024.
Rad zadovoljava uvjete izvornosti	X
Rad ne zadovoljava uvjete izvornosti	
Obrazloženje mentora (po potrebi dodati zasebno)	

Datum

05.07.2024.

Potpis mentora

Veliko hvala mentoru i profesoru, docentu Hrvoju Vlahoviću na pomoći pri izradi diplomskog rada, prenesenom znanju i konstantnoj podršci kroz prijediplomski i diplomski studij. Hvala Vam što ste vjerovali u moj uspjeh te mi tako pomogli napredovati i nadograđivati znanje. Bilo mi je i uvijek će ostati, veliko zadovoljstvo učiti od Vas.

Zahvaljujem svim mojim profesorima s Katedre za fizioterapiju i Katedre za temeljne medicinske znanosti na predivnoj suradnji, podijeljenom znanju i savjetima te pruženim mogućnostima sudjelovanja u brojnim aktivnostima kroz studij, kojima ste me obogatili za cijeli život.

Hvala mojim roditeljima, mojoj mami Mladenki i tati Goranu, koji su bili uz mene u svakom trenutku i bez čije podrške, ljubavi i motivacije ništa od ovoga ne bi bilo moguće ostvariti. Ovaj diplomski rad posvećujem vama.

SADRŽAJ

SAŽETAK

1. UVOD	1
<i>1.1. Fleksibilna modulacija pokreta</i>	3
<i>1.2. Motorička iradijacija</i>	6
<i>1.3. Dinamometrijska procjena momenta sile i mišićne jakosti</i>	8
2. CILJEVI I HIPOTEZE	10
3. ISPITANICI I METODE	12
<i>3.1. Ispitanici</i>	12
<i>3.2. Postupak i instrumentarij</i>	12
<i>3.3. Statistička obrada podataka</i>	17
<i>3.4. Etički aspekti istraživanja</i>	18
4. REZULTATI	19
5. RASPRAVA	35
6. ZAKLJUČAK	42

LITERATURA

PRIVITCI

ŽIVOTOPIS

POPIS KRATICA

ATFL – lig. talofibulare anterius / anterior talofibular ligament

ATFL_{if} – donja vlakna lig. talofibulare anterius

ATFL_{sf} – gornja vlakna lig. talofibulare anterius

ATTL – anterior tibiotalar ligament

C - medijan

CFL – lig. calcaneofibulare

CNPL – lig. calcaneofibulare plantare

d – krak mišićne sile

DF – dorzalna fleksija gornjeg nožnog zgloba

DL – lig. deltoideum

dPTTL – deep posterior tibiotalar ligament

EMG - elektromiografija

F – mišićna jakost

HHD – ručna prijenosna dinamometrija / hand – held dynamometry

HHFD – ručna prijenosna fiksna dinamometrija / hand – held fixed dynamometry

IKD – izokinetički dinamometar

K – S – Kolmogorov Smirnovljevi test

M – moment sile

Max – maksimum

Min – minimum

N – neutralan položaj gornjeg nožnog zgloba

NASA - National Aeronautics and Space Administration

Nm – njutnmetar

PICO – Patient; Intervention; Comparison; Outcomes

PE – plantarna ekstenzija gornjeg nožnog zgloba

QF – m. quadriceps femoris / četveroglavi natkoljениčni mišić

R - raspon

SD – standardna devijacija

sPTTL – superficial posterior tibiotalar ligament

TCL – pars tibiocalcanea lig. deltoideum

TNL – pars tibionavicularis lig. deltoideum

TSL – tibiospring ligament

TTL – pars tibiotalaris lig. deltoideum

\bar{x} - aritmetička sredina

° - kutni stupanj

°/s – stupanj po sekundi

SAŽETAK

Uvod: Motorička iradijacija je novi koncept putem kojeg miškulatura gornjeg nožnog zgloba može utjecati na moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića. Glavni cilj istraživanja je međusobno usporediti utjecaj tri različita položaja gornjeg nožnog zgloba (dorzalna fleksija, plantarna ekstenzija, neutralan položaj) na moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića koristeći izokinetički i ručni prijenosni fiksni dinamometar te istodobno usporediti vrijednosti momenta sile za svaki položaj gornjeg nožnog zgloba između izokinetičkog i ručnog prijenosnog fiksnog dinamometra. **Materijali i metode:** U istraživanju je sudjelovalo 33 studenata Prijediplomskog stručnog studija Fizioterapija na Fakultetu zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci. Ispitivanje momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića provedeno je na izokinetičkom dinamometru u Specijalnoj bolnici za medicinsku rehabilitaciju bolesti srca, pluća i reumatizma – Thalassotherapia Opatija, te na ručnom prijenosnom fiksnom dinamometru na Fakultetu zdravstvenih studija. Mjerenja momenta sile provodila su se u kontinuitetu tri puta za svaki položaj gornjeg nožnog zgloba. **Rezultati:** Jednosmjerna analiza varijance pokazala je da nema statistički značajne razlike u momentu sile četveroglavog natkoljениčnog mišića između tri položaja gornjeg nožnog zgloba pri mjerenju s izokinetičkim ($p = 0,228$; $p > 0,05$) i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom ($p = 0,971$; $p > 0,05$). Ručni prijenosni fiksni dinamometar pokazao je značajno veće rezultate momenta sile pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba ($p = 0,004$; $p < 0,05$). **Zaključak:** Dorzalna fleksija gornjeg nožnog zgloba ima utjecaj, ali ne statistički značajan, na moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića uz adekvatnu stabilizaciju trupa i standardizaciju ostalih zglobova i ekstremiteta tijekom mjerenja s različitim instrumentima.

Ključne riječi: četveroglavi natkoljениčni mišić, gornji nožni zglob, izokinetika, moment sile, ručni prijenosni fiksni dinamometar

ABSTRACT

Introduction: Motor irradiation is a new concept through the musculature of talocrural joint can affect the torque of the quadriceps muscle. The aim of the study is to compare the influence of three positions of talocrural joint (dorsiflexion, plantar extension, neutral position) on the quadriceps muscle torque using an isokinetic and a hand - held fixed dynamometer, and to simultaneously compare the torque values for each talocrural joint position between the isokinetic and hand - held fixed dynamometer. **Materials and Methods:** The study involved 33 students of the Undergraduate Professional Study of Physiotherapy at the Faculty of Health Studies, University of Rijeka. The testing of the quadriceps muscle torque was conducted using an isokinetic dynamometer at the Special Hospital for Medical Rehabilitation of Heart, Lung, and Rheumatic Diseases - Thalassotherapia Opatija, and a hand - held fixed dynamometer at the Faculty of Health Studies. Torque measurements were continuously conducted three times for each talocrural joint position. **Results:** A one-way analysis of variance showed no statistically significant difference in the quadriceps muscle torque between the three talocrural joint positions when measured with the isokinetic ($p = 0,228$; $p > 0,05$) and the hand - held fixed dynamometer ($p = 0,971$; $p > 0,05$). The hand - held fixed dynamometer showed significantly higher muscle torque results in the plantar extension position of the talocrural joint ($p = 0,004$; $p < 0,05$). **Conclusion:** Dorsiflexion of talocrural joint has an influence, though not statistically significant, on the quadriceps muscle torque with adequate stabilization of the trunk and standardization of other joints and extremities during measurements with different instruments.

Key words: hand – held fixed dynamometer, isokinetics, quadriceps femoris muscle, talocrural joint, torque

1. UVOD

Gornji nožni zglob, *art. talocruralis*, je jedan od najvećih zglobova donjeg ekstremiteta kojeg čine distalni dijelovi potkoljeničnih kostiju te tarzalna kost, *talus*. Zglob je jednoosovinski s jednim stupnjem slobode zbog kontakta između tibije, fibule i talusa. Veliki postotak, 90 % - 95 % tlačne sile prolazi kroz *talus* i tibiju, dok 5 % - 10 % prolazi kroz fibulu i *talus*. Iz tog razloga, zglobna hrskavica može podnijeti 30 % - 40 % opterećenja zbog 3 milimetra debljine što omogućava apsorpciju sile i zaštitu subhondralne kosti od propadanja te kako bi se ostvarila stabilnost i fleksibilna modulacija pokreta (1,2).

Kako bi se postigla fleksibilna modulacija pokreta, gornji nožni zglob mora biti stabilan. Pasivnu stabilizaciju gornjem nožnom zglobu pružaju okolni ligamenti i tibio-fibularna sindesmoza, ali su funkcionalno najvažniji kolateralni ligamenti. Medijalnu kolateralnu vezu čini *lig. deltoideum* (DL) koji se sastoji od šest ligamenata, dok lateralnu kolateralnu vezu čine tri odvojena ligamenta, *lig. talofibulare anterius* (ATFL), *lig. talofibulare posterius* (PTFL) i *lig. calcaneofibulare* (CFL). Svi ligamenti sadrže mehanoreceptore, posebno slobodne živčane završetke i Ruffinijeva tjelešca što djelomično pomaže i povećava sposobnost mišića da aktivno stabiliziraju područje gornjeg nožnog zgloba (1).

Aktivni stabilizatori gornjeg nožnog zgloba pristupaju sa stražnje, prednje i lateralne strane zgloba te su podijeljeni u intrinzičnu i ekstrinzičnu muskulaturu kao dorzalni fleksori, plantarni ekstenzori, invertori i evertori. Većina mišića je poliartikularna, što se znači da mogu izvoditi kretnju u više zglobova. Međutim, postoji mišljenje da mišić ne mora biti poliartikularan da bi sinergistički potpomagao određenu kretnju. To znači da aktivni stabilizatori gornjeg nožnog zgloba mogu indirektno utjecati na mišiće koljenog zgloba putem mehanizma motoričke iradijacije. Motorička iradijacija je koncept mišićne koaktivacije koja se provodi putem mišića koji ne djeluje izravno na primarni zglob mjerenja, ali uzrokuje veću mišićnu jakost (F) i moment sile (M) u mišićima primarnog zgloba mjerenja. To znači da okolni mišići primarnog zgloba, koji anatomski nemaju ulogu u tom zglobu, mogu utjecati na mišićnu jakost, koja se definira kao mišićna sila stvorena tijekom kontrakcije te na moment sile koji predstavlja umnožak mišićne jakosti i kraka mišićne sile (d), fleksora i ekstenzora koljenog zgloba (3,4). Putem motoričke iradijacije, moguće je uz statičko održavanje položaja gornjeg nožnog zgloba u vidu dorzalne fleksije (DF), plantarne ekstenzije (PE) i neutralnog položaja (N), djelovati na mišićnu jakost i moment sile fleksora i ekstenzora koljenog zgloba, potičući ili inhibirajući njihovu kontrakciju (5).

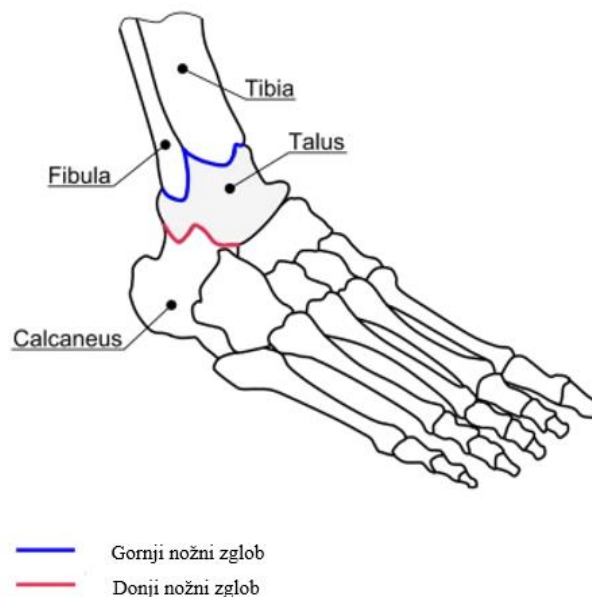
Nedavno je otkriveno kako je mehanička sila oko koljenog zgloba koju stvara *m. tibialis anterior*, uzrok većoj mišićnoj jakosti i momentu sile četveroglavog natkoljениčnog mišića, *m. quadriceps femoris* (QF) pri aktivnoj DF gornjeg nožnog zgloba (6). Prethodna istraživanja su također pokazala da aktivna DF u gornjem nožnom zglobu povećava vrijednost momenta sile i mišićne jakosti ekstenzora koljenog zgloba (7,8,9,10). Ne ostavljajući nedoumice, autori su postavili bazu za nove studije i dokazali da položaj DF gornjeg nožnog zgloba ima značajno veći utjecaj na povećanje mišićne jakosti i momenta sile QF u odnosu na položaj PE i u odnosu na N položaj gornjeg nožnog zgloba (6,11). Međutim, neka istraživanja ističu da mišići plantarni ekstenzori gornjeg nožnog zgloba mogu potpomagati moment sile ekstenzora koljenog zgloba ovisno o tome izvodi li se pokret ili održava segment u otvorenom ili zatvorenom kinetičkom lancu (12), dok mišići dorzalni fleksori gornjeg nožnog zgloba mogu potpomagati moment sile mišića stražnje lože natkoljenice (13).

Rezultati dosadašnjih istraživanja vezanih uz ovu problematiku provedena su uz pomoć elektromiografije (EMG) i izokinetičkog dinamometra (IKD) koji predstavlja zlatni standard dinamometrijskih mjerenja momenta sile mišića. Ovo istraživanje imalo je potrebu ispitati kako tri različita položaja gornjeg nožnog zgloba (DF, PE i N) utječu na moment sile QF tijekom njegove izometrijske kontrakcije primjenom dva različita instrumenta. Prvi je već spomenuti IKD, a drugi je novi ručni prijenosni fiksni dinamometar (HHFD) EasyForce® koji predstavlja novitet u ručnoj prijenosnoj dinamometriji (HHD) i jer se istraživanje ovakvog tipa po prvi put provodi s ovim modelom ručne prijenosne fiksne dinamometrije.

Također, svi parametri poput mišićne jakosti i momenta sile, ključni su za analizu i evaluaciju mišićnih sposobnosti i efikasnosti mišićne kontrakcije uz uvid u mehanizam motoričke iradijacije kako svi mišići u našem tijelu imaju indirektnu sinergističku sposobnost djelovanja. Stoga, prema uvidu u mehanizme motoričke iradijacije i poznavanju biomehanike gornjeg nožnog zgloba i aktivnih stabilizatora, potrebno je znati procijeniti, identificirati i kontrolirati položaj gornjeg nožnog zgloba tijekom mjerenja mišićne jakosti i momenta sile, kako bi se dobili što precizniji i pouzdaniji rezultati za generalizaciju općeg teorema najefikasnijeg položaja stopala tijekom fizioterapijske procjene i rehabilitacijskog procesa.

1.1. Fleksibilna modulacija pokreta

S obzirom na jedan stupanj slobode koji pokriva gornji nožni zglob, potrebno je demistificirati kako anatomija aktivnih i pasivnih stabilizatora te geometrija zglobnih tijela, pružaju stabilnost i fleksibilnost gornjem nožnom zglobu koji u kinematskoj sprezi s donjim nožnim zglobovom, *art. subtalaris* + *art. talocalcaneonavicularis*, doprinosi opsegu pokreta dorzalne fleksije, plantarne ekstenzije, inverzije i everzije (2) (Slika 1.). Svi navedeni pokreti rezultat su kombinacije različitih stupnjeva slobode gornjeg i donjeg nožnog zgloba. Pozivanjem na navedeno, dorzalna fleksija kombinirana je s abdukcijom stopala i everzijom, dok je plantarna ekstenzija kombinacija adukcije stopala i inverzije (14).



Slika 1. Prikaz graničnih područja gornjeg i donjeg nožnog zgloba

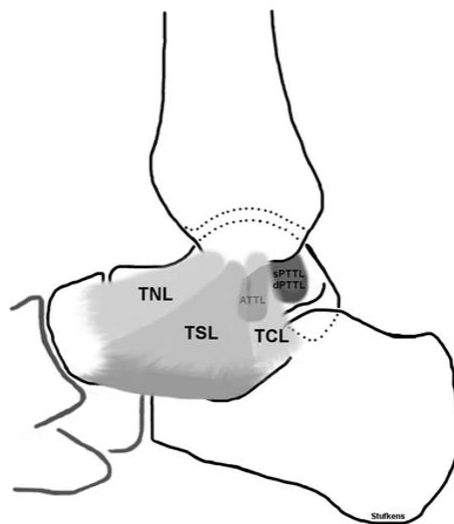
Izvor slike: Rodrigues da Silva M, Marques F, Tavares da Silva M, Flores P. A new skeletal model for the ankle joint complex. *Multibody Syst Dyn.* 2024;60:27–63.

Značajnu ulogu tijekom pokreta gornjeg nožnog zgloba u sagitalnoj ravnini ima i tibio - fibularna sindesmoza koja povećava opseg pokreta na način da utječe na maleolarni razmak pri kretnjama dorzalne fleksije i plantarne ekstenzije (15). Uz tibio - fibularnu sindesmozu, gornji nožni zglob, a jednim dijelom i donji nožni zglob, stabiliziraju ligamenti od kojih se ističu kolateralni ligamenti, a svaki od njih ima i individualnu ulogu u biomehanici gornjeg i donjeg nožnog zgloba.

Kolateralni ligamenti gornjeg nožnog zgloba su podijeljeni u medijalni i lateralni kompleks koji se proteže u anteriornom i posteriornom smjeru pa s obzirom na smjer pružanja vlakana, ograničavaju prednje i stražnje translacije talusa (1).

Medijalni kolateralni kompleks čini DL koji se prema dosadašnjim teorijama sastoji od *pars tibionavicularis* (TNL), *pars tibocalcanea* (TCL) i *pars tibiotalaris* (TTL). Recentne kadaverične studije prikazuju diferencijalan ligamentarni sastav DL-a koji sadrži više od trenutna tri ligamentarna snopa koji su podijeljeni u duboki i površinski sloj (16,17,18,19). S obzirom na to da su u latinskoj nomenklaturi još nedostupni, navode se na engleskom jeziku kao *superficial posterior tibiotalar ligament* (sPTTL), *anterior tibiotalar ligament* (ATTL), *deep posterior tibiotalar ligament* (dPTTL) i *tibiospring ligament* (TSL) (16,17). Površinski sloj čine TNL, TSL i TCL, a duboki sloj čine sPTTL, dPTTL i ATTL (20) (Slika 2.).

Za biomehaniku gornjeg nožnog zgloba važni su sPTTL i dPTTL koji su napeti tijekom početka pokreta dorzalne fleksije, a napetost se povećava kako se povećava stupanj dorzalne fleksije. Uz novo otkrivene snopove, ulogu u biomehanici zgloba imaju i već poznati snopovi kao što je TCL koji se uz sPTTL i dPTTL počinje zatezati u dorzalnoj fleksiji, dok se TNL isteže pri 10° plantarne ekstenzije, a napetost se povećava kako se povećava stupanj plantarne ekstenzije. S obzirom na to da je TSL sjedinjen s *lig. calcaneonavicularare plantare* (CNPL), isteže se pri 15° plantarne ekstenzije te se napetost povećava sve do 30° plantarne ekstenzije gdje dolazi do najveće napetosti ligamenta (18,19).



Slika 2. Prikaz površinskih i dubokih ligamenata medijalne kolateralne veze

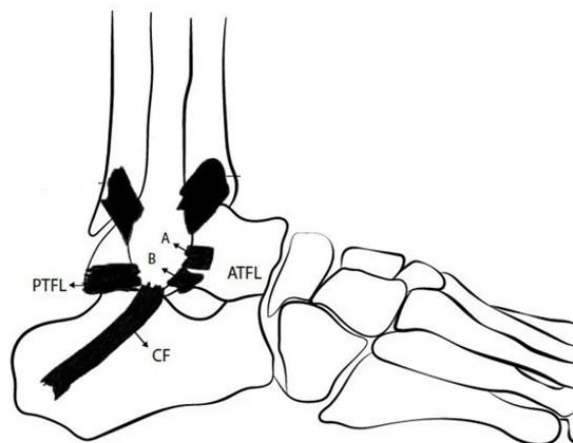
Izvor slike: Stufkens SA, van den Bekerom MP, Knupp M, Hintermann B, van Dijk CN. The diagnosis and treatment of deltoid ligament lesions in supination-external rotation ankle fractures: a review. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2012;7(2):73-85.

Lateralna kolateralna veza sastoji se od tri ligamenta: ATFL, CFL i PTFL. Razmatrane su tri studije u kojima se biomehanički analiziraju uloge ovih ligamenata (21,22,23). Primarna uloga ATFL-a je ograničavanje pretjeranog pokreta inverzije i plantarne ekstenzije, ali se navodi da ATFL ima dva snopa. Donji snop (ATFL_{if, B}) je spojen s CFL-om, dok je gornji snop (ATFL_{sf, A}) potpuno intraartikularan i anatomski različit od ATFL_{if} (21,22) (Slika 3.).

CFL se smatra primarnim stabilizatorom kada je ATFL rupturiran ili diseciran jer osigurava stabilnost gornjeg nožnog zgloba tijekom plantarne ekstenzije, te stabilnost donjeg nožnog zgloba tijekom položaja dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba. Navedena biomehanika CFL-a rezultat je post – hoc analize kada su se pri 10° dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba disecirali ATFL i CFL, a posljedično je primijećeno povećanje inverzijskog kuta u donjem nožnom zglobu (21).

PTFL je primarni stabilizator tijekom položaja dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba. Istraživanjima su utvrđene veze između PTFL i ATFL_{sf} u 42,5 % kadavera, dok su veze između PTFL i ATFL_{if} uočene u svih 40 kadavera iz studije (22).

Sumiranjem navedenih činjenica o medijalnoj i lateralnoj kolateralnoj vezi postavlja se pitanje postoji li izolirana ozljeda bilo kojeg od navedenih ligamenata te imamo li tijekom različitih pokreta gornjeg i donjeg nožnog zgloba interakciju ligamenata medijalne i lateralne strane. Istraživanje iz 2020. godine pokazalo je kako su ATFL, CFL i PTFL međusobno povezani i s medijalne strane te da kroz takav oblik međusobnih veza s DL-om mogu jednako stabilizirati gornji i donji nožni zglob te uz pomoć slobodnih živčanih završetaka i Ruffinijevih tjelešaca, povećati sposobnost aktivnih stabilizatora da izvedu pokret u gornjem i donjem nožnom zglobu (23).



Slika 3. Prikaz lateralne kolateralne veze

Izvor slike: Saliba I, Hardy A, Wang W, Vialle R, Feruglio S. A Review of Chronic Lateral Ankle Instability and Emerging Alternative Outcome Monitoring Tools in Patients following Ankle Ligament Reconstruction Surgery. J Clin Med. 2024;13(2):442.

1.2. Motorička iradijacija

Sposobnost mišića da aktivno stabilizira regiju oko zgloba povećava se uz ligamente, ali istovremeno uključuje i sinergiju muskulature velikih zglobova donjeg ekstremiteta - kuka, koljena i gornjeg nožnog zgloba. S obzirom na to da je većina muskulature donjeg ekstremiteta poliarтикуlarna, postavlja se pitanje mora li mišić biti poliarтикуularan kako bi sinergistički potpomogao radnju mišića agonista, odnosno, mogu li aktivni stabilizatori gornjeg nožnog zgloba indirektno djelovati na mišiće koljenog zgloba, potičući njihovu kontrakciju. Odgovor je da mogu, i to putem mehanizma koji se naziva motorička iradijacija.

Motorička iradijacija ili iradijacija pokreta je pojam koji označava mišićnu koaktivaciju temeljenu na činjenici da se aktivacijom jedne mišićne grupe može facilitirati ili inhibirati aktivnost mišićne grupe ipsilateralne i kontraletarne strane tijela (5,24,25). Koncept motoričke iradijacije koristi se u rehabilitaciji neuroloških i ortopedskih stanja kako bi se potaklo motoričko učenje aktiviranjem sinergističkih motornih jedinica putem izometrijske ili izotoničke mišićne kontrakcije (26).

Kako bi se u potpunosti shvatio mehanizam iradijacije pokreta, potrebno je poznavati mehanizam djelovanja na zdravom tijelu. Studije navode da neurofiziološka osnova mehanizma iradijacije pokreta još uvijek nije poznata niti utemeljena, ali se smatra da postoje tri temeljne teorije koje podupiru koncept. Prve dvije teorije temelje se na neurološkoj osnovi tako da se reorganizira motorna kontrola kroz adaptivne promjene u neuronskim krugovima što uključuje planiranje i izvođenje pokreta pod naredbom primarne motoričke kore. Također, voljna kontrakcija indirektno sinergističke muskulature može utjecati na osjetljivost spinalnih motornih puteva i električnih impulsa koji su usmjereni na mišić agonist određene radnje (27). U ovome slučaju, voljna kontrakcija *m. tibialis anterior* može utjecati na jakost kontrakcije QF zbog mehaničkih sila koje mišić *m. tibialis anterior* stvara oko tibijalnog platoa (6). Navedena tvrdnja potvrđuje i biomehaničku teoriju kojom se navodi kao uzrok djelovanja iradijacije, promjena položaja ekstremiteta i susjednih zglobova u zatvorenom i otvorenom kinetičkom lancu što se posljedično očituje na aktivaciju mišića agonista za određenu radnju (12,27).

Cijela priča ulazi u začarani krug pozitivne povratne sprege gdje je nužno povezivanje biomehaničke teorije s biomehaničkim načelom mehanizma opruge, odnosno u kojem točno položaju zgloba kuka će podražljivost motoneurona u QF biti odgovorna za snažniju aktivaciju mišića s obzirom da je QF poliarтикуularan mišić (28).

Nadovezivajući se na prethodne dvije teorije bazirane na neurološkoj osnovi, provedena su istraživanja koja mogu potvrditi teoriju i činjenice značajnim rezultatima. Istraživanja su dokazala da izvršavanje ipsilateralnih zadataka u vidu koaktivacija muskulature, dolazi do povećane kortikospinalne ekscitabilnosti kontralateralnog, ali i ipsilateralnog motornog korteksa, odnosno učinkovitosti prijenosa signala iz viših centara mozga kortikospinalnim putem do skeletnog mišića (26,27,29). Dokazano je da 90 % kortikospinalnih projekcija ide kontralateralno, ali je magnetska rezonanca pokazala značajnu povezanost između motoričke kortikalne aktivnosti i ipsilateralnih pokreta (30). S obzirom da je najveći dio vlakana kortikospinalnog puta zadužen za voljne, precizne i vješte pokrete distalnih dijelova udova, tako se prema recentnim studijama pokazalo da su amplituda motoričkih evociranih potencijala i prag kortikospinalnog odgovora za *m. rectus femoris* i *m. tibialis anterior* slični, a u potpunosti smanjeni i različiti za *m. soleus* (31). Objasnjenje ide u prilog tome da je *m. soleus* posturalni mišić, dok su *m. rectus femoris* i *m. tibialis anterior* mišići koji su prvenstveno zaduženi za pokrete ekstenzije koljenog i dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba. Iz tog razloga, mogu se pretpostaviti razlike između uspoređivane muskulature u količini mišićnih vretena, motornih jedinica te projekcije kortikospinalnog puta. Upravo na temelju navedene neurofiziologije i neurološke teorije motoričke iradijacije, da se naslutiti kako koaktivacija muskulature nije ograničena na parove mišića, agonista i antagonista. S obzirom na sličan prag i amplitudu kortikospinalnog odgovora, literatura potvrđuje kako *m. rectus femoris*, *m. tibialis anterior* i *m. rectus abdominis* mogu biti u koaktivaciji što znači da mogu djelovati u sinergiji putem mehanizma iradijacije pokreta na ipsilateralnoj strani te jedni drugima potpomagati izometrijske ili izotoničke kontrakcije (32).

Prije provođenja mehanizma iradijacije važno je imati cjelovitost i stabilnost svih segmenata. Na primjer, ako je gornji nožni zglob nestabilan ili je mišić *m. tibialis anterior* izrazito skraćen te ako postoji trauma u smislu ozljede struktura, neće se postići adekvatna iradijacija pokreta u smislu povećanja mišićne jakosti, momenta sile i tonusa QF za izvršavanje zadane radnje, bilo da se radi o izometrijskoj ili izotoničkoj kontrakciji. Također je važno evaluirati umor jer je integritet kortikospinalnog puta, značajno povezan s umorom muskulature što utječe na sposobnost skeletnog mišića da generira silu. Navedeno smanjuje kortikospinalnu ekscitabilnost što zahtijeva veći motorički pogon, točnije veći sinaptički input u motorički korteks kako bi se izvršila zadana radnja. Iz tih razloga, potrebno je obratiti pažnju na cjelovitost, stabilnost i funkcionalnost strukture kako bi se postigla iradijacija pokreta (33).

1.3. Dinamometrijska procjena momenta sile i mišićne jakosti

U biomehantičke metode procjene mišićnih performansi spada dinamometrija koja se dijeli na *hand – grip* dinamometriju za procjenu snage stiska šake; *hand – held* dinamometriju (HHD), odnosno ručnu prijenosnu dinamometriju te izokinetičku dinamometriju (IKD) koja predstavlja zlatni standard mjerenja. Sve od tri navedene dinamometrijske skupine koriste se najviše u znanstveno – istraživačke svrhe, dok se IKD najčešće koristi zbog svoje pouzdanosti i objektivnosti (34). U nastavku su opisane karakteristike IKD i HHD dinamometrije te se prema sustavnom pregledu literature raspravlja o tome može li HHD konkurirati IKD dinamometriji u praktičnoj primjeni i evaluaciji parametara.

IKD predstavlja zlatni standard za procjenu statičke i dinamičke snage mišića. Statička ili izometrijska jakost mjeri se u fiksnom položaju segmenta gdje ne dolazi do pomaka mišićnih pripoja, nego samo do povećanja tonusa mišića. Uz izometrijsku jakost, moguće je kvantificirati i dinamičku jakost mišića što uključuje mjerenje odnosa agonista i antagonista te omjer jakosti desne i lijeve noge. Ako se izvodi izokinetičko testiranje, potrebno je prije provođenja testa obratiti pozornost na kutne brzine u stupnjevima po sekundi ($^{\circ}/s$) ($60^{\circ}/s$, $180^{\circ}/s$, $300^{\circ}/s$) jer su veće kutne brzine povezane s analizom mišićne izdržljivosti, dok su manje prikladne za procjenu mišićne jakosti i snage. Također, kod dinamičke procjene mišićnih performansi potrebno je navesti broj ponavljanja pokreta testiranja te učiniti broj ponavljanja probnih pokreta neposredno prije testiranja (*Pre - test Reps*) kako bi se uz adekvatan opseg pokreta reducirao umor s pretpostavkom da ispitanik troši više energije tijekom većeg opsega pokreta. Na kraju samog testiranja dobiva se grafički prikaz momenta sile prema prosječnoj repeticiji ili najboljoj repeticiji u njutnmetrima (Nm) (35,36).

Prema sustavnim pregledima literature, kako bi se ispitala učinkovitost IKD-a kod zdrave populacije, sportaša i ljudi s neuromuskularnim deficitom, potrebno je standardizirati intervale odmora između mjerenja kako bi se ograničio učinak umora. Način testiranja s koncentričnom kontrakcijom mišića pokazao se s najviše referenci. S obzirom na to da su ekscentrične vježbe i ekscentrična kontrakcija izuzetno povoljne, prijedlog studija ide u prilog provedbe više istraživanja s analizom mišićnih performansi tijekom ekscentrične kontrakcije (35,36).

Kod IKD testiranja postoji stavka koja može utjecati na rezultate testiranja, a to je fiksacija i pridržavanje za rukohvate dinamometra tijekom provođenja testiranja. Pokazala se vrlo dobra povezanost ($ICC = 0,870 - 0,956$) pridržavanja za rukohvate dinamometra i izometrijske jakosti ekstenzora i fleksora koljenog zgloba. Još bolji rezultati izometrijske jakosti ekstenzora i

fleksora koljenog zgloba pokazali su se kada nije bilo pridržavanja za rukohvate dinamometra, već kada su ruke bile prekrížene na prsima ($ICC = 0.900 - 0.981$) što predstavlja jednu od preporuka tijekom IKD testiranja mišića koljenog zgloba (37).

Primjenom izokinetičkog testiranja dobivaju se precizni i pouzdani rezultati, međutim zbog minuciozne obuke djelatnika i samog procesa testiranja, izokinetika se ne koristi često za testiranja u kliničke svrhe, osim ukoliko to nije indicirano. Kako bi se osigurala češća procjena mišićne jakosti i momenta sile muskulature, potrebno je da klinički sustav bude opskrbljen instrumentarijem koji bi se upotrebljavao češće, ali i koji može biti pouzdan i precizan kao izokinetički dinamometar. U takve svrhe pojavila se HHD dinamometrija koja je prenosiva i podijeljena u dvije kategorije. Prva kategorija je *push* HHD u kojoj se nalaze dinamometri koji se prslone na segment ispitanika, a otpor daje ispitivač. Primjeri takvih dinamometara su MicroFET® 2; Hoggan Health Industries, Draper, UT, SAD i Nicholas Manual Muscle Tester, Lafayette Instrument Company, Lafayette, Indiana, SAD. Istraživanje vezano uz MicroFET® 2 pokazalo je zavidne rezultate pouzdanosti za mjerenje mišićne jakosti QF, ali navode kako snažniji ispitivači koji daju otpor imaju tendenciju izvješćivati o višim vrijednostima, kao i slabiji ispitivači o nižim vrijednostima mišićne jakosti. Podatak je u korelaciji sa stabilizacijom uređaja gdje je nužno uređaj stabilizirati vanjskim remenima kako bi bio pouzdaniji i aplikativniji (38). Studija u kojoj je korišten Nicholas Manual Muscle Tester imala je za cilj provjeriti valjanost i dijagnostičku točnost dinamometra u odnosu na IKD za procjenu momenta sile QF nakon rekonstrukcije prednje ukrižene sveze. Testiranje se provelo pri izometrijskoj kontrakciji mišića te pretvorbom vrijednosti dobivene sile jednadžbom u moment sile mišića, dok se s IKD-om testiranje provelo tijekom pet koncentričnih ponavljanja pri kutnoj brzini od $60^\circ/s$ na dinamometru Biodex Multi-Joint System Pro, Biodex Medical System, Shirley, New York, SAD. Rezultati su pokazali izrazitu valjanost ($r = 0,62$; $p < 0,001$), osjetljivost (63,4 %; 95 % CI 48,9 % - 76,3 %) i specifičnost HHD (100%; 95 % CI 81,4 % - 100 %) u usporedbi s IKD (39). Druga kategorija je *pull* HHD u kojoj se nalaze dinamometri koji se fiksiraju jednim krajem za fiksnu podlogu, a drugim krajem za segment ispitanika. Primjer takvog dinamometra je EasyForce®, Meloq AB, Stockholm, Švedska, novitet prijenosne ručne fiksne dinamometrije (HHFD) za koji se pokazalo kako je zbog svojih karakteristika izrazito pouzdan za procjenu mišićne jakosti fleksorne i ekstenzorne muskulature koljenog zgloba u usporedbi s *push* tipom HHD (40). Na temelju navedenih argumenata, može se zaključiti kako je HHD izrazito pouzdan instrument u kliničkoj praksi gdje ne postoji mogućnost testiranja na IKD-u (41).

2. CILJEVI I HIPOTEZE

Glavni cilj ovoga istraživanja je međusobno usporediti utjecaj tri različita položaja gornjeg nožnog zgloba (dorzalna fleksija, plantarna ekstenzija, neutralan položaj) na moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjeren izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom. Drugi cilj je usporediti dobivene vrijednosti momenta sile za svaki položaj gornjeg nožnog zgloba između izokinetičkog dinamometra i ručnog prijenosnog fiksnog dinamometra. Na temelju glavnog cilja proizlaze specifični ciljevi:

C1:Usporediti moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića, mjeren izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom, pri položaju dorzalne fleksije u odnosu pri položaju plantarne ekstenzije i u odnosu pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba.

C2:Usporediti moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića, mjeren izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom, pri položaju plantarne ekstenzije u odnosu pri položaju dorzalne fleksije i u odnosu pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba.

C3:Usporediti moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića, mjeren izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri neutralnom položaju u odnosu pri položaju dorzalne fleksije i u odnosu pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba.

C4:Usporediti moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjeren izokinetičkim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba u odnosu na moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjeren ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba.

C5:Usporediti moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjeren izokinetičkim dinamometrom pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba u odnosu na moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjeren ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba.

C6:Usporediti moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjeren izokinetičkim dinamometrom pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba u odnosu na moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjeren ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba.

H1: Moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića, mjerен izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom, pri položaju dorzalne fleksije pokazat će se značajno veći u odnosu pri položaju plantarne ekstenzije te značajno veći u odnosu pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba.

H2: Moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića, mjerен izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom, pri položaju plantarne ekstenzije pokazat će se značajno manji u odnosu pri položaju dorzalne fleksije te značajno manji u odnosu pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba.

H3: Moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića, mjerен izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom, pri neutralnom položaju pokazat će se značajno manji u odnosu pri položaju dorzalne fleksije te značajno veći u odnosu pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba.

H4: Moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjerен izokinetičkim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba pokazat će se značajno veći u odnosu na moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjerен ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba.

H5: Moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjerен izokinetičkim dinamometrom pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba pokazat će se značajno veći u odnosu na moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjerен ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba.

H6: Moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjerен izokinetičkim dinamometrom pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba pokazat će se značajno veći u odnosu na moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjerен ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba.

3. ISPITANICI I METODE

3.1. Ispitanici

Ispitanici koji su sudjelovali u istraživanju bili su zdrava populacija mlađe dobi, prigodno odabrani studenti prve godine Prijediplomskog stručnog studija Fizioterapija na Fakultetu zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci, muškog i ženskog spola, u rasponu dobi od 18 do 21 godine. Prigodno su uzorkovani zbog lakše dostupnosti. Istraživanje je provedeno u ožujku i travnju 2024. godine u Kabinetu za fizioterapijske vještine Fakulteta zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci te u Specijalnoj bolnici za medicinsku rehabilitaciju bolesti srca, pluća i reumatizma – Thalassotherapia Opatija. Ukupan broj ispitanika bio je 33, a kriteriji isključenja bili su prisutnost dijagnoza neurološkog i kardiovaskularnog spektra, ozljede gornjeg nožnog zgloba i koljenog zgloba koje su nastale u posljednjih šest mjeseci od ožujka 2024. godine, ograničen opseg pokreta dorzalne fleksije i plantarne ekstenzije u gornjem nožnom zglobu te nemogućnost održavanja navedenih položaja tijekom mjerenja.

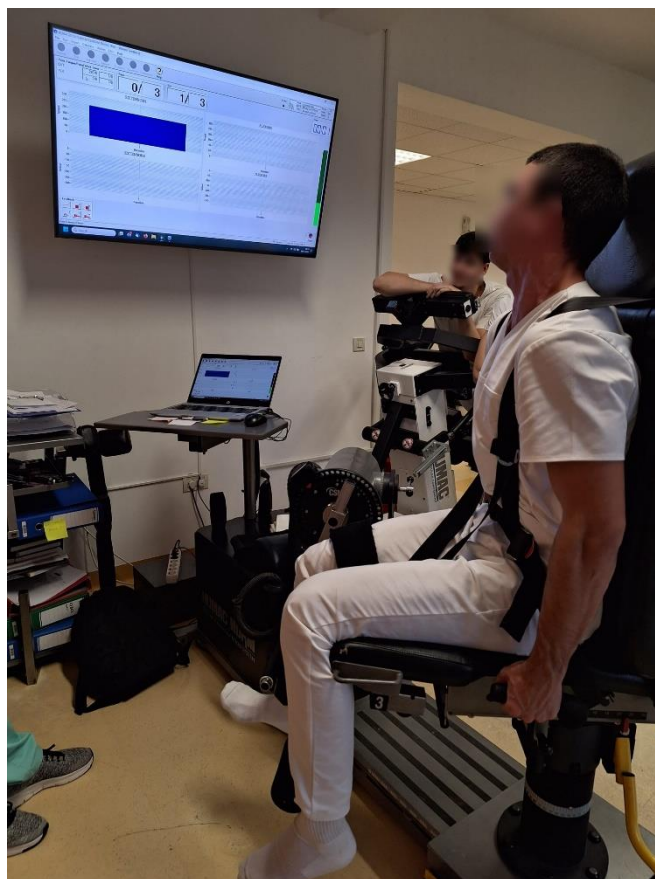
3.2. Postupak i instrumentarij

Postupak istraživanja započeo je na Fakultetu zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci i u Specijalnoj bolnici za medicinsku rehabilitaciju bolesti srca, pluća i reumatizma – Thalassotherapia Opatija. Nakon odobrenja Etičkog povjerenstva bolnice i Etičkog povjerenstva za biomedicinska istraživanja Fakulteta zdravstvenih studija, prvih 33 ispitanika pozvano je na sudjelovanje u istraživanju te su informirani o provedbi istraživanja. Prostorija na Fakultetu zdravstvenih studija u kojoj se odvijalo mjerenje je Kabinet za fizioterapijske vještine. Mjerenja su provedena individualno, ulaskom jednog po jednog ispitanika u prostoriju za mjerenje. Mjerenja u Specijalnoj bolnici za medicinsku rehabilitaciju bolesti srca, pluća i reumatizma – Thalassotherapia Opatija, provedena su u prostoriji koja služi za kardiološku rehabilitaciju i izokinetičko testiranje. Ispitanici su dolazili grupno na testiranje u dogovorenom terminu.

Mjerni instrument koji se koristio prilikom mjerenja varijable momenta sile četverglavog natkoljениčnog mišića je izokinetički dinamometar Cybex CSMi, Computer Sports Medicine, inc, NASA-in uređaj koji je standardiziran, licenciran i proizveden u Stoughtonu, Massachusetts, SAD. Dozvola za njegovo korištenje dobila se od strane Etičkog povjerenstva Specijalne bolnice za medicinsku rehabilitaciju bolesti srca, pluća i reumatizma – Thalassotherapia Opatija. Za dinamometar je karakteristično da predstavlja „zlatni standard“ u dinamometrijskim mjerenjima procjene neuromišićnih performansi, a za svako izokinetičko

testiranje, izlazna varijabla je moment sile mišića dobiven tijekom mjerenja i iskazan u njutnmetrima (42,43). Drugi mjerni instrument koji se koristio prilikom mjerenja varijable momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića je ručni prijenosni fiksni dinamometar EasyForce®, uređaj tvrtke Meloq AB, Stockholm, Švedska. Uređaj je standardiziran i licenciran, a dozvola za njegovo korištenje dobila se od strane Etičkog povjerenstva za biomedicinska istraživanja Fakulteta zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci. Glavne karakteristike dinamometra su da prvotno mjeri vrijednost mišićne jakosti u njutnima te da je dinamometar tipa *pull*; da ima dva kraja - na jednom kraju se prikači kukica koja ide na lanac fiksiran oko stola ili neke druge fiksne podloge, a na drugom kraju se nalazi kukica koja je spojena s manžetom i koja ide na segment ispitanika, u ovome slučaju ide na područje malo iznad gornjeg nožnog zgloba ispitanika (44).

Od ispitanika su se uzeli podaci o spolu, dobi, visini, masi, ozljedama koljenog zgloba i/ili gornjeg nožnog zgloba unazad šest mjeseci od ožujka 2024. godine. Također su se prikupili podaci o prisutnosti dijagnoza kardiovaskularnog i/ili neurološkog spektra i dominantnoj nozi. Ispitanici su dobili uputu da oslobode potkoljениčni dio noge od odjevnih predmeta, a nakon toga su bili podvrgnuti procjeni opsega pokreta dorzalne fleksije i plantarne ekstenzije u gornjem nožnom zglobu. Procjena je izražena u kutnim stupnjevima (°) i izvršena je pomoću klasičnog goniometra, koji je također standardiziran i licenciran mjerni instrument. Nakon početne procjene, ispitanici su upućeni u Specijalnu bolnicu za medicinsku rehabilitaciju bolesti srca, pluća i reumatizma – Thalassotherapia Opatija. U dogovoru sa stručnom i nadležnom osobom za rad na izokinetičkom dinamometru, započelo se testiranje na izokinetičkom dinamometru. Ispitanici su bili testirani u laganoj odjeći, bez obuće, sjedeći na stolcu koji je dio dinamometra s koljenima u fleksiji pod 90°. Ispitanici su bili maksimalno fiksirani u naslonu remenima koji su također dio dinamometra s trupom pod 90° u odnosu na natkoljenice. Ispitanicima je rečeno da aktivno izvedu dorzalnu fleksiju u gornjem nožnom zglobu i da ju statički zadrže u tom položaju tijekom mjerenja. Isto je vrijedilo i za položaj plantarne ekstenzije i za neutralan položaj gornjeg nožnog zgloba. Nakon aktivnog pozicioniranja gornjeg nožnog zgloba, ispitanicima je dan znak da djeluju protiv otpora u određenom vremenskom intervalu od pet sekundi, nastojeći izvršiti ekstenziju u koljenom zglobu (Slika 4.) Rezultati mjerenja momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića bili su izraženi u njutnmetrima te za svaki položaj gornjeg nožnog zgloba mjereni u kontinuitetu tri puta. Dobivene vrijednosti prikazao je računalni program koji je spojen s dinamometrom, a radi se o HUMAC2015v15.000.0283:NORM verziji (Privitak B).



Slika 4. Prikaz izokinetičkog testiranja momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba

Izvor slike: osobni izvor

Ista procedura vrijedila je i za mjerenje s ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom s time da su dvije stavke imale ključnu ulogu - priprema dinamometra i ispitanika. Dinamometar je bio fiksiran za stol na jednom kraju, dok je drugi kraj bio pričvršćen manžetom za segment ispitanika, u ovom slučaju na područje malo iznad gornjeg nožnog zgloba. Ispitanik je bio pozicioniran u sjedeći položaj s prekriženim rukama na trupu dok su mu koljena bila u fleksiji pod kutom od 90° (Slika 5.).



Slika 5. Prikaz HHFD testiranja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba

Izvor slike: osobni izvor

Druga stvar važna za naglasiti kod EasyForce® dinamometra je ta da je dinamometar prvotno izmjerio mišićnu jakost u njutnima što nije ekvivalentno momentu sile u njutnmetrima dobivenog mjerenjem na izokinetičkom dinamometru. Stoga se nakon mjerenja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića s ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom, izmjerila i duljina kraka mišićne sile u metrima pomoću centimetarske vrpce. Literatura navodi da krak mišićne sile četveroglavog natkoljениčnog mišića predstavlja udaljenost između lateralnog kondila bedrene kosti i mjesta pet centimetara proksimalno od distalnog dijela lateralnog maleola (45,46) pa se prema tome radilo i u ovome radu. Vrijednost kraka mišićne sile pretvorila se iz centimetara u metre i pomnožila s vrijednošću dobivene mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića. To predstavlja formulu za izračun momenta sile:

$$F \times d = M$$

gdje F predstavlja veličinu sile, odnosno mišićnu jakost izraženu u njutnima, d predstavlja krak mišićne sile u metrima, a M predstavlja moment sile izražen u njutnmetrima. Računanjem momenta sile na ovaj način, omogućava se dobivanje vrijednosti izraženim u istim mjernim jedinicama što omogućava veću varijabilnost podataka i usporedbu vrijednosti između dva uređaja.

Mjerenja s izokinetičkim dinamometrom trajala su deset minuta po ispitaniku, dok su mjerenja s ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom, zbog postavljanja i pripreme opreme trajala malo dulje, petnaest minuta po ispitaniku. Sva mjerenja provodio je ispitivač, osim u slučaju mjerenja na izokinetičkom dinamometru gdje je ispitivaču pomogla nadležna i stručna osoba koja je osposobljena za rad na izokinetičkom dinamometru i očitavanje rezultata koje daje računalni program spojen s dinamometrom. Tijekom mjerenja, svi ispitanici dobivali su usmenu potporu. Svi dobiveni podaci momenta sile dobiveni su uvidom u nalaz nakon mjerenja s izokinetičkim dinamometrom (Privitak B), a nakon mjerenja s ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom bilježili su se u Microsoft Excel tablice koje su osigurale sveobuhvatnost pri mjerenju. Kako bi se osigurala jednaka kvaliteta istraživanja za sve ispitanike, prije svakog mjerenja momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića svi ispitanici bili su podvrgnuti procjeni opsega pokreta dorzalne fleksije i plantarne ekstenzije u gornjem nožnom zglobu. Neutralan položaj gornjeg nožnog zgloba iznosi 90° i označava kut koji stopalo tvori u odnosu na potkoljениcu. Maksimalna vrijednost dorzalne fleksije iznosi 30° , a plantarne ekstenzije 50° u gornjem nožnom zglobu (47). Problem koji se javio u ovom istraživanju je taj da je već na početku postojalo ograničenje u opsegu pokreta gornjeg nožnog zgloba zbog toga što je to odlika današnjeg modernog čovjeka, a na to prirodno ograničenje utječu parametri poput točke težišta tijela na koje ispitivač i ispitanik ne mogu direktno utjecati. Prema tome, ispitanici koji su imali ograničenja u opsegu pokreta u vidu da su imali manje od 10° dorzalne fleksije te manje od 20° plantarne ekstenzije bili su isključeni iz istraživanja kao i ispitanici koji tijekom mjerenja momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića nisu mogli zadržati određeni položaj gornjeg nožnog zgloba u statički.

3.3. Statistička obrada podataka

Zavisna varijabla, moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjerena izokinetičkim dinamometrom, poprima brojčanu vrijednost, izražena je u njutnmetrima te prikazana na intervalnoj ljestvici. Za analizu podataka uzela se srednja vrijednost rezultata od ukupno tri mjerenja pri svakom položaju gornjeg nožnog zgloba za svakog ispitanika koju je automatski izračunao računalni program dinamometra.

Zavisna varijabla, moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjerena ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom, dobivena je uz pomoć umnoška varijabli, mišićne jakosti i kraka mišićne sile, a izražena je u njutnmetrima i prikazana na intervalnoj ljestvici. Mišićna jakost četveroglavog natkoljениčnog mišića, poprima brojčanu vrijednost, izražena je u njutnima te prikazana na intervalnoj ljestvici, a za analizu podataka i množenje s krakom mišićne sile, uzela se srednja vrijednost rezultata od ukupno tri mjerenja pri svakom položaju gornjeg nožnog zgloba za svakog ispitanika. Varijabla krak mišićne sile četveroglavog natkoljениčnog mišića, poprima također brojčanu vrijednost, prvotno je izražena u centimetrima te je pretvorena u metre i prikazana na omjernoj ljestvici.

Nezavisna varijabla, položaj gornjeg nožnog zgloba, poprima opisnu vrijednost i izražena je na nominalnoj ljestvici, a sami položaji gornjeg nožnog zgloba (dorzalna fleksija, plantarna ekstenzija i neutralan položaj) šifrirani su kao dorzalna fleksija = 1; plantarna ekstenzija = 2; neutralan položaj = 3. Također, nezavisne varijable izokinetički dinamometar i ručni prijenosni fiksni dinamometar, poprimaju opisnu vrijednost i izražene su na nominalnoj ljestvici te su šifrirani kao izokinetički dinamometar = 1 i ručni prijenosni fiksni dinamometar = 2. Deskriptivnom statistikom za varijablu moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića, prikazuje se aritmetička sredina i standardna devijacija. Za nominalne varijable, položaj gornjeg nožnog zgloba, izokinetički dinamometar i ručni prijenosni fiksni dinamometar, unutar deskriptivne statistike analizirale su se apsolutne frekvencije.

S obzirom na to da je Kolmogorov – Smirnovljev test pokazao normalnost distribucije podataka te Levene test homogenost varijanci varijable momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića, hipoteze od H1 do H3 analizirale su se pomoću parametrijske jednosmjerne analize varijance (*one-way* ANOVA) u programu Statistica 14.1.0.8 proizvođača TIBCO Software Inc uz razinu statističke značajnosti $P < 0,05$. Pomoću Post – hoc Scheffeovog testa utvrdilo se između točno kojih položaja postoji razlika i/ili značajna razlika.

Usporedba vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog pri svakom položaju gornjeg nožnog zgloba između izokinetičkog i ručnog prijenosnog fiksnog dinamometra, obradila se računanjem značajnosti razlike između aritmetičkih sredina varijable momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića. S obzirom da se normalnost distribucije podataka pokazala normalnom, hipoteze H4 do H6 testirale su se parametrijskim Studentovim t - testom za nezavisne uzorke.

3.4. Etički aspekti istraživanja

Etičnost provedbe istraživanja osigurana je tako što se na temelju protokola i nacрта istraživanja, tražila dozvola Etičkog povjerenstva Specijalne bolnice za medicinsku rehabilitaciju bolesti srca, pluća i reumatizma – Thallasotherapia Opatija. Također, tražila se dozvola Etičkog povjerenstva za biomedicinska istraživanja Fakulteta zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci za uporabu ručnog prijenosnog fiksnog dinamometra te kao dokazni materijal etičnosti studije u svrhu apliciranja rada u neku od primarnih publikacija. Ispitanici su bili informirani o postupku istraživanja te su dobrovoljno pristali na sudjelovanje potpisivanjem „Informiranog pristanaka za sudjelovanje u istraživanju.“ Naglašeno im je da mogu odustati u bilo kojem trenutku iz istraživanja bez bilo kakvog objašnjenja. Anonimnost ispitanika osigurana je tako što nisu bilježeni identifikacijski podaci. Umjesto toga, svakom ispitaniku je dodijeljen broj od 1 do 33, što je omogućilo da ispitivač nakon provedbe istraživanja ne zna o čijim podacima se radi. Svi prikupljeni podaci su anonimni i bit će strogo čuvani u elektroničkoj bazi podataka narednih 10 godina od objavljivanja rezultata, a pravo pristupa bazi imat će ispitivač.

4. REZULTATI

U Tablici 1. prikazane su karakteristike 33 ispitanika muškog (0) i ženskog spola (1) koji su sudjelovali u istraživanju. Za varijablu označenu zvjezdicom, prikazani su medijan i raspon zbog toga što je raspodjela podataka odstupala od normalne distribucije što se dokazalo pomoću Kolmogorov – Smirnovljevog testa. Za ostale varijable, raspodjela podataka podudarna je normalnoj distribuciji pa su stoga prikazane aritmetička sredina i standardna devijacija.

Od ukupnog broja ispitanika, sedamnaest ispitanika aktivno se bavi sportom i nekim oblikom tjelesne aktivnosti, a kod dvoje ispitanika je dominantna noga lijeva. Najčešći sportovi i aktivnosti kojima se ispitanici bave su odbojka, grupni treninzi, teretana, rukomet, nogomet, karate, maraton, *cross – fit*.

Tablica 1. Karakteristike ispitanika.

Varijable	Spol	N	\bar{x}	C	Min	Max	R	SD	K-S test (p)
Dob*	1	21	-	19,00	18,00	20,00	2,00	-	$p < 0,05^*$
Visina/cm	1	21	166,95	-	-	-	-	7,11	$p > 0,20$
Masa/kg	1	21	63,38	-	-	-	-	9,60	$p > 0,20$
Dob	0	12	18,83	-	-	-	-	0,58	$p < 0,10$
Visina/cm	0	12	186,75	-	-	-	-	7,12	$p > 0,20$
Masa/kg	0	12	81,00	-	-	-	-	11,22	$p > 0,20$

Legenda: N – broj ispitanika; \bar{x} - aritmetička sredina; C – medijan; Min – minimum; Max – maksimum; R – raspon; SD – standardna devijacija; K – S test – Kolmogorov Smirnovljevi test; p – razina statističke značajnosti

U Tablici 2. prikazane su srednje vrijednosti momenta sile četverglavog natkoljениčnog mišića pri svakom položaju gornjeg nožnog zgloba za svakog ispitanika. Srednja vrijednost automatski se izračunala pomoću računalnog programa dinamometra nakon tri kontinuirana mjerenja za svaki položaj gornjeg nožnog zgloba.

Tablica 2. Prikaz dobivenih prosječnih vrijednosti momenta sile četverglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjerenih izokinetičkim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije, plantarne ekstenzije i neutralnog položaja gornjeg nožnog zgloba.

Ispitanici	Moment sile (Nm) \bar{x} (1)	Moment sile (Nm) \bar{x} (2)	Moment sile (Nm) \bar{x} (3)
1	92	102	103
2	323	235	293
3	151	127	132
4	151	136	141
5	117	121	121
6	138	113	123
7	319	250	285
8	231	167	199
9	168	155	170
10	119	96	104
11	137	115	122
12	194	179	183
13	248	241	240
14	228	198	224
15	182	164	160
16	224	194	201
17	127	114	115
18	137	125	119
19	195	168	174
20	232	199	209
21	127	104	115
22	237	205	217
23	95	92	89
24	102	88	94
25	175	163	168
26	126	121	121
27	95	87	87
28	172	114	153
29	133	121	125
30	145	132	136
31	114	102	103
32	186	159	168
33	132	113	115

Legenda: 1 – dorzalna fleksija; 2 – plantarna ekstenzija; 3 – neutralan položaj; Nm - njutnmetar

Tablica 3. prikazuje deskriptivnu statistiku i normalnost raspodjele podataka momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjenjenih izokinetičkim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije, plantarne ekstenzije i neutralnog položaja gornjeg nožnog zgloba. Zbog raspodjele podataka momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića koja je podudarna normalnoj distribuciji, što se dokazalo K - S testom ($p > 0,05$), od deskriptivne statistike prikazale su se aritmetička sredina i standardna devijacija. Vrijednost momenta sile pri položaju dorzalne fleksije iznosi $168,24 \pm 59,96$ Nm; pri položaju plantarne ekstenzije iznosi $145,45 \pm 46,09$ Nm; dok pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba iznosi $154,82 \pm 54,11$ Nm.

Tablica 3. Deskriptivna statistika i normalnost raspodjele podataka momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjenjenih izokinetičkim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije, plantarne ekstenzije i neutralnog položaja gornjeg nožnog zgloba.

Varijable	Položaj gornjeg nožnog zgloba	N	\bar{x}	SD	K-S test (p)
Moment sile/Nm	1	33	168,24	59,96	$p > 0,20$
Moment sile/Nm	2	33	145,45	46,09	$p > 0,20$
Moment sile/Nm	3	33	154,82	54,11	$p > 0,20$

Legenda: 1 – dorzalna fleksija; 2 – plantarna ekstenzija; 3 – neutralan položaj; N – broj ispitanika; \bar{x} - aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; K – S test – Kolmogorov Smirnovljevi test; p – razina statističke značajnosti; Nm - njutnmetar

Tablica 4. prikazuje rezultate Levenovog testa gdje je $p > 0,05$ što upućuje da su varijance homogene. Uz zadovoljene uvjete homogenosti varijance i normalnosti distribucije podataka, primijenila se parametrijska jednosmjerna analiza varijance za nezavisne uzorke. Rezultat ANOVA testa uz p vrijednost pokazuje da ne postoji statistički značajna razlika u momentu sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjenjenog izokinetičkim dinamometrom s obzirom na položaj gornjeg nožnog zgloba (dorzalna fleksija, plantarna ekstenzija, neutralan položaj) ($p = 0,228$; $p > 0,05$).

Tablica 4. Homogenost varijance - Levene test i ANOVA test.

Varijable	Levene test (p)	F (ANOVA test)	p (ANOVA test)
Moment sile/Nm	0,476	1,502	0,228

Legenda: Nm – njutnmetar; p – razina statističke značajnosti; F – rezultat ANOVA testa

Tablica 5. prikazuje Post – hoc LSD test za varijablu moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njuťnmetrima mjeren izokinetičkim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije, plantarne ekstenzije i neutralnog položaja gornjeg nožnog zgloba. Prema aritmetičkim vrijednostima, postoji razlika u momentu sile gdje se vidi da je pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba moment sile najveći ($\bar{x} = 168,24$ Nm), dok je najmanji pri položaju plantarne ekstenzije ($\bar{x} = 145,45$ Nm). Međutim, s obzirom na to da je parametrijska jednosmjerna analiza varijance pokazala kako ne postoji statistički značajna razlika u momentu sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjenog izokinetičkim dinamometrom s obzirom na položaj gornjeg nožnog zgloba ($p = 0,228$; $p > 0,05$), Post – hoc LSD test nije potreban. Post – hoc LSD test je napravljen da bi se uvidjelo kako je najveća razlika, ali ne i značajna, u momentu sile četveroglavog natkoljениčnog mišića između položaja dorzalne fleksije i plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba ($p = 0,088$).

Tablica 5. Post - hoc LSD test za varijablu moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njuťnmetrima mjeren izokinetičkim dinamometrom.

Položaj gornjeg nožnog zgloba	1 $\bar{x} = 168,24$	2 $\bar{x} = 145,45$	3 $\bar{x} = 154,82$
1	-	0,088	0,312
2	0,088	-	0,480
3	0,312	0,480	-

Legenda: 1 – dorzalna fleksija; 2 – plantarna ekstenzija; 3 – neutralan položaj; \bar{x} - aritmetička sredina

Tablica 6. prikazuje vrijednosti mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića i srednju vrijednost mišićne jakosti pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba. Vrijednost kraka mišićne sile prikazana je u centimetrima i metrima. Moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića, izračunat je umnoškom srednje vrijednosti mišićne jakosti izraženom u njutnima te krakom mišićne sile izraženim u metrima, približno zaokružen na cijeli broj i prikazan u njutnmetrima.

Tablica 6. Prikaz dobivenog momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića kontinuiranim mjerenjem mišićne jakosti te kraka mišićne sile pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba.

Ispitanik	F ₁	F ₂	F ₃	F _̄	d/cm	d/m	M (F _̄ x d _m)	≈ M (F _̄ x d _m)
1	233	309	359	300,33	33	0,33	99,11	99
2	1020	1020	967	1002,33	41	0,41	410,96	411
3	427	425	415	422,33	37	0,37	156,26	156
4	572	593	586	583,67	35	0,35	204,28	204
5	345	323	382	350	37	0,37	129,50	130
6	441	456	404	433,67	33	0,33	143,11	143
7	780	680	668	709,33	43	0,43	305,01	305
8	596	599	558	584,33	42	0,42	245,42	245
9	587	564	607	586	38	0,38	222,68	223
10	345	408	426	393	36	0,36	141,48	141
11	314	319	332	321,67	38	0,38	122,23	122
12	618	615	638	623,67	41	0,41	255,70	256
13	552	469	469	496,67	42	0,42	208,60	209
14	358	370	373	367	43	0,43	157,81	158
15	592	517	590	566,33	39	0,39	220,87	221
16	698	651	665	671,33	42	0,42	281,96	282
17	348	323	340	337	33	0,33	111,21	111
18	427	402	369	399,33	40	0,40	159,73	160
19	633	643	688	654,67	45	0,45	294,60	295
20	608	907	883	799,33	43	0,43	343,71	344
21	242	265	255	254	38	0,38	96,52	96
22	615	618	651	628	44	0,44	276,32	276
23	310	95	351	252	35	0,35	88,20	88
24	363	444	412	406,33	35	0,35	142,22	142
25	454	492	552	499,33	40	0,40	199,73	200
26	348	369	496	404,33	33	0,33	133,43	133
27	312	296	314	307,33	43	0,43	132,15	132
28	254	383	373	336,67	36	0,36	121,20	121
29	416	426	455	432,33	38	0,38	164,28	164
30	355	395	425	391,67	37	0,37	144,92	145
31	284	359	419	354	36	0,36	127,44	127
32	619	671	656	648,67	45	0,45	291,90	292
33	298	509	543	450	34	0,34	153	153

Legenda: F₁, F₂, F₃ – mišićna jakost; F_̄ - srednja vrijednost mišićne jakosti; d/cm – krak mišićne sile u centimetrima; d/m – krak mišićne sile u metrima; M (F_̄ x d_m) – moment sile; ≈ M (F_̄ x d_m) – približna vrijednost momenta sile

Tablica 7. prikazuje vrijednosti mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića i srednju vrijednost mišićne jakosti pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba. Vrijednost kraka mišićne sile prikazana je u centimetrima i metrima. Moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića, izračunat je umnoškom srednje vrijednosti mišićne jakosti izraženom u njutnima te krakom mišićne sile izraženim u metrima, približno zaokružen na cijeli broj i prikazan u njutnmetrima.

Tablica 7. Prikaz dobivenog momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića kontinuiranim mjerenjem mišićne jakosti te kraka mišićne sile pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba.

Ispitanik	F ₁	F ₂	F ₃	F _̄	d/cm	d/m	M (F _̄ x d _m)	≈ M (F _̄ x d _m)
1	303	274	399	325,33	33	0,33	107,36	107
2	847	722	814	794,33	41	0,41	325,68	326
3	442	411	431	428	37	0,37	158,36	158
4	477	508	508	497,67	35	0,35	174,18	174
5	291	279	376	315,33	37	0,37	116,67	117
6	375	396	438	403	33	0,33	132,99	133
7	737	783	831	783,67	43	0,43	336,98	337
8	591	549	546	562	42	0,42	236,04	236
9	546	518	603	555,67	38	0,38	211,15	211
10	355	405	385	381,67	36	0,36	137,40	137
11	444	473	445	454	38	0,38	172,52	172
12	682	623	602	635,67	41	0,41	260,62	261
13	475	384	444	434,33	42	0,42	182,42	182
14	317	346	370	344,33	43	0,43	148,06	148
15	573	595	578	582	39	0,39	226,98	227
16	619	600	564	594,33	42	0,42	249,62	250
17	300	300	350	316,67	33	0,33	104,50	104
18	367	419	489	425	40	0,40	170	170
19	556	606	573	578,33	45	0,45	260,25	260
20	788	808	855	817	43	0,43	351,31	351
21	276	297	233	268,67	38	0,38	102,09	102
22	673	634	589	632	44	0,44	278,08	278
23	311	308	345	321,33	35	0,35	112,46	112
24	371	464	459	431,33	35	0,35	150,96	151
25	514	510	547	523,67	40	0,40	209,47	209
26	483	484	522	496,33	33	0,33	163,79	164
27	341	327	333	333,67	43	0,43	143,48	143
28	312	340	395	349	36	0,36	125,64	126
29	458	446	471	458,33	38	0,38	174,16	174
30	347	407	410	388	37	0,37	143,56	144
31	446	433	448	442,33	36	0,36	159,24	159
32	582	557	571	570	45	0,45	256,50	256
33	446	422	490	452,67	34	0,34	153,91	154

Legenda: F₁, F₂, F₃ – mišićna jakost; F_̄ - srednja vrijednost mišićne jakosti; d/cm – krak mišićne sile u centimetrima; d/m – krak mišićne sile u metrima; M (F_̄ x d_m) – moment sile; ≈ M (F_̄ x d_m) – približna vrijednost momenta sile

Tablica 8. prikazuje vrijednosti mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića i srednju vrijednost mišićne jakosti pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba. Vrijednost kraka mišićne sile prikazana je u centimetrima i metrima. Moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića, izračunat je umnoškom srednje vrijednosti mišićne jakosti izraženom u njutnima te krakom mišićne sile izraženim u metrima, približno zaokružen na cijeli broj i prikazan u njutnmetrima.

Tablica 8. Prikaz dobivenog momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića kontinuiranim mjerenjem mišićne jakosti te kraka mišićne sile pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba.

Ispitanik	F ₁	F ₂	F ₃	F _̄	d/cm	d/m	M (F _̄ x d _m)	≈ M (F _̄ x d _m)
1	312	299	325	312	33	0,33	102,96	103
2	806	887	901	864,67	41	0,41	354,51	354
3	354	358	373	361,67	37	0,37	133,82	134
4	519	508	455	494	35	0,35	172,90	173
5	343	373	350	355,33	37	0,37	131,47	131
6	352	323	377	350,67	33	0,33	115,72	116
7	551	726	740	672,33	43	0,43	289,10	289
8	574	575	567	572	42	0,42	240,24	240
9	529	506	553	529,33	38	0,38	201,14	201
10	391	413	405	403	36	0,36	145,08	145
11	484	466	439	463	38	0,38	175,94	176
12	567	550	688	601,67	41	0,41	246,68	247
13	410	520	415	448,33	42	0,42	188,30	188
14	340	369	353	354	43	0,43	152,22	152
15	556	533	487	525,33	39	0,39	204,88	205
16	660	669	650	659,67	42	0,42	277,06	277
17	268	348	326	314	33	0,33	103,62	104
18	416	371	397	394,67	40	0,40	157,87	158
19	659	637	644	646,67	45	0,45	291	291
20	868	812	830	836,67	43	0,43	359,77	360
21	193	233	257	227,67	38	0,38	86,51	86
22	619	645	690	651,33	44	0,44	286,58	286
23	334	331	331	332	35	0,35	116,20	116
24	429	467	450	448,67	35	0,35	157,03	157
25	491	550	575	538,67	40	0,40	215,47	215
26	391	369	441	400,33	33	0,33	132,11	132
27	311	300	300	303,67	43	0,43	130,58	131
28	310	278	304	297,33	36	0,36	107,04	107
29	417	426	456	433	38	0,38	164,54	164
30	436	452	345	411	37	0,37	152,07	152
31	365	429	420	404,67	36	0,36	145,68	146
32	604	578	584	588,67	45	0,45	264,90	265
33	342	470	414	408,67	34	0,34	138,95	139

Legenda: F₁, F₂, F₃ – mišićna jakost; F_̄ - srednja vrijednost mišićne jakosti; d/cm – krak mišićne sile u centimetrima; d/m – krak mišićne sile u metrima; M (F_̄ x d_m) – moment sile; ≈ M (F_̄ x d_m) – približna vrijednost momenta sile

U Tablici 9. prikazane su srednje vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića pri svakom položaju gornjeg nožnog zgloba za svakog ispitanika. Srednja vrijednost momenta sile izračunala se umnoškom srednje vrijednosti mišićne jakosti u njutnima i krakom mišićne sile u metrima. Vrijednosti momenta sile su zaokružene zbog ekvivalentnosti s izokinetičkim vrijednostima momenta sile, $\approx M (F_{\bar{x}} \times d_m)$.

Tablica 9. Prikaz dobivenih prosječnih vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjenjenih ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije, plantarne ekstenzije i neutralnog položaja gornjeg nožnog zgloba.

Ispitanici	Moment sile (Nm) \bar{x} (1)	Moment sile (Nm) \bar{x} (2)	Moment sile (Nm) \bar{x} (3)
1	99	107	103
2	411	326	354
3	156	158	134
4	204	174	173
5	130	117	131
6	143	133	116
7	305	337	289
8	245	236	240
9	223	211	201
10	141	137	145
11	122	172	176
12	256	261	247
13	209	182	188
14	158	148	152
15	221	227	205
16	282	250	277
17	111	104	104
18	160	170	158
19	295	260	291
20	344	351	360
21	96	102	86
22	276	278	286
23	88	112	116
24	142	151	157
25	200	209	215
26	133	164	132
27	132	143	131
28	121	126	107
29	164	174	164
30	145	144	152
31	127	159	146
32	292	256	265
33	153	154	139

Legenda: 1 – dorzalna fleksija; 2 – plantarna ekstenzija; 3 – neutralan položaj; Nm - njutnmetar

Tablica 10. prikazuje deskriptivnu statistiku i normalnost raspodjele podataka momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjenjenih ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije, plantarne ekstenzije i neutralnog položaja gornjeg nožnog zgloba. Zbog raspodjele podataka momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića koja je podudarna normalnoj distribuciji, što se dokazalo K – S testom ($p > 0,05$), od deskriptivne statistike prikazale su se aritmetička sredina i standardna devijacija. Vrijednost momenta sile pri položaju dorzalne fleksije iznosi $190,42 \pm 79,95$ Nm; pri položaju plantarne ekstenzije iznosi $188,88 \pm 69,01$ Nm; dok pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba iznosi $186,06 \pm 73,79$ Nm.

Tablica 10. Deskriptivna statistika i normalnost raspodjele podataka momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjenjenih ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije, plantarne ekstenzije i neutralnog položaja gornjeg nožnog zgloba.

Varijable	Položaj gornjeg nožnog zgloba	N	\bar{x}	SD	K-S test (p)
Moment sile/Nm	1	33	190,42	79,95	$p < 0,15$
Moment sile/Nm	2	33	188,88	69,01	$p < 0,15$
Moment sile/Nm	3	33	186,06	73,79	$p > 0,20$

Legenda: 1 – dorzalna fleksija; 2 – plantarna ekstenzija; 3 – neutralan položaj; N – broj ispitanika; \bar{x} - aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; K – S test – Kolmogorov Smirnovljev test; p – razina statističke značajnosti; Nm - njutnmetar

Tablica 11. prikazuje rezultate Levenovog testa gdje je $p > 0,05$ što upućuje da su varijance homogene. Uz zadovoljene uvjete homogenosti varijance i normalnosti distribucije podataka, primijenila se parametrijska jednosmjerna analiza varijance za nezavisne uzorke. Rezultat ANOVA testa uz p vrijednost pokazuje da ne postoji statistički značajna razlika u momentu sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjenjenog ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom s obzirom na položaj gornjeg nožnog zgloba ($p = 0,971$; $p > 0,05$).

Tablica 11. Homogenost varijance - Levene test i ANOVA test

Varijable	Levene test (p)	F (ANOVA test)	p (ANOVA test)
Moment sile/Nm	0,616	0,029	0,971

Legenda: Nm – njutnmetar; p – razina statističke značajnosti; F – rezultat ANOVA testa

Tablica 12. prikazuje Post – hoc LSD test za varijablu moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjeren ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije, plantarne ekstenzije i neutralnog položaja gornjeg nožnog zgloba. Prema aritmetičkim vrijednostima postoji razlika u momentu sile gdje se vidi da je pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba moment sile najveći ($\bar{x} = 190,42 \text{ Nm}$), dok je najmanji pri neutralnom položaju ($\bar{x} = 186,06 \text{ Nm}$). Međutim, s obzirom na to da je parametrijska jednosmjerna analiza varijance pokazala kako ne postoji statistički značajna razlika u momentu sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjerenog ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom s obzirom na položaj gornjeg nožnog zgloba ($p = 0,971$; $p > 0,05$), Post – hoc LSD test nije potreban. Post – hoc LSD test je napravljen da bi se uvidjelo kako je najveća razlika, ali ne i značajna, u momentu sile četveroglavog natkoljениčnog mišića između položaja dorzalne fleksije i neutralnog položaja gornjeg nožnog zgloba ($p = 0,812$).

Tablica 12. Post - hoc LSD test za varijablu moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjeren ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom.

Položaj gornjeg nožnog zgloba	1 $\bar{x} = 190,42$	2 $\bar{x} = 188,88$	3 $\bar{x} = 186,06$
1	-	0,933	0,812
2	0,933	-	0,878
3	0,812	0,878	-

Legenda: 1 – dorzalna fleksija; 2 – plantarna ekstenzija; 3 – neutralan položaj; \bar{x} - aritmetička sredina

U Tablici 13. prikazane su srednje vrijednosti momenta sile četverglavog natkoljениčnog mišića dobivene izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba.

Tablica 13. Prikaz srednjih vrijednosti momenta sile u njutnmetrima četverglavog natkoljениčnog mišića dobivenih izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba.

Ispitanici	Cybox CSMi (1) $M_{\bar{x}}$	EasyForce® (2) $M_{\bar{x}}$
1	92	99
2	323	411
3	151	156
4	151	204
5	117	130
6	138	143
7	319	305
8	231	245
9	168	223
10	119	141
11	137	122
12	194	256
13	248	209
14	228	158
15	182	221
16	224	282
17	127	111
18	137	160
19	195	295
20	232	344
21	127	96
22	237	276
23	95	88
24	102	142
25	175	200
26	126	133
27	95	132
28	172	121
29	133	164
30	145	145
31	114	127
32	186	292
33	132	153

Legenda: $M_{\bar{x}}$ - moment sile, 1 – izokinetički dinamometar; 2 – ručni prijenosni fiksni dinamometar

Tablica 14. prikazuje deskriptivnu statistiku i normalnost raspodjele srednjih vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjerenih izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba. Zbog raspodjele podataka srednje vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića koja je podudarna normalnoj distribuciji, što se dokazalo K - S testom ($p > 0,05$), od deskriptivne statistike prikazale su se aritmetička sredina i standardna devijacija.

Tablica 14. Deskriptivna statistika i normalnost raspodjele podataka momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjerenih izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba.

Varijable	Dinamometar	N	\bar{x}	SD	K-S test (p)
Moment sile/Nm	1	33	168,24	59,96	$p > 0,20$
Moment sile/Nm	2	33	190,42	79,95	$p < 0,15$

Legenda: 1 – izokinetički dinamometar; 2 – ručni prijenosni fiksni dinamometar; N – broj ispitanika; \bar{x} - aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; K – S test – Kolmogorov Smirnovljev test; p – razina statističke značajnosti; Nm - njutnmetar

Tablica 15. prikazuje rezultate parametrijskog T – testa za nezavisne uzorke. Usporedbom srednjih vrijednosti varijable momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića između izokinetičkog i ručnog prijenosnog fiksnog dinamometra pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba, pokazalo se kako ne postoji statistički značajna razlika u rezultatima mjerenja momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića između izokinetičkog i ručnog prijenosnog fiksnog dinamometra ($p = 0,207$; $p > 0,05$).

Tablica 15. Parametrijski T – test za nezavisne uzorke.

Varijable	\bar{x} 1	\bar{x} 2	SD 1	SD 2	t – vrijednost	p
Moment sile/Nm	168,24	190,42	59,96	79,95	-1,275	0,207

Legenda: Nm – njutnmetar; \bar{x}_1 – prosječna vrijednost momenta sile dobivenog izokinetičkim dinamometrom; \bar{x}_2 – prosječna vrijednost momenta sile dobivenog ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom; SD₁ – standardna devijacija momenta sile dobivenog izokinetičkim dinamometrom; SD₂ – standardna devijacija momenta sile dobivenog ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom; t – vrijednost Studentovog T – testa; p – razina statističke značajnosti

U Tablici 16. prikazane su srednje vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića dobivene izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba.

Tablica 16. Prikaz srednjih vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića dobivenih s izokinetičkim dinamometrom i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba za svakog ispitanika.

Ispitanici	Cybox CSMi (1) $M_{\bar{x}}$	EasyForce® (2) $M_{\bar{x}}$
1	102	107
2	235	326
3	127	158
4	136	174
5	121	117
6	113	133
7	250	337
8	167	236
9	155	211
10	96	137
11	115	172
12	179	261
13	241	182
14	198	148
15	164	227
16	194	250
17	114	104
18	125	170
19	168	260
20	199	351
21	104	102
22	205	278
23	92	112
24	88	151
25	163	209
26	121	164
27	87	143
28	114	126
29	121	174
30	132	144
31	102	159
32	159	256
33	113	154

Legenda: $M_{\bar{x}}$ - moment sile; 1 – izokinetički dinamometar; 2 – ručni prijenosni fiksni dinamometar

Tablica 17. prikazuje deskriptivnu statistiku i normalnost raspodjele srednjih vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjenjenih izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba. Zbog raspodjele podataka srednje vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića koja je podudarna normalnoj distribuciji, što se dokazalo K -S testom ($p > 0,05$), od deskriptivne statistike prikazale su se aritmetička sredina i standardna devijacija.

Tablica 17. Deskriptivna statistika Deskriptivna statistika i normalnost raspodjele podataka momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjenjenih izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba.

Varijable	Dinamometar	N	\bar{x}	SD	K-S test (p)
Moment sile/Nm	1	33	145,45	46,09	$p > 0,20$
Moment sile/Nm	2	33	188,88	69,01	$p < 0,15$

Legenda: 1 – izokinetički dinamometar; 2 – ručni prijenosni fiksni dinamometar; N – broj ispitanika; \bar{x} - aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; K – S test – Kolmogorov Smirnovljev test; p – razina statističke značajnosti; Nm - njutnmetar

Tablica 18. prikazuje rezultate parametrijskog T – testa za nezavisne uzorke. Usporedbom srednjih vrijednosti varijable momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića između izokinetičkog i ručnog prijenosnog fiksnog dinamometra pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba, pokazalo se kako postoji statistički značajna razlika u rezultatima mjerenja momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića između izokinetičkog i ručnog prijenosnog fiksnog dinamometra ($p = 0,004$; $p < 0,05$). Statistički veće vrijednosti momenta sile prema rezultatu T – testa, pokazao je ručni prijenosni fiksni dinamometar.

Tablica 18. Parametrijski T - test za nezavisne uzorke

Varijable	\bar{x}_1	\bar{x}_2	SD 1	SD 2	t – vrijednost	p
Moment sile/Nm	145,45	188,88	46,09	69,01	-3,006	0,004*

Legenda: Nm – njutnmetar; \bar{x}_1 – prosječna vrijednost momenta sile dobivenog izokinetičkim dinamometrom; \bar{x}_2 – prosječna vrijednost momenta sile dobivenog ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom; SD₁ – standardna devijacija momenta sile dobivenog izokinetičkim dinamometrom; SD₂ – standardna devijacija momenta sile dobivenog ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom; t – vrijednost Studentovog T – testa; p – razina statističke značajnosti

Tablica 19. prikazuje srednje vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjenenog izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba za svakog ispitanika.

Tablica 19. Prikaz srednjih vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića dobivenih s izokinetičkim dinamometrom i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba za svakog ispitanika.

Ispitanici	Cybox CSMi $M_{\bar{x}}$	EasyForce® $M_{\bar{x}}$
1	103	103
2	293	354
3	132	134
4	141	173
5	121	131
6	123	116
7	285	289
8	199	240
9	170	201
10	104	145
11	122	176
12	183	247
13	240	188
14	224	152
15	160	205
16	201	277
17	115	104
18	119	158
19	174	291
20	209	360
21	115	86
22	217	286
23	89	116
24	94	157
25	168	215
26	121	132
27	87	131
28	153	107
29	125	164
30	136	152
31	103	146
32	168	265
33	115	139

Legenda: $M_{\bar{x}}$ - moment sile; 1 – izokinetički dinamometar; 2 – ručni prijenosni fiksni dinamometar

Tablica 20. prikazuje deskriptivnu statistiku i normalnost raspodjele srednjih vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjerenih izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba. Zbog raspodjele podataka srednje vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića koja je podudarna normalnoj distribuciji, što se dokazalo K – S testom ($p > 0,05$), od deskriptivne statistike prikazale su se aritmetička sredina i standardna devijacija.

Tablica 20. Deskriptivna statistika i normalnost raspodjele podataka momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjerenih izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba.

Varijable	Dinamometar	N	\bar{x}	SD	K-S test (p)
Moment sile/Nm	1	33	154,82	54,11	$p > 0,20$
Moment sile/Nm	2	33	186,06	73,79	$p > 0,20$

Legenda: 1 – izokinetički dinamometar; 2 – ručni prijenosni fiksni dinamometar; N – broj ispitanika; \bar{x} - aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; K – S test – Kolmogorov Smirnovljev test; p – razina statističke značajnosti; Nm - njutnmetar

Tablica 21. prikazuje rezultate parametrijskog T – testa za nezavisne uzorke. Usporedbom srednjih vrijednosti varijable momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića između izokinetičkog i ručnog prijenosnog fiksnog dinamometra pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba, pokazalo se kako ne postoji statistički značajna razlika u rezultatima mjerenja momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića između izokinetičkog i ručnog prijenosnog fiksnog dinamometra ($p = 0,054$; $p > 0,05$).

Tablica 21. Parametrijski T - test za nezavisne uzorke.

Varijable	\bar{x} 1	\bar{x} 2	SD 1	SD 2	t – vrijednost	p
Moment sile/Nm	154,82	186,06	54,11	73,79	-1,961	0,054

Legenda: Nm – njutnmetar; \bar{x}_1 – prosječna vrijednost momenta sile dobivenog izokinetičkim dinamometrom; \bar{x}_2 – prosječna vrijednost momenta sile dobivenog ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom; SD₁ – standardna devijacija momenta sile dobivenog izokinetičkim dinamometrom; SD₂ – standardna devijacija momenta sile dobivenog ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom; t – vrijednost Studentovog T – testa; p – razina statističke značajnosti

5. RASPRAVA

Primarni cilj ovoga istraživanja bio je prikazati kako različiti položaji gornjeg nožnog zgloba utječu na moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića. Istraživanje se provelo primjenom najrelevantnije dinamometrijske aparature pri čemu se nastojalo prikazati konkurentnost HHFD dinamometra u kliničke i znanstveno – istraživačke svrhe.

Ispitivani mišić u ovoj studiji bio je četveroglavi natkoljениčni mišić (QF) za kojeg je važno reći da je dugački perasti mišić koji je filogenetskim procesom dobio četiri glave koje vektorskim zbrojem pojedinačnih stvorenih sila, predstavljaju ukupnu jakost QF-a. Mišićna jakost ovisi o velikom broju faktora, a s obzirom na to da se radi o maksimalnoj voljnoj sili proizvedenoj u trenutku, ponajviše ovisi o sastavnicama iz mikro arhitekture muskulature kao što je broj aktivnih motornih jedinica i duljini sarkomere (48). Svaki od navedenih faktora utječe na rezultat mišićne jakosti i momenta sile s time da valja obratiti pozornost i na redundantnost mišićnog sustava što se argumentira činjenicom da je u stvaranje mišićne jakosti i momenta sile mišića oko zgloba, uključeno više mišića različitih skupina. To dovodi do konstatacije da mišići i zglobovi koji se nalaze oko primarnog zgloba mjerenja mogu djelovati u sinergiji što autori nazivaju „modelom mišićnog ekvivalenta“ (49).

Model mišićnog ekvivalenta može se demonstrirati na više primjera. Prvi primjer je vezan uz povezanost angulacije zgloba kuka i zgloba koljena s maksimalnim izometrijskim momentom sile QF. Ovaj primjer se nadovezuje i na ovo istraživanje jer su u ovoj studiji ispitanici bili u sjedećoj poziciji tijekom testiranja, s trupom pri 90° u odnosu na natkoljениcu te s koljenima pri 90° fleksije. Kako se mijenja kut koljena i kut zgloba kuka, tako se može mijenjati i rezultat mišićne jakosti i momenta sile QF. Analizirane su dvije recentne studije iz 2022. godine koje su ispitivale maksimalni voljni izometrijski moment QF pri različitim kutovima zgloba koljena i kuka. Prva studija, analizirala je maksimalni voljni izometrijski moment sile QF pri 80°, 90°, 100°, 110°, 120° i 130° ekstenzije koljenog zgloba te dokazala kako se moment sile smanjivao kako se kut povećavao (110° > 120° > 130°) te da se izvrsna aktivacija *m. vastus lateralis* i *m. vastus medialis* pokazala pri 90° koljenog zgloba. To upućuje na objašnjenje da kutovi manji od 80° te veći od 130° ekstenzije koljenog zgloba, mogu inhibirati mehanizme mehanoreceptora zbog iznimne osjetljivosti na promjenu duljine mišića (48). Druga studija uspoređivala je moment sile mišića pri različitim kutovima fleksije zgloba koljena (K) i kuka (H): H0° i K110°; H60° i K110°; H0° i K20° te H60° i K20°. Dokazali su kako maksimalna voljna izometrijska kontrakcija raste pri flektiranim položajima koljena, dok kut zgloba kuka ne utječe na kapacitet proizvedene sile i momenta sile. To se može objasniti u promjenama mišićne arhitekture.

Pri većim stupnjevima fleksije koljena, dolazi do veće duljine fascikula u QF, a smanjuje se kut penacije što ima mehaničku prednost pri prijenosu sile i opterećenja (50). Kut penacije predstavlja važan mehanički faktor mišićno – tetivne jedinice i definira se kao kut između uzdužne osi mišića i njegovih vlakana koji se prilagođava intenzitetu bilo kojeg tipa kontrakcije. Primjer iz studije koja se može povezati s rezultatima navedenih studija iz 2022. godine je prikaz smanjenja kuta penacije pri porastu kuta fleksije koljena: $11,4^\circ \pm 3,4^\circ$ s koljenom na 90° i $10,8^\circ \pm 3,5^\circ$ na 120° (51). Dakle, ukoliko je $H0^\circ$ i $K110^\circ$ ili $H60^\circ$ i $K110^\circ$, postići će se veća maksimalna voljna izometrijska kontrakcija u odnosu ako je $H0^\circ$ i $K20^\circ$ te $H60^\circ$ i $K20^\circ$ ($p < 0,001$). Navedeno se objašnjava većim brojem aktin – miozin poprečnih mostića koji se preklapaju te međusobnim djelovanjem *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis*, *m. vastus intermedius* i *m. rectus femoris* kroz aponeurozu s naglaskom da vastusi čine 87% volumena QF (50,52).

Drugi primjer modela mišićnog ekvivalenta je utjecaj položaja gornjeg nožnog zgloba na mišićnu jakost i izotonički/izometrijski moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića. S obzirom na to da velika većina mišića potkoljenice polazi s područja u okolici koljenog zgloba (*m. soleus*, *m. tibialis anterior*, *m. extensor digitorum longus*, *m. extensor hallucis longus*, *m. tibialis posterior*, *m. gastrocnemius*), postavlja se pitanje utječu li svojom aktivacijom indirektno na povećanje mišićne jakosti i momenta sile QF. U ovome istraživanju, ispitanici su prije ispitivanja mišićne jakosti i momenta sile QF, aktivno postavili gornji nožni zglob u položaj DF, N i PE te ih statički zadržali tijekom mjerenja s IKD i HHFD. Slično istraživanje provedeno je 2014. godine na IKD-u s koncentričnim kontrakcijama ekstenzora i fleksora koljenog zgloba pri $60^\circ/s$ i $180^\circ/s$ pri različitim položajima gornjeg nožnog zgloba. Rezultati istraživanja pokazali su kako je aktivna DF u gornjem nožnom zglobu povećala moment sile ekstenzora koljenog zgloba za 50% u odnosu na aktivnu PE i N položaj, a moguće objašnjenje koje daje studija je stvaranje mehaničkih sila oko koljenog zgloba od strane *m. tibialis anterior* (6). Međutim, tijekom aktivne DF pri $5^\circ - 10^\circ$, raste i kut penacije *m. tibialis anterior* te se povećava intenzitetom njegove kontrakcije što se može pozitivno povezati s većim vrijednostima proizvedene jakosti QF, ali i bržeg zamora mišića *m. tibialis anterior* (53). Potrebno je naglasiti kako su ove studije imale različitu metodologiju od ovog istraživanja zbog korištenja stabilizatora gornjeg nožnog zgloba ili imobilizacijom gornjeg nožnog zgloba u određenom položaju kako bi se isključilo djelovanje donjeg nožnog zgloba. Također, zbog povezanosti *m. tibialis anterior* i *m. extensor hallucis longus*, ispitanici u studiji su bili posebno obučeni da ne aktiviraju nožne prste, točnije da ne izvode ekstenziju nožnog palca jer to također

može pridonijeti DF-u te stvaranju sila oko koljenog zgloba (53). Navedeno nije primijenjeno u ovoj studiji zbog čega se rezultati ne mogu uspoređivati, nego samo činjenično objasniti putem mehanizama mišićnog ekvivalenta.

S druge strane, rezultati ove studije ne mogu se na neki način povezati s mehanizmom mišićnog ekvivalenta jer su pokazali da se moment sile QF mjeren s IKD₁ i HHFD₂, nije pokazao značajno veći pri položaju DF gornjeg nožnog zgloba u odnosu pri položaju PE ($p_1 = 0,088$; $p_2 = 0,933$) i u odnosu pri N položaju gornjeg nožnog zgloba ($p_1 = 0,312$; $p_2 = 0,812$) pri čemu se H1 odbacila. Studija Lahne i sur. prema PICO protokolu postavila je pitanje promiče li aktivna DF gornjeg nožnog zgloba motoričku iradijaciju ipsilateralne muskulature tijekom izometrijske kontrakcije QF. Prema dobivenim rezultatima, potvrdili su kako aktivna DF gornjeg nožnog zgloba značajno povećava mišićnu jakost i moment sile QF tijekom izometrijske kontrakcije na IKD. Također, koristeći EMG, pokazalo se kako aktivna DF značajno povećava aktivnost mišića *m. vastus lateralis* i *m. rectus femoris* (10). Rezultati Lahne i sur. slažu se s rezultatima Kim i sur. koji su dokazali kako je moment sile QF bio značajno veći pri položaju DF gornjeg nožnog zgloba u odnosu na položaj PE i N gornjeg nožnog zgloba ($p < 0,01$). EMG aktivnost *m. vastus lateralis* pokazala se značajno većom pri položaju aktivne DF gornjeg nožnog zgloba u odnosu na PE i N položaj gornjeg nožnog zgloba ($p < 0,01$), dok se aktivnost *m. vastus lateralis* pokazala značajno većom pri položaju PE u odnosu na N položaj ($p < 0,05$) (7). Rezultati Kim i sur. podudaraju se približno s ovom studijom u veličini uzorka ($N = 36$), ali s obzirom na korištenje EMG - a, ne mogu se adekvatno usporediti. Utjecaj položaja gornjeg nožnog zgloba na moment sile QF prema ovim studijama, sažeto bi se mogao prikazati u obliku $DF > PE > N$. Isti oblik diferencijalnog djelovanja položaja DF i PE gornjeg nožnog zgloba potvrđuju Kim i sur., koji su na IKD-u koncentrično trenirali mišiće fleksore i ekstenzore koljena tijekom tri tjedna i pokazali kako aktivna DF značajno povećava jakost mišića fleksora i ekstenzora koljena za 29 – 59 % (11).

Navedeni rezultati dovode do konfuzije iz razloga što većina istraživanja promovira kako DF gornjeg nožnog zgloba ima najveći utjecaj na moment sile i mišićnu jakost QF, a u studiji Kim i sur. se navodi kako DF gornjeg nožnog zgloba ima utjecaj i na mišiće stražnje lože natkoljenice (11). Trenutno istraživanje ne može svoje rezultate usporediti sa studijom Kim i sur. (11) jer su autori ispitivali neuromišićnu performansu fleksora i ekstenzora koljenog zgloba pri različitim položajima gornjeg nožnog zgloba kroz koncentričnu kontrakciju sa zadanom kutnom brzinom, dok je u ovoj studiji postojala izometrijska kontrakcija QF pri različitim položajima gornjeg nožnog zgloba kroz kutnu brzinu od 0°/s. Štoviše, bez obzira što se rezultati

ove studije ne mogu usporediti sa studijom Kim i sur., studija domaćih autora Vuk i sur. daje odgovor na pitanje studije Kim i sur. vezanu uz utjecaj DF gornjeg nožnog zgloba na moment sile mišića stražnje lože natkoljenice (13). Vuk i sur. proveli su ispitivanje momenta sile fleksora koljenog zgloba na trinaest mladih zdravih ljudi na IKD-u pri različitim položajima kuka i gornjeg nožnog zgloba: kuk u fleksiji i gornji nožni zglob u DF (HFDF); kuk u fleksiji i gornji nožni zglob u PE (HFPE); kuk u ekstenziji i gornji nožni zglob u DF (HEDF) i kuk u ekstenziji i gornji nožni zglob u PE (HEPE) pri kutnim brzinama od 60°/s i 180°/s. Rezultati su pokazali kako položaj HFDF ima značajno veći utjecaj na generiranje momenta sile mišića stražnje lože natkoljenice u odnosu na HEDF i HEPE ($p = 0,025$; $p = 0,027$) (13). Odgovor na ove rezultate krije se ponovno u činjenici da je važno poznavati mikroarhitekturu i biomehaniku mišića. Naime, u položaju kada je kuk flektiran te gornji nožni zglob u dorzalnoj fleksiji, dolazi do toga da se istežu mišići stražnje lože natkoljenice i mišić *m. gastrocnemius* sa svoje dvije glave. S obzirom da su navedeni mišići biartikularni, dolazi do stvaranja pasivne napetosti koja predstavlja elongaciju biartikularnog mišića u jednom zglobu te aktivaciju u drugom zglobu. U slučaju iz studije, mišići stražnje lože su istegnuti u položaju flektiranog zgloba kuka, ali su aktivirani pri flektiranom koljenu, dok je *m. gastrocnemius* istegnut pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba, a sinergistički aktiviran za fleksiju koljenog zgloba. Pasivna napetost dovodi do optimalnog aktin – miozin preklapanja što povećava vrijednost momenta sile fleksora koljenog zgloba (13).

Ovi rezultati ne mogu se povezati s trenutnom studijom jer nije bilo ispitivanja momenta sile mišića stražnje lože natkoljenice, ali se mogu argumentirati činjenicom da li je zglob kuka trebalo postaviti u ekstenziju kako bi se elongirao *m. rectus femoris* te da li u ovom slučaju možemo primijeniti teoriju pasivne napetosti ako aktiviramo *m. tibialis anterior* kao dorzalnog fleksora, imajući na umu da anatomske ne prelazi koljeni zglob.

Sve navedene biomehaničke teorije i pitanja kroz primjere iz drugih studija mogu se postaviti i kroz H2 ove studije koja se također odbacila jer se moment sile QF mjeren s IKD₁ i HHD₂, nije pokazao značajno manji pri položaju PE gornjeg nožnog zgloba u odnosu pri položaju DF ($p_1 = 0,088$; $p_2 = 0,933$) i u odnosu pri N položaju gornjeg nožnog zgloba ($p_1 = 0,480$; $p_2 = 0,878$). Kod ove hipoteze mogu se prikazati rezultati studija koje imaju suprotno gledište na diferencijalnu ulogu različitih položaja gornjeg nožnog zgloba na moment sile QF. Dok se u ovom istraživanju moment sile QF pri položaju PE nije pokazao niti značajno manjim niti značajno većim u odnosu na moment sile pri položaju DF i pri N položaju gornjeg nožnog zgloba, istraživanje Yoshizawa i sur. opovrgnulo je sve dosadašnje teorije vlastitim viđenjem

problematike kroz zatvoreni (CKC) i otvoreni kinetički lanac (OKC) dokazom kako su u značajnoj pozitivnoj korelaciji moment sile ekstenzora koljenog zgloba i aktivacija mišića plantarnih ekstenzora gornjeg nožnog zgloba (12).

Način na koji to funkcionira objasnili su testiranjem izometrijske aktivnosti QF uz aktivnu izometrijsku aktivnost mišića plantarnih ekstenzora pri 30° fleksije koljenog zgloba i 110° fleksije zgloba kuka. Rezultati su pokazali pozitivnu korelaciju između povećanog izometrijskog momenta sile QF i istodobne izometrijske aktivacije mišića plantarnih ekstenzora. Objašnjenje polazi od morfoloških karakteristika mišića *m. gastrocnemius* i *m. soleus*. *M. gastrocnemius* sa svoje dvije glave polazi od medijalnog i lateralnog epikondila bedrene kosti, dok *m. soleus* polazi jednim dijelom s tibije, a drugim dijelom s fibule. Tijekom statičke kontrakcije QF pri 30° fleksije koljenog zgloba u CKC, refleks istežanja QF dovodi do facilitacije mišića stražnje strane potkoljenice na način da *m. gastrocnemius* povlači bedrenu kost, a *m. soleus* tibiju i fibulu posteriorno. Kao rezultat svega, u OKC dolazi do selektivne aktivacije *m. soleus* i insuficijencije *m. gastrocnemius* tijekom izometrijskog momenta sile QF pri položaju PE gornjeg nožnog zgloba (12). Navedeno razmišljanje ne može se usporediti s rezultatima trenutne studije gdje se i bez dobivene statističke značajnosti, prema aritmetičkim vrijednostima varijable pokazalo da je vrijednost momenta sile QF pri položaju PE gornjeg nožnog zgloba mjenjenog s IKD manja u odnosu pri položaju DF i manja u odnosu pri N položaju, dok se pri mjerenju s HHFD pokazala manjom u odnosu pri položaju DF te većom u odnosu pri N položaju gornjeg nožnog zgloba.

Položaj PE i N položaj gornjeg nožnog zgloba izazivaju sumnje i apsolutno su degradirani u odnosu na položaj DF gornjeg nožnog zgloba. Moment sile QF mjenjen s IKD₁ i HHFD₂, nije se pokazao značajno manji pri N položaju gornjeg nožnog zgloba u odnosu pri položaju DF ($p_1 = 0,312$; $p_2 = 0,812$) te značajno veći u odnosu pri PE položaju gornjeg nožnog zgloba ($p_1 = 0,480$; $p_2 = 0,878$) pri čemu se H3 odbacila. Prema aritmetičkim vrijednostima varijable, moment sile QF pri N položaju gornjeg nožnog zgloba mjenjen s IKD pokazao se manji u odnosu pri položaju DF i veći u odnosu na položaj PE gornjeg nožnog zgloba, dok se pri mjerenju s HHFD pokazao manji u odnosu pri položaju DF te manji u odnosu pri PE gornjeg nožnog zgloba. Mjerenja s HHFD dinamometrom prikazuju stvarnu sliku diferencijacije utjecaja različitih položaja gornjeg nožnog zgloba prema shemi DF > PE > N, ali potrebno je razmisliti zbog čega nije došlo do statistički značajnih rezultata i zašto kod mjerenja s IKD dolazi do sheme po tipu DF > N > PE. Potrebno je demistificirati je li kod mjerenja momenta sile s IKD došlo do jednakosti položaja DF i N gornjeg nožnog zgloba te da li se kod mjerenja s HHFD

mogla spriječiti kompenzatorna kinematika trupa, držanje za rukohvate dinamometra i pristranost prikupljanja podataka ručnim mjerenjem kraka mišićne sile. Odgovor se krije u usporedbi rezultata mjerenja momenta sile QF pri različitim položajima gornjeg nožnog zgloba između IKD i HHFD.

IKD predstavlja objektivnu procjenu neuromuskularnih performansi i ispitivanja momenta sile stvorenog od strane testirane grupe mišića. S obzirom na to da zahtijeva iznimno educiranog ispitivača te da je oprema izuzetno financijski nedostupna, klinička okruženja su primorana na aplikativnost jednostavnije verzije IKD koja je ujedno ekonomski prihvatljiva. Ekonomski prihvatljiva verzija su HHD dinamometri čija se pouzdanost i valjanost u literaturi često uspoređuje s IKD koji predstavlja referencu za usporedbu istih. Važno je za naglasiti kako veliki broj literature uspoređuje HHD dinamometriju s IKD dinamometrijom ističući normativne skupove podataka u vidu veličine uzorka ($N = 30 - 1000$), testiranja jedne mišićne skupine, testiranja zdravih mladih ljudi te problema u vidu fiksacije ispitanika, ali i uređaja. S obzirom na to da većina HHD dinamometara komercijalno dostupnih na tržištu ima različitu opremu koja u potpunosti ne odgovara opremi IKD dinamometra, postavlja se pitanje koji je glavni uzrok većih vrijednosti mišićne jakosti i momenta sile koje registrira IKD. Odgovor se krije u studiji Hirano i sur. koji su ispitivali moment sile QF pri 90° fleksije koljenog zgloba s IKD dinamometrom (BIODEX, Biodex system 3, Biodex Medical System Corp., NY, SAD) te HHD dinamometrom (μ Tas F-1, Anima Corp., Tokyo, Japan). Ispitanici su bili u sjedećem položaju s netestiranom nogom u položaju dodirivanja podloge te rukama na stolu. Istraživanje je provedeno na 42 mlada studenta, a rezultati su pokazali kako ne postoji značajna razlika u mjerenju momenta sile između HHD i IKD dinamometra, ali su veće vrijednosti momenta sile zamijećene pri mjerenju s IKD. Autori su eksperimentalno zaključili kako IKD daje veće vrijednosti samo izričito zbog stabilizacije trupa, a ne zbog razlika u opremi u odnosu na HHD (45).

Rezultati trenutne studije ne bi se složili sa studijom Hirano i sur. jer je IKD u ovoj studiji uz iznimnu fiksaciju trupa, prema aritmetičkim vrijednostima varijable pokazao manje vrijednosti momenta sile QF pri DF, PE i N položaju gornjeg nožnog zgloba u odnosu na HHFD. Jedina značajna razlika pokazala se pri položaju PE gornjeg nožnog zgloba gdje se pokazalo da postoji značajna razlika u rezultatima mjerenja momenta sile QF pri položaju PE između HHFD i IKD. Značajno veće vrijednosti momenta sile pokazao je HHFD što se može povezati s teorijom slabe fiksacije, ali i držanja gornjih ekstremiteta na prsima u odnosu na držanje za rukohvate tijekom mjerenja. Dobiveni rezultati upućuju na to da su se H4, H5 i H6 odbacile.

Veliki utjecaj u ovim rezultatima ima model dinamometra, a u ovoj studiji to je HHFD dinamometar EasyForce®, Meloq AB, Stockholm, Švedska. EasyForce® je dinamometar koji se stabilizira lancem i remenom što mu pruža izvanrednu stabilizaciju, valjanost i pouzdanost. Također, kako bi se održala kompetentnost i učinkovitost, vrlo je važno da je ispitivač koji radi s EasyForce® educiran putem obuke i upoznavanja s uređajem (40). Ključno je naglasiti kako je EasyForce® novitet u polju dinamometrije čiji je raspon mjerenja mišićne jakosti > 1000 njutna prema pojedinačnim rezultatima za svakog ispitanika. Drugi HHD (HHFD) modeli poput Citec (CIT Technics, Groningen, Nizozemska), MicroFET2 (Hoggan Scientific, LLC, Salt Lake City, UT, SAD) i Commander (JTECH Medical Industries, Inc., Midvale, UT, SAD) imaju raspon mjerenja mišićne jakosti do 500, 660 i 550 njutna što novom dinamometru kao što je EasyForce® daje prednost (54). Jedno od potencijalnih nedostataka HHD (HHFD) dinamometrije uključujući i EasyForce® je primarno mjerenje mišićne jakosti. Ako se dobiveni rezultati žele uspoređivati s IKD dinamometrijom, potrebno je izračunati moment sile mišića, ručnim mjerenjem kraka mišićne sile. Ručni izračun momenta sile putem formule za moment sile predstavlja jedno od temeljnih nedostataka ove studije uz nedostatnu kalibraciju sustava.

Ovo istraživanje nije bez ograničenja. Prije svega, potreban je veći broj ispitanika kako bi se dobile relevantne povratne informacije za generalizaciju teorema koji točno položaj gornjeg nožnog zgloba najviše pridonosi mišićnoj jakosti i momentu sile QF. Iako studije navode kako je veličina uzorka od 30 – 1000 ispitanika dovoljna za prikaz pouzdanosti i valjanosti rezultata, predlaže se minimalno 60 ispitanika ako se radi istraživanje ovakvog tipa. Drugo ograničenje je to da su već na početku istraživanja postojala ograničenja u vidu opsega pokreta DF i PE gornjeg nožnog zgloba. Nažalost, na takva ograničenja ne mogu utjecati niti ispitivač niti ispitanik jer je to odlika današnjeg modernog čovjeka koja se mijenja u ovisnosti o točki težišta tijela. Treće ograničenje ide u prilog održavanja položaja gornjeg nožnog zgloba u statički tijekom mjerenja momenta sile i mišićne jakosti QF. Rješenje ovog problema ide u prilog postavljanja stabilizatora ili udlaga za gornji nožni zglob, međutim tada ne bi bilo aktivnog statičkog održavanja položaja čime se ne bi dobila adekvatna sila, nego pasivno održavanje. Vrlo je važno uvidjeti kako riješiti problem s donjim nožnim zglobovima koji se javlja u sinergiji pri aktivnostima gornjeg nožnog zgloba. U budućim istraživanjima potrebno je razmisliti o utjecaju donjeg nožnog zgloba na mišićnu jakost i moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića.

6. ZAKLJUČAK

Gornji nožni zglob zajedno sa svojom kompleksnom fleksibilnom modulacijom pokreta ima značajan utjecaj na koljeni zglob i proizvodnju momenta sile od strane velikih natkoljениčnih mišićnih grupa poput četveroglavog natkoljениčnog mišića. Moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjerен izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri različitim položajima gornjeg nožnog zgloba nije se pokazao značajno promjenjivim te nije postojala značajna razlika u vrijednostima momenta sile između položaja dorzalne fleksije, plantarne ekstenzije i neutralnog položaja gornjeg nožnog zgloba. Odbacivanjem H1, H2 i H3 nisu se potvrdile zadane hipoteze i dobili značajni rezultati, ali uvidom u aritmetičke sredine varijabli, moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića mjerен izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pokazao se veći pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba u odnosu na ostale položaje gornjeg nožnog zgloba. Dobra fiksacija tijela i aplikativnost uređaja te maksimalna aktivacija i neuro - biomehanička teorija motoričke iradijacije mišića prednje skupine potkoljenice, utjecali su na dobivene rezultate.

Usporedba dobivenih rezultata između dva konkurentna uređaja se također pokazala neočekivanom u usporedbi s hipotezama H4, H5 i H6 koje su se također odbacile jer prema rezultatima mjerenja pokazalo kako ne postoji statistički značajna razlika između momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića pri položaju dorzalne fleksije i neutralnog položaja između izokinetičkog i ručnog prijenosnog fiksnog dinamometra. Jedina statistički značajna razlika u dobivenim rezultatima pokazala se kod H5 gdje je ručni prijenosni fiksni dinamometar pokazao značajno veće rezultate momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića pri položaju plantarne ekstenzije u odnosu na izokinetički dinamometar. Dobiveni rezultati pokazatelj su empirijski dokazane slabe fiksacije tijela, a ne drugačije opreme u odnosu na izokinetički dinamometar. Uz to, ovi rezultati pokazuju da ručni prijenosni fiksni dinamometar itekako može konkurirati izokinetičkom dinamometru s obzirom na to da se rezultati između njih u ostalim hipotezama nisu pokazali statistički značajni.

Ovo istraživanje dalo je uvid u dosad neobjašnjive teorije mehanizma motoričke iradijacije koji potpomaže sinergiju velikih zglobova donjeg ekstremiteta koja je enormna tijekom svakodnevnih životnih aktivnosti i kliničke procjene. Primjenom specijaliziranih i recentnih uređaja moći će se validirati normativni skupovi u vidu adekvatnog broja ispitanika, položaja ispitanika, standardizacije ostalih zglobova donjeg ekstremiteta te primjene adekvatnog modela dinamometra kako bi se dobili što precizniji rezultati testiranjem različitih skupina ispitanika.

LITERATURA

1. Neumann DA. Ankle and Foot. U: Neumann DA, ur. Kinesiology of the musculoskeletal system. St. Louis, Missouri: Elsevier, Inc; 2017. Str. 595-652.
2. Wang S, Qian Z, Liu X, Song G, Wang K, Wu J et al. Intrinsic Kinematics of the Tibiotalar and Subtalar Joints during Human Walking based on Dynamic Biplanar Fluoroscopy. *J Bionic Eng.* 2023;20:2059–2068.
3. Bobinac D, Dujmović M. Miologija. U: Bobinac D, Dujmović M, ur. Osnove anatomije. 3. izd. Rijeka: Glossa; 2011. Str. 67-91.
4. Hwang IS, Abraham LD. Quantitative EMG analysis to investigate synergistic coactivation of ankle and knee muscles during isokinetic ankle movement. Part 1: time amplitude analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001;11(5):319-25.
5. Gontijo LB, Pereira PD, Neves CD, Santos AP, Machado Dde C, Bastos VH. Evaluation of strength and irradiated movement pattern resulting from trunk motions of the proprioceptive neuromuscular facilitation. *Rehabil Res Pract.* 2012;2012:281937.
6. Cha YJ. Isokinetic training effect of ankle positions on knee extensor strength. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(9):1465-7.
7. Kim DH, Lee JH, Yu SM, An CM. The Effects of Ankle Position on Torque and Muscle Activity of the Knee Extensor During Maximal Isometric Contraction. *J Sport Rehabil.* 2020;29(1):37-42.
8. Ishida T, Samukawa M, Kasahara S, Tohyama H. The center of pressure position in combination with ankle dorsiflexion and trunk flexion is useful in predicting the contribution of the knee extensor moment during double-leg squatting. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2022;14(1):127.
9. Shveta K, Quddas N, Vequar Z. Effect of Ankle Position on Isometric Quadriceps Strengthening in Osteoarthritis of Knee Joint. *Ind J Physio Occupation.* 2010;4(2):71-75.
10. Lahne E, Golden G, Linens SW. Ankle Dorsiflexion Promotes Irradiation of Ipsilateral Quadriceps Musculature in a Healthy Population. *Int J Athl Ther Train.* 2021;27(3):112-115.
11. Kim K, Cha YJ, Fell DW. Differential effects of ankle position on isokinetic knee extensor and flexor strength gains during strength training. *Isokinet Exerc Sci.* 2016;24(3):195-199.

12. Yoshizawa T, Kitamura M, Okamoto N. Correlation between ankle plantar flexor strength and leg extensor torque. *J Phys Ther Sci.* 2020;32(8):496-498.
13. Vuk S, Pentek K, Damjan B. The Effect of Concurrent Ankle and Hip Positions on Hamstring Function in Athletes. *Ann Appl Sport Sci [Internet].* 2024 [c2024];12(1):e1232. Dostupno na: <http://aassjournal.com/article-1-1232-en.html>
14. Rodrigues da Silva M, Marques F, Tavares da Silva M, Flores P. A new skeletal model for the ankle joint complex. *Multibody Syst Dyn.* 2024;60:27–63.
15. Luo Y, Li Z, Hu M, Zhang L, Li F, Wang S. Effects of fatigue on the in vivo kinematics and kinetics of talocrural and subtalar joint during landing. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 2023;11:1252044.
16. Ismail EE Sr, Al Saffar RA, Motawei K, Hiware SD, Moizuddin K, Shaikh SA, Bayer SB, Alharbi Y, Aldahhan RA, Daimi SR. Defining the Components of the Deltoid Ligament (DL): A Cadaveric Study. *Cureus.* 2022;14(3):e23051. doi: 10.7759/cureus.23051.
17. Chen Y. Diagnosis and Treatment of Chronic Ankle Instability. U: Suárez-Ahedo C, Olivos-Meza A, Rijke AM, ur. *Essentials in Hip and Ankle.* London; IntechOpen; 2020. Str. 1-17.
18. Gregersen MG, Fagerhaug Dalen A, Nilsen F, Molund M. The Anatomy and Function of the Individual Bands of the Deltoid Ligament-and Implications for Stability Assessment of SER Ankle Fractures. *Foot Ankle Orthop.* 2022;7(2):24730114221104078.
19. Takao M, Ozeki S, Oliva XM, Inokuchi R, Yamazaki T, Takeuchi Y et al. Strain pattern of each ligamentous band of the superficial deltoid ligament: a cadaver study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2020;21(1):289.
20. Stufkens SA, van den Bekerom MP, Knupp M, Hintermann B, van Dijk CN. The diagnosis and treatment of deltoid ligament lesions in supination-external rotation ankle fractures: a review. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2012;7(2):73-85.
21. Li L, Gollhofer A, Lohrer H, Dorn-Lange N, Bonsignore G, Gehring D. Function of ankle ligaments for subtalar and talocrural joint stability during an inversion movement - an in vitro study. *J Foot Ankle Res.* 2019;12:16.

22. Dalmau-Pastor M, Malagelada F, Calder J, Manzanares MC, Vega J. The lateral ankle ligaments are interconnected: the medial connecting fibres between the anterior talofibular, calcaneofibular and posterior talofibular ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2020;28(1):34-39.
23. Kobayashi T, Suzuki D, Kondo Y, Tokita R, Katayose M, Matsumura H, Fujimiya M. Morphological characteristics of the lateral ankle ligament complex. *Surg Radiol Anat.* 2020;42(10):1153-1159.
24. Horsczaruk CHR , Martins JVP, Vargas C, Oliviera LAS, Lemos TC. Electromyographic profile of the wrist and elbow flexors during pnf motor irradiation. *Braz J Phys Ther.* 2024;28(Suppl 1):100677.
25. Özdiñç S, Selçuk H. Demonstrating the Irridation and Reinforcement Effects of Proprioceptive Neuromusculer Facilitation Technics. *Turk J Sport Exe.* 2022;24(3):233-7.
26. Hendy AM, Lamon S. The Cross-Education Phenomenon: Brain and Beyond. *Front Physiol.* 2017;8:297.
27. Nunes M, Martins e Silva D, Moreira R, Sousa F, Lial L, Rocha K et al. Motor Irradiation According to the Concept of ProprioceptiveNeuromuscular Facilitation: Measurement Tools and Future Prospects. *Int J Phys Med Rehabil.* 2016;4:330.
28. 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.
29. Ruddy KL, Carson RG. Neural pathways mediating cross education of motor function. *Front Hum Neurosci.* 2013;7:397.
30. Heming EA, Cross KP, Takei T, Cook DJ, Scott SH. Independent representations of ipsilateral and contralateral limbs in primary motor cortex. *Elife.* 2019;8:e48190. doi: 10.7554/eLife.48190.
31. Eisner-Janowicz I, Chen B, Sangari S, Perez MA. Corticospinal excitability across lower limb muscles in humans. *J Neurophysiol.* 2023;130(3):788-797.
32. Latash ML. Muscle coactivation: definitions, mechanisms, and functions. *J Neurophysiol.* 2018;120(1):88-104.

33. Weavil JC, Amann M. Corticospinal excitability during fatiguing whole body exercise. *Prog Brain Res.* 2018;240:219-246.
34. Macedo MC, Souza MA, Ferreira KR, Campos LO, Souza ISO, Barbosa MA et al. 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.
35. van der Woude DR, Ruyten T, Bartels B. Reliability of Muscle Strength and Muscle Power Assessments Using Isokinetic Dynamometry in Neuromuscular Diseases: A Systematic Review. *Phys Ther.* 2022;102(10):pzac099.
36. Schindler IFSR, Pontes SS, Bertoni MBM, Junior GF, Júnior BRN, de Jesus FLA et al. A Systematic Review of Isokinetic Muscle Strength in a Healthy Population With Special Reference to Age and Gender. *Sports Health.* 2023;15(3):328-332.
37. Nunes JP, Cunha PM, Mayhew JL, Ribeiro AS, Junior PS, Fernandes RR et al. Influence of Handgrip Stabilization During Isokinetic Knee Strength Assessment in Older Women. *Percept Mot Skills.* 2020;127(4):671-683.
38. Pinto-Ramos J, Moreira T, Costa F, Tavares H, Cabral J, Costa-Santos C et al. Handheld dynamometer reliability to measure knee extension strength in rehabilitation patients-A cross-sectional study. *PLoS One.* 2022;17(5):e0268254.
39. Almeida GPL, Albano TR, Melo AKP. Hand-held dynamometer identifies asymmetries in torque of the quadriceps muscle after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2019;27(8):2494-2501.
40. 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. *Diagnostic.* 2022;12(2):442.
41. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *PM R.* 2011;3(5):472-9.
42. Thalassotherapia Opatija. Izokinetičko testiranje [Internet]. Opatija: Thalassotherapia Opatija; 2024 [c2024, veljača]. Datum pristupa 30.5.2024. Dostupno na: <https://www.thalassotherapia-opatija.hr/dijagnostika/izokinetika/izokineticko-testiranje>

43. 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 handheld vs. isokinetic dynamometer. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(9):2445-2451.
44. MeloqAB. EasyForce Digital Dynamometer [Internet]. Stockholm: Meloqdevices; 2020 [c2024, veljača]. Datum pristupa: 30.5.2024. Dostupno na: <https://meloqdevices.com/pages/easyforce-digital-dynamometer>
45. 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.
46. Lesnak J, Anderson D, Farmer B, Katsavelis D, Grindstaff TL. Validity of handheld dynamometry in measuring quadriceps strength and rate of torque development. *Int J Sports Phys Ther.* 2019;14(2):180-187
47. Zulle M, Fužinac-Smojver A, Lulić-Drenjak J. Mjerenje opsega pokreta u gornjem i donjem nožnom zglobu. U: Bobinac D, Vinter I, ur. Mjerenje opsega pokreta i antropometrijsko mjerenje. Rijeka: Medicinski fakultet Sveučilišta u Rijeci; 2012. str. 47-54.
48. Kukić F, Mrdaković V, Stanković A, Ilić D. Effects of Knee Extension Joint Angle on Quadriceps Femoris Muscle Activation and Exerted Torque in Maximal Voluntary Isometric Contraction. *Biology (Basel).* 2022;11(10):1490.
49. Nozaki D. Torque interaction among adjacent joints due to the action of biarticular muscles. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41(1):205-9.
50. Garnier YM, Lepers R, Canepa P, Martin A, Paizis C. Effect of the Knee and Hip Angles on Knee Extensor Torque: Neural, Architectural, and Mechanical Considerations. *Front Physiol.* 2022;12:789867.
51. de Oliviera FTM, de Oliviera Gomes C, Farinatti P. Pennation angle of vastus laterallis during isometric contractions performed at two knee angles. *Fizioter Mov.* 2017;30(Suppl 1):S75-S83.
52. Balshaw TG, Maden-Wilkinson TM, Massey GJ, Folland JP. The Human Muscle Size and Strength Relationship: Effects of Architecture, Muscle Force, and Measurement Location. *Med Sci Sports Exerc.* 2021;53(10):2140-2151.

53. Ateş F, Davies BL, Chopra S, Coleman-Wood K, Litchy WJ, Kaufman KR. Intramuscular Pressure of Tibialis Anterior Reflects Ankle Torque but Does Not Follow Joint Angle-Torque Relationship. *Front Physiol.* 2018;9:22.
54. Du W, Cornett KMD, Donlevy GA, Burns J, McKay MJ. Variability between Different Hand-Held Dynamometers for Measuring Muscle Strength. *Sensors (Basel).* 2024;24(6):1861.

PRIVITCI

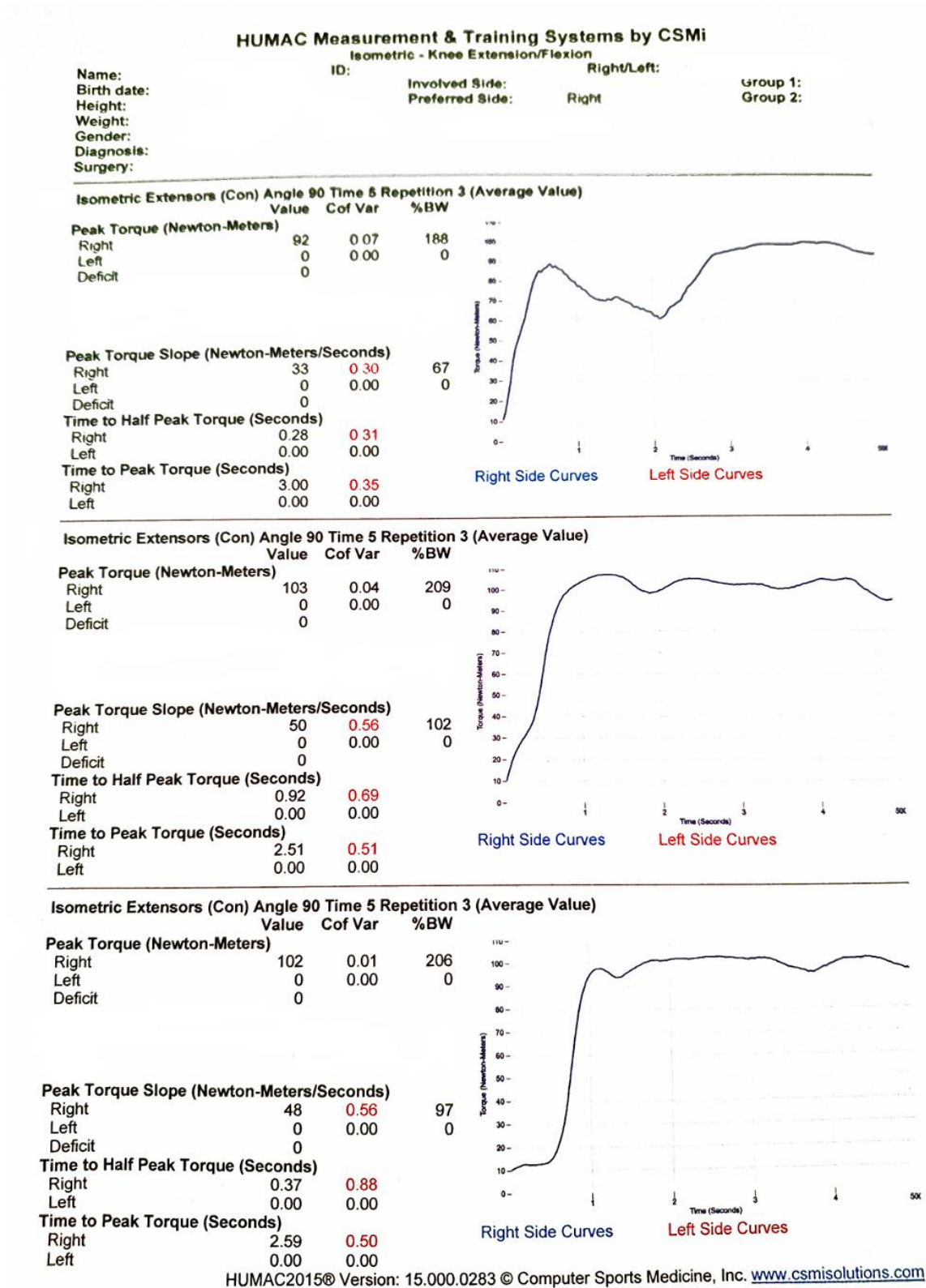
Privitak A: Popis ilustracija

Slika 1. Prikaz graničnih područja gornjeg i donjeg nožnog zgloba.....	3
Slika 2. Prikaz površinskih i dubokih ligamenata medijalne kolateralne veze.....	4
Slika 3. Prikaz lateralne kolateralne veze.....	5
Slika 4. Prikaz izokinetičkog testiranja momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba.....	14
Slika 5. Prikaz HHFD testiranja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba.....	15
Tablica 1. Karakteristike ispitanika.....	19
Tablica 2. Prikaz dobivenih prosječnih vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjerenih izokinetičkim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije, plantarne ekstenzije i neutralnog položaja gornjeg nožnog zgloba.	20
Tablica 3. Deskriptivna statistika i normalnost raspodjele podataka momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjerenih izokinetičkim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije, plantarne ekstenzije i neutralnog položaja gornjeg nožnog zgloba.....	21
Tablica 4. Homogenost varijance - Levene test i ANOVA test.....	21
Tablica 5. Post - hoc LSD test za varijablu moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjeren izokinetičkim dinamometrom.	22
Tablica 6. Prikaz dobivenog momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića kontinuiranim mjerenjem mišićne jakosti te kraka mišićne sile pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba.	23
Tablica 7. Prikaz dobivenog momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića kontinuiranim mjerenjem mišićne jakosti te kraka mišićne sile pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba.	24
Tablica 8. Prikaz dobivenog momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića kontinuiranim mjerenjem mišićne jakosti te kraka mišićne sile pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba. ...	25
Tablica 9. Prikaz dobivenih prosječnih vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjerenih ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije, plantarne ekstenzije i neutralnog položaja gornjeg nožnog zgloba.....	26

Tablica 10. Deskriptivna statistika i normalnost raspodjele podataka momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjenjenih ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije, plantarne ekstenzije i neutralnog položaja gornjeg nožnog zgloba.....	27
Tablica 11. Homogenost varijance - Levene test i ANOVA test.....	27
Tablica 12. Post - hoc LSD test za varijablu moment sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjenjen ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom.....	28
Tablica 13. Prikaz srednjih vrijednosti momenta sile u njutnmetrima četveroglavog natkoljениčnog mišića dobivenih izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba.	29
Tablica 14. Deskriptivna statistika i normalnost raspodjele podataka momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjenjenih izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju dorzalne fleksije gornjeg nožnog zgloba.....	30
Tablica 15. Parametrijski T – test za nezavisne uzorke.	30
Tablica 16. Prikaz srednjih vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića dobivenih s izokinetičkim dinamometrom i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba za svakog ispitanika.	31
Tablica 17. Deskriptivna statistika Deskriptivna statistika i normalnost raspodjele podataka momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjenjenih izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri položaju plantarne ekstenzije gornjeg nožnog zgloba.....	32
Tablica 18. Parametrijski T - test za nezavisne uzorke.....	32
Tablica 19. Prikaz srednjih vrijednosti momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića dobivenih s izokinetičkim dinamometrom i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba za svakog ispitanika.....	33
Tablica 20. Deskriptivna statistika i normalnost raspodjele podataka momenta sile četveroglavog natkoljениčnog mišića u njutnmetrima mjenjenih izokinetičkim i ručnim prijenosnim fiksnim dinamometrom pri neutralnom položaju gornjeg nožnog zgloba.....	34
Tablica 21. Parametrijski T - test za nezavisne uzorke.	34

Privitak B: Grafički prikaz rezultata momenta sile mjenenog na izokinetičkom dinamometru za svakog ispitanika: gornji graf - DF, srednji graf - N, donji graf – PE.

Ispitanik 1



Ispitanik 2

HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Name: ID: Isometric - Knee Extension/Flexion Right/Left:
 Birth date: Involved Side: Group 1:
 Height: Preferred Side: Right Group 2:
 Weight: Doctor:
 Gender: Tester:
 Diagnosis:
 Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	323	0.09	378
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

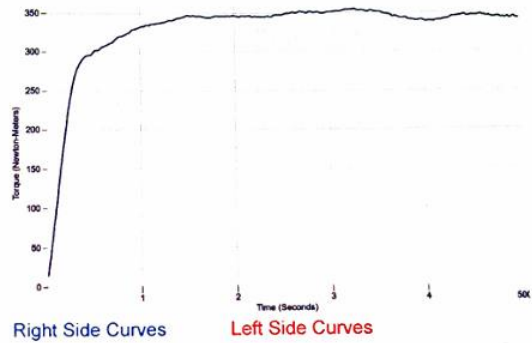
Right	123	0.27	145
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.23	0.57	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.72	0.25	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	293	0.09	346
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

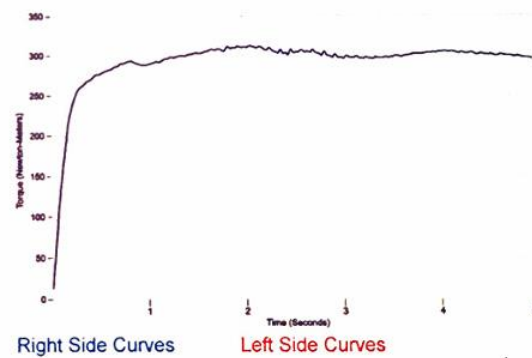
Right	157	0.26	185
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.13	0.09	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.96	0.32	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	235	0.07	277
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

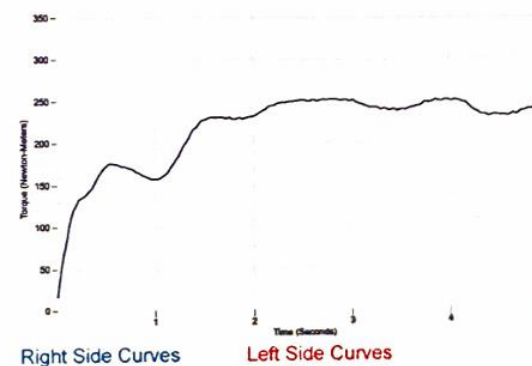
Right	91	0.44	107
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.14	0.28	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.98	0.49	
Left	0.00	0.00	



Ispitanik 3

HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Name: _____ ID: _____ Right/Left: _____
 Birth date: _____ Involved Side: _____ Group 1: _____
 Height: _____ Preferred Side: Left Group 2: _____
 Weight: _____ Doctor: _____
 Gender: _____ Tester: _____
 Diagnosis: _____
 Surgery: _____

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

Peak Torque (Newton-Meters)	Value	Cof Var	%BW
Right	0	0.00	0
Left	151	0.04	235
Deficit	0		

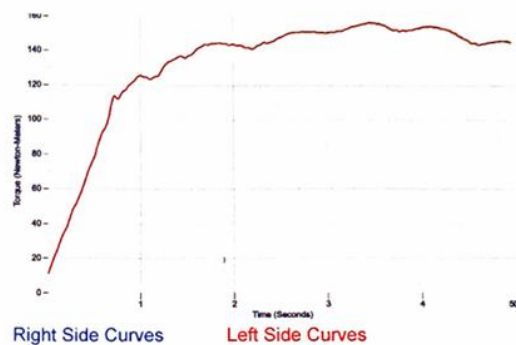
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)	Value	Cof Var	%BW
Right	0	0.00	0
Left	43	0.26	67
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.00	0.00
Left	0.95	1.11

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	0.00	0.00
Left	3.69	0.30



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

Peak Torque (Newton-Meters)	Value	Cof Var	%BW
Right	0	0.00	0
Left	132	0.00	206
Deficit	0		

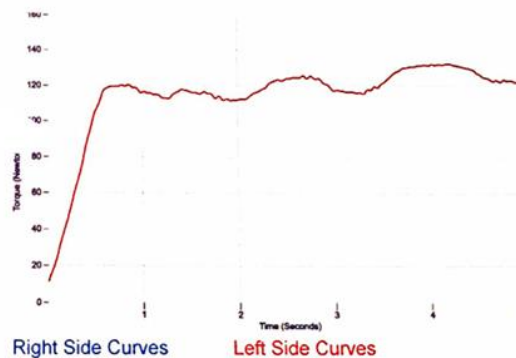
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)	Value	Cof Var	%BW
Right	0	0.00	0
Left	36	0.12	57
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.00	0.00
Left	0.33	0.34

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	0.00	0.00
Left	3.66	0.13



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

Peak Torque (Newton-Meters)	Value	Cof Var	%BW
Right	0	0.00	0
Left	127	0.02	200
Deficit	0		

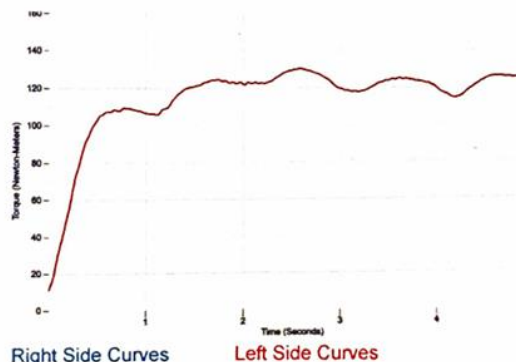
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)	Value	Cof Var	%BW
Right	0	0.00	0
Left	55	0.25	85
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.00	0.00
Left	0.21	0.19

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	0.00	0.00
Left	2.42	0.24



Ispitanik 4

HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Name: _____ ID: _____ Right/Left: _____ Group 1: _____
 Birth date: _____ Involved Side: _____ Preferred Side: _____ Right _____ Group 2: _____
 Height: _____ Doctor: _____
 Weight: _____ Tester: _____
 Gender: _____
 Diagnosis: _____
 Surgery: _____

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	151	0.04	235
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

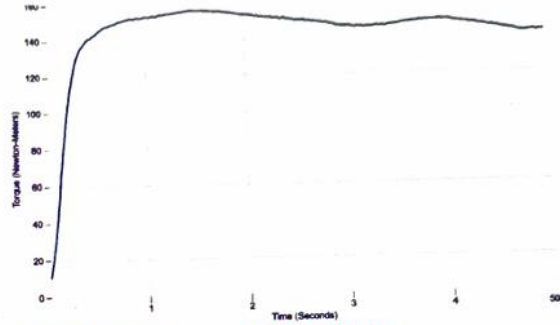
Right	82	0.40	128
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.17	0.15
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.10	0.47
Left	0.00	0.00



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	141	0.05	221
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

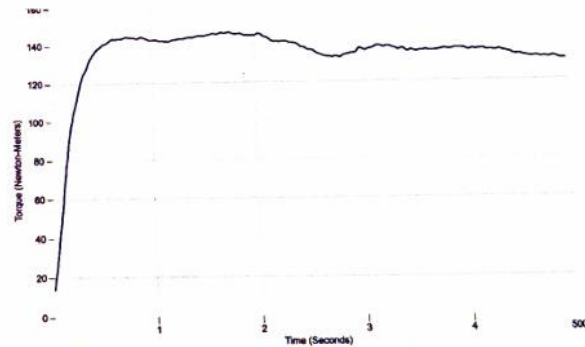
Right	71	0.38	111
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.18	0.28
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.19	0.42
Left	0.00	0.00



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	136	0.02	212
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

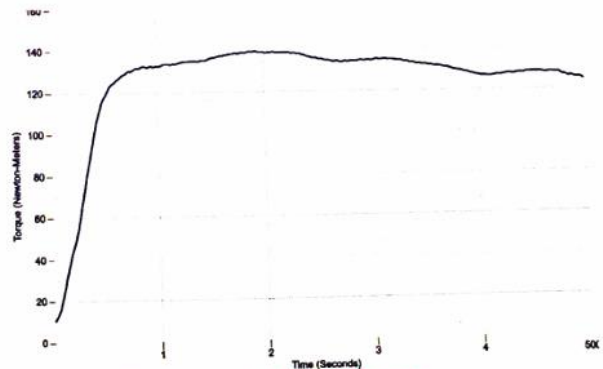
Right	89	0.17	138
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.35	0.66
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.56	0.21
Left	0.00	0.00



Ispitanik 5

HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi Isometric - Knee Extension/Flexion

Name: ID: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Involved Side: Right Group 2:
 Height: Preferred Side: Right
 Weight: Doctor:
 Gender: Tester:
 Diagnosis:
 Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	117	0.05	206
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

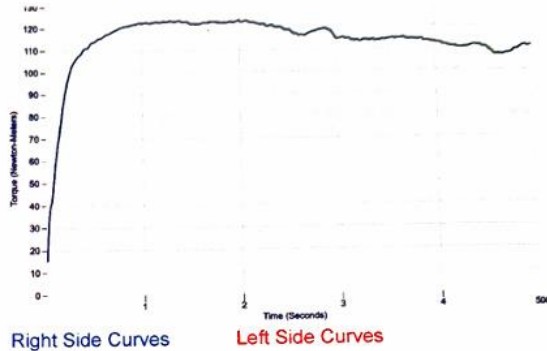
	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)			
Right	79	0.39	139
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.12	0.17
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.66	0.45
Left	0.00	0.00



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	121	0.05	212
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

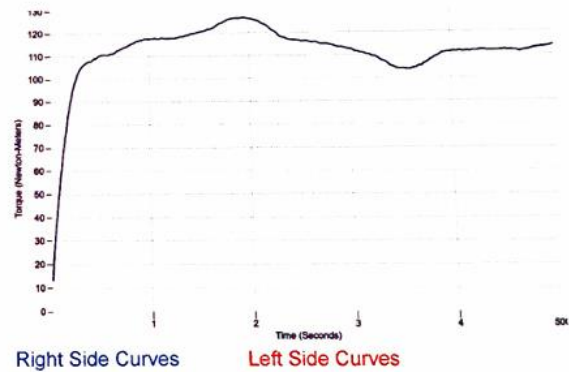
	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)			
Right	54	0.20	95
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.12	0.18
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.26	0.17
Left	0.00	0.00



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	121	0.01	212
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

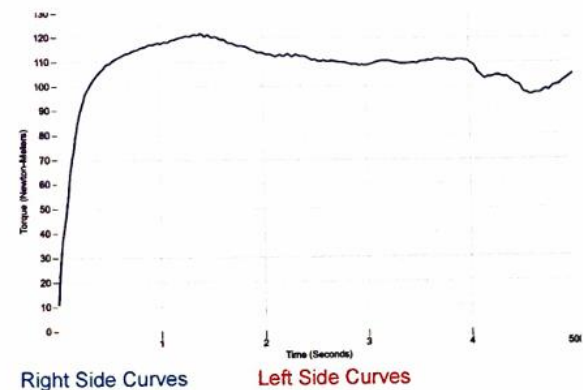
	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)			
Right	65	0.41	113
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.11	0.05
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.18	0.53
Left	0.00	0.00



Ispitanik 6

HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion

Name: ID: Involved Side: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Preferred Side: Right Group 2:
 Height: Doctor: Tester:
 Weight: Diagnosis:
 Gender: Surgery:

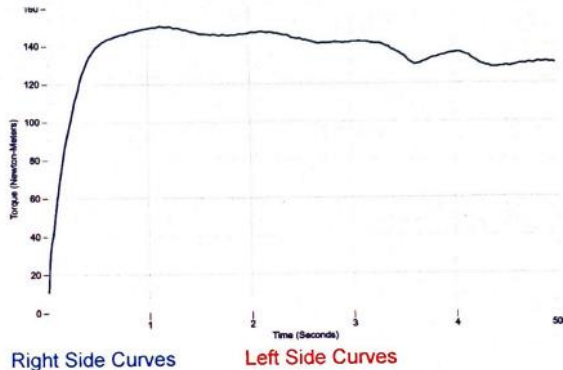
Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	138	0.09	224
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)			
Right	94	0.39	153
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

	Value	Cof Var	%BW
Time to Half Peak Torque (Seconds)			
Right	0.26	0.88	
Left	0.00	0.00	

	Value	Cof Var	%BW
Time to Peak Torque (Seconds)			
Right	1.57	0.30	
Left	0.00	0.00	



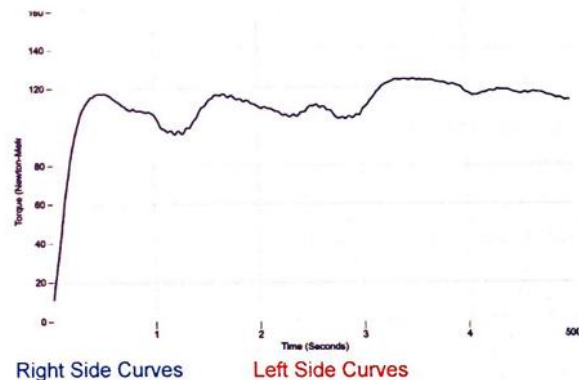
Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	123	0.01	200
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)			
Right	50	0.26	81
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

	Value	Cof Var	%BW
Time to Half Peak Torque (Seconds)			
Right	0.14	0.15	
Left	0.00	0.00	

	Value	Cof Var	%BW
Time to Peak Torque (Seconds)			
Right	2.60	0.30	
Left	0.00	0.00	



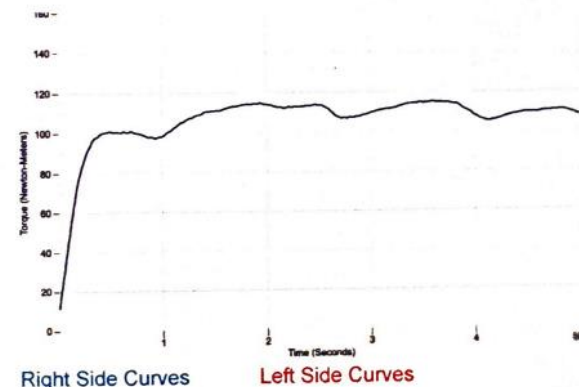
Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	113	0.03	182
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)			
Right	44	0.23	70
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

	Value	Cof Var	%BW
Time to Half Peak Torque (Seconds)			
Right	0.17	0.38	
Left	0.00	0.00	

	Value	Cof Var	%BW
Time to Peak Torque (Seconds)			
Right	2.69	0.29	
Left	0.00	0.00	



Ispitanik 7

HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion
 Name: ID: Right/Left:
 Birth date: Involved Side: Group 1:
 Height: Preferred Side: Right Group 2:
 Weight: Doctor:
 Gender: Tester:
 Diagnosis:
 Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	319	0.05	313
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

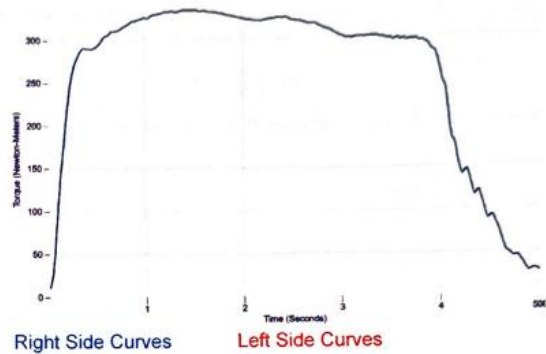
Right	180	0.47	177
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.37	1.05	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.16	0.61	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	285	0.04	280
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

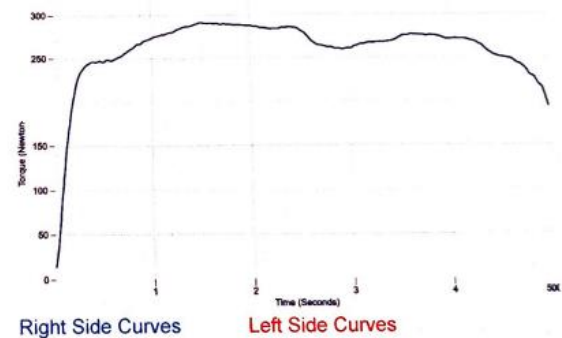
Right	124	0.48	122
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.17	0.46	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.58	0.37	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	250	0.08	244
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

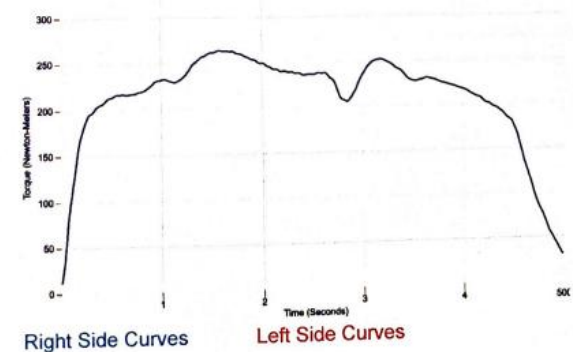
Right	172	0.33	169
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.14	0.18	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.58	0.39	
Left	0.00	0.00	



Ispitanik 8

HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Name: _____ **ID:** _____ **Right/Left:** _____ **Group 1:** _____
Birth date: _____ **Involved Side:** _____ **Group 2:** _____
Height: _____ **Preferred Side:** _____ **Right**
Weight: _____ **Doctor:** _____
Gender: _____ **Tester:** _____
Diagnosis: _____
Surgery: _____

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	231	0.05	289
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

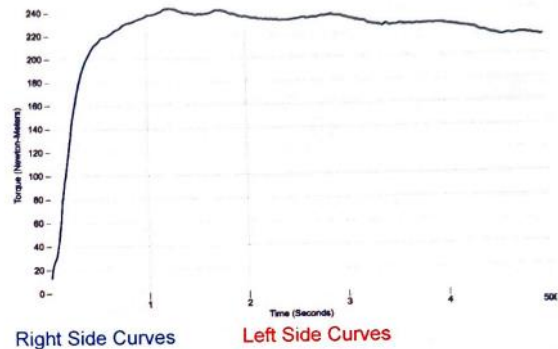
Right	188	0.27	235
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.16	0.32	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.28	0.26	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	199	0.01	250
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

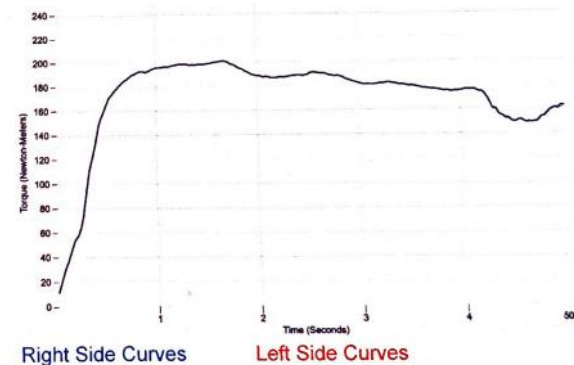
Right	111	0.50	139
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.18	0.58	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.24	0.64	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	167	0.06	209
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

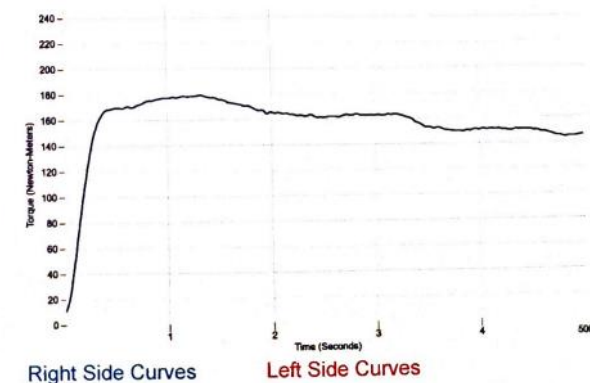
Right	141	0.15	177
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.12	0.35	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.19	0.15	
Left	0.00	0.00	



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Name: _____ **ID:** _____ **Isometric - Knee Extension/Flexion** **Right/Left:** _____ **Group 1:** _____
Birth date: _____ **Involved Side:** _____ **Group 2:** _____
Height: _____ **Preferred Side:** Right
Weight: _____ **Doctor:** _____
Gender: _____ **Tester:** _____
Diagnosis: _____
Surgery: _____

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	168	0.02	259
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

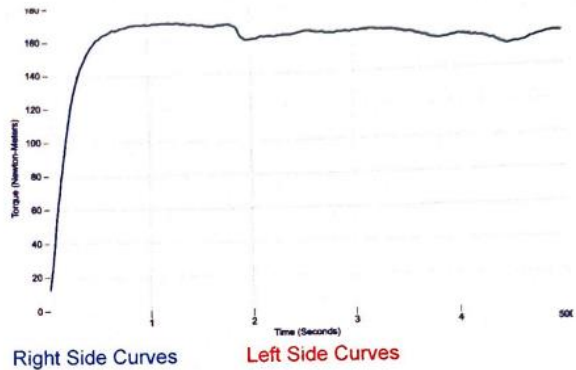
	Value	Cof Var	%BW
Right	112	0.52	172
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.14	0.18	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	1.97	0.71	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	170	0.02	259
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

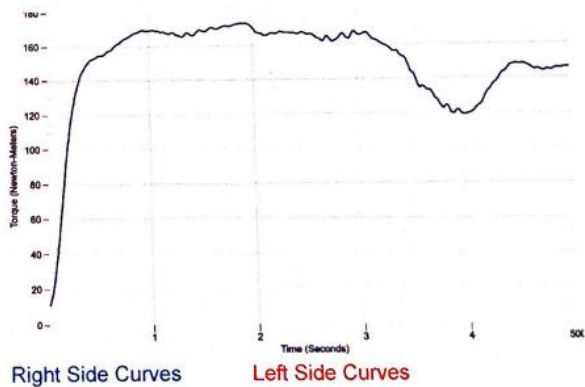
	Value	Cof Var	%BW
Right	123	0.23	189
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.15	0.12	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	1.44	0.29	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	155	0.07	238
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

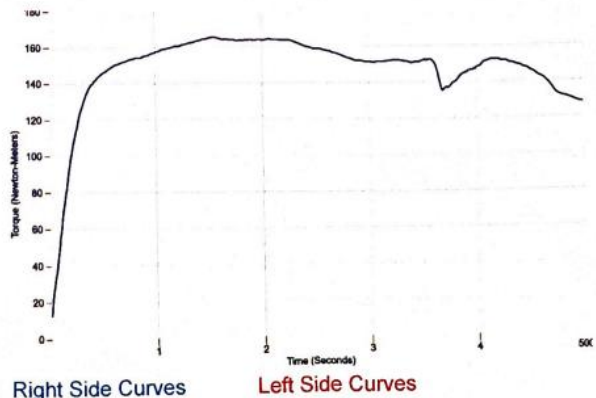
	Value	Cof Var	%BW
Right	149	0.30	229
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.20	0.50	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	1.11	0.37	
Left	0.00	0.00	



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion

Name:
Birth date:
Height:
Weight:
Gender:
Diagnosis:
Surgery:

ID:
Involved Side:
Preferred Side:
Doctor:
Tester:

Right/Left:
Group 1:
Group 2:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	119	0.05	238
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

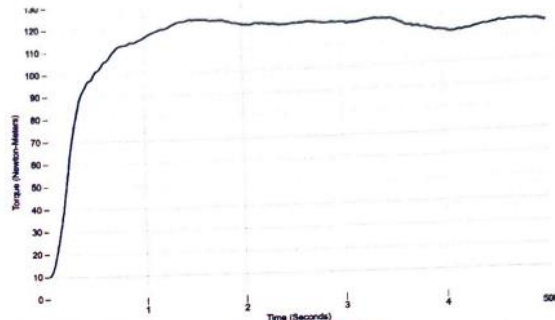
Right	72	0.31	143
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.20	0.08
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.77	0.33
Left	0.00	0.00



Right Side Curves Left Side Curves

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	104	0.04	209
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

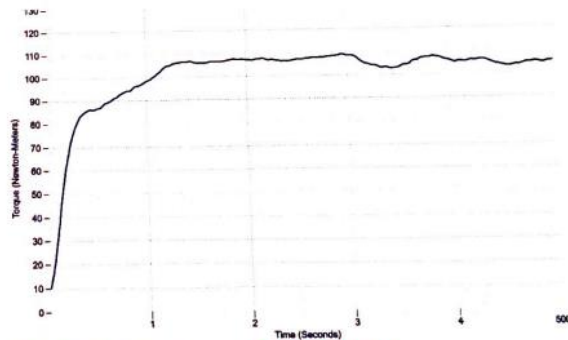
Right	67	0.64	134
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.14	0.12
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.98	0.52
Left	0.00	0.00



Right Side Curves Left Side Curves

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	96	0.02	194
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

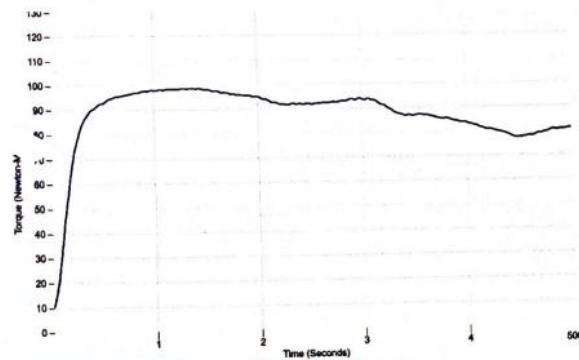
Right	82	0.40	164
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.12	0.17
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.28	0.36
Left	0.00	0.00



Right Side Curves Left Side Curves

HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion

Name: ID: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Involved Side: Preferred Side: Right Group 2:
 Height: Doctor: Tester:
 Weight: Doctor: Tester:
 Gender: Doctor: Tester:
 Diagnosis: Doctor: Tester:
 Surgery: Doctor: Tester:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	137	0.05	241
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

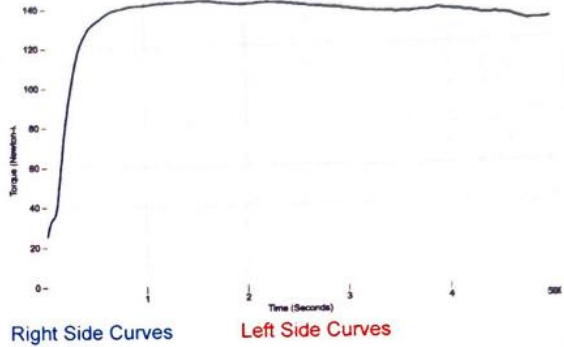
Right	78	0.22	138
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.69	0.72	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.79	0.19	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	122	0.08	215
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

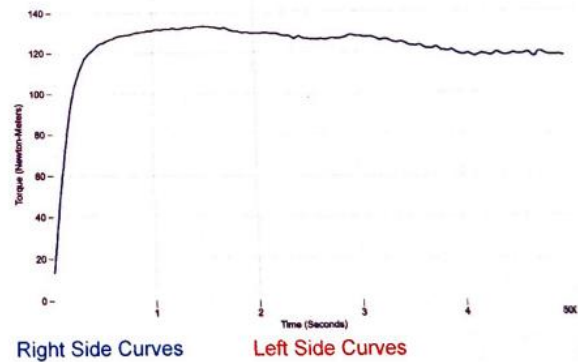
Right	62	0.52	108
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.13	0.30	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.53	0.65	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	115	0.02	203
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

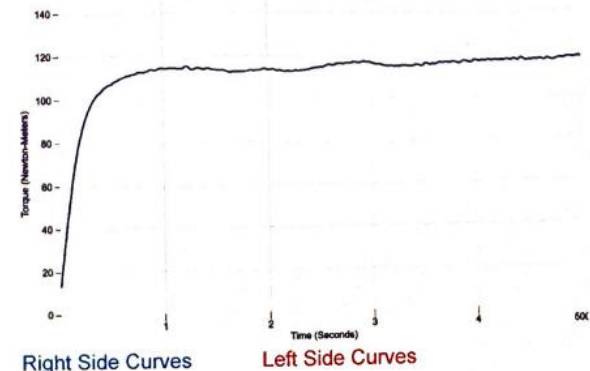
Right	41	0.36	71
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.10	0.06	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	3.21	0.48	
Left	0.00	0.00	



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion

Name: ID: Involved Side: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Preferred Side: Right Group 2:
 Height: Doctor: Preferred Side: Right
 Weight: Doctor: Preferred Side: Right
 Gender: Tester:
 Diagnosis:
 Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	194	0.03	226
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

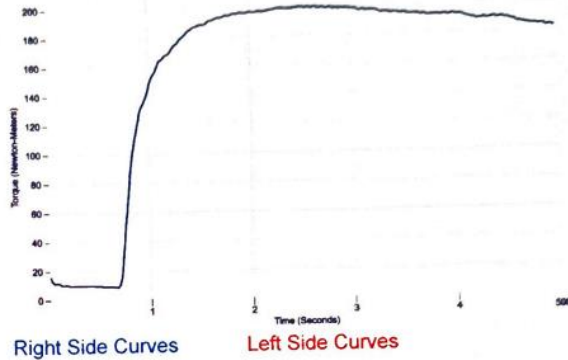
Right	73	0.27	86
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.33	1.31
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.77	0.28
Left	0.00	0.00



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	183	0.03	215
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

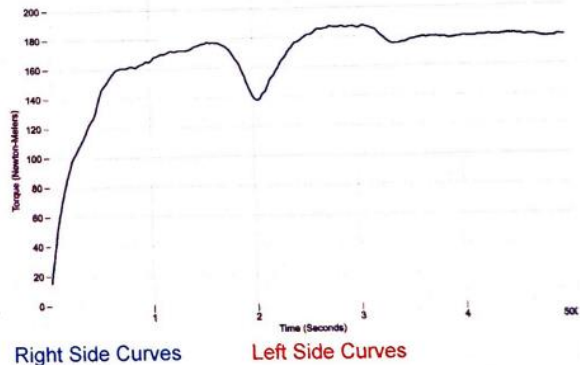
Right	56	0.26	66
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.17	0.20
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	3.44	0.31
Left	0.00	0.00



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	179	0.02	212
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

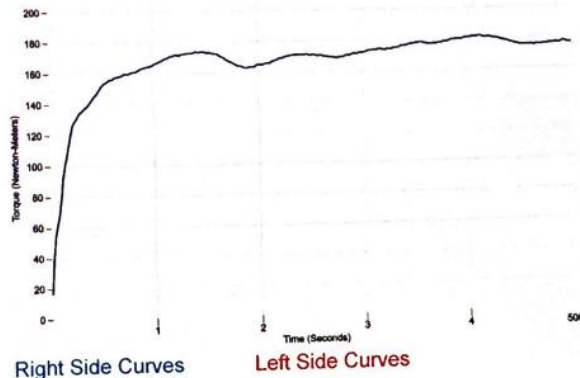
Right	51	0.25	59
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.12	0.08
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	3.67	0.24
Left	0.00	0.00



Ispitanik 13

HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Name: Isometric - Knee Extension/Flexion
 Birth date: ID: Right/Left:
 Height: Involved Side: Right
 Weight: Preferred Side: Right
 Gender: Doctor: Group 1:
 Diagnosis: Tester: Group 2:
 Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	248	0.05	355
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

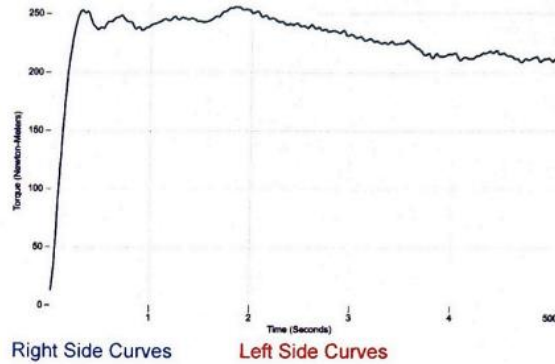
Right	221	1.00	315
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.23	0.97	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.27	0.88	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	240	0.05	343
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

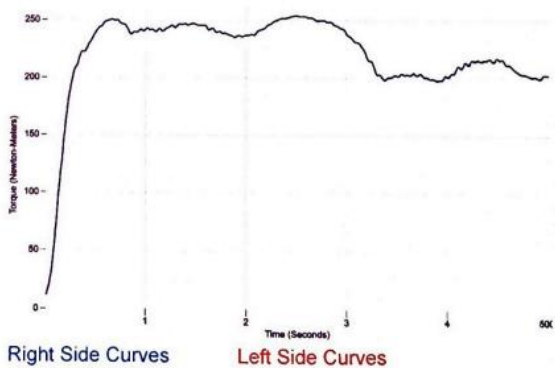
Right	200	0.43	285
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.29	0.71	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.44	0.62	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	241	0.03	346
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

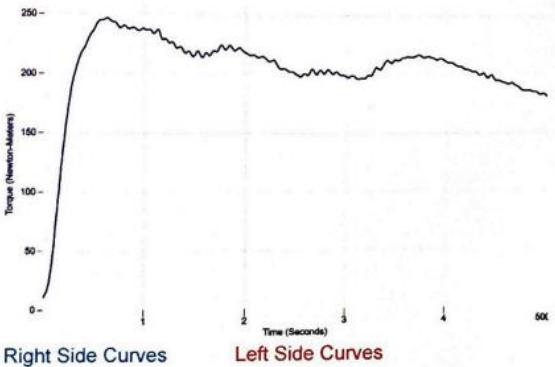
Right	203	0.81	290
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.50	0.58	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.67	0.55	
Left	0.00	0.00	



Ispitanik 14

HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi Isometric - Knee Extension/Flexion

Name: _____
 Birth date: _____
 Height: _____
 Weight: _____
 Gender: _____
 Diagnosis: _____
 Surgery: _____

Involved Side: _____
 Preferred Side: _____
 Doctor: _____
 Tester: _____

Right/Left: _____
 Group 1: _____
 Group 2: _____

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	228	0.02	325
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

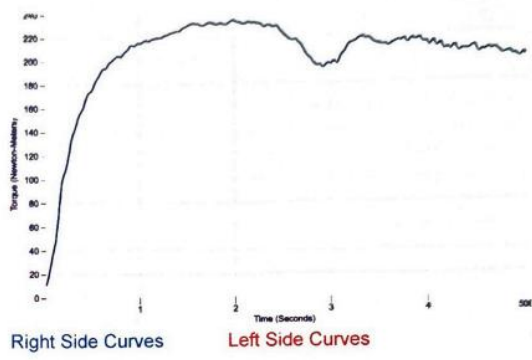
Right	122	0.49	173
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.55	1.13
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.23	0.52
Left	0.00	0.00



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	224	0.05	319
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

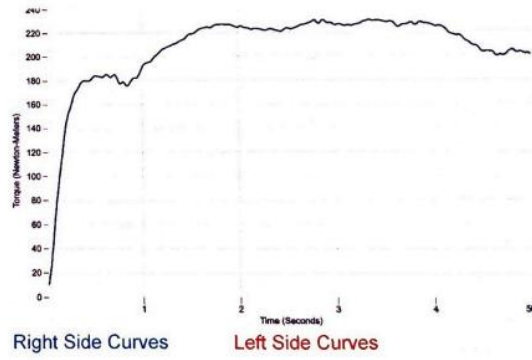
Right	81	0.10	116
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.15	0.10
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.77	0.14
Left	0.00	0.00



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	198	0.06	283
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

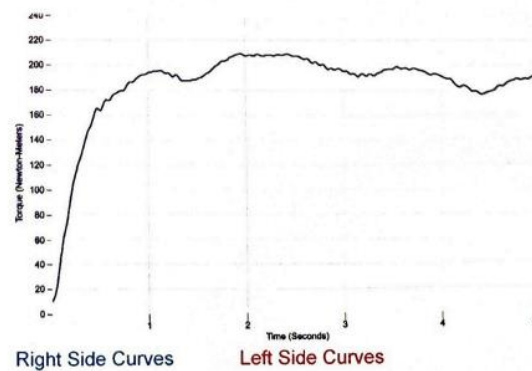
Right	121	0.51	173
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.20	0.17
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.93	0.49
Left	0.00	0.00



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion

Name: ID: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Height: Preferred Side: Right Group 2:
 Weight: Doctor: Involved Side: Right
 Gender: Tester:
 Diagnosis:
 Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	182	0.08	283
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

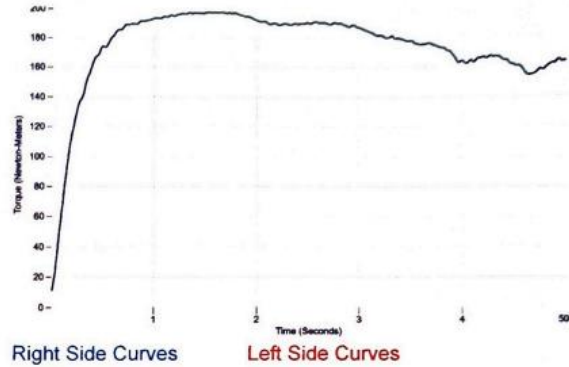
Right	91	0.29	142
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.50	1.12	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.07	0.21	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	160	0.02	250
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

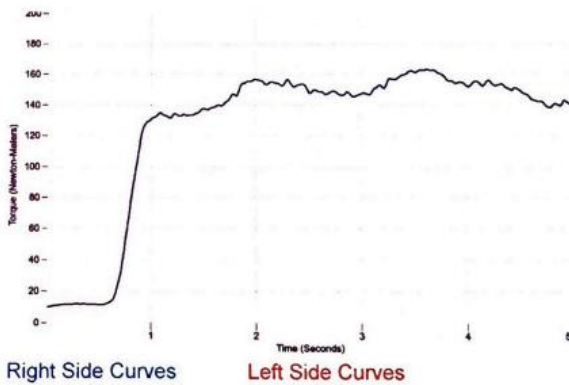
Right	82	0.54	127
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.40	0.89	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.37	0.51	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	164	0.08	256
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

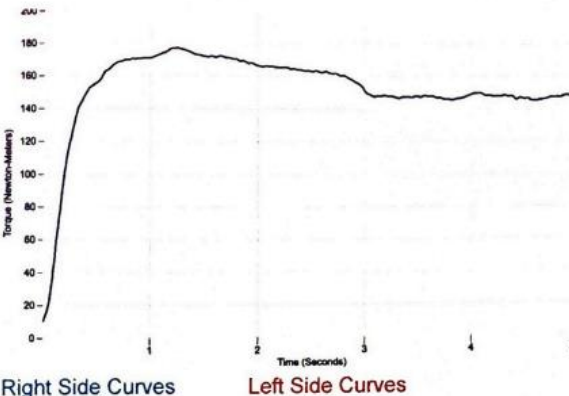
Right	98	0.39	153
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.13	0.26	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.79	0.29	
Left	0.00	0.00	



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion
 Name: ID: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Involved Side: Preferred Side: Right Group 2:
 Height: Doctor: Right
 Weight: Tester:
 Gender:
 Diagnosis:
 Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	224	0.04	331
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

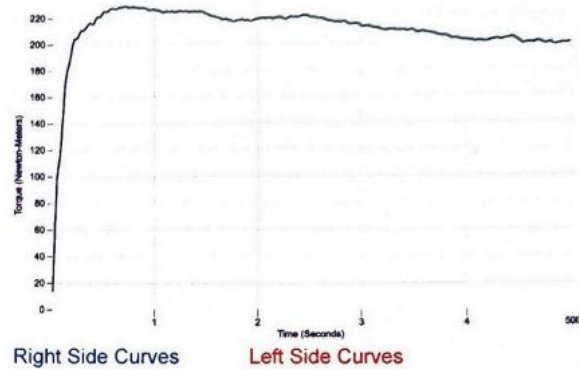
Right	280	0.24	414
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.07	0.08
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	0.82	0.24
Left	0.00	0.00



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	201	0.05	295
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

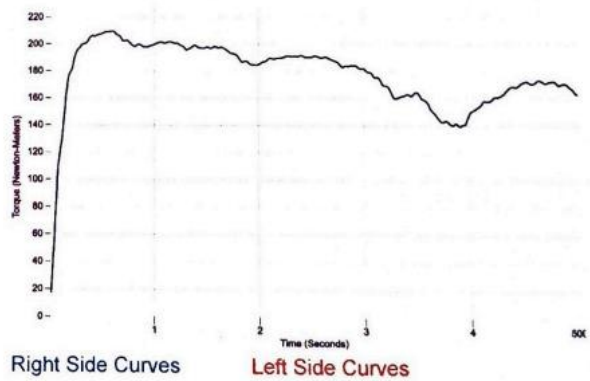
Right	206	0.60	304
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.06	0.09
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.17	0.43
Left	0.00	0.00



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	194	0.07	286
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

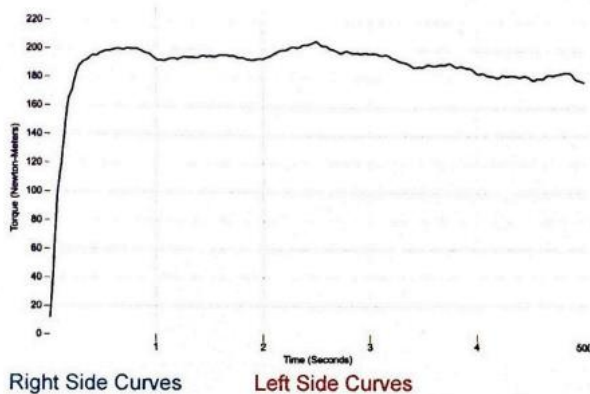
Right	142	0.68	210
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.06	0.24
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.74	0.51
Left	0.00	0.00



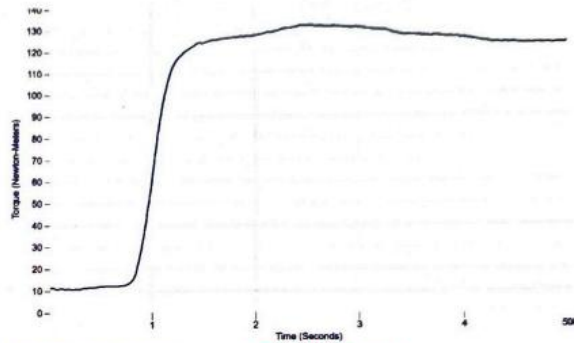
HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion

Name: ID: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Involved Side: Group 2:
 Height: Preferred Side: Right
 Weight: Doctor: Tester:
 Gender: Doctor: Tester:
 Diagnosis: Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	127	0.05	253
Left	0	0.00	0
Deficit	0		



Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

Right	85	0.63	169
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

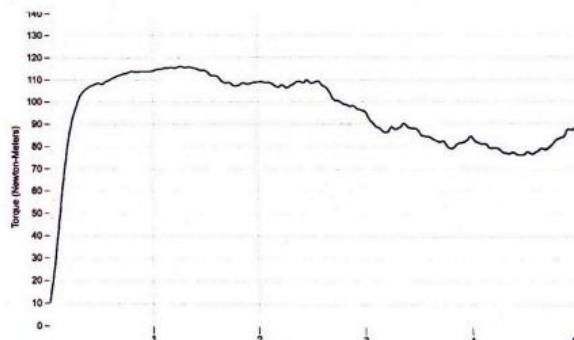
Right	0.41	1.29	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.84	0.47	
Left	0.00	0.00	

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	115	0.02	229
Left	0	0.00	0
Deficit	0		



Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

Right	68	0.56	135
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

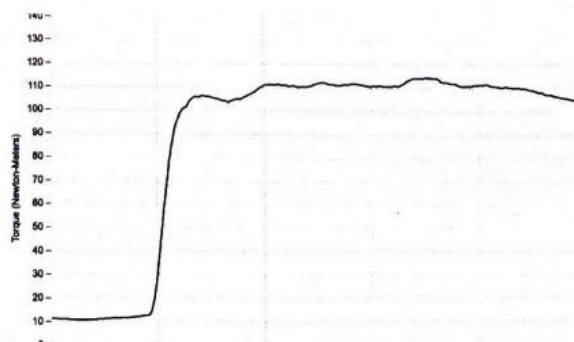
Right	0.14	0.21	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.44	0.83	
Left	0.00	0.00	

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	114	0.01	226
Left	0	0.00	0
Deficit	0		



Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

Right	70	0.64	140
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.57	0.83	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.13	0.61	
Left	0.00	0.00	

Ispitanik 18

HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Name: _____ **ID:** _____ **Right/Left:** _____
Birth date: _____ **Involved Side:** _____ **Group 1:** _____
Height: _____ **Preferred Side:** Right **Group 2:** _____
Weight: _____ **Doctor:** _____
Gender: _____ **Tester:** _____
Diagnosis: _____
Surgery: _____

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	137	0.06	170
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

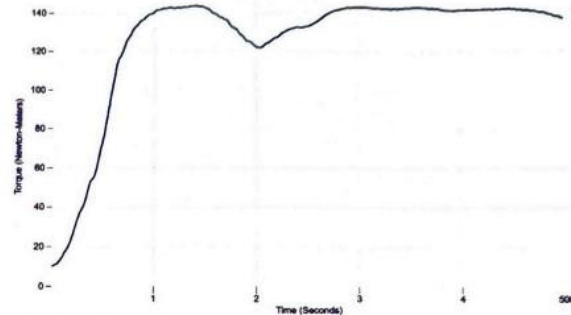
Right	109	0.41	137
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.21	1.08	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.37	0.36	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	119	0.03	149
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

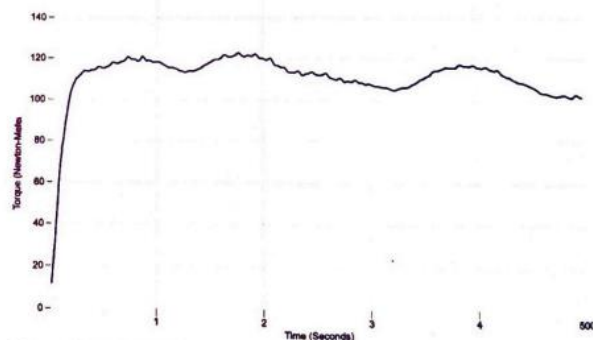
Right	130	0.57	162
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.10	0.30	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.13	0.54	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	125	0.03	155
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

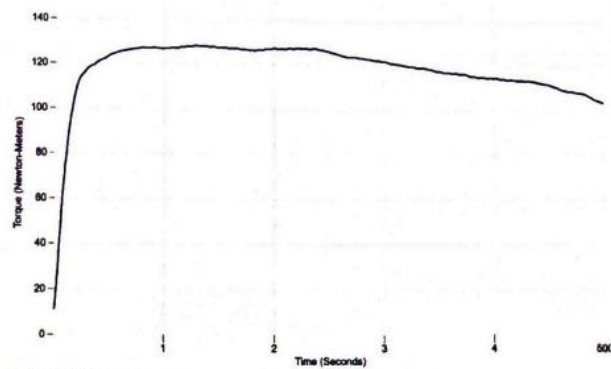
Right	81	0.20	101
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.09	0.07	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.56	0.17	
Left	0.00	0.00	



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion

Name: ID: Involved Side: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Preferred Side: Right Group 2:
 Height: Doctor: Right
 Weight: Tester:
 Gender:
 Diagnosis:
 Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	195	0.09	218
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

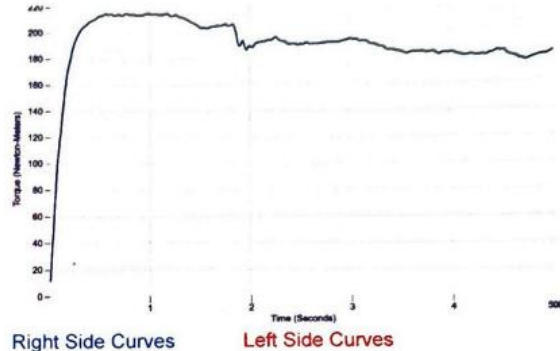
Right	335	0.46	372
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.05	0.43
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	0.65	0.39
Left	0.00	0.00



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	174	0.03	194
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

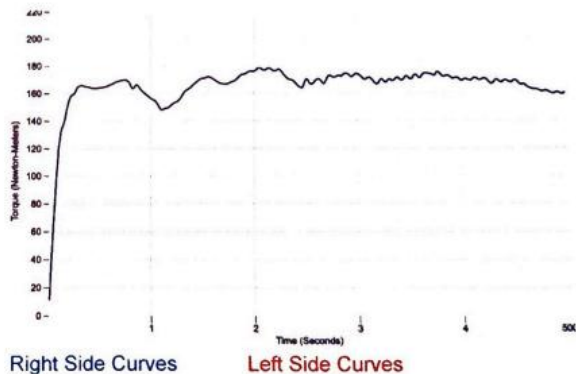
Right	104	0.39	115
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.06	0.09
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.83	0.35
Left	0.00	0.00



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	168	0.04	188
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

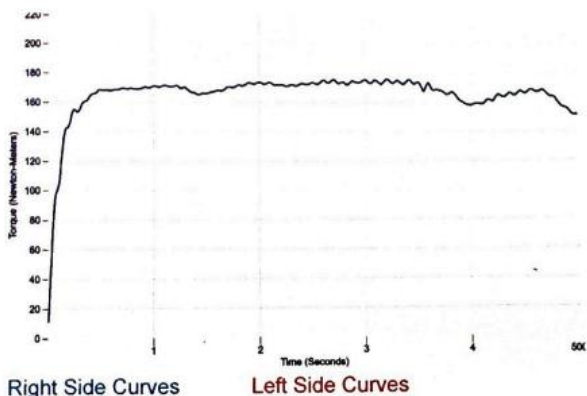
Right	86	0.32	95
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.05	0.20
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.15	0.42
Left	0.00	0.00



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion
 Name: ID: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Involved Side: Right Group 2:
 Height: Preferred Side: Right
 Weight: Doctor: Tester:
 Gender: Doctor: Tester:
 Diagnosis: Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	232	0.08	265
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

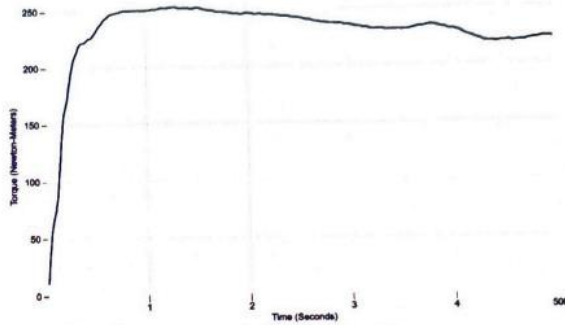
Right	159	0.56	181
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.11	0.29	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.01	0.75	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	209	0.01	238
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

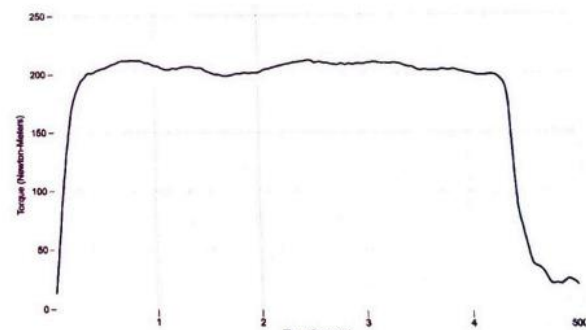
Right	138	0.85	157
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.11	0.16	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.29	0.64	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	199	0.01	226
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

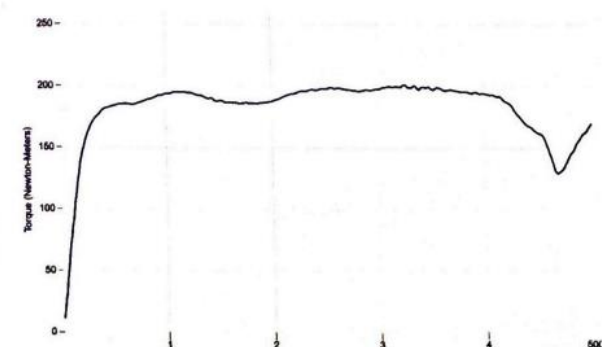
Right	73	0.17	83
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.14	0.15	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.77	0.18	
Left	0.00	0.00	



Ispitanik 21

HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Name: ID: **Isometric - Knee Extension/Flexion** **Right/Left:**
Birth date: **Involved Side:** **Group 1:**
Height: **Preferred Side:** **Right** **Group 2:**
Weight: **Doctor:**
Gender: **Tester:**
Diagnosis:
Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	127	0.06	224
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

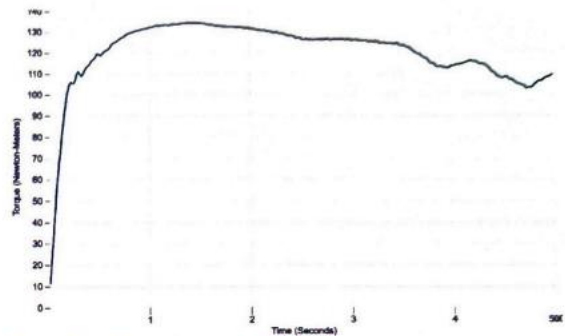
Right	84	0.41	148
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.08	0.25
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.70	0.43
Left	0.00	0.00



Right Side Curves Left Side Curves

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	115	0.04	203
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

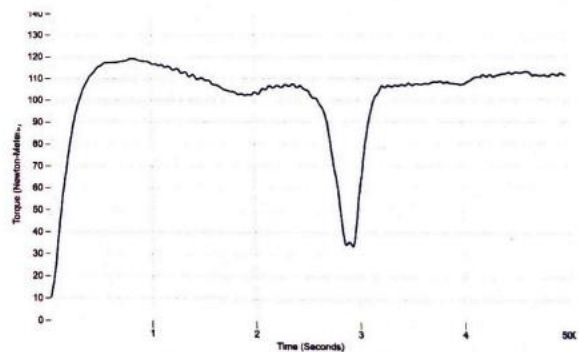
Right	148	0.33	259
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.17	0.68
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	0.84	0.38
Left	0.00	0.00



Right Side Curves Left Side Curves

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	104	0.07	185
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

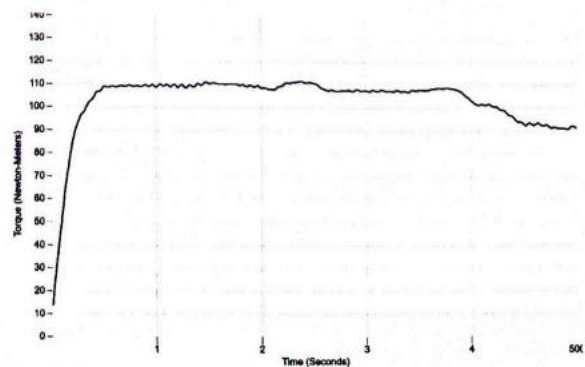
Right	124	0.58	218
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.09	0.19
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.21	0.83
Left	0.00	0.00



Right Side Curves Left Side Curves

HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

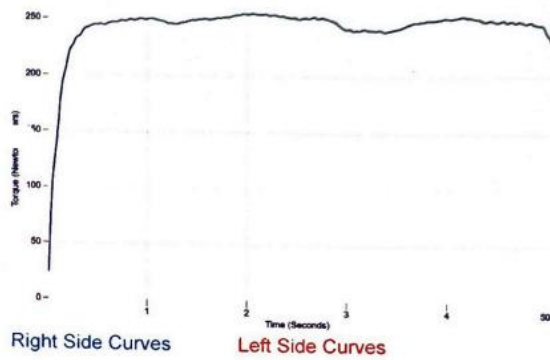
Isometric - Knee Extension/Flexion
 Name: ID: Involved Side: Right/Left: Group 1:
 Birth date: ID: Involved Side: Right/Left: Group 2:
 Height: ID: Involved Side: Right/Left: Group 2:
 Weight: ID: Involved Side: Right/Left: Group 2:
 Gender: ID: Involved Side: Right/Left: Group 2:
 Diagnosis: Doctor: Preferred Side: Right
 Surgery: Tester:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	237	0.08	262
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)			
Right	107	0.37	119
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

	Value	Cof Var	%BW
Time to Half Peak Torque (Seconds)			
Right	0.07	0.14	
Left	0.00	0.00	
Deficit			
Time to Peak Torque (Seconds)			
Right	2.44	0.40	
Left	0.00	0.00	
Deficit			

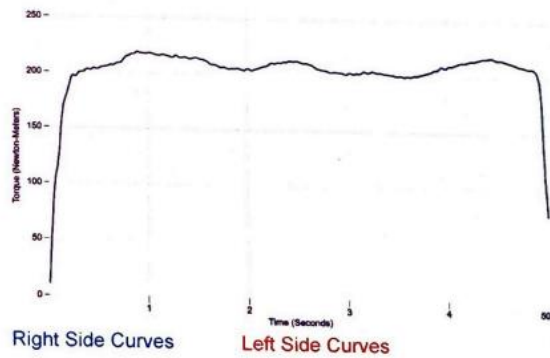


Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	217	0.02	241
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)			
Right	272	0.85	302
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

	Value	Cof Var	%BW
Time to Half Peak Torque (Seconds)			
Right	0.07	0.23	
Left	0.00	0.00	
Deficit			
Time to Peak Torque (Seconds)			
Right	1.73	1.10	
Left	0.00	0.00	
Deficit			

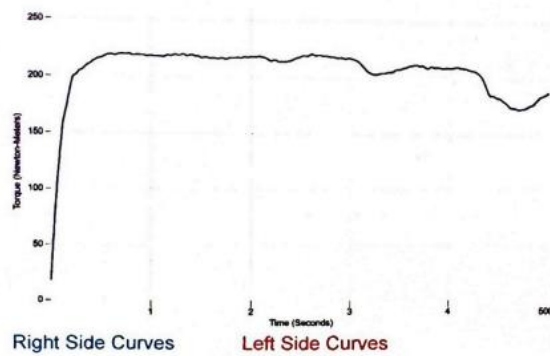


Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	205	0.07	226
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)			
Right	62	0.37	69
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

	Value	Cof Var	%BW
Time to Half Peak Torque (Seconds)			
Right	0.23	1.25	
Left	0.00	0.00	
Deficit			
Time to Peak Torque (Seconds)			
Right	3.59	0.34	
Left	0.00	0.00	
Deficit			



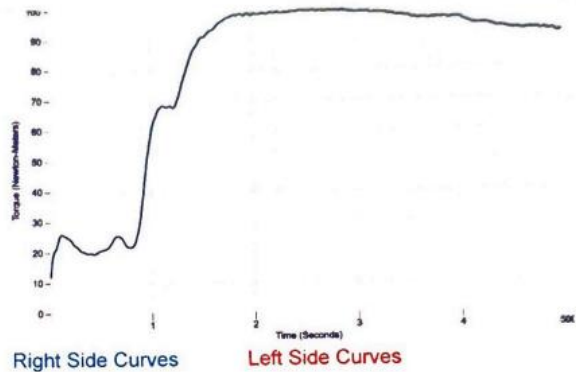
HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion

Name: ID: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Involved Side: Group 2:
 Height: Preferred Side: Right
 Weight: Doctor:
 Gender: Tester:
 Diagnosis:
 Surgery:

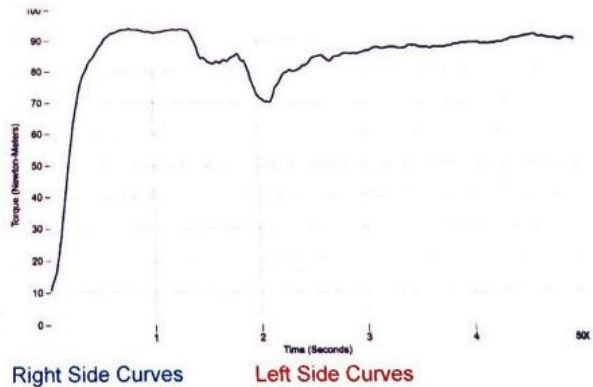
Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	95	0.05	167
Left	0	0.00	0
Deficit	0		
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)			
Right	57	0.28	99
Left	0	0.00	0
Deficit	0		
Time to Half Peak Torque (Seconds)			
Right	0.62	0.67	
Left	0.00	0.00	
Time to Peak Torque (Seconds)			
Right	1.79	0.38	
Left	0.00	0.00	



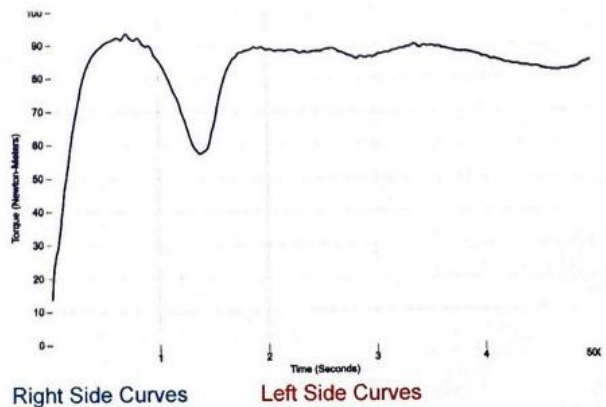
Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	89	0.06	158
Left	0	0.00	0
Deficit	0		
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)			
Right	81	0.45	142
Left	0	0.00	0
Deficit	0		
Time to Half Peak Torque (Seconds)			
Right	0.20	0.37	
Left	0.00	0.00	
Time to Peak Torque (Seconds)			
Right	1.23	0.39	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	92	0.02	161
Left	0	0.00	0
Deficit	0		
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)			
Right	93	0.41	164
Left	0	0.00	0
Deficit	0		
Time to Half Peak Torque (Seconds)			
Right	0.12	0.12	
Left	0.00	0.00	
Time to Peak Torque (Seconds)			
Right	1.09	0.40	
Left	0.00	0.00	



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Name: _____ ID: _____ Right/Left: _____
 Birth date: _____ Involved Side: _____ Group 1: _____
 Height: _____ Preferred Side: _____ Group 2: _____
 Weight: _____ Doctor: _____
 Gender: _____ Tester: _____
 Diagnosis: _____
 Surgery: _____

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	102	0.06	146
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

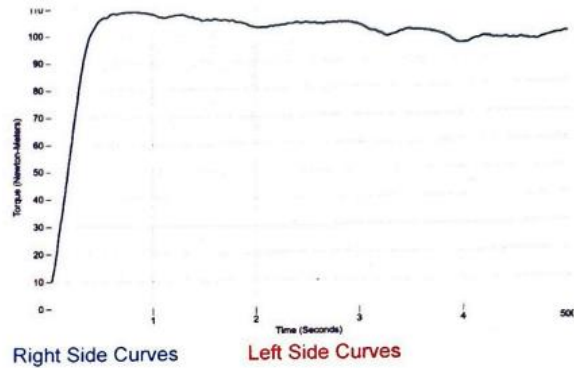
Right	74	0.71	105
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.59	0.64	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.86	0.58	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	94	0.02	134
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

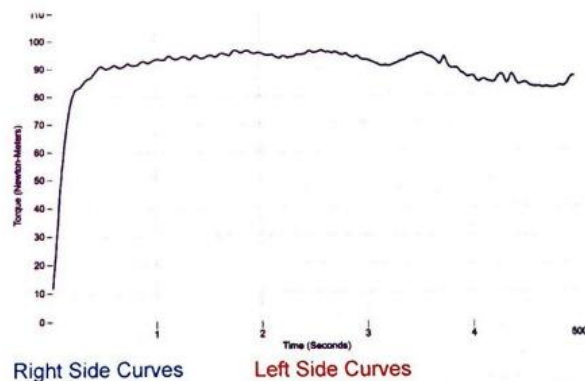
Right	55	0.26	79
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.09	0.07	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.77	0.26	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	88	0.02	125
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

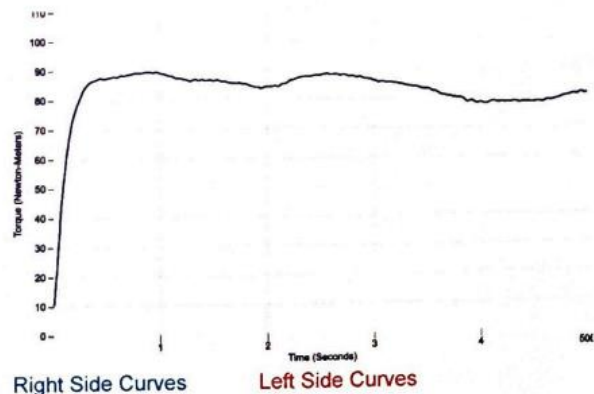
Right	102	0.41	145
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.08	0.08	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	0.97	0.45	
Left	0.00	0.00	



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion
 Name: ID: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Involved Side: Right Group 2:
 Height: Preferred Side: Right
 Weight: Doctor:
 Gender: Tester:
 Diagnosis:
 Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	175	0.01	235
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

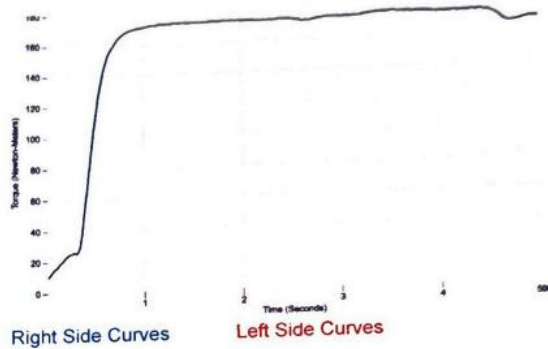
Right	41	0.18	55
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.60	0.53
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	4.32	0.16
Left	0.00	0.00



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	168	0.04	226
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

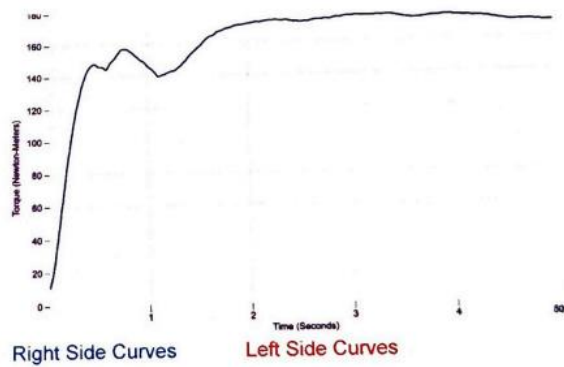
Right	61	0.35	82
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.19	0.13
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.98	0.32
Left	0.00	0.00



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	163	0.01	221
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

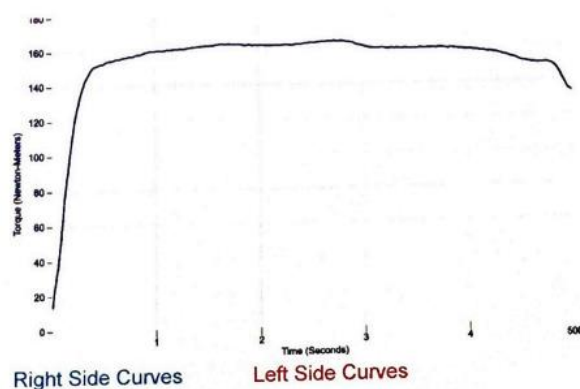
Right	60	0.23	82
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.23	0.47
Left	0.00	0.00

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.78	0.24
Left	0.00	0.00



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion

Name: ID: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Involved Side: Right Group 2:
 Height: Preferred Side: Right
 Weight: Doctor:
 Gender: Tester:
 Diagnosis:
 Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	126	0.04	244
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

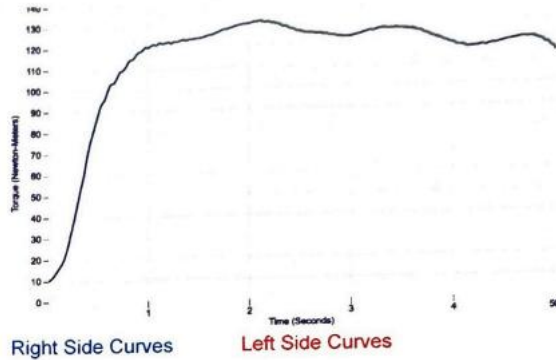
Right	47	0.43	91
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.41	0.47	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	3.13	0.51	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	121	0.02	232
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

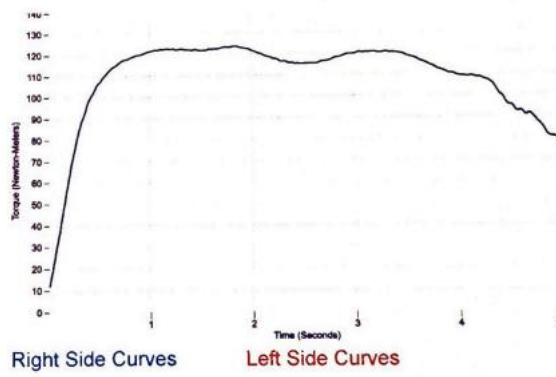
Right	72	0.20	139
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.26	0.20	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.72	0.19	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	121	0.03	232
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

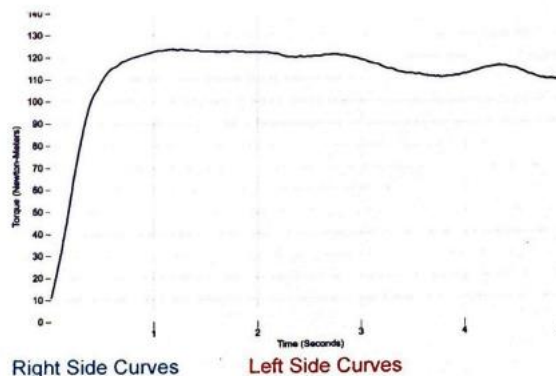
Right	84	0.23	161
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.24	0.37	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.47	0.21	
Left	0.00	0.00	



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion
 Name: ID: **Right/Left:** **Group 1:**
 Birth date: **Involved Side:** **Group 2:**
 Height: **Preferred Side:** **Right**
 Weight: **Doctor:**
 Gender: **Tester:**
 Diagnosis:
 Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	95	0.07	122
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

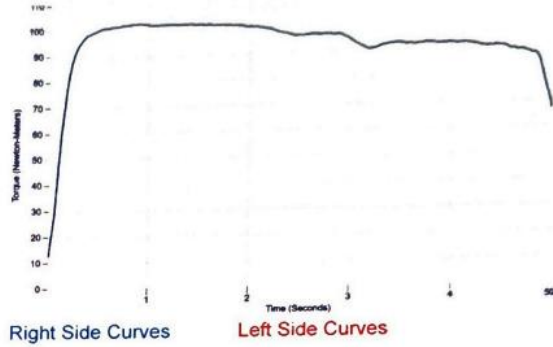
	Value	Cof Var	%BW
Right	114	0.05	149
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.08	0.18	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.82	0.09	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	87	0.01	113
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

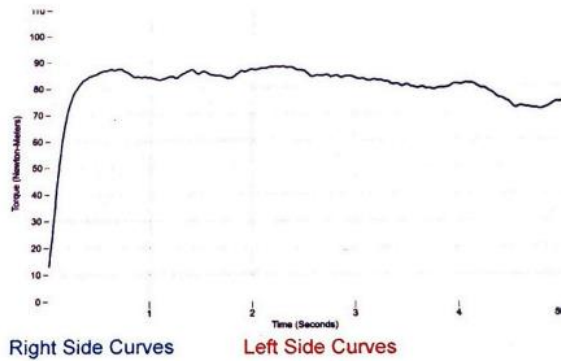
	Value	Cof Var	%BW
Right	36	0.06	47
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.08	0.12	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	2.42	0.05	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	87	0.03	113
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

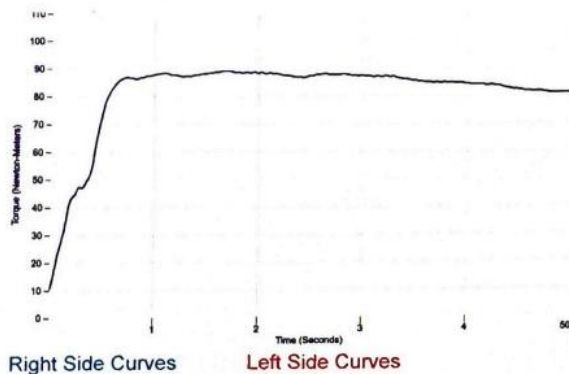
	Value	Cof Var	%BW
Right	58	0.11	75
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.12	0.80	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	1.50	0.12	
Left	0.00	0.00	



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion

Name: ID: Involved Side: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Preferred Side: Right Group 2:
 Height: Doctor: Right
 Weight: Doctor: Right
 Gender: Tester:
 Diagnosis:
 Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	172	0.01	265
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

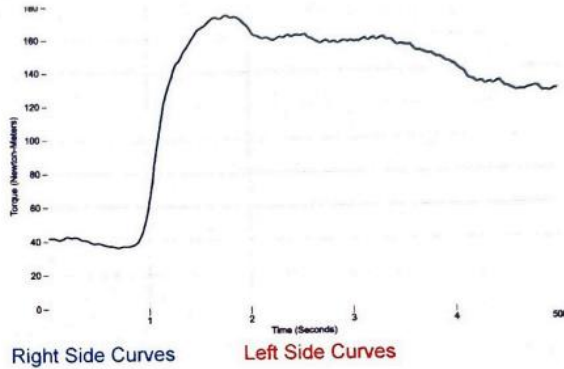
Right	139	0.26	213
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.70	0.44	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	1.30	0.31	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	153	0.04	235
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

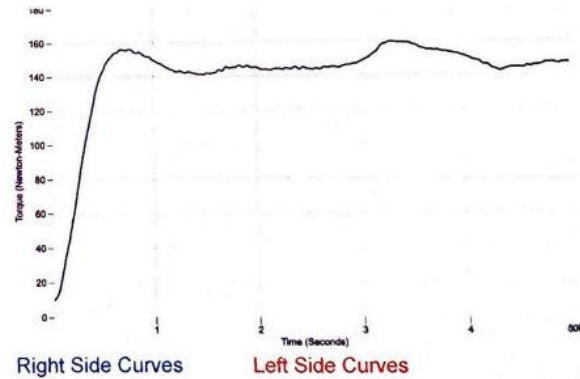
Right	63	0.27	97
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.98	0.64	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.54	0.28	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	114	0.02	176
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

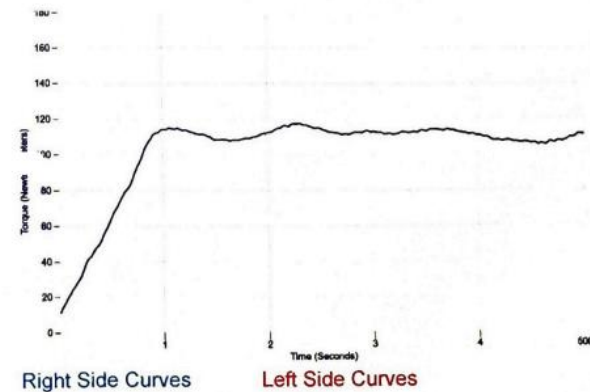
Right	48	0.49	73
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.33	0.32	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	2.96	0.60	
Left	0.00	0.00	



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion

Right/Left:

Name:
Birth date:
Height:
Weight:
Gender:
Diagnosis:
Surgery:

ID:

Involved Side:
Preferred Side:

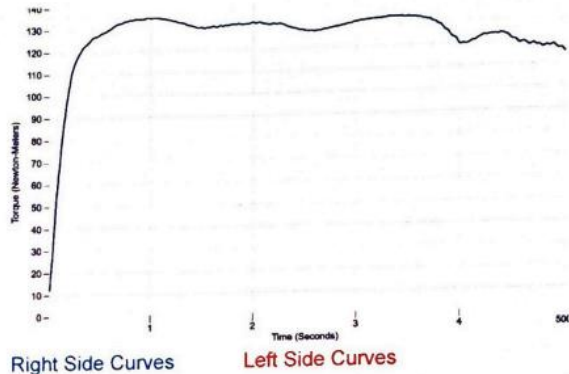
Right

Group 1:
Group 2:

Doctor:
Tester:

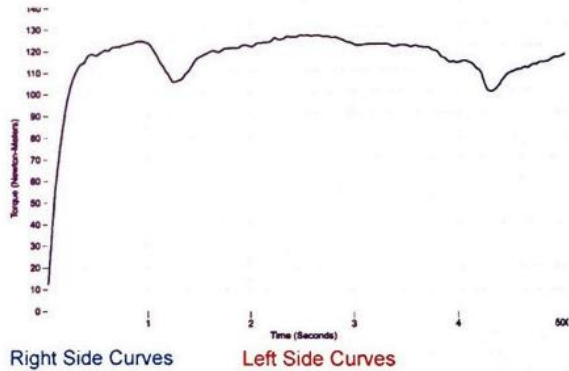
Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	133	0.02	206
Left	0	0.00	0
Deficit	0		
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)			
Right	116	0.30	178
Left	0	0.00	0
Deficit	0		
Time to Half Peak Torque (Seconds)			
Right	0.14	0.49	
Left	0.00	0.00	
Time to Peak Torque (Seconds)			
Right	1.23	0.37	
Left	0.00	0.00	



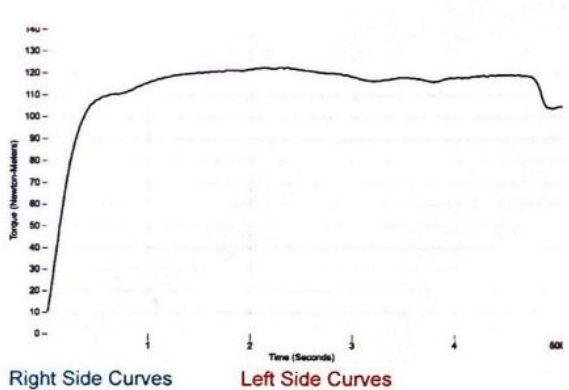
Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	125	0.01	191
Left	0	0.00	0
Deficit	0		
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)			
Right	40	0.23	62
Left	0	0.00	0
Deficit	0		
Time to Half Peak Torque (Seconds)			
Right	0.11	0.14	
Left	0.00	0.00	
Time to Peak Torque (Seconds)			
Right	3.18	0.20	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	121	0.02	185
Left	0	0.00	0
Deficit	0		
Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)			
Right	46	0.30	71
Left	0	0.00	0
Deficit	0		
Time to Half Peak Torque (Seconds)			
Right	0.15	0.20	
Left	0.00	0.00	
Time to Peak Torque (Seconds)			
Right	2.83	0.37	
Left	0.00	0.00	



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion

Name: ID: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Involved Side: Preferred Side: Right Group 2:
 Height: Doctor: Tester:
 Weight: Doctor: Tester:
 Gender: Doctor: Tester:
 Diagnosis: Doctor: Tester:
 Surgery: Doctor: Tester:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	145	0.07	179
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

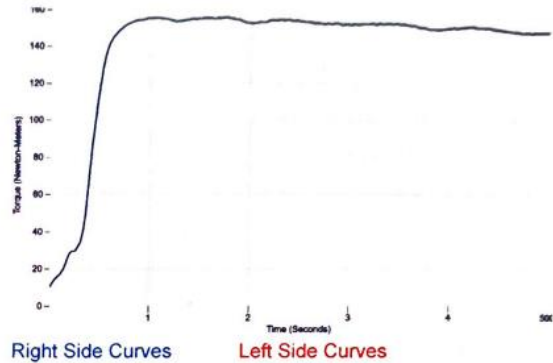
	Value	Cof Var	%BW
Right	108	0.37	133
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.20	0.84	
Left	0.00	0.00	
Deficit			

Time to Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	1.43	0.29	
Left	0.00	0.00	
Deficit			



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	136	0.02	167
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

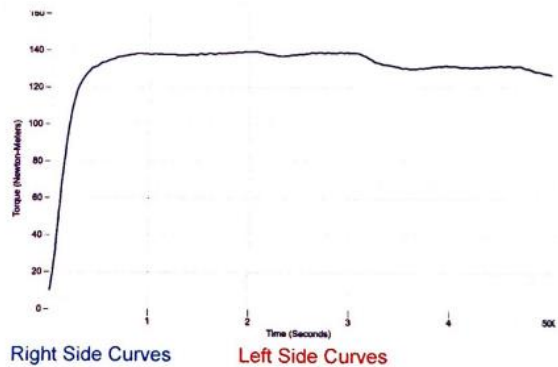
	Value	Cof Var	%BW
Right	82	0.56	101
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.15	0.10	
Left	0.00	0.00	
Deficit			

Time to Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	2.04	0.52	
Left	0.00	0.00	
Deficit			



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	132	0.05	161
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

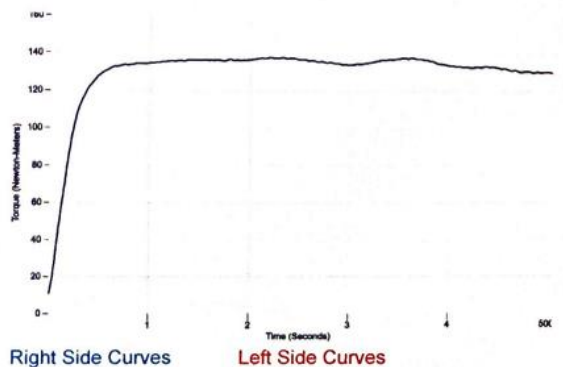
	Value	Cof Var	%BW
Right	53	0.38	66
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.13	0.11	
Left	0.00	0.00	
Deficit			

Time to Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	2.71	0.37	
Left	0.00	0.00	
Deficit			



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion

Name: ID: Right/Left: Group 1:
 Birth date: ID: Preferred Side: Right Group 2:
 Height: Doctor: Preferred Side: Right
 Weight: Doctor: Tester:
 Gender: Doctor: Tester:
 Diagnosis: Doctor: Tester:
 Surgery: Doctor: Tester:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	114	0.03	164
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

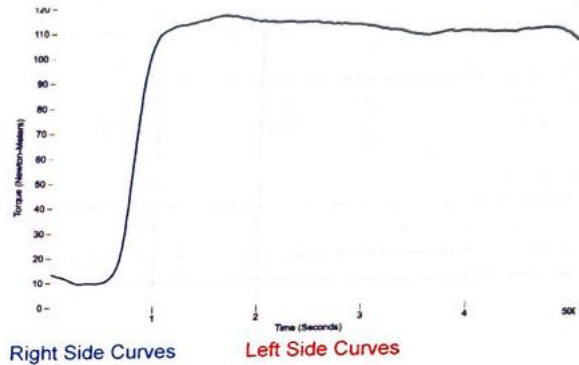
	Value	Cof Var	%BW
Right	59	0.26	84
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.49	0.67	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	2.02	0.28	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	103	0.03	146
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

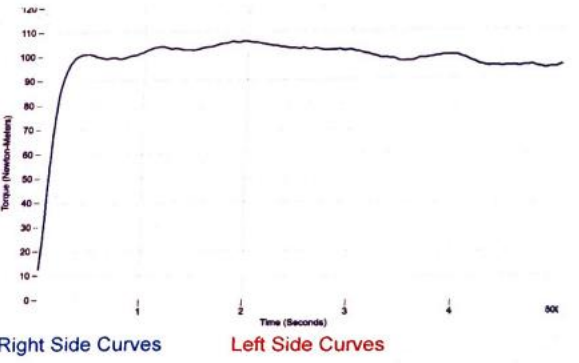
	Value	Cof Var	%BW
Right	87	0.73	124
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.12	0.20	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	1.59	0.53	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	102	0.01	146
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

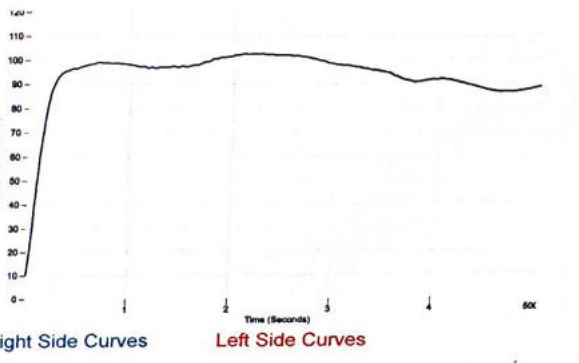
	Value	Cof Var	%BW
Right	121	0.69	172
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.09	0.11	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	1.20	0.74	
Left	0.00	0.00	



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion

Name: ID: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Involved Side: Right Group 2:
 Height: Preferred Side: Right
 Weight: Doctor: Tester:
 Gender: Doctor: Tester:
 Diagnosis: Surgery:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	186	0.11	232
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-meters/Seconds)

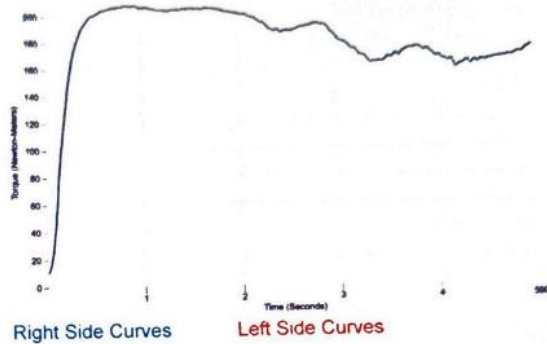
	Value	Cof Var	%BW
Right	177	0.61	221
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.65	1.36	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	1.67	0.94	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	168	0.03	209
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

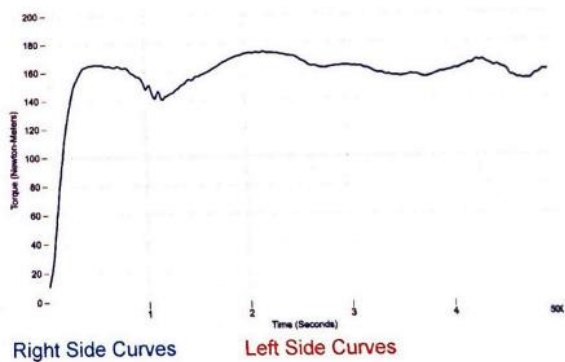
	Value	Cof Var	%BW
Right	93	0.61	116
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.21	0.56	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	2.30	0.57	
Left	0.00	0.00	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	159	0.04	197
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

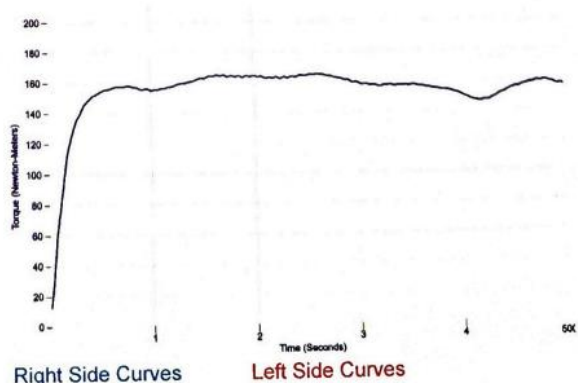
	Value	Cof Var	%BW
Right	83	0.23	104
Left	0	0.00	0
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	0.15	0.38	
Left	0.00	0.00	

Time to Peak Torque (Seconds)

	Value	Cof Var	%BW
Right	1.98	0.29	
Left	0.00	0.00	



HUMAC Measurement & Training Systems by CSMi

Isometric - Knee Extension/Flexion

Name: ID: Involved Side: Right/Left: Group 1:
 Birth date: Preferred Side: Right & Left Group 2:
 Height: Doctor: Tester:
 Weight: Doctor: Tester:
 Gender: Doctor: Tester:
 Diagnosis: Doctor: Tester:
 Surgery: Doctor: Tester:

Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	0	0.00	0
Left	132	0.09	203
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

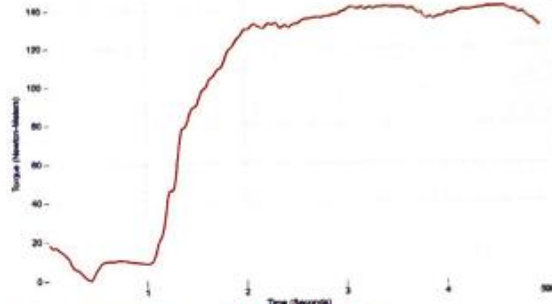
Right	0	0.00	0
Left	38	0.29	58
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.00	0.00	
Left	1.04	0.24	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	0.00	0.00	
Left	3.67	0.25	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	0	0.00	0
Left	115	0.03	176
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

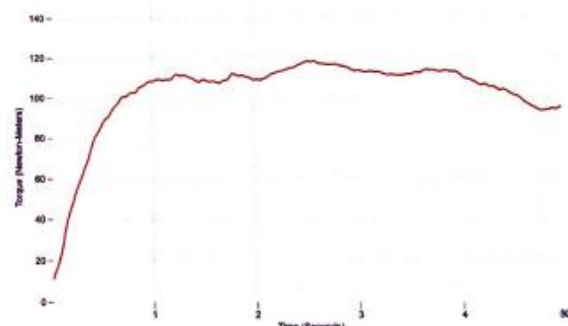
Right	0	0.00	0
Left	63	0.55	96
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.00	0.00	
Left	0.21	0.27	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	0.00	0.00	
Left	2.16	0.42	



Isometric Extensors (Con) Angle 90 Time 5 Repetition 3 (Average Value)

	Value	Cof Var	%BW
Peak Torque (Newton-Meters)			
Right	0	0.00	0
Left	113	0.03	173
Deficit	0		

Peak Torque Slope (Newton-Meters/Seconds)

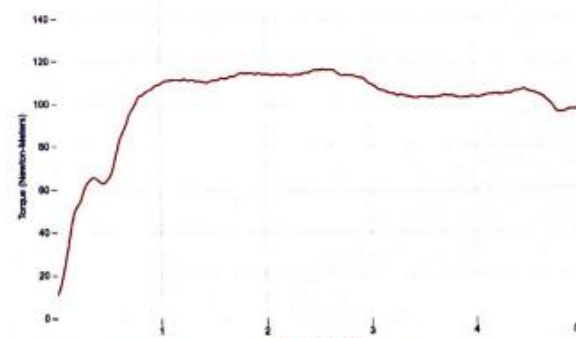
Right	0	0.00	0
Left	50	0.40	76
Deficit	0		

Time to Half Peak Torque (Seconds)

Right	0.00	0.00	
Left	0.20	0.25	

Time to Peak Torque (Seconds)

Right	0.00	0.00	
Left	2.49	0.36	



ŽIVOTOPIS

Rođena sam u Zenici, Bosna i Hercegovina, 24. svibnja 2000. godine. U Rijeci sam završila Osnovnu školu Srdoči te srednju Medicinsku školu gdje stječem strukovno zvanje farmaceutskog tehničara. 2019./2020. godinu upisujem Fakultet zdravstvenih studija, Prijediplomski stručni studij Fizioterapija. Svoje obrazovanje i dalje nastavljam na Fakultetu zdravstvenih studija gdje 2022./2023. upisujem Sveučilišni diplomski studij Fizioterapija. Kroz studij bila sam student demonstrator iz kolegija Anatomija s histologijom i Klinička kineziologija. Sudjelovala sam u brojnim projektima kao što su:

1. Volontiranje na COVID odjelima KBC-a Rijeka u razdoblju 01. prosinca 2020. do 01. ožujka 2021.
2. Erasmus+ Sport projekt „TeleExe4All“ 2023. godine
3. Erasmus+ projekt „Sport4Cancer“ Športskog saveza osoba s invaliditetom grada Rijeke u razdoblju od 1. rujna 2022. do 31. kolovoza 2023. godine. Sudjelovanje na internacionalnom sportskom event u Španjolskoj „MAR MENOR GAMES SPORT4CANCER“ od 19. do 24. travnja 2023. godine
4. Tribina „Sport u kontekstu modernog društva mladih“ u organizaciji Filozofskog fakulteta Sveučilišta u Rijeci, 10. svibnja 2023., izlagač, tema: Sport, tjelesna aktivnost i zdravlje mladih“. Mentor: viši predavač, Jasna Lulić Drenjak, prof. kinez.
5. Sudjelovanje u obilježavanju Međunarodnog dana starijih osoba 01. do 05. listopada u organizaciji Fakulteta zdravstvenih studija i Doma za starije osobe „KANTRIDA“ Rijeka, pozvani predavač, tema: „Važnost tjelesne aktivnosti u starijoj životnoj dobi“. Mentor: doc. dr. sc. Mirela Vučković, mag. physioth.
6. Sudjelovanje na tečaju: „Osnovno održavanje života odraslih uz upotrebu Automatskog vanjskog defibrilatora – BLS/AED“ u organizaciji Hrvatskog sestrinskog društva hitne medicine. Tečaj položen na Fakultetu zdravstvenih studija 31. listopada 2023. godine.
7. Sudjelovanje na IX. Danima Fakulteta zdravstvenih studija Sveučilišta u Rijeci 14. ožujka 2023. Sudjelovanje na dodjeli nagrade za najbolji završni rad. Tema rada: „Usporedba standardnog ručnog i fiksnog dinamometra tijekom ispitivanja mišićne jakosti četveroglavog natkoljениčnog mišića.“ Rad izrađen pod mentorstvom doc. dr. sc. Hrvoja Vlahovića, prof. reh.

U slobodno vrijeme volim odlaske u knjižnicu, čitanje psiholoških trilera te ronjenje. Od jezika se koristim engleskim jezikom, a samostalno učim španjolski i talijanski jezik. Posjedujem vozačku dozvolu B kategorije.