

BIOMEHANIČKA ANALIZA TETIVE M. GRACILISA I POVRŠINSKE TREĆINE TETIVE KVADRICEPSA S OBZIROM NA BIOMEHANIKU MEDIJALNOG PATELOFEMORALNOG LIGAMENTA

Wertheimer, Vjekoslav

Doctoral thesis / Disertacija

2023

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **Josip Juraj Strossmayer University of Osijek, Faculty of Medicine Osijek / Sveučilište Josipa Jurja Strossmayera u Osijeku, Medicinski fakultet Osijek**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:152:423923>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-12**



Repository / Repozitorij:

[Repository of the Faculty of Medicine Osijek](#)



SVEUČILIŠTE JOSIPA JURJA STROSSMAYERA U OSIJEKU

MEDICINSKI FAKULTET OSIJEK

VJEKOSLAV WERTHEIMER

**BIOMEHANIČKA ANALIZA TETIVE M. GRACILISA I POVRŠINSKE TREĆINE
TETIVE KVADRICEPSA S OBZIROM NA BIOMEHANIKU MEDIJALNOG
PATELOFEMORALNOG LIGAMENTA**

DOKTORSKA DISERTACIJA

OSIJEK, 2023.

SVEUČILIŠTE JOSIPA JURJA STROSSMAYERA U OSIJEKU

MEDICINSKI FAKULTET OSIJEK

VJEKOSLAV WERTHEIMER

**BIOMEHANIČKA ANALIZA TETIVE M. GRACILISA I POVRŠINSKE TREĆINE
TETIVE KVADRICEPSA S OBZIROM NA BIOMEHANIKU MEDIJALNOG
PATELOFEMORALNOG LIGAMENTA**

DOKTORSKA DISERTACIJA

OSIJEK, 2023.

Mentor rada: doc. prim. dr. sc. Zoran Zelić, dr. med.

Komentor: doc. dr. sc. Vedrana Ivić, prof.

Rad ima 82 lista.

Rad je izrađen na Katedri za anatomiju i neuroznanost Medicinskog fakulteta u Osijeku, Sveučilište J. J. Strossmayera u Osijeku i na Strojarskom fakultetu u Slavonskom Brodu, Sveučilište u Slavonskom Brodu.

ZAHVALA

Zahvaljujem mentoru doc. prim. dr. sc. Zoranu Zeliću na stručnom vodstvu i razumijevanju.

Zahvaljujem prof. dr. sc. Željku Ivandiću na savjetima, pomoći i usmjeravanju u izradi doktorske disertacije.

Zahvaljujem dr. sc. Ivanu Grgiću na dugotrajnom zajedničkom radu tijekom provođenja ovog istraživanja.

Zahvaljujem doc. dr. sc. Vedrani Ivić na nesebičnoj pomoći, savjetima i motivaciji.

Zahvaljujem prof. dr. sc. Mariji Heffer na ohrabrenju za pisanje doktorske disertacije.

Zahvaljujem prof. dr. sc. Dariu Faju na savjetima, nesebičnoj pomoći i motivaciji.

Zahvaljujem pokojnom prof. dr. sc. Radivoju Radiću što me uveo u svijet znanosti.

Zahvaljujem roditeljima što su uvijek u životu bili moj stup oslonac i poticaj.

Na kraju, zahvala mojoj predivnoj obitelji,
supruzi Ivani, djeci Zvonimiru i Petri kojima posvećujem ovu disertaciju.

SADRŽAJ

1.	UVOD.....	1
1.1.	Funkcionalna anatomija koljena i biomehanika.....	1
1.2.	Patelofemoralni zglob	2
1.3.	Patela.....	3
1.4.	Femur	5
1.5.	Mekotkivna anatomija Patelofemoralnog zgloba.....	7
1.5.1.	Retinakuli	7
1.5.2.	Mišić kvadriceps femoris	8
1.6.	Lateralni odjeljak Patelofemoralnog zgloba.....	9
1.7.	Medijalni odjeljak Patelofemoralnog zgloba	10
1.8.	Funkcija Patelofemoralnog zgloba.....	11
1.9.	Anatomija i biomehanika medijalnog Patelofemoralnog ligamenta	12
1.10.	Ozljeda medijalnog Patelofemoralnog ligamenta i nestabilnosti patele.....	15
1.11.	Metode liječenja	16
2.	HIPOTEZA	20
3.	CILJEVI ISTRAŽIVANJA	21
4.	MATERIJALI I METODE.....	22
4.1.	Ustroj studije	22
4.2.	Materijal	22
4.3.	Utvrđivanje morfoloških karakteristika tetiva	22
4.4.	Postupak ispitivanja biomehaničkih svojstava tetiva.....	23
4.5.	Statističke metode	38
5.	REZULTATI	39
5.1.	Obilježja uzoraka	39
5.2.	Razlike u morfološkim karakteristikama distalne tetive mišića gracilisa i kvadricepsa	

5.3.	Razlike u biomehaničkim svojstvima distalne tetive mišića gracilisa i kvadricepsa.	40
5.4.	Razlike u morfološkim karakteristikama distalne tetive mišića gracilisa i kvadricepsa, u skupini muškaraca i u skupini žena	43
5.5.	Razlike u biomehaničkim svojstvima distalne tetive mišića gracilisa i kvadricepsa, u skupini muškaraca i u skupini žena	44
5.6.	Usporedba dobivenih rezultata o biomehaničkim svojstvima s poznatim podacima iz literature o biomehaničkim svojstvima medijalnog patelofemoralnog ligamenta.....	46
6.	RASPRAVA	51
7.	ZAKLJUČCI.....	58
8.	SAŽETAK	59
9.	SUMMARY.....	61
10.	LITERATURA	63
11.	ŽIVOTOPIS.....	76
12.	PRILOZI.....	82

POPIS KRATICA

ACL	<i>Ligament cruciatum anterius</i>
AMT	Tetiva <i>m. adductor magnusa</i>
LPFL	Lateralni patelofemoralni ligament
LPTL	Lateralni patelotibijalni ligament
MPFL	Medijalni patelofemoralni ligament
PF	Patelofemoralni zglob
RF	<i>Musculus rectus femoris</i>
SM	Tetiva <i>m. semitendinosusa</i>
VI	<i>Musculus vastus intermedius</i>
VL	<i>Musculus vastus lateralis</i>
VMO	<i>Musculus vastus medialis obliquus</i>

POPIS TABLICA

Tablica 5.1. Raspodjela uzoraka prema spolu

Tablica 5.2. Razlike u dobi u odnosu na spol

Tablica 5.3. Razlike u duljini, debljini, širini i površini poprečnog presjeka distalnih tetiva mišića gracilis i kvadricepsa

Tablica 5.4. Razlike u biomehaničkim svojstvima distalnih tetiva mišića gracilis i kvadricepsa

Tablica 5.5. Razlike u maksimalnoj i minimalnoj relaksaciji te u vremenu do maksimalne relaksacije naprezanja u odnosu na distalne tetive mišića gracilis i kvadricepsa

Tablica 5.6. Razlike u duljini, debljini, širini i površini poprečnog presjeka distalnih tetiva mišića gracilis i kvadricepsa u skupinama prema spolu

Tablica 5.7. Razlike u biomehaničkim svojstvima distalnih tetiva mišića gracilis i kvadricepsa u skupinama prema spolu

Tablica 5.8. Razlike u maksimalnoj i minimalnoj relaksaciji te u vremenu do maksimalne relaksacije naprezanja u odnosu na distalne tetive mišića gracilis i kvadricepsa u skupinama prema spolu

Tablica 5.9. Usporedba biomehaničkih svojstava istraživanja u ovom radu sa sličnim iz 2017. godine

Tablica 5.10. Razlike u modulu elastičnosti istraživanja u ovom radu i dosadašnjih istraživanja tetiva mišića gracilis i kvadriceps

Tablica 5.11. Razlike u vlačnoj čvrstoći istraživanja u ovom radu i dosadašnjih istraživanja tetiva mišića gracilis i kvadriceps

Tablica 5.12. Razlike u istežljivosti istraživanja u ovom radu i dosadašnjih istraživanja tetiva mišića gracilis i kvadriceps

POPIS SLIKA

Slika 1.1. Ilustracija koljenskog zgloba s prikazanim bazičnim koštanim i ligamentarnim dijelovima

Slika 1.2. Ilustracija stražnja strana patele

Slika 1.3. Različiti morfološki oblici patele

Slika 1.4. Ilustracija osnovnih anatomskih koštanih obilježja distalnog femura

Slika 1.5. Ilustracija trohlearna displazija – klasifikacija po Dejouru

Slika 1.6. Ilustracija hvatišta pojedinih dijelova kvadricepsa za patelu

Slika 1.7. Lateralni odjeljak patelofemoralnog zgloba

Slika 1.8. Prikaz dubokog sloja medijalne strane koljena

Slika 1.9. Prikaz odnosa *m. vastus medialis obliqua*, *m. vastus intermedius* i MPFL-a

Slika 1.10. Ilustracija rekonstrukcije MPFL-a tetivom gracilisa

Slika 1.11. Ilustracija rekonstrukcije MPFL-a tetivom kvadricepsa

Slika 4.1. Otapanje tetiva u Ringerovoj otopini

Slika 4.2. Postavljen profil metričnog navoja na pločici

Slika 4.3. Konačna geometrija pločica za prihvat tetiva (hvataljki) i fizički model

Slika 4.4. ISO 527-1:2012 i utvrđivanje osnovnih dimenzija tetive

Slika 4.5. Mjerenje i oblik površine poprečnog presjeka tetive kvadricepsa i gracilisa

Slika 4.6. Viuzalna kontrola tetiva kvadricepsa i gracilisa pod mikroskopskom kamerom

Slika 4.7. Prikaz kalibracij tetive

Slika 4.8. 3D model modula za kalibraciju

Slika 4.9. Fizički prikaz modula za kalibraciju

Slika 4.10. Prilagodba tetive na ispitnu temperaturu u modulu za prilagodbu i oporavak

Slika 4.11. 3D model i fizički prikaz modula za prilagodbu i oporavak

Slika 4.12. Tetiva nakon provedenog ispitivanja u modulu za ispitivanje

Slika 4.13. 3D model i fizički prikaz modula za ispitivanje

Slika 4.14. Tehnički sustav i radno okruženje

1. UVOD

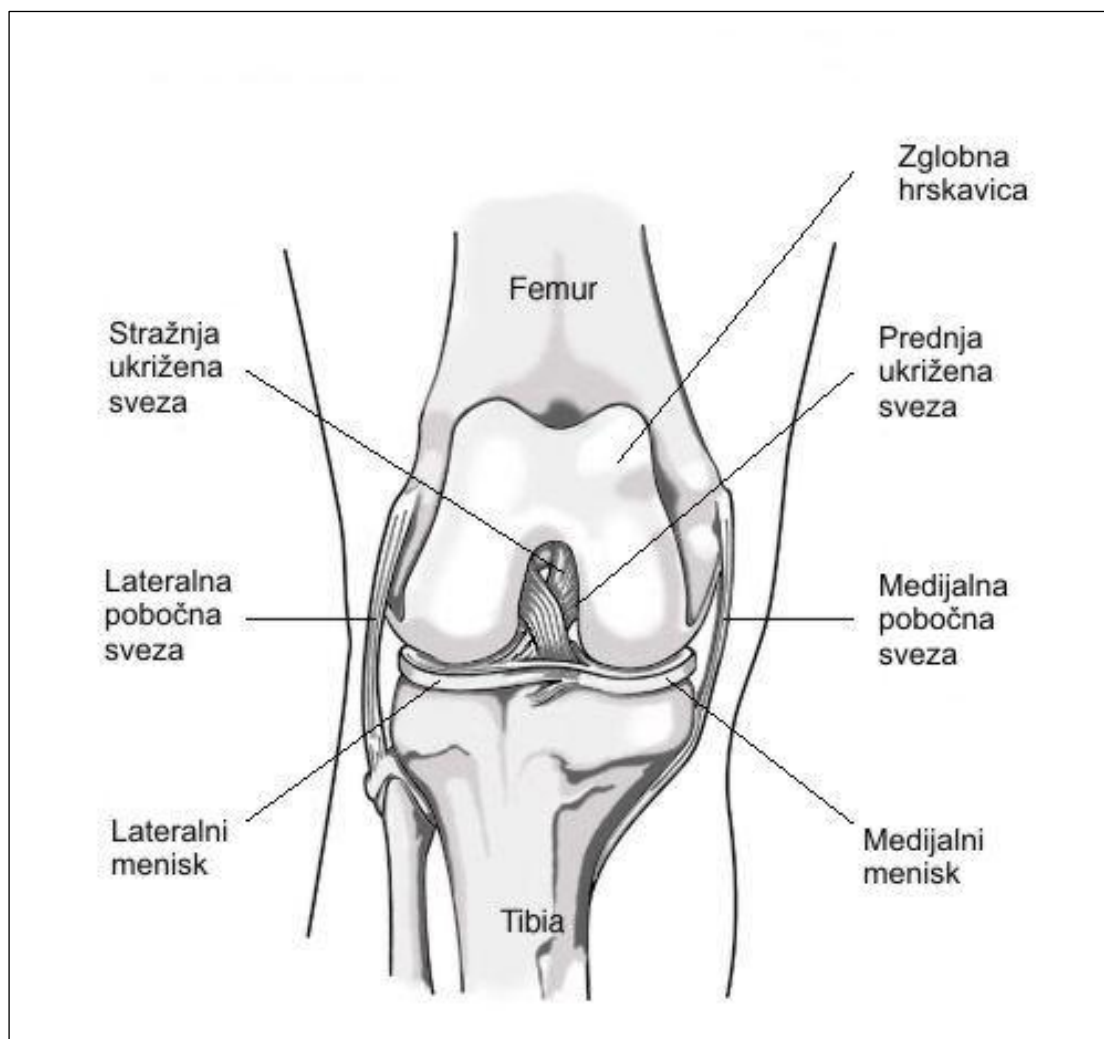
1.1. Funkcionalna anatomija koljena i biomehanika

Zglob koljena (lat. *articulatio genus*) najveći je zglob ljudskoga organizma, jedan od njegovih osnovnih pokretača i u mehanici se označava kao trohosinglimus. Pojam trohosinglimus označava da koljenski zglob tvori kombinacija obrtnog ili trohoidnog zgloba i kutnog ili valjkastog zgloba. Obrtni ili trohoidni zglob (lat. *articulatio trochoidea*) spoj je u kojemu su zglobna tijela postavljena u smjeru uzdužne osovine kostiju. Konveksno zglobno tijelo je valjak što se nastavlja na uzdužnu osovinu kosti. Konkavno zglobno tijelo je šuplji valjak koji obuhvaća konveksno zglobno tijelo. Cijelo konkavno zglobno tijelo obično ne oblikuje kost, nego je upotpunjeno vezivnim tkivom (1).

Osovina zgloba prolazi uzdužno kroz konveksno tijelo u smjeru uzdužne osovine kosti i oko nje je moguće samo obrtanje ili rotacija. Kutni ili valjkasti zglob (lat. *ginglimus*) sačinjavaju konveksno zglobno tijelo koje ima oblik valjka ili dijela konusa (stošca) i postavljeno je okomito na uzdužnoj osovini kosti, te konkavno zglobno tijelo, koje je nalik na polovicu šupljeg valjka pa obuhvaća valjak konveksnog zglobnog tijela ili je gotovo ravno. Os kutnoga zgloba prolazi središtem konveksnog zglobnog tijela okomito na uzdužnu osovinu kosti i oko nje je moguće pregibanje (lat. *flexio*) i ispružanje (lat. *extensio*).

Kako konveksno zglobno tijelo ne bi izgubilo kongurentnost s obzirom na konkavno zglobno tijelo, ono ima široku brazdu, tzv. brazdu vodilju, što je sukladno odgovarajućoj izbočini na konkavnom zglobnom tijelu. U koljenskom zglobu ta struktura je interkondilarna eminencija potkoljenične kosti te međučvorna udubina natkoljenčne kosti. Pri fleksiji koljena nastaju rotacija i klizna kretanja, a u flektiranom koljenu moguća je i rotacija (2, 3). Uz koštana zglobna tijela femura, tibije i patele, koja su pokrivena hrskavicom, zglobnu kapsulu i pripadajuće burze, zglobne strukture čine menisci i ligamentarni aparat (Slika 1.1).

Koljenski zglob sastoji se zapravo od dva velika zgloba, femorotibijalnog i patelofemoralnog. U fokusu ove doktorske disertacije bit će patelofemoralni zglob, njegova funkcija, anatomija te biomehanika.



Slika 1.1. Ilustracija koljenskog zgloba s prikazanim bazičnim koštanim i ligamentarnim dijelovima (izradio autor V. W.).

1.2. Patelofemoralni zglob

Patelofemoralni zglob (PF) zbog svoje osobite koštane anatomije i mnogih ligamentarnih struktura te okolnih mišića smatra se jednim od najkompleksnijih zglobova u ljudskom organizmu. Sve gore navedene strukture djeluju na sam zglob, kako statički tako i dinamički. Stoga prisutne abnormalnosti u bilo kojoj varijanti navedenih struktura dovode do patološkog ponašanja u PF zglobu.

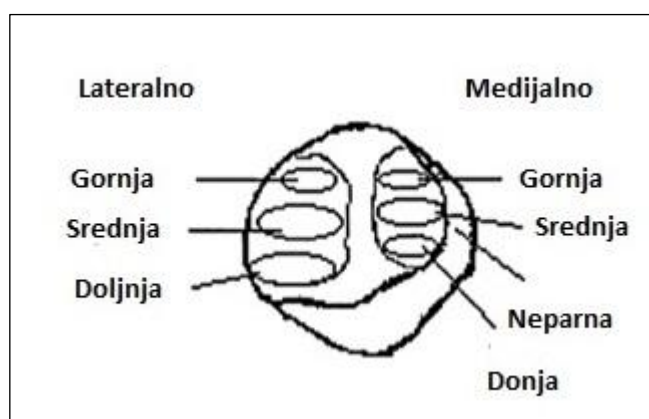
Prednja koljenska bol i nestabilnosti patele dobro su poznati klinički entiteti u ortopediji, iako se sama varijabilnost multifaktorske patogeneze u svakog pacijenta ne može okarakterizirati navedenim entitetima (1). Zglob sačinjavaju kosti, zglobna hrskavica, tetive,

ligamenti, mišići i druga meka tkiva. Sam zglob čine distalni okrajak femura, tj. njegova distalna prednja strana sačinjena u trohleji i kondilima femura te najveća sezamoidna kost u ljudskom tijelu – patela, tj. njena artikulacijska ploha. PF zglob je po svojim karakteristikama najmanje kongruentan zglob ljudskoga tijela (4).

1.3. Patela

Naziv patela (hrv. iver) potječe od latinske riječi koja označava mali tanjur. Naša je najveća sezamska kost u ljudskom organizmu. Izgledom podsjeća na trokutasto tijelo koje je obuhvaćeno tetivom *m. kvadriceps femorisa* i na sebi nosi najdeblju hrskavicu u ljudskom organizmu.

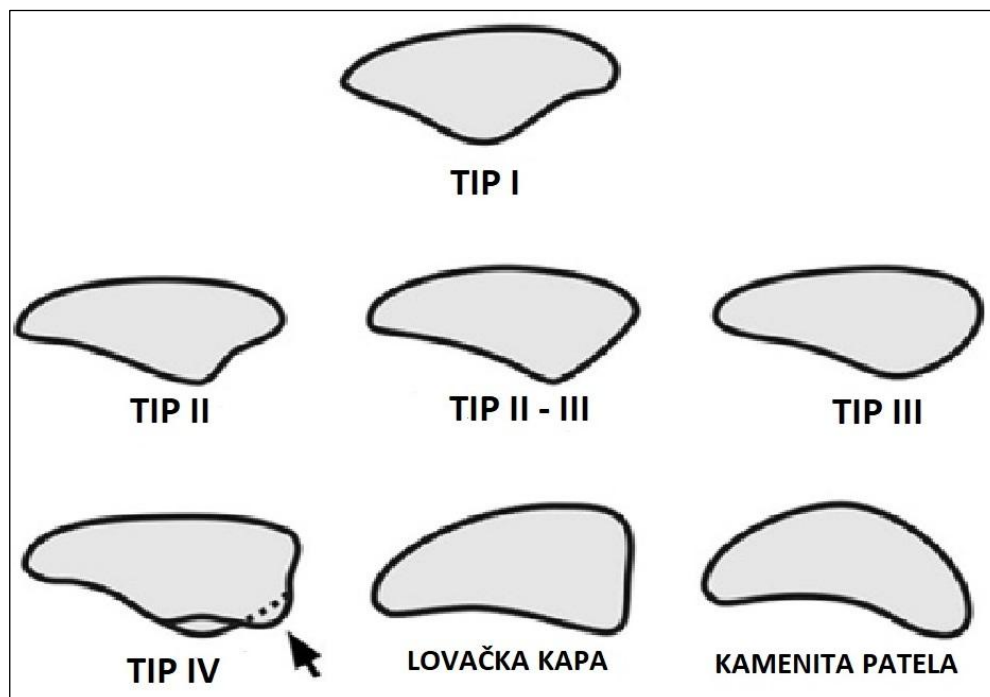
Duljine je između 47 i 58 milimetara, širine između 51 i 57 milimetara te debljine između 20 i 30 mm (5). Zglobna površina patele podijeljena je u 7 faseta – tri medijalne, tri lateralne te u medijalnom uglu neparna faseta (Slika 1.2).



Slika 1.2. Ilustracija stražnje strane patele (izradio autor V. W.).

Prve morfološke karakteristike patele opisao je Wiberg 1941. godine u znanstvenom članku te dijeli patelu na tri moguća morfološka oblika: tip I u kojem patela ima jednake medijalne i lateralne fasete konkavnog oblika, tip II u kojoj je medijalna faseta manja od lateralne i ravna ili je konveksna plohom, tip II/III kao prijelazni oblik te tip III u kojoj je medijalna faseta izrazito mala i konveksna (6). Daljnjim anatomskim studijama Baumgartnera

i Ficata dodana su još tri oblika u morfološku podjelu patele – polumjesečasta, lovačka kapa i oblik šljunka (7, 8) (Slika 1.3).



Slika 1.3. Različiti morfološki oblici patele (izradio autor V. W.).

Postoji više anatomske-morfometrijske varijacije patele, uključujući abnormalnosti veličine – mala patela (lat. *patella parva*) i velika patela (lat. *patella magna*), a najčešće displazije patele su: hipoplazija, aplazija, *patella bipartita*, *patella multipartita*, fragmentirana i duplicirana patela (9, 10).

Oblik hrskavice ne slijedi uvijek oblik pripadajuće subhondralne kosti patele. Gledano biomehanički, patela ima znatno bolju kongruentnost u aksijalnoj ravnini, u usporedbi sa sagitalnom, doprinoseći boljoj sposobnosti pokretanja samog PF zgloba (11).

Patela ima krvnu opskrbu iz složenog arterijskog spleta koji oblikuje anastomotski prsten oko patele, a koji čine šest arterija. Četiri genikularne arterije (superolateralna, superomedijalna, inferolateralna i inferomedijalna) pripadajući su ogranak poplitealne arterije. Gornja koljenska arterija (lat. *arteria genicularis suprema*) ogranak je površinske femoralne arterije i rekurentne tibijalne arterije koja je ogranak stražnje tibijalne arterije (9).

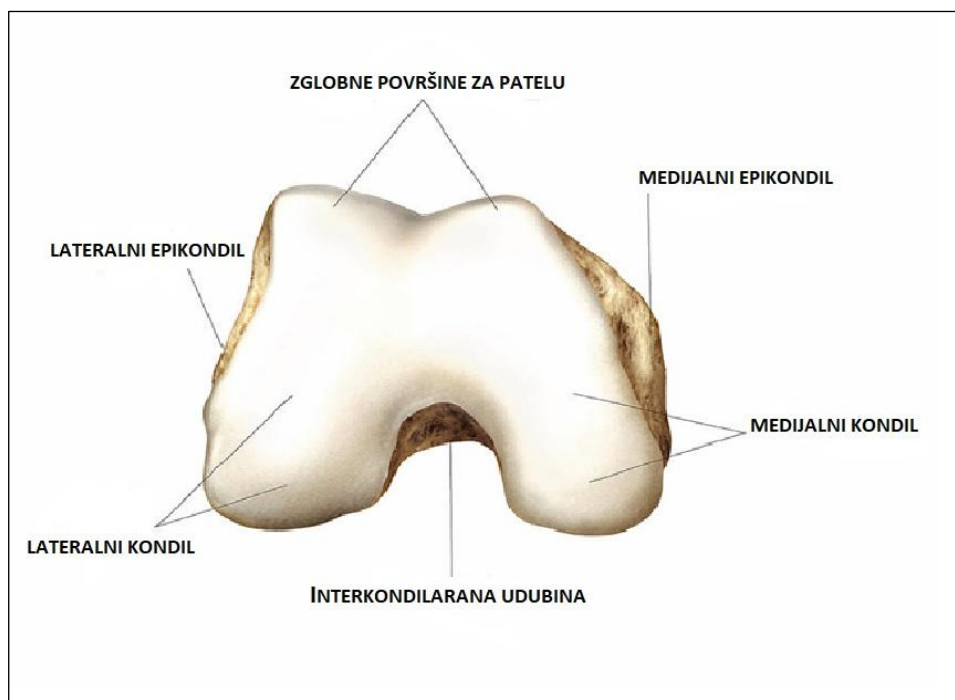
Senzibilna inervacija patele uključuje živce pripadajućih korijena od L2 do L5. S medijalne strane to su femoralni, genitofemoralni, obturatorni i safenski živac. Lateralni femoralni i lateralni suralni živac inervira anterolateralni dio patele (9).

Glavna funkcija patele je povećati udaljenosti između mišića kvadricepsa i centra rotacije koljena te tako izduljiti krak poluge kvadricepsa i pojačavati silu ekstenzije koljena za do 50 % (11). Ostale funkcije patele su centralizirati divergentne sile koje dolaze iz četiri različite glave kvadricepsa i uz što manje otpora prenositi rastezne sile kvadricepsa preko ligamenta patele na tuberozitas tibije (9).

1.4. Femur

Zglobnu površinu femura za patelu čini interkondilarni žlijeb ili femoralni sulkus na prednjoj strani distalnog okrajka femura. Distalni kraj bedrene kosti podijeljen je na dva velika kondila – lateralni i medijalni. Ova dva kondila sprijeda su povezana glatkom depresijom, trohlearnom površinom ili patelarnim žlijebom, preko kojeg patela klizi tijekom fleksije i ekstenzije koljena. Dva kondila su sa stražnje strane odvojena dubokim neartikulirajućim žlijebom, interkondilarnim usjekom (12). Površina patelarnog žlijeba seže prema dolje do interkondilarnog usjeka i ima dva nagiba, od kojih je lateralni širi, a greben mu je istaknutiji od medijalne padine. Ova zglobna konfiguracija osigurava fiksni i stabilan put za patelu (9).

Lateralni kondil je nešto širi, ali je medijalni kondil nešto duži. Svaki je kondil spljošten s donje strane i zakrivljen straga. Medijalni aspekt medijalnog kondila je nepravilan i omogućuje pričvršćivanje na medijalni kolateralni ligament – medijalni epikondil. Lateralni aspekt lateralnog kondila također je nepravilan i omogućuje pričvršćivanje na lateralni kolateralni ligament – lateralni epikondil. Utvrđeno je da je kut koji formiraju medijalni i lateralni nagibi patelarnog žlijeba – kut femoralnog sulkusa – u prosjeku 138° , ali jako varira među pojedincima: od 116° do 151° (1, 2, 13) (Slika 1.4).



Slika 1.4. Ilustracija osnovnih anatomskih koštanih obilježja distalnog femura (izradio autor V. W.).

Displazija trohlee femura obilježena je odsustvom anatomske konkavnosti i dubine trohlearnog žlijeba, odnosno trohleja je ravna s prisutnim asimetričnim ploštinama. Jedan od kriterija displastične trohleje je velik sulkus kut, koji mora biti veći od 150° (10). Ovo stanje često predisponira luksaciju patele kod fleksije koljena zbog gubitka uzdržanosti patele unutar trohlearnog žlijeba (12). Štoviše, procjenjuje se da je utjecaj displazije trohleje na kinematiku PF zgloba značajniji nego oštećenje medijalnog patelofemoralnog ligamenta (MPFL) ili mišićna neravnoteža zbog oslabljenog *vastusa medialis obliquusa* (VMO) (14).

Dakle, patela je najranjivija, odnosno najsklonija luksaciji u prvih 30° fleksije koljena kad još uvijek nije ušla u žlijeb trohleje jer sile kvadricepsa, iako smanjene, djeluju dominantno prema lateralnom smjeru (15). Ne samo displazija, već i hipoplazija medijalnoga ili lateralnoga kondila femura predstavljaju nenormalnu anatomiju trohleje bedrene kosti i doprinose abnormalnostima PF zgloba (12). Dejour i sur. podijelili su trohlearnu displaziju u četiri tipa: tip A, tip B, tip C i tip D – ovisno o nalazu karakterističnih znakova na postraničnoj rendgenskoj snimci koljena (Slika 1.5).

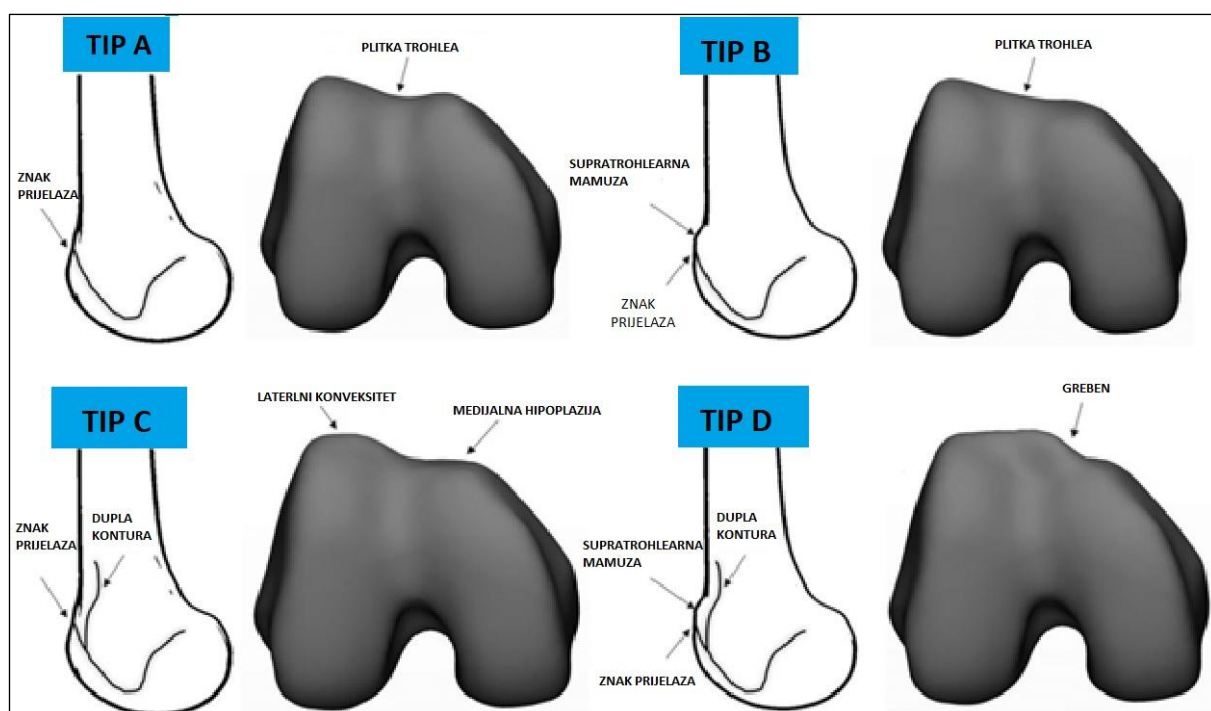
Tip A ima na postraničnoj snimci koljena znak preklapanja, odnosno linije žlijeba trohleje i lateralnog kondila femura se preklapaju, što upućuje na to da je trohleja

izravnana.

Tip B displazije trohleeje ima na postraničnoj snimci koljena greben na gornjem rubu trohleeje i znak preklapanja.

Tip C trohlearne displazije ima znak dvostrukog obrisa, što predstavlja subhondralnu kondenzaciju hipoplastične medijalne fasete trohleeje femura te se nalazi zajedno sa znakom preklapanja na postraničnoj rendgenskoj snimci koljena.

Tip D Dejourove podjele trohlearne displazije ima udružena sva tri karakteristična znaka na postraničnoj rendgenskoj snimci koljena (16, 17).



Slika 1.5. Ilustracija tipova trohlearne displazije – klasifikacija po Dejouru (18).

1.5. Mekotivna anatomija patelofemoralnog zgloba

1.5.1. Retinakuli

Patelarni retinakuli prostiru se od patele do femoralnih kondila te do donjih rubova kondila tibije. Oni su vlaknaste strukture vezivnog tkiva koje se šire od tetive kvadricepsa i od donjih rubova *m. quadriceps femorisa*, tj. njegovih dijelova *m. vastus medialis* i *m. vastus*

laterlisa (19, 20). Na temelju anatomskih disekcija, patelarni retinakuli su podijeljeni u više fascijalnih slojeva.

Retinakuli su podijeljeni u pet fascijalnih slojeva: površinski lučni sloj, srednji kosi sloj, duboki uzdužni sloj, duboki poprečni sloj i duboki kapsularni sloj (21). Površinski lučni sloj sastoji se uglavnom od vlakana s poprečnom orijentacijom preko patele i patelarne tetive. Srednjem kosom sloju doprinose krajnji dio *m. rectus femorisa*, *m. vastus medialis* i *m. vastus lateralis* koji prekriva patelu i završava na razini donjeg dijela patele. Duboki uzdužni sloj sastoji se prvenstveno od nastavka longitudinalnih vlakana *m. rectus femorisa*, koja se nastavljaju distalno stapati s vlaknima patelarne tetive. Duboki poprečni sloj sastoji se od lateralnih i medijalnih patelofemoralnih ligamenata. Duboki kapsularni sloj uključuje lateralni i medijalni patelomeniskalni ligament. Glavna ograničenja mekog tkiva među retinakularnim tkivima su lateralni i medijalni patelofemoralni ligamenti u dubokom poprečnom sloju.

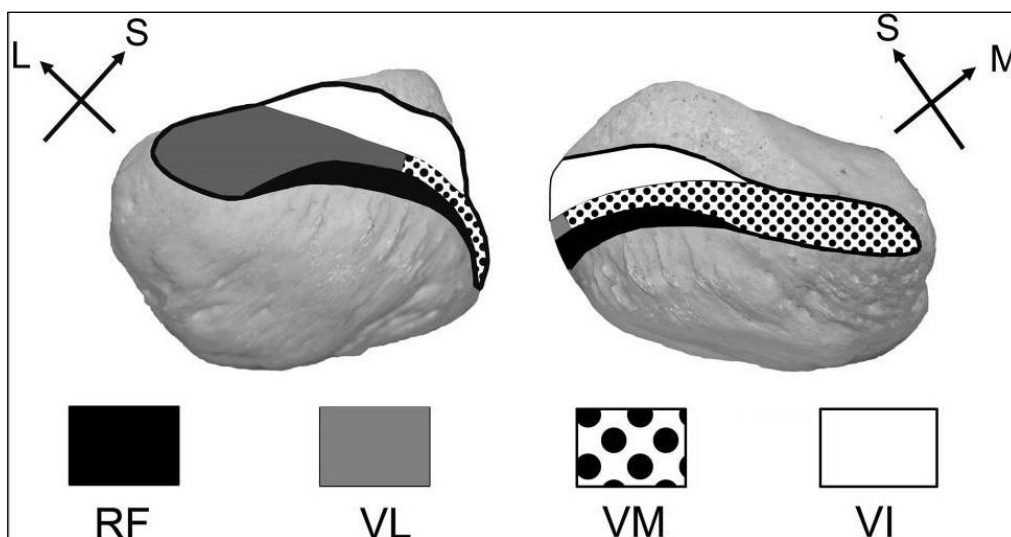
Glavna uloga i svrha pateralnih retinakula predstavlja stabilizaciju patele u PF zglobu.

1.5.2. Mišić kvadriceps femoris

Dinamičku stabilizaciju PF zgloba omogućuje *m. quadriceps femoris*. Sastoji se od četiri konvergirajuća mišića: *rectus femorisa*, *medijalnog* i *lateralnog vastusa* i *vastusa intermediusa*, te ponekad i petog dijela – *m. articulationes genus* (1). Zajednička tetiva *m. quadriceps femorisa* nastaje spajanjem tetiva ovih mišića 5 do 8 cm iznad patele. Međutim, iako tvore zajedničku tetivu kvadricepsa, niti pojedinih mišića završavaju na različitim dijelovima patele (Slika 1.6). Tako *m. rectus femoris* završava na prednjem gornjem dijelu patele, *vastus intermedius* iza, na bazi patele, dok lateralni vastus pruža niti prema lateralnom retinakulu, a medijalni vastus prema medijalnom retinakulu (12). Tetivne niti trilaminarne strukture međusobno se križaju i tvore distalno hvatište tetive kvadricepsa na pateli (22).

Prema dolje patelu statički stabilizira ligament patele koji polazi s donjeg pola patele i ima srednju duljinu od 4,6 cm (raspon od 3,5 do 5,5) i širinu između 24 i 33 mm (23). Distalno hvatište ligamenta patele je na tuberositasu tibije, minimalno lateralno u odnosu na uzdužnu osovinu tibije. Infrapatelarno masno tkivo nalazi se između stražnje strane ligamenta patele i

vanjske strane sinovijalne ovojnice koljena, dok burza odjeljuje ligament od tibije distalno (1).

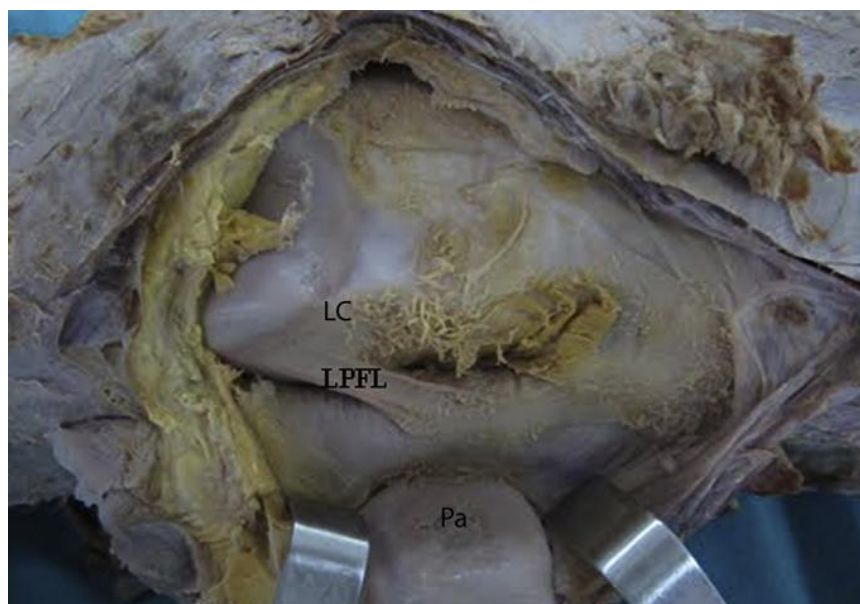


Slika 1.6. Ilustracija hvatišta pojedinih dijelova kvadricepsa za patelu (RF - rectus femoris, VL – vastus lateralis, VM – vastus medialis, VI – vastus intermedius) (24).

1.6. Lateralni odjeljak patelofemoralnog zgloba

Lateralni mekotkivni stabilizatori patele su lateralni patelofemoralni ligament, lateralni patelotibijalni ligament, *tractus iliotibialis* i lateralni retinakul (25). Lateralni slojevi obično su podijeljeni u dva sloja, površinski i duboki. Površinski tanji sloj sastoji se od kosoga lateralnog retinakula koji se širi s iliotibijalnog traktusa na patelu i kvadriceps, dok se duboki sloj sastoji od kosih i poprečnih vlakana koja se vežu na lateralni vastus, LPFL i LPTL (12) (Slika 1.7).

Lateralni retinakul važan je sekundarni stabilizator lateralnog pomaka patele. Prezategnutost samog lateralnog retinakula čest je uzrok patelofemoralne boli. To može biti zbog prevelikog lateralnog nagiba patele, neuobičajeno velikih sila između lateralne ploštine patele i lateralne strane trohlee femura i nastalih degenerativnih promjena.



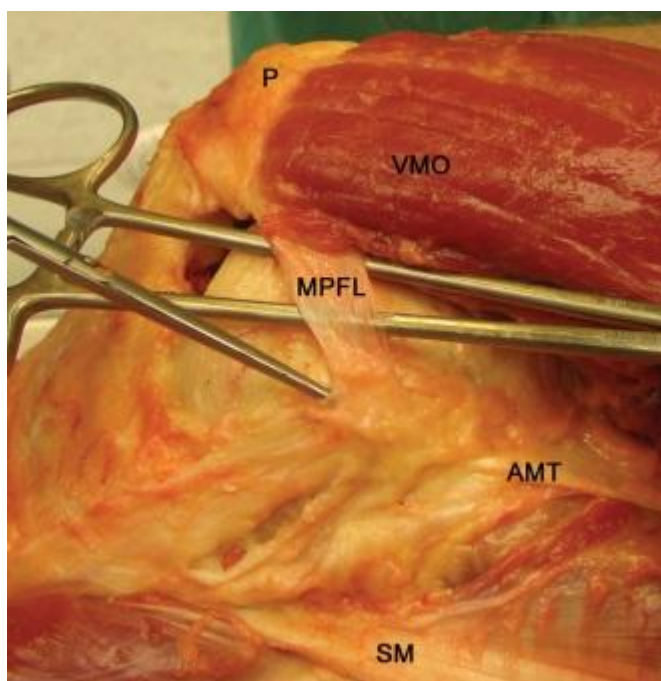
Slika 1.7. Lateralni odjeljak patelofemoralnog zgloba. (LC – lateralni kondil, LPFL – lateralni patelofemoralni ligament, Pa – Patela) (26).

1.7. Medijalni odjeljak patelofemoralnog zgloba

Normalni klizni put patele održavaju primarno medijalna meka tkiva PF zgloba, tj. ograničavaju prevelik lateralni pomak patele. Medijalni odjeljak uključuje VMO, MPFL, medijalni patelotibijalni ligament, medijalni patelomeniskalni ligament i medijalni retinakul (Slika 1.8).

VMO je najvažniji dinamički stabilizator patele, odnosno njen primarni dinamički stabilizator (eng. *restraint*). VMO polazi s tetive aduktora magnusa i završava na proksimalnom rubu MPFL-a i medijalnom gornjem rubu patele (27). Istraživanja na kadaverima pokazala su da slabost VMO-a povećava lateralni pomak patele u prvih 15° fleksije koljena, dok je hipoplazija ili displazija VMO-a jedan od glavnih uzroka dinamičke nestabilnosti patele (28). Logično je, dakle, zaključiti da će upravo rehabilitacija i jačanje snage VMO-a biti glavna odrednica liječenja mnogih PF poremećaja (28).

MPFL primarni je medijalni statički stabilizator patele koji sprječava pretjerani lateralni pomak patele i time doprinosi boljoj kongruentnosti patelofemoralnog zgloba, naročito u prvih 30° fleksije koljena (29, 30). Međutim, novija istraživanja ukazuju na veze između MPFL-a i VMO-a, što govori u prilog dinamičkoj stabilizaciji patele (31). Laksitet ili labavost MPFL-a može biti rezultat kongenitalnih anomalija ili traumatskih lateralnih luksacija patele, što za posljedicu može imati nestabilnost patele koju tada uglavnom treba operativno liječiti rekonstrukcijom MPFL-a (12).



Slika 1.8. Prikaz dubokog sloja medijalne strane koljena (P – patela, VMO – vastus medialis obliquus, AMT – tetiva adduktora magnusa, SM – tetiva semitendinosusa, MPFL – medijalni patelofemoralni ligamnet) (28).

1.8. Funkcija patelofemoralnog zgloba

Patela, kao najveća sezamska kost, distalizira m. kvadriceps od centra rotacije koljena, tj. povećava krak sile djelovanja m. kvadricepsa te dovodi do povećanja mehaničke iskoristivosti ekstenzornog aparata koljena. Time se smanjuje snaga kvadricepsa potrebna za ispružanje koljena.

Pokreti u patelofemoralnom zglobu zahtijevaju kompleksnu suradnju ranije opisanih koštanih i mekotkivnih struktura. Anatomska odstupanja kostiju uključenih u PF zglob

uzrokuju loše „usmjerenje“ patele i predisponiraju nepravilan klizni put patele, dok poremećaji dinamičkih i statičkih mekotkivnih struktura PF zgloba značajno utječu na njegovu biomehaniku (32).

Različiti dijelovi PF-a imaju ključnu ulogu u stabilizaciji zgloba i osiguranju urednog opsega pokreta patele. U potpuno ispruženom koljenu patela se nalazi iznad trohlearnog žlijeba natkoljene kosti s djelomičnim dodirom zglobne površine u distalnim lateralnim fasetama patele. Prilikom savijanja (*fleksije*) koljena, tetiva patele povlači patelu u trohlearni žlijeb s početnim kontaktom lateralne fasete patele uzrokujući laganu medijalnu translaciju iste. Na 30° fleksije koljena, medijalne fasete patele su u kontaktu s trohlearnim žlijebom (33). Fleksija patele povećava se s fleksijom koljena, pri čemu fleksija patele dostiže ekvivalentni kut fleksije koljena 20 % kasnije, a time patela i koljeno postižu maksimalnu fleksiju u isto vrijeme (33, 34). Zbog izostanka potpore koštanih struktura, od 0° do 30° fleksije koljena, primarni stabilizator od lateralne translacije patele meka su tkiva spomenuta ranije, posebice MPFL (35). S povećanjem fleksije koljena dolazi do povećanja lateralne translacije i lateralnog nagiba patele nakon početnog pomicanja u medijalnom smjeru (34, 36). Nakon 45° fleksije koljena, patela povećava svoju medijalnu rotaciju. U dubokoj fleksiji koja je iznad 90°, u kontakt dolazi proksimalna polovica medijalne i lateralne fasete patele, a većina ljudi ima neparnu fasetu angažiranu pri maksimalnoj fleksiji koljena (37).

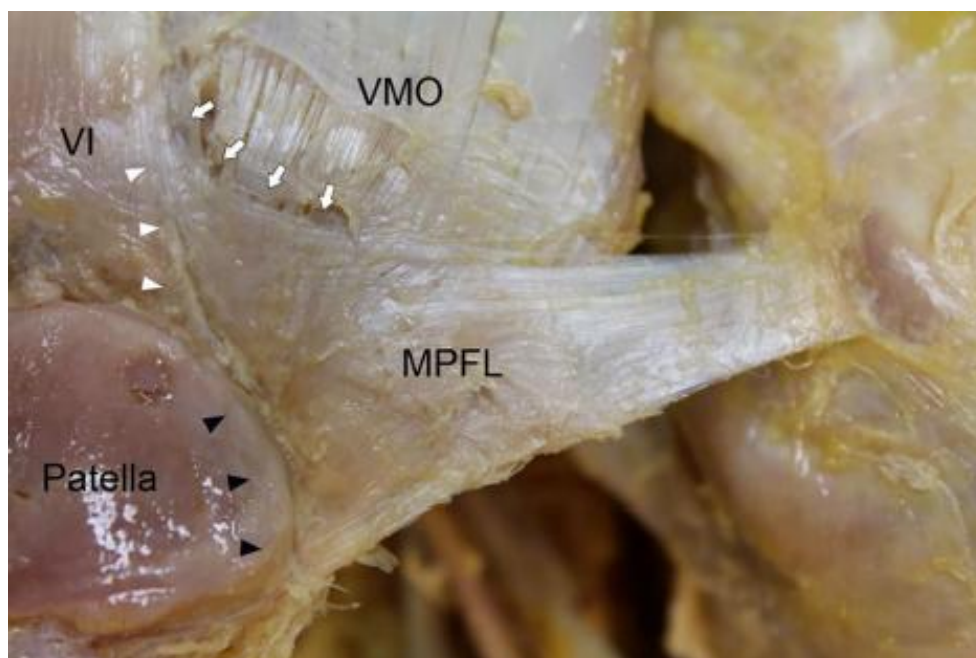
Pasivna fleksija rezultira kontaktom na bočnim fasetama, dok aktivna fleksija uzrokuje veće kontaktno područje koje je slično tijekom cijelog pokreta. Pasivne strukture, kao što su ligamenti i morfologija kosti, te aktivni mišići kontroliraju kinematiku patele, koja naknadno utječe na kontaktno područje i mehaniku.

Trenutne hipoteze sugeriraju da kinematičke razlike u patološkoj populaciji uključuju nagib patele, translaciju patele i patelu alta, koje stavljaju patelu na abnormalno mjesto i utječu na njezin utjecaj na ekstenziju koljena. U zaključku, stabilnost PF-a očuvana je kompleksnom interakcijom geometrije PF-a te mekotkivnih pasivnih i aktivnih stabilizatora patele (10, 12, 27).

1.9. Anatomija i biomehanika medijalnog patelofemoralnog ligamenta

Iako ga je Kaplan prvi opisao, MPFL prvi put dobiva mjesto u anatomiji čovjeka tek 1979. godine, kada ga Warren i Marshall opisuju kao zasebnu strukturu u drugom sloju anteromedijalnog dijela koljena (38). Unatoč mnogim kontradiktornim studijama u kojima se raspravljalo o samom postojanju MPFL-a, 2015. godine izlazi velika analiza Placella i sur. u kojoj se potvrđuje MPFL kao samostalna i neovisna anatomska struktura s jasnim polazištem i hvatištem (39).

MPFL predstavlja tanku trokutastu fibroznu traku duljine prosječno oko 53 mm (između 45 i 64) koja povezuje područje uz medijalni epikondil natkoljene kosti s proksimalnim dijelom medijalnog pola patele. Na femoralnom hvatištu je širine oko 12 mm, dok je na patelarnom hvatištu značajno širi, oko 24 mm (27, 39–41). Kao proksimalno polazište usuglašeno je da predstavlja proksimalne 2/3 medijalnog ruba patele, a distalno hvatište je u tzv. Nomurinoj udubini, prostoru između medijalnog epikondila femura i aduktornog tuberkula, preciznije proksimalno i iza medijalnog tuberkuluma, a distalno od aduktornog tuberkula (41–43). Oblik MPFL-a je najčešće uspoređen s oblikom jedra sa širim polazištem na pateli ili s oblikom pješčanog sata (39). Nedavno provedena istraživanja također razmatraju usku povezanost VMO-a i *m. vastusa intermediusa* s dodatnim hvatištem MPFL-a za patelu (Slika 1.9) (44).



Slika 1.9. Prikaz odnosa *m. vastus medialis obliqua*, *m. vastus intermedius* i MPFL-a (VI – *m. vastus intermedius*, VMO – *m. vastus medialis obliquus*, MPFL – medijalni patelofemoralni ligament).

MPFL pripada srednjem od tri sloja anteromedijalne strane koljena, zajedno s medijalnim patelotibijalnim ligamentom i površinskim slojem medijalnog kolateralnog ligamenta. Iznad njega u površinskom sloju nalazi se fascija, dok dublji sloj čine dubinski sloj medijalnog kolateralnog ligamenta, medijalni patelomeniskealni ligament i zglobna čahura koljena (19, 27).

Trenutne spoznaje o MPFL-u i njegovoj ulozi u patelofemoralnoj stabilnosti relativno su nove. Međutim, rekonstrukcije MPFL-a za lateralne nestabilnosti patele sada su standard njege u kirurgiji patelofemoralnog zgloba – za stabilizaciju patele nakon neuspjelog neoperativnog liječenja (45).

Biomehaničke odnose kod lateralne luksacije patele proučavali su Burks i sur. te su provodili mehanički lateralni pomak patele za 135 % njene širine, bilježili sile potrebne za taj pomak i potom anatomskom disekcijom analizirali medijalne strukture koljena. Pokazano je da je za srednji lateralni pomak patele od 51 % uz standardnu devijaciju od 18 % njene širine potrebno djelovati silom od 209 N uz standardnu devijaciju od 55 N te da kod te sile dolazi do, kako su opisali, „prvog pucanja mekih tkiva“. Dodatno je pokazano da je testiranjem postignuta srednja maksimalna sila od 666 N uz standardnu devijaciju od 274 N potrebna kod srednjeg lateralnog pomaka za 94 % uz standardnu devijaciju od 8 % (46). Mountney i sur. istraživanjem vlačne čvrstoće ustanovili su da je kod srednjeg lateralnog pomaka patele od 26 mm uz standardnu devijaciju od 7 mm potrebna maksimalna sila 208 N uz standardnu devijaciju od 90 N za pucanje MPFL. Do sličnih rezultata istraživanja dolaze i Tuxoe i sur. (29, 47).

Proučavajući anatomiju i biomehaniku ligamenata oko patele u kadaveričnom istraživanju Arendt je zaključio da je za puknuće nativnog MPFL-a potrebna maksimalna sila od 145,6 N uz standardnu devijaciju od 44 N (48).

Criscenti i sur. su proveli istraživanje na MPFL-u koristeći 24 svježe smrznuta kadaverična preparata. Primjenom uniaksijalne sile i opterećenja pokazali su da je maksimalna sila pucanja MPFL-a pri 145 N uz standardnu devijaciju od 58 N, elongacija prilikom pucanja 9,5 mm uz standardnu devijaciju od 2.9 mm te linearna čvrstoća 42.5 N/mm

uz standardnu devijaciju od 10.2 N/mm (49). Ograničenje studije navode u tipu materijala, starosti uzorka te tipu opterećenja prilikom pucanja, što potvrđuje studija Woo i sur. koja upućuje na biološke faktore prilikom ispitivanja biomehaničkih svojstva mekih tkiva, kao i orijentacija u kojoj se postavljaju preparati (50).

Među posljednje objavljenim istraživanjima, LaPrade i sur. su na 22 svježe smrznuta kadaverična uzorka iz muškaraca ispitivali biomehaničke komponente medijalnih stabilizatora patele te zaključili da je srednja vrijednost maksimalne sile od 178 N uz standardnu devijaciju od 46 N potrebna za puknuće MPFL-a, pri tome je krutost ligamenta 23 N/mm uz standardnu devijaciju od 6 N/mm. Kao i u ostalim istraživanjima, najčešće mjesto pucanja bilo je kroz sam ligament (N = 16/20), dok je u 4 slučaja bilo slomljeno koštano hvatište MPFL-a (51).

1.10. Ozljeda medijalnog patelofemoralnog ligamenta i nestabilnosti patele

Iščašenja patele predstavljaju česte ozljede koljena. Uobičajeno se javljaju kod mladih, aktivnih pacijenata kao rezultat raznovrsnih aktivnosti i čine oko 2-3 % svih ozljeda koljena (52). Gledano u općoj populaciji, primarna luksacija patele javlja se u prosjeku kod 5,8 na 100 000 osoba po godini, dok se u dobnoj skupini između 10 i 17 godina javlja kod 29 na 100 000 osoba po godini (53). Više je istraživanja pokazalo da ženski spol i mlađa dob predstavljaju veći rizik za primarnu traumatsku luksaciju patele te da rizik opada sa starošću (54–56).

Iščašenje patele može se dogoditi bez patološki promijenjenih odnosa unutar PF zgloba – stopalo je fiksirano na podlogu, uz unutrašnju rotaciju natkoljenice i vanjsku rotaciju potkoljenice (57). Međutim, ipak su iščašenja patele najčešće povezana s promijenjenim anatomskim odnosima koji za posljedicu imaju povećanu nestabilnost patele. Glavni predisponirajući čimbenici za povećanu nestabilnost patele su: displazija trohleje, *patella alta*, povećana antetorzija femura, povećana vanjska rotacija tibije, lateralni nagib patele, hipoplazija VMO-a i pronacija subtalarnog zgloba, valgus potkoljenice i povećani laksitet ligamenata (57). Karakteristični morfortip s velikom sklonošću za luksaciju patele adolescentna je ženska osoba s povećanim laksitetom ligamenata te višestruko promijenjenim anatomskim odnosima u koljenu, poput *patelle alte*, displazije trohleje i nesklada u rotacijama i kutevima koštanih struktura (57). Tipični mehanizam nastanka luksacije patele u 93 % slučajeva je pokret koljena u fleksiji i u valgusnom položaju potkoljenice, bez direktnog

kontakta, a čak 61 % luksacija patele povezano je s ozljedama kod sportske aktivnosti (53, 54).

Osnovna posljedica iščašenja patele u PF zglobu je ozljeda mekotkivnih struktura medijalne strane koljena, poblize ruptura MPFL-a. Istraživanja potvrđuju da za posljedicu iščašenja patele 94 - 100 % koljena ima rupturu MPFL-a (58–60).

Trenutno u literaturi ne postoje usuglašeni stavovi vezani za učestalost mjesta puknuća MPFL-a. U 40 do 90 % slučajeva mjesto puknuća MPFL-a njegovo je femoralno hvatište, dok istovremeno postoje istraživanja koja govore da MPFL puca od 50 do 60 % na patelarnom hvatištu (57). Najrjeđe su zabilježena puknuća MPFL-a u središnjem, intrasupstancijalnom dijelu (61, 62). U svakom slučaju, ozljeda MPFL-a dovodi do narušavanja mehaničkih svojstava, što dovodi do povećane labavosti medijalnih pasivnih stabilizatora patele, a što u konačnici rezultira pojavom nestabilnosti patele.

Na rekonstrukciju MPFL se odlučuje kada postoji neuspjeh u konzervativnom načinu liječenja. To su u pravilu ponovna iščašenja patele s prisutnom nestabilnošću uz ili bez osteohondralnih lezija (63). Koristi se kao samostalni zahvat ili se kombinira s ostalim potrebnim operativnim zahvatima na koljenu.

1.11. Metode liječenja

U slučaju prve luksacije patele s ozljedom MPFL-a odlučujemo se za konzervativno liječenje u odsutnosti popratnog hondralnog ili osteohondralnog oštećenja, kada treba pristupiti odmah operativnom liječenju. Cilj konzervativne terapije je smanjenje boli i otekline te jačanje i popravak dinamičkih stabilizatora patele. Pacijenti se prvotno imobiliziraju longetom, udlagama ili ortozama. Dalje, nakon adekvatnog vremena pristupa se fizikalnoj terapiji, masažama mekih tkiva, stimulacijama mišića i funkcionalnim vježbama (64). Maenpaa i Lehto su pokazali da pacijenti liječeni stražnjom imobilizacijom imaju manji rizik od recidivnih luksacija patele nego kada je riječ o drugim načinima konzervativnog liječenja (65).

U postojanju ideje rane rekonstrukcije MPFL-a, nakon prve epizode luksacije patele, Palmu i sur. nisu pronašli statistički značajnu razliku u ponovnim dislokacijama,

subjektivnom ishodu, aktivnosti ili funkcionalnom rezultatu između dviju kohorti nakon četrnaestogodišnjeg praćenja (66). Navedena promatranja potvrđuje studija Buchenra i sur. koji su također promatrali razlike između konzervativnog i ranog operativnog liječenja (67).

Rekonstrukcija MPFL-a predstavlja nužnost u liječenju nestabilnosti patele, s odličnim postoperativnim rezultatima liječenja, udruženim s niskim rizikom komplikacija liječenja (68). Za operativno se liječenje odlučujemo nakon treće luksacije patele ili u slučaju postojanja hondralne ili osteohondrale lezije nakon bilo koje luksacije patele.

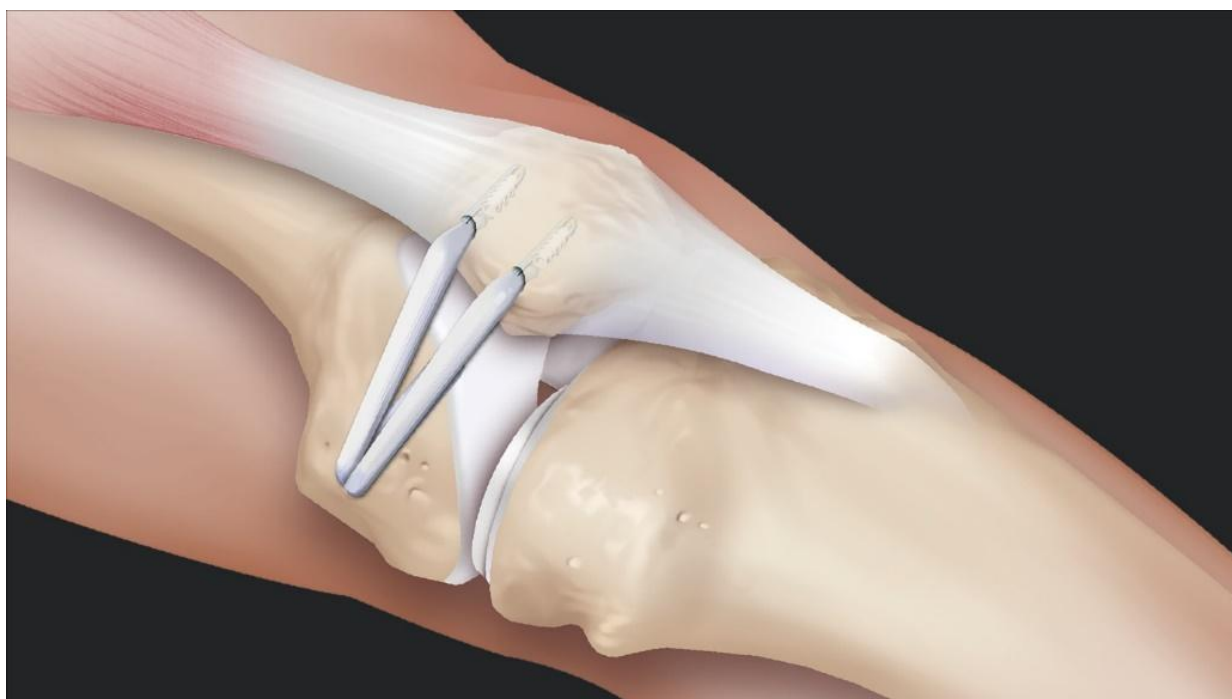
Prva rekonstrukcija MPFL-a učinjena je prije gotovo 35 godina, kada Sugamuna i suradnici 1990. godine koriste autologni tetivni presadak, a Ellera Gomes je 1992. godine učinila rekonstrukciju MPFL-a koristeći poliesterski sintetski presadak (69, 70). Liječenje ponovljene nestabilnosti patele rekonstrukcijom MPFL-a iznimno je zanimljiva tema za koju je zanimanje doseglo vrhunac zadnjih godina, što potvrđuje više od 200 objavljenih radova iz tog područja unazad desetak godina. U ovim istraživanjima dominiraju interesi za anatomska hvatišta, uspostavu optimalne biomehanike, operativnu tehniku i pridružene kliničke i radiološke ishode, no nažalost u jako malo studija su obrađene teme vezane za biomehaniku transplantata korištenih za rekonstrukciju MPFL-a (71).

Za optimalnu rekonstrukciju MPFL-a izbor presatka od temeljne je važnosti. Transplantat se može uzeti iz nekoliko tetiva, bile one autografti, alografti ili sintetski materijal. Ipak, najčešće korišteni transplantati su tetive gracilisa, semitendinozusa, quadricepsa, fascija lata, ligament patele, te aduktori (72, 73). Tetive gracilisa i kvadricepsa često su poželjni transplantati za rekonstrukciju ligamenta zbog svojih intrinzičnih biomehaničkih svojstava (74), geometrijskih svojstava, dostupnosti i niskog morbiditeta na mjestu donora (75).

Rekonstrukcija MPFL-a pomoću tetive gracilisa može biti dinamička i statička rekonstrukcija. Kod statičke rekonstrukcije MPFL-a pomoću tetive gracilisa transplantat se potpuno odvoji od svojih anatomskih hvatišta, dvostruko presavija te potom fiksira na patelu i femur na mjestima opisanih anatomskih hvatišta nativnog MPFL-a uz pomoć sidara i interferentnog vijka (76) (Slika 1.10). Dinamička rekonstrukcija u širem smislu predstavlja transpoziciju tetiva jer se tetiva odiže sa samo jednog hvatišta i prebacuje na anatomsko hvatište MPFL-a na pateli. Deie i sur. opisuju tehniku u kojoj se tetiva tenotomira proksimalno te provlači kroz medijalni kolateralni ligament i fiksira na anatomsko hvatište MPFL-a na pateli (77). Ostermeier i sur. opisuju tehniku u kojoj se odiže distalno hvatište gracilisa sa pes anserinusa, provlači kroz MPFL, te fiksira na anatomsko hvatište MPFL-a na

medijalnom rubu patele (78). Različitosti pristupa kirurškoj tehnici – statičkoj i dinamičkoj rekonstrukciji MPFL-a proćavali su Becher i sur., te sugeriraju da su u obje kirurške tehnike rekonstrukcije rezultati zadovoljavajući, s niskim stopama komplikacija (79).

Burks i Luker su 1997. godine opisali tehniku rekonstrukcije MPFL-a primjenjujući kao autologni transplantat dio tetive kvadricepsa s koštanim blokom dijela patele: komad patele bio je fiksiran na hvatište MPFL-a za femur, a slobodni dio tetive kvadricepsa bio je fiksiran kroz koštani tunel na samoj pateli (80). S obzirom na to da je distalna tetiva kvadricepsa trilaminarna struktura, Steensen i sur. koristili su samo površinski dio (1/3) tetive kvadricepsa, prosječne širine između 10 i 12 mm, duljine oko 10 cm. Dio tetive je ostajao vezan za patelu, a proksimalni dio tetive bio je fiksiran na anatomsko hvatište MPFL-a na femuru (81). Metoda je popularizirana, te još dodatno tehnički usavršena rezultatom rada grupe autora s Gfollerom na ćelu, koja proglašava tehniku sigurnom i reproducibilnom s dobrim rezultatima i učinkom nakon 2 godine praćenja (82) (Slika 1.11). Nedostatak tehnike opisuju Adams i sur. na kadaveričnom istraživanju gdje su prijavili smanjenu rasteznu ćvrstoću tetive kvadricepsa, no i dalje s boljim rezultatima nego, na primjer, u slučaju uzimanja dijela tetive patele za transplantat (83).



Slika 1.10. Ilustracija rekonstrukcije medijalnog aptelofemoralnog ligamenta tetivom gracilisa (pribavljena s mrežne stranice www.artrex.com, dostupna pod licencom Creative Commons Attribution-Noncommercial).



Slika 1.11. Ilustracija rekonstrukcije medijalnog patelofemorlnog ligamneta tetivom kvadricepsa (pribavljena s mrežne stranice www.artrex.com, dostupna pod licencom Creative Commons Attribution-Noncommercial).

2. HIPOTEZA

Biomehaničke karakteristike distalne površinske trećine tetive kvadricepsa pogodnije su od distalne tetive m. gracilisa, što može imati praktično značenje u operativnim tehnikama rekonstrukcije medijalnog patelofemoralnog ligamenta prilikom odabira transplantata.

3. CILJEVI ISTRAŽIVANJA

Ciljevi istraživanja su sljedeći:

1. odrediti morfometrijske i biomehaničke osobine distalne površinske trećine tetive *m. quadricepsa* i distalne tetive *m. gracilisa*;
2. međusobno usporediti dobivene rezultate o morfometrijskim i biomehaničkim osobinama distalne površinske trećine tetive *m. quadricepsa* i distalne tetive *m. gracilisa*;
3. usporediti dobivene rezultate o biomehaničkim svojstvima s poznatim podacima iz literature o biomehaničkim svojstvima medijalnog patelofemoralnog ligamenta.

4. MATERIJALI I METODE

4.1. Ustroj studije

Studija je ustrojena kao presječno istraživanje 34 tetive *m. gracilisa* i 34 tetive površinske trećine distalnog *m. quadriceps femorisa* uz određivanje prethodno definiranih biomehaničkih osobina.

4.2. Materijal

Materijal korišten za izradu doktorske disertacije pripada Arhivskom materijalu Katedre za anatomiju i neuroznanost Medicinskog fakulteta u Osijeku, Sveučilište J. J. Strossmayera u Osijeku. Iz istraživanja su isključeni preparati tetiva osoba za koje postoji medicinska dokumentacija o prisutnosti kolagenoza ili ozljeda koljenskog zgloba. Korišteni su muški i ženski humani preparati – 34 distalne tetive *m. gracilisa* i 34 distalne površinske trećine tetive kvadricepsa, prikupljeni od 2000. do 2015. godine, prosječne dobi 71 godina, koji su bili dostatni za uočavanje učinka veličine 0,7 uz razinu značajnosti 0,05 i snagu 0,8. Studiju je odobrilo Etičko povjerenstvo Medicinskog fakulteta Osijek dana 16. listopada 2020. godine, KLASA: 602-04/20-08/07, UR. BROJ: 2158-61-07-20-176.

4.3. Utvrđivanje morfoloških karakteristika tetiva

Digitalnom pomičnom mjerkom (Alpha-tools, SAD) izmjerene su duljina, širina na krajevima i debljina u središnjem dijelu tetiva u pentaplikatu te je svaka mjerena veličina iskazana kao prosječna vrijednost. Kako bi se odredila površina poprečnog presjeka tetiva, izrađeni su odljevci svake tetive tehnologijom lijevanja alginatnom smjesom na tipičan način (84). Nakon očvrnuća odljevaka svaki je presječen na polovicu. Mjesto prereza je fotografirano fotoaparatom (USB digitalna mikroskopska kamera 3.0 MP HD Coms Sensor 2560 x 1920, Kina). Koristeći se računalnim programom ImageJ (85) određene su površine

poprečnog presjeka tetiva. Nakon otapanja, tetiva se izuzela iz posude te se učinilo mjerenje osnovnih dimenzija tetive i izbor ispitnih veličina prema ISO 527 – 1:2012 (slika 4.4). Mjerenje površine poprečnog presjeka (slike 4.4 i 4.5) izvršeno je primjenom alginatne smjese na temelju otiska kojeg je tetiva ostavila, prema smjericama Goodshipa i Bircha (86). Vršeno je mjerenje digitalnom korelacijom slike pomoću računalnog programa ImageJ s ponavljanjem 5 puta i uzimanje prosječne vrijednosti. Vizualna kontrola pod mikroskopskom kamerom s mogućnošću povećanja od 1000 puta obavljena je s ciljem da se izbjegnu potencijalna oštećenja tetive nastala prilikom postupka izuzimanja iz kadavera, jer mogu predstavljati pogrešne rezultate mjerenja nakon ispitivanja (slika 4.6). Vrijednost duljine tetive odredila je kalibraciju, tj. korištenje odgovarajućih dimenzija prema tipu ispitnog tijela, kako slijedi: ukoliko je duljina tetive ≥ 75 mm koristile su se dimenzije za tip 5A, a za tetive duljine manje od 75 mm i ≥ 35 mm tip 5B prema ISO 527 – 1:2012.

4.4. Postupak ispitivanja biomehaničkih svojstava tetiva

Postupak ispitivanja biomehaničkih svojstava tetiva započeo je izuzimanjem 5 tetiva iz zamrzivača s temperature -80 °C. Prema prethodno opisanom protokolu (87), tetive su se uronile u posudu u kojoj se nalazi Ringerova otopina (Braun, Njemačka) sobne temperature (25 °C) (Slika 4.1).



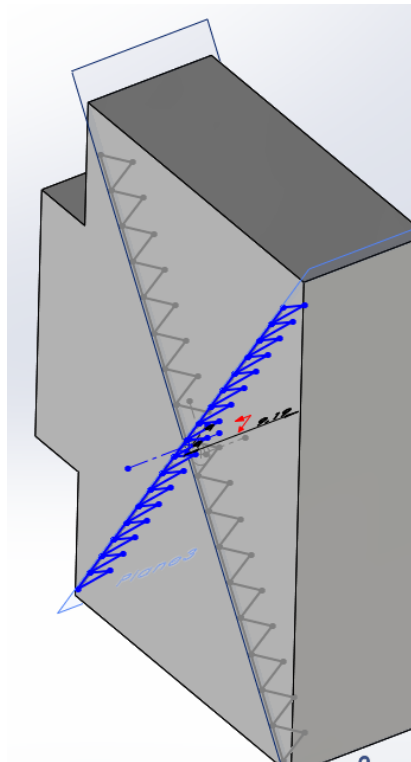
Slika 4.1 Otapanje tetiva u Ringerovoj otopini (izradio autor V. W.).

Proces otapanja trajao je prosječno 60 minuta. Za to vrijeme pripremao se za rad modularni sustav za ispitivanje biomehaničkih svojstava tetiva koji je posebno konstruiran za ovo istraživanje u suradnji sa Strojarskim fakultetom u Slavonskom Brodu i prema normi ISO 527 – 1:2012. Navedena norma pripada ispitivanju polimernih materijala koji također posjeduju viskoelastična svojstva kao i tetive, te je odabrana u ovom istraživanju budući da ne postoji norma za vlačno ispitivanje tetiva.

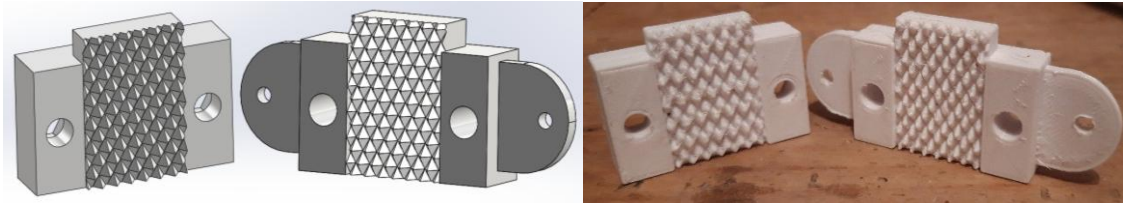
Modularni sustav sastoji se od sljedećih dijelova:

- a) Gornji sklop modula (gornja stezaljka):
 - postolje s dvije aluminijske šipke promjera 5 mm;
 - dva nosača koji preko klizača klize preko postolja s mogućnošću zaustavljanja putem vijčane veze u za to određenom položaju. Na nosačima se nalaze utori čiji je oblik prilagođen obliku stezaljki. Klizači su namijenjeni da se unaprijed, primjenom norme ISO 527 – 1:2012, odredi udaljenost između stezaljki, a time i mjerna duljina za kasniji vlačni test, što je prethodno određeno postavljanjem markera na tetivi;
 - stezaljke za tetive;
 - vijci M5x20 postavljeni kroz stezaljke zbog inicijalnog stezanja tetive te osiguranja protiv izvlačenja i utjecaja na promjenu obilježene mjerne duljine.
- b) Donji sklop modula (donja stezaljka):
 - kao i gornji sklop modula.
- c) Ukrute – postavljaju se na bočne strane stezaljki zbog osiguranja očuvanja postavljenih mjera.
- d) Modul za oporavak i aklimatizaciju:
 - posuda volumena 12 litara;
 - grijač;
 - pumpa koja pri vrhu ima prelivnik;
 - termometar s upravljačkom jedinicom za postavljanje radne temperature, praćenje temperaturne promjene te četiri razine za postavljanje tetiva sa stezaljkama.
- e) Ispitna komora volumena 5 L:
 - nosač stezaljki (nosača steznih čeljusti s pneumatskim cilindrima maksimalnog radnog tlaka 8 bara i hodom klipa 15 mm);
 - dovodno crijevo za povezivanje s pumpom modula za oporavak i aklimatizaciju.

Za potrebe ovog istraživanja stezaljke za tetive posebno su konstruirane u suradnji sa Strojarskim fakultetom Sveučilišta u Slavenskom Brodu. Pločica ima debljinu 10 milimetara. Sa stajališta vijčanih spojeva promatrana je tako da predstavlja polovicu promjera vijka na kojeg treba narezati navoj, stoga odabrani profil metričkog navoja ima konstrukcijske značajke metričkog navoja oznake M20. Zbog zadovoljavanja uvjeta iz prethodno provedenih eksperimenata i liste zahtjeva, profil metričkog navoja modeliran je dijagonalno s obzirom na pločicu (Slika 4.2). Konačno oblikovanje steznih pločica prikazano je slikom 4.3. Na taj se način, fiksirajući relativno veliku površinu preparata (dužine oko 1 cm sa svake strane), okomito na smjer djelovanja sile smanjilo rubno opterećenje. Bočne zaobljene plohe pločice pružaju mogućnost lakšeg rukovanja pri postavljanju pločica u pojedine module. Mali provrti koriste se kao pomoć za pozicioniranje pločice u čeljust na stroju pomoću, za tu potrebu, specifično savijene žice. Preostali provrti služe za ostvarenje stezanja tetive vijčanom vezom. Može se pretpostaviti da je deformacija uzorka najvećim dijelom posljedica djelovanja vlačnog opterećenja i tako ju valja tumačiti. Ovakva konstrukcija prihvata tetiva omogućila je dobivanje jednoznačnosti u mjestu pucanja tetive pod opterećenjem, pa tetive nisu klizile iz hvataljki.



Slika 4.2. Postavljen profil metričkog navoja na pločici (izradio autor V. W.).



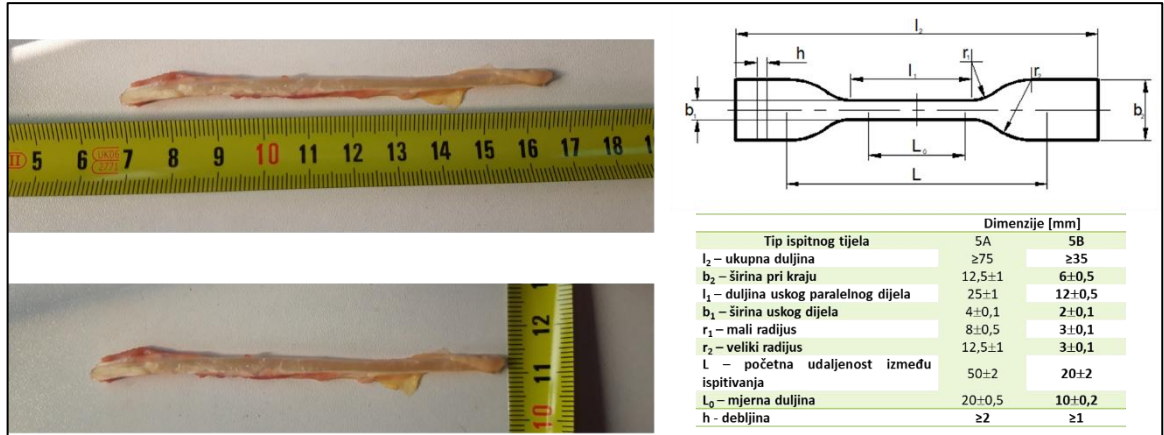
Slika 4.3. Konačna geometrija pločica za prihvat tetiva (hvataljki) i fizički model (izradio autor V. W.).

Priprema za rad modularnog sustava podrazumijevala je sljedeće: postavljanje spremnika za oporavak i aklimatizaciju uz radni stroj tako da ne ometa pristup radnom stroju, dovođenje izvora napajanja grijača i pumpe te postavljanje modula za ispitivanje u bazu radnog stroja. Povezivanje ova dva modula izvršilo se pomoću gumenih crijeva za ostvarivanje protoka pomoću pumpe, regulacijskih ventila te priрубnice za ulijevanje i prelivnika. Ringerova otopina (ispitna tekućina) ulijevala se ručno, odozgo, u spremnik za oporavak i aklimatizaciju. U trenutku kada je razina ispitne tekućine prekrila pumpu, pumpa se uključila i ispitni spremnik se opskrbio ispitnom tekućinom. Istovremeno, uključio se grijač i postavila se radna temperatura od 33 °C (88). Ispitna tekućina se ulijevala sve dok se između ova dva modula nije uspostavilo kruženje ispitne tekućine. Razina ispitne tekućine u spremniku za oporavak i aklimatizaciju morala je prekriti sve elemente, pri čemu je količina ispitne tekućine iznosila približno 6 litara u spremniku za oporavak i aklimatizaciju, a približno 5 litara u spremniku za ispitivanje. Potom se postavio modul za kalibraciju u horizontalan položaj, pripremile su se stezne pločice, matice i podlošci te odgovarajući ključ za njihovo stezanje. Ukupno vrijeme puštanja modularnog sustava u rad nije prešlo spomenutih 60 minuta potrebnih za otapanje i pripremu tetiva za ispitivanje, tako da je eventualna pojava „praznog hoda“ svedena na minimum.

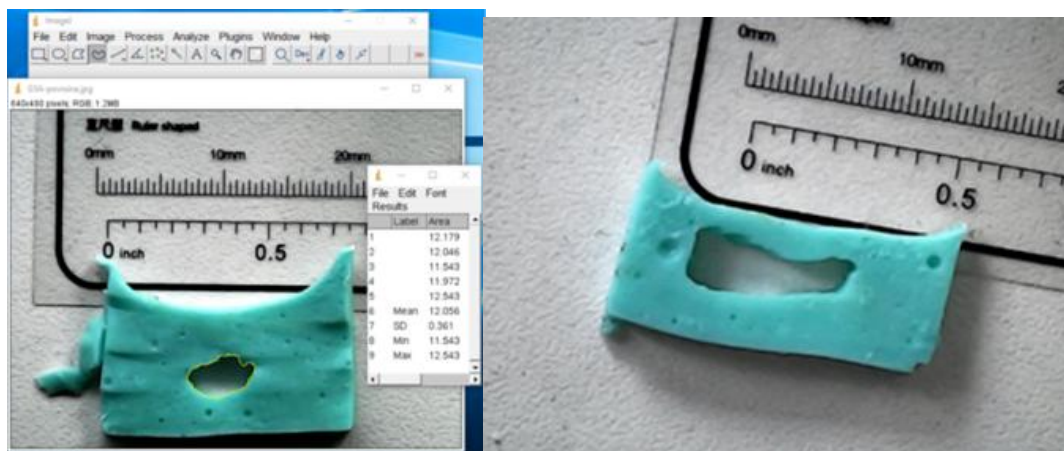
U skladu s prethodno navedenim vrijednostima tetiva je obilježena markerima (Slika 4.7.a) te se položila u gornji dio modula za kalibraciju (Slika 4.7.b). Prije toga, u gornji nosač postavio se donji dio stezne pločice i učvrstio se vijcima u nosač. Nakon što se gornji kraj tetive postavio u položaj tako da je oznaka markerom bila na rubu pločice, postavio se gornji dio stezne pločice i izvršilo se stezanje ključem. Modul se uspravio u vertikalni položaj s ciljem da se donji slobodni kraj tetive opusti (Slika 4.7.c). Po klizačima se donji nosač doveo do mjesta stezanja obilježenog markerom na tetivi, uz prethodno postavljen i vijcima učvršćen donji dio stezne pločice u donji nosač. Postavio se gornji dio stezne pločice i stegnuo ključem. Ovime je ostvaren sklop tetiva / stezne pločice (Slike 4.7.d i 4.8). Sam

4. MATERIJALI I METODE

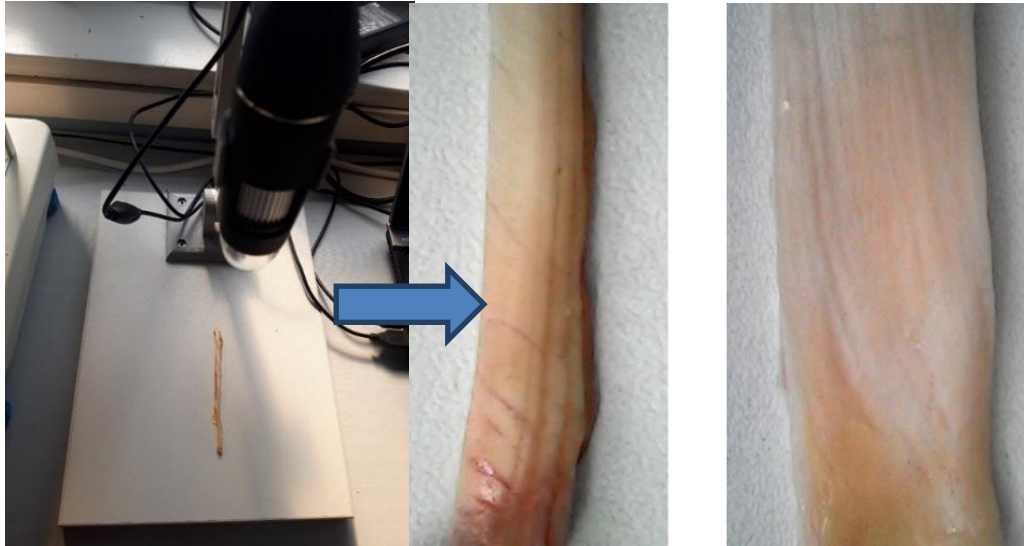
modul za kalibraciju prikazan je slikom 4.9. Zatim je sklop tetiva / stezne pločice postavljen u ispitnu komoru.



Slika 4.4. ISO 527-1:2012 i utvrđivanje osnovnih dimenzija tetive (izradio autor V. W.).



Slika 4.5. Mjerenje i oblik površine poprečnog presjeka tetive kvadricepsa i gracilisa (izradio autor V. W.).

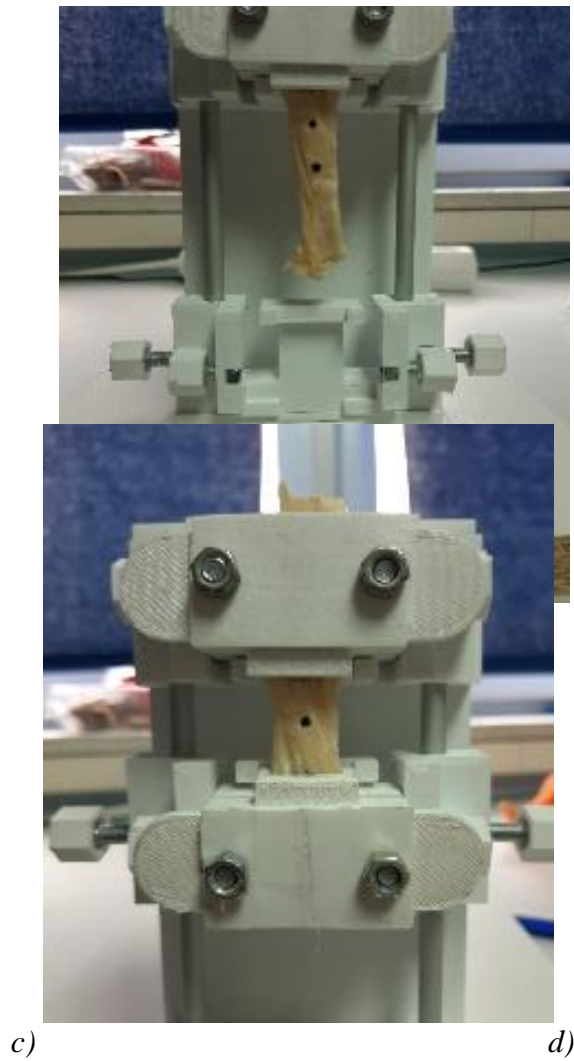


Slika 4.6. Vizualna kontrola tetiva kvadricepsa i gracilisa pod mikroskopskom kamerom. Strelica označava uvećanu tetivu prilikom mikroskopske kontrole (izradio autor V. W.).

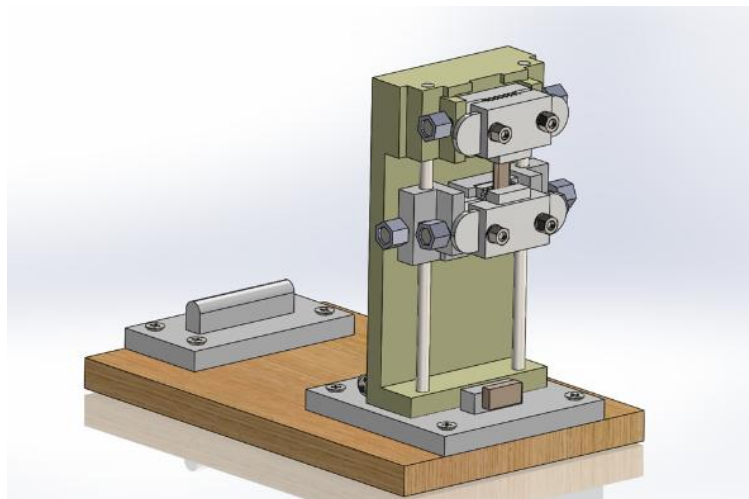


a)

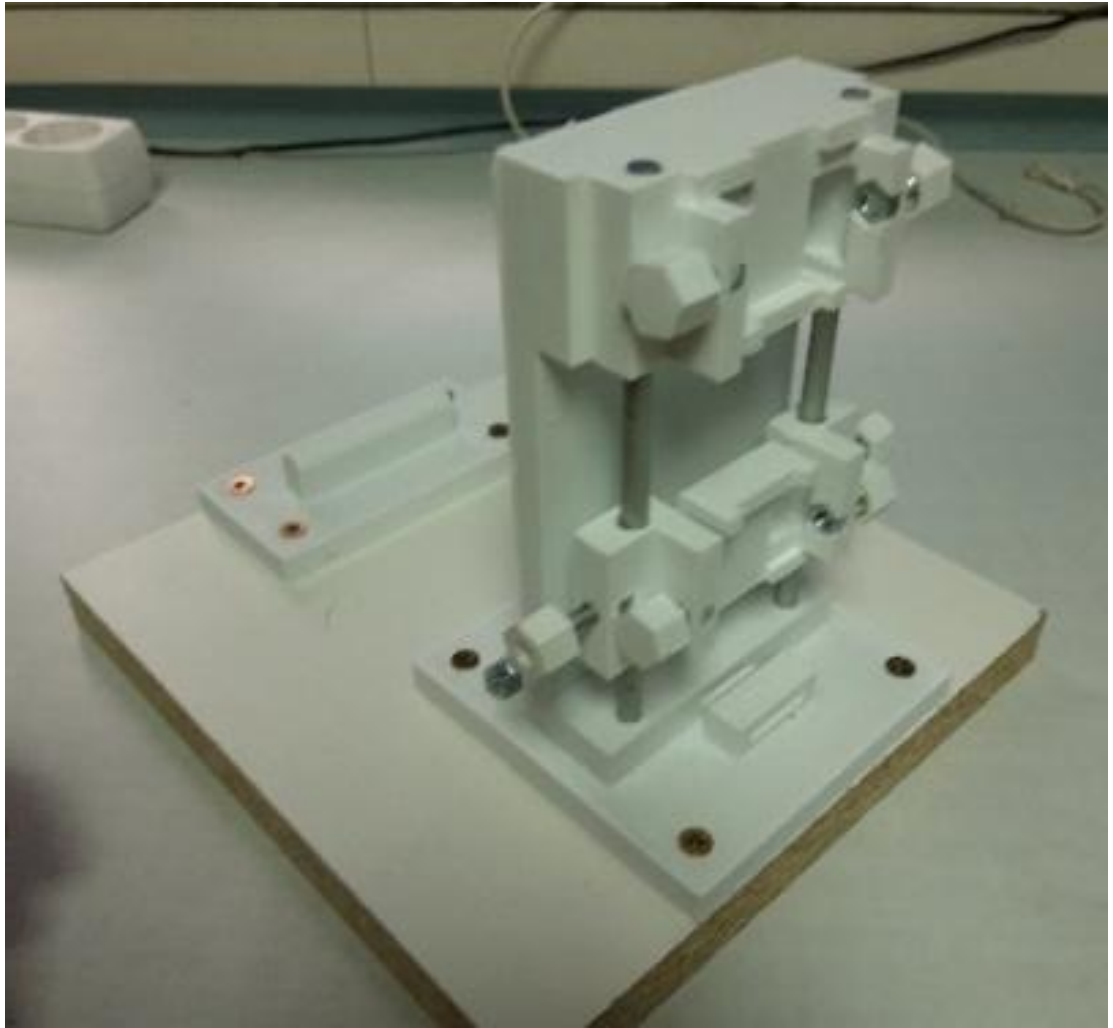
b)



Slika 4.7. Prikaz kalibracije tetive: a) obilježavanje; b) učvršćen gornji kraj tetive; c) opuštanje slobodnog kraja tetive; d) konačan sklop (izradio autor V. W.).

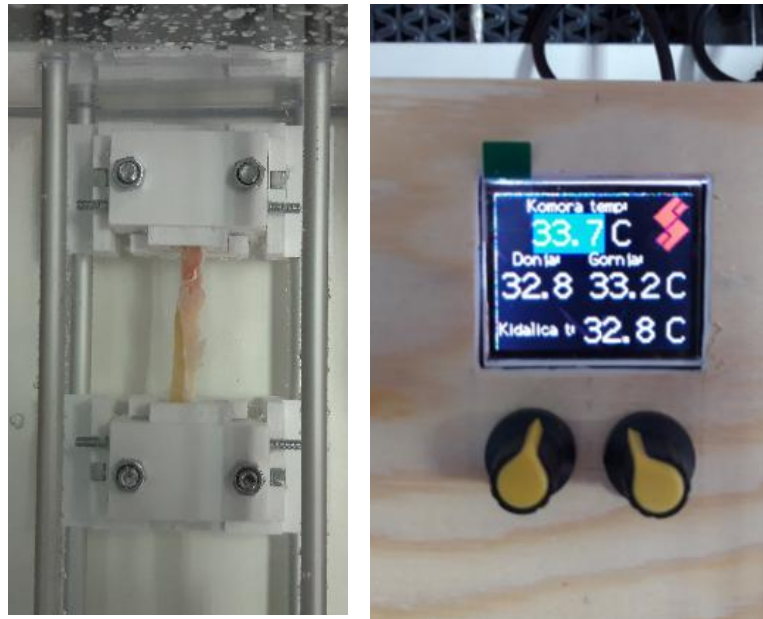


Slika 4.8. 3D model modula za kalibraciju (izradio autor V. W.).



Slika 4.9. Fizički prikaz modula za kalibraciju (izradio autor V. W.).

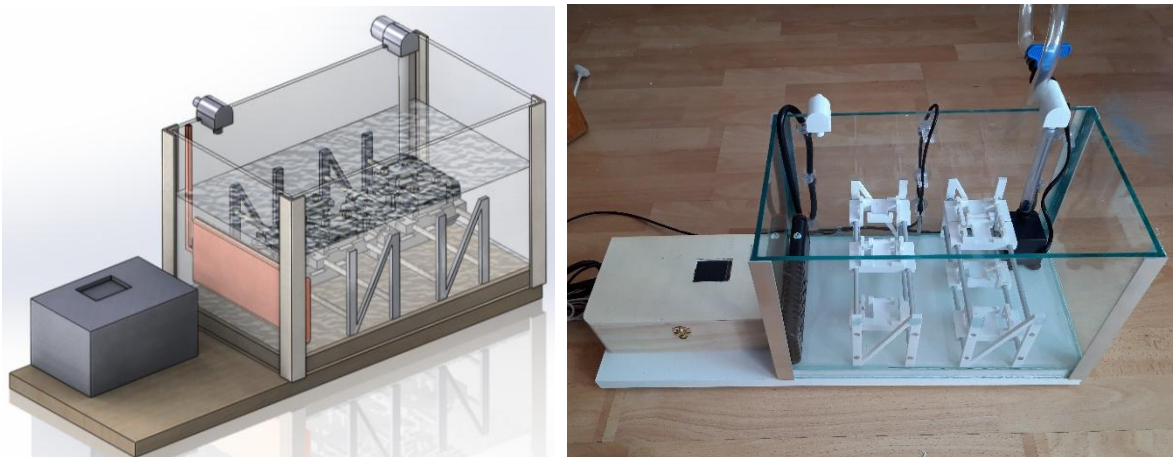
Nakon postavljanja prve pripremljene tetive u modul za ispitivanje, uslijedila je priprema preostale 4 tetive u sklop tetiva / stezne pločice. Pripremljeni sklopovi unijeli su se u modul za oporavak i aklimatizaciju te su se postavili u četiri slobodna mjesta (Slika 4.10.a) na vremensko razdoblje od 60 minuta, kako bi se tetive aklimatizirale ispitnoj temperaturi od 33°C (Slika 4.10.b). Trodimenzionalni prikaz i fizikalni model modula za kalibraciju i aklimatizaciju prikazan je slikom 4.11.



a)

b)

Slika 4.10. Aklimatizacija tetive na ispitnu temperaturu u modulu za oporavak i aklimatizaciju: a) tetiva uronjena u tekućinu; b) praćenje temperature ispitne tekućine (izradio autor V. W.).



Slika 4.11. Trodimenzionalni model i fizički prikaz modula za prilagodbu i oporavak (izradio autor V. W.).

Prvi pripremljen sklop tetiva / stezne pločice postavio se u modul za ispitivanje. Regulacijskim ventilom isključila se pumpa te se slobodnim padom iz modula za ispitivanje ispustila ispitna tekućina do razine i trenutka kada je moguće pristupiti steznim čeljustima. Gornji dio sklopa tetiva / stezne pločice postavio se u gornju čeljust koja se regulacijom na

stroju postavila tako da je iznad modula i tako da je omogućen neometan pristup i rukovanje. Regulacija na stroju podrazumijevala je sljedeće: tlak se na kompresoru postavio na 3 bara. Stezanje je postignuto pneumatskim papučama koje su se nalazile uz radni stroj. Puštanjem jedne papuče upravljalo se gornjim pneumatskim izvršnim organom, ostvario se hod klipa i obavilo stezanje u gornju čeljust. Spuštanjem gornje čeljusti spustio se slobodni kraj sklopa tetiva / stezne pločice do mjesta stezanja u donjoj čeljusti, otpustila se druga pneumatska papuča i ostvarilo inicijalno stezanje. Pumpa se zatim pustila u rad i izvršilo se punjenje sve dok se ponovno nije uspostavilo kruženje ispitne tekućine između dva modula. Tetiva je bila netaknuta minimalno 60 minuta dok nije završio proces aklimatizacije na temperaturu ispitne tekućine. Ostvarenjem uvjeta za ispitivanje uslijedila je provedba pokusa ispitivanja. Tetiva nakon ispitivanja prikazana je slikom 4.12, modul za ispitivanje slikom 4.13, a konačan izgled tehničkog sustava prikazan je slikom 4.14.

Provedene su tri vrste ispitivanja: (A) histereza, (B) relaksacija naprezanja i (C) vlačni pokus. Pokus puzanja nije proveden zbog nemogućnosti kontrole i praćenja promjene deformacije tetive u zadanom vremenu.

(A) Histereza predstavlja svojstvo viskoelastičnih materijala (poput tetiva) koja podrazumijeva deformiranje materijala na izloženost vanjske sile te vraćanje materijala u prvobitni oblik po prestanku djelovanja iste sile. Viskoelastični materijali se ne preklapaju idealno kao elastični već se javlja gubitak energije prilikom opterećenja – histereza (89). Pokus smanjenja histereze izveden je iz nekoliko razloga: zbog postizanja ponovljivosti krivulje opterećenje/rasterećenje dijagrama sila/produljenje, zbog dobivanja što relevantnijih podataka iz pokusa relaksacije naprezanja i vlačnog pokusa te zbog poravnavanja vlakana u površinskom sloju tetive, čime se tetiva pripremila za daljnje ispitivanje. Smanjenje utjecaja histereze, kao osnovni preduvjet koji se mora ispuniti, provodio se prije svakog postupka ispitivanja i ovdje se neće posebno istaknuti. Ovaj dio ispitivanja proveden je uz sljedeće parametre:

- 10 ciklusa s rasponom opterećenja 0-50 N, prije svakog ispitivanja;
- 10 mm/min.

(B) Relaksacija naprezanja predstavlja osobinu viskoelastičnih materijala koja se predstavlja kao opadanje naprezanja unutar materijala pri konstantnoj deformaciji (89). Pokus relaksacije naprezanja izveden je zbog razumijevanja ponašanja tetive pri

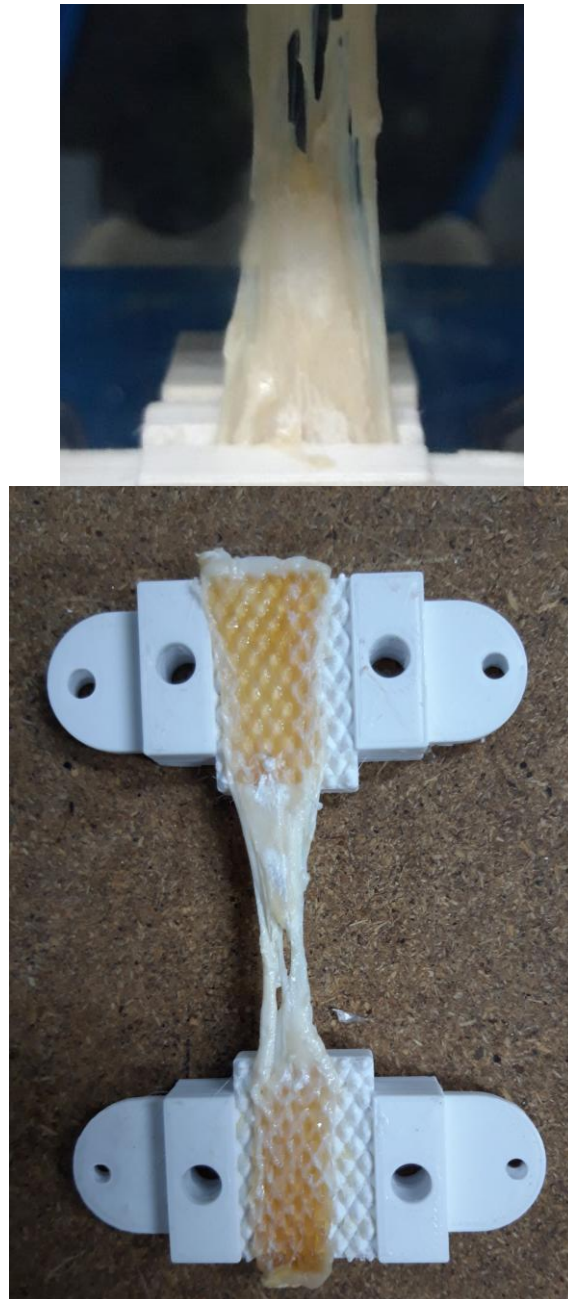
njenom opterećenju i njenom popuštanju kroz određeno vremensko razdoblje. Ovo je važno jer se tiče operativnog zahvata i postoperativnog praćenja stabilnosti patele u koljenskom zglobu. Ovaj dio ispitivanja proveden je uz sljedeće parametre:

- opterećenje 50 N, 10 mm/min;
- držanje tetive pod opterećenjem 3600 s;
- oporavak 3600 s.

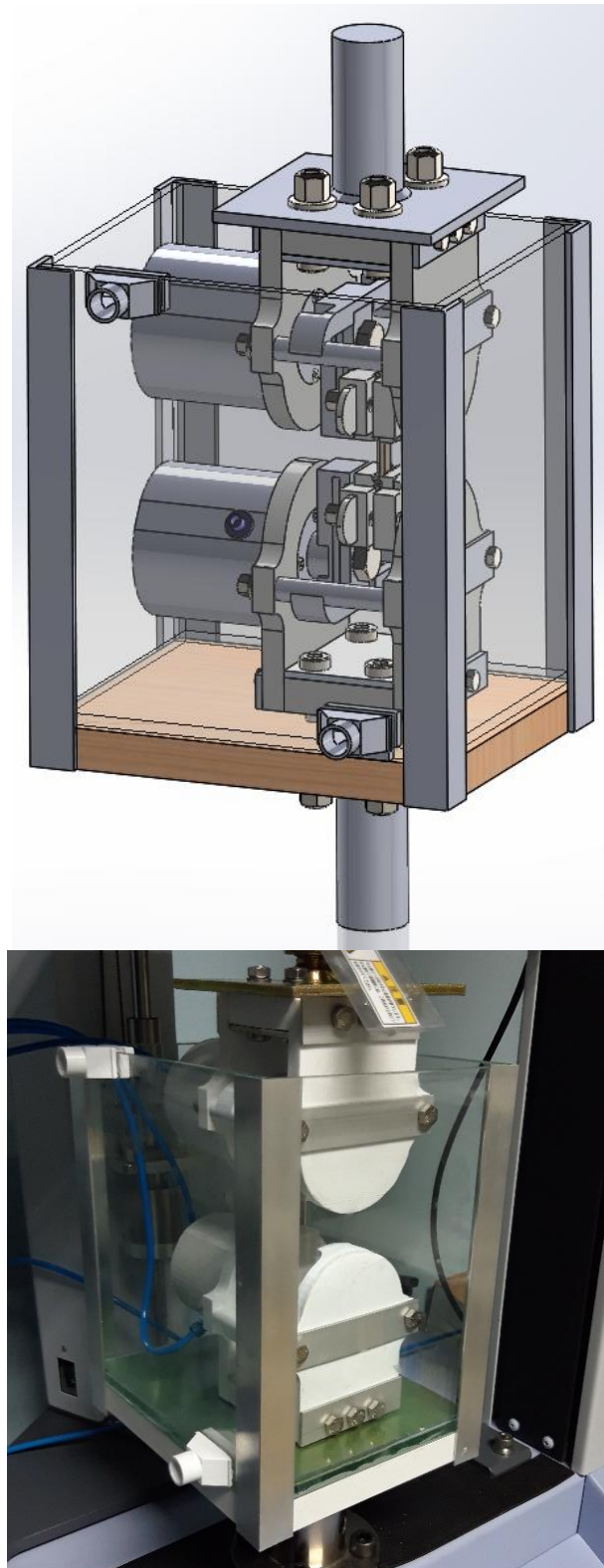
(C) Vlačni pokus je eksperimentalna metoda u kojoj se primjenjuje vlačna sila na ispitni uzorak kako bi se utvrdilo njegovo ponašanje pod opterećenjem (89). Ovaj pokus obično se koristi za mjerenje čvrstoće, elastičnosti i plastičnosti materijala, te se često provodi na metalima, polimerima, keramici, kompozitima i drugim materijalima. Vlačni pokus izveden je zbog potreba određivanja biomehaničkih značajki tetiva i zbog njihove usporedbe s MPFL-om, tj. određivanja tetiva koje su po svojim biomehaničkim svojstvima bile najbliže svojstvima MPFL-a (90). Ovaj dio ispitivanja proveden je uz sljedeće parametre:

- predopterećenje 5 N;
- uspostavljanje „nultog položaja“;
- brzina 10 mm/min do kidanja.

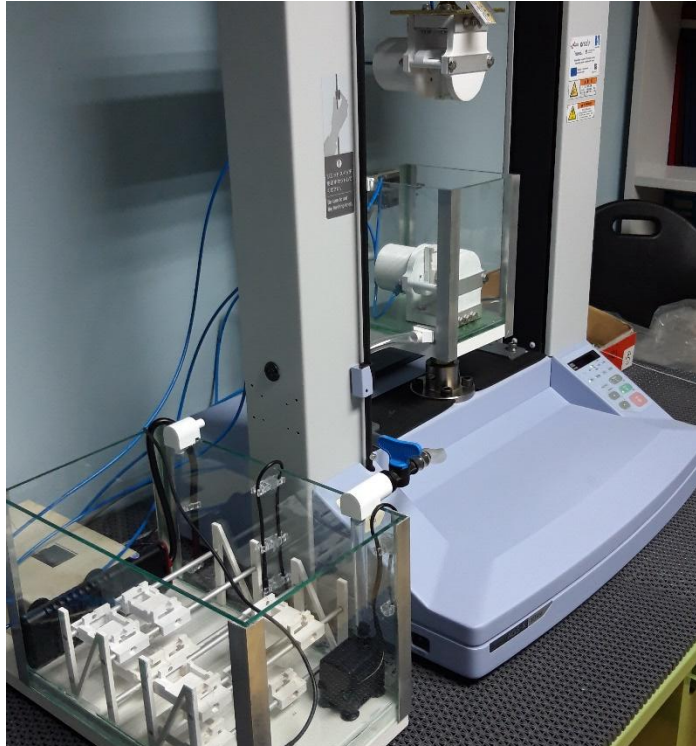
Navedeni parametri ispitivanja izabrani su na temelju proučene dostupne literature.



Slika 4.12. Tetiva nakon provedenog ispitivanja u modulu za ispitivanje (izradio autor V. W.).



Slika 4.13. 3D model i fizički prikaz modula za ispitivanje (izradio autor V. W.).



Slika 4.14. Tehnički sustav i radno okruženje (izradio autor V. W.).

Vlačnim pokusom na stolnom preciznom univerzalnom ispitivaču (kidalici) (AUTOGRAPH AGS-X 10kN, Shimadzu, Kyoto, Kyōto, Japan) mjerene su dvije veličine: maksimalna sila pri kojoj dolazi do kidanja ispitnog tijela (tetine) i postignuto produljenje tetive u trenutku kidanja u odnosu na početnu mjernu duljinu postavljenu prema ISO 527 – 1:1993. Proces kidanja bilježen je pomoću računala pri čemu su automatizmom bilježeni dijagrami ovisnosti sile i produljenja za svaku tetivu. U nastavku su pojašnjenja za svaku izmjerenu, odnosno matematički određenu veličinu koja je proizašla iz provedenih eksperimenata na kidalici.

1. Maksimalna sila (F) [N] – sila pri kojoj dolazi do kidanja ispitnog tijela nakon kojega ono više nije upotrebljivo. Očitana je direktno s kidalice na kraju vlačnog pokusa.
2. Ukupno produljenje (ΔL) [mm] – veličina koja pokazuje koliko se ispitno tijelo produljilo u odnosu na početnu mjernu duljinu s početka vlačnog pokusa do trenutka postizanja maksimalne sile i kraja vlačnoga pokusa. Veličina je također mjerena direktno na kidalici.
3. Vlačna čvrstoća (R_M) [MPa] – naprezanje što ga izaziva maksimalna sila na početnu površinu presjeka ispitnog tijela. Određena je matematičkom formulom:

$$R_M = \frac{F}{A}$$

gdje je:

R_M – vlačna čvrstoća [MPa];

F – maksimalna aksijalna sila [N];

A – površina presjeka ispitnog tijela [mm²].

4. Istezljivost (ε) [%] – omjer povećanja ukupnog produljenja i početne mjerene duljine.

Određena je matematičkom formulom:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L}$$

gdje je:

ε – istezljivost [%];

ΔL – povećanje duljine [mm];

L – početna mjerna duljina [mm].

5. Krutost (k) [N/mm] – mjera opiranja tijela izloženoj deformaciji. Prema ISO sustavu mjernih jedinica, mjerna jedinica za krutost je N/m, no ovdje je zbog lakše prilagodbe ostalim mjerenim veličinama korištena mjerna jedinica N/mm. Određena je matematičkom formulom:

$$k = \frac{F}{\Delta L}$$

gdje je:

k – krutost tetive [N/mm];

F – maksimalna sila [N];

ΔL – povećanje duljine [mm].

6. Modul elastičnosti (E) [MPa] – predstavlja mjeru krutosti materijala ispitnog tijela i jednak je omjeru vlačnog naprezanja i istezljivosti u elastičnom području dijagrama naprezanja. Ovdje je mjeren u području 3 % - 6 % istezljivosti tetiva. Određen je matematičkom formulom:

$$E = \frac{F \cdot L}{A \cdot \Delta L}$$

gdje je:

E – modul elastičnosti [MPa];

L – početna mjerna duljina [mm];

A – površina presjeka ispitnog tijela [mm²];

ΔL – povećanje duljine [mm].

4.5. Statističke metode

Kategorijski podatci predstavljani su apsolutnim i relativnim frekvencijama. Razlike kategorijskih varijabli testirane su Hi-kvadrat testom. Normalnost raspodjele numeričkih varijabli testirana je Shapiro-Wilkovim testom. Numerički podatci opisani su aritmetičkom sredinom i standardnom devijacijom u slučaju raspodjele koja slijedi normalnu, a u suprotnom slučaju medijanom i granicama interkvartilnog raspona. Razlike normalno raspodijeljenih numeričkih varijabli između dviju nezavisnih skupina testirane su Studentovim t-testom, a u slučaju odstupanja od normalne raspodjele Mann-Whitneyevim U testom. Uz sve razlike iskazan je i 95 % raspon pouzdanosti razlike (91, 92).

Sve P vrijednosti su dvostrane. Razina značajnosti postavljena je na $\alpha = 0,05$. Za statističku analizu korišten je statistički program MedCalc® Statistical Software (*MedCalc Software Ltd, ver. 20; Ostend, Belgium; <https://www.medcalc.org>; 2021*) i SPSS (*IBM Corp. Released 2015. IBM SPSS, Ver. 23.0. Armonk, NY: IBM Corp.*).

5. REZULTATI

5.1. Obilježja uzoraka

Istraživanje je provedeno na 68 uzoraka tetiva, od kojih je 34 (50 %) distalnih tetiva mišića gracilisa i 34 (50 %) distalnih tetiva mišića kvadricepsa. Uzorci su uzeti s obzirom na spol, s 44 (65 %) muškarca i s 24 (35 %) žene (Tablica 5.1).

Tablica 5.1. Raspodjela uzoraka prema spolu.

Spol	Broj (%) uzoraka s distalnih tetiva mišića			P*
	Gracilis	Kvadriceps	Ukupno	
Muškarac	22 (65)	22 (65)	44 (65)	> 0,99
Žena	12 (35)	12 (35)	24 (35)	
Ukupno	34 (100)	34 (100)	68 (100)	

* χ^2 test

Medijan dobi ispitanika čiji su uzorci tetiva je 71 godina (interkvartilnog raspona od 63 do 77 godina) u rasponu od najmanje 24 do najviše 85 godina, bez značajne razlike u odnosu na spol (Tablica 5.2).

Tablica 5.2. Razlike u dobi u odnosu na spol.

	Medijan (interkvartilni raspon) Dob (godine)	Razlika	95 % interval pouzdanosti	P*
Muškarci	72 (66 – 77)	-4	-9 do 3	0,24
Žene	67 (57 – 77)			

*Mann-Whitney U test

5.2. Razlike u morfološkim karakteristikama distalne tetive mišića gracilisa i kvadricepsa

S obzirom na duljinu, debljinu, širinu pojedine tetive, te površine poprečnog presjeka, uočavamo da postoji značajna razlika u izmjerenim veličinama s obzirom na distalne tetive mišića gracilisa i kvadricepsa. Površina poprečnog presjeka, kao i širina tetive, značajno su veće kod tetive mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis (Tablica 5.3). Duljina i debljina tetive značajno su veće kod tetive mišića gracilisa u odnosu na tetivu mišića kvadricepsa.

Tablica 5.3. Razlike u duljini, debljini, širini i površini poprečnog presjeka distalnih tetiva mišića gracilis i kvadricepsa.

	Aritmetička sredina (standardna devijacija SD) distalnih tetiva mišića		Razlika	95 % interval pouzdanosti (CI)		P*
	Gracilis	Kvadriceps		od	do	
Površina poprečnog presjeka [mm ²]	10,65 (1,4)	19,36 (3,2)	8,7	7,5	9,9	<0,001
Duljina tetive [mm]	90,12 (7,6)	85,97 (4,1)	-4,1	-7,1	-1,2	0,007
Širina tetive [mm]	5 (0,5)	9,91 (0,8)	4,9	4,6	5,2	<0,001
Debljina tetive [mm]	2,73 (0,4)	2,46 (0,3)	-0,27	-0,43	-0,11	0,001

*Studentov t-test

5.3. Razlike u biomehaničkim svojstvima distalne tetive mišića gracilisa i kvadricepsa

Svim uzorcima izmjerene su vrijednosti vlačne sile pri kojoj dolazi do kidanja tetiva, ukupnog produljenja tetiva u trenutku kidanja, vlačne čvrstoće, istežljivosti, krutosti i modula elastičnosti (Prilog 1).

U maksimalnoj sili nema značajne razlike u odnosu na distalne tetive mišića gracilisa i kvadricepsa. Biomehanička značajka krutosti značajno je veća kod tetive mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis. Produljenje, vlačna čvrstoća, istežljivost i modul elastičnosti značajno su veći kod tetive mišića gracilisa u odnosu na tetivu mišića kvadricepsa (Tablica 5.4).

Tablica 5.4. Razlike u biomehaničkim svojstvima distalnih tetiva mišića gracilis i kvadricepsa

	Aritmetička sredina (standardna devijacija SD) distalnih tetiva mišića		Razlika	95 % interval pouzdanosti		P*
	Gracilis	Kvadriceps		od	do	
Maksimalna sila [N]	821,66 (189,3)	785,06 (90,9)	-36,6	-108,5	35,3	0,31
Produljenje [mm]	4,28 (1,4)	3,62 (0,7)	-0,66	-1,19	-0,13	0,01
Vlačna čvrstoća [MPa]	78,26 (21,5)	41,28 (6,5)	-36,9	-44,7	-29,3	<0,001
Istežljivost [%]	17,71 (4,7)	15,16 (2,4)	-2,5	-4,3	-0,7	0,006
Krutost [N/mm]	62,98 (19,8)	78,97 (15,1)	15,9	7,5	24,5	<0,001
Modul elastičnosti [MPa]	549,08 (185,2)	361,65 (77,7)	-187,4	-256,2	-118,6	<0,001

*Studentov t-test

Maksimalna relaksacija naprezanja, kao i minimalna relaksacija naprezanja u 3600 s, značajno je veća kod tetive mišića gracilis u odnosu na kvadriceps, dok je vrijeme do maksimalne relaksacije naprezanja značajno veće kod tetive mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis (Tablica 5.5).

Tablica 5.5. Razlike u maksimalnoj i minimalnoj relaksaciji te u vremenu do maksimalne relaksacije naprežanja u odnosu na distalne tetive mišića gracilis i kvadricepsa.

	Aritmetička sredina (standardna devijacija SD) distalnih tetiva mišića		Razlika	95 % interval pouzdanosti		P*
	Gracilis	Kvadriceps		od	do	
Maksimalna relaksacija naprežanja [MPa]	6,17 (2,3)	2,52 (0,6)	-3,6	-4,4	-2,9	<0,001
Vrijeme do maksimalne relaksacije naprežanja [s]	9,18 (1,8)	11,59 (1,6)	2,41	1,6	3,3	<0,001
Minimalna relaksacija naprežanja u 3600s [MPa]	3,12 (1,7)	1,37 (0,4)	-1,8	-2,4	-1,1	<0,001

*Studentov t-test

5.4. Razlike u morfološkim karakteristikama distalne tetive mišića gracilisa i kvadricepsa, u skupini muškaraca i u skupini žena

U skupini muškaraca, površina poprečnog presjeka i širina tetive značajno su veći kod tetiva mišića kvadriceps u odnosu na gracilis (Tablica 5.6). Duljina tetive i debljina tetive značajno su veće kod tetiva mišića gracilis u odnosu na kvadriceps (Tablica 5.6).

Kod žena nema značajnih razlika u duljini i debljini tetive između tetiva mišića gracilis i kvadriceps. Površina poprečnog presjeka i širina tetive značajno su veći kod tetiva mišića kvadriceps u odnosu na gracilis (Tablica 5.6).

Tablica 5.6. Razlike u duljini, debljini, širini i površini poprečnog presjeka distalnih tetiva mišića gracilis i kvadricepsa u skupinama prema spolu.

	Medijan (interkvartilni raspon) distalnih tetiva mišića		Razlika	95 % interval pouzdanosti		P*
	Gracilis	Kvadriceps		od	do	
Muškarci (n = 44)						
Površina poprečnog presjeka [mm ²]	10,94 (10,4 - 11,5)	19,2 (16,8 - 22,1)	8	6,3	9,9	<0,001
Duljina tetive [mm]	92,5 (82 - 97)	86,5 (84,5 - 90)	-5	-9	0	0,03
Širina tetive [mm]	5,03 (4,75 - 5,3)	9,7 (9,3 - 10,6)	4,8	4,5	5,3	<0,001
Debljina tetive [mm]	2,8 (2,6 - 2,94)	2,4 (2,2 - 2,8)	-0,3	-0,5	-0,1	0,002
Žene (n = 24)						
Površina poprečnog presjeka [mm ²]	9,6 (9,3 - 11)	18,6 (16,7 - 19,4)	8,6	6,9	9,6	<0,001
Duljina tetive [mm]	90,5 (82 - 95,8)	85,5 (80,5 - 89,8)	-5	-10	2	0,17
Širina tetive [mm]	5,3 (4,9 - 5,4)	9,7 (9,4 - 10,1)	4,6	4,2	5,4	<0,001
Debljina tetive [mm]	2,4 (2,3 - 2,8)	2,4 (2,2 - 2,6)	-0,09	-0,38	0,12	0,34

*Mann-Whitney U test

5.5. Razlike u biomehaničkim svojstvima distalne tetive mišića gracilisa i kvadricepsa, u skupini muškaraca i u skupini žena

U obje skupine prema spolu nema značajne razlike između tetiva mišića gracilisa i kvadricepsa u maksimalnoj sili, produljenju i istežljivosti (Tablica 5.7).

U skupini muškaraca, vlačna čvrstoća i modul elastičnosti značajno su veći kod tetiva mišića gracilis u odnosu na kvadriceps, a krutost je značajno veća kod tetiva mišića kvadriceps u odnosu na gracilis (Tablica 5.7).

Kod žena vlačna čvrstoća i modul elastičnosti značajno su veći kod tetiva mišića gracilis u odnosu na kvadriceps, a krutost je značajno veća kod tetiva mišića kvadriceps u odnosu na gracilis (Tablica 5.7.).

Tablica 5.7. Razlike u biomehaničkim svojstvima distalnih tetiva mišića gracilis i kvadricepsa u skupinama prema spolu.

	Medijan (interkvartilni raspon) distalnih tetiva mišića		Razlika	95 % interval pouzdanosti		P*
	Gracilis	Kvadriceps		od	do	
Muškarci (n = 44)						
Maksimalna sila [N]	849,9 (739,7 - 952,9)	782,7 (727,5 - 819,5)	-71,6	-150,5	13,9	0,08
Produljenje [mm]	4,2 (2,98 - 5,03)	3,5 (3,1 - 3,9)	-0,5	-1,3	0,24	0,20
Vlačna čvrstoća [MPa]	79,4 (66,61 - 86,2)	41,7 (33,7 - 46,9)	-37,6	-44,1	-29,9	<0,001
Istežljivost [%]	16,62 (12,52 - 20,13)	14,4 (13,1 - 15,8)	-1,6	-4,5	0,7	0,23
Krutost [N/mm]	59,2 (48,25 - 83,81)	82,3 (70,5 - 91)	19,8	6,7	30,5	0,007
Modul elastičnosti [MPa]	479,2 (419,05 - 695,05)	341,7 (300 - 439,6)	-148,6	-284,3	-94,8	<0,001

Žene (n = 24)						
Maksimalna sila [N]	822,9 (688,8 - 942,4)	809,5 (736,9 - 856,4)	-26,8	-130,7	110,2	0,73
Produljenje [mm]	4,9 (3 - 6,1)	3,5 (3,3 - 4,1)	-1,3	-2,3	0,3	0,11
Vlačna čvrstoća [MPa]	79,9 (70,1 - 91,5)	43,7 (38,3 - 46,4)	-38,3	-47,1	-27,2	<0,001
Istezljivost [%]	19,7 (13,7 - 24,5)	14,3 (13,5 - 17,1)	-4,4	-8,7	1,02	0,12
Krutost [N/mm]	51,5 (44,2 - 73,1)	76,4 (62,5 - 86,8)	18,3	1,4	31,8	0,02
Modul elastičnosti [MPa]	515,3 (383,7 - 596,7)	365,6 (284,7 - 441,4)	-133,1	-274,9	-37,6	0,01

*Mann-Whitney U test

Maksimalna relaksacija naprežanja, kod muškaraca, kao i minimalna relaksacija naprežanja u 3600 s značajno je veća kod tetive mišića gracilis u odnosu na kvadriceps, dok je vrijeme do maksimalne relaksacije naprežanja značajno veće kod tetive mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis (Tablica 5.8).

U skupini žena, maksimalna relaksacija naprežanja kao i minimalna relaksacija naprežanja u 3600 s značajno je veća kod tetive mišića gracilis u odnosu na kvadriceps, dok je vrijeme do maksimalne relaksacije naprežanja značajno veće kod tetive mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis (Tablica 5.8).

Tablica 5.8. Razlike u maksimalnoj i minimalnoj relaksaciji te u vremenu do maksimalne relaksacije naprežanja u odnosu na distalne tetive mišića gracilis i kvadricepsa u skupinama prema spolu.

	Medijan (interkvartilni raspon) distalnih tetiva mišića		Razlika	95% interval pouzdanosti		P*
	Gracilis	Kvadriiceps		od	do	
Muškarci (n = 44)						
Maksimalna relaksacija naprežanja [MPa]	5,3 (4,43 - 7,3)	2,4 (2 - 3)	-3,1	-4,1	-2,3	<0,001
Vrijeme do maksimalne relaksacije naprežanja [s]	8,83 (8,09 - 9,72)	11,1 (10,1 - 13,1)	2,3	1,4	3,3	<0,001
Minimalna relaksacija naprežanja u 3600s [MPa]	3 (1,8 - 3,7)	1,4 (0,9 - 1,7)	-1,7	-2,3	-0,9	<0,001
Žene (n = 24)						
Maksimalna relaksacija naprežanja [MPa]	6 (4,7 - 7,3)	2,8 (2,6 - 3)	-3,3	-4,4	-2,2	<0,001
Vrijeme do maksimalne relaksacije naprežanja [s]	9,1 (7,7 - 10,9)	11,8 (10,9 - 12,9)	2,8	1,2	4,4	0,004
Minimalna relaksacija naprežanja u 3600s [MPa]	2,9 (2 - 3,7)	1,6 (1,4 - 1,8)	-1,3	-2,02	-0,5	<0,001

*Mann-Whitney U test

5.6. Usporedba dobivenih rezultata o biomehaničkim svojstvima s poznatim podacima iz literature o biomehaničkim svojstvima medijalnog patelofemoralnog ligamenta

Zbog potrebe detaljnije analize usporedbe dosadašnjih rezultata ovog istraživanja, uspoređene su vrijednosti proizašle iz ovog istraživanja s istraživanjima u sličnim biomehaničkim pokusima transplantata. Usporedba biomehaničkih karakteristika – vlačna čvrstoća, istežljivost i modul elastičnosti prikazana je u tablici 5.9.

Tablica 5.9. Usporedba biomehaničkih svojstava proizašlih iz istraživanja u ovom radu sa sličnim iz 2017. godine.

	Aritmetička sredina (SD)		Razlika	95 % interval pouzdanosti		P*
	Istraživanja u ovom radu	Dosadašnje istraživanje [†]		od	do	
	n = 34	n=11				
Gracilis	n = 34	n=11				
Vlačna čvrstoća [MPa]	78,26 (21,5)	155 (30,7)	76,7	59,9	93,5	<0,001
Istezljivost [%]	17,71 (4,7)	14,5 (3,1)	-3,2	-6,3	-0,14	0,04
Modul elastičnosti [MPa]	549,08 (185,2)	1458 (476)	908,9	712,3	1105,6	<0,001
Kvadriceps	n = 34	n =9				
Vlačna čvrstoća [MPa]	41,28 (6,5)	81 (27,6)	39,7	29,5	49,9	<0,001
Istezljivost [%]	15,16 (2,4)	21,1 (6,8)	5,9	3,1	8,7	0,001
Modul elastičnosti [MPa]	361,65 (77,7)	568 (194)	206,4	122,7	289,9	<0,001

*Studentov t-test; [†] rezultati iz rada K. Smeets i sur. (93)

Vrijednost modula elastičnosti iz ovog istraživanja uspoređena je s vrijednostima iz sličnih istraživanja prema tetivama kvadricepsa i gracilisa, te je nađena statistički značajna razlika (Tablica 5.10).

Tablica 5.10. Razlike u modulu elastičnosti proizašlih iz istraživanja u ovom radu i dosadašnjih istraživanja tetiva mišića gracilis i kvadriceps.

	Aritmetička	Razlika	95 % raspon		P*
	sredina (SD)		pouzdanosti		
Modul			od	do	
elastičnosti [MPa]					
Gracilis					
Istraživanja u ovom radu (n=34)	547,08 (185,2)				
<i>Abramovitch et al.</i> ⁽⁷³⁾ (n=10)	625,5 (148)	76,4	-52,7	205,6	0,24
Istraživanja u ovom radu (n=34)	547,08 (185,2)				
<i>Butler et al.</i> ⁽⁹⁴⁾ (n=11)	612,8 (40,6)	63,7	-50,6	178,04	0,27
Kvadriceps					
Istraživanja u ovom radu (n=34)	361,65 (77,7)				
<i>Mabe et al.</i> ⁽⁹⁵⁾ (n=9)	153 (46)	-208,7	-263,6	-153,7	<0,001
Istraživanja u ovom radu (n=34)	361,65 (77,7)				
<i>Staubli et al.</i> ⁽⁹⁶⁾ (n=8)	462,8 (68,5)	101,2	40,7	161,6	0,002
Istraživanja u ovom radu (n=34)	361,65 (77,7)				
<i>Shani et.al.</i> ⁽⁹⁷⁾ (n=12)	255,3 (61,4)	-106,4	-156,4	-56,3	<0,001

*Studentov t-test

U usporedbi vrijednosti vlačne čvrstoće tetiva gracilisa i kvadricepsa iz ovog istraživanja s istim vrijednostima iz sličnih biomehaničkih istraživanja, nađene su statistički značajne razlike (Tablica 5.11).

Tablica 5.11. Razlike u vlačnoj čvrstoći proizašle iz istraživanja u ovom radu i dosadašnjih istraživanja tetiva mišića gracilis i kvadriceps.

	Aritmetička sredina (SD)	Razlika	95 % raspon pouzdanosti		P*
	Vlačna čvrstoća [MPa]		od	do	
Gracilis					
Istraživanja u ovom radu (n=34)	78,26 (21,5)	37,3	24,03	50,5	<0,001
<i>Noyes et al.</i> ⁽⁹⁸⁾ (n=11)	115,5 (4)				
Istraživanja u ovom radu (n=34)	78,26 (21,5)	16,9	1,62	32,1	0,03
<i>Handl et al.</i> ⁽⁹³⁾ (n=9)	95,1 (13,1)				
Istraživanja u ovom radu (n=34)	78,26 (21,5)	-15,2	-29,8	-0,7	0,04
<i>Abramovitch et al.</i> ⁽⁷³⁾ (n=10)	63 (13,3)				
Istraživanja u ovom radu (n=34)	78,26 (21,5)	33,3	20,03	46,5	<0,001
<i>Butler et al.</i> ⁽⁹⁴⁾ (n=11)	111,5 (4)				
Kvadriceps					
Istraživanja u ovom radu (n=34)	41,28 (6,5)	-25,2	-30,6	-19,7	<0,001
<i>Noyes et al.</i> ⁽⁹⁸⁾ (n=6)	16,1 (1,8)				
Istraživanja u ovom radu (n=34)	41,28 (6,5)	-22,2	-26,9	-17,4	<0,001
<i>Mabe et al.</i> ⁽⁹⁵⁾ (n=9)	19,1 (5,42)				
Istraživanja u ovom radu (n=34)	41,28 (6,5)	-3,3	-8,3	1,7	0,19
<i>Staubli et al.</i> ⁽⁹⁶⁾ (n=8)	38 (5)				
Istraživanja u ovom radu (n=34)	41,28 (6,5)	-17,4	-21,9	-12,8	<0,001
<i>Shani et.al.</i> ⁽⁹³⁾ (n=12)	23,9 (7,4)				

*Studentov t-test

U ovom istraživanju nađene su statistički značajne razlike u uspoređivanju istezljivosti tetiva gracilisa i kvadricepsa sa sličnim biomehaničkim istraživanjima na tetivana gracilisa i kvadricepsa (Tablica 5.12).

Tablica 5.12. Razlike u istezljivosti proizašle iz istraživanja u ovom radu i dosadašnjih istraživanja tetiva mišića gracilis i kvadriceps.

	Aritmetička sredina (SD)	Razlika	95 % raspon pouzdanosti		P*
	Istezljivost [%]		od	do	
Gracilis					
Istraživanja u ovom radu (n=34)	17,71 (4,7)	-4,11	-7,2	-1,0	0,01
<i>Abramovitch et al.</i> ⁽⁷³⁾ (n=10)	13,6 (2,1)				
Istraživanja u ovom radu (n=34)	17,71 (4,7)	8,99	6,1	11,9	<0,001
<i>Butler et al.</i> ⁽⁹⁴⁾ (n=11)	26,7 (1,4)				
Kvadriiceps					
Istraživanja u ovom radu (n=34)	15,16 (2,4)	0,84	-0,92	2,6	0,34
<i>Mabe et al.</i> ⁽⁹⁵⁾ (n=9)	16 (2)				
Istraživanja u ovom radu (n=34)	15,16 (2,4)	-3,96	-5,8	-2,1	0,001
<i>Staubli et al.</i> ⁽⁹⁶⁾ (n=8)	11,2 (2,2)				
Istraživanja u ovom radu (n=34)	15,16 (2,4)	-4,5	-5,9	-2,9	<0,001
<i>Shani et.al.</i> ⁽⁹³⁾ (n=12)	10,7 (1,4)				

*Studentov t-test

6. RASPRAVA

Cilj ovog istraživanja bio je prepoznati koji od dva najčešće korištena transplantata u rekonstrukciji MPFL-a ima bliža biomehanička svojstva nativnom MPFL-u – maksimalnu silu, ukupno produljenje, vlačnu čvrstoću, istezljivost, krutost i modul elastičnosti.

Iako učestalo korištena kod rekonstruktivnih metoda ligamenata i ovojnica, tetiva mišića gracilisa samostalno, prema dostupnoj literaturi, nije iscrpno biomehanički istraživana (71, 99, 100). Dapače, pretražujući dostupnu literaturu ne može se pronaći usporedno istraživanje biomehaničkih svojstava presatka distalne tetive mišića gracilisa i nativnog MPFL-a, iako operativna tehnika rekonstrukcije MPFL-a, uz presadak dvostruko presavijenih tetiva mišića gracilisa, kako su je opisali Schottle i sur. 2009. godine, predstavlja danas jednu od najčešće korištenih tehnika rekonstrukcije MPFL-a (101).

Unazad petnaestak godina tehnika rekonstrukcije MPFL-a površinskom trećinom distalne tetive m. kvadricepsa stječe sve veću popularnost. Prednost u takvom tipu rekonstrukcije predstavlja tzv. dinamička stabilnost rekonstruiranog ligamenta jer nema odvajanja tetive s njenog anatomskog hvatišta na pateli, pa je samim tim i mogućnost komplikacija – poput frakturiranja patele koje se radi u rekostrukciji s drugim transplantatima – otklonjena ili u najmanju ruku smanjena na minimum (102, 103).

Analizirano je ukupno 34 tetive distalnog m. gracilisa, prosječne dobi od 71 godinu, uz raspodjelu od 65 % muških i 35 % ženskih tetiva. Prosječna duljina tetiva iznosila je 90,12 mm, uz standardnu devijaciju od 7,6 mm, što odgovara duljini potrebnoj u rekonstrukciji MPFL -a, kako je opisano u radu (101), a prilagođeno za potrebe izvođenja biomehaničke studije. Širina tetive iznosila je prosječno 5 mm uz standardnu devijaciju od 0,5 mm, a debljina tetive 2,73 mm uz standardnu devijaciju od 0,4 mm. Površina poprečnog presjeka dobivena je umnoškom debljine i širine tetive gracilisa i iznosila je 10,65 mm,² uz standardnu devijaciju od 1,4 mm². Wytrykowski i sur. su na 13 uzoraka dvostruko presavijenih tetiva mišića gracilisa srednje dobi od 54 godine (raspon između 37 i 70 godina), prijavili srednju širinu presatka dvostruko presavijenih tetiva mišića gracilisa od 3,2 mm, s rasponom od 2,6 do 3,8 mm(100). Prema istraživanju u ovoj disertaciji, srednja širina presatka tetiva mišića gracilisa bila je 5,2 mm, uz standardnu devijaciju od 0,5 mm, što je gotovo dvostruko viša vrijednost. Razlozi u tolikoj razlici nisu jasni, no u radu nije pojašnjena metodologija

uzimanja presadka kao ni mjesto mjerenja debljine tetive. Također, prisutan je trostruko manji broj mjerenih uzorka u istraživanju. Plicher i sur. su prijavili srednji poprečni presjek dvostruko presavijene tetive mišića gracilisa od $15,8 \text{ mm}^2$, uz napomenu da su autori mjerili širinu i debljinu tetive samo na tetivno-mišićnom spoju, što umanjuje kvalitetu, odnosno ispravnu interpretaciju podataka za cijelu tetivu, budući da se taj dio tetive ne koristi kao transplantat (104). Noyes i sur. su 1984. godine izmjerili srednji poprečni presjek od $7,6 \text{ mm}^2$ uz standardnu devijaciju od $0,2 \text{ mm}^2$ na 17 uzoraka tetiva gracilisa kod donora srednje dobi od 26 godina uz standardnu devijaciju od 6 godina (98).

Također su analizirane ukupno 34 tetive površinske trećine distalne tetive m. kvadricepsa, iste prosječne dobi od 71 godine. Također je bila prisutna jednaka raspodjela po spolu od 65 % muških i 35 % ženskih tetiva. Prosječna duljina tetive m. kvadricepsa bila je $85,97 \text{ mm}$ uz standardnu devijaciju od $4,1 \text{ mm}$ koja je i potrebna za rekonstrukciju MPFL-a dinamičkom metodom koja se redovno primjenjuje u operativnoj tehnici (102). Isto tako, referirajući se na operativnu tehniku, uzorci tetiva kvadricepsa su adekvatni budući da im je prosječna širina bila $9,91 \text{ mm}$ uz standardnu devijaciju od $0,8 \text{ mm}$. Izmjerene debljine tetiva bile su prosječno $2,46 \text{ mm}$ uz standardnu devijaciju od $0,3 \text{ mm}$.

Proučavajući anatomske i morfometrijske značajke nativnog MPFL-a kroz literaturu, vidljivo je da su uzorci korišteni u ovom istraživanju adekvatni za analizu budući da svojim značajkama imitiraju nativni MPFL. U istraživanju Herborta i sur. prosječna duljina nativnog MPFL-a bila je oko 60 mm , na uzorku od 13 kadaveričnih koljena, a slične rezultate potvrđuje i Amis i sur. iz 2003. gdje je na uzorku od 8 koljena duljina iznosila prosječno 53 mm (102, 105). Na uzorku od 20 kadaveričnih koljena Nomura i sur. također su pronašli prosječnu duljinu MPFL-a od $58,8 \text{ mm}$ (106). Prosječna duljina analiziranih tetiva u ovom je istraživanju veća jer su se uzimale vrijednosti duljine tetiva koje su potrebne za operativnu rekonstrukciju. Širina nativnog MPFL-a nije puno proučavana, no poznato je da sam MPFL nema jednoličnu strukturu već je širi na patelarnom hvatištu, a uži na femoralnom hvatištu (39). Na femoralnom hvatištu je širine oko 12 mm , dok je na patelarnom hvatištu značajno širi, oko 24 mm (27, 39–41). Jedina studija u kojoj je vidljivo da su autori mjerili i debljinu tetive je Nomurina studija gdje je ona bila prosječne debljine $0,44 \text{ mm}$ uz standardnu devijaciju od $0,19 \text{ mm}$ (106).

U odnosu na dosadašnja istraživanja, u ovom istraživanju kod tetive mišića gracilisa uočavamo značajno manju vlačnu čvrstoću uz statistički značajnu razliku od $76,7 \text{ MPa}$,

značajno statistički manji modul elastičnosti te značajno veću istezljivost. Hamner i sur. uspoređivali su biomehanička svojstva dvostruko presavijenih tetiva gracilisa za rekonstrukciju ACL-a na uzorku od 12 tetiva prosječne dobi od 80 godina (107). U navedenom istraživanju postignuta je maksimalna sila od 1550 N uz standardnu devijaciju od 428 N, što predstavlja dvostruko veću vrijednost rezultata dobivenih u ovom istraživanju, kao i krutost od 336 N/mm uz standardnu devijaciju od 141 N/mm koja je trostruko veća. No metodologija provedenog istraživanja uvelike se razlikuje od metodologije ovog istraživanja. Uzorci su prosječno dugački 30 mm, te su dvostruko presavijeni kako bi imitirali nativni ACL, a metoda prihvata u hvatalicama se razlikuje kao i uvjeti istraživanja. Wytryowski i sur. su 2017. godine proučavali transplantate za rekonstrukciju ALL-a, pa tako i tetivu gracilisa. Maksimalna sila dobivena u ovom istraživanju iznosila je 200,7 N uz standardnu devijaciju od 48,7 N, krutost od 131,7 N/mm uz standardnu devijaciju od 43,7 N/mm i produljenje od 19,9 mm uz standardnu devijaciju od 6,5 mm. Kao što je i vidljivo, postoje značajne razlike u usporednim studijama i ovom istraživanju. Sami autori navode neadekvatnost hvatalica za tetive, dob i način pohrane kao moguća ograničenja studije (108).

Kod tetive mišića kvadriceps u ovom istraživanju uočena je značajno manja vlačna čvrstoća, značajno manji modul elastičnosti, kao i značajno manja istezljivost. Uspoređujući rezultate ovog istraživanja s istraživanjem autora okupljenih oko Herbot M. iz 2014. koji su proveli istraživanje na 10 uzoraka površinske tetive m. kvadricepsa, vidljivo je da je maksimalna sila prilikom pucanja 205 N uz standardnu devijaciju od 77,8 N, što je značajno manje od rezultata dobivenih u ovom istraživanju. Također, statistički je značajna i razlika u krutosti koja je iznosila 33,6 N/mm uz standardnu devijaciju od 6,8 N/mm za razliku od ovog istraživanja gdje je izmjerena krutost od 78,97 N/mm. Ovolike diskrepance nisu u potpunosti jasne, no postoji razlika u načinu čuvanja tetiva, cikličkim opterećenjima prije početka ispitivanja te načinu prihvata u hvatalice (102).

S obzirom na druga dostupna istraživanja koja su se bavila proučavanjem iznosa modula elastičnosti tetive mišića gracilis (autora Abramovitch i sur. i Butler i sur. (73, 94)), nije uočena značajna razlika od iznosa istog parametra dobivenog ovim istraživanjem. Modul elastičnosti tetive mišića kvadricepsa značajno je veći u ovom istraživanju u odnosu na istraživanje koje su proveli Mabe i sur. i Shani i sur. (95, 96), dok je modul elastičnosti ovog istraživanja značajno manji u odnosu na istraživanje koje su proveli Staubli i sur. (96). Razlike mogu biti prouzročene također načinom testiranja. Naime, za potrebe testiranja autori su morali prihvat tetiva u hvataljke smrznuti kako bi dobili po njima adekvatnu fiksaciju.

Pretpostavka je da je to moglo utjecati na dio dobivenih rezultata jer se proces hlađenja vršio kroz cijelu debljinu tetive, za razliku od ovog istraživanja gdje su tetive bile na 33 °C kako bi se imitirala točna temperatura u koljenu.

Vlačna čvrstoća tetive mišića gracilis u ovom istraživanju značajno je bila niža od one u istraživanju koje su proveli Noyes i sur., Handl i sur. te Butler i sur. (94, 98), a značajno je bila viša u odnosu na istraživanje koje su proveli Abramovitch i sur. (73). Pretpostavka je da većina provedenih istraživanja ima nepodudarnosti u rezultatima zbog načina prihvata tetiva, broja uzoraka, načina čuvanja uzoraka, kao i činjenice da je dio istraživanja koristio udvostručene i učetverostručene tetive gracilisa.

U slučaju tetive mišića kvadriceps, nema značajne razlike između vlačne čvrstoće iz ovog istraživanja i istraživanja koje su proveli Staubli i sur. (96), dok je u ovom istraživanju statistički značajno viša vlačna čvrstoća od istraživanja koje su proveli Noyes i sur., Mabe i sur. te Shani i sur. (95, 97, 98).

U slučaju tetive mišića gracilis, u ovom istraživanju značajno je veća istežljivost od one u istraživanju koje su proveli Abramovitch i sur. (73), a značajno manja od istraživanja koja su proveli Butler i sur. (94).

Istežljivost tetive mišića kvadriceps iz ovog istraživanja značajno se ne razlikuje od istežljivosti u istraživanju koje je proveo Mabe i sur. (95), ali je značajno viša od one u istraživanju koje su proveli Staubli i sur. i Shani i sur. (96, 97). (Tablica 5.13)

Istezanje tetiva uključuje postupno povećavanje opsega pokreta u tetivama kako bi se smanjila napetost, što je važno za operativne postupke rekonstrukcije svih ligamentarnih sustava pa tako i MPFL-a, s naglaskom na stabilnost ostvarenog spoja kao funkcionalne cjeline i spojenih tkiva. U ovom istraživanju rezultati ispitivanja pokazali su da je maksimalna relaksacija naprežanja kod muškaraca kao i minimalna relaksacija naprežanja u 3600 s bila značajno veća kod tetiva mišića gracilisa u odnosu na kvadriceps, dok je vrijeme do maksimalne relaksacije naprežanja bilo značajno veće kod tetive mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis.

U skupini žena, maksimalna relaksacija naprežanja, kao i minimalna relaksacija naprežanja u 3600 s, statistički značajno je bila veća kod tetive mišića gracilis u odnosu na kvadriceps, dok je vrijeme do maksimalne relaksacije naprežanja bilo značajno veće kod tetive mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis. Iz dobivenih se rezultata može zaključiti da

tetiva mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis mirnije reagira na iznenadna opterećenja pa je stoga i iznos naprezanja manji, odnosno, pruža veći otpor, na što ukazuje duže vrijeme postizanja vrijednosti naprezanja kada se izloži opterećenju u odnosu na gracilis. Za slučaj da aktivno opterećenje potraje duže vrijeme, akumulirano naprezanje unutar tetive kvadricepsa smanjivat će se približno za isti omjer kao i kod tetive gracilisa, ali će biti po iznosu manje. To znači da će ostvareni spoj tkiva podnositi manje naprezanje pri dužem trajanju opterećenja, kada bi rekonstrukcija bila učinjena s tetivom mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis. Gledano sa strane gracilisa, opterećenje će uzrokovati veću akumulaciju naprezanja u kraćem vremenu te će – ako opterećenje potraje duže vrijeme – ostati više akumulirano naprezanja unutar tkiva u odnosu na početno stanje. Zaključno – kada bi zamjenska tetiva brže reagirala na podražaje, akumulirala bi više zaostalih naprezanja kada podražaji prestanu s djelovanjem i trebalo bi još više vremena da ta zaostala naprezanja u potpunosti nestanu. Prednost izbora ovdje pripada tetivi mišića kvadricepsa, što i potvrđuje hipotezu ove doktorske disertacije.

Uzorci korišteni za ovu doktorsku disertaciju su muški i ženski humani preparati – 34 distalne tetive m. gracilisa i 34 distalne površinske trećine tetive kvadricepsa, prikupljeni od 2000. do 2015. godine, prosječne dobi 71 godina. Ovoliko veliki broj uzoraka nije dostupan u stručnoj literaturi te ovo istraživanje predstavlja jedno od najvećih biomehaničkih istraživanja nad odabranim tetivama za rekonstrukciju MPFL-a. Najčešće su to uzorci na malom broju uzoraka, poput istraživanja Stephena J. M. i sur. koji su biomehaničke osobine MPFL-a obavili na 8 uzoraka (5 muških i 3 ženska) prosječne dobi 73,5 godina (109). Jednu od većih studija biomehanike MPFL-a objavili su autori okupljeni oko Kernkamp W., u radu iz 2019. godine, koji su promatrali kinematiku MPFL-a i to na broju od 15 uzoraka (110). Rezultati vezani za biomehaniku MPFL-a su im podjednaki s radom Mountney J. i sur. iz 2005. koji su istraživanje proveli na 10 kadaveričnih uzoraka prosječne dobi od 71 godine (111).

Jedan od mogućih nedostataka ovog istraživanja je materijal koji je korišten iz anatomske zbirke Katedre za anatomiju Medicinskog fakulteta u Osijeku. Korištene su tetive koje su prethodno bile smrznute na $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$, pa se razmatrala mogućnost gubitka biomehaničkih svojstava tetiva. Suprotno tom mišljenju govori istraživanje Leeja A. i Elliotta D. (112). Njihovo ispitivanje u više razmjera korištenjem protokola koji je osmišljen za procjenu oštećenja tetive (opuštanje vlačnog naprezanja praćeno oporavkom bez opterećenja) provedeno je na svježim i prethodno smrznutim fascikulima tetiva repa štakora. Pokazano je da na razini fascikula i na razini fibrila nije bilo razlike između svježih i smrznutih skupina ni

za jedan od parametara, što sugerira da smrzavanje nema učinka na mehaniku tetive. Nakon rasterećenja, istegnuće fibrila na mikro razini potpuno se oporavilo, a interfibrilarno klizanje samo se djelomično oporavilo, što sugerira da je oštećenje tetive lokalizirano na interfibrilarnim strukturama i da su mehanizmi oštećenja isti u svježim i prethodno smrznutim tetivama (112).

Uzorci uzeti za ovo istraživanje bili su dovoljno veliki za statističku značajnost zaključaka. Pri odabiru uzorka vodilo se računa o gotovo ravnomjernoj raspoređenosti prema spolu i dobi. Također, u svrhu izbjegavanja utjecaja drugih čimbenika na rezultate, svi su uzorci bili konzervirani na isti način prije testiranja, a iz daljnjeg postupka bili su izbačeni oni uzorci za koje se moglo anamnestički vezivati bolest lokomotornog sustava ili neka druga sustavna bolest koja bi mogla utjecati na kolagenu strukturu. Način odabira uzorka stoga ne može biti izvorom potencijalno lažnih rezultata.

Među najvažnije osobitosti u biomehaničkim istraživanjima koje se uvijek iznova moraju razmatrati pri dizajniranju svakog novog pokusa, bez obzira na to je li riječ o gotovim ili specifično dizajniranim uređajima, način je fiksacije tetive za stroj. Ovo treba posebno razmatrati kada je riječ o biomaterijalima, zbog njihove specifično složene građe i anizotropnosti. Osnovni problem je na koji način fiksirati uzorak dovoljno jako da ne proklizava, a ne prejako da se izbjegnu prevelika rubna opterećenja i rubno oštećenje uzorka. Glavni problem sa stezaljkama za tetive je taj što je teško održavati visoki pritisak koji je potreban za pružanje dovoljne sile trenja između tetive i stezaljke za otpor velikom vlačnom opterećenju i u isto vrijeme smanjiti učinak rezanja stezaljke. Upravo su ovi momenti posebno specifični za uzorke humanog podrijetla, budući da navedeni uzorci sami imaju mali koeficijent trenja pa lako klize, a nježni su pa bi se lako mogli rubno oštetiti. Kako bi se prevladali problemi poput klizanja materijala u jednoosnim vlačnim ispitivanjima, uveden je niz podešavanja i učvršćenja (113–115), uključujući čelične stezaljke s hrapavim površinama (116) i područjima visokog trenja (117, 118), kriogene stezaljke (119) ili pneumatske stezaljke (120, 121). Međutim, navedene postojeće metode imaju ograničenja u pogledu njihove primjenjivosti na meka tkiva, posebno u pogledu oštećenja tkiva zbog avulzije na mjestu stezanja ili rizika od promjena biomehaničkog ponašanja izazvanih temperaturom. Ovom se problematikom inače bave mnoge objavljene studije te dosada nije usuglašen stav oko prihvata tetiva u biomehaničkim ispitivanjima (95, 105, 122–125). Zbog biološke specifičnosti mekih tkiva, uobičajen prihvata ispitnog tijela u postojeće stezne čeljusti kidalice nije prihvatljiv te je nužno vršiti modifikacije ili razviti novo rješenje. Rješenje navedenog

problema ostvareno je u suradnji sa Strojarskim fakultetom u Slavonskom Brodu. Izrađene su stezne pločice primjenom tehnologije 3D ispisa čija je kontaktna površina temeljena na profilu metričkog navoja. Ideja je preuzeta iz rada grupe autora okupljenih oko Scholze. U istraživanju koje su proveli uveli su novi prijedlog za konstrukciju posebnih 3D printanih hvataljki od polilaktične kiseline koje bi anulirale klizanje ispitnog tkiva iz hvataljki ili pucanje u području prihvata, a neutralno bi djelovale na matriks tetive. Od 58 ligamenata koje su testirali, odlične su rezultata dobili kod njih 49 (126).

Dobiveni rezultati u ovom istraživanju predstavljaju potvrdu hipoteze postavljenje za ovu doktorsku disertaciju. Tetiva površinske trećine kvadricepsa svojim biomehaničkim svojstvima bliže je nativnom MPFL-u te kao takva predstavlja bolji izbor u rekonstrukciji MPFL-a. Tetiva gracilisa također je adekvatna za rekonstrukciju, no s obzirom na dobivene rezultate može se smatrati „predimenzionirana“ u rekostrukciji MPFL-a – ako bismo se samo referirali na biomehanička svojstva.

Prema pregledu literature, nije bilo direktnih usporednih biomehaničkih istraživanja među presadcima distalne tetive gracilisa i površinske trećine distalne tetive kvadricepsa. Stoga, ovo istraživanje predstavlja svojevrsnu novost u znanosti te se rezultati ovog istraživanja teško mogu staviti u kontekst dosadašnjih sličnih biomehaničkih ispitivanja.

Na osnovi dobivenih rezultata daljnja bi istraživanja trebalo proširiti ne samo na biomehaničke i antropološke mjere, već i na metode fiksacije transplantata u kost. Također bi bilo zanimljivo konstruirati stroj za ispitivanje koji bio imitirao fiziološke kretnje u koljenu kako bi se dobila veća pouzdanost samog ispitivanja, jer kretnje u koljenu nisu jednoosovinske. Daljnja bi se istraživanja trebala provesti i na usporedbi ovih rezultata s biomehičkim osobinama drugih potencijalnih transplantata korištenih u rekonstrukciji MPFL-a.

7. ZAKLJUČCI

Na temelju provedenog istraživanja i dobivenih rezultata mogu se izvesti sljedeći zaključci:

- Površina poprečnog presjeka i širina tetive značajno su veće kod tetive mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis.
- Duljina i debljina tetive značajno je veća kod tetive mišića gracilisa u odnosu na tetivu mišića kvadricepsa.
- U maksimalnoj sili nema značajne razlike u odnosu na distalne tetive mišića gracilisa i kvadricepsa.
- Krutost je značajno veća kod tetive mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis.
- Produljenje, vlačna čvrstoća, istezljivost i modul elastičnosti značajno su veći kod tetive mišića gracilisa u odnosu na tetivu mišića kvadricepsa.
- Maksimalna relaksacija naprezanja kao i minimalna relaksacija naprezanja u 3600 s značajno su veće kod tetive mišića gracilis u odnosu na kvadriceps.
- Vrijeme do maksimalne relaksacije naprezanja značajno je veće kod tetive mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis.
- Iz dobivenih se rezultat može zaključiti da tetiva mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis mirnije reagira na iznenadna opterećenja pa je stoga i iznos naprezanja manji, odnosno pruža veći otpor, na što ukazuje duže vrijeme postizanja vrijednosti naprezanja kada se izloži opterećenju u odnosu na gracilis.
- Biomehanička svojstva površinske trećine tetive kvadricepsa „bliže“ su nativnom MPFL-u te su samim tim bolji izbor kao transplantat u operativnoj rekonstrukciji MPFL-a.

8. SAŽETAK

Cilj istraživanja: Cilj ovog istraživanja bio je odrediti i međusobno usporediti morfometrijske i biomehaničke osobine distalne površinske trećine tetive *m. quadricepsa* i distalne tetive *m. gracilisa*, kao i usporediti dobivene rezultate o biomehaničkim svojstvima s poznatim podacima iz literature o biomehaničkim svojstvima medijalnog patelofemoralnog ligamenta (MPFL).

Nacrt istraživanja: Studija je ustrojena kao presječno istraživanje 34 tetive *m. gracilisa* i 34 tetive površinske trećine distalnog *m. kvadricepsa*, uz određivanje prethodno definiranih biomehaničkih osobina.

Materijali i metode: Materijal korišten za izradu doktorske disertacije pripada Arhivskom materijalu Katedre za anatomiju i neuroznanost Medicinskog fakulteta u Osijeku, Sveučilište J. J. Strossmayera u Osijeku. Koristili su se muški i ženski humani preparati – 34 distalne tetive *m. gracilisa* i 34 distalne površinske trećine tetive kvadricepsa, prikupljene od 2000. do 2015. godine, prosječne dobi 71 godinu. Na posebno konstruiranom modulu učinjeno je ispitivanje svojstava tetiva i analiza podataka. Nakon standardiziranog cikličkog opterećenja mjereni su podaci maksimalne sile produljenja, vlačne čvrstoće, istezljivosti, krutosti i modula elastičnosti te su uspoređeni s prethodnim studijama o biomehaničkim svojstvima MPFL-a.

Rezultati: Površina poprečnog presjeka, kao i širina tetive, značajno su veće kod tetive mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis. Duljina i debljina tetive značajno je veća kod tetive mišića gracilisa u odnosu na tetivu mišića kvadricepsa. U maksimalnoj sili nema značajne razlike u odnosu na distalne tetive mišića gracilisa i kvadricepsa. Krutost je značajno veća kod tetive mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis. Produljenje, vlačna čvrstoća, istezljivost i modul elastičnosti veći su kod tetive mišića gracilisa u odnosu na tetivu mišića kvadricepsa. Maksimalna relaksacija naprezanja, minimalna relaksacija naprezanja u 3600 s veća je kod tetive mišića gracilis u odnosu na kvadriceps. Vrijeme do maksimalne relaksacije naprezanja značajno je veće kod tetive mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis. Iz dobivenih se rezultata zaključuje da tetiva mišića kvadricepsa u odnosu na gracilis bolje reagira na iznenadna opterećenja, pa je stoga i iznos naprezanja manji.

Zaključak: Biomehaničke karakteristike distalne površinske trećine tetive kvadricepsa pogodnije su od distalne tetive gracilisa, što bi se moglo pokazati primjenjivim u operativnim tehnikama rekonstrukcije MPFL-a prilikom odabira transplantata.

Ključne riječi: medijalni patelofemoralni ligament, tetiva m. gracilisa, tetiva m. kvadriceps femorisa, biomehanika.

9. SUMMARY

Research aim: The aim of this research was to determine and compare morphometric and biomechanics characteristics of distal superficial third of quadriceps muscle tendon and distal tendon of gracilis muscle, as well as compare those results with morphometric and biomechanical results of medial patellofemoral ligament (MPFL) acquired from available literature.

Research plan: The research design of this study was cross-sectional study of 34 gracilis muscle tendons and 34 superficial distal tendons of quadriceps muscle with in advance determined biomechanical features.

Materials and methods: Research material belongs to the archives of Department for Anatomy and Neuroscience, Faculty of Medicine Osijek, J. J. Strossmayer University of Osijek. Patients with knee joint injury or collagenosis were excluded from the study. Male and female samples of 34 gracilis muscle tendons and 34 distal superficial quadriceps muscle tendons were acquired between years 2000 and 2015. Median age of the included patients was 71 years. Special device constructed in Mechanical Engineering Faculty in Slavonski Brod was used to examine tendons and data analysis. After standardized load on the tendons, the elongation force, tensile strength, extensibility, stiffness, and elasticity module were measured. All those results were compared to studies containing data about MPFL's biomechanical features.

Results: Cross sectional area as well as tendon width were significantly higher in quadriceps than gracilis muscle tendon. Tendon length and thickness were significantly higher in gracilis muscle tendon compared to quadriceps tendon. There was no significant difference in maximal force between gracilis and quadriceps tendons. Elongation, wave strength, extensibility, and elasticity module were significantly higher in gracilis tendon than in quadriceps tendon. Maximal and minimal strain relaxation in 3600 s was significantly higher in gracilis tendon than in quadriceps muscle. Maximal strain time was significantly higher in gracilis tendon than in quadriceps one. Considering the obtained results, quadriceps tendon reacts much better to the load than gracilis tendon and therefore the strain on it is much smaller. In other words, quadriceps tendon provides greater resistance which shows a longer time needed to achieve strain when compared to gracilis tendon.

Conclusion: Biomechanical characteristics of distal superficial third of quadriceps tendon are more suitable than those of gracilis tendon and could be useful in operating techniques of MPFL repair.

Key words: medial patellofemoral ligament, gracilis muscle tendon, quadriceps muscle tendon, biomechanics.

10. LITERATURA

1. Krmpotić-Nemanić J MA. Anatomija Čovjeka. Zagreb: Medicinska naklada; 2007.
2. Pećina M i sur. Ortopedija. Zagreb: Naklada Ljevak; 2004.
3. Pećina M. Biomehanička podloga klasifikacije nestabilnosti koljena. In: Koljeno. Zagreb: Jumena; 1982. p. 263–88.
4. Abernethy P, Townsend P, Rose R, Radin E. Is chondromalacia patellae a separate clinical entity? *J Bone Joint Surg Br.* 1978 May;60-B(2):205–10.
5. Fulkerson JP, Shea KP. Disorders of patellofemoral alignment. *J Bone Joint Surg Am.* 1990 Oct;72(9):1424–9.
6. WIBERG G. Roentgenographic and anatomic studies on the femoropatellar joint. With special reference to chondromalacia patellae. *Acta Orthop Scand.* 1941;12:319–410.
7. Baumgartl F. Das Kniegelenk. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1964.
8. Ficat P. Pathologie fémoro-patellaire. Paris: Masson; 1970.
9. Tria AJ, Alicea JA. Embryology and Anatomy of the Patella. In: *The Patella.* New York, NY: Springer New York; 1995. p. 11–23.
10. Tecklenburg K, Dejour D, Hoser C, Fink C. Bony and cartilaginous anatomy of the patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006 Mar;14(3):235–40.
11. Ahmed AM, Burke DL, Hyder A. Force analysis of the patellar mechanism. *Journal of Orthopaedic Research.* 1987;5(1):69–85.
12. Sherman SL, Plackis AC, Nuelle CW. Patellofemoral Anatomy and Biomechanics. *Clin Sports Med.* 2014 Jul;33(3):389–401.
13. Aglietti P, Insall JN, Cerulli G. Patellar pain and incongruence. I: Measurements of incongruence. *Clin Orthop Relat Res.* 1983 Jun;(176):217–24.

14. Zaffagnini S, Dejour D, Grassi A, Bonanzinga T, Marcheggiani Muccioli GM, Colle F, et al. Patellofemoral anatomy and biomechanics: current concepts. *Joints*. 2013;1(2):15–20.
15. Schindler OS, Scott WN. Basic kinematics and biomechanics of the patello-femoral joint. Part 1: The native patella. *Acta Orthop Belg*. 2011 Aug;77(4):421–31.
16. Dejour D, Saggin P, Meyer X, Tavernier T. Patellofemoral pain, instability, and arthritis. Berlin: Springer-Verlag; 2010. 51–59 p.
17. Dejour H, Walch G, Nove-Josserand L, Guier Ch. Factors of patellar instability: An anatomic radiographic study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 1994 Mar;2(1):19–26.
18. Kwak YH, Nam JH, Koh YG, Kang KT. Correlation of Femoral Trochlear Dysplasia With Anterior Cruciate Ligament Injury in Skeletally Immature Patients. *Orthop J Sports Med*. 2021 Sep 1;9(9):232596712110226.
19. Warren LF, Marshall JL. The supporting structures and layers on the medial side of the knee: an anatomical analysis. *J Bone Joint Surg Am*. 1979 Jan;61(1):56–62.
20. Fulkerson JP, Gossling HR. Anatomy of the knee joint lateral retinaculum. *Clin Orthop Relat Res*. 1980;(153):183–8.
21. Fox JM, Wilson DP. The Patellofemoral joint. New York: McGraw-Hill; 1993. 1–12 p.
22. Farahmand F, Sejiavongse W, Amis AA. Quantitative study of the quadriceps muscles and trochlear groove geometry related to instability of the patellofemoral joint. *Journal of Orthopaedic Research*. 1998 Jan;16(1):136–43.
23. Reider B, Marshall JL, Koslin B, Ring B, Girgis FG. The anterior aspect of the knee joint. *J Bone Joint Surg Am*. 1981 Mar;63(3):351–6.
24. Waligora AC, Johanson NA, Hirsch BE. Clinical Anatomy of the Quadriceps Femoris and Extensor Apparatus of the Knee. *Clin Orthop Relat Res*. 2009 Dec 19;467(12):3297–306.

25. Capkin S, Zeybek G, Ergur I, Kosay C, Kiray A. An anatomic study of the lateral patellofemoral ligament. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2017 Jan;51(1):73–6.
26. Capkin S, Zeybek G, Ergur I, Kosay C, Kiray A. An anatomic study of the lateral patellofemoral ligament. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2017;51(1):73–6.
27. LaPrade RF, Engebretsen AH, Ly T v., Johansen S, Wentorf FA, Engebretsen L. The Anatomy of the Medial Part of the Knee. *J Bone Joint Surg.* 2007 Sep;89(9):2000–10.
28. Sakai N, Luo ZP, Rand JA, An KN. The influence of weakness in the vastus medialis oblique muscle on the patellofemoral joint: an in vitro biomechanical study. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2000 Jun;15(5):335–9.
29. Mountney J, Senavongse W, Amis AA, Thomas NP. Tensile strength of the medial patellofemoral ligament before and after repair or reconstruction. *J Bone Joint Surg Br.* 2005 Jan;87(1):36–40.
30. Philippot R, Boyer B, Testa R, Farizon F, Moyen B. The role of the medial ligamentous structures on patellar tracking during knee flexion. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy.* 2012 Feb 12;20(2):331–6.
31. Tanaka MJ, Chahla J, Farr J, LaPrade RF, Arendt EA, Sanchis-Alfonso V, et al. Recognition of evolving medial patellofemoral anatomy provides insight for reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy.* 2019 Aug 28;27(8):2537–50.
32. Grelsamer RP, Proctor CS, Bazos AN. Evaluation of Patellar Shape in the Sagittal Plane. *Am J Sports Med.* 1994 Jan 23;22(1):61–6.
33. Yamada Y, Toritsuka Y, Horibe S, Sugamoto K, Yoshikawa H, Shino K. *In vivo* movement analysis of the patella using a three-dimensional computer model. *J Bone Joint Surg Br.* 2007 Jun;89-B(6):752–60.
34. van Kampen A, Huiskes R. The three-dimensional tracking pattern of the human patella. *Journal of Orthopaedic Research.* 1990 May;8(3):372–82.
35. Schepsis AA, Rogers AJ. Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2012 Sep;20(3):162–70.

36. Nagamine R, Otani T, White SE, McCarthy DS, Whiteside LA. Patellar tracking measurement in the normal knee. *Journal of Orthopaedic Research*. 1995 Jan;13(1):115–22.
37. NAKAGAWA S, KADOYA Y, KOBAYASHI A, TATSUMI I, NISHIDA N, YAMANO Y. KINEMATICS OF THE PATELLA IN DEEP FLEXION. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*. 2003 Jul;85(7):1238–42.
38. Warren LF, Marshall JL. The supporting structures and layers on the medial side of the knee: an anatomical analysis. *J Bone Joint Surg Am*. 1979 Jan;61(1):56–62.
39. Placella G, Tei M, Sebastiani E, Speziali A, Antinolfi P, Delcogliano M, et al. Anatomy of the Medial Patello-Femoral Ligament: a systematic review of the last 20 years literature. *Musculoskelet Surg*. 2015 Aug 6;99(2):93–103.
40. Bicos J, Fulkerson JP, Amis A. Current Concepts Review. *Am J Sports Med*. 2007 Mar 30;35(3):484–92.
41. Philippot R, Chouteau J, Wegrzyn J, Testa R, Fessy MH, Moyon B. Medial patellofemoral ligament anatomy: implications for its surgical reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2009 May 19;17(5):475–9.
42. Nomura E, Inoue M, Osada N. Anatomical analysis of the medial patellofemoral ligament of the knee, especially the femoral attachment. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2005 Oct 13;13(7):510–5.
43. KAPLAN EB. Factors responsible for the stability of the knee joint. *Bull Hosp Joint Dis*. 1957 Apr;18(1):51–9.
44. Kikuchi S, Tajima G, Yan J, Kamei Y, Maruyama M, Sugawara A, et al. Morphology of insertion sites on patellar side of medial patellofemoral ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2017 Aug 7;25(8):2488–93.
45. Arendt EA, Donell ST, Sillanpää PJ, Feller JA. The management of lateral patellar dislocation: state of the art. *Journal of ISAKOS*. 2017 Jul;2(4):205–12.
46. Burks RT, Desio SM, Bachus KN, Tyson L, Springer K. Biomechanical evaluation of lateral patellar dislocations. *Am J Knee Surg*. 1998;11(1):24–31.

47. Tuxøe J, Teir M, Winge S, Nielsen P. The medial patellofemoral ligament: a dissection study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2002 May 18;10(3):138–40.
48. Arendt EA. Anatomy and biomechanics of the patellar ligaments. *Tecniche Chirurgiche in Ortopedia e Traumatologia*. 2007;5(1–2):13–8.
49. Criscenti G, de Maria C, Sebastiani E, Tei M, Placella G, Speziali A, et al. Material and structural tensile properties of the human medial patello-femoral ligament. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Feb;54:141–8.
50. Woo SLY, Hollis JM, Adams DJ, Lyon RM, Takai S. Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. *Am J Sports Med*. 1991 May 23;19(3):217–25.
51. LaPrade MD, Kallenbach SL, Aman ZS, Moatshe G, Storaci HW, Turnbull TL, et al. Biomechanical Evaluation of the Medial Stabilizers of the Patella. *Am J Sports Med*. 2018 Jun 19;46(7):1575–82.
52. Zhang G ying, Ding H yu, Li E miao, Zheng L, Bai Z wu, Shi H, et al. Incidence of second-time lateral patellar dislocation is associated with anatomic factors, age and injury patterns of medial patellofemoral ligament in first-time lateral patellar dislocation: a prospective magnetic resonance imaging study with 5-year follow-up. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2019 Jan 14;27(1):197–205.
53. Fithian DC, Paxton EW, Stone M lou, Silva P, Davis DK, Elias DA, et al. Epidemiology and Natural History of Acute Patellar Dislocation. *Am J Sports Med*. 2004 Jul 30;32(5):1114–21.
54. SILLANPÄÄ P, MATTILA VM, IIVONEN T, VISURI T, PIHLAJAMÄKI H. Incidence and Risk Factors of Acute Traumatic Primary Patellar Dislocation. *Med Sci Sports Exerc*. 2008 Apr;40(4):606–11.
55. Atkin DM, Fithian DC, Marangi KS, Stone M lou, Dobson BE, Mendelsohn C. Characteristics of Patients with Primary Acute Lateral Patellar Dislocation and Their Recovery within the First 6 Months of Injury. *Am J Sports Med*. 2000 Jul 30;28(4):472–9.

56. Hsiao M, Owens BD, Burks R, Sturdivant RX, Cameron KL. Incidence of Acute Traumatic Patellar Dislocation among Active-Duty United States Military Service Members. *Am J Sports Med.* 2010 Oct 8;38(10):1997–2004.
57. Volpi P, editor. *Arthroscopy and Sport Injuries*. Cham: Springer International Publishing; 2016. 367–372 p.
58. Kang HJ, Wang F, Chen BC, Zhang YZ, Ma L. Non-surgical treatment for acute patellar dislocation with special emphasis on the MPFL injury patterns. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy.* 2013 Feb 3;21(2):325–31.
59. Nomura E. Classification of lesions of the medial patello-femoral ligament in patellar dislocation. *Int Orthop.* 1999 Nov 23;23(5):260–3.
60. Sallay PI, Poggi J, Speer KP, Garrett WE. Acute Dislocation of the Patella. *Am J Sports Med.* 1996 Jan 23;24(1):52–60.
61. Weber-Spickschen TS, Spang J, Kohn L, Imhoff AB, Schottle PB. The relationship between trochlear dysplasia and medial patellofemoral ligament rupture location after patellar dislocation: An MRI evaluation. *Knee.* 2011 Jun;18(3):185–8.
62. Balcarek P, Ammon J, Frosch S, Walde TA, Schüttrumpf JP, Ferlemann KG, et al. Magnetic Resonance Imaging Characteristics of the Medial Patellofemoral Ligament Lesion in Acute Lateral Patellar Dislocations Considering Trochlear Dysplasia, Patella Alta, and Tibial Tuberosity–Trochlear Groove Distance. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery.* 2010 Jul;26(7):926–35.
63. Weber AE, Nathani A, Dines JS, Allen AA, Shubin-Stein BE, Arendt EA, et al. An Algorithmic Approach to the Management of Recurrent Lateral Patellar Dislocation. *Journal of Bone and Joint Surgery.* 2016 Mar 2;98(5):417–27.
64. McConnell J. Rehabilitation and Nonoperative Treatment of Patellar Instability. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2007 Jun;15(2):95–104.
65. Mäenpää H, Lehto MUK. Patellar Dislocation. *Am J Sports Med.* 1997 Mar 23;25(2):213–7.

66. Palmu S, Kallio PE, Donell ST, Helenius I, Nietosvaara Y. Acute Patellar Dislocation in Children and Adolescents: A Randomized Clinical Trial. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*. 2008 Mar;90(3):463–70.
67. Buchner M, Baudendistel B, Sabo D, Schmitt H. Acute Traumatic Primary Patellar Dislocation. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2005 Mar;15(2):62–6.
68. Reagan J, Kullar R, Burks R. MPFL Reconstruction. *Orthopedic Clinics of North America*. 2015 Jan;46(1):159–69.
69. Sugamuna J, Mitani T, Suzuki N, Tezuka M, Iseki F, Fujikawa K. Reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *J Tokyo Knee Soc*. 1990;10:137–48.
70. Ellera Gomes JL. Medial patellofemoral ligament reconstruction for recurrent dislocation of the patella: A preliminary report. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 1992 Sep;8(3):335–40.
71. McNeilan RJ, Everhart JS, Mescher PK, Abouljoud M, Magnussen RA, Flanigan DC. Graft Choice in Isolated Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction: A Systematic Review With Meta-analysis of Rates of Recurrent Instability and Patient-Reported Outcomes for Autograft, Allograft, and Synthetic Options. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2018 Apr;34(4):1340–54.
72. Kyung HS, Kim HJ. Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction: A Comprehensive Review. *Knee Surg Relat Res*. 2015 Sep 30;27(3):133–40.
73. Abramowitch SD, Zhang X, Curran M, Kilger R. A comparison of the quasi-static mechanical and non-linear viscoelastic properties of the human semitendinosus and gracilis tendons. *Clinical Biomechanics*. 2010 May;25(4):325–31.
74. West R V., Harner CD. Graft Selection in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2005 May;13(3):197–207.
75. Maletis GB, Cameron SL, Tengan JJ, Burchette RJ. A Prospective Randomized Study of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med*. 2007 Mar 30;35(3):384–94.

76. Schepsis AA, Rogers AJ. Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2012 Sep;20(3):162–70.
77. Deie M, Ochi M, Sumen Y, Adachi N, Kobayashi K, Yasumoto M. A long-term follow-up study after medial patellofemoral ligament reconstruction using the transferred semitendinosus tendon for patellar dislocation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy.* 2005 Oct 21;13(7):522–8.
78. Ostermeier S, Stukenborg-Colsman C, Wirth CJ, Bohnsack M. Die Rekonstruktion des medialen patellofemorale Ligaments mit der getunnelten Semitendinosussehne. *Oper Orthop Traumatol.* 2007 Nov;19(5–6):489–501.
79. Becher C, Kley K, Lobenhoffer P, Ezechieli M, Smith T, Ostermeier S. Dynamic versus static reconstruction of the medial patellofemoral ligament for recurrent lateral patellar dislocation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy.* 2014 Oct 30;22(10):2452–7.
80. Burks R, Luker M. Medial patellofemoral ligament reconstruction. *Tech Orthop.* 1997;12(3):185–91.
81. Steensen RN, Dopirak RM, Maurus PB. A simple technique for reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a quadriceps tendon graft. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery.* 2005 Mar;21(3):365–70.
82. Peter G, Hoser C, Runer A, Abermann E, Wierer G, Fink C. Medial patellofemoral ligament (MPFL) reconstruction using quadriceps tendon autograft provides good clinical, functional and patient-reported outcome measurements (PROM): a 2-year prospective study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy.* 2019 Aug 29;27(8):2426–32.
83. Adams DJ, Mazzocca AD, Fulkerson JP. Residual Strength of the Quadriceps Versus Patellar Tendon After Harvesting a Central Free Tendon Graft. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery.* 2006 Jan;22(1):76–9.
84. Goodship AE, Birch HL. Cross sectional area measurement of tendon and ligament in vitro: a simple, rapid, non-destructive technique. *J Biomech.* 2005 Mar;38(3):605–8.

85. Schneider, C.A., Rasband, W.S., Eliceiri, K.W. "NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis". *Nature Methods* 9, 671-675, 2012.
86. Goodship AE, Birch HL. Cross sectional area measurement of tendon and ligament in vitro: a simple, rapid, non-destructive technique. *J Biomech.* 2005 Mar;38(3):605–8.
87. Clavert P, Kempf JF, Bonnomet F, Boutemy P, Marcelin L, Kahn JL. Effects of freezing/thawing on the biomechanical properties of human tendons. *Surgical and Radiologic Anatomy.* 2001 Nov;23(4):259–62.
88. Abdel-Sayed P, Moghadam MN, Salomir R, Tchernin D, Pioletti DP. Intrinsic viscoelasticity increases temperature in knee cartilage under physiological loading. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014 Feb;30:123–30.
89. Vegas MR, Martin del Yerro JL. Stiffness, Compliance, Resilience, and Creep Deformation: Understanding Implant-Soft Tissue Dynamics in the Augmented Breast: Fundamentals Based on Materials Science. *Aesthetic Plast Surg.* 2013 Oct 14;37(5):922–30.
90. Grgic I. RAZVOJ, IZRADA I PRIMJENA TEHNIČKOG SUSTAVA ZA ISPITIVANJE BIOMEHANIČKIH ZNAČAJKI TETIVE MIŠIĆA GRACILISA I KVADRICEPSA. [Slavonski brod]: Fakultet za Strojtarstvo, Sveučilište u Slavonskom brodu; 2023.
91. Armitage P, Berry G, Matthews JNS. *Statistical Methods in Medical Research.* 4th ed. Wiley-Blackwell; 2001.
92. Daniel WW, Cross CL. *BIostatistics; A Foundation for Analysis in the Health Sciences.* 10th ed. Wiley; 2013.
93. Smeets K, Bellemans J, Scheys L, Eijnde BO, Slane J, Claes S. Mechanical Analysis of Extra-Articular Knee Ligaments. Part two: Tendon grafts used for knee ligament reconstruction. *Knee.* 2017 Oct;24(5):957–64.
94. Butler DL, Grood ES, Noyes FR, Zernicke RF, Brackett K. Effects of structure and strain measurement technique on the material properties of young human tendons and fascia. *J Biomech.* 1984 Jan;17(8):579–96.

95. Mabe I, Hunter S. Quadriceps tendon allografts as an alternative to Achilles tendon allografts: a biomechanical comparison. *Cell Tissue Bank*. 2014 Dec;15(4):523–9.
96. Stäubli HU, Schatzmann L, Brunner P, Rincón L, Nolte LP. Mechanical Tensile Properties of the Quadriceps Tendon and Patellar Ligament in Young Adults. *Am J Sports Med*. 1999 Jan 17;27(1):27–34.
97. Shani RH, Umpierrez E, Nasert M, Hiza EA, Xerogeanes J. Biomechanical Comparison of Quadriceps and Patellar Tendon Grafts in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2016 Jan;32(1):71–5.
98. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am*. 1984 Mar;66(3):344–52.
99. Chechik O, Amar E, Khashan M, Lador R, Eyal G, Gold A. An international survey on anterior cruciate ligament reconstruction practices. *Int Orthop*. 2013 Feb 11;37(2):201–6.
100. Wytrykowski K, Swider P, Reina N, Murgier J, Laffosse JM, Chiron P, et al. Cadaveric Study Comparing the Biomechanical Properties of Grafts Used for Knee Anterolateral Ligament Reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2016 Nov;32(11):2288–94.
101. Schöttle P, Schmeling A, Romero J, Weiler A. Anatomical reconstruction of the medial patellofemoral ligament using a free gracilis autograft. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2009 Mar 15;129(3):305–9.
102. Herbort M, Hoser C, Domnick C, Raschke MJ, Lenschow S, Weimann A, et al. MPFL reconstruction using a quadriceps tendon graft. *Knee*. 2014 Dec;21(6):1169–74.
103. Fink C, Steensen R, Gföller P, Lawton R. Quadriceps Tendon Autograft Medial Patellofemoral Ligament Reconstruction. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2018 Jun 20;11(2):209–20.

104. Pichler W, Tesch NP, Schwantzer G, Fronhöfer G, Boldin C, Hausleitner L, et al. Differences in length and cross-section of semitendinosus and gracilis tendons and their effect on anterior cruciate ligament reconstruction. *J Bone Joint Surg Br.* 2008 Apr;90-B(4):516–9.
105. Amis AA, Firer P, Mountney J, Senavongse W, Thomas NP. Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament. *Knee.* 2003 Sep 1;10(3):215–20.
106. Nomura E, Inoue M, Osada N. Anatomical analysis of the medial patellofemoral ligament of the knee, especially the femoral attachment. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy.* 2005 Oct 13;13(7):510–5.
107. HAMNER DL, BROWN CH, STEINER ME, HECKER AT, HAYES WC. Hamstring Tendon Grafts for Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament. *J Bone Joint Surg.* 1999 Apr;81(4):549–57.
108. Wytrykowski K, Swider P, Reina N, Murgier J, Laffosse JM, Chiron P, et al. Cadaveric Study Comparing the Biomechanical Properties of Grafts Used for Knee Anterolateral Ligament Reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery.* 2016 Nov;32(11):2288–94.
109. Stephen JM, Lumpaopong P, Deehan DJ, Kader D, Amis AA. The Medial Patellofemoral Ligament. *Am J Sports Med.* 2012 Aug 22;40(8):1871–9.
110. Kernkamp WA, Wang C, Li C, Hu H, van Arkel ERA, Nelissen RGHH, et al. The Medial Patellofemoral Ligament Is a Dynamic and Anisometric Structure: An In Vivo Study on Length Changes and Isometry. *Am J Sports Med.* 2019 Jun 9;47(7):1645–53.
111. Mountney J, Senavongse W, Amis AA, Thomas NP. Tensile strength of the medial patellofemoral ligament before and after repair or reconstruction. *J Bone Joint Surg Br.* 2005 Jan;87-B(1):36–40.
112. Lee AH, Elliott DM. Freezing does not alter multiscale tendon mechanics and damage mechanisms in tension. *Ann N Y Acad Sci.* 2017 Dec 25;1409(1):85–94.

113. Wu JZ, Brumfield A, Miller GR, Metheny R, Cutlip RG. Comparison of mechanical properties of rat tibialis anterior tendon evaluated using two different approaches. *Biomed Mater Eng.* 2004;14(1):13–22.
114. Shi D, Wang D, Wang C, Liu A. A novel, inexpensive and easy to use tendon clamp for in vitro biomechanical testing. *Med Eng Phys.* 2012 May;34(4):516–20.
115. Schechtman H, Bader DL. In vitro fatigue of human tendons. *J Biomech.* 1997 Aug;30(8):829–35.
116. Takaza M, Moerman KM, Gindre J, Lyons G, Simms CK. The anisotropic mechanical behaviour of passive skeletal muscle tissue subjected to large tensile strain. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013 Jan;17:209–20.
117. Kiss MO, Hagemester N, Levasseur A, Fernandes J, Lussier B, Petit Y. A low-cost thermoelectrically cooled tissue clamp for in vitro cyclic loading and load-to-failure testing of muscles and tendons. *Med Eng Phys.* 2009 Nov;31(9):1182–6.
118. Ng BH, Chou SM, Lim BH, Chong A. The Changes in the Tensile Properties of Tendons after Freeze Storage in Saline Solution. *Proc Inst Mech Eng H.* 2005 Jun 1;219(6):387–92.
119. Bowser JE, Elder SH, Rashmir-Raven AM, Swiderski CE. A cryogenic clamping technique that facilitates ultimate tensile strength determinations in tendons and ligaments. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology.* 2011 Dec 17;24(05):370–3.
120. Merican AM, Sanghavi S, Iranpour F, Amis AA. The structural properties of the lateral retinaculum and capsular complex of the knee. *J Biomech.* 2009 Oct;42(14):2323–9.
121. Merican AM, Amis AA. Iliotibial band tension affects patellofemoral and tibiofemoral kinematics. *J Biomech.* 2009 Jul;42(10):1539–46.
122. Grgić I, Wertheimer V, Karakašić M, Ivandić Ž. 3D printed clamps for in vitro tensile tests of human gracilis and the superficial third of quadriceps tendons. *Applied Sciences (Switzerland).* 2021;11(6).

123. Grgić I, Wertheimer V, Karakašić M, Ivandić Ž. Development of a 3D printed double-acting linear pneumatic actuator for the tendon gripping. *Polymers (Basel)*. 2021;13(15).
124. Hangody G, Pánics G, Szebényi G, Kiss R, Hangody L, Pap K. Pitfalls during biomechanical testing — Evaluation of different fixation methods for measuring tendons endurance properties. *Acta Physiol Hung*. 2016 Mar;103(1):86–93.
125. Brown CH, Wilson DR, Hecker AT, Ferragamo M. Graft-bone motion and tensile properties of hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament femoral graft fixation under cyclic loading. *Arthroscopy*. 2004 Nov;20(9):922–35.
126. Scholze M, Singh A, Lozano PF, Ondruschka B, Ramezani M, Werner M, et al. Utilization of 3D printing technology to facilitate and standardize soft tissue testing. *Sci Rep*. 2018 Jul 27;8(1):11340.

11. ŽIVOTOPIS

OSOBNNE INFORMACIJE:

Ime i prezime: Vjekoslav Wertheimer

Datum rođenja: 04. listopada 1983.

Državljanstvo: Hrvatsko

Adresa: Bjelolasička 24, 31 000 Osijek

Telefon: +385 95 901 4438

E-mail: vjekoslav.wertheimer@mefos.hr

Trenutno mjesto zaposlenja:

Specijalist ortopedije s užom specijalnošću iz dječje ortopedije

Klinika za ortopediju i traumatologiju, Klinički bolnički centar Osijek

EDUKACIJA:

2019. položen subspecijalistički ispit iz dječje ortopedije

2019. Poslijediplomski doktorski studij „Biomedicina i zdravstvo“ MefOS

2017. započeta subspecijalizacija iz dječje ortopedije

2015. položio specijalistički ispit iz ortopedije

2015. obranio stručni magisterij iz područja Ortopedije i traumatologije na MefZG

2015. EFORT fellowship iz ortopedije, hrvatski predstavnik

2014./2015. Poslijediplomski stručni studij iz ortopedije i traumatologije MefZG

2009. diplomirao na Medicinskom fakultetu u Osijeku

2002. maturirao u Prirodoslovno-matematičkoj gimnaziji u Osijeku

1998. završio osnovnu školu Antuna Mihanovića u Osijeku

RADNO ISKUSTVO:

2019. vanjski suradnik iz polja ortopedije u OB Našice

2019. subspecijalista na Klinici za ortopediju Klinike za ortopediju i traumatologiju KBC Osijek

2015. specijalista na Zavodu za ortopediju i traumatologiju KBC Osijek

2011. - 2015. specijalizacija iz ortopedije (KBC Osijek, KBC Zagreb)

2012. - 2013. dodatni vanjski rad u hitnom kirurškom prijemu OB Našice

2011. – 2020. vanjski suradnik/asistent na Katedri za anatomiju i neuroznanost MefOS

2010.-2017. dodatni vanjski rad na ZZHMP OBŽ

2009.-2010. pripravnički staž KBC Osijek

2009. - 2011. znanstveni novak Katedre za anatomiju i neuroznanost MefOS

PRIKAZ ZNANSTVENOG I STRUČNOG RADA

1. Kovač, Tanja; Popović, Branka; Marjanović, Ksenija; Wertheimer, Vjekoslav; Kovačević, Marko; Nikolić, Vasilije; Jo-Osvatić, Ana; Radić, Radivoje. Morphometric Characteristics of Thyroid Cartilage in People of Eastern Croatia // Collegium antropologicum, 34 (2010), 3; 1069-1073 (međunarodna recenzija, članak, znanstveni)

2. Šišljagić, Vladimir; Jovanović, Savo; Mrčela, Tomislav; Nikolić, Vasilije; Radić, Radivoje; Wertheimer, Vjekoslav; Kovač, Tanja; Mrčela, Milanka. Applicability of bovine tibia as a model in research on various osteosynthesis techniques // Periodicum biologorum, 112 (2010), 59-62 (međunarodna recenzija, članak, znanstveni)

3. Zelić Z, Jovanović S, Wertheimer V, Šarić G, Biuk E, Gulan G. Result of the surgical reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Collegium antropologicum* 2012;36:201-206
4. Zelić Z, Vidaković I, Biuk E, Biuk D, Wertheimer V, Kolarević V. Knee stability after arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction using the middle third of the patellar ligament and quadrupled hamstring tendons grafts- A two-year follow-up. *Injury. Int.J. Care Injured* 46S (2015) S91-S95
5. Biuk E, Jovanović S, Zelić Z, Rapan S, Wertheimer V. Patelarna sveza i učetverostručene ishiokruralnog mišićja za rekonstrukciju prednje ukrižene sveze-biomehanička studija. Hrvatski ortopedski i traumatološki kongres 2012. s međunarodnim sudjelovanjem. Klinika za ortopediju Lovran 2012
6. Wertheimer V, Zelić Z, Rapan S, Jovanović S, Biuk E, Wertheimer B. Frequency and type of bone and joint tumors on Orthopedic Department in University hospital center Osijek in the last 10 years. Hrvatski ortopedski i traumatološki kongres 2012. s međunarodnim sudjelovanjem. Klinika za ortopediju Lovran 2012
7. Jovanovic S, Zelic Z, Rapan S, Wertheimer V, Biuk E. A comparison of tensile modulus between patellar ligament and hamstring tendon graft. EFORT Congress. Istanbul 2013
8. Biuk E, Zelić Z, Rapan S, Biuk D, Wertheimer V. An analysis of morphometric characteristics of cross-sectional area of patellar ligament and quadrupled hamstring tendons samples in relation to age and gender. SICOT Orthopaedic World Conference. Hyderabad 2013.

9. Zelić Z, Biuk E, Wertheimer V, Kolarević V, Vidaković I. Knee stability after arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction using the middle third of the patellar ligament and quadrupled hamstring tendons grafts (a two year follow-up). SICOT Orthopaedic World Conference. Hyderabad 2013.
10. Wertheimer V, Zelić Z, Rapan S, Koprivčić I, Biuk E, Wertheimer B. Frequency and type of bone and joint tumors on orthopaedic ward in University hospital center Osijek in the last 10 years. SICOT Orthopaedic World Conference. Hyderabad 2013.
11. Wertheimer V, Wertheimer B, Kristek D, Rončević I, Biuk E, Zelić Z. Traumatic knee dislocation in young football athlete. Orthopaedics “A la Carte”- What is on the menu? Poreč 2013.
12. Biuk E, Zelić Z, Rapan S, Biuk D, Wertheimer V. Determination of cross-sectional area of patellar ligament samples and quadrupled hamstring tendons. CEOC & COTA. Split 2014.
13. Wertheimer V, Wertheimer B, Zelić Z, Rapan S, Biuk E, Kolarević V. Retrospective epidemiology overview of bone tumors in University hospital Center Osijek. CEOC & COTA. Split 2014.
14. Wertheimer V, Zelić Z, Wertheimer B, Rapan S, Biuk E, Koprivčić I. Slučaj traumatske luksacije koljena kod rekreativnog nogometaša. 1. kongres ortopeda i traumatologa Bosne i Hercegovine sa međunarodim učešćem. Jahorina 2014.
15. Zelić Z, Wertheimer V, Biuk E, Biuk D, Kolarević V. Stabilnost koljenskog zgloba nakon

artroskopske rekonstrukcije prednje ukrižene sveze presatkom srednje trećine patelarnog ligamenta i četverostrukim presatkom tetiva ishiokruralne muskulature-dvogodišnja studija.

Acta Chirurgica Croatica 11(2014)Suppl.1:64

16. Wertheimer V, Zelić Z, Wertheimer B, Biuk E, Biuk D, Koprivčić I, Kristek D. Prikaz slučaja

traumatske luksacije koljena kod nogometaša. Acta Chirurgica Croatica 11(2014)Suppl.1:112

17. Biuk E, Zelić Z, Wertheimer V, Biuk D, Matić S, Benašić T. Određivanje površine poprečnog

presjeka presadaka za rekonstrukciju prednje ukrižene sveze u odnosu na spol i dob

ispitanika. Acta Chirurgica Croatica 11(2014)Suppl.1:117

18. Biuk D, Matić S, Benašić T, Biuk E, Zelić Z, Wertheimer V. Postupak liječnika kod postavljanja

dijagnoze ranjavanja oka vatrenim oružjem skrivanim od strane pacijenta. Chirurgica

Croatica 11(2014)Suppl.1:134-135

19. Wertheimer V, Zelić Z, Rapan S, Biuk E, Žulj B. Knee stability after arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction using the middle third of the patellar ligament and

quadrepled hamstring tendons grafts, a two year follow up. SEEFORT. Dubrovnik 2015

20. Žulj B, Rapan S, Krnjeta D, Zelić Z, Kolarević V, Wertheimer V. Total knee postoperative blood

loss management- MIS vs. Standard and tranexamic vs. Non-tranexamic acid perioperative

usage comparison. 38th Sicot orthopaedic world congress. Cape Town, South Africa 2017

21. Grgić, I.; Wertheimer, V.; Karakašić, M.; Ivandić, Ž. 3D Printed Clamps for In Vitro Tensile

Tests of Human Gracilis and the Superficial Third of Quadriceps Tendons. Appl. Sci. 2021, 11,

2563. <https://doi.org/10.3390/app11062563>

22. Grgić I, Wertheimer V, Karakašić M, Ivandić Ž. Development of a 3D Printed Double-Acting Linear Pneumatic Actuator for the Tendon Gripping. *Polymers (Basel)*. 2021 Jul 30;13(15):2528. doi: 10.3390/polym13152528. PMID: 34372130; PMCID: PMC8347838.

23. Wertheimer, Vjekoslav; Grgić, Ivan; Zelić, Zoran; Ivandić, Željko; Koprivčić, Ivan; Zelenić, Marko; Karakašić, Mirko. Biomechanical Analysis of the Gracilis and Superficial Third of the Quadriceps Tendons Concerning MPFL Biomechanics // *Tehnicki vjesnik - Technical Gazette*, **28** (2021), 5; 1575-1581 doi:10.17559/tv-20210204092703

12. PRILOZI

Prilog 1. Tablični prikaz rezultata provedenih pokusa po uzorku

Prilog 1. Tablični prikaz rezultata provedenih pokusa po uzorku.

Tetive	Vlačna sila, N	Produljenje, mm	Vlačna čvrstoća, MPa	Istezljivost, %	Krutost, N/mm	Strukturni modul elastičnosti, MPa	Duljina, mm	Površina poprečnog presjeka, mm ²	Maks. relaksacija naprezanja, MPa	Vrijeme do maks., s	Min. relaksacija naprezanja, MPa	Spol, M/Ž	Dob, godište
G	834,7	5,96	88,22	23,84	44,71	434,82	92	9,46	10,29	11,15	7,05	M	1968.
G	828,8	5,13	84,8	20,52	47,78	474,21	95	9,77	7,88	8,36	4,14	M	1939.
G	783,78	6,24	89,13	24,96	38,84	371,79	89	9,29	7,38	6,29	2,63	Ž	1966.
G	726,9	5,52	73,21	22,08	42,23	361,61	85	9,92	5,82	9,28	3,22	Ž	1942.
G	932,74	5,38	75,65	21,52	58,39	402,59	85	12,33	4,89	7,77	3,14	M	1954.
G	791,72	4,95	69,6	19,8	59,94	426,87	81	11,37	5,7	7,65	3,59	M	1948.
G	1021,13	4,64	90,85	18,56	69,96	610,09	98	11,23	6,02	10,1	3,45	M	1945.
G	1024,88	5	89,15	20	68,65	588,48	100	11,49	6,42	8,92	3,51	M	1997.
G	558,56	2,91	46,62	14,55	51,18	384,5	90	11,98	4,5	9,2	2,11	M	1938.
G	637,37	2,02	67,88	10,1	101,53	843,56	78	9,38	6,75	8,5	3,24	Ž	1950.
G	582,77	2,34	61,86	11,7	59,85	603,64	95	9,42	6,99	8,57	3,89	Ž	1968.
G	390,38	2,38	25,61	11,86	44,82	235,35	80	15,23	3,52	6,74	0,9	M	1941.
G	422,04	2,49	39,98	12,46	52,2	395,64	80	10,55	7,4	8,76	3,91	M	1939.
G	693,13	2,58	92,26	12,9	85,61	854,64	75	7,51	13,78	14,78	8,54	Ž	1948.
G	507,49	2,37	48,79	11,85	46,63	448,34	100	10,4	7,26	10,35	3,63	M	1949.
G	719,58	2,49	60,62	12,54	85,24	682,29	95	11,86	6,29	8,28	2,78	M	1943.
G	974,109	6,89	93,65	27,56	43,67	419,44	100	10,4	7,48	9,05	4,01	Ž	1955.
G	1032,33	4,45	86,97	17,8	69,14	553,45	95	11,86	5,13	11,74	1,89	Ž	1943.
G	1166,88	4,01	118,42	16,04	60,59	954,94	90	9,85	8,99	12,29	5,45	M	1972.
G	1201,27	4,3	147,59	17,2	85,72	979,53	93	8,14	11,1	12,78	6,77	M	1971.
G	948,05	4,06	84,16	16,24	74,42	575,82	86	11,26	4,54	7,48	1,55	Ž	1958.
G	903,95	3,37	83,08	13,48	97,31	733,37	82	10,88	3,69	6,96	0,68	M	1966.
G	942,92	4	85,53	16	71,33	627,67	97	11,02	5,21	7,68	1,68	M	1950.
G	982,63	3,67	84,3	14,68	83,33	693,5	95	11,65	3,6	8,19	0,56	M	1952.
G	867,22	3	77,2	12	109,24	797,44	82	11,23	3,88	8,9	1,8	M	1944.
G	764,21	3,07	69,91	12,28	98,05	699,7	78	10,93	5,23	9,25	2,16	M	1946.
G	889,58	6,28	71	25,12	48,87	309,54	81	12,52	4,14	6,78	2	Ž	1977.
G	925,506	5,08	98,16	20,32	54,14	557,12	97	9,42	6,18	11,12	2,11	Ž	1957.
G	838,28	5,68	80,2	22,72	41,26	394,83	100	10,45	5,15	9,59	2,84	M	1949.

Tetive	Vlačna sila, N	Produljenje, mm	Vlačna čvrstoća, MPa	Istezljivost, %	Krutost, N/mm	Strukturni modul elastičnosti, MPa	Duljina, mm	Površina poprečnog presjeka, mm ²	Maks. relaksacija naprezanja, MPa	Vrijeme do maks., s	Min. relaksacija naprezanja, MPa	Spol, M/Ž	Dob, godište
G	861,5	5,36	78,68	21,44	48,41	424,54	96	10,94	4,76	8,41	2,42	M	1955.
G	746,45	4,77	68,6	19,08	53,63	438,77	89	10,88	5,37	8,62	3,15	M	1951.
G	687,387	4,76	69,74	19,04	46,01	429,52	92	9,85	5,85	10,39	3,31	Ž	1936.
G	862,04	5,1	93,77	20,4	45,68	477,09	96	9,19	4,32	9,13	1,95	Ž	1954.
G	886,22	4,68	83,65	18,72	52,87	484,11	97	10,59	4,20	8,9	1,86	M	1946.
K	789,1	3	45,15	14,76	93,98	473,22	88	17,48	2,19	9,78	1,5	M	1968.
K	792,43	3,85	51,59	15,4	78,91	436,67	85	15,35	2,77	11,21	1,75	M	1939.
K	753,63	3,59	47,25	14,36	89,1	486,04	87	15,94	2,82	13,61	1,64	Ž	1966.
K	731,31	4,07	44,81	16,28	69,25	381,89	90	16,32	3	10,29	1,87	Ž	1942.
K	713,5	3,71	36,35	14,84	76,58	343,42	88	19,62	2,01	9,4	0,94	M	1954.
K	766,81	3,86	33,83	15,44	81,26	279,63	78	22,66	1,96	9,46	0,69	M	1948.
K	615,03	3,06	28,42	12,24	90,81	340,01	81	21,63	2,07	10,4	1,07	M	1945.
K	742,89	3,67	38,28	14,68	83,85	358,67	83	19,4	2,57	13,25	1,3	M	1997.
K	766,51	2,84	29,89	14,2	85,53	300,24	90	25,64	1,43	10,62	0,37	M	1938.
K	610,58	2,6	31,37	13	60,21	278,48	90	19,46	2,37	11,39	1,3	Ž	1950.
K	656,64	2,83	35,24	14,15	70,64	303,3	80	18,63	2,94	13,07	1,9	Ž	1968.
K	686,28	2,53	33,49	12,65	69,2	304	90	20,48	2,08	13	1,31	M	1941.
K	685,67	2,81	40,83	14,05	67,75	322,79	80	16,79	3,21	10,78	1,9	M	1939.
K	934,45	3,46	36,98	17,3	75,51	239	80	25,27	1,86	12,17	0,8	Ž	1948.
K	1009,17	2,61	36,63	13,05	116,93	360,84	85	27,54	1,27	9,01	0,5	M	1949.
K	956,81	3,39	43,73	16,96	81,6	317,01	85	21,88	2,03	13,63	1,07	M	1943.
K	925,41	4,51	50,37	18,04	77,31	349,32	83	18,37	2,81	16,16	1,64	Ž	1955.
K	800,27	4,09	42,58	16,36	78,38	325,37	78	18,79	2,5	12,41	1,43	Ž	1943.
K	851,84	4,59	44,29	18,36	64,61	288,92	86	19,23	2,61	12,19	1,53	M	1972.
K	839,56	5,32	49,79	21,28	55,13	294,25	90	16,86	2,84	11,47	1,62	M	1971.
K	818,74	3,48	42,57	13,92	98,09	438,63	86	19,23	2,97	9,73	1,82	Ž	1958.
K	807,02	3,14	31,43	12,56	101,65	360,33	91	25,67	1,43	13,4	0,38	M	1966.
K	732,23	3,53	44,63	14,12	86,54	448,4	85	16,41	2,95	9,12	1,56	M	1950.
K	660,8	3,28	37,51	13,12	95,76	489,29	90	17,61	2,82	13,62	1,63	M	1952.
K	816,67	4,43	42,5	17,72	70,93	302,74	82	19,21	2,24	10,66	1,17	M	1944.
K	785,34	3,75	32,48	15,02	80,4	299,29	90	24,17	1,96	11,51	0,85	M	1946.
K	823,61	3,35	46,01	13,4	88,95	442,34	89	17,89	2,71	11,15	1,45	Ž	1977.

Tetive	Vlačna sila, N	Produljenje, mm	Vlačna čvrstoća, MPa	Istezljivost, %	Krutost, N/mm	Strukturni modul elastičnosti, MPa	Duljina, mm	Površina poprečnog presjeka, mm ²	Maks. relaksacija naprezanja, MPa	Vrijeme do maks., s	Min. relaksacija naprezanja, MPa	Spol, M/Ž	Dob, godište
K	862,82	3,52	46,57	14,08	80,44	386,44	92	18,52	2,78	12,37	1,57	Ž	1957.
K	828,18	3,41	47,84	13,64	87,49	434,7	86	17,31	3,15	14	1,94	M	1949.
K	811,23	3,37	48,83	13,48	82,96	449,42	90	16,61	3,05	10,26	1,77	M	1955.
K	740,98	3,16	47,31	12,64	91,58	508,76	87	15,66	3,18	11,64	1,71	M	1951.
K	759,56	3,32	45,88	13,29	47,06	448,71	85	16,14	3,21	10,87	1,66	Ž	1936.
K	837,09	5,2	42,21	20,8	59,38	245,55	82	19,83	2,96	11,3	1,35	Ž	1954.
K	780,03	5,06	46,79	20,24	47,33	258,41	91	16,67	3,05	10,96	1,42	M	1946.

G – tetiva mišića gracilisa, K – tetiva mišića kvadricepsa, M – muško, Maks. – maksimalna, Min. – minimalna, Ž – žensko.