

Određivanje naprežanja u Ahilovoj tetivi kod skoka s mjesta

Žarko, Marko

Undergraduate thesis / Završni rad

2016

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:491927>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-23**

Repository / Repozitorij:

[Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Marko Žarko

Zagreb, 2016.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić, dipl. ing.
Zagreb, 2016

Student:

Marko Žarko

Izjavljujem da sam ovaj rad izradio samostalno koristeći stečena znanja tijekom studija i studija i navedenu literaturu.

Zahvaljujem se mentoru prof. dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na iskazanoj pomoći pri odabiru i obradi teme završnog rada.

Zahvaljujem prof. dr. sc. Vladimiru Medvedu i Filipu Bolčeviću na pomoći kod utvrđivanja eksperimentalnih podataka.

Marko Žarko



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za završne ispite studija strojarstva za smjerove:
procesno-energetski, konstrukcijski, brodostrojarški i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

| | |
|--|--------|
| Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje | |
| Datum | Prilog |
| Klasa: | |
| Ur.broj: | |

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Marko Žarko**

Mat. br.: 0035177595

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Određivanje naprezanja u Ahilovoj tetivi kod skoka s mjesta**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Determination of the Stress in the Achilles Tendon during Standing Jump**

Opis zadatka:

Ahilova tetiva je najčvršća tetiva u ljudskom tijelu. Puknuće Ahilove tetive obično nastaje neizravnim djelovanjem sile. Do puknuća dolazi zbog naglog i pretjeranog napinjanja već napete tetive (prilikom započinjanja trčanja i/ili sprintanja), zbog nagle kretnje stopala prema gore (prilikom skoka) ili pak zbog nagle neočekivane kretnje stopala prema gore u slučaju kada se čovjek posklizne na stepenicama ili prilikom pada u rupu na površini kojom se ispitanik giba.

U radu treba, na primjeru skoka u vis s mjesta, utvrditi naprezanja koja se javljaju u Ahilovoj tetivi te procijeniti opasnost od pucanja tetive.

Potrebno je:

- opisati biomehaniku stopala prilikom skoka u vis s mjesta,
- provesti mjerenja skokova u vis s mjesta koristeći mjerni sustav BTS Elite i Kistler platformu,
- opisati metodu izračunavanja naprezanja u Ahilovoj tetivi,
- izračunati naprezanja u Ahilovoj tetivi za snimljene skokove,
- opisati prednosti i nedostatke utvrđene metode.

U radu treba navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:
25. studenog 2015.


Rok predaje rada:
1. rok: 25. veljače 2016
2. rok (izvanredni): 20. lipnja 2016.
3. rok: 17. rujna 2016.

Predviđeni datumi obrane:
1. rok: 29.2., 02. i 03.03. 2016.
2. rok (izvanredni): 30. 06. 2016.
3. rok: 19., 20. i 21. 09. 2016.

Zadatak zadao:


Prof.dr.sc. Tanja Jurčević Lulić

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Igor Balen

SADRŽAJ

| | |
|---|-----|
| SADRŽAJ | I |
| POPIS SLIKA | II |
| POPIS TABLICA | III |
| POPIS OZNAKA | IV |
| SAŽETAK | V |
| SUMMARY | VI |
| 1. UVOD | 1 |
| 2. 3D ANALIZA GIBANJA | 9 |
| 2.1. BTS Elite mjerni sustav | 10 |
| 2.2. Priprema i kalibracija sustava | 11 |
| 2.3. Snimanje | 11 |
| 3. KISTLER PLATFORMA | 13 |
| 4. SNIMANJE SKOKA S MJESTA | 15 |
| 5. ODREĐIVANJE NAPREZANJA U TETIVI | 18 |
| 5.1. Sile | 18 |
| 5.2. Naprezanja | 21 |
| 6. ZAKLJUČAK | 22 |
| Literatura: | 23 |

POPIS SLIKA

| | | |
|-----------|---|----|
| Slika 1. | Tetiva koja povezuje biceps s ramenom i laktom [3]..... | 1 |
| Slika 2. | Presjek tetive [5] | 2 |
| Slika 3. | Dijagram naprezanje – istežanje [6]..... | 3 |
| Slika 4. | Krivulja opterećenje - rasterećenje [6] | 4 |
| Slika 5. | Upala tetive [8]..... | 4 |
| Slika 6. | Potpuna ruptura tetive [9] | 5 |
| Slika 7. | Šivanje tetive na ramenu [10] | 6 |
| Slika 8. | Ahilova tetiva [11] | 6 |
| Slika 9. | Ahilova tetiva in vivo [11]..... | 7 |
| Slika 10. | Djelomična ruptura Ahilove tetive [12] | 8 |
| Slika 11. | Povezivanje Ahilove tetive [14]..... | 8 |
| Slika 12. | BTS Elite sustav [15] | 10 |
| Slika 13. | Koordinatni okvir | 11 |
| Slika 14. | Davisov protocol [16]..... | 12 |
| Slika 15. | Kistler platforma [17]..... | 13 |
| Slika 16. | Koordinatni sustav platforme [18] | 13 |
| Slika 17. | Pozicija markera..... | 15 |
| Slika 18. | Žičani model | 16 |
| Slika 19. | Žičani model u programu Smart analyzer..... | 16 |
| Slika 20. | Dijagram t, Y za markere MIDM i MIDK..... | 17 |
| Slika 21. | Sile | 18 |
| Slika 22. | Dijagram sile u Ahilovoj tetivi..... | 20 |
| Slika 23. | Normalizirani dijagram sile..... | 20 |
| Slika 24. | Dijagram naprezanja u Ahilovoj tetivi..... | 21 |

POPIS TABLICA

Tablica 1. Mehanička svojstva tkiva [7]3

POPIS OZNAKA

| Oznaka | Jedinica | Opis |
|-------------|-------------------|---|
| S | - | Središte lokalnog koordinatnog sustava |
| \vec{a} | - | Vektor položaja točke P |
| \vec{b} | - | Vektor položaja točke MIDM |
| \vec{F} | N | Sila u stražnjem dijelu stopala |
| \vec{F}_S | N | Reakcijska sila podloge |
| \vec{r} | - | Vektor od markera na peti do markera na stražnjem djelu koljena |
| \vec{t} | N | Vektor pravca tetive |
| \vec{F}_T | N | Vektor sile u Ahilovoj tetivi |
| σ | N/mm ² | Normalno naprezanje |
| A | mm ² | Površina poprečnog presjeka Ahilove tetive |
| MM | - | Marker na vanjskoj strani stopala |
| LM | - | Marker na unutrašnjoj strani stopala |
| $MIDM$ | - | Marker na peti |
| MK | - | Marker na unutrašnjoj strani koljena |
| LK | - | Marker na vanjskoj strani koljena |
| $MIDK$ | - | Marker na stražnjoj strani koljena |
| P | - | Hvatište reakcijske sile |
| G | N | Težina tijela ispitanika |

SAŽETAK

Ahilova tetiva je najčvršća tetiva u ljudskom tijelu. Puknuće Ahilove tetive obično nastaje neizravnim djelovanjem sile. Do puknuća dolazi zbog naglog i pretjeranog napinjanja već napete tetive (prilikom započinjanja trčanja i/ili sprintanja), zbog nagle kretnje stopala prema gore (prilikom skoka) ili pak zbog nagle neočekivane kretnje stopala prema gore u slučaju kada se čovjek posklizne na stepenicama ili prilikom pada u rupu. U ovom radu prikazat će se izračun sila i određivanje naprezanja koja se javljaju u Ahilovoj tetivi za slučaj skoka s mjesta. U sklopu ovog rada provedena su mjerenja u Laboratoriju za biomehaniku na Kineziološkom fakultetu u Zagrebu. Također je opisan i način rada Kistler platforme i BTS Elite sustava.

Ključne riječi: biomehanika, Ahilova tetiva, skok, naprezanje, Kistler platforma, BTS Elite sustav

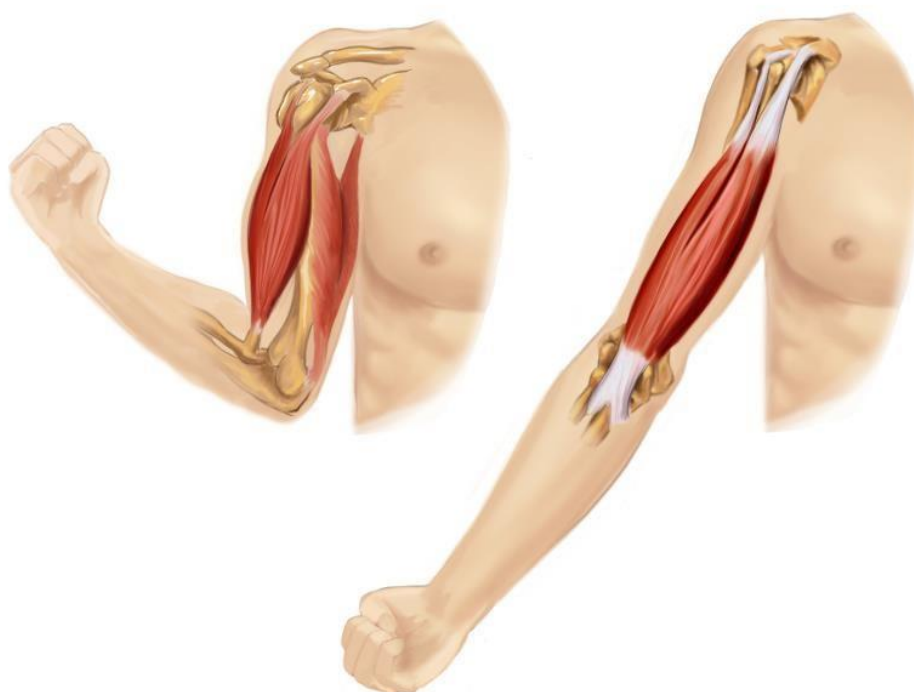
SUMMARY

The Achilles tendon is the thickest tendon in human body. It can be ruptured while running, sprinting, jumping or falling down on stairs. This study will show forces and stresses that appear in Achilles tendon while jumping from a standing position. As part of this study, measurements were conducted in the laboratory of biomechanics on Faculty of kinesiology in Zagreb. In this study will also be showed the working procedure of Kistler platform and BTS Elite system.

Key words: biomechanics, Achilles tendon, jumping, stress, Kistler platform, BTS Elite system

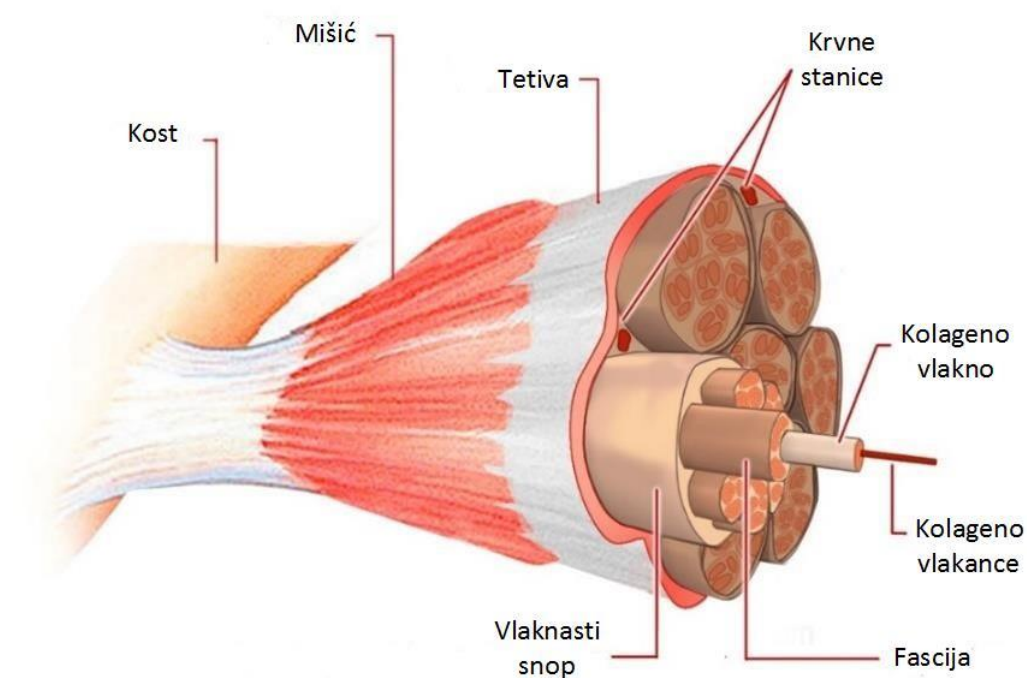
1. UVOD

Tetiva je čvrsta elastična struktura građena od vlaknastog vezivnog tkiva. Slična je ligamentima i fasciji (biološka „tkanina“ koja povezuje tkiva) jer su građeni od vezivnog proteina kolagena [1]. Dok ligamenti povezuju kost s drugom kosti, tetive povezuju mišić s kosti. Druga funkcija tetiva je da pomažu u gibanju ljudskoga tijela, prenoseći sile s mišića na kosti. Mjesto na kojem se vežu tetiva i kost zove se enteza [2]. Zdrava tetiva je sjajna, bijele boje s održanim vlaknastoelastičnim svojstvima [2]. Na slici 1. prikazana je tetiva koja opvezuje biceps s ramenom i laktom.



Slika 1. Tetiva koja povezuje biceps s ramenom i laktom [3]

Histološki gledano tetive se sastoje od gusto formiranog vezivnog tkiva obloženog fascijom. Normalne, zdrave tetive su većinom građene od paralelno usmjerenih usko zbijenih kolagenih vlakana, a ostatak građe čine elastin, proteoglikani i nekolageni proteini [4]. Dužina i oblik tetive ovisi od osobe do osobe i od dužini tetive ovisi trenutna i potencijalna veličina mišića, a samim time i opterećenje koje pojedina osoba može podnijeti. Sama dužina je genetički određena i nije pokazano da se može povećati ili smanjiti pod utjecajem okoline za razliku od mišića koji se mogu smanjiti zbog ozljede [4]. Na slici 2. prikazan je presjek tetive.



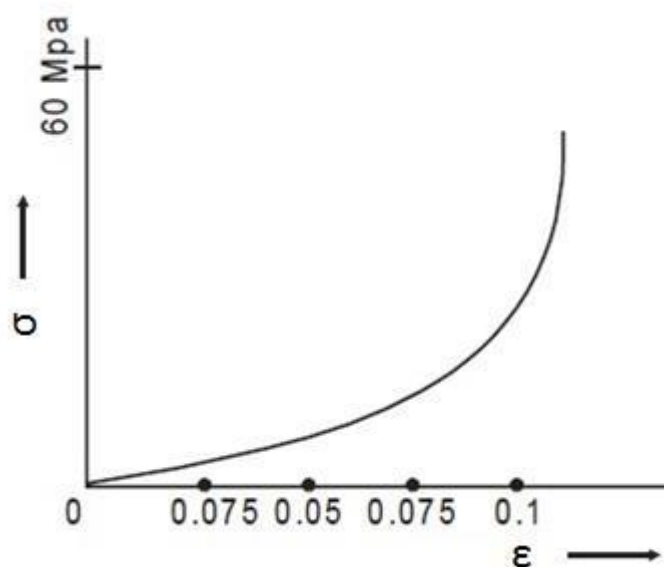
Slika 2. Presjek tetive [5]

Tetive su se tradicionalno smatrale mehanizmom koji povezuje mišić s kosti i samo prenose sile. Međutim, u zadnja dva desetljeća mnoga istraživanja su se koncentrirala na elastična svojstva nekih tetiva i njihovih mogućnosti da rade kao opruge. Ne rade sve tetive na isti način. Neke pretežno pozicioniraju udove, npr. prsti na ruci dok pišemo, dok druge rade poput opruge čineći lokomotorni sustav učinkovitijim, takozvane tetive za spremanje energije. Spomenute tetive mogu spremati i isporučiti energiju s jako velikom učinkovitošću i to posebno dolazi do izražaja kod Ahilove tetive pri hodanju. Mogućnost tetive da se istegne omogućuje mišiću da radi s malom ili gotovo nikakvom promjenom u dužini što mu omogućuje da stvori veću silu. Mehanička svojstva tetiva ovise o promjeru i orijentaciji kolagenih vlakana i variraju ovisno o zahtjevima koje tetiva mora ispuniti. U mirovanju su kolagena vlakna paralelno poredana, a kod istezanja se izravnavaju do granice elastičnog limita i vraćaju se u početno stanje nakon opterećenja [4]. Zadaća kolagenih vlakana je da podnesu osna opterećenja. Kako kolagena vlakna imaju puno veću duljinu od promjera, nisu učinkovita u prenošenju tlačnih opterećenja. Ponašaju se poput opruga i tako spremaju energiju razvlačeći vlakno. Kad se makne opterećenje, odnosno kad sila prestane djelovati, spremljena energija se koristi kako bi se vlakna vratila u početni položaj. Kako se kolagena vlakna sastoje od čvrste tvari i vode ona pokazuju viskoelastična mehanička svojstva [6]. Elastin je još jedno proteinsko vlakno i njegova svojstva slična su svojstvima gume (mali modul elastičnosti). U tablici 1. prikazana su mehanička svojstva pojedinih tkiva.

| Tkivo | Modul elastičnosti, MPa | Vlačna čvrstoća, MPa | Produljenje, % |
|---|---|--|-----------------------------------|
| Ligamenti koljena: - prednji križni - stražnji križni | 65 – 541 109 – 413 | 13 – 46 24 – 36 | 9 – 44 10 – 29 |
| Ligamenti zgloba: - bočni kolateralni - srednji kolateralni | 216 – 512 54 – 321 | 24 – 46 16 – 34 | 13 – 17 10 – 33 |
| Tetive: - iver (lat. patella) - Ahilova - tetiva dlana - tetiva vitkog mišića | 143 – 660 65 2310 ± 620 643 ± 41 | 24 – 69 24 – 61 91 ± 15 112 ± 4 | 14 – 27 24 – 59 / 34 ± 2 |

Tablica 1. Mehanička svojstva tkiva [7]

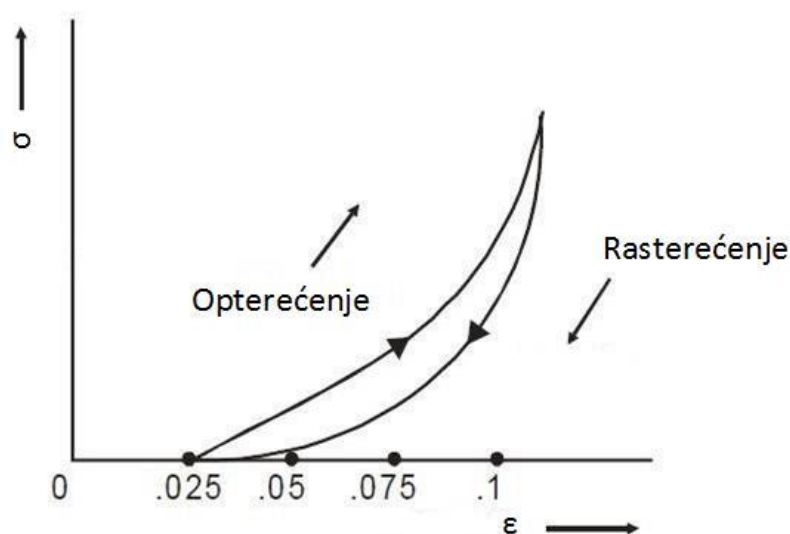
Dijagram naprezanje – istezanje za tetivu je prikazan na slici 3. Kako kolagena vlakna tetive trebaju malu silu da se produlje kao i elastinska vlakna tetive, dobijemo veliko produljenje (do 0.05) za malu primjenjenu silu. Kako tetiva porastom sile postaje kruća, zbijeni dijelovi tkiva se izravnavaju. Stoga kruta i viskoelastična priroda kolagenih vlakana počinju preuzimati visoka opterećenja s malim produljenjem. Tetive su testirane do najvećih produljenja od 0,1% vlačne čvrstoće od 60 MPa. Kako je područje ispod krivulje malo, tetiva ne preuzima puno energije od mišića i najveći dio energije se prenosi na kosti [6].



Slika 3. Dijagram naprezanje – istezanje [6]

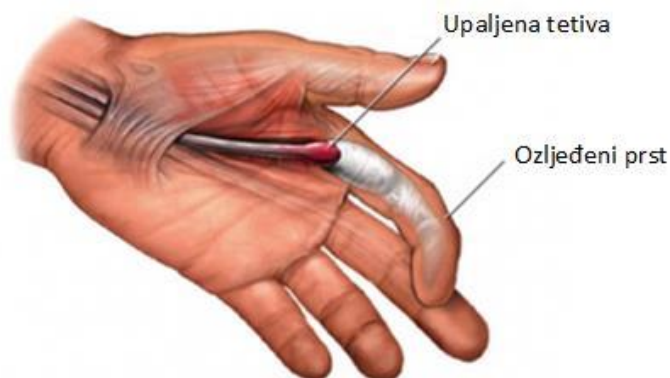
Testiranja su pokazala da tetiva poprečnog presjeka 1 cm^2 podnosi opterećenja od čak 4900 – 9810 N. Opterećenje Ahilove tetive za vrijeme trčanja iznosi 9000 N što odgovara tjelesnoj težini uvećanoj 12,5 puta [2].

Kako su tetive viskoelastične prirode, njihova svojstva ovise o brzini opterećenja. Kada tetivu naglo opteretimo ona postaje kruća. Može se vratiti u prvobitno stanje laganim rasterećenjem. Tetiva troši više energije za produljenje tijekom brzog opterećenja, a otpušta manje energije prilikom polakog rasterećivanja. Krivulja opterećenja i rasterećenja je prikazana na slici 4. u dijagramu naprezanje – istezanje. Određeni dio energije se izgubi u tetivi tijekom ciklusa opterećenje – rasterećenje [6].



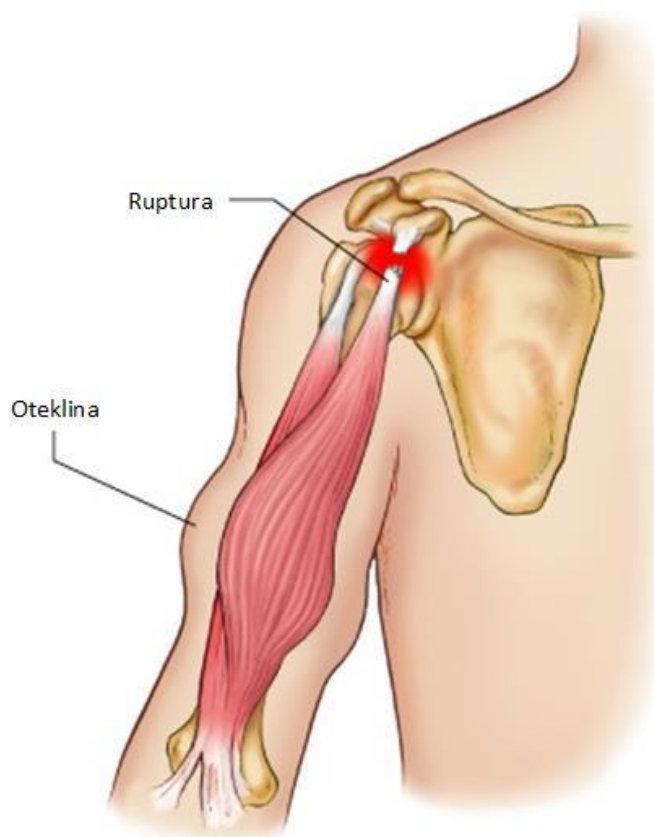
Slika 4. Krivulja opterećenje - rasterećenje [6]

Tetive mogu izdržati veliko opterećenje, ali su zbog slabe opskrbe krvlju jako osjetljive na upalu i mogu odumrijeti. Mišićni dio je elastičniji, bolje prokrvljen i slabije otporan na infekciju. Kao i svaki dio ljudskoga tijela i tetive su podložne ozljedama. Postoje razne varijacije tendiopatije odnosno ozljeda tetive zbog istrošenosti. Ovakav tip ozljeda rezultira upalom, oštećenjem i slabljenjem tetive što na kraju može dovesti do ruptur tetive. Na slici 5. prikazana je upala tetive na dlanu.



Slika 5. Upala tetive [8]

Ruptura može biti djelomična i potpuna. Djelomična ruptura uzrokuje naticanje i nelagodu i može biti izliječena. Potpuna ruptura uzrokuje puno veće naticanje i jaku bol što može obično rezultira gubitkom pokreta i trajnim oštećenjem. Kod ozljede tetive na staničnoj razini dolazi do oštećenja kolagena, stanica i krvožilnih komponenata tetive. Promatranje tetiva koje su imale spontanu rupturu su pokazala da kolagena vlakna nisu jednako usmjerena ili nisu jednake duljine i promjera [4]. Tendinopatija može biti uzrokovana unutrašnjim faktorima kao što su dob, prokrvljenost, genetske predispozicije, tjelesna težina i način prehrane. Također može biti uzrokovana vanjskim faktorima kao što su zanimanje, sportske aktivnosti, fizičko preopterećenje, frekvencija opterećenja, pogreške i loša tehnika treninga, umor i loša obuća i oprema. Slika 6. prikazuje potpunu rupturu tetive koja povezuje rame i biceps.



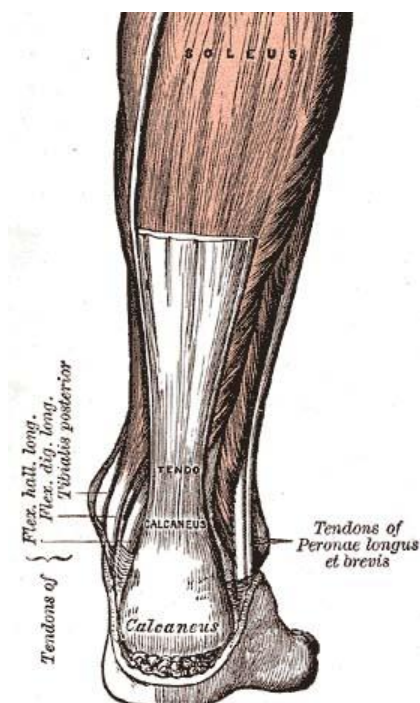
Slika 6. Potpuna ruptura tetive [9]

Postupak liječenja ozljeđene tetive ovisi o vrsti ozljede. Ako je došlo do istegnuća ili je tetiva natekla zbog mikropukotina, najbolja terapija je krioterapija tj. terapija hlađenjem sa podignutim dijelom tijela koji je ozljeđen kako bi se smanjila nateklina. U slučaju mikropukotina tetiva ima sposobnost da se sama obnovi [4]. Ako je došlo do teške ozljede (potpuna ruptura) postupak liječenja je dugačak i bolan te u većini slučajeva zahtjeva kirurški zahvat. Slika 7. prikazuje šivanje puknute tetive na ramenu.



Slika 7. Šivanje tetive na ramenu [10]

Ahilova tetiva se nalazi na stražnjoj strani noge i ona je produžetak mišićnih niti troglavog gnjatog mišića (kojeg čine trbušasti mišić i široki listoliki mišić) i tabanskog mišića, a hvata se za petnu kost. Tetiva počinje blizu sredine mišića lista. Postupno se smanjuje kako ide prema stražnjem dijelu petne kosti. Prije početka petne kosti ponovno se počinje širiti [11]. Na slici 8. je prikazana Ahilova tetiva i može se uočiti suženje i proširenje.



Slika 8. Ahilova tetiva [11]

Najuži dio tetive iznosi 4 cm, a dužina tetive iznosi oko 15 cm. Veličina dakako varira od osobe do osobe. Tetiva je obavijena fascijom i nalazi se iza kosti, a proctor među njima je popunjen vezivnim tkivom i masnim tkivom [11]. Na slici 9. vidimo „in vivo“ slikanu Ahilovu tetivu.



Slika 9. Ahilova tetiva in vivo [11]

Dva su najčešća tipa ozljede Ahilove tetive i strukture koja ju okružuje. Prva je upala same tetive ili njenog hvatišta za petnu kost. One spadaju u sindrome prenaprezanja što znači da nastaju zbrajanjem mikrotrauma i njihovim pretakanjem u bolni upalni proces. Drugi tip je puknuće same tetive. Puknuće nastaje bez prethodne najave, obično kod trauma ili iznenadnih i intenzivnih fizičkih aktivnosti koje opterećuju upravo taj dio lokomotornog sustava. Sam mehanizam nastanka ozljeda Ahilove tetive još nije do kraja razjašnjen.

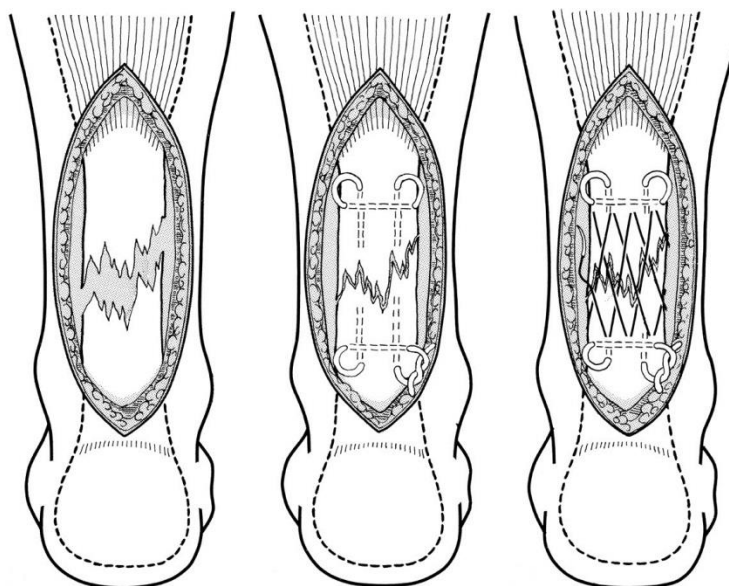
Mjesta na kojima se najčešće razvija upala je hvatište tetive za petnu kost i na samoj sredini tetive. Simptomi (bol) se razvijaju polako. U početku se pojavljuju u tijeku fizičke aktivnosti ili neposredno poslije nje. Kasnije, intenzitet boli se povećava te je pristuna već na početku aktivnosti, a ne prolazi s odmorom. Razvija se vidljivo i opipljivo zadebljanje na samoj tetivi koje je bolno na dodir. Liječenje obično započinje ledenim oblozima uz mirovanje. Kod kroničnih stanja liječenje je vrlo teško obzirom da nije riječ samo o upali nego dolazi do propadanja tkiva same tetive [11].

Ruptura Ahilove tetive može biti djelomična ili potpuna i najčešće se pojavljuje na najužem dijelu tetive obzirom da su tamo i najveća naprezanja. Slika 10. prikazuje djelomičnu rupturu Ahilove tetive.



Slika 10. Djelomična ruptura Ahilove tetive [12]

Postoji više načina spajanja puknute Ahilove tetive. Najčešći način je otvoreni postupak koji se vidi na slici 11. Malo iznad petne kosti se napravi zarez u tkivu koje se onda rastvori kako bi se došlo do puknute tetive. Kirurg uzima dva kraja tetive i spaja ih pomoću posebnog konca. Otvor se zatim zatvara i šiva nakon čega slijedi rehabilitacija. Druga često korištena metoda je da se napravi mali zarez u tkivu na donjem dijelu noge gdje je puknuće. Zatim se u više navrata provlači igla s posebnim koncem kroz kožu i Ahilovu tetivu i prave se šavovi. Igla se onda provlači kroz zarez i vežu se šavovi kako bi se sve skupa učvrstilo [13]. Nakon operacije slijedi rehabilitacija koja ovisi o vrsti ozljede i o vrsti postupka kojim se ozljeda sanirala, ali uglavnom traje 12 – 16 mjeseci.



Slika 11. Povezivanje Ahilove tetive [14]

2. 3D ANALIZA GIBANJA

Skok je složeni sustav kretnji lokomotornog sustava pri kojem se javljaju sile, momenti i naprezanja u mišićima, kostima, ligamentima i tetivama. Iznos tih opterećenja i naprezanja ovisi od više čimbenicima kao što su tjelesna težina, starost ispitanika, fizička pripremljenost itd.

U ovom slučaju promatran je skok u vis s mjesta gdje ispitanik skače na jednoj nozi. Prvo se oslanja na jednu nogu i zatim se postepeno spusti u koljenima nakon čega se odražava prema gore. Tokom tog postupka javljaju se sile i naprezanja, a za ovaj slučaj najzanimljivija su naprezanja u Ahilovoj tetivi. Uz pomoć moderne tehnologije mogu se izmjeriti sile i onda se na temelju pojednostavljenog biomehaničkog modela računaju naprezanja. Dobivena naprezanja se analiziraju i od velike su važnosti u medicini i sportskoj medicini kako bi se ubrzala rehabilitacija, ali kako bi se i spriječile ozljede.

Postoje različite tehnologije mjerenja, ali koju god koristili, potrebno je dobro poznavanje mjernih instrumenata koje koristimo, prednosti i nedostaci jednih mjernih instrumenata u odnosu na druge te pravilan odabir i primjena istih. Najvažnije od svega je pravilno tumačenje i interpretacija dobivenih rezultata.

Načini snimanja i analiziranja podataka:

1. Segmentalna analiza:
 - a) Elektromiografija,
 - b) Izokinetička analiza.
2. Analogna analiza:
 - a) EMG,
 - b) Platforme za mjerenje sila.
3. 3D optička analiza – sustavi od više kamera (IC kamere).
4. Video analiza:
 - a) Dvodimenzionalna,
 - b) Trodimenzionalna,
 - c) Digitalna.

U radu će se koristiti analogna analiza (Kistler platforma) i 3D optička analiza (BTS Elite sustav).

Od svih navedenih načina analiziranja podataka, trodimenzionalna optička analiza je najbolja, ali i najskuplja. Koriste se najmanje dvije kamere, ali u velikoj većini slučajeva koristi se veći broj kamera. Kamere se obično postavljaju u liniju ili u krug ovisno o kakvom se ispitivanju radi, ali postavljanje kamera u krug ima prednost jer omogućuje bolje i kvalitetnije snimanje pokreta iz svih kuteva. Ovakva vrsta snimanja koristi se kod složenih gibanja ljudskog tijela.

Prije samog snimanja na ispitanika se postavljaju markeri koji svojim povratnim signalom tj. refleksijom omogućuju prikupljanje podataka. Spomenuti podatci se prikazuju kao koordinate točaka u prostoru. Nedostatak ovakvog načina snimanja je visoka cijena sustava kamera kao i održavanje i razvoj softvera. Također se javljaju i šumovi tijekom refleksije pa kamere ne mogu prepoznati markere. Još jedan nedostatak je i ljudski faktor pri postavljanju markera, odnosno neprecizno postavljanje markera.

2.1. BTS Elite mjerni sustav

BTS Elite mjerni sustav je proizvod talijanske firme „BTS Bioengineering“ koji se upotrebljava za analizu gibanja. Ovaj sustav omogućuje praćenje markera i utvrđivanje njihovih koordinata u prostoru tijekom mjerenja. Sustav je prikazan na slici 12.



Slika 12. BTS Elite sustav [15]

Sustav se sastoji od 8 kamera koje rade na frekvenciji od 100 Hz. Kamere imaju ugrađene bljeskalice (LED diode) koje emitiraju infracrvene zrake i sinkronizirane su s kamerama. U prostoru se još nalaze i dvije obične kamere koje snimaju mjerenje iz dva kuta. Kamere prate markere i primaju reflektirane infracrvene zrake te ih pretvaraju u elektrone i onda u digitalni zapis koji se šalje u procesor računala koji analizira svaki „frame“ i na temelju toga izračunava koordinate markera u prostoru [15]. Na računalno je spojena Kistler platforma kako bi bila povezana s sustavom kamera.

2.2. Priprema i kalibracija sustava

Kako bi sustav ispravno radio, a time i davao točne podatke mjerenja, prostorija u kojoj se provodi mjerenje mora biti pravilno osvjetljena kako se nebi pojavljivali odbljesci jer bi inače došlo do grešaka u mjerenju zbog gubitka markera.

Radna prostorija se također mora kalibrirati kako bi se definirao radni volumen u kojem se izvodi mjerenje. Postoje dva protokola kalibriranja, Amass i Thor protokol. U ovom slučaju korišten je Thor protokol.

Kod Thor protokola postavlja se koordinatni okvir u jedan kut platforme koji će ujedno bit i ishodište globalnog koordinatnog sustava. Svaki od štapova na okviru označava jednu os. Tako postavljeni okvir se snima deset sekundi. Nakon toga operater uzima jedan drugi štap s markerima i maše kroz prostor devedeset sekundi kako bi kalibrirao radni volumen u kojem će se kretati markeri. Koordinatni okvir prikazan je na slici 13.

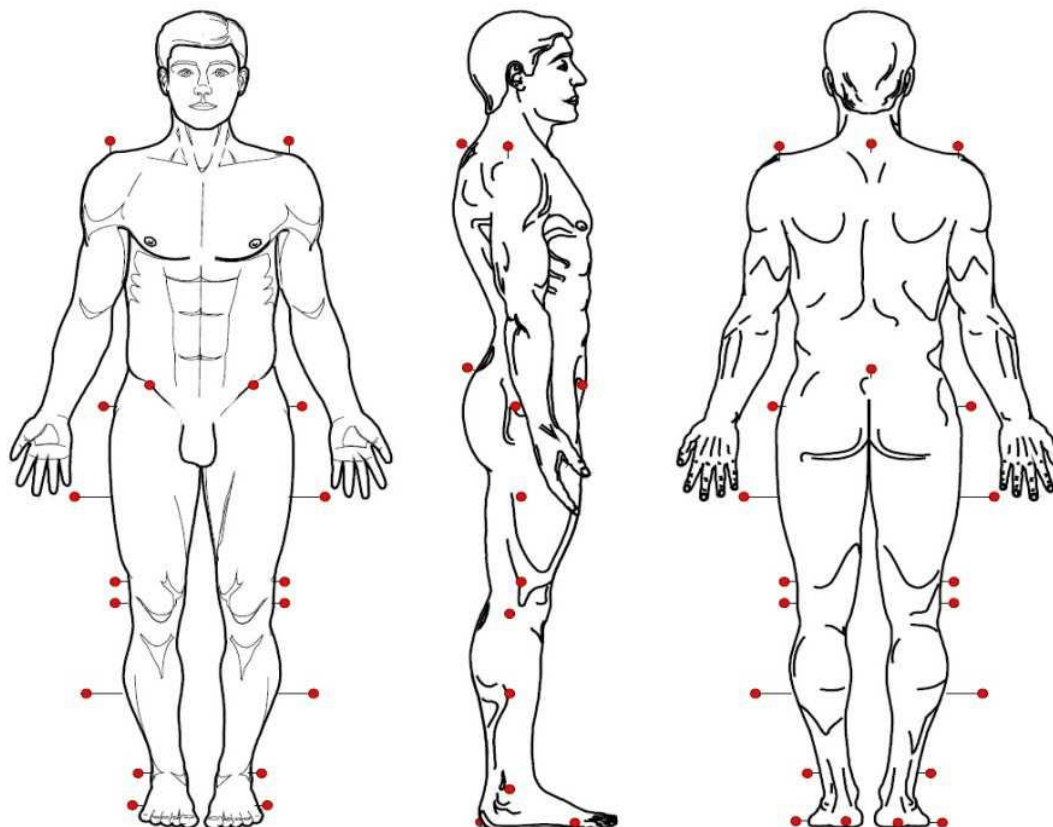


Slika 13. Koordinatni okvir

2.3. Snimanje

Prije početka samo snimanja potrebno je na ispitanika precizno postaviti markere. Jedan od načina postavljanja markera je prema Davisovom protokolu koji je prikazan na slici 14. Davisov protokol je razvijen posebno za analizu ljudskoga hoda [16]. Nakon postavljanja markera potrebno je podesiti paramtere za kinematiku, platformu, kamere i markere u softveru (Smart Analyzer). Tokom snimanja kamere prikupljaju podatke sa svakog markera za svaku sliku (frame) i šalju ih prema računalo. Nakon snimanja pogleda se snimka kako bi

se utvrdilo da li je kamera snimila svaki marker u svakoj slici te se snimljeni markeri spajaju u žičani model. Softver nam omogućuj očitavanje i daljnju obradu dobivenih podataka.



Slika 14. Davisov protocol [16]

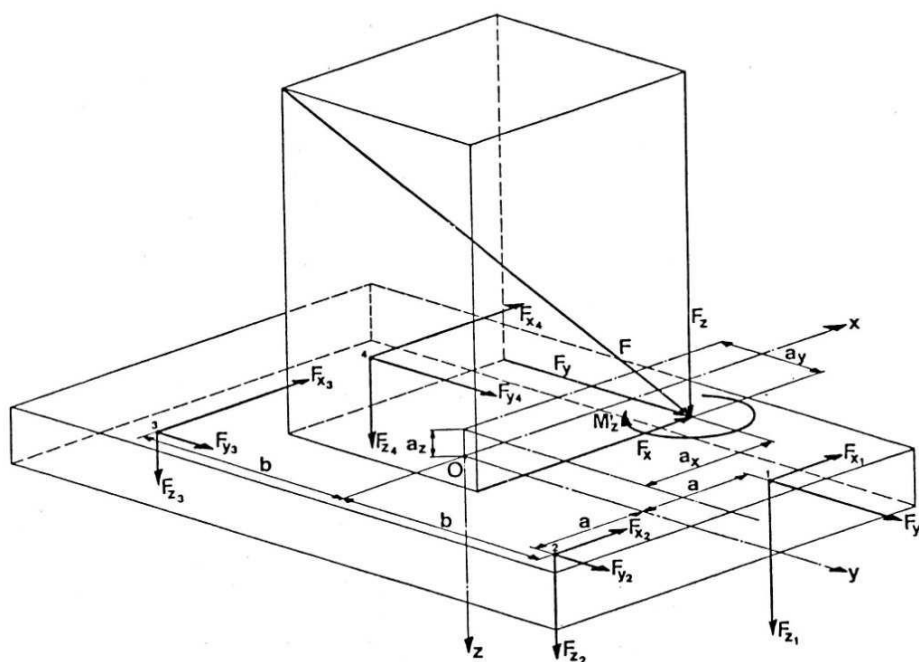
3. KISTLER PLATFORMA

Platforme su mjerni uređaji pomoću kojih se mjeri ukupni vektor sile koji nastaje prilikom obavljanja neke lokomotorne aktivnosti poput trčanja ili skakanja na samoj platformi. Jedna od takvih platformi je i Kistler platforma i prikazana je na slici 15.



Slika 15. Kistler platforma [17]

Kistler platforma mjeri tri komponente sile (F_x, F_y, F_z) i tri komponente momenta (M_x, M_y, M_z). Platforma koristi kartezijev koordinatni sustav u kojem je os z okomita na površinu platforme i pozitivan smjer je u platformu, os y je u smjeru kretanja tijekom snimanja, a os x je poprečna os. Koordinatni sustav platforme prikazan je na slici 16.



Slika 16. Koordinatni sustav platforme [18]

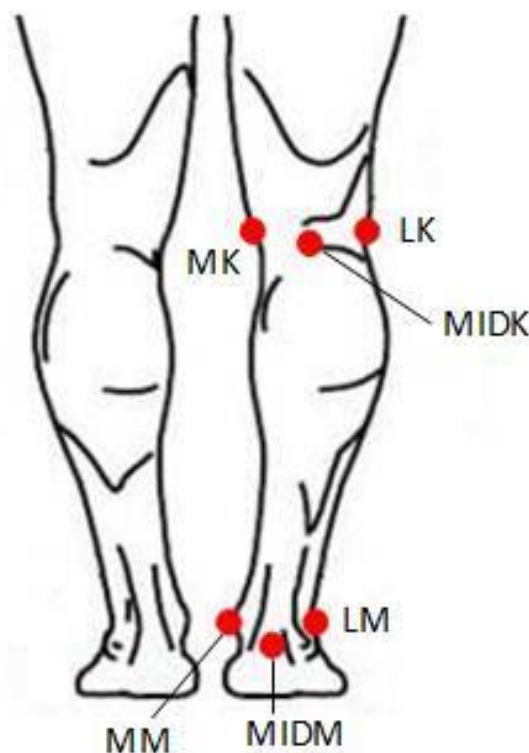
U svakom kutu platforme nalazi se po jedan piezoelektrični pretvarač u kojima su električni naboji dobiveni od mjerne platforme proporcionalni mjerenim. Vrijednosti se pretvaraju preko pojačala u analognu istosmjernu voltažu i nakon toga se snimaju i prikazuju.

Platforma ima širok raspon mjerenja i frekvencije, visoku krutost pa samim time ima i minimalni progib kod mjerenja i visoku sigurnost od preopterećenja. Platforma služi za mjerenja u biomehanici prilikom različitih lokomotornih aktivnosti, ortopedska istraživanja, rehabilitaciju, sportska istraživanja, neurološka istraživanja itd.

Prije samog korištenja platforme također ju treba kalibrirati kao i sustav kamera, a kalibracija se izvodi prema spomenutim Amass i Thor protokolima. Nakon kalibracije platforma je spremna i izvodi se snimanje.

4. SNIMANJE SKOKA S MJESTA

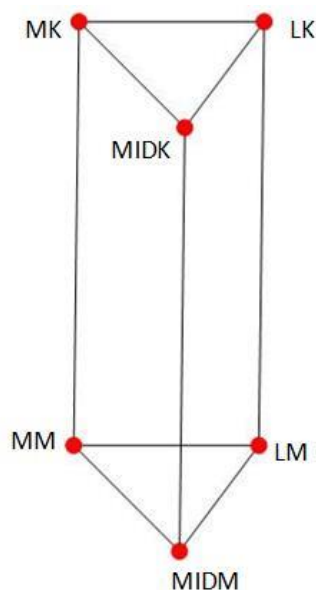
Zadatak rada je izračunati naprezanja u Ahilovoj tetivi tokom skoka s mjesta. Ispitanik je autor rada. Prije snimanja obavljena je kalibracija sustava kamera i platforme prema Thor protokolu. Platforma je dimenzija 600x400 mm. Nakon kalibracije utvrđuju se antropomjere ispitanika i unose u softver. Poslije utvrđivanja mjera postavljeni su markeri. Pozicija postavljenih markera prikazana je na slici 17.



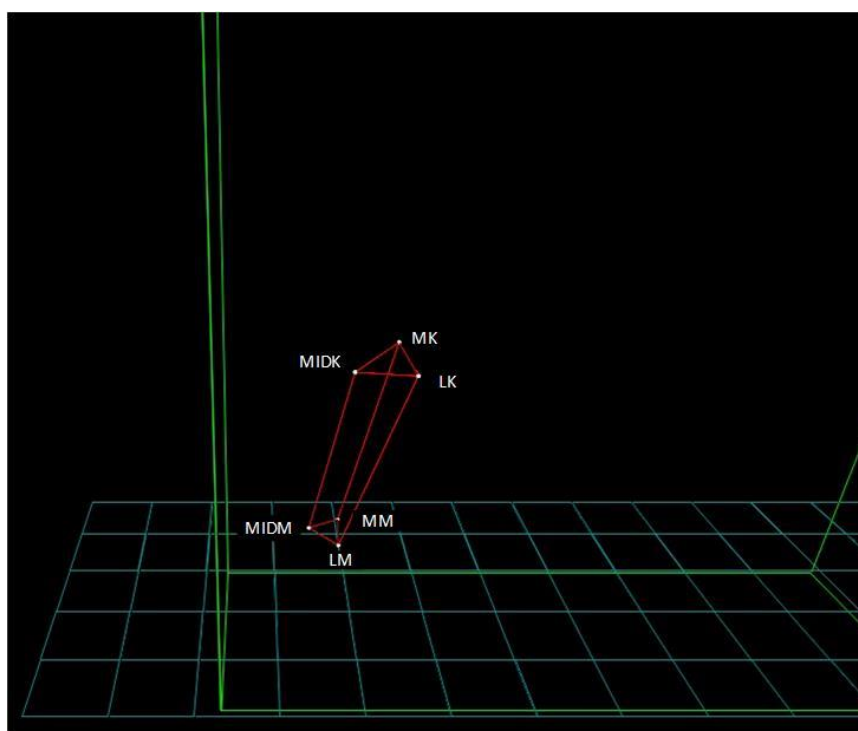
Slika 17. Pozicija markera

Markeri su postavljeni na unutrašnjoj strani zgloba i koljena, vanjskoj strani zgloba i koljena te na stražnjoj strani zgloba i koljena. Marker na stražnjoj strani određuje pravac tetive, a pomoću markera na zglobu će se računski odrediti lokalni koordinatni sustav koji će se nalaziti između dva markera. Os Y je okomita na stopalo i pozitivan smjer je iz stopala prema koljenu, os X paralelna sa stopalom i pozitivan smjer gleda od zgloba prema prstima, a os Z je poprečna os. Snimanje započinje tako da ispitanik stane s obje noge na platformu, zatim jednu nogu (u ovom slučaju lijevu) digne u zrak oslanjajući se na samo jednu nogu te se potom spusti u koljenima kako bi se pripremio za skok. Nakon pripreme ispitanik se odražava u zrak. Snimanje je provedeno nekoliko puta kako bi se mogla uzeti najbolja snimka koja će nam dati najbolje i najpreciznije rezultate. Poslije snimanja podatci se prikupljaju i prikazuju u softveru. Marker se spajaju u softveru kako bi se dobio žičani model i kako bi se mogla pregledati snimka i utvrditi da li je dobro snimljeno. Žičani model prikazan je na slici 18. i

slici 19. Marker *MIDM* nalazi se na peti, marker *MM* nalazi se na unutrašnjoj strani stopala, marker *LM* nalazi se na vanjskoj strani stopala, marker *MIDK* nalazi se stražnjoj strani koljena, marker *MK* je na unutrašnjoj strani koljena i marker *LK* je na vanjskoj strani koljena. Zatim se isčitavaju i analiziraju dobiveni podatci za koordinate markera pomoću kojih će se odrediti na kojoj udaljenosti od središta zgloba djeluju sile, pravac tetive i analiziraju se podatci koje je dala platforma a to su tri komponente sile, hvatište djelovanja rezultantne sile i moment. Kada su prikupljeni svi podatci može se preći na izračun sila i naprezanja u Ahilovoj tetivi.

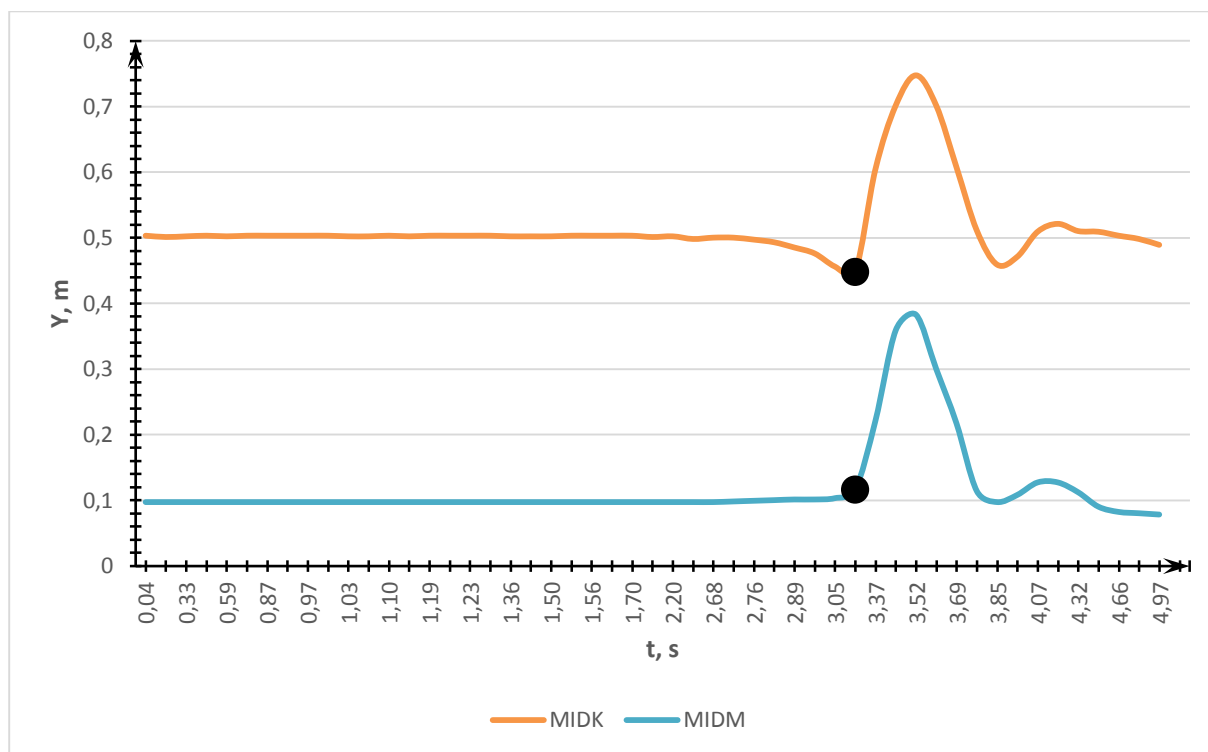


Slika 18. Žičani model



Slika 19. Žičani model u programu Smart analyzer

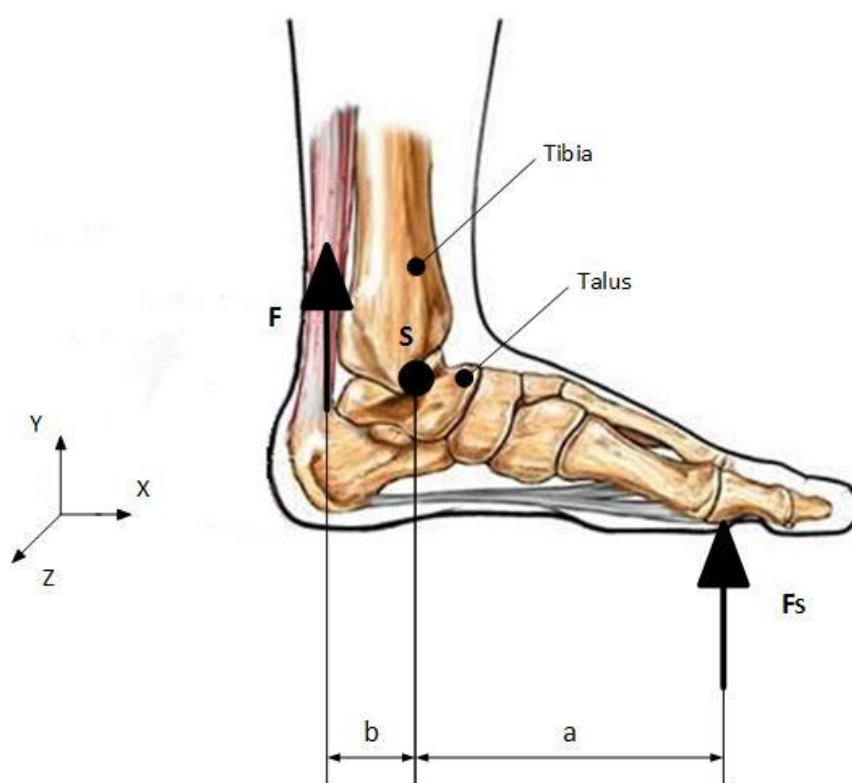
Slika 20. prikazuje Y koordinate markera MIDM i MIDK tijekom skoka. Točke na krivuljama označavaju trenutak odvajanja od podloge.



Slika 20. Dijagram t, Y za markere MIDM i MIDK

5. ODREĐIVANJE NAPREZANJA U TETIVI

Za određivanje naprezanja potrebno je prvo odrediti sile u tetivi. Kako bi utvrdili silu u tetivi potrebno je znati reakcijsku silu podloge, potrebno je postaviti momentnu jednadžbu oko točke između tibie i talusa koja predstavlja središte zgloba i ishodište lokalnog koordinatnog sustava. Sile i koordinate markera se mijenjaju za svaku sliku (frame) odnosno mijenjaju se svakih 10 ms. Pošto ima veliki broj slika (frameova) zbog jednostavnosti smo uzeli određeni broj slika i za svaku računali središte lokalnog koordinatnog sustava S, koordinate točke P gdje djeluje sila na stopalo, \vec{r} i vektor pravca tetive \vec{t} . Sile su prikazane na slici 20.



Slika 21. Sile

5.1. Sile

Računanje središta S lokalnog koordinatnog sustava pomoću točaka MM (X_1, Y_1, Z_1) i LM (X_2, Y_2, Z_2):

$$S = \left(\frac{X_1 + X_2}{2}, \frac{Y_1 + Y_2}{2}, \frac{Z_1 + Z_2}{2} \right). \quad (1)$$

Suma momenata oko točke S:

$$\sum \vec{M}_S = 0, \vec{a} \times \vec{F}_S + \vec{b} \times \vec{F} = 0. \quad (2)$$

Vektori \vec{a} i \vec{b} predstavljaju vektore položaja točkaka S i P te S i $MIDM$ i iznose:

$$\vec{a} = \overline{SP} = (X_P - X_S, Y_P - Y_S, Z_P - Z_S), \quad (3)$$

$$\vec{b} = \overline{SMIDM} = (X_{MIDM} - X_S, Y_{MIDM} - Y_S, Z_{MIDM} - Z_S), \quad (4)$$

a sile:

$$\vec{F} = (F_X, F_Y, F_Z), \quad (5)$$

$$\vec{F}_S = (F_{SX}, F_{SY}, F_{SZ}). \quad (6)$$

Nakon izračunavanja vektora \vec{a} i \vec{b} i očitavanja sile \vec{F}_S iz podataka s platforme te uvrštavanja podataka u jednadžbu (1) dobijemo silu \vec{F} i njene komponente u smjeru osi X, Y i Z.

Vektor \vec{r} :

$$\vec{r} = \overline{MIDMMIDK} = (X_{MIDK} - X_{MIDM}, Y_{MIDK} - Y_{MIDM}, Z_{MIDK} - Z_{MIDM}). \quad (7)$$

Jedinični vektor pravca tetive \vec{t} :

$$\vec{t} = \cos \alpha \vec{i} + \cos \beta \vec{j} + \cos \gamma \vec{k}, \quad (8)$$

gdje su:

$$|\vec{r}| = \sqrt{r_x^2 + r_y^2 + r_z^2}, \quad (9)$$

$$\cos \alpha = \frac{r_x}{|\vec{r}|}, \quad (10)$$

$$\cos \beta = \frac{r_y}{|\vec{r}|}, \quad (11)$$

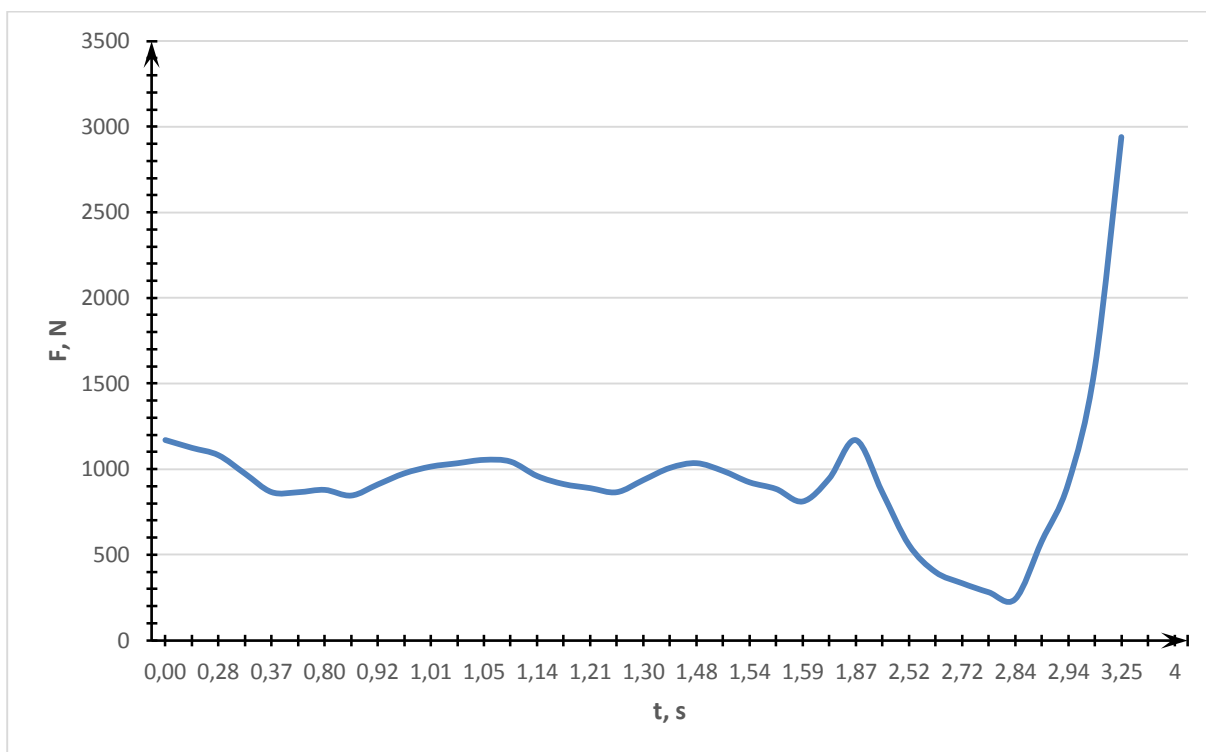
$$\cos \gamma = \frac{r_z}{|\vec{r}|}. \quad (12)$$

Sila u tetivi \vec{F}_T je projekcija \vec{F} na \vec{t} :

$$\vec{F}_T = (\vec{F} \cdot \vec{t}) \cdot \vec{t}, \quad (13)$$

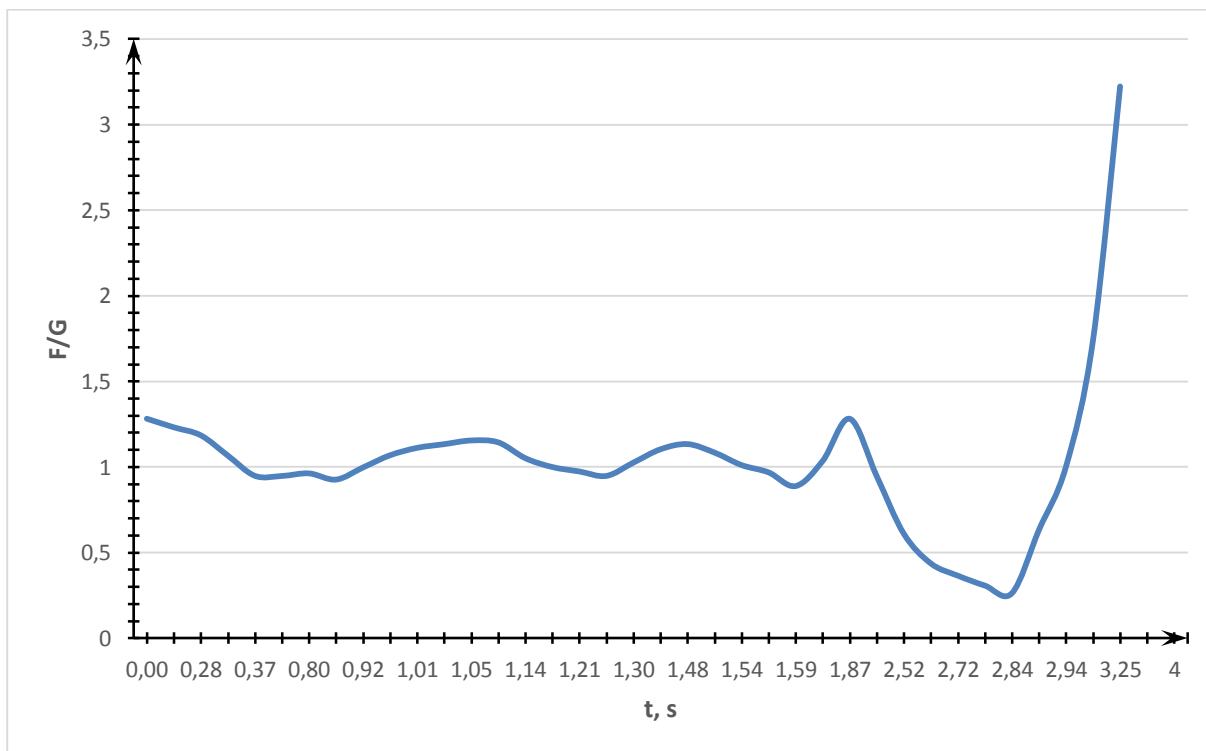
$$F_T = \sqrt{F_{TX}^2 + F_{TY}^2 + F_{TZ}^2}. \quad (14)$$

Izračunate sile u tetivi možemo prikazati u dijagramu F, t :



Slika 22. Dijagram sile u Ahilovoj tetivi

Slika 23. prikazuje normalizirani dijagram sile gdje je G težina ispitanika i iznosi 912,33 N.



Slika 23. Normalizirani dijagram sile

Vidimo da je u trenutku odvajanja od podloge sila u tetivi veća 3,22 puta od težine ispitanika.

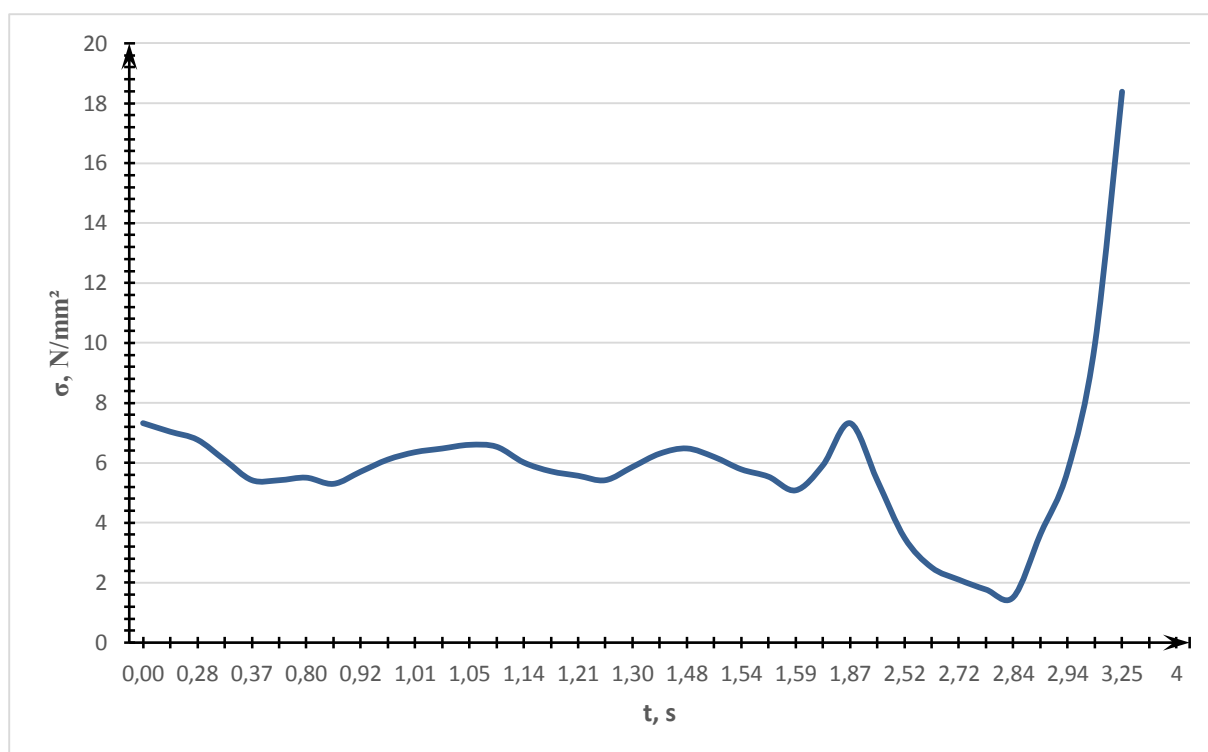
5.2. Naprezanja

Naprezanja računamo prema izrazu:

$$\sigma = \frac{F}{A}. \quad (15)$$

A je površina poprečnog presjeka Ahilove tetive i prema [19] iznosi 160 mm^2 .

Izračunata naprezanja možemo prikazati u dijagramu σ, t :



Slika 24. Dijagram napreznja u Ahilovoj tetivi

6. ZAKLJUČAK

Ovim radom je prikazana primjena strojarstva (mehanike) na ljudski organizam iako mnogima to danas još nije povezano. Rad je prikazao izračun sila i naprezanja u najčvršćoj tetivi u tijelu pri običnom fizičkom pokretu koji čovjek skoro pa svaki dan barem jednom izvede. Iako je Ahilova tetiva najčvršća tetiva i dalje postoji opasnost od njenog pucanja posebno u starijoj dobi ili pri velikim tjelesnim naporima. Suvremena tehnologija omogućuje određivanje tj. isčitavanje kinematičkih podataka pomoću kojih se metodom inverzne dinamike mogu odrediti sile i momenti, a iz njih izračunati naprezanja. Zahvaljujući tome došlo je do napretka na području medicine tako da se rehabilitacija može ubrzati, a potencijalne ozljede izbjeći. Napredak se dogodio i u svijetu sporta. Sportaši koji žele postići vrhunske rezultate sada se mogu temeljitije i bolje pripremiti za željene aktivnosti.

Iako su sustavi za analizu gibanja dosta efikasni i dalje ostaju pojedini problemi koji bi se trebali riješiti. Jedan od problema je i veliki broj markera pri snimanju kompliciranijih pokreta. Veliki broj markera vuče za sobom i veliki broj podataka i varijabli. Sustavi su dosta osjetljivi na vibracije i osvjetljenje tako da traže skoro pa idealne uvjete za rad što nije lako zadovoljiti i traži velika ulaganja. Upravo vrlo visoka cijena i je najveći problem te se time sprječava široka primjena ovih sustava, a samim time i malo ljudi ima mogućnost nakon snimanja doći do podataka koji bi im uz mudro tumačenje stručnog osoblja pomogli u sprječavanju da dođe do potencijalno teške ozljede ili da se ubrza postupak rehabilitacije, a time smanje bolovi i troškovi liječenja.

Literatura:

- [1.] <https://www.anatomytrains.com/fascia/> - pristupljeno 21. 2. 2016.
- [2.] <http://hrcak.srce.hr/123342> - pristupljeno 21. 2. 2016.
- [3.] <http://drknight-kinesiology.blogspot.hr/2010/10/playing-with-torn-biceps-tendon.html> - pristupljeno 21. 2. 2016.
- [4.] <https://en.wikipedia.org/wiki/Tendon> - pristupljeno 21. 2. 2016.
- [5.] <http://tendonstudy.com/> - pristupljeno 21. 2. 2016.
- [6.] Sawhney, G. S.: Fundamentals of Biomedical Engineering, New Age International Publishers, New Delhi, 2007.
- [7.] Hin, Teoh Swee: Engineering Materials for Biomedical Applications, World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., Singapore, 2004.
- [8.] <http://www.bilicvision-ortopedija.hr/skljocavi-prst/> - pristupljeno 21. 2. 2016.
- [9.] <http://www.mdguidelines.com/ruptured-biceps-tendon-traumatic-and-nontraumatic> - pristupljeno 21. 2. 2016.
- [10.] http://www.lifescrpt.com/health/centers/pain/therapies-procedures/tendon_repair.aspx - pristupljeno 21. 2. 2016.
- [11.] https://en.wikipedia.org/wiki/Achilles_tendon - pristupljeno 21. 2. 2016.
- [12.] <http://www.bodyheal.com.au/image/data/achilles-tendon-partial-tear.jpg> - pristupljeno 21. 2. 2016.
- [13.] <https://www.aofas.org/footcaremd/treatments/Pages/Achilles-Tendon-Rupture-Surgery.aspx> - pristupljeno 21. 2. 2016.
- [14.] <http://ajs.sagepub.com/content/26/6/794/F1.expansion>
- [15.] <http://www.btsbioengineering.com/> - pristupljeno 18. 2. 2016.
- [16.] Vladimir Medved, Mario Kasović; Biomehanička analiza ljudskog kretanja u funkciji sportske traumatologije, Hrvat. Športskomed. Vjesn. 2007; 22: 40-47
- [17.] <https://www.kistler.com/hr/en/applications/sensor-technology/biomechanics-and-force-plate/> - pristupljeno 18. 2. 2016.
- [18.] Operating instructions of multicomponent measuring platform for Biomechanics and industry reprint
- [19.] Yuan-Cheng Fung: Biomechanics, Mechanical properties of living tissues, Springer, 2004.

PRILOZI

I. CD-R disc