

Biomehanički model tetiva prstiju

Perović, Maroje

Undergraduate thesis / Završni rad

2021

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://um.nsk.hr/um:nbn:hr:235:836583>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-04-20**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Maroje Perović

Zagreb, 2021. godina.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentori:

Dr. sc. Tanja Jurčević Lulić, dipl. ing.

Student:

Maroje Perović

Zagreb, 2021. godine

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

Zahvaljujem se svojoj mentorici Dr. sc. Tanji Jurčević Lulić, dipl. ing. na pruženoj stručnoj pomoći tijekom izrade rada.

Maroje Perović



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, brodstrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 - 04 / 21 - 6 / 1	
Ur.broj: 15 - 1703 - 21 -	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Maroje Perović**

Mat. br.: 0035202655

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Biomehanički model tetiva prstiju**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Biomechanical model of finger tendons**

Opis zadatka:

Kod sportova s loptom (rukomet, košarka, vaterpolo, odbojka i dr.), prilikom snažnog, iznenadnog udarca u vrh ispruženog prsta, često nastaje ozljeda pri kojoj dolazi do prevelikog istezanja tetive ispružača prsta te otrgnuća hvatišta tetive na posljednjem članku prsta što ima za posljedicu nemogućnost potpunog ispružanja prsta.

U radu je potrebno:

- opisati građu prstiju ruke,
- objasniti biomehanički model tetiva prstiju i polukružnih ligamenata kao sustav remenica,
- objasniti te usporediti tri Landsmeerova modela tetiva prstiju kao sustava remenica,
- procijeniti naprezanja tetiva kod naglog udarca o vrh ispruženog prsta.

Antropomjere i potrebne podatke uzeti iz literature i u dogovoru s mentorom.
Potrebno je navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:
30. studenoga 2020.

Datum predaje rada:
1. rok: 18. veljače 2021.
2. rok (izvanredni): 5. srpnja 2021.
3. rok: 23. rujna 2021.

Predviđeni datumi obrane:
1. rok: 22.2. – 26.2.2021.
2. rok (izvanredni): 9.7.2021.
3. rok: 27.9. – 1.10.2021.

Zadatak zadao:


Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Vladimir Soldo

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	II
POPIS TABLICA	IV
POPIS OZNAKA	V
SAŽETAK	VI
SUMMARY	VII
1. UVOD	1
2. GRAĐA PRSTIJU RUKE	2
2.1. Kostí šake	2
2.2. Zglobovi i ligamenti šake	3
2.3. Mišići šake	5
2.3.1. Vanjski mišići šake (dugi mišići šake)	5
2.3.2. Unutarnji mišići šake (kratki mišići šake)	6
2.4. Biomehanički model tetiva prstiju i polukružnih ligamenata kao sustav remenica	8
3. Landsmeerovi modeli tetiva prstiju kao sustav remenica	10
3.1. Landsmeerov model I	10
3.2. Landsmeerov model II	11
3.3. Landsmeerov model III	12
3.4. Usporedba modela	13
4. Procjena naprežanja kod naglog udarca o vrh ispruženog prsta	16
4.1. Modeliranje mreže tetiva	16
4.2. Mjerenja	18
4.3. Model bez ekstenzorskog mehanizma	18
4.4. Potpuni model s ekstenzorskim mehanizmom	19
4.5. Usporedba dobivenih rezultata	20
5. 2D statički model prsta pri opterećenju vrha prsta	22
6. Ozljede posljednjeg zgloba (DIP) prsta i liječenja	28
6.1. Neoperativno liječenje	29
6.2. Operativno liječenje	29
7. ZAKLJUČAK	31
LITERATURA	32
PRILOZI	33

POPIS SLIKA

Slika 1. Kosti šake[1]	3
Slika 2. Zglobovi i ligamenti šake[2]	4
Slika 3. Zglobovi i ligamenti prstiju[3]	5
Slika 4. Vanjski mišići šake [4]	6
Slika 5. Unutarnji mišići šake [5]	7
Slika 6. Sustav remenica [6]	9
Slika 7. Landsmeerov model I [7]	10
Slika 8. Landsmeerov model II [7]	11
Slika 9. Landsmeerov model III [7]	12
Slika 10. Način mjerenja za usporedbu modela [7]	14
Slika 11. Ograničenja za definiranje prostornog puta tetive [8]	17
Slika 12. Položaji prsta prilikom ispitivanja [9]	18
Slika 13. Model bez ekstenzorskog mehanizma [9]	19
Slika 14. Model sa ekstenzorskim mehanizmom [9]	19
Slika 15. Kontaktne sile na zglobovima [9]	20
Slika 16. Postotna razlika u kontaktnim silama [9]	21
Slika 17. 2D model	22
Slika 18. Distalna falanga	24
Slika 19. Medijalna falanga	25
Slika 20. Proksimalna falanga	26
Slika 21. Raspodjela kontaktnih sila po zglobovima	27
Slika 22. a) Dorzalni prijelom b) Volarni prijelom [11]	28
Slika 23. a) Tip I unikondilarni nepomaknuti stabilni b) Tip II unikondilarni pomaknuti nestabilni c) Tip III bikondilarni usitnjeni nestabilni [11]	29

Slika 24. a) Početne radiografije b) (b) Zatvoreno smanjenje redukcijskim klinovima (K-žice)
c) (c) Radiološki ishod nakon četverogodišnjeg praćenja d) Klinički ishod [11].30

POPIS TABLICA

Tablica 1. Usporedba modela[7].....	14
Tablica 2. Ulazni podatci istraživanja.....	22
Tablica 3. Rezultati 2D modela	26

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
x	mm	Pomak tetive
r	mm	Krak zgloba od centra zakrivljenosti do ruba valjkastog tijela
θ	°	Kut između falangi u zglobu
R	mm	Udaljenost geometrijskog sjecišta tetiva od središta rotacije zgloba
y	mm	Udaljenost između kostiju
d	mm	Udaljenost tetive od osi kostiju
Ki	N/m	Krutost opruge
li	mm	Duljina pojedinačne komponente tetive
lo	Mm	Duljina tetive u nezategnutom stanju
Fi	N	Sila tetive
Pi	N	Sila pritiska
Li	mm	Duljina falange
PRi	mm	Moment ruke FDP tetive
SRi	mm	Moment ruke FDS tetive
TPi	N	Sila tetive FDP
TSi	N	Sila tetive FDS
Ri	N	Kontaktne sile
Rf	mm	Radius fleksorske tetive
Re	mm	Radius ekstenzorske tetive
U	J	Energija deformiranja unutar sustava
V	J	Potencijalna energija vanjskih sila

SAŽETAK

Tema ovoga rada je biomehanički model prsta. Rad se u prvom poglavlju bavi anatomijom prsta u sklopu šake. Objasnjeni su osnovni pokreti prstiju te kako se izvode. Opisani su mehanizam rada tetiva i ligamenata prstiju kao sustav remenica, te tri Landsmeerova modela. Prikazano je kako dolazi do raspodjele kontaktnih sila i sila u tetivama preko 3D i 2D modela. Na samom kraju objašnjene su vrste ozljeda posljednjeg zgloba prsta te načini liječenja istih.

Ključne riječi : anatomija šake, biomehanički model, remenice, 3D model, 2D model, ozljede.

SUMMARY

The topic of this paper is a biomechanical model of a human finger. In the first chapter it deals with the anatomy of the finger within the hand. The basic movements of the fingers are explained as they are performed. It describes the mechanism of the tendons and ligaments of the fingers as a system of pulleys, and three Landsmeer models are explained. It is shown how the distribution of contact forces and forces in tendons occurs through 3D and 2D models.. At the very end, it explains the types of injuries of the last joint of the finger and ways to treat them.

Keywords: hand anatomy, biomechanical model, pulleys, 3D model, 2D model, injuries.

1. UVOD

O začetcima biomehanike možemo pretpostaviti da interes postoji od početaka civilizacije, iako o tome nema pisanih podataka. Međutim, iz psihofizičke naravi čovjeka te nekolicine sačuvanih crteža, možemo zaključiti da je čovjekov interes prema samom sebi oduvijek bio imperativ. U današnje vrijeme medicina je strelovito napredovala te povezanosti strojarstva i medicine su sve uže. U ovom radu bit će opisan način rada prstiju, dijelova šake bez kojih bi čovjekovo postojanje bilo jako limitirano. U radu će najprije biti opisana anatomija šake i prstiju, te povezanosti istih. Bit će objašnjen složeni biomehanizam prsta. U mnogim sportovima s loptom (rukomet, košarka, vaterpolo, odbojka i dr.) dolazi do ozljeda prilikom prihvata lopte tijekom udarca jake sile te može doći do iščašenja zgloba. U skladu s tim, bit će opisano istraživanje prilikom opterećenja prsta sa silom te objašnjeno što se tada događa u samoj ruci. Na kraju će biti navedene ozljede te načini liječenja istih.

2. GRAĐA PRSTIJU RUKE

Kada se govori o građi prstiju ruke, ne može se ne spomenuti ruku u cijelosti, zbog svoje kompleksne strukture i povezanosti djelovanja. Ruka je jako složen mehanizam koji će u sljedećim podnaslovima biti obrađen s naglaskom na dijelove ruke koji su nam bitni za rad prstiju. Ovo poglavlje podrazumijeva građu dijelova ruke bitnih za funkcionalnost prstiju ruke, kako bi se kasnije moglo lakše analizirati prste u različitim uvjetima i pozicijama.

2.1. Kostí šake

Šaka je najudaljeniji dio gornjeg uda čovjeka te svojom kompleksnom građom omogućuje kako niz motoričkih funkcija tako i onih osjetilnih. Sastoji se od 27 kostiju. Skelet šake sačinjavaju:

- kosti korijena šake (karpalne kosti).
- kosti zapešća (metakarpalne kosti).
- kosti prstiju.

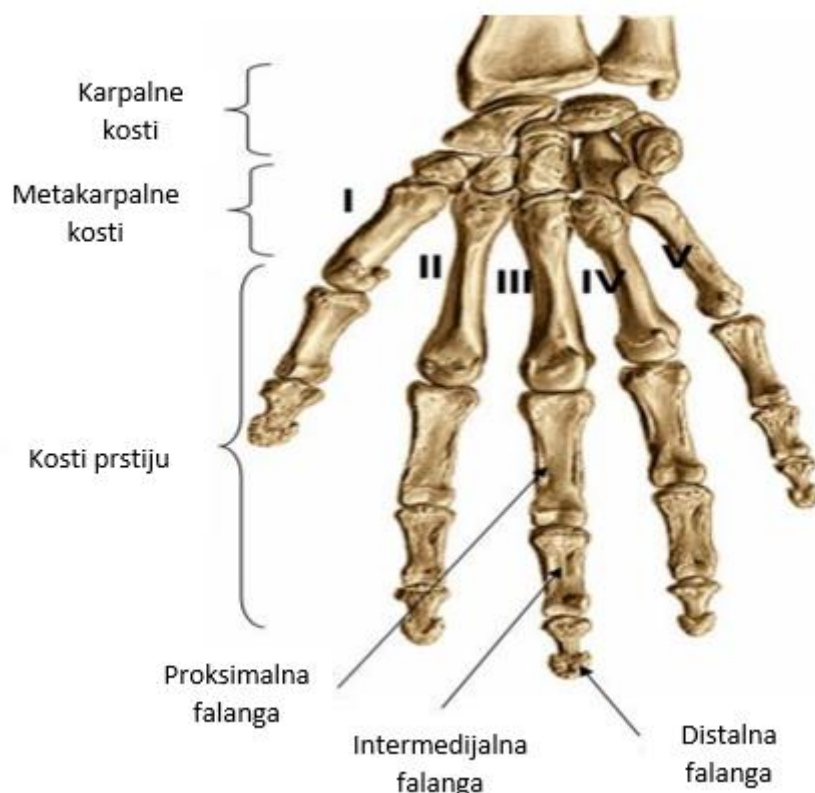
Korijen šake (karpalne kosti) sastoji se od 4 kosti u proksimalnom (bliže trupu) i distalnom (udaljenijem od trupa) dijelu. Od vanjske prema središnjoj strani, kosti koje sačinjavaju korijen šake su:

- proksimalni dio: čunasta kost, polumjesečasta kost, trokutasta kost i graškasta kost,
- distalni dio: velika trapezna kost, manja trapezoidna kost, glavičasta kost i kukasta kost.

Kosti zapešća (metakarpalne kosti) poveznica su između karpalnih kostiju i kosti prstiju, svojim proksimalnim dijelom vežu se na karpalne kosti, a distalnim dijelom uzglobljavaju se na proksimalnu falangu kostiju prsta. Njihova građa sastoji se od glave, tijela i osnovice.

Kosti prstiju nazivaju se još i falange (članci), ima ih 14, palac je jedini prst koji se sastoji od 2 falange dok su svi ostali građeni od 3 falange: proksimalna falanga, intermedijalna falanga i distalna falanga. Proksimalna falanga (članak) se također, kao i kost zapešća, može podijeliti u 3 dijela: baza, tijelo i glava.

Položaj opisanih kostiju prikazan na slici 1 [1].



Slika 1. Kosti šake [1]

2.2. Zglobovi i ligamenti šake

Zglobovi karpalnog dijela kostiju dijele se na:

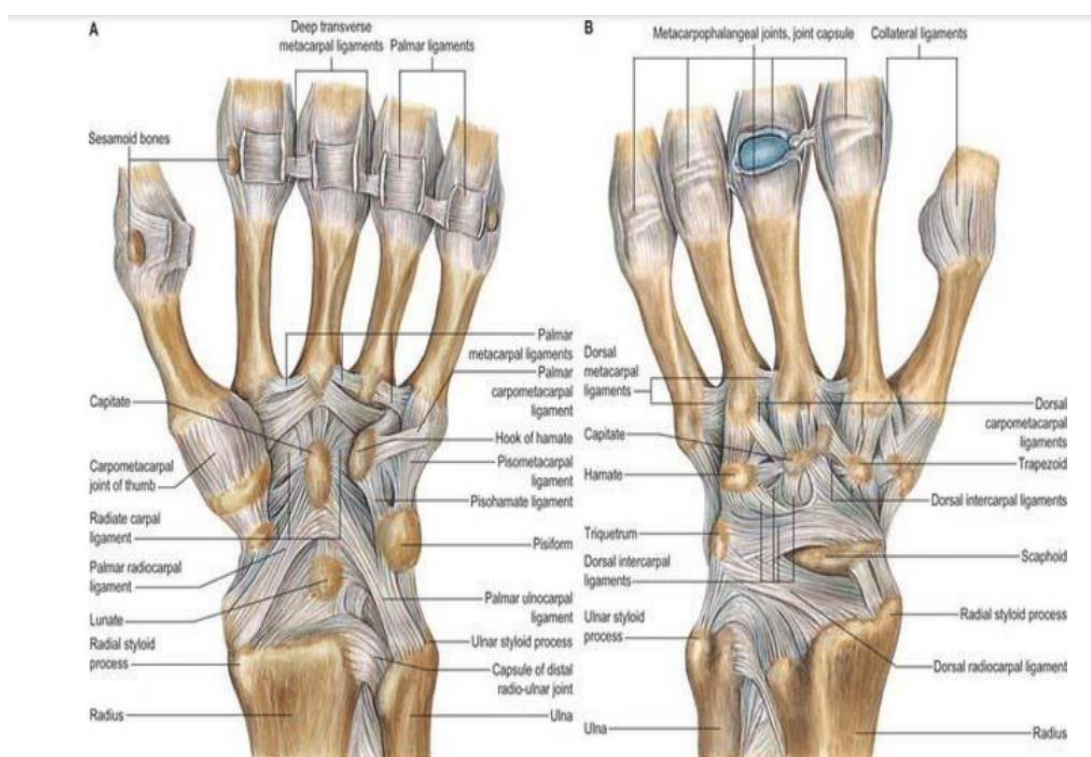
- proksimalni zglob šake
- distalni zglob šake
- karpometakarpalni zglob

Proksimalni zglob šake elipsoidnog je oblika, te se taj spoj proksimalno sastoji od plohe radijusa i zglobnog diska koji čine konkavno zglobno tijelo, a konveksno zglobno tijelo distalno sačinjavaju karpalne kosti. Ligamenti koji daju stabilnost proksimalnom zglobu šake su: *lat. ligg. collaterale carpi urnale*, *lat. ligg. collaterale carpi radiale*, *lat. ligg. radiocarpeum palmare*, *lat. ligg. radiocarpeum dorsale*, *lat. ligg. ulnocarpeum parmale*.

Distalni zglob šake smješten je između proksimalnih i distalnih kostiju korijena šake. Proksimalni dijelovi se mogu međusobno gibati, distalni dijelovi sa metakarpanim kostima čine čvrstu cijelinu jakim vezama, te je gibanje onemogućeno. Ligamenti karpusa su: *lat. ligg. carpi radiatum*, *lat. ligg. pisohamatum*, *lat. ligg. intercarpea palmaria*, *lat. ligg. dorsalia* i *lat. ligg. interossea*.

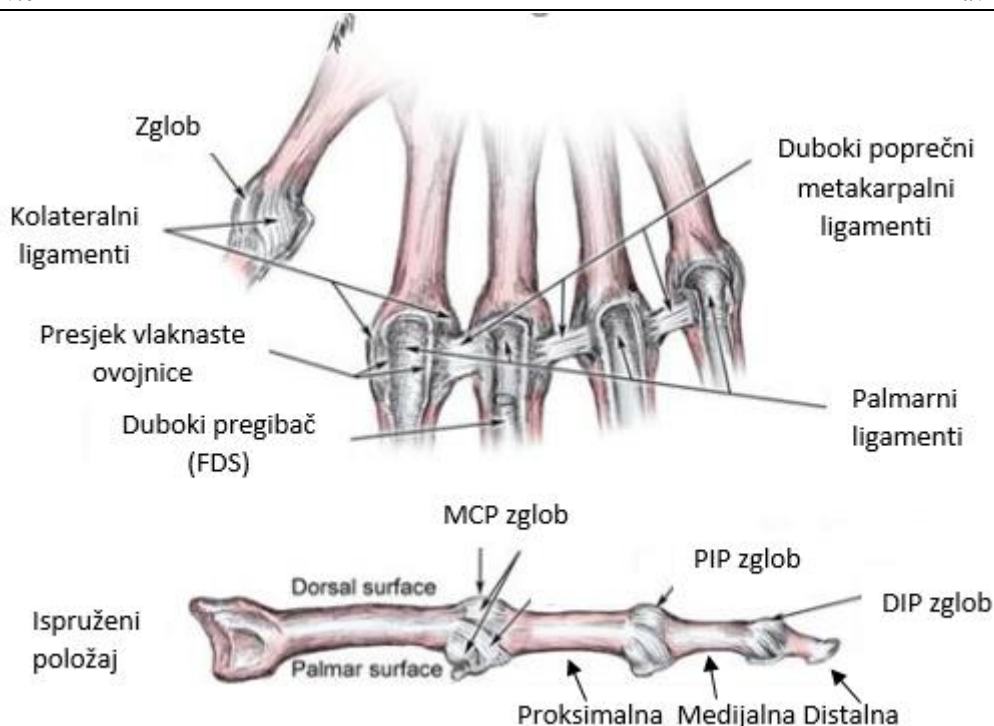
Karpometakarpalni zglobovi (CMC) osim područja palca (od II-V), baš kao i intermetakarpalni zglobovi su ograničeni s kretanjem jer im karpometakarpalni i metakarpalni ligamenti to onemogućavaju. Područje palca, gdje je spoj između trapezne kosti i prve metakarpalne kosti u sedlastom obliku, omogućuje im dosta opsežnije kretanje od ostalih zglobova. Ligamenti tog zgloba su: *lat. ligg. carpometacarpale obliquum anterius*, *lat. ligg. carpometacarpale dorsoradiale*, *lat. ligg. carpometacarpale obliquum posterius*, *lat. ligg. trapeziometacarpale*.

Metakarpofalangealni zglobovi (MCP) kuglasti su spojevi, građeni od glave metakarpalnih kostiju i baze proksimalne falange. Kolateralni i sagitalni ligamenti ih omeđuju, te s tim smanjuju opseg pokreta koji je moguće napraviti.



Slika 2. Zglobovi i ligamenti šake [2]

Zglobovi članaka prstiju valjkastog su oblika, dijele se na proksimalni interfalangealni zglob (PIP) i distalni interfalangealni zglob (DIP), čine ih konveksna zglobna tijela od glave falangi i konkavna u vidu baze distalnog članka. Ojačani su ligamentima: *lat. ligg. collateralia*, *lat. ligg. collateralia accesoria*, *lat. ligg. phalangoglenoidalia*, dorzalna aponeuroza ekstenzora, mala palmarna ploča.



Slika 3. Zglobovi i ligamenti prstiju [3]

2.3. Mišići šake

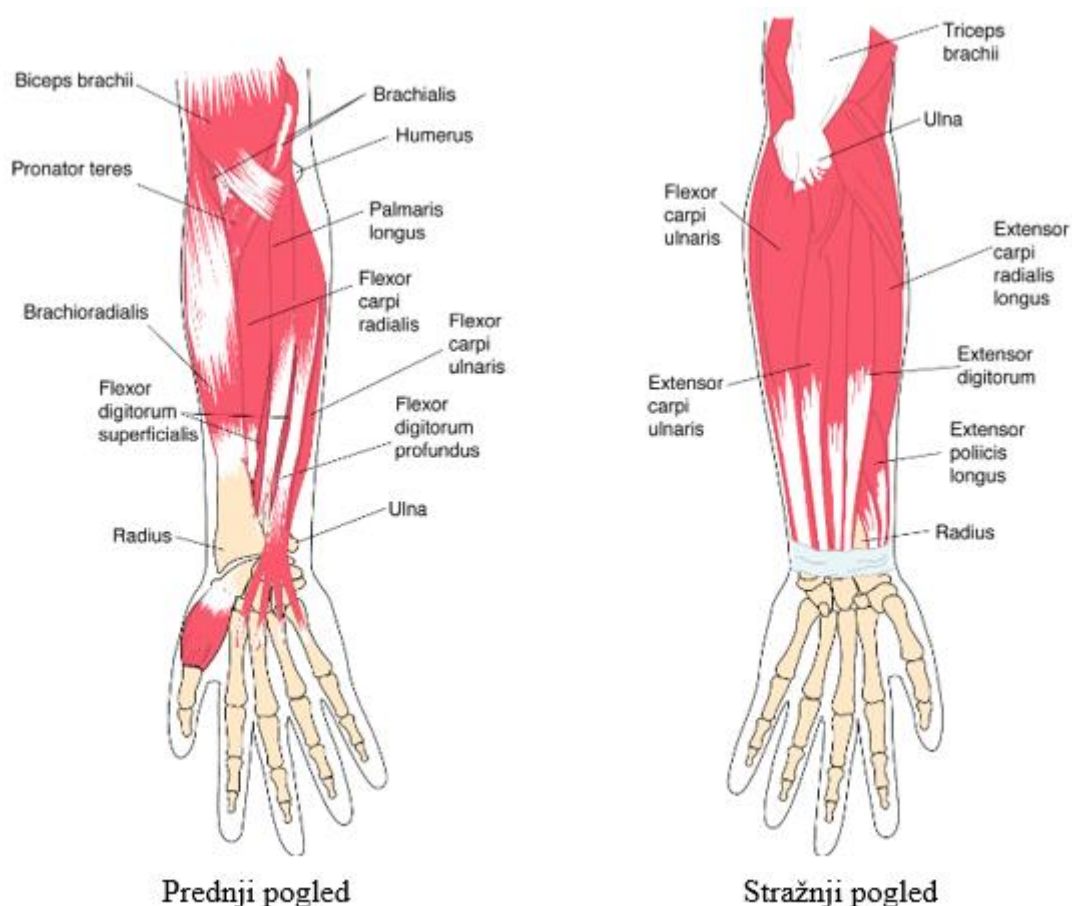
Mišići šake dijele se na vanjske i unutarnje, odnosno na duge i kratke. Vanjski su duži i veći mišići, nalaze se u području podlaktice, presjecaju višestruke zglobove i proizvode mehanički učinak manje preciznosti ali veće snage, dok su unutarnji kraći i samo ime govori nalaze se unutar šake. Namijenjeni su preciznijoj raspodjeli sile te time pospješuju bolju koordinaciju prstiju ruke, te proizvode male sile u usporedbi sa vanjskim mišićima.

2.3.1. Vanjski mišići šake (dugi mišići šake)

Vanjski mišići se nalaze u području podlaktice, ima ih 19, služe u pokretanju podlaktice, pešća i prstiju. Fokus je stavljen na podlaktične mišiće bitne za prste. Prva podjela podlaktičnih mišića je na prednju, radijalnu i stražnju skupinu (lože). Prednja i stražnja skupina mogu se podijeliti na površinske i dubinske mišiće, te su one odgovorne za fleksiju i ekstenziju prstiju, dok je radijalna skupina odgovorna za dorzalnu fleksiju.

- **Površinski mišići prednje skupine** - odgovorni za fleksiju srednjih falangi od drugog do petog prsta (površinski fleksor prstiju (FDS)).

- **Dubinski mišići prednje skupine** - odgovorni za fleksiju palca i distalnih falangi od drugog do petog prsta (dubinski pregibač prstiju (FDP)).
- **Površinski mišići stražnje skupine** - odgovorni su za ekstenziju od drugog do petog prsta (ekstenzor prstiju), te mišić koji omogućava ekstenziju malog prsta (ekstenzor malog prsta).
- **Dubinski mišići stražnje skupine** - odgovorni su za pokretanje palca i kažiprsta.



Slika 4. Vanjski mišići šake [4]

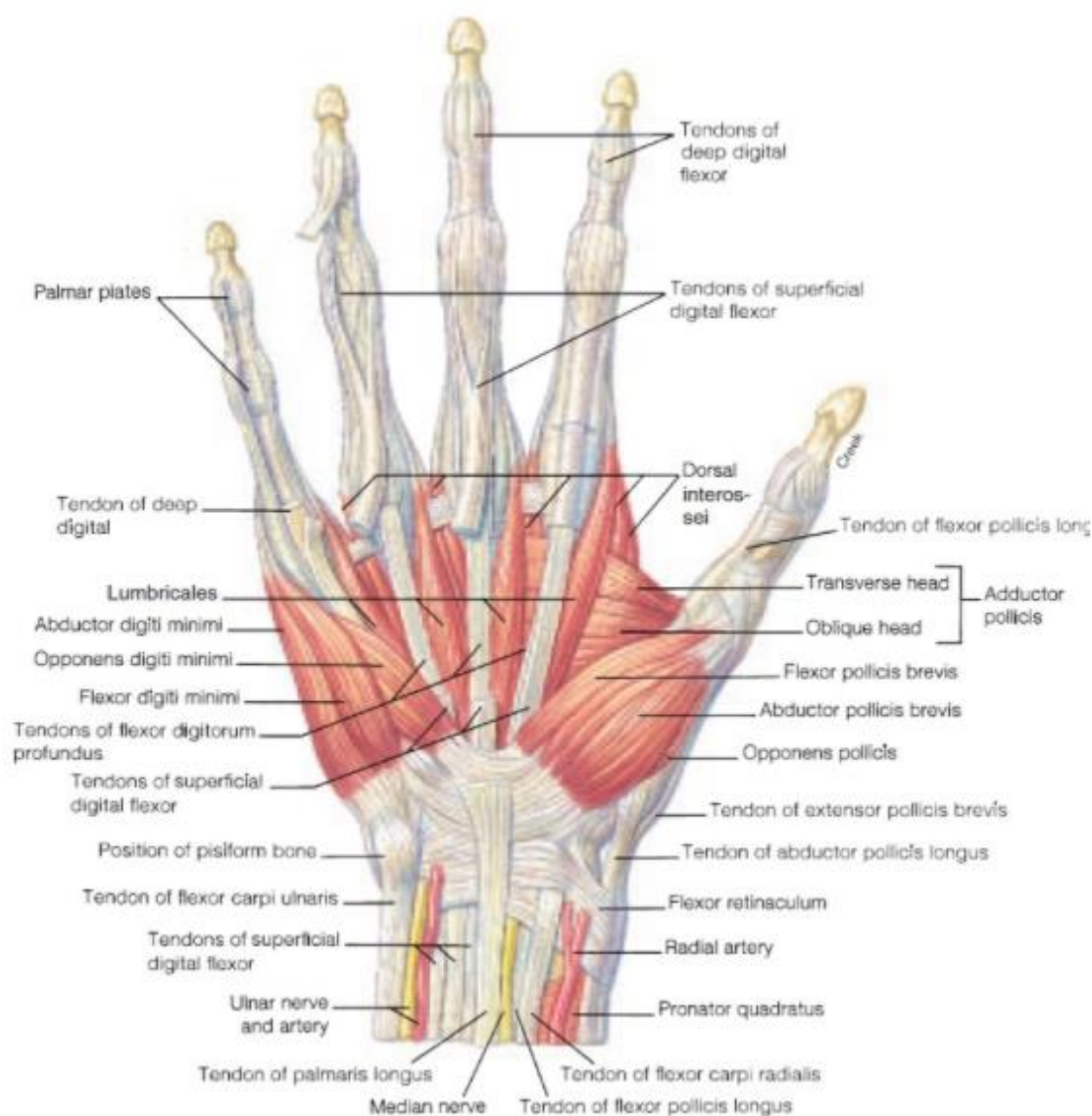
2.3.2. Unutarnji mišići šake (kratki mišići šake)

Unutarnji mišići se nalaze unutar šake, kao što im samo ime govori, dijele se na mišiće tenara (područja palca), mišiće središta šake i mišiće hipotenara (područja malog prsta):

- **Mišići tenara** su četiri mišića palčanog uzvišenja koji pokreću palac, njima pripadaju: kratki abduktor palca s ishodištem u *lat. retinaculum flexorum* i hvatištem na rubu proksimalne falange palca; kratki fleksor palca s ishodištem u *lat. retinaculum flexorum* i os *lat. trapezium* i hvatištem na proksimalnoj

falangi palca; aduktor palca s polazištem na palmarnoj strani metakarpalnih kosti II i III i s hvatištem na bazi proksimalne falange palca; i opozitor palca s polazištem na *lat. retinaculum flexorum* i hvatištem na os *lat. metacarpale* I.

- **Mišići središta šake** čine tri mišića, palmarni i dorzalni međukoštani mišići; te lumbrikalni mišići. Palmarni i dorzalni mišići kreću od metakarpalnih kostiju i nastavljaju se na proksimalne falange. Lumbrikalnim mišićima je ishodište iz tetiva mišića dubokog fleksora prstiju i također se nastavljaju na proksimalne falange, a služe za razmicanje prstiju.
- **Mišići hipotenara** su četiri mišića na uzvisini područja malog prsta, pokreću mali prst a nazivi su im: *lat. m. palmaris brevis*, *lat. m. abductor digiti minimi*, *lat. m. flexor digiti minimi brevis* i *lat. m. opponens digiti minimi*.

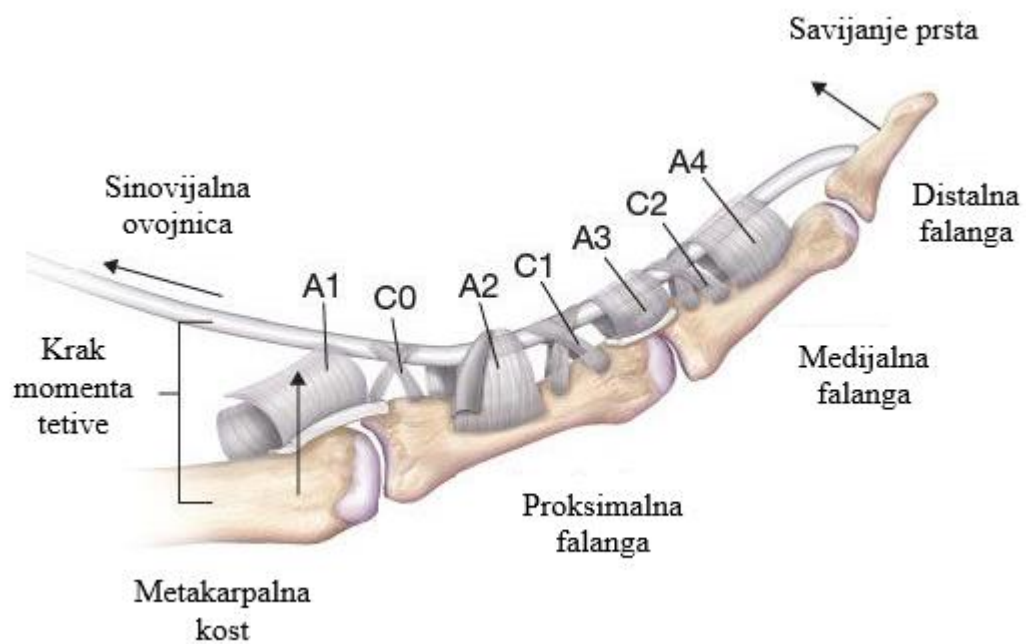


Slika 5. Unutarnji mišići šake [5]

2.4. Biomehanički model tetiva prstiju i polukružnih ligamenata kao sustav remenica

Prstima je zbog njihove funkcije i pokretljivosti unutrašnjost svedena na minimum; nema mišića, iznimka je palac. U ovom poglavlju riječ je o kompleksnom, ali za prostor u kojem se nalazi i operacije koje mora izvoditi, maksimalno učinkovitom sistemu fleksorskih tetiva s volarnim remenčićima, tj. remenicama (engl. pulley). Glavna zadaća ovog sistema je pretvoriti linearnu silu iz odnosa mišića – tetive u rotaciju i moment zglobova prstiju, te držati fleksorne tetive čvrsto fiksirane uz falange i zglobove ne dopuštajući da se razvuku ili da se dogodi tzv. 'efekt strune na gudalu' (engl. bowstringing), to omogućava učinkovitije savijanje segmenata koje uzrokuju dugi fleksorski mišići. Sustav se sastoji od:

- **Duge fleksorske tetive** koje su glavne za fleksiju i ekstenziju prsta, proizlaze iz mišića podlaktice, površinskog fleksora prstiju (FDS) i dubinskog fleksora prstiju (FDP). One ulaze u ruku preko zajedničkog karpalnog kanala kroz zajedničku sinovijalnu ovojnici. Unutar šake tetive se razdvoje i ulaze u zasebne vlaknaste ovojnice (ligamentni tuneli), te se na bazi proksimalne falange FDS tetiva razdvoji u dva smjera dok FDP tetiva prolazi između njih. Razdvojene FDS tetive se pričvršćuju za bazu srednje falange dok se FDP tetiva pričvršćuje za bazu distalne falange.
- **Cirkularne (engl. *annular*) remenice** su pet područja gdje su fleksorske tetive ojačane ovim prstenastim remenicama (ligamentima). A2 i A4 se smatraju najvažnijim u sprječavanju razvlačenja tetiva.
A1 - prekriva MCP zglob; A2 - u razini proksimalne falange; A3 - u razini proksimalnog interfalangealnog (PIP) zgloba; A4 - u razini distalne falange; A5 – u razini distalnog interfalangealnog (DIP) zgloba.
- **Križne (engl. *cruciate*) remenice** su područja gdje su cirkularni remeni ojačani vlaknastim remenicama (ligamentima).
C1 - nalaze se između A2 i A3; C2 - nalaze se između A3 i A4; C3 - nalaze se između A4 i A5.



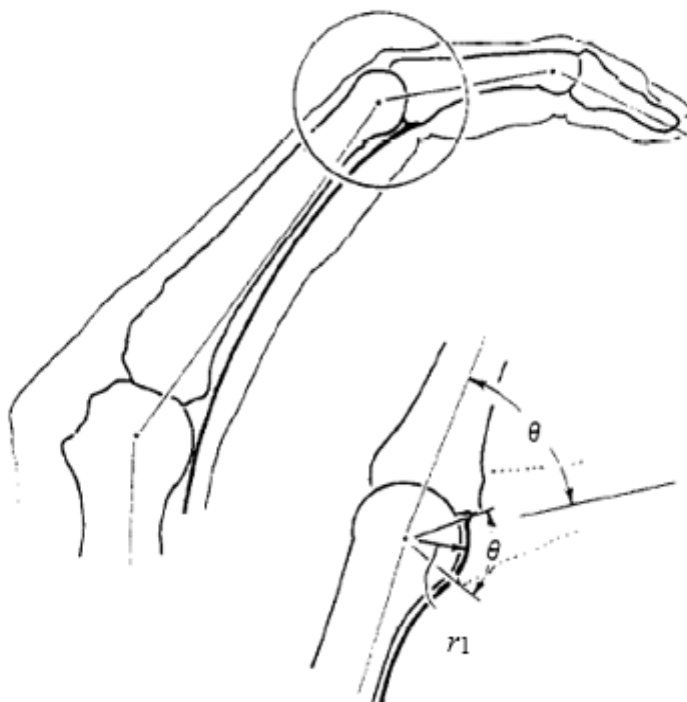
Slika 6. Sustav remenica[6]

3. Landsmeerovi modeli tetiva prstiju kao sustav remenica

Biomehanički model ruke opisuje složenu građu ruke kao pojednostavljeni mehanički model sastavljen od različitih elemenata šake u smislu krutih tijela, zglobova i aktuatora. Budući da je ruka kompleksni spoj kosti, mišića i živčanih sustava koja ima više od 20 stupnjeva slobode gibanja, različite veličine ljudskih šaka, te komplicirana mjerenja unutarnjih segmenata kao što su pomak tetive i naprezanja kojima su tetive izložene, mnogi biomehanički modeli nisu izvedivi. Landsmeer je razvio 3 modela koristeći trigonometriju za pojednostavljene anatomske sustave, koja iako nisu realni prikaz stvarnih mišićno-koštanih sustava, dobro su prihvaćeni analitički izrazi koji aproksimiraju odnos između pomaka tetiva i pomaka članaka falangi prstiju. U sljedećim podnaslovima biti će objašnjen svaki model pojedinačno, a njihovi nazivi su Landsmeerov model I, II i III.

3.1. Landsmeerov model I

Uz pretpostavku da rotacija zgloba ne utječe na put tetiva kraj medijalne dijafize (srednjeg dijela kosti, iz prethodnih poglavlja znamo da tetive FDS i FDP nalegnute prate konturu kosti te ulaze u PIP (2 FDS tetive) i DIP (1 FDP tetiva) zglobove. U ovom modelu fokus je na naližeganje tetiva u PIP zglobu (proksimalnom zglobu srednjeg članka) koji je aproksimiran kao valjkasto tijelo.



Slika 7. Landsmeerov model I [7]

Model I pokazuje linearnu ovisnost pomaka tetive i kutu između aksijalne osi proksimalnog i srednjeg članka:

$$x = r \cdot \theta. \quad (3.1)$$

Parametri jednadžbe su:

x - pomak tetive

r - krak zgloba od centra zakrivljenosti do ruba valjkastog tijela

θ - kut između aksijalne osi proksimalnog i medijalnog članka prsta, na slikama se označava i s ϑ

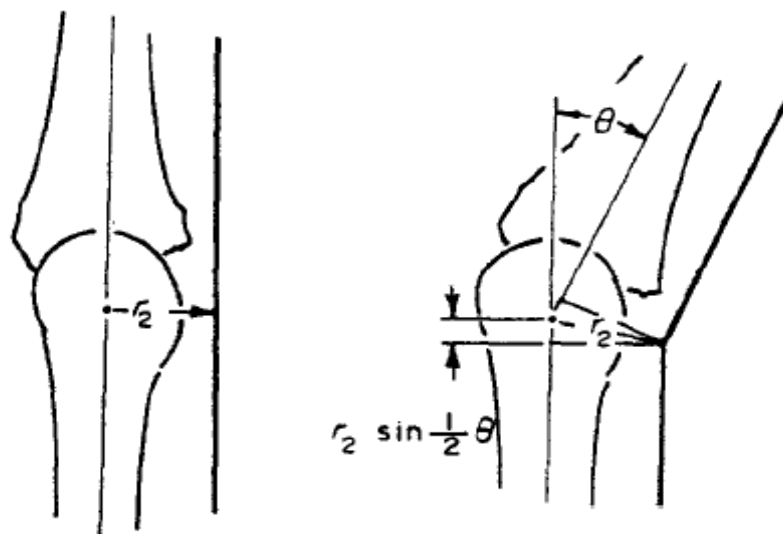
Zglob zamišljen kao valjkasto tijelo govori da je centar zakrivljenosti kružnice točka kroz koju prolazi os rotacije zgloba. Kako su centar zakrivljenosti proksimalnog tijela modela i centar rotacije zgloba jednaki, stoga su R_e - radijus ekstenzorske tetive i R_f – radijus fleksorske tetive jednaki kraku valjkastog zgloba.

$$r = R_e = R_f. \quad (3.2)$$

Ovaj model dobro opisuje ekstenzorske mišiće.

3.2. Landsmeerov model II

Pretpostavka da rotacija zgloba ne utječe na put tetive u području medijalne dijafize vrijedi i u ovom modelu kao i u trećem modelu. Međutim, ako tetiva nije ispravno pričvršćena, te postoje geometrijska ograničenja koja ne dozvoljavaju tetivi da bude uz konturu kosti, ista može učiniti pomak zbog savijanja zgloba te će se centar rotacije u idealnom slučaju pomaknuti u bisekcijsko područje kuta kostiju.



Slika 8. Landsmeerov model II [7]

Sljedeća jednačba opisuje vezu pomaka zgloba i tetiva za model II :

$$x = 2 \cdot R \cdot \sin\left(\frac{\theta}{2}\right). \quad (3.3)$$

Parametri jednačbe su:

x - pomak tetive

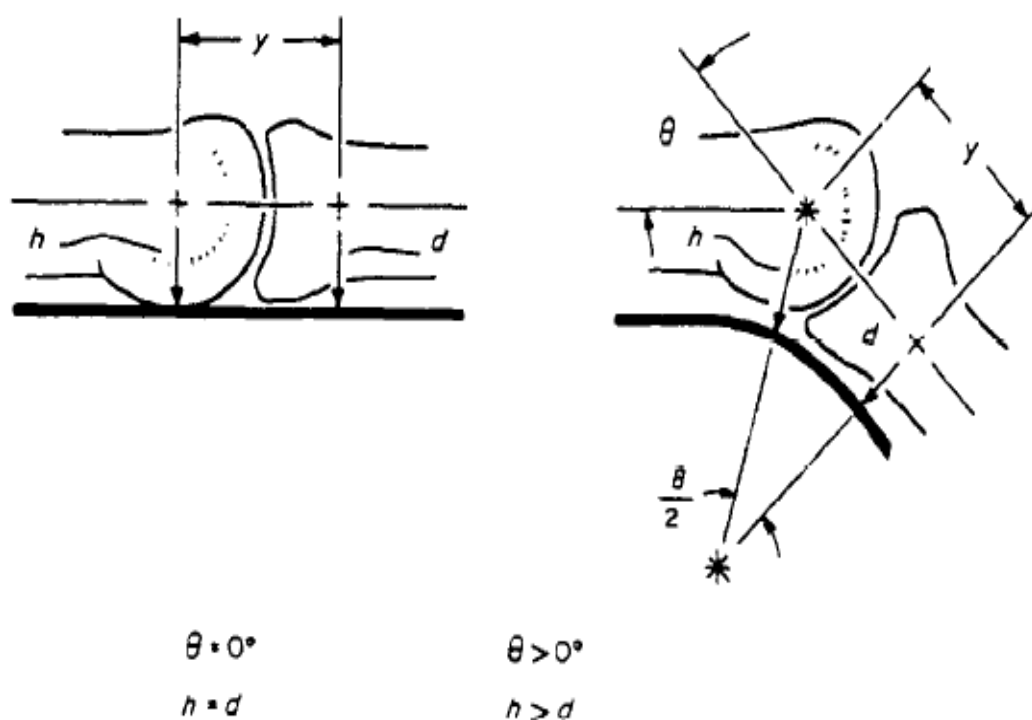
R - udaljenost geometrijskog sjecišta tetiva od središta rotacije zgloba

θ - kut između aksijalnih osiju kosti u neutralnom položaju

U ovom modelu krak momenta sile u tetivi oko zgloba jednak je R .

3.3. Landsmeerov model III

Model III počiva na pretpostavci da napinjanja postoje, dopušta pomicanje ligamentne sinovijalne ovojnice zbog koje dolazi do pojave *bowstringing-a*, suprotno od modela I i II gdje je ovojnica fiksna. Tetiva prelazi glatko preko zgloba, ali zbog mogućnosti pomaka ovojnice, da bi se ista mogla uračunati, mehanički model zahtjeva više veličina. One su: udaljenost tetive od središta rotacije zgloba h ; i duljina osi kosti od središta rotacije zgloba do početka zakrivljenja tetive. U Modelu III je stoga pretpostavljeno da tetive djelomično prate konturu zgloba kako je prikazano na slici 9 [7].



Slika 9. Landsmeerov model III [7]

Odnosi pomaka tetiva i zglobova su prikazani jednađžbom:

$$x = 2 \cdot \left[y + \frac{\theta}{2} \cdot \left(d - \frac{y}{\tan \frac{\theta}{2}} \right) \right]. \quad (3.4)$$

Parametri su sljedeći :

x - pomak tetive po zglobovu

y - udaljenost između osi kostiju (od točke gdje počinje tetiva preko zavoja do centra zglobova)

θ - kut rotacije zglobova

d - udaljenost tetive do osi kostiju

Kada su kutevi $\theta < 20^\circ$ (mali kutevi) $\tan \theta/2$ je skoro pa $\theta/2$ pa se jednađžba može napisati na sljedeći način:

$$x = d \cdot \theta. \quad (3.5)$$

Što ukazuje na to da Landsmeerov model I bi bila dobra aproksimacija Landsmeerova modela III.

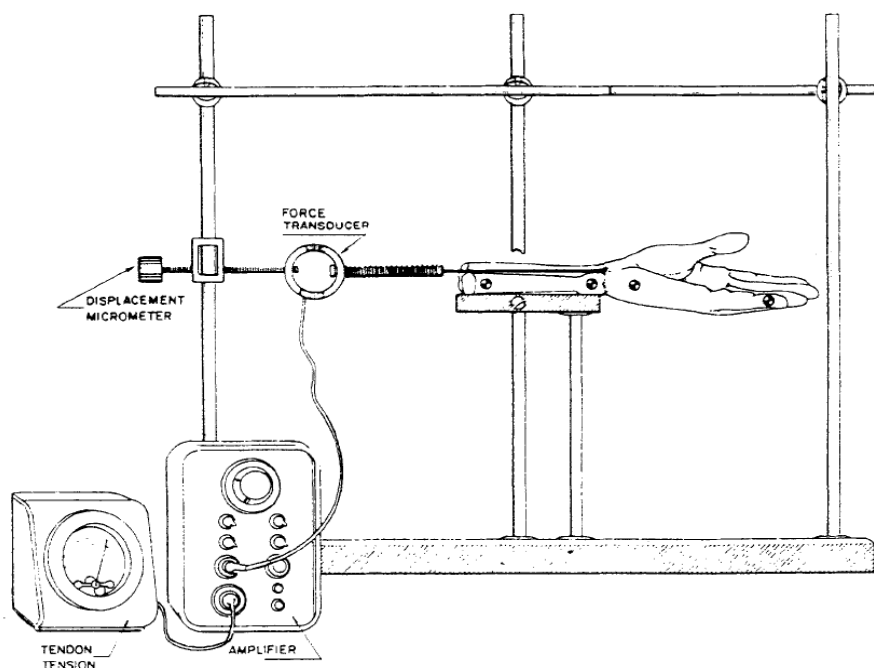
3.4. Usporedba modela

U literaturi [7] je provedena usporedba tri Landsmeerova modela. Za ispitivanje procijenjeno je da je sav anatomske materijal bio zdrav u životu te dobro očuvan. Da bi se ustvrdio učinak različitih veličina ruku uzete su i muške i ženske ruke. U tablici 1 u stupcu ruke prva, druga i četvrta ruka su muške dok je treća ženska. Debljine zglobova prstiju za različite ruke su prikazane u Tablici 1.

Tablica 1. Usporedba modela[7]

ZGLOB	RUKA	PRSTI			
		1	2	3	4
Distalni interfalangealni	1	18,5	17	15	14,5
	2	16,5	17	16	14,5
	3	9	10	9,5	8,5
	4	14,5	17	15	12,5
Proksimalni Interfalangealni	1	21,5	22	19,5	19
	2	21,5	22	21,5	17
	3	11,5	12,5	12	10,5
	4	17	19,5	17,5	14,5
Metakarpofalangealni	1	26,5	27	23,5	20,5
	2	25	26,5	22,5	21
	3	18	19	18	15,5
	4	25,5	26	24	20

Pomaci tetiva i zglobova su mjereni tako da je pretvarač sile bio postavljen između tetiva i pomičnog mikrometra kako bi opterećenje bilo konstantno tijekom svih mjerenja. Konstantno opterećenje od 19,6 N je održavano tokom svih mjerenja.



Slika 10. Način mjerenja za usporedbu modela [7]

Ispitivane su četiri različite ruke i na svakoj ruci četiri različita prsta, dobiveno je sveukupno šesnaest ispitivanja zglobova. Za svaku tetivu zgloba je bilježeno 8-15 pozicija. Landsmeerovi modeli I i II zasnivaju se na jednom parametru (r), dok se model III zasniva na 2 parametra (d i y). Da bi parametri bili značajni, odnosno mogući za korištenje u modelima, potrebno je zadovoljiti uvjet da je pomak tetive $x \leq 0,05$. Za svaki slučaj parametar (d) se pokazao kao značajan za $x \leq 0,05$, ali parametar (y) se pokazao kao koristan u samo sedamnaest od 48 slučajeva za dubinski fleksor prstiju (FDP) i samo u sedam od 32 slučajeva za površinski fleksor prstiju (FDS). Stoga se treći model ne može voditi kao relevantan za ova ispitivanja i nije uzet u obzir. S obzirom na to su se uspoređivali model I i model II. Model I je pokazao bolju točnost u 27 od 48 slučajeva za dubinski fleksor prstiju (FDP), te 20 od 32 za površinski fleksor prstiju (FDS). Zaključak ovih rezultata je da Landsmeerov model I najbolje opisuje mehanizam tetiva-zglob između unutarnjih dijelova ruke i da je parametar r ovisan o veličini ruke.

4. Procjena naprezanja kod naglog udarca o vrh ispruženog prsta

Istraživanje [8] proučava učinak ekstenzorskog mehanizma prsta na kontaktne sile u interfalangealnim i metakarpalnim zglobovima i na sile u unutarnjim i vanjskim mišićima. Provedena su istraživanja kroz dvije alternativne metode ispitivanja, jednu koja uključuje ekstenzorski mehanizam prsta i druga koja isključuje te će se na temelju dobivenih rezultata ustvrditi značaj ekstenzorskog mehanizma za prst.

4.1. Modeliranje mreže tetiva

Mehanizam ekstenzora prsta je modeliran kao međusobno povezana mreža tetiva koje se gibaju preko falangi. Svaka pojedinačna komponenta tetive predstavljena je kao linearna opruga koja može prenositi silu samo u zategnutom stanju. Stoga njegova krutost K zadovoljava sljedeće uvjete:

$$k_i(l) = \begin{cases} K_i, & l_i \geq l_{i0} \\ 0, & l_i < l_{i0} \end{cases} \quad (4.1)$$

Parametri ove jednadžbe su :

K_i - krutost opruge koja ovisi o karakteristikama biomaterijala tetive

l_i - duljina pojedinačne komponente tetive

l_{i0} - duljina pojedinačne komponente tetive u nezategnutom stanju

Sila tetive F može se jednostavno povezati s njezinom promjenom duljine na temelju krutosti definirane u (4.1):

$$F_i = k_i(l) \cdot (l_i - l_{i0}). \quad (4.2)$$

Načelo minimalne ukupne potencijalne energije će dati odgovore o položajima čvorova tetivne mreže, a time i sila u pojedinim komponentama tetivne mreže. To se postiže minimiziranjem ukupne potencijalne energije sustava Π , koji se sastoji od energije deformiranja pohranjene u sustavu (U) te potencijalne energije vanjskih sila (V).

$$\delta \Pi = \delta(U + V) = 0. \quad (4.3)$$

Primjenom ovog principa na mrežu tetiva dobiven je sljedeći skup diferencijalnih jednadžbi s obzirom na koordinate čvorova koji definiraju 3D geometriju međusobno povezane mreže:

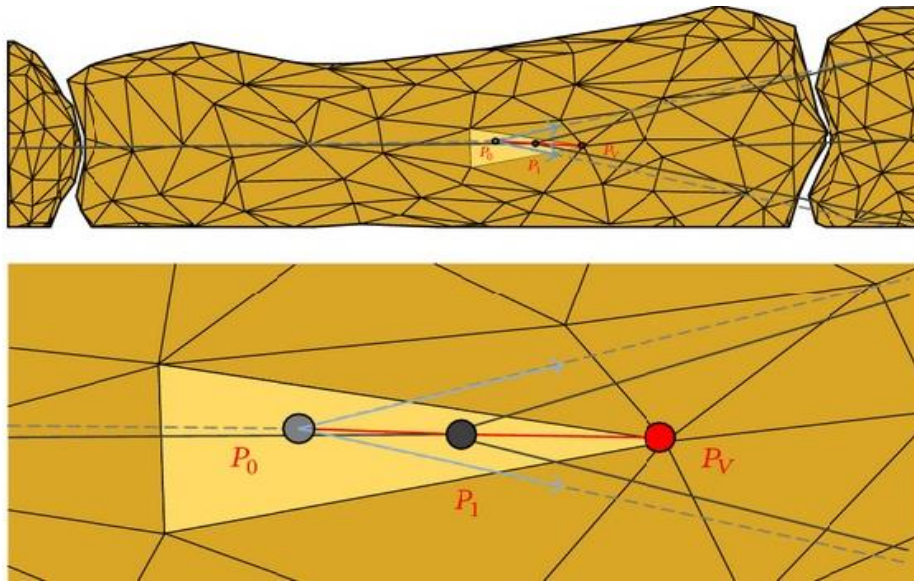
$$\frac{\partial \left(\sum_{i=1}^m \frac{k_i(l_i) \cdot (l_i - l_{i0})^2}{2} - \sum_{i=1}^n F_i \cdot s_i \right)}{\partial p_{jk}} = 0 \quad (j = 1, 2, 3; k = 1, 2, 3 \dots, l). \quad (4.4)$$

Do sada nepoznati parametri ove jednadžbe su:

s - pomak tetivne komponente

p_{jk} - j-ta koordinata k-tog čvora mreže tetiva

Rješavanjem ovih diferencijalnih jednadžbi izračunate su koordinate čvorova u 3D prostoru. Tijekom ručnih aktivnosti dijelovi tetiva obavijaju se oko koštanih površina falanga, stoga su potrebna dodatna ograničenja za definiranje prostornog puta svake komponente tetive. U ovom istraživanju pojednostavljuje se put svake komponente tetive pretpostavljajući da slijedi ravnu liniju između dva čvora u mreži tetiva. Čvorovi su ograničeni da budu na površini kosti i da se kreću duž linije između samog čvora i jednog određenog vrha koštane fasete koji sadrži čvor. Odabrani vrh je onaj koji vodi do smjera kretanja čvora koji je najbliži smjeru sile tetive.



Slika 11. Ograničenja za definiranje prostornog puta tetive [8]

Nakon toga, metoda Lagrangeova množitelja koristi se u kombinaciji s jednadžbom (4.3) kako bi se smanjila ukupna potencijalna energija. Problem minimizacije i odgovarajuća Lagrangeova funkcija definirani su u (4.5), gdje je $L_s(p_{jk}) = 0$ ograničenje jednakosti koje drži čvor na liniji između samog čvora i vrha, a λ_s je Lagrangeov množitelj.

$$\Lambda(p_{jk}, \lambda_s) = \Pi(p_{jk}) + \sum_{s=1}^r \lambda_s \cdot L_s(p_{jk}). \quad (4.5)$$

Minimiziran $\Pi(p_{jk})$ podlošan $L_s(p_{jk}) = 0$ vodi do skupa jednadžbi koji se koriste za rješavanje koordinata čvorova u mreži tetiva.

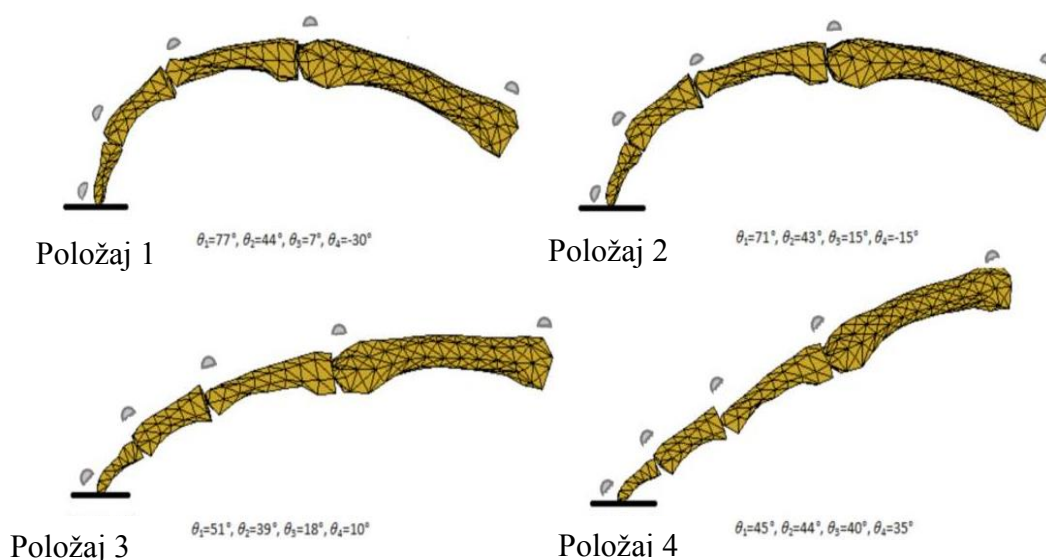
$$\left(\partial \left(\sum_{i=1}^m \frac{(k_i(l_i) \cdot (l_i - l_{i0})^2)}{2} \right) - \sum_{i=1}^n F_i \cdot s_i + \sum_{s=1}^r \lambda_s L_s(p_{jk}) \right) \cdot (\partial p_{jk})^{-1} = 0. \quad (4.6)$$

$$\left(\partial \left(\sum_{i=1}^m \frac{(k_i(l_i) \cdot (l_i - l_{i0})^2)}{2} \right) - \sum_{i=1}^n F_i \cdot s_i + \sum_{s=1}^r \lambda_s L_s(p_{jk}) \right) \cdot (\partial \lambda_s)^{-1} = 0. \quad (4.7.)$$

$$(j = 1, 2, 3; k = 1, 2, 3, \dots, l)$$

4.2. Mjerenja

U eksperimentalnom radu ispitanici su pritiskali površinu ploče sile kažiprstom približno 3 sekunde koristeći maksimalnu dobrovoljnu izometrijsku silu. Tijekom statičnog pritiska prsta usvojena su četiri različita položaja istog, u rasponu od vrlo savijenih do potpuno ispruženih. Svaki eksperimentalni uvjet izmjeren je deset puta. Podaci o kretanju zabilježeni su pomoću sustava za analizu pokreta sa šest kamera.

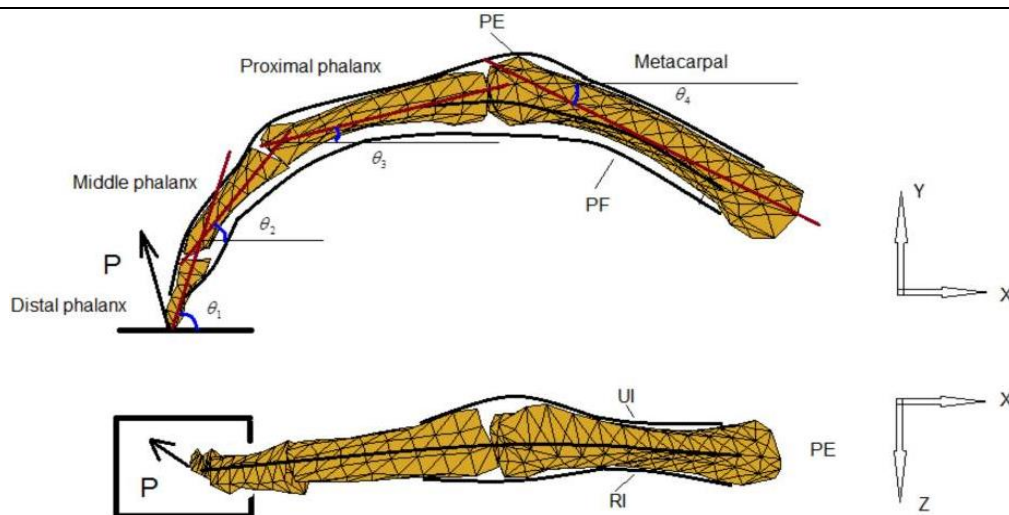


Slika 12. Položaji prsta prilikom ispitivanja [9]

Nakon obrade podataka, izmjereno je 3D vanjsko opterećenje vrha prsta P (P_x, P_y, P_z).

4.3. Model bez ekstenzorskog mehanizma

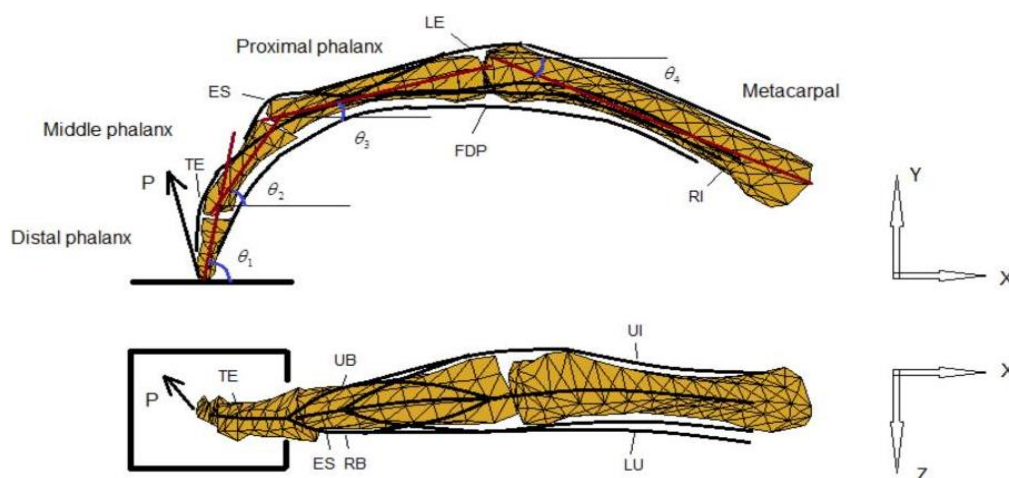
Model se sastoji od četiri segmenta, distalne, srednje i proksimalne falange, te metakarpalne kosti i tri zglobova, DIP, PIP i MCP. DIP i PIP modelirani su kao zglobovi, svaki s po jednim stupnjem slobode (DoF), a MCP modeliran je kao sedlasti spoj sa 2 DoF. Za ovaj 4-DoF sustav potrebna su najmanje četiri mišića za uravnoteženje vanjskog opterećenja tijekom statičkog pritiska. Uključen je primarni ekstenzor (PE) koji predstavlja kombinirano djelovanje mišića ekstenzora (uglavnom dugog ekstenzora), a koji obuhvaća tri zglobova. Primarni flektor (PF) korišten je za predstavljanje djelovanja mišića fleksora (uglavnom FDP i FDS). Sa svake strane prsta nalaze se dva bočna mišića (UI i RI). To se analizira kao statički određeni sustav (13 jednadžbi i 13 nepoznanica) u ravnoteži s potrebnim minimalnim brojem mišića.



Slika 13. Model bez ekstenzorskog mehanizma[9]

4.4. Potpuni model s ekstenzorskim mehanizmom

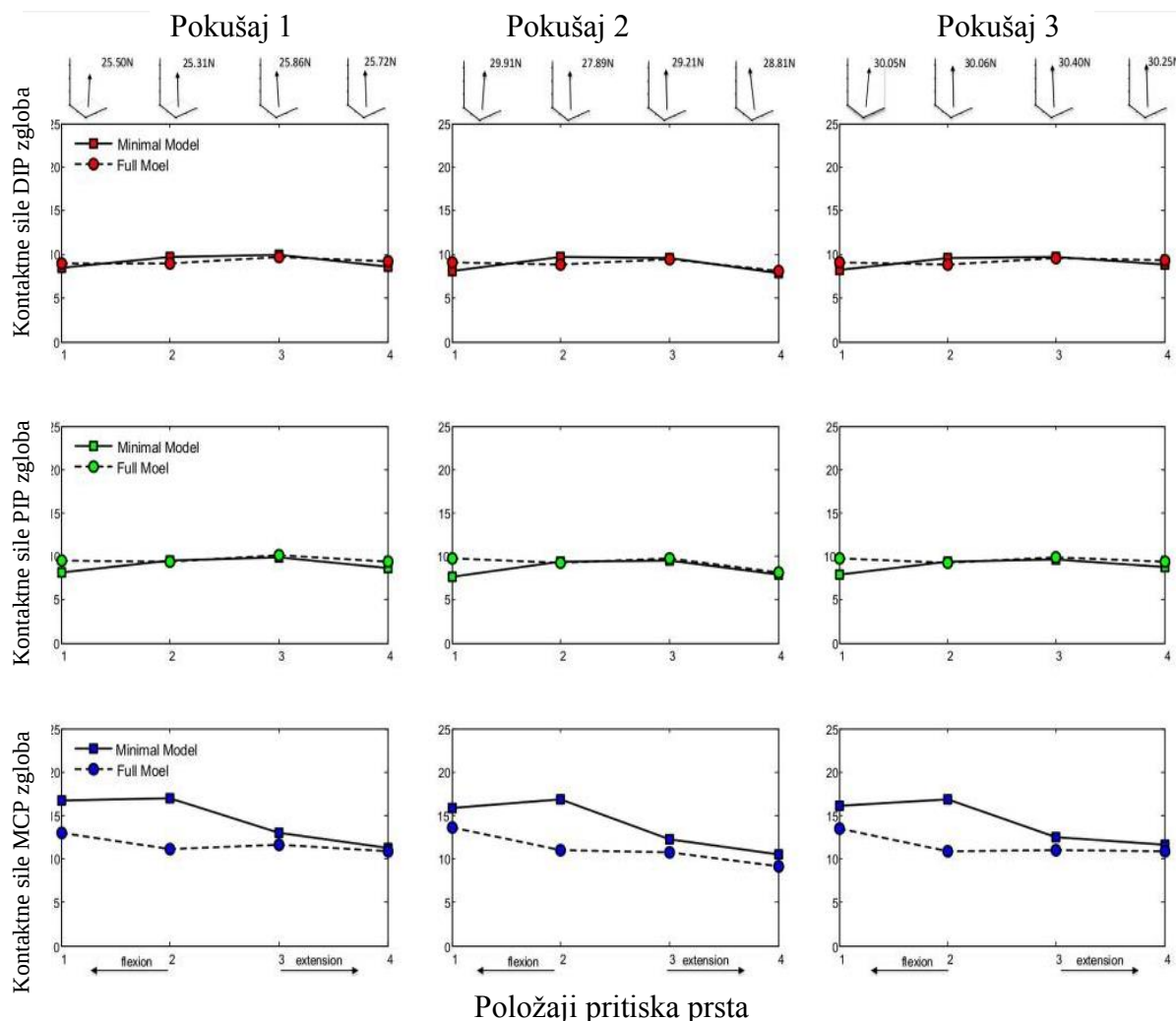
Model dijeli iste segmente, konfiguracije zglobova i geometriju kostiju kao i model bez ekstenzorskog mehanizma, ali s dodatnim mišićima i tetivama. Pet uključenih mišića su LE, FDP, RI, UI i LU. Kao glavni ekstenzor, LE ima funkciju sličnu onoj PE mišića u modelu bez ekstenzorskog mehanizma. Kao glavni flektor, FDP ima sličnu funkciju kao PF mišić u modelu bez ekstenzorskog mehanizma. Kako bi se prikazale ključne strukturne značajke ekstenzorskog mehanizma, u puni model na radijalnoj strani dodaje se još jedan mišić (LU), uz RI i UI mišiće. Jednadžbe koje definiraju statički neodređeni sustav u ravnoteži s 13 jednadžbi i 18 nepoznanica. Da bi se riješio problem statičke neodređenosti, uključene su jednadžbe koje se temelje na anatomskim studijama i ispitivanjima. Te jednadžbe opisuju empirijsku raspodjelu sila između mišića (FRI, FUI, FLU, FLE) i tetivnih komponenta (FRB, FUB, FTE, FES) ekstenzorskog mehanizma.



Slika 14. Model sa ekstenzorskim mehanizmom[9]

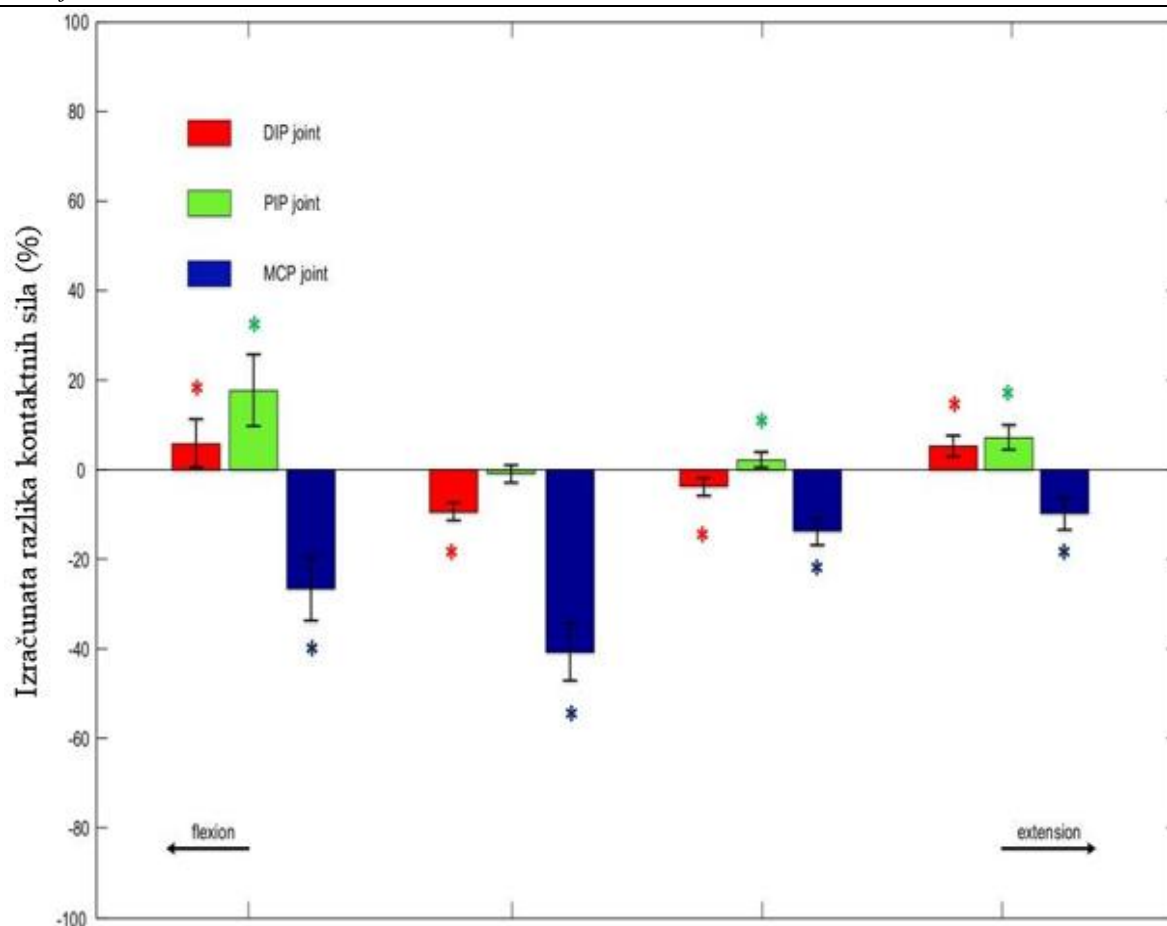
4.5. Usporedba dobivenih rezultata

Ulazni podaci za oba modela su izračunate sile na vrhu prsta (P_x , P_y i P_z) te kutovi zglobova izmjereni posebnim markerima između kontaktnih kostiju. Slika 15 [9] prikazuje dijagrame sile u zglobovima DIP, PIP i MCP za oba modela,



Slika 15. Kontaktne sile na zglobovima[9]

DIP i PIP kontaktne sile izračunate na oba modela, normalizirane primijenjenim opterećenjem vrha prsta, u rasponu su 7,7–9,8 za sve položaje prstiju. MCP kontaktne sile izračunate na oba modela kreću se u rasponu 10,5–17,0 puta veće od primijenjenog opterećenja vrha prsta. Uspoređujući zajedničke kontaktne sile generirane modelima, čini se da uključivanje ekstenzorskog mehanizma nema značajan učinak na izračunate DIP i PIP kontaktne sile. Međutim, primjetan učinak može se primijetiti na izračunatu MCP kontaktnu silu zgloba, gdje puni model predviđa mnogo niže vrijednosti, posebno u fleksibilnijim položajima prstiju. Slika 16 [9] ukazuje na postotne razlike između kontaktnih sila.



Slika 16. Postotna razlika u kontaktnim silama[9]

Ako se pretpostavi da je model sa ekstenzorskim mehanizmom zapravo najbližnji realnom modelu, ovi rezultati ukazuju na korisne biomehaničke prednosti istog mehanizma. Dok za DIP i PIP zglobovima nije značajna razlika osim u prilično savnutim položajima prsta, kontaktna sila na MCP zglobu smanjena je za 10 % do 41 % u gotovo svim položajima što sugerira da ekstenzorski mehanizam može pomoći u ublažavanju sila u unutarnjim mišićima te smanjenju rizika od ozljeda zglobova prstiju.

5. 2D statički model prsta pri opterećenju vrha prsta

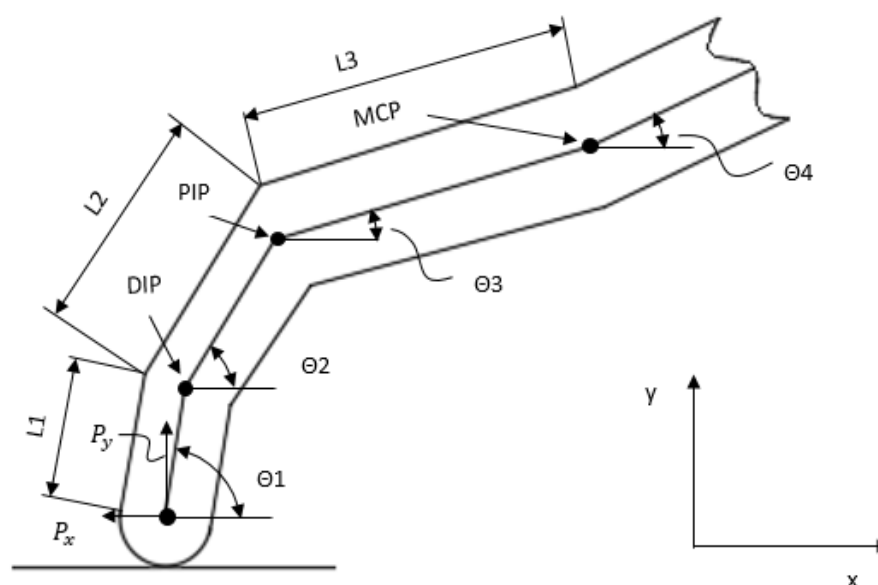
Za ovo istraživanje upotrebljena je kućna vaga, kojom se odredilo opterećenje po y-osi vrha kažiprsta pritiskom na istu otprilike 1 sekundu u istom položaju, muške osobe (dob: 25 godina, visine 2 metra). Za ispitivanje uzet je položaj 1 koji je određen u tablici prilično savijenog i položaj 2 gotovo potpuno ispruženog prsta. U tablici 2. prikazani su ulazni podatci ispitivanja u koje spadaju kutovi zglobova ($^{\circ}$), sila pritiska (N) te duljina (mm) falangi prsta s tim da su izmjerene sile na prst $P_1 = 27,47\text{N}$, $P_2 = 32,37\text{N}$.

Tablica 2. Ulazni podatci istraživanja

Položaj	$\theta 1$	$\theta 2$	$\theta 3$	$\theta 4$	P	$L1$	$L2$	$L3$
1	77	44	7	-30	27,47	24	27	43
2	45	44	40	35	32,37	24	27	43

Na slici 17 je prikazan 2 D model koji se koristi u ovom istraživanju, kako se isključuje z- os moraju vrijediti određeni uvjeti :

- pretpostavlja se da svi zglobovi dopuštaju samo savijanje i ispravljanje prsta,
- tetive i njihovi omotači su pretpostavljeni kao sustav užeta namotan na remenicu između kojih nema trenja,
- Kućna vaga određuje opterećenje u smjeru osi y stoga, $P_x = 0$, $P_y = P$,
- težina kostiju kao i mekog tkiva se zanemaruje.



Slika 17. 2D model

Model uključuje samo mehanizam za savijanje, jer kao što je prikazano u prethodnom poglavlju ekstenzorski mehanizam neznatno utječe na DIP i PIP zglob, stoga sile tetiva (mišića) koje se izračunavaju su :

- F_{FDP} i F_{FDS} su sile mišića fleksorskog mehanizma i zbog svoje neodređenosti, ali znatno manjeg utjecaja F_{FDS} -a u ovom načinu opterećenja, omjer između mišića fleksorskog mehanizma pretpostavljen je kao $F_{FDP} : F_{FDS} = 1 : 3$.

$$\alpha = \frac{F_{FDP}}{F_{FDS}} = 0,333. \quad (5.1)$$

- Krak momenata tetive ruke (mm) (predstavlja udaljenost na kojoj se nalaze sile mišića FDP i FDS kako bi vršile moment) su procijenjeni za DIP, PIP, i MCP zglobove za različite debljine prema Armstrongu sljedećim jednažbama [10]:

$$PR_i = 6,19 - 1,66X_1 - 4,03X_2 + 0,225X_3, \quad (5.2)$$

$$SR_i = 6,42 + 0,1X_1 - 4,03X_2 + 0,225X_3. \quad (5.3)$$

PR_i – krak momenta FDP tetive gdje i-ti predstavlja zglob

SR_i – krak momenta FDS tetive gdje i-ti predstavlja zglob

X_1 – 1 za PIP, a 0 za sve ostale

X_2 – 1 za DIP, a 0 za sve ostale

X_3 – debljina zgloba (mm) ($X_{dip} = 17\text{mm}$, $X_{pip} = 21\text{mm}$, $X_{mcp} = 24\text{mm}$)

Nakon što se ove relacije uvrste u jednažbe (5.2) i (5.3) dobivamo sljedeće:

$$PR_{DIP} = 5,985 \text{ mm}, \quad (5.4)$$

$$PR_{PIP} = 9,255 \text{ mm}, \quad (5.5)$$

$$SR_{PIP} = 11,245 \text{ mm}, \quad (5.6)$$

$$PR_{MCP} = 11,59 \text{ mm}, \quad (5.7)$$

$$SR_{MCP} = 11,82 \text{ mm}. \quad (5.8)$$

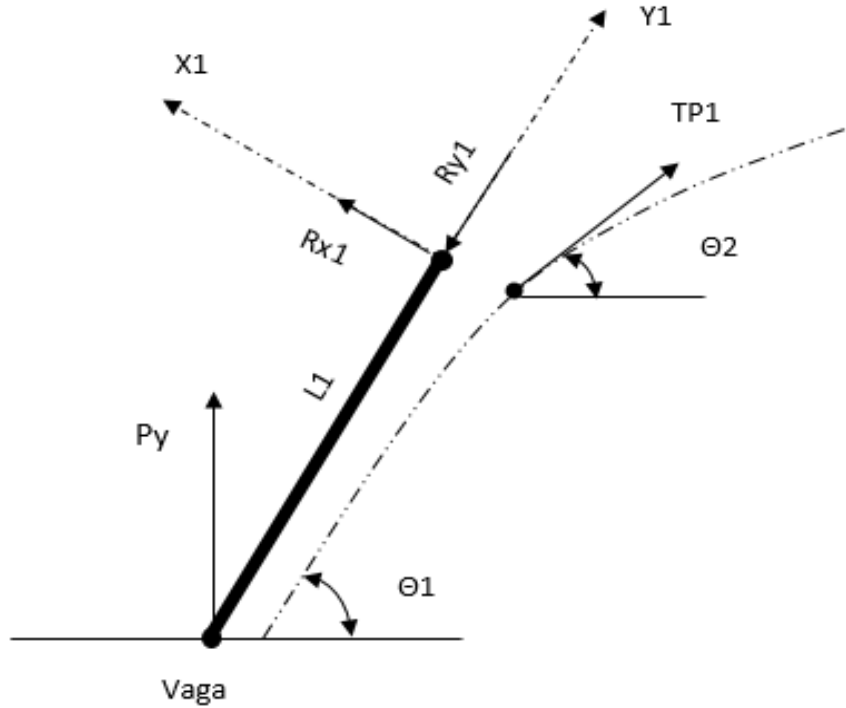
Kako bi se odredile sile u tetivama i kontaktne sile, bit će postavljen lokalni koordinatni sustav gdje će y- os prolaziti aksijalno kroz kost te će se postaviti jednažbe ravnoteže na tri falange. Na slikama 18, 19 i 20 prikazat će se falange oslobođene veza sa postavljenim uvjetima ravnoteže krenuvši od distalne prema proksimalnoj falangi. Radi boljeg razumijevanja slika potrebno je razjasniti parametre. P_y i P_x je djelovanje sile pritiska na prst, i-ta koordinata predstavlja na koju falangu se odnosi parametar, dok je duljina svake falange označena $L(i)$. Kut savijanja zgloba prstiju mjeri se s obzirom na ispruženu ruku i označuje (θ_i) . Sila tetiva koju uzrokuje FDP za svaku falangu se označava s $TP(i)$, dok silu tetiva koju uzrokuje FDS se označava $TS(i)$. Postoje i sile koje se javljaju zbog ograničenja zglobova (kontaktne sile) s

ozbirom na x i y os i označene su $R_{x(i)}$ i $R_{y(i)}$. S obzirom na prikazanu sliku 18, potrebno je napraviti jednadžbe ravnoteže za svaku falangu, pa tako za distalnu falangu slijedi:

$$\sum M_{DIP} = 0, \quad P_y \cdot L1 \cdot \cos\theta1 = TP_1 \cdot PR_{DIP}, \quad (5.9)$$

$$\sum F_{y1} = 0, \quad R_{y1} = TP_1 \cos(\theta1 - \theta2) + P_y \cos(90^\circ - \theta1), \quad (5.10)$$

$$\sum F_{x1} = 0, \quad R_{x1} = TP_1 \sin(\theta1 - \theta2) - P_y \sin(90^\circ - \theta1). \quad (5.11)$$



Slika 18. Distalna falanga

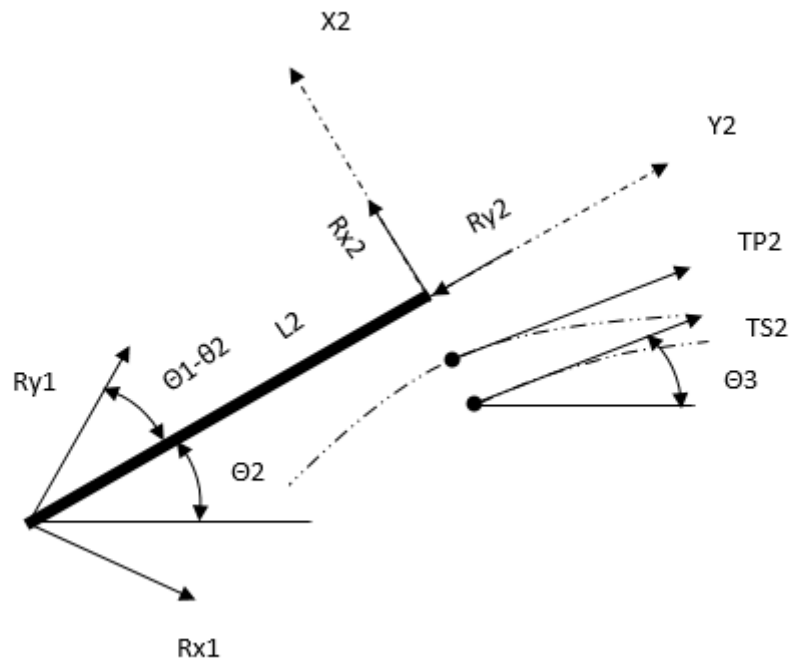
Jednadžbe ravnoteže na medijalnoj falanzi s obzirom na sliku 19:

$$\sum M_{PIP} = 0, \quad TP_2 \cdot (\alpha SR_{PIP} + PR_{PIP}) = R_{y1} \cdot \sin(\theta1 - \theta2) \cdot L2 - R_{x1} \cdot \sin(90^\circ - \theta1 + \theta2) \cdot L2, \quad (5.12)$$

$$TS_2 = \alpha TP_2, \quad (5.13)$$

$$\sum F_{x2} = 0, \quad R_{x2} + R_{y1} \cdot \sin(\theta1 - \theta2) = R_{x1} \cdot \sin(90^\circ - \theta1 + \theta2) + (\alpha + 1) \cdot TP_2 \cdot \cos(\theta2 - \theta3), \quad (5.14)$$

$$\sum F_{y2} = 0, \quad R_{y2} = R_{y1} \cdot \cos(\theta1 - \theta2) + R_{x1} \cdot \cos(90^\circ - \theta1 + \theta2) + (\alpha + 1) \cdot TP_2 \cdot \cos(\theta2 - \theta3). \quad (5.15)$$



Slika 19. Medijalna falanga

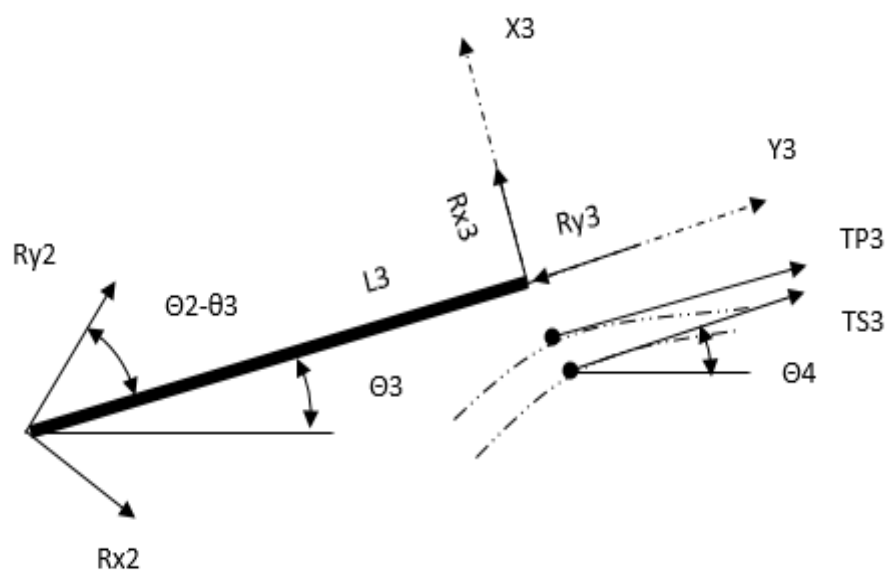
Jednadžbe ravnoteže na proksimalnoj falanzi s obzirom na sliku 20:

$$\sum M_{MCP} = 0, \quad TP_3 \cdot (\alpha SR_{MCP} + PR_{MCP}) = R_{y2} \cdot \sin(\theta_2 - \theta_3) \cdot L_3 - R_{x2} \cdot \sin(90^\circ - \theta_2 + \theta_3) \cdot L_3, \quad (5.16)$$

$$TS_3 = \alpha TP_3, \quad (5.17)$$

$$\sum F_{x3} = 0, \quad R_{x3} + R_{y2} \cdot \sin(\theta_2 - \theta_3) = R_{x2} \cdot \sin(90^\circ - \theta_2 + \theta_3) + (\alpha + 1) \cdot TP_3 \cdot \cos(\theta_3 - \theta_4), \quad (5.18)$$

$$\sum F_{y2} = 0, \quad R_{y3} = R_{y2} \cdot \cos(\theta_2 - \theta_3) + R_{x2} \cdot \cos(90^\circ - \theta_2 + \theta_3) + (\alpha + 1) \cdot TP_3 \cdot \cos(\theta_3 - \theta_4). \quad (5.19)$$

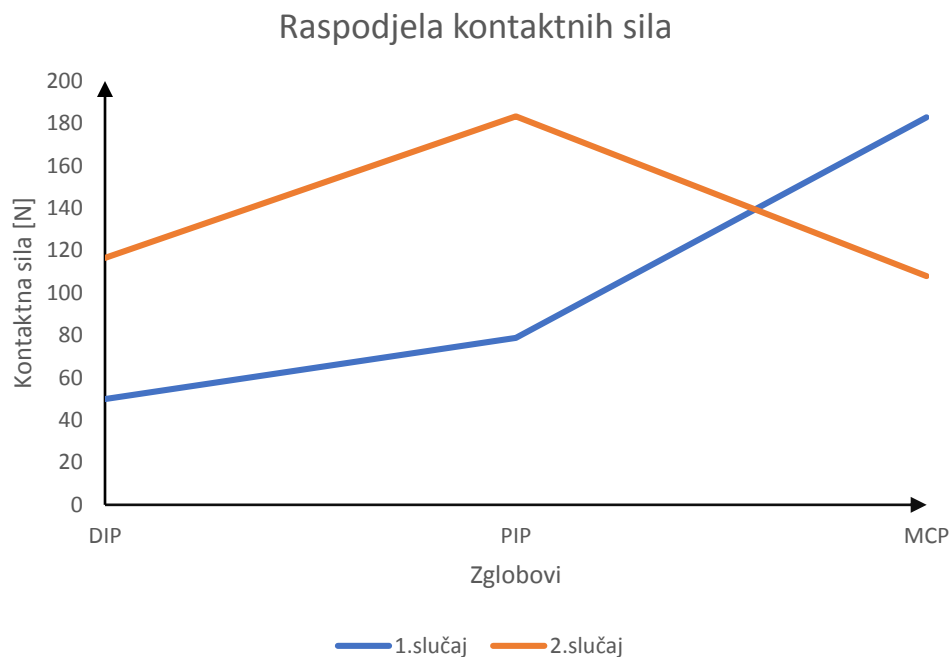


Slika 20. Proksimalna falanga

Rezultati sila u tetivama TP i TS te kontaktnih sila R prikazani su u Tablici 3. Sve navedene veličine su u mjernoj jedinici (N).

Tablica 3. Rezultati 2D modela

Slučaj	TP1	R1	TP2	TS2	R2	TP3	TS3	R3
1	24,78	49,9	27,17	9,047	78,74	93,5	31,1	182,9
2	91,79	116,6	48,37	16,1	183,25	-78,85	-26,25	107,9

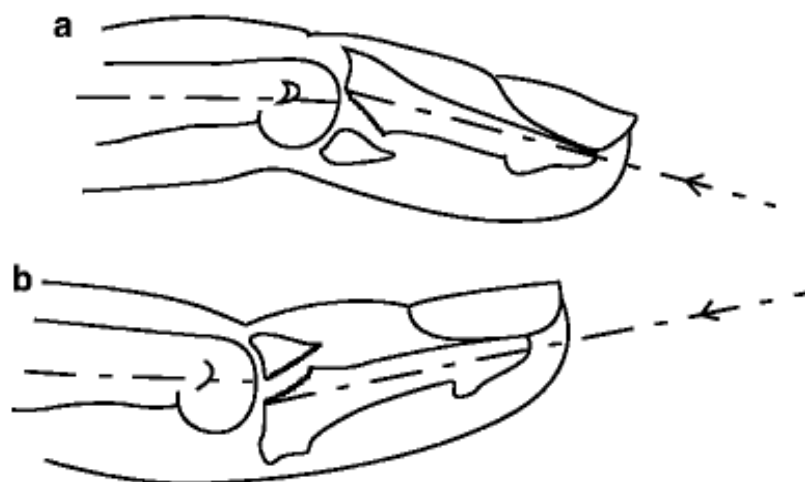


Slika 21. Raspodjela kontaktnih sila po zglobovima

Iz tabličnog i grafičkog prikaza vidi se da kontaktna sila kod savijenog položaja raste kao što i sile u tetivama rastu od DIP do MCP zgloba te se vidi nagli porast sile nakon PIP zgloba. Kod ispruženog položaja vidi se rast sile od DIP do PIP zgloba te nakon istog pad opterećenja zgloba zbog dijelovanja tetiva u suprotnom smjeru.

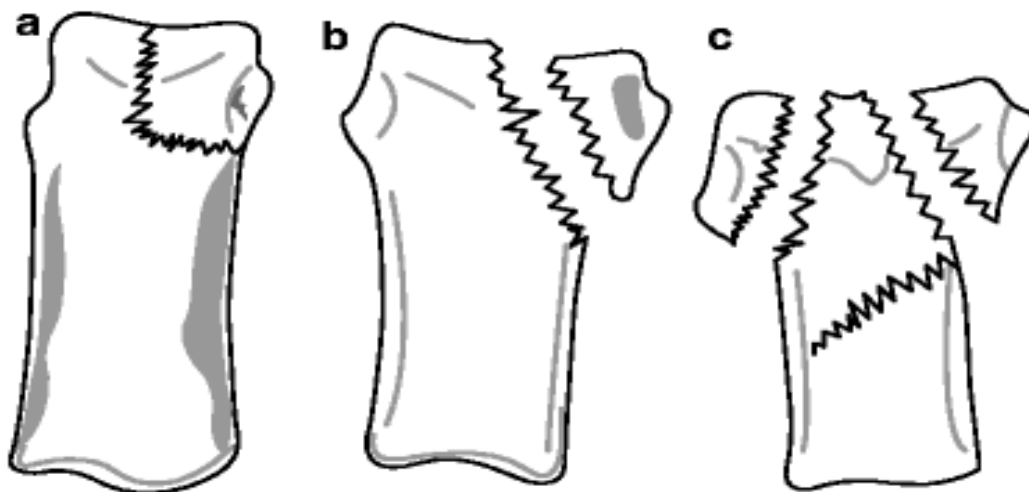
6. Ozljede posljednjeg zgloba (DIP) prsta i liječenja

Zglobni prijelomi distalnog interfalangealnog (DIP) zgloba česte su ozljede prstiju u sportovima s loptom. Zbog podcjenjivanja i čekanja za liječenje može doći do značajnog oštećenja funkcije zgloba. U većini slučajeva mehanizam ozljede je uzrok aksijalnog opterećenja te izazva unikondilarne ili bikondilarne frakture glave srednje falange ili zglobne frakture distalne falange, koje se često događaju prilikom pokušaja hvatanja lopte. Horiuchi[11] je pretpostavio da aksijalna ozljeda nanescena na blago savijenom DIP zglobu uzrokuje dorzalnu dislokaciju distalne falange s prijelomom njezine volarne baze. A kada se nanese na blago hiperekstenzirani DIP zglob, rezultat će biti volarna dislokacija distalne falange s prijelomom leđne baze (slika 22). [11]



Slika 22. a) Dorzalni prijelom b) Volarni prijelom [11]

Radiografiju treba izvesti u najmanje dvije ravnine usredotočene na razini zadobivene ozljede, koje se sastoje od dorsalnog i bočnog prikaza s dodatnim kosim prikazima koji su korisni u procjeni ravnina prijeloma. Većina prijeloma iščašenja DIP zgloba su palmarna iščašenja s prijelomima leđne zglobne površine. Klinički i laboratorijski pregled pokazali su da će DIP zglob ostati koncentričan kad je slomljeno manje od 43% površine zgloba. Prijelomi vrha kosti (kondile) podijeljeni su u tri skupine koje su prikazane na slici 5.2.



Slika 23. a) Tip I unikondilarni nepomaknuti stabilni b) Tip II unikondilarni pomaknuti nestabilni c) Tip III bikondilarni usitnjeni nestabilni [11]

Saznanja o tipovima prijeloma te određivanje tipa pomaže u daljnjem tretiranju istog. Tip I se obično tretira konzervativno dok Tip II i III podliježu operaciji.

6.1. Neoperativno liječenje

Kondilarni prijelomi - konzervativno upravljanje prikladno je samo za nepomaknute ili minimalno pomaknute prijelome (manje od 1 mm) koji su u svojoj biti stabilni (Tip I). Jedna od metoda je udlaživanje s posebnim udlagama koje se moraju nositi 4 do 6 tjedana u međuvremenu kontrolirati radiografski ukoliko bi došlo do pomicanja. Pričvršćivanje vijcima dodatno smanjuje proces imobilizacije što je dosta pogodno kod sportaša.

Dorzalni prijelom se tretira udlagama na lijepljenje koje se stavljaju na savinut prst kako bi se smanjio prijelom te se proširuje za 10 ° svaki tjedan u razdoblju od 3 do 6 tjedana. Ova metoda je teška za održavanje zbog nateknuća prsta te ukoliko se ne vidi napredak u prvim tjednima to je indikator za kiruršku metodu.

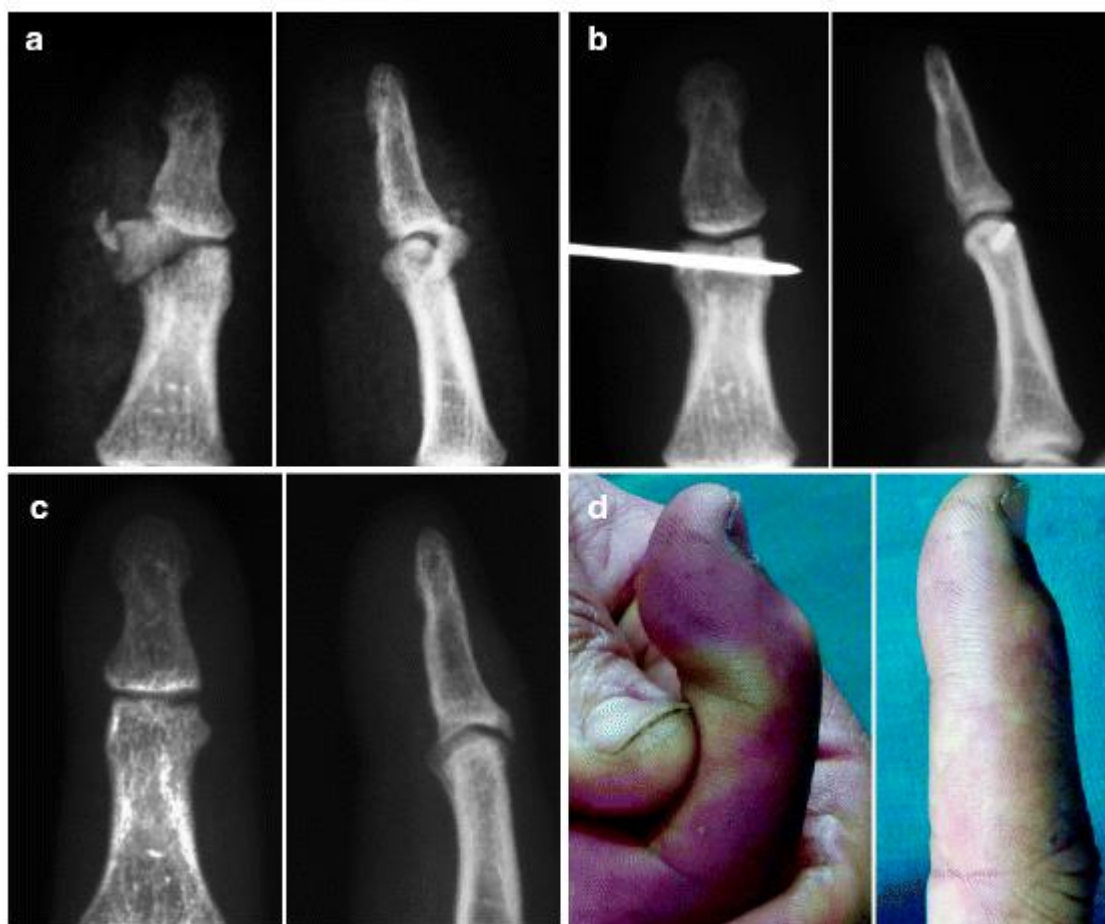
6.2. Operativno liječenje

Kondilarni prijelomi - nestabilni i pomaknuti kondilarni prijelomi srednje falange (tip II, III) trebaju se upravljati kirurški. Neke od tehnika za vraćanje zglobne skladnosti i postizanje stabilne fiksacije kako bi se smanjio proces imobilizacije:

- Zatvoreno redukcijsko perkutano pričvršćivanje s K žicama
- Otvorena redukcija, bočni rez kože i unutarnju fiksaciju K-žicama ili mini-vijcima

Dorzalni prijelom – kod dorzalnog prijeloma tipa II i III nije došlo do dogovora oko operativnog tretmana, stoga postoji više vrsta zahvata koji se izvode. Zatvoreno redukcijsko perkutano pričvršćivanje se može izvesti

- fiksiranjem Ishiguro produžnog bloka
- tehnikom držanja kišobrana
- poprečnog krivolinijskog ili Y oblika kožnog reza s unutarnjom fiksacijom pomoću:
 - dvostruko pričvršćivanje zglobovom K-žičnom
 - zglobova K-žičana transfiksacija s ponovnim umetanjem leđnog koštanog ulomka s Jenningsovom bodljikavom žicom ili mini-Mitekvim sidrom
 - kukasta ploča



Slika 24. a) Početne radiografije b) (b) Zatvoreno smanjenje redukcijskim klinovima (K-žice) c) (c) Radiološki ishod nakon četverogodišnjeg praćenja d) Klinički ishod [11]

7. ZAKLJUČAK

U ovom radu predstavljena je anatomija prstiju koja je zbog njihove pokretljivosti i funkcije svedena na minimum. Poblje je objašnjen rad tetiva ruke kao sustav remenica te nakon što su objašnjeni različiti modeli koji opisuju tetive u prstima, zaključeno je koji model daje najtočniji prikaz. Na temelju istraživanja i minimuma ukupne energije sustava moguće je izračunati sva naprezanja i deformacije unutar samog prsta i značaj ekstenzorskog mehanizma za prst. Biomehanički modeli korišteni u dva modela za ispitivanje sile na prst imaju određena ograničenja. Ekstenzorski aparat modeliran je kao mreža tetiva s pojedinačnim komponentama tetiva koje su predstavljene linijama. Međutim, u stvarnosti je mehanizam za istežanje prstiju složeni sklop višesmjernih vlakana različitih viskoelastičnih svojstava. Trodimenzionalni modeli mehanike čvrstih tijela (npr. temeljeni na metodi konačnih elemenata) bili bi potrebni kako bi u budućnosti bolje prikazali ovu međusobno povezanu vlaknastu strukturu.

LITERATURA

- [1] http://www.fasper.bg.ac.rs/do2016/nastavnici/Milovanovic_Maja/predavanja/8%20-%20Kostani%20sistem.pdf (2014)
- [2] <https://clinicalgate.com/wrist-and-hand-3/> (2015)
- [3] <https://emedicine.medscape.com/article/1923054-overview> (2013)
- [4] Broomfield, M., International Committee of the Red Vross Technical Manual Upper Limb Pros-thetics, International Committee of the Red Cross, 2004.
- [5] <https://fizioterra.com/2015/01/03/funkcionalna-anatomija-i-biomehanika-sake/> (2015)
- [6] Wilhelmi BJ, Snyder N, Verbesey JE, Ganchi PA, Lee WPA. Trigger finger release with hand surface landmark ratios: an anatomic and clinical study. 2001.
- [7] Thomas J. Armstrong and Don B. Chaffin, An investigation of the relationship between displacements of the finger and wrist joints and the extrinsic finger flexor tendons. 1978.
- [8] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4121160/> (2014)
- [9] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3986208/> (2014)
- [10] Andris Freivalds: Biomechanics of the upper limbs, CRC press, London 2004.
- [11] <https://musculoskeletalkey.com/acute-finger-injuries/> (2016.)

PRILOZI

I. CD-R disc