

# Biomehanička svojstva ljudske kože

---

**Marić, Antun Jakob**

**Undergraduate thesis / Završni rad**

**2018**

*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:235:033501>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-03-01**

*Repository / Repozitorij:*

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# ZAVRŠNI RAD

**Antun Jakob Marić**

Zagreb, 2018.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# ZAVRŠNI RAD

Mentor:

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

Student:

Antun Jakob Marić

Zagreb, 2018.

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

Zahvaljujem profesorici dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na pruženoj pomoći.

Antun Jakob Marić



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:	
Ur.broj:	

## ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Antun Jakob Marić**

Mat. br.: 1191227623

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Biomehanička svojstva ljudske kože**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Biomechanical properties of human skin**

Opis zadatka:

Koža je višeslojni materijal s jasno definiranim anatomske područjima te viskoelastični materijal čiji mehanički odgovor na opterećenje uključuje viskoznu komponentu povezanu s rasipanjem energije i elastičnu komponentu povezanu s pohranom energije. Mehanička svojstva kože ovise o strukturi i svojstvima kolagena i elastičnih vlakana (elastina).

U radu je potrebno:

- objasniti građu kože,
- na temelju eksperimentalnih podataka iz literature, analizirati viskoelastična svojstva kože te utvrditi elastične konstante opruge za kolagen i elastin,
- usporediti utvrđene konstante sa svojstvima drugih bioloških tkiva,
- napisati konstitutivnu jednadžbu kože,
- objasniti promjene mehaničkih parametara kože zbog starenja,
- objasniti Langerove statičke linije, Kraissl-ove linije te Borgesove linije.

Potrebne parametre i podatke dogovoriti s mentorom.

U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:  
30. studenog 2017.

Rok predaje rada:  
1. rok: 23. veljače 2018.  
2. rok (izvanredni): 28. lipnja 2018.  
3. rok: 21. rujna 2018.

Predviđeni datumi obrane:  
1. rok: 26.2. - 2.3. 2018.  
2. rok (izvanredni): 2.7. 2018.  
3. rok: 24.9. - 28.9. 2018.

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
1.1. Građa kože .....	1
1.1.1. Epiderma .....	2
1.1.2. Derma.....	3
1.1.3. Hipoderma.....	3
1.2. Biomehanička svojstva ljudske kože .....	4
2. VISKOELASTIČNA SVOJSTVA LJUDSKE KOŽE .....	5
2.1. Općenito o kolagenu .....	5
2.2. Općenito o elastinu.....	5
2.3. Općenito o viskoelastičnim svojstvima kože.....	5
2.4. Eksperimentalni podaci o viskoelastičnim svojstvima kože.....	6
2.5. Promatranje viskoelastičnog ponašanja kože.....	7
2.6. Izračunate vrijednosti za kolagen i elastin i usporedba s vrijednostima tetive .....	11
3. KONSTITUTIVNA JEDNADŽBA KOŽE.....	12
3.1. Opis trodimenzionalnog stanja naprezanja i deformacija .....	12
3.1.1. Naprezanja ploče.....	12
3.1.2. Deformacije ploče .....	13
3.2. Funkcija deformacija/energija.....	14
3.3. Konstitutivna jednadžba kože .....	16
4. MEHANIČKA SVOJSTVA KOŽE .....	21
4.1. Uvod u mehanička svojstva kože.....	21
4.2. Elastičnost kože.....	21
4.3. Mjerenje mehaničkih svojstava kože uzorka <i>In Vivo</i> pod usisnim tlakom .....	22
4.3.1. Opis rada usisnog sustava .....	23
4.3.2. Postavljanje modela za računanje mehaničkih svojstava kože pod usisnim tlakom .....	24
4.3.3. Usporedba izračunatih vrijednosti modelom s eksperimentalnim podacima.....	30
4.4. Promjene mehaničkih parametara kože zbog starenja .....	32
5. LINIJE KOŽE.....	33
5.1. Povijest utvrđivanja linija kože.....	33
5.2. Usporedba Borgesovih, Langerovih i Kraisslovih linija.....	35
6. ZAKLJUČAK.....	37
LITERATURA.....	38

**POPIS SLIKA**

Slika 1.1.	Građa kože.....	1
Slika 1.2.	Podslojevi epiderme .....	2
Slika 2.1.	Poravnanje vlakana kolagena .....	6
Slika 2.2.	Elastična konstanta opruge .....	6
Slika 2.3.	Inženjerski $\sigma/\varepsilon$ dijagram kože.....	8
Slika 2.4.	Stvarni $\sigma/\varepsilon$ dijagram kože.....	9
Slika 2.5.	Nagib elastičnog linearnog dijela stvarne $\sigma/\varepsilon$ krivulje za kožu.....	10
Slika 2.6.	Nagib viskoznog linearnog dijela stvarne $\sigma/\varepsilon$ krivulje za kožu.....	10
Slika 3.1.	Prikaz neopterećene i opterećene pravokutne ploče.....	12
Slika 3.2.	Krivulje opterećenja/rasterećenja zečjeg tkiva s različitim $\varepsilon$ .....	15
Slika 3.3.	Postavljeni uzorak i raspodjela sila kod biaksijalnog opterećenja .....	16
Slika 3.4.	Krivulje $\lambda/F$ .....	18
Slika 3.5.	Usporedba eksperimentalnih podataka i matematičkog izraza .....	19
Slika 4.1.	Cilindar usisnog sustava .....	23
Slika 4.2.	Osnosimetrična ljuska s meridijalnim radijusom $r_1$ i cirkularnim radijusom $r_2$ .....	24
Slika 4.3.	Cilindar usisnog sustava i rastegnuta koža.....	26
Slika 4.4.	Dijagram ovisnosti vertikalnog pomaka i usisnog tlaka .....	29
Slika 4.5.	Dijagram usporedbe rezultata mehaničkog modela i eksperimentalnih podataka .....	30
Slika 4.6.	Dijagram doprinosa Youngovog modula $E$ i početnog naprezanja $\sigma_0$ .....	31
Slika 5.1.	Langerovi zareznici i razlike u povlačenju kože.....	33
Slika 5.2.	Brazde na koži koje je opisao Borges .....	34
Slika 5.3.	Skice s istaknutim borama te postavljenim Kraisslovim linijama .....	35
Slika 5.4.	Borgesove linije i usporedba s Langerovim i Kraisslovim linijama .....	35

## **POPIS TABLICA**

Tablica 4.1. Autori i njihovi rezultati modula elastičnosti metodama usisa/torzije na određenim dijelovima tijela.....	22
--	----



---

**POPIS OZNAKA**

<b>Oznaka</b>	<b>Jedinica</b>	<b>Opis</b>
$E$	$\text{Nm}^{-2}$	Youngov modul elastičnosti
$\sigma$	$\text{Nm}^{-2}$	Naprezanje
$\varepsilon$	mm/mm	Deformacija
$e$	mm	Debljina kože
$\delta(t)$	mm	Vertikalni pomak površine kože
$L_0$	mm	Promjer središnjeg otvora na cilindru
$L$	mm	Duljina nenapregnute kože
$p_{\text{ext}}$	kPa	Vanjski pritisak na površinu kože
$p_0$	kPa	Unutarnji tlak u koži

---

**SAŽETAK**

U ovome radu objašnjena je građa kože. Opisana su viskoelastična svojstva kože kroz ponašanje kolagena i elastina, dvaju ključnih vlakana zaslužnih za jedno od najbitnijih svojstava kože, elastičnost. Uspoređene su vrijednosti konstanti kolagena i elastina u koži s onima u tetivi kroz istraživanje [3]. Opisane su i tri najpoznatije linije kože kroz povijest: Langerove, Kraisslove te Borgesove linije, sa svim svojim prednostima i manama.

Ključne riječi: kolagen, elastin, Youngov modul elastičnosti, anizotropnost, usisni uređaj, *In Vivo* mehanička svojstva kože, linije kože

---

**SUMMARY**

The skin anatomy is explained in this paper. The viscoelastic properties of the skin are described through collagen and elastin, two key fibers attributed to one of the most important skin properties, elasticity. The collagen and elastin constant values in the skin are compared to those in the tendon [3]. Three of the most famous skin lines through history have been described: Langer, Kraissl and Borges lines, with all its advantages and disadvantages.

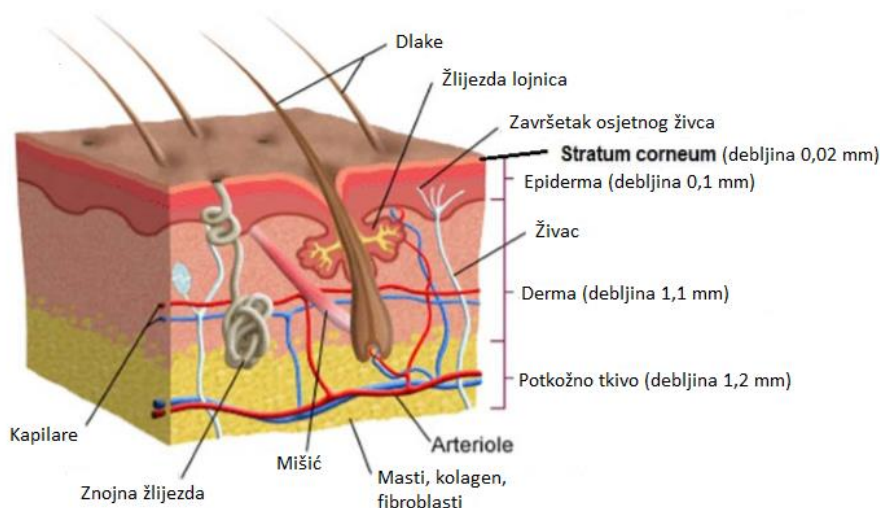
**Key words:** collagen, elastin, Young`s modulus, anisotropy, suction device, in vivo mechanical properties of the skin, skin lines

## 1. UVOD

Koža je višeslojni materijal s jasno definiranim anatomskim područjima te viskoelastični materijal čiji mehanički odgovor na opterećenje uključuje viskoznu komponentu povezanu s rasipanjem energije i elastičnu komponentu povezanu s pohranom energije. Mehanička svojstva kože ovise o strukturi i svojstvima kolagena i elastičnih vlakana (elastina). Biomehanička svojstva ljudske kože od velike su važnosti jer su odgovorna za zdravlje ili bolesti kože, strukturni integritet te dakako za njeno očuvanje, obnavljanje i starenje [1]. Koža (lat. *cutis*, *dermis*) je meki vanjski zaštitni pokrivač kralješnjaka u kojem se nalaze receptori za bol, temperaturu i opip te služi kao prva linija obrane tijela od virusa i bakterija. Zdrava koža će omogućiti regulaciju temperature tijela i održat će ravnotežu tekućina, izrazito je osjetljiva i prepoznat će gotovo svaki dodir i vanjski utjecaj. Koža je naš najveći i najvidljiviji organ kojemu vanjska površina iznosi od 1,2 do 2,3 m<sup>2</sup> te je od vitalnog značaja za naše cjelokupno zdravlje i dobrobit. Sastoji se od slojeva stanica, živaca i žlijezda, te pridonosi oko 18 % naše tjelesne mase. Vrlo je osjetljiva i prepoznaje kako najmekši dodir, tako i bol [2].

### 1.1. Građa kože

Koža se sastoji od tri glavna sloja (Slika 1.1.): epiderme, derme i hipoderme. Svaki od ta tri glavna sloja imaju još i svoje sastavne dijelove. Koža na svojim krajevima ima produžetke poput folikula i žlijezda znojnica i lojnica koji također imaju razne uloge u njenoj sveukupnoj funkciji.

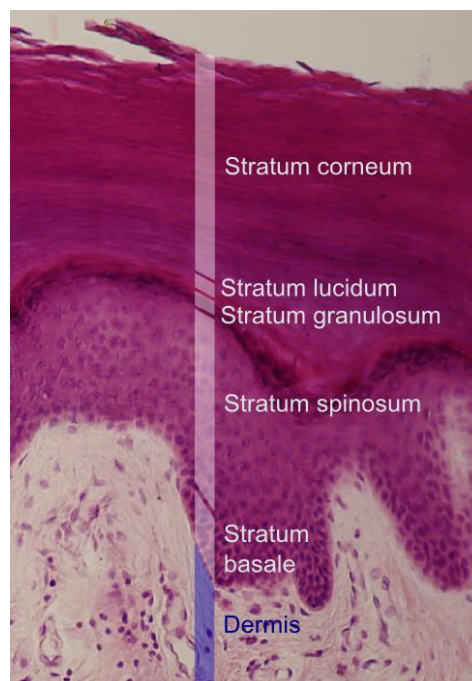


Slika 1.1. Građa kože [3]

### 1.1.1. Epiderma

Epiderma ili pousmina je gornji, tj. vanjski sloj kože. To je voodootporni zaštitni omotač cijele površine tijela. Kontrolira toplinu tijela i pruža mu UV zaštitu. Ne sadrži krvne žile, već nastaje i hrani se difuzijom derme. Stoga nije opskrbljen krvlju, a njeguje ga gotovo isključivo difuzni kisik iz okoliša. Glavni tip stanica koje grade epidermu su keratinociti, melanociti, Langerhansove i Merkelsove stanice. Keratinociti su strukturne komponente proteina koje igraju ulogu u tvorenju epidermalne vodene barijere. Melanociti proizvode melanin (pigment u koži). Langerhansove stanice su *antigen* stanice (potiču stvaranje antitijela) koje se mogu kretati i upozoriti ostale imunološke stanice o prisustvu strane molekule ili tijela. Langerhansova stanica može fagocitirati strane čestice kao što je virus. Merkelove stanice su povezane s osjetom kože, one mogu percipirati vibracije i omogućuju nam da otkrijemo i lociramo predmete koji dolaze u kontakt s kožom te odredimo njihov oblik i teksturu [3].

Kao što je rečeno, svaki sloj kože je građen od podslojeva. Najudaljeniji dio epiderme sastoji se od slojeva spljoštenih stanica, koji prekrivaju bazalni sloj (*stratum basale*) koji se sastoji od stupnih ćelija raspoređenih okomito. Ispod epiderme se nalaze kapilare koje su povezane s arterijolom i venulom.



Slika 1.2. Podslojevi epiderme [4]

### ***1.1.2. Derma***

Derma ili corium je sloj kože između epiderme (s kojom čini koštani sloj) i hipoderme (potkožnog tkiva), koji se prvenstveno sastoji od gustog nepravilnog vezivnog tkiva i štiti tijelo od naprezanja i deformacija. Podijeljena je u dva sloja, površinsko područje susjedno epidermi pod nazivom papilarno područje i duboko deblje područje poznato kao retikularna derma [1]. Derma je tijesno povezana s epidermom kroz potkožnu membranu. Strukturne komponente derme su kolagen i elastin, vezivna tkiva koja daju snagu i fleksibilnost te su ključni sastavni dijelovi zdrave kože mladenačkog izgleda. Također sadrži mehanoreceptore koji daju osjećaj dodira i termoreceptore koji daju osjećaj topline. Osim toga, u dermis u prisutni i folikuli (pore) dlake, znojne žlijezde, žlijezde lojnice, apocrine žlijezde, limfne žile i krvne žile. Te krvne žile pružaju ishranu kože i uklanjaju otpad kože i epidermalne stanice.

### ***1.1.3. Hipoderma***

Hipoderma ili potkožno tkivo je najniži sloj pokrovnog sustava u kralješnjaka. Vrste stanica koje se nalaze u hipodermi su fibroblasti, adipociti (masne stanice nagomilane u skupine slične jastučićima) i makrofagi. Hipoderma se koristi uglavnom za pohranu masti. Sloj tkiva leži neposredno ispod derme kralješnjaka. Često se naziva potkožno tkivo iako je to manje precizan i anatomski netočan pojam. Hipoderma se sastoji prvenstveno od labavog vezivnog tkiva i lobula masnoća. Također sadrži i veće krvne žile i živce od onih pronađenih u dermi [5].

## **1.2. Biomehanička svojstva ljudske kože**

Ljudska koža ima 3 osnovna biomehanička svojstva: čvrstoću, savitljivost i elastičnost. Koža je kompleksni životni materijal, ali u biomehaničkim testovima otkriva svoju homogenu prirodu. Sva tkiva, uključujući i kožu, deformiraju se pod utjecajem vanjskih sila, osobito težine. Koža također ima impresivnu funkcionalnu plastičnost koja omogućuje njenu progresivnu prilagodbu okolišu. Međutim, ako su vanjski podražaji, poput mehaničkog opterećenja, dostigli dovoljno velike vrijednosti, mogu uzrokovati nepovratne deformacije i oštećenja kože, što rezultira gubitkom mehaničkih svojstava.

Kako koža stari, tako se i osnovna biomehanička svojstva kože mijenjaju. Od nabrojanih biomehaničkih svojstava, najistaknutiji je gubitak elastičnosti kože. O tome će više biti opisano u poglavlju 4.

## 2. VISKOELASTIČNA SVOJSTVA LJUDSKE KOŽE

### 2.1. Općenito o kolagenu

Kolagen spada u polipeptide, odnosno skupinu blisko povezanih bjelančevina. Osnovni je sastojak kolagenih vlakana u međustaničnoj tvari potpornog tkiva te bazalnih membrana. Glavna je bjelančevinska komponenta kože. Njegova vlakna tanki su polimeri bjelančevina i najrasprostranjenija su u tijelu, kojima čine 30 % mase, odnosno trećinu svih bjelančevina u sisavaca [6].

Osnovna karakteristika kolagena je savitljivost. Kolagenska vlakna su otporna na vlak, kod najvećeg vlačnog opterećenja se produže samo 5 % [7]. Zbog toga kolagen daje čvrstoću i stabilnost koži. Postoji 29 vrsta kolagena, no tipovi I, II, III, IV i V čine 90 % svih kolagena[8].

Kolagen I – nalazi se u koži, tetivama, krvožilnom sustavu, vezivima, organima i kostima.

Kolagen II – nalazi se u hrskavici.

Kolagen III - glavna komponenta mrežastih vlakana, često ga pronalazimo uz kolagen I.

Kolagen IV – baza staničnih membrana.

Kolagen V – nalazi se na površinama stanica, kose i posteljice.

Molekule kolagena su duge 300 nm i široke 1,5 nm u promjeru. Modul elastičnosti kolagena je 1000 MPa, a vlačna čvrstoća 50 - 100 MPa.

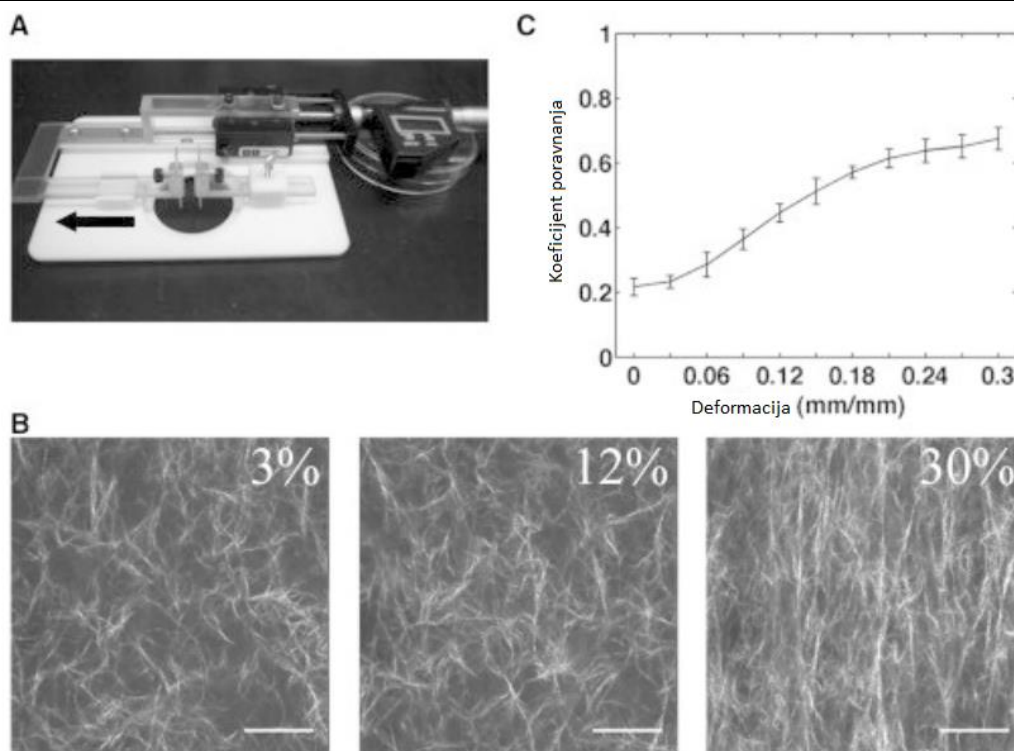
### 2.2. Općenito o elastinu

Elastin je ključni izvanstanični protein koji je bitan za rastezljivost i elastičnost mnogih tkiva, uključujući arterije, pluća, ligamente, tetive i kožu. Tvore ga fibroblasti, a on tvori mrežu elastinih vlakana koji su 5 puta rastezljiviji od gumene trake istog promjera. Elastini sačinjavaju samo 5-10 % svih dermalnih vlakana, ali su ključni za svojstva elastičnosti kože [9].

### 2.3. Općenito o viskoelastičnim svojstvima kože

Kao što je već spomenuto, jedna od primarnih funkcija kože je zaštita unutarnjih organa i tkiva od mehaničkih ozljeda. Koža kao viskoelastični materijal uključuje viskoznu komponentu povezanu s rasipanjem energije i elastičnu komponentu povezanu s pohranom energije. Energija primijenjena na kožu je postupno rasipana kroz viskozno klizanje vlakana kolagena tijekom poravnjanja sa smjerom djelovanja sile, [10] dok je elastično ponašanje kože bitno kako bi se osigurao oporavak oblika nakon deformacije. Promjene u orijentaciji vlakana kolagena tijekom deformacija na dermi (slika 2.1.) su kritične za održavanje velike rastezljivosti ljudske kože.



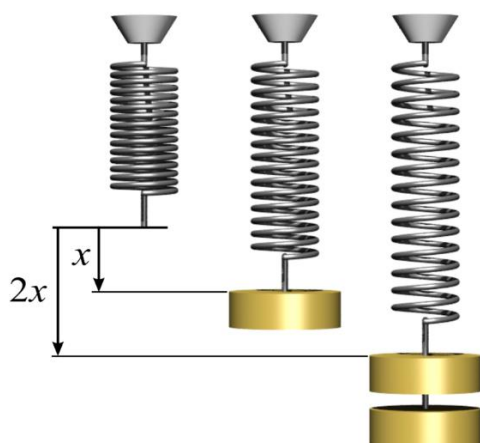


**Slika 2.1. Poravnanje vlakana kolagena [10]**

Na slici (2.1.A) prikazana je naprava konstruirana i sastavljena za uporabu s višenamjenskim mikroskopom te opremljena mikrometrom za precizno upravljanje iznosom deformacija na kolagenskom gelu smještenom u središtu naprave. Strelica na slici označava smjer opterećenja. Na slici (2.1.B) SHG slike otkrivaju usklađivanje kolagena s vlaknima s povećanjem deformacija. Na slici (2.1.C) prikazana je *CurveAlign* softverska analiza koeficijenta poravnanja SHG slika.

#### 2.4. Eksperimentalni podaci o viskoelastičnim svojstvima kože

U radu [1] pokušalo se odrediti elastičnu konstantu opruge za kolagen i elastin te ustanoviti jesu li vrijednosti tih konstanti slične onima ustanovljenima za druga tkiva.



**Slika 2.2. Elastična konstanta opruge [11]**

Na slici je prikazana opruga za koju vrijedi Hookeov zakon: sila  $F$  je proporcionalna rastezanju opruge  $x$ .

$$F = k \cdot x, \quad (2.1)$$

pri čemu je  $k$  konstanta opruge.

Ispitana su viskoelastična mehanička svojstva ljudske kože i derme analizom ponašanja  $\sigma - \varepsilon$  dijagrama. Elastične krivulje  $\sigma - \varepsilon$  dijagrama korištene su za dobivanje elastične konstante opruge elastina i kolagena, dok je duljina vlakna kolagena određena iz nagiba krivulje viskoznog dijela dijagrama. Biomehanička istraživanja upućuju na to da je početni dio krivulje  $\sigma - \varepsilon$  (slika 2.3.) iznimno viskoelastičan s visokim viskoznim rasipanjem koje se pojavljuje tijekom poravnania kolagenih vlakana. Dijagram  $\sigma - \varepsilon$  kože je podijeljen na 3 dijela. Do vrijednosti deformacija od 0,3 mreža kolagena pruža mali otpor deformacijama i elastična vlakna (elastini) preuzimaju većinu opterećenja. Za vrijednosti deformacija između 0,3 i 0,6 kolagena vlakna počinju pružati otpor deformacijama što se na dijagramu očituje kao linearna funkcija. Tijekom linearnog dijela krivulje  $\sigma - \varepsilon$ , elastična komponenta dominira deformacijom. U području granice razvlačenja i loma ( $\varepsilon > 0,6$ ) dolazi do raspadanja vlakana. Poznata je elastična konstanta opruge kolagena u tetivi (7 do 8 GPa), no nije jasno je li ona jednaka onoj u koži.

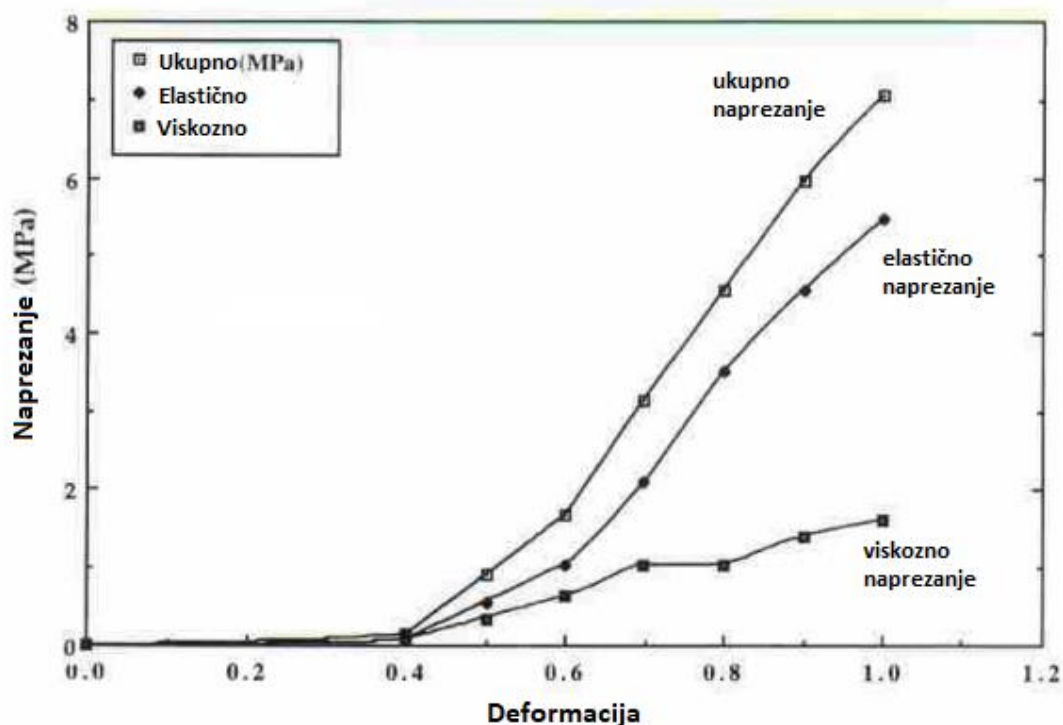
## 2.5. Promatranje viskoelastičnog ponašanja kože

Podaci za viskoelastično ponašanje ljudske kože dobiveni su iz članka [5]. Koža koja se rabi u tom promatranju dobivena je iz torakalnih (gornji dio kralježnice) i abdominalnih područja od pacijenata starosti između 47 i 86 godina i testirana je u roku 7 dana od obdukcije. Svi uzorci su testirani na brzini deformacije od 10 %/min uz upotrebu uzoraka duljine 2 cm. Svi podaci o naprezanju dobiveni iz članka [5] pomnoženi su s faktorom  $(1,0 + \varepsilon)$  da bi se ispravile promjene u području poprečnog presjeka tijekom ispitivanja.

U ovom istraživanju utvrđeno je mehaničko ponašanje različitih decelulariziranih kolagenskih sastojaka. Decelularizacija je proces koji se koristi za izolaciju izvanstanične matrice (ECM) tkiva iz njegovih stanica; ona stvara prirodni biomaterijal koji djeluje kao skela za rast stanica, razdvajanje i razvoj tkiva [12]. Koža je preuzeta od banaka tkiva u skladu sa svim primjenjivim federalnim i državnim propisima i standardima *Američke udruge tkivnih banaka*. Koža je postupkom krioprezervacije (*zamrzavanje na temperaturu od  $-196^{\circ}\text{C}$* ) [13] pripremljena za skladištenje prije obrade standardnim postupcima. Nakon što je zamrznuta koža uklonjena iz skladišta i odmrznuta, obrađena je tretmanom otopinama za uklanjanje epiderme i drugih staničnih materijala. Prerađena derma zatim je zamrznuta i osušena prije mehaničkog ispitivanja.

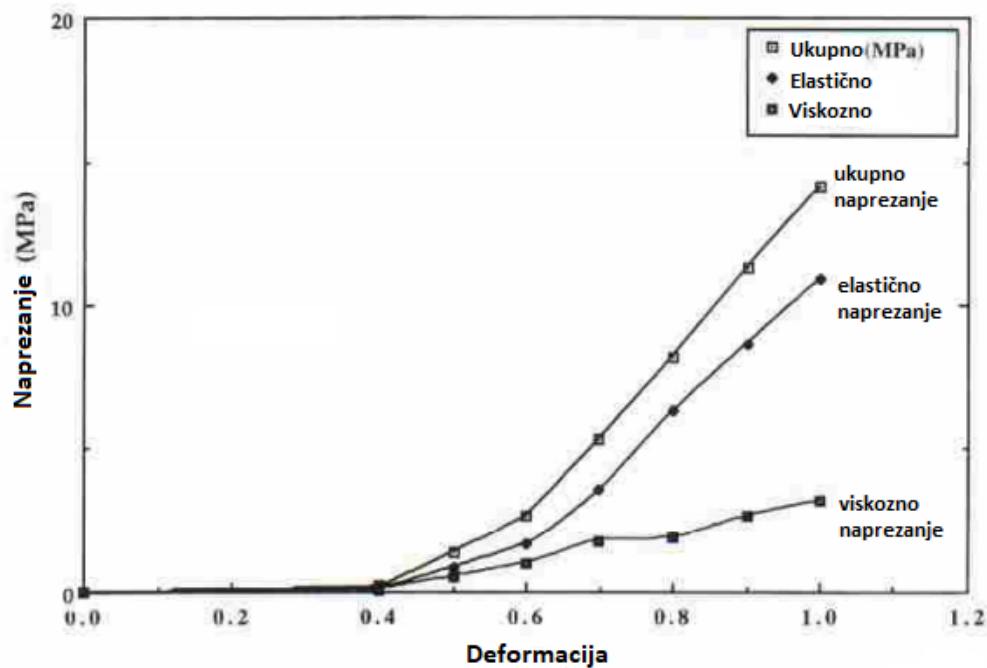
Trake prerađene derme zatim su rehidrirane u otopini fosfatnog pufera (PBS) na sobnoj temperaturi najmanje 30 minuta prije ispitivanja. Dimenzije uzoraka mjerene su mikroskopom

na tri različita mjesta duž trake i dobiven je prosječni poprečni presjek. Pretpostavljen je pravokutni poprečni presjek. Standardna viskoelastična ispitivanja provedena su na vlažnim uzorcima na sobnoj temperaturi. Trake se pritegnu na hvataljke i uzorci se istežu brzinom deformacije od  $10 \text{ \%}/\text{min}$ . Uzorci su podvrgnuti rastućoj deformaciji, počevši od deformacije vrijednosti 0,10, što je rezultiralo krivuljom  $\sigma - \varepsilon$  gdje su prikazane ukupne, elastične i viskozne krivulje za ljudsku kožu (slika 2.3.).



Slika 2.3. Inženjerski  $\sigma/\varepsilon$  dijagram kože [1]

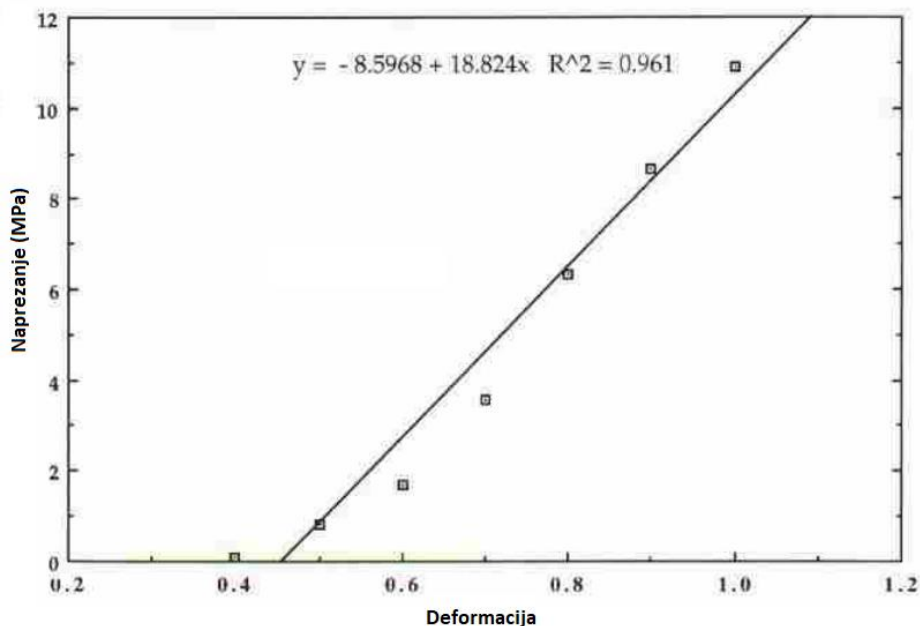
Kao što je već spomenuto, sva naprezanja pomnožena su s faktorom  $(1,0 + \varepsilon)$ , radi ispravljanja promjena u području poprečnog presjeka tijekom deformacije. To dovodi do pretpostavke da dolazi do deformacije bez promjene volumena. Nakon što je uzorak bio rastegnut po svakom inkrementu deformacije, ukupno naprezanje je bilo dopušteno propadati do stanja ravnoteže te se u tome trenutku primijenjuje dodatno naprezanje. Elastična komponenta naprezanja je definirana kao naprezanje u ravnoteži, dok je viskozna komponenta izračunata iz razlike ukupnog naprezanja i komponente elastičnog naprezanja. Nakon promjene podataka uslijed korekcije poprečnog presjeka, krivulje su se pomaknule prema gore, odnosno izmjerena naprezanja su bila skoro dvostruko viša. (slika 2.4.)



Slika 2.4. Stvarni  $\sigma/\epsilon$  dijagram kože [1]

Stvarno naprezanje dobiveno je množenjem inženjerskog naprezanja s faktorom  $(1,0 + \epsilon)$ . Na dijagramu stvarnog naprezanja ukupni i elastični odnosi  $\sigma - \epsilon$  brzo se povećavaju nakon početnog niskog nagibnog područja, dok se vrijednost viskoznog naprezanja povećava gotovo linearno nakon deformacije od 0,4.

Krivulja elastičnog dijela  $\sigma - \epsilon$  krivulje može se rastaviti na dva ravna dijela. Nagib početnog dijela krivulje je oko 0,1 MPa, dok je za područje visokih deformacija oko 18,8 MPa.



Slika 2.5. Nagib elastičnog linearnog dijela stvarne  $\sigma/\varepsilon$  krivulje za kožu [1]

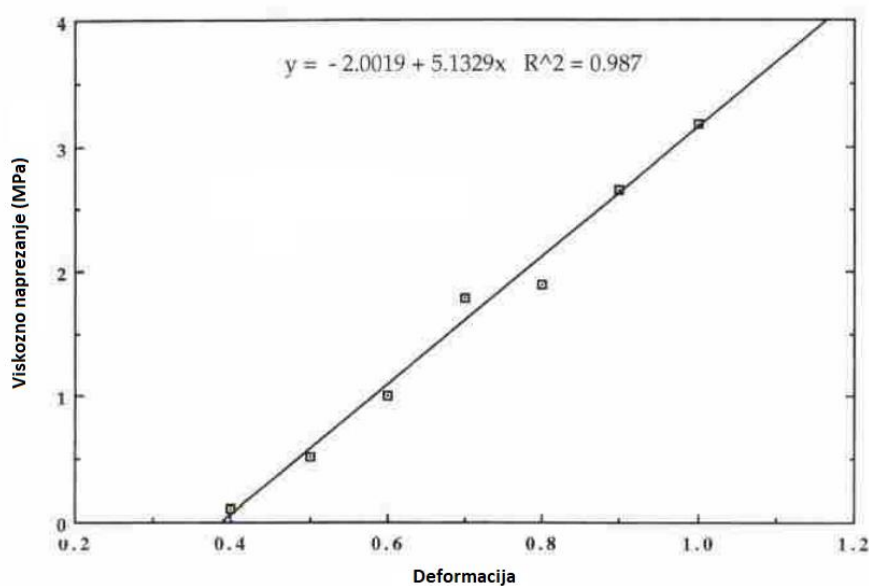
Na slici (2.5.) prikazan je nagib elastičnog linearnog dijela  $\sigma/\varepsilon$  krivulje.

Jednadžba:

$$y = -8,5968 + 18,824x. \quad (2.2)$$

je najbliži linearni zapis za linearni dio eksperimentalne  $\sigma/\varepsilon$  krivulje. Elastična konstanta opruge određena je kao nagib linearnog dijela (jednadžba 2.1) te iznosi 18,8 MPa.

Nagib viskozno dijela  $\sigma/\varepsilon$  krivulje za deformacije iznad 0,4 iznosi 5,13 MPa. (slika 2.6.)



Slika 2.6. Nagib viskozno dijela stvarne  $\sigma/\varepsilon$  krivulje za kožu [1]

## 2.6. Izračunate vrijednosti za kolagen i elastin i njihova usporedba s vrijednostima tetive [1]

Elastična konstanta opruge za vlakna kolagena tipa I u tetivi i za umrežena kolagenska vlakna tipa I iznosi između 5 i 7,9 GPa nakon korekcije volumnog udjela kolagena i omjera makroskopskih i molekularnih deformacija (faktor 10).

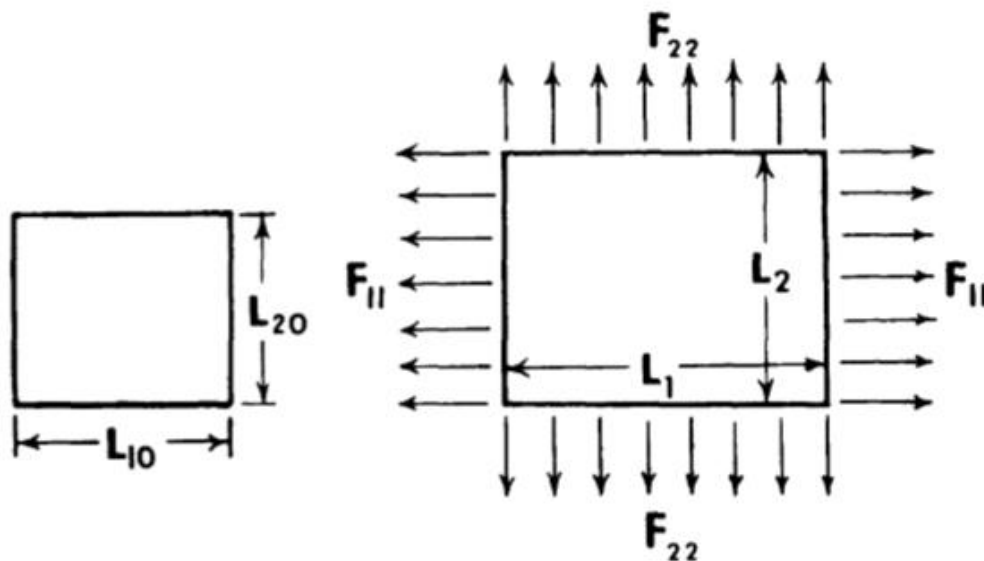
U novijim istraživanja utvrđeno je da je nagib krivulje elastičnog dijela  $\sigma/\varepsilon$  za kožu i dermu jednak 0,1 MPa za deformacije do 0,4. Nagib se povećava iznad deformacije od 0,4 do 18,8 MPa za ljudsku kožu. Početni nagib krivulje predstavlja doprinos elastina na ponašanje  $\sigma/\varepsilon$  na koži. Ako korigiramo početni elastični nagib približnim volumnim udjelom elastina (2,5 %), nagib postaje 4,0 MPa. Nagib krivulje  $\sigma/\varepsilon$  elastina iz nuhalnog ligamenta podvrgnutog stvarnom naprezanju iznosi 2,04 MPa, a uz pretpostavku volumnog udjela elastina od oko 0,45 na 23 °C dobije se korigirani nagib elastičnih vlakana od 4,53 MPa u nuhalnome ligamentu. Ta vrijednost je blizu izmjerene vrijednosti za elastin u koži.

Vrijednost nagiba krivulje elastičnog dijela  $\sigma/\varepsilon$  kod deformacija iznad 0,4 pokazuje doprinos kolagenskih vlakana. Za ljudsku kožu, vrijednost dobivena u ovoj studiji iznosi 18,8 MPa. Kada se ta vrijednost korigira za volumni udio polimera (0,17) i omjer makroskopske i molekularne deformacije, dobije se elastična konstanta za molekule kolagena u koži. Ako se pretpostavlja da je omjer makroskopske i molekularne deformacije jednak 10 kao što je već prethodno procijenjeno za tetivu, te da se taj omjer mora ispraviti duljinom linearnog dijela za kožu (0,4) podijeljen dužinom linearnog dijela u tetivi (0,1), tada ispravljena elastična konstanta kolagena u koži postaje 4,4 GPa. Ova je vrijednost oko 60 % one izračunate za tetivu. Mogući razlog za razliku u vrijednostima elastičnih konstanti za molekule kolagena u koži i tetivi mogu biti različita D - područja tih dvaju tkiva. D - područja označavaju razmak između molekula kolagena te iznose 67 nm u tetivi i 65 nm u koži. Različita D - područja odražavaju razlike u molekularnim nagibima. Molekularni nagib kolagena u koži iznosi 16 °, dok je kod kolagena u tetivi on jednak 7 ° [1]. Veći molekularni nagib kolagena dovodi do niže elastične konstante opruge. Drugi mogući razlog za razliku u vrijednostima može se očitati u sadržaju kolagena tipa III u koži. Kolagen tipa III u koži se nalazi u kombinaciji s molekulama kolagena tipa I. Rezultati istraživanja tvrde da je molekula kolagena tipa III fleksibilnija od one kolagena tipa I [14], što pokazuje da su fleksibilnije molekule kolagena mogući razlog opadanja elastične konstante opruge.

### 3. KONSTITUTIVNA JEDNADŽBA KOŽE

#### 3.1. Opis trodimenzionalnog stanja naprezanja i deformacija

Za postavljanje konstitutivne jednadžbe kože, potrebno je prvo opisati trodimenzionalno stanje naprezanja i deformacija. Za što jednostavniji primjer, u literaturi [15] opisana je pravokutna ploča jednolike debljine. Ploča je opterećena dvama parovima sila  $F_{11}$  i  $F_{22}$  na rubovima, kao što je prikazano na slici (3.1.).



Slika 3.1. Prikaz neopterećene i opterećene pravokutne ploče [15]

Dimenzije neopterećene ploče su  $L_{10}$  i  $L_{20}$ , te debljina  $h_0$ . Nakon djelovanja opterećenja  $F_{11}$  u horizontalnom smjeru i  $F_{22}$  u vertikalnom smjeru dimenzije pravokutne ploče postaju  $L_1$  i  $L_2$ , dok je debljina opterećene ploče jednaka  $h$ .

Nakon deformiranja ploče, mogu se odrediti njena naprezanja i pripadne deformacije.

##### 3.1.1. Naprezanja ploče

Po *Cauchy* i *Euleru*, naprezanja se označavaju s  $\sigma_{11}$  i  $\sigma_{22}$  te se izračunavaju s dimenzijama već deformiranog oblika:

$$\sigma_{11} = \frac{F_{11}}{L_2 h} \quad (3.1)$$

$$\sigma_{22} = \frac{F_{22}}{L_1 h} \quad (3.2)$$

Po *Lagrangeu* i *Pioli*, naprezanja se označavaju s  $T_{11}$  i  $T_{22}$  te se računaju s dimenzijama nedeformirane ploče:

$$T_{11} = \frac{F_{11}}{L_{20}h_0}, \quad (3.3)$$

$$T_{22} = \frac{F_{22}}{L_{10}h_0}. \quad (3.4)$$

*Lagrange* je naprezanja označio sa  $S_{11}$  i  $S_{22}$  kojima jednadžbe glase:

$$S_{11} = \frac{1}{\tau_1} T_{11} = \frac{\rho_0}{\rho} \frac{1}{\lambda_1^2} \sigma_{11}, \quad (3.5)$$

$$S_{22} = \frac{1}{\tau_2} T_{22} = \frac{\rho_0}{\rho} \frac{1}{\lambda_2^2} \sigma_{22}, \quad (3.6)$$

gdje su  $\rho_0$  i  $\rho$  gustoće ploče prije i poslije deformiranja, a glavni omjeri rastezanja  $\lambda_1$  i  $\lambda_2$  su definirani kao omjeri duljina deformiranih i nedeformiranih stranica:

$$\lambda_1 = \frac{L_1}{L_{10}}, \quad (3.7)$$

$$\lambda_2 = \frac{L_2}{L_{20}}. \quad (3.8)$$

### 3.1.2. Deformacije ploče

Definiranjem glavnih omjera rastezanja (3.7) i (3.8), deformacije po *Greenu* i *St. Venantu* raspisuju se kao:

$$E_1 = \frac{1}{2}(\lambda_1^2 - 1), \quad (3.9)$$

$$E_2 = \frac{1}{2}(\lambda_2^2 - 1), \quad (3.10)$$

dok se prema *Almansiju* i *Hamelu* koriste deformacije:

$$e_1 = \frac{1}{2}\left(1 - \frac{1}{\lambda_1^2}\right), \quad (3.11)$$

$$e_2 = \frac{1}{2}\left(1 - \frac{1}{\lambda_2^2}\right). \quad (3.12)$$



Mjere deformacija  $\boldsymbol{\varepsilon}_1$  i  $\boldsymbol{\varepsilon}_2$  nazivaju se inkrementalnim deformacijama. One se raspisuju kao:

$$\boldsymbol{\varepsilon}_1 = \frac{L_1 - L_{10}}{L_{10}} = \boldsymbol{\lambda}_1 - \mathbf{1}, \quad (3.13)$$

$$\boldsymbol{\varepsilon}_2 = \frac{L_2 - L_{20}}{L_{20}} = \boldsymbol{\lambda}_2 - \mathbf{1}. \quad (3.14)$$

Sva tri prikaza mjera deformacija su u skladu jedan s drugim. Kod malih deformacija rezultati su približno jednaki. Razlike se javljaju kod velikih deformacija gdje je najbolje koristiti deformacije po *Greenu* i *St. Venantu*.

### 3.2. Funkcija deformacija/energija

U literaturi [15] jedan od najvažnijih rezultata dokaz je da postoji deformacijski potencijal, odnosno funkcija deformacije/energije.  $W$  je opisan kao energija deformacije tkiva po jedinici mase, dok je  $\rho_0$  gustoća tijela u nenapregnutom stanju. Tada je  $\rho_0 W$  energija deformiranja tkiva po jedinici volumena u nenapregnutom stanju. Energija deformacije  $W$  izražena je preko devet komponenti deformacija u obliku  $E_{ij}$ , gdje  $i, j = 1, 2, 3$ ; te vrijedi  $E_{ij} = E_{ji}$ . Kod parcijalne derivacije energije  $\rho_0 W$ , devet njenih komponenti ponašaju se kao nezavisne varijable. Tada se komponente naprezanja  $S_{ij}$  mogu dobiti kao derivacije od  $\rho_0 W$ :

$$S_{ij} = \frac{\partial(\rho_0 W)}{\partial E_{ij}}. \quad (3.15)$$

Za pravokutnu ploču sa slike (3.1.) vrijede izrazi:

$$S_{11} = \frac{\partial(\rho_0 W)}{\partial E_{11}}, S_{22} = \frac{\partial(\rho_0 W)}{\partial E_{22}}, S_{33} = \frac{\partial(\rho_0 W)}{\partial E_{33}}. \quad (3.16)$$

Ako  $W$  izrazimo preko 9 komponenti gradijenta tenzora naprezanja  $\frac{\partial x_i}{\partial a_j}$ , gdje  $a_1, a_2, a_3$  predstavljaju koordinate dijela materijala u stanju bez naprezanja, dok  $x_1, x_2, x_3$  predstavljaju koordinate istoga dijela u deformiranom stanju, oboje vezani za Kartezijev pravokutni koordinatni sustav. Tada naprezanja po *Lagrangeu* glase:

$$T_{ij} = \frac{\partial(\rho_0 W)}{\partial \left( \frac{\partial x_i}{\partial a_j} \right)}, \quad (3.17)$$

pri čemu  $T_{ij} \neq T_{ji}$  jer  $\frac{\partial x_i}{\partial a_j} \neq \frac{\partial x_j}{\partial a_i}$ , pa vrijedi da  $T_{ij}$  nije simetrična.

Vezano za pravokutni element:

$$T_{11} = \frac{\partial(\rho_0 W)}{\partial \lambda_1}, \quad (3.18)$$

$$T_{22} = \frac{\partial(\rho_0 W)}{\partial \lambda_2}, \quad (3.19)$$

$$T_{33} = \frac{\partial(\rho_0 W)}{\partial \lambda_3}, \quad (3.20)$$

pri čemu 
$$\lambda_i = \frac{\partial x_i}{\partial a_i}. \quad (3.21)$$

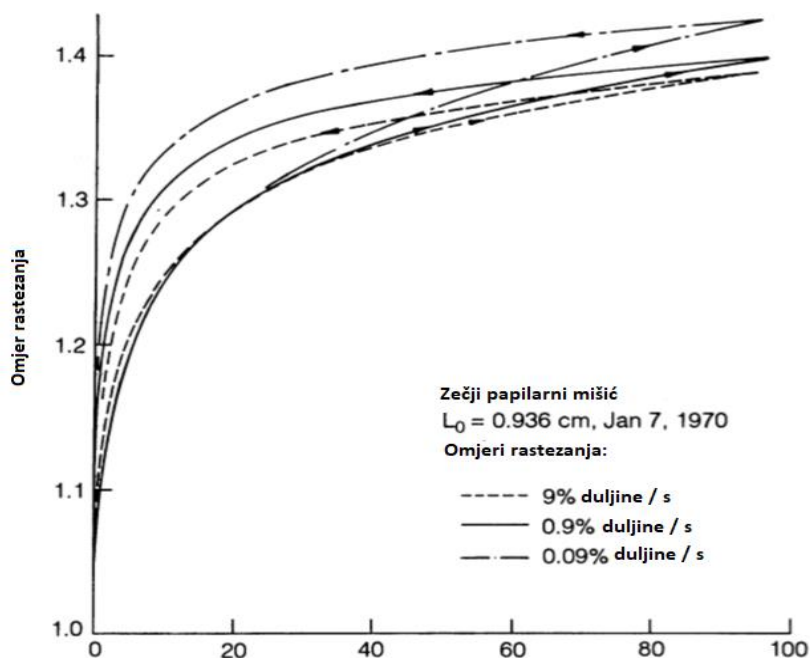
Međusobne povezanosti između Cauchyeva, Langrangeova i Kirchoffova naprežanja zapisane su u [15] te glase:

$$T_{ij} = S_{ip} \frac{\partial x_j}{\partial a_p}, \quad S_{ij} = \frac{\partial a_i}{\partial x_\alpha} T_{j\alpha}, \quad (3.22)$$

$$\sigma_{ji} = \frac{\rho}{\rho_0} \frac{\partial x_i}{\partial a_p} T_{pi} = \frac{\rho}{\rho_0} \frac{\partial x_i}{\partial a_\alpha} \frac{\partial x_j}{\partial a_\beta} S_{\beta\alpha}, \quad (3.23)$$

$$T_{ji} = \frac{\rho_0}{\rho} \frac{\partial a_j}{\partial x_m} \sigma_{mi}, \quad S_{ji} = \frac{\rho_0}{\rho} \frac{\partial a_i}{\partial x_\alpha} \frac{\partial a_j}{\partial x_m} \sigma_{m\alpha}. \quad (3.24)$$

Postavlja se pitanje postoji li veza između deformacije i energije za kožu. Ta veza bi se mogla temeljiti na bazi termodinamike kada bi materijal bio savršeno elastičan, ali koža nije savršeno elastična.



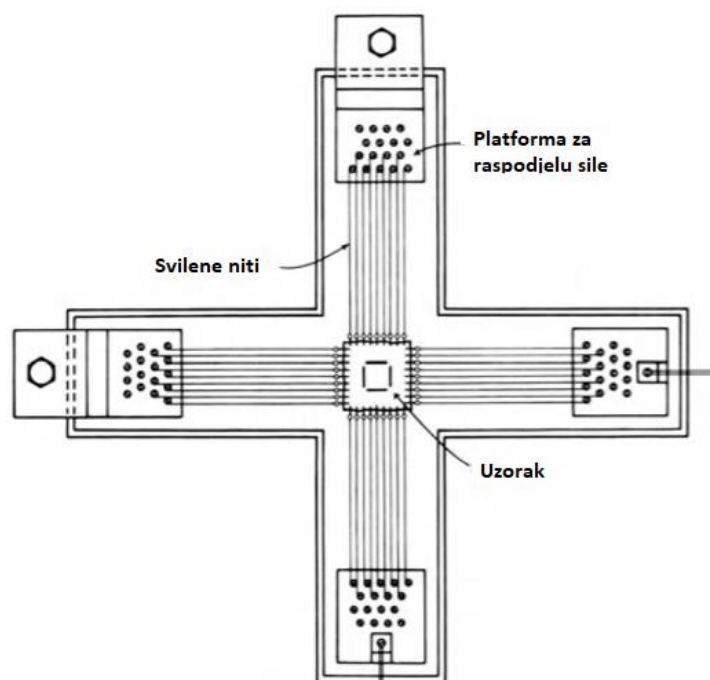
Slika 3.2. Krivulje opterećenja/rasterećenja zečjeg tkiva s različitim  $\dot{\epsilon}$  [15]

Na slici (3.2.) prikazane su u dijagramu  $\sigma/\lambda$  petlje histereze tri različite funkcije opterećenja/rasterećenja. Jedna s brzinom deformacije od  $9\%/s$  (crtkano), druga s brzinom deformacije  $0,9\%/s$  (puna linija) i treća s brzinom deformacije  $0,09\%/s$  (crta-točka-crta). Na toj slici prikazano je bitno svojstvo da u cikličkoj funkciji opterećenja/rasterećenja veze naprezanja i deformacija ne ovise bitno o brzini deformacije.

Stoga, ako se brzina deformacije u potpunosti zanemari, onda se krivulje opterećenja i rasterećenja mogu gledati zasebno kao jedinstvene  $\sigma/\varepsilon$  veze, koje su povezane s funkcijom ovisnosti energije o deformaciji. Svaka od tih krivulja se tada naziva pseudoelastična krivulja, a njihove pripadne funkcije ovisnosti energije o deformaciji nazivamo pseudofunkcijama energije u ovisnosti o deformaciji. Postojanje tih pseudofunkcija je pretpostavka temeljena na istraživanjima s prihvaćujućim stupnjem približnosti.

### 3.3. Konstitutivna jednadžba kože

Za membranski materijal dovoljna su biaksijalna istraživanja za određivanje dvodimenzionalne konstitutivne jednadžbe ravninskog stanja naprezanja. Takva jednadžba povezuje tri komponente naprezanja u ravnini membrane s tri komponente deformacija u membrani.



Slika 3.3. Postavljeni uzorak i raspodjela sila kod biaksijalnog opterećivanja [15]

Biaksijalna istraživanja na koži kunića su izveli Lanir i Fung (1974.) iz čijih su podataka Tong i Fung (1976.) prikupili pseudofunkciju deformacije/energije za proces opterećenja, odnosno povećanja deformacije. Slika (3.3.) prikazuje mogući način ispitivanja pravokutnog uzorka jednolike debljine u dvostrukom opterećenju. Uzorak je pričvršćen duž četiriju rubova pomoću manjih spojnica. Svaka kukica je povezana svilenom niti na vijak na jednoj od četiri platforme za raspodjelu sile. Na taj način je omogućeno individualno podešavanje napetosti svakog konca. Deformacija u uzorku može se izmjeriti u dva okomita smjera. Mehanizam rastezanja može rastegnuti tkivo u dva smjera bilo samostalno ili koordinirano prema propisanom programu. Uzorci kože uzeti su iz trbuha kunića. Najprije je potvrđeno da je mehaničko svojstvo ortotropno (različita mehanička svojstva u različitim okomitim smjerovima) i da će u cikličkom postupku opterećenja/rasterećenja konstantnim brzinama deformacija veza  $\sigma/\varepsilon$  biti neovisna o brzini deformacije. Stoga se može odrediti pseudofunkcija deformacije/energije za bilo opterećenje ili rasterećenje. Postavljene su osi  $x_1$  koja se odnosi na uzdužni smjer uzorka i  $x_2$  koja se odnosi na poprečni smjer uzorka.  $E_1$  i  $E_2$  su deformacije definirane po *Greenu* iz jednadžbi (3.9) i (3.10). Autori pseudofunkcije Tong i Fung odredili su sljedeći izraz za pseudofunkciju energije u ovisnosti o deformaciji kod kože:

$$\rho_0 W^{(2)} = \frac{1}{2} (\alpha_1 E_1^2 + \alpha_2 E_2^2 + \alpha_3 E_{12}^2 + \alpha_3 E_{21}^2 + 2\alpha_4 E_1 E_2) + \frac{1}{2} c (a_1 E_1^2 + a_2 E_2^2 + a_3 E_{12}^2 + a_3 E_{21}^2 + 2a_4 E_1 E_2 + \gamma_1 E_1^3 + \gamma_2 E_2^3 + \gamma_4 E_1^2 E_2 + \gamma_5 E_1 E_2^2), \quad (3.25)$$

gdje su  $\alpha, a, \gamma, c$  konstante, a  $E_{12} = E_{21}$  je smična deformacija čija vrijednost je jednaka nuli.

Ubacivanjem jednadžbe (3.25) u jednadžbe (3.16) za dvodimenzionalni problem:

$$\begin{aligned} S_{11} &= \frac{\partial(\rho_0 W^{(2)})}{\partial E_1} = \alpha_1 E_1 + \alpha_4 E_2 + c A_1 X, \\ S_{22} &= \frac{\partial(\rho_0 W^{(2)})}{\partial E_2} = \alpha_4 E_1 + \alpha_2 E_2 + c A_2 X, \\ S_{12} &= \frac{\partial(\rho_0 W^{(2)})}{\partial E_{12}} = \alpha_3 E_{12} + c a_3 E_{12} X, \end{aligned} \quad (3.26)$$

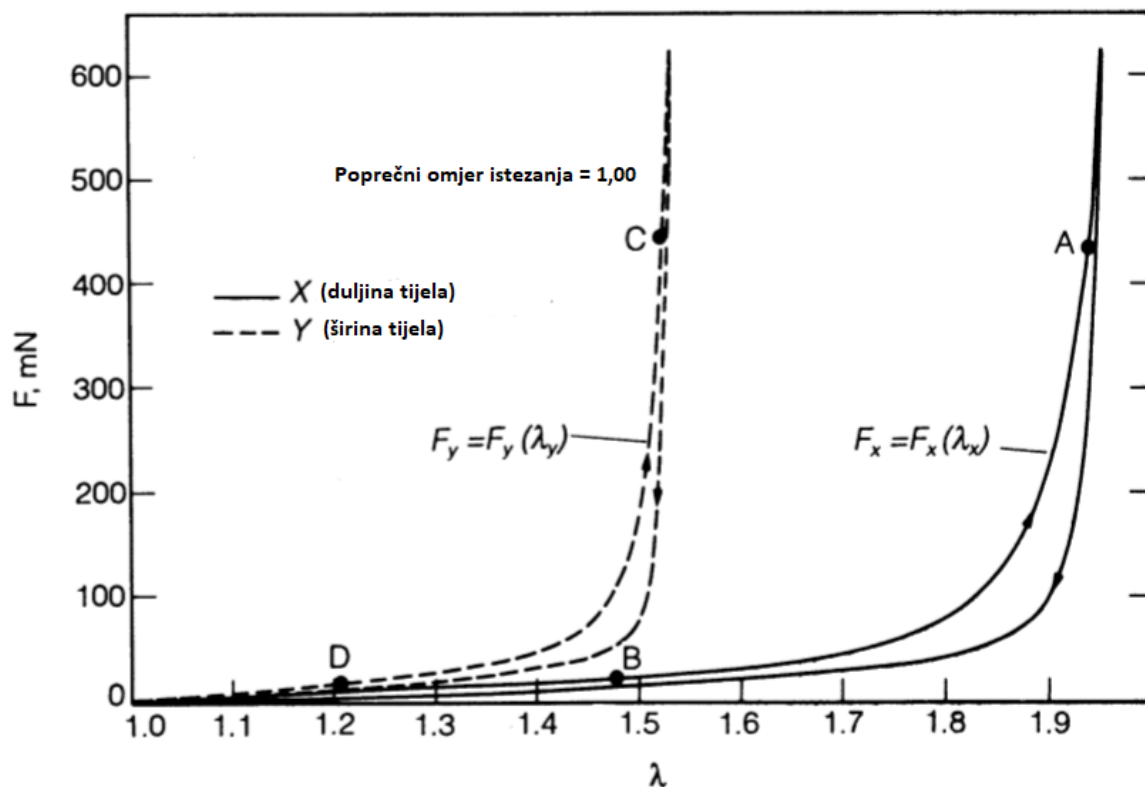
$$\text{gdje: } A_1 = \alpha_1 E_1 + \alpha_4 E_2 + \frac{3}{2} \gamma_1 E_1^2 + \gamma_4 E_1 E_2 + \frac{1}{2} \gamma_5 E_2^2,$$

$$A_2 = \alpha_4 E_1 + \alpha_2 E_2 + \frac{3}{2} \gamma_2 E_2^2 + \gamma_5 E_1 E_2 + \frac{1}{2} \gamma_4 E_1^2,$$

$$X = \exp(a_1 E_1^2 + a_2 E_2^2 + a_3 E_{12}^2 + a_3 E_{21}^2 + 2a_4 E_1 E_2 + \gamma_1 E_1^3 + \gamma_2 E_2^3 + \gamma_4 E_1^2 E_2 + \gamma_5 E_1 E_2^2).$$

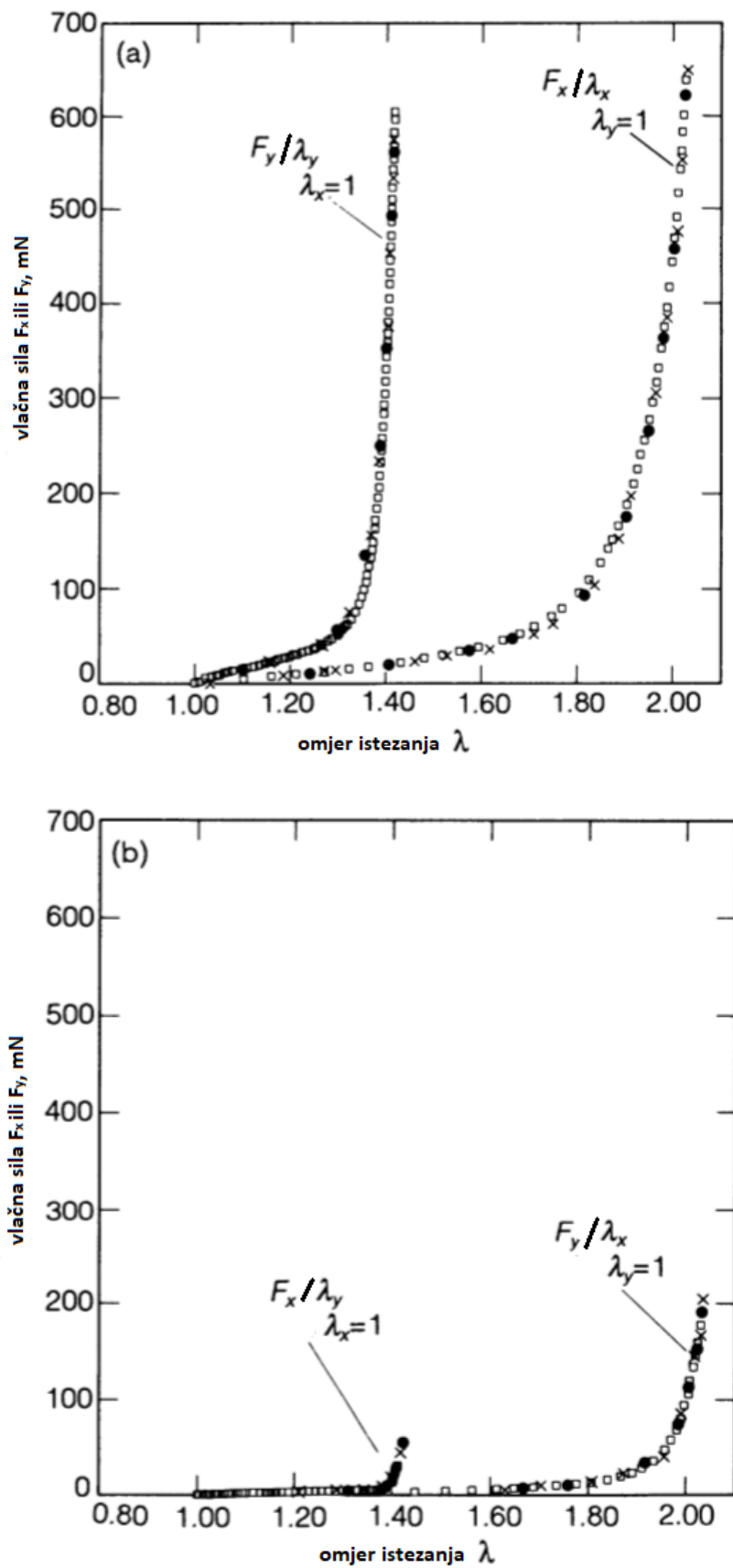
Iz jednadžbi (3.26) mogu se izračunati  $\frac{\partial S_1}{\partial E_1}$ ,  $\frac{\partial S_2}{\partial E_2}$  i  $\frac{\partial S_1}{\partial E_2} = \frac{\partial S_2}{\partial E_1}$ .

Izjednačavanjem jednadžbi (3.26) i njihovih derivacija u određenim točkama s eksperimentalnim podacima mogu se odrediti konstante  $\alpha$ ,  $a$  i  $c$ . Izbor točaka je pokazan na slici (3.4).



Slika 3.4. Krivulje  $\lambda/F$  [15]

Na slici (3.4.) prikazane su veze  $\sigma/\varepsilon$  s konstantnim  $E_2$  punim linijama, dok su one s konstantnim  $E_1$  prikazane crtkanim linijama. Točke A i C nalaze se na dijelovima krivulja gdje se naprezanja mijenjaju brzo, dok se točke B i D nalaze na dijelovima gdje su deformacije relativno male. Konstante  $\alpha_1, \alpha_2$  i  $\alpha_4$  određuju se iz eksperimentalnih podataka u točkama B i D, dok se  $a_1, a_2, a_4$  i  $c$  određuju iz eksperimentalnih podataka u točkama A i C. Točne lokacije točaka A, B, C i D nisu jako bitne jer se vrijednosti konstanta ne mijenjaju previše biranjem drugih razumnih točaka u bilo kojem od ta dva područja krivulje.



Slika 3.5. Usporedba eksperimentalnih podataka i matematičkog izraza [15]

Na slici (3.5.a) prikazana je vlačna sila  $F_x$  s uzdužnim omjerom istezanja  $\lambda_x$ , dok se poprečni smjer drži u prirodnoj duljini tako da je  $\lambda_y = 1$ , a u drugom smjeru  $F_y$  je prikazan s uzdužnim omjerom  $\lambda_y$ , dok je  $\lambda_x = 1$ . Eksperimentalni podaci su prikazani kao kvadratići, a podaci prikazani iz teoretskih formula prikazani su kao kružići za slučaj A (svi  $\gamma = 0$ ) i križići za slučaj B ( $\gamma_4 = \gamma_5$ ).

Na slici (3.5.b) poprečna sila  $F_y$  prikazana je prema uzdužnom smjeru istezanja  $\lambda_x$  dok je poprečna deformacija jednaka nuli ( $\lambda_y = 1$ ), te uzdužna sila  $F_x$  prema poprečnom smjeru istezanja  $\lambda_y$  dok je uzdužna deformacija jednaka nuli ( $\lambda_x = 1$ ).

S obzirom na poklopivost rješenja s eksperimentalnim podacima, može se zaključiti kako su postavljene jednadžbe iznimno dobre, te da je postavljena pseudofunkcija energije u ovisnosti o deformaciji prihvatljiva za zečju kožu. Za praktičnu uporabu, zadnji dio jednadžbe (3.25) s konstantama  $\gamma$  nije bitan, te stoga nema bitnog gubitka točnosti ako se sve  $\gamma$  izjednače s nulom. Tada se dobije pojednostavljeni oblik jednadžbe (3.25):

$$\rho_0 W^{(2)} = f(\alpha, E) + c^{F(a,E)}, \quad (3.27)$$

gdje:

$$f(\alpha, E) = \alpha_1 E_{11}^2 + \alpha_2 E_{22}^2 + \alpha_3 E_{12}^2 + \alpha_3 E_{21}^2 + 2\alpha_4 E_{11} E_{22},$$

$$F(a, E) = a_1 E_{11}^2 + a_2 E_{22}^2 + a_3 E_{12}^2 + a_3 E_{21}^2 + 2a_4 E_{11} E_{22}.$$

---

## 4. MEHANIČKA SVOJSTVA KOŽE

### 4.1. Uvod u mehanička svojstva kože

Ljudska koža štiti organizam od vanjskog okoliša, najvažnije od mehaničkih ozljeda, što je omogućeno mehanizmom reverzibilne deformacije strukture kože. Može se istegnuti na nekoliko puta njezinu izvornu veličinu i još uvijek održava svoje izvorna fenotipska svojstva [18]. Takva impresivna ekspanzija je moguća jer je koža izrazito specijalizirana mehanička struktura, koja reagira kroz mrežu međusobno povezanih kemijskih reakcija uz sudjelovanje izvanstaničnih, citoplazmatskih i nuklearnih membrana. Upravo o prethodno nabrojanim membranama, kao i o dermalnom kolagenu te mreži elastina ovise mehanička svojstva kože. Kada se koža proteže iznad svoje fiziološke granice, odvijaju se biokemijske reakcije koje imaju za cilj vratiti ravnotežu u našem tijelu. Isti odaziv se javlja kod mehaničkih oštećenja kože vezanih za estetsku dermatologiju i plastičnu operaciju.

### 4.2. Elastičnost kože

Deformacija na koži označava odgovor na primijenjene sile i definirana je kao savršeno elastična ako se koža ponovno vrati u početno stanje nakon prestanka sile. Elastičnost kože je bitno svojstvo u ljudskom životu, ponajviše zbog estetskih razloga, ali i zdravstvenih. Kako bi izbjegli kožu koja visi, potrebna nam je određena dnevna doza vitamina, redoviti unos vode, hidratacija kože, umjereno izlaganje suncu te mnogi drugi. Deformacija kože je njen odgovor na primijenjene sile i smatra se potpuno elastičnom ako se koža vrati u prvobitni oblik nakon upotrebe sile. Ako se ipak dio kože ne vrati u prvobitni oblik, dolazi do zaostale deformacije. Koža kao elastični materijal, posjeduje mnoga svojstva definirana mehaničkim zakonima.



### 4.3. Mjerenje mehaničkih svojstava kože uzorka *In Vivo* pod usisnim tlakom

U članku [19] opisana je nova metoda opisivanja mehaničkih svojstava kože na *In Vivo* uzorku. Metoda uključuje usisnu komoru i ultazvučni uređaj za mjerenje i vertikalnog premještaja površine kože, kao i debljine kože (slika 4.1.).

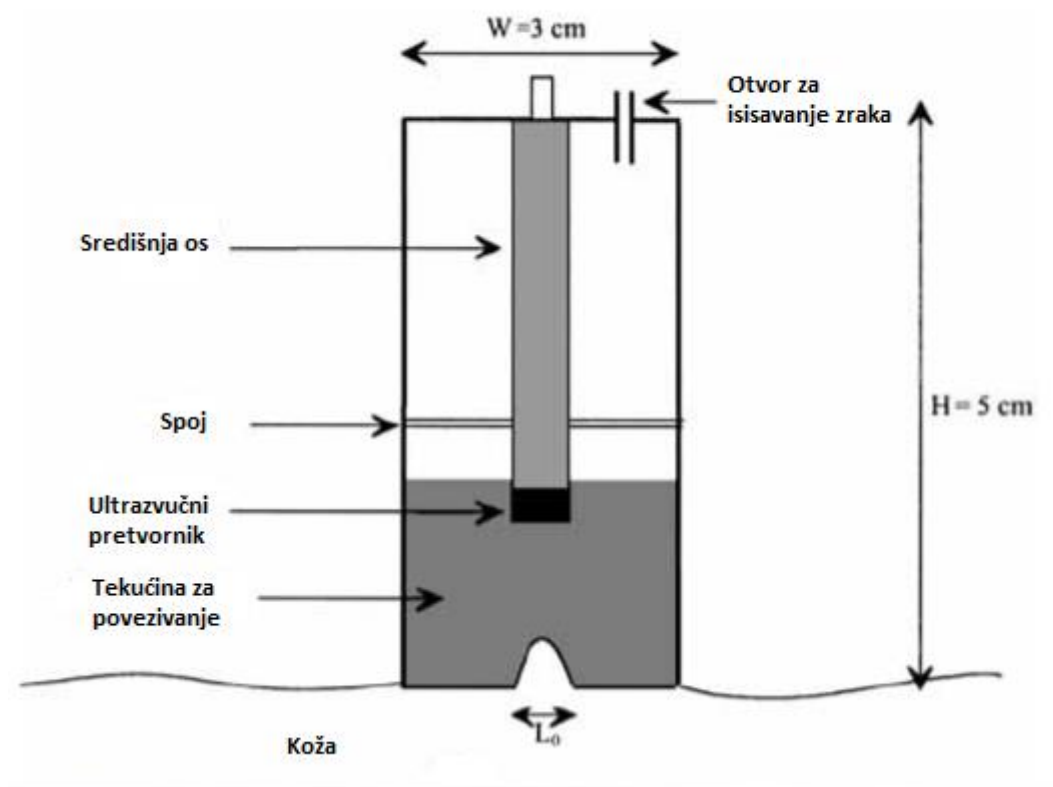
Različite tehnike korištene su za određivanje mehaničkih svojstava kože *In Vivo*, kao npr. tlačenje, vlačenje, usis, torzija i širenje valova. Dobiveni podaci se većinom koriste za opisivanje i temelje se na promatranju indeksa. Ti indeksi su uglavnom rastezljivost (mm) ili omjeri rastezljivosti koji strogo ovise o eksperimentalnim uvjetima. Pojedini autori su opisali te indekse u detalje, kao i poteškoće utvrđivanja njihove definicije i opisa. S druge strane, mnogi su autori usmjerili svoj trud prema određivanju mehaničkog modela i za opis Youngovog modula elastičnosti kože *In Vivo* usisnom ili torzijskom tehnikom. No, svi ti modeli usmjereni prema određivanju mehaničkog modela ovise o vanjskim uvjetima, kao npr. vrsti naprezanja na kožu, debljini i površini kože promatranog dijela. Zbog svih tih razloga niti jedan mehanički model nije prihvaćen. U njihovim modelima postoje velike varijacije u rezultatima Youngovog modula. (tablica 4.1.)

AUTORI	DIO TIJELA	INTERVAL OPTEREĆENJA	UREĐAJ
<b>GRAHAME</b>	Podlaktica	18 do 57 MPa	Usisni
<b>SANDERS</b>	Dorzalna strana podlaktice	0,1 do 0,02 MPa	Torzijski
<b>ALEXANDER</b>	Podlaktica, gornji stražnji dio	350 do 270 N/m	Usisni
	Podlaktica, prednji dio	270 do 800 N/m	
<b>AGACHE LEVEQUE</b>	Dorzalna strana podlaktice	0,42 do 0,85 MPa	Torzijski
<b>ESCOFFLER</b>	Podlaktica, prednji dio	1,1 do 1,32 MPa	Torzijski
<b>BAREL</b>	Podlaktica	0,13 do 0,17 MPa	Usisni
	Čelo	0,20 do 0,32 MPa	
<b>PANISSET I AGACHE</b>	Podlaktica, prednji dio	0,25 MPa	Usisni

Tablica 4.1. Autori i njihovi rezultati modula elastičnosti metodama usisa/torzije na određenim dijelovima tijela [19]

Cilj istraživanja u članku [19] je smanjiti interval variranja rezultata i razviti matematički model mehaničkog ponašanja kože koji omogućuje određivanje unutarnjih parametara tkiva. Ti parametri moraju što je više moguće uzeti u obzir vanjske uvjete, poput amplitude, geometrije ili volumena tkiva pod usisnim tlakom. Također moraju imati fiziološko značenje, određeno od medicinskog osoblja. U navedenom članku pristupilo se jednostavnom elastičnom modelu te su se promatrala nepodudaranja s eksperimentalnim podacima koji su dobiveni mjerenjem na podlakticama od strane 10 volontera.

#### 4.3.1. Opis rada usisnog sustava



Slika 4.1. Cilindar usisnog sustava [19]

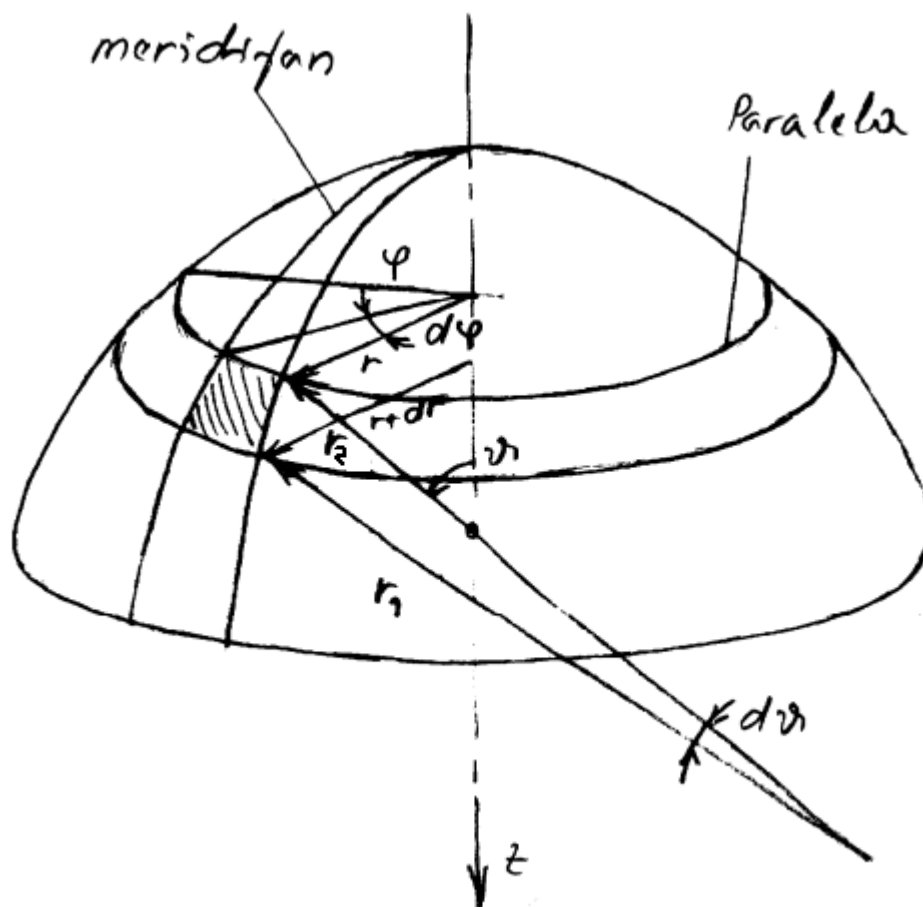
Načelo uređaja usisnog sustava temelji se na stvaranju djelomičnog vakuuma u malom cilindru koji uzrokuje deformaciju kože usisavanjem (slika 4.1.).

Rezultirajući vertikalni pomak kože mjeri se pomoću ultrazvučnog pretvornika (20 MHz). Cilindar je visine 5 cm ( $H$ ), promjera 3 cm ( $W$ ) i mase 24 g. Kraj cilindra koji se nanosi na kožu zatvoren je upotrebom dvostrane ljepljive vrpce, osim središnjeg otvora kroz koji se uvlači koža.

### 4.3.2. Postavljanje modela za računanje mehaničkih svojstava kože pod usisnim tlakom

Prva pretpostavka u članku [19] je da je koža izotropna elastična membrana. Zatim, preuzeto iz članka [20], pokazano je da je otpornost na primijenjeno vertikalno opterećenje uglavnom posljedica kombiniranog utjecaja derme i epiderme, a ne hipoderme. To je u skladu s činjenicom da hipoderma prolazi kroz veće deformacije nego derma.

Koža se može zamisliti kao tanka zakrivljena membrana s glavnim radijusima zakrivljenosti  $r_1$  i  $r_2$ . (slika 4.2.)



Slika 4.2. Osnosimetrična ljuska s meridijalnim radijusom  $r_1$  i cirkularnim radijusom  $r_2$  [21]

Glavne osi nastalog membranskog naprezanja podudaraju se s glavnim radijusima zakrivljenosti, tako da su naprezanja u smjerovima glavnih zakrivljenja  $\frac{1}{r_1}$  i  $\frac{1}{r_2}$  jednaka  $\sigma_1$  i  $\sigma_2$ .

Dakle, u tim smjerovima nema rezultirajućeg smicanja tako da, kada se membrana podvrgne unutarnjem tlaku  $p_0$  i vanjskom tlaku  $p_{ext}$ , može se primijeniti Laplaceov zakon:

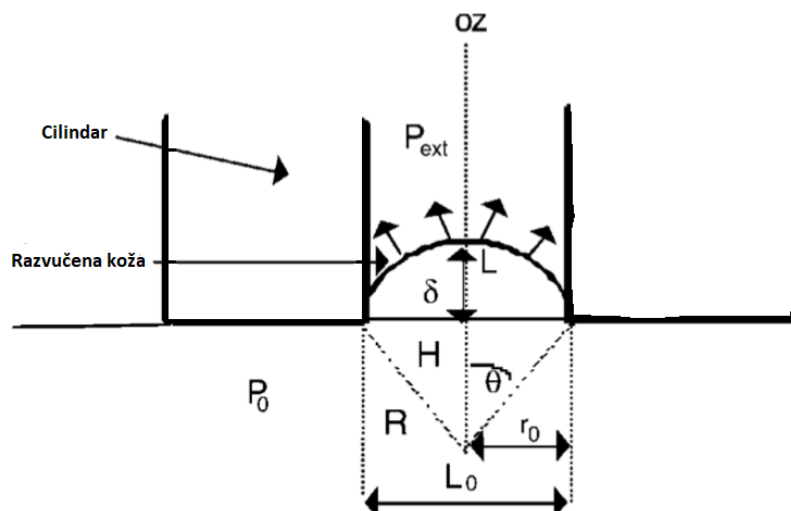
$$\frac{\sigma_1}{r_1} + \frac{\sigma_2}{r_2} = \frac{\delta(p_{ext}-p_0)}{e}, \quad (4.1)$$

gdje  $e$  označava debljinu kože, te jednadžba vrijedi samo ukoliko je  $e < r_1, r_2$ .

Druga pretpostavka je da je koža izotropna elastična membrana s postojanom početnom napetošću.

Otkako je zaključeno da probijanje koje proizvodi objekt s kružnim poprečnim presjekom rezultira eliptičnom ranom, u promatranju koje je proveo Dupuytren prvi put 1834. godine, a Langer proveo kvalitativno istraživanje ove pojave 1861. godine, što je rezultiralo kartiranjem Langerovih linija, prepoznato je da su priroda naprezanja i deformacije područja u koži anizotropne pojave. Dakle, došlo se do zaključka da naprezanja i deformacije u koži imaju različita fizikalna svojstva u različitim smjerovima. Zaključeno je da je derma sustav povezanih kolagenih vlakana koji se protežu u smjeru maksimalne napetosti kože, duž Langerovih linija. U početku, dok je još u stanju mirovanja, koža ima svoju početnu napetost i reagira na naprezanje na linearan način. S većom deformacijom, unutarnja kožna elastičnost pridonosi više otpornosti kože prema naprezanju. Prema određenim modelima membranske deformacije, odnos tlaka / deformacije tada postaje nelinearan. Za proučavanu elastičnu membranu, stanje naprezanja u trenutku kada je primijenjeno vanjsko opterećenje, dovodi do novog mehaničkog ponašanja kože. To novo mehaničko ponašanje kože ne odgovara ponašanju početnog naprezanja. Zato  $\sigma$  predstavlja: zbroj početnog naprezanja na membrani, tj.  $\sigma_0$ , i naprezanja uslijed vanjskih sila, tj.  $\sigma_{ext}$ :

$$\sigma = \sigma_0 + \sigma_{ext}. \quad (4.2)$$



Slika 4.3. Cilindar usisnog sustava i rastegnuta koža [19]

Treća pretpostavka u članku je da deformirana koža ima oblik dijela sfere. Treba imati na umu da je koža homogena u ispitnom području. To je utvrdio *Cook* u svome članku [22], koji je pokazao da primjena usisa na kružnom području kože proizvodi homogeno polje deformacija. Osim toga, pokazao je da dobivena deformacija dovodi do formiranja polusfere kože s konstantnim radijusom zakrivljenosti  $r = R$  (slika 4.3.). Ako se vanjsko naprezanje primijeni na homogeni i izotropni materijal preko kružnog područja, može se smatrati da se deformacija ravnomjerno raspoređuje kroz debljinu materijala; stoga nema nikakvih savijanja. Problem je simetričan oko osi OZ (slika 4.3.) i rubni uvjeti imaju istu simetriju. Smična deformacija je jednaka nuli. Zbog simetrične geometrije vrijedi:

$$\begin{aligned} \sigma_1 &= \sigma_2 = \sigma_{ext}, \\ \text{i} \quad r_1 &= r_2 = R. \end{aligned} \quad (4.3)$$

Ubacivanjem pretpostavki (4.3) u jednadžbu (4.1) može se izvesti:

$$\begin{aligned}\frac{\sigma_{ext}}{R} + \frac{\sigma_{ext}}{R} &= \frac{(p_{ext} - p_0)}{e}, \\ \frac{2\sigma_{ext}}{R} &= \frac{(p_{ext} - p_0)}{e}, \\ \sigma_{ext} = \sigma_1 = \sigma_2 &= \frac{(p_{ext} - p_0) \cdot R}{2e}.\end{aligned}\quad (4.4)$$

Iz Hookeovog zakona za ravninsko stanje naprezanja slijedi:

$$\varepsilon = (1 - \nu) \frac{\sigma_{ext}}{E}, \quad (4.5)$$

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0} = \frac{L}{2r_0} - 1, \quad (4.6)$$

gdje se sa slike (4.3.) vide idući parametri:

$\varepsilon$  označava deformaciju na opsegu,

$E$  - Youngov modul elastičnosti,

$\nu$  - Poissonov koeficijent,

$L_0$  - početnu duljinu promjera otvora koja ocrta mjesto područje kože i

$L$  - duljinu razvučene kože.

Iz jednadžbi (4.4) i (4.5) dobije se sljedeći izraz ovisnosti naprezanja o deformaciji:

$$\sigma_{ext} = \frac{(p_{ext} - p_0) \cdot R}{2e} = \frac{E \cdot \varepsilon}{1 - \nu}. \quad (4.7)$$

Zatim iz jednadžbi (4.2) i (4.7):

$$\sigma = \frac{E \cdot \varepsilon}{1 - \nu} + \sigma_0. \quad (4.8)$$

Za dio sfere vrijede iduće jednadžbe:

$$L = 2 \cdot R \cdot \theta,$$

$$\theta = \arcsin\left(\frac{r_0}{R}\right), \quad (4.9)$$

gdje  $\theta$  označava kut između središta zamišljene sfere na osi  $\overline{OZ}$  i vanjskog ruba cilindra,

$$i \quad \delta = R - H = R(1 - \cos \theta), \quad (4.10)$$

$$iz \text{ čega slijedi} \quad \cos \theta = 1 - \frac{\delta}{R} \text{ (slika 4.3.)}. \quad (4.11)$$

Polumjer sfere kao funkcija vremena zadan je u idućem obliku:

$$R(t) = \frac{\delta(t)^2 + r_0^2}{2 \cdot \delta(t)}, \quad (4.12)$$

a raspodjela duljine kože po vremenu:

$$L(t) = \left[ \left( \frac{\delta(t)^2 + r_0^2}{r_0} \right) \cdot \arcsin \left( \frac{2 \cdot r_0 \cdot \delta(t)}{\delta(t)^2 + r_0^2} \right) \right]. \quad (4.13)$$

Iz jednadžbi (4.6) i (4.13) dobije se:

$$\varepsilon(t) = \left( \left[ \left( \frac{\delta(t)^2 + r_0^2}{2 \cdot r_0 \cdot \delta(t)} \right) \cdot \arcsin \left( \frac{2 \cdot r_0 \cdot \delta(t)}{\delta(t)^2 + r_0^2} \right) \right] - 1 \right). \quad (4.14)$$

Uz pretpostavku po *Cooku* [22] da je tlak u tkivima pod dermom konstantan u slučaju kada usisni tlak djeluje na površinu kože dolazi se do jednadžbe koja povezuje primijenjeni vanjski tlak  $p_{ext}$  s vertikalnim pomakom  $\delta(t)$ :

$$p_{ext}(t) = \frac{4 \cdot \delta(t) \cdot e}{\delta(t)^2 + r_0^2} \left[ \frac{E}{1 - \nu} \cdot \left( \left[ \left( \frac{\delta(t)^2 + r_0^2}{2 \cdot r_0 \cdot \delta(t)} \right) \cdot \arcsin \left( \frac{2 \cdot r_0 \cdot \delta(t)}{\delta(t)^2 + r_0^2} \right) \right] - 1 \right) + \sigma_0 \right], \quad (4.15)$$

gdje:

$e$  – debljina kombinirano derme i epiderme,

$r_0$  – radijus otvora koji ocrta mjesto područje kože,

$E$  – Youngov modul elastičnosti,

$\delta(t)$  – vertikalni pomak površine kože,

$p_{ext}(t)$  – primijenjeni usisni tlak,

$\sigma_0$  – početno naprezanje.

Razvojem arcsin funkcije do trećeg reda dok teži prema nuli:

$$\arcsin \left( \frac{2r_0 \delta(t)}{\delta(t)^2 + r_0^2} \right) = \frac{2\delta(t)}{r_0} - \frac{2}{3} \frac{\delta(t)^3}{r_0^3}. \quad (4.16)$$

te se daljnjim pojednostavljenjem može dobiti približna vrijednost primijenjenog vanjskog tlaka izražena preko A i B:

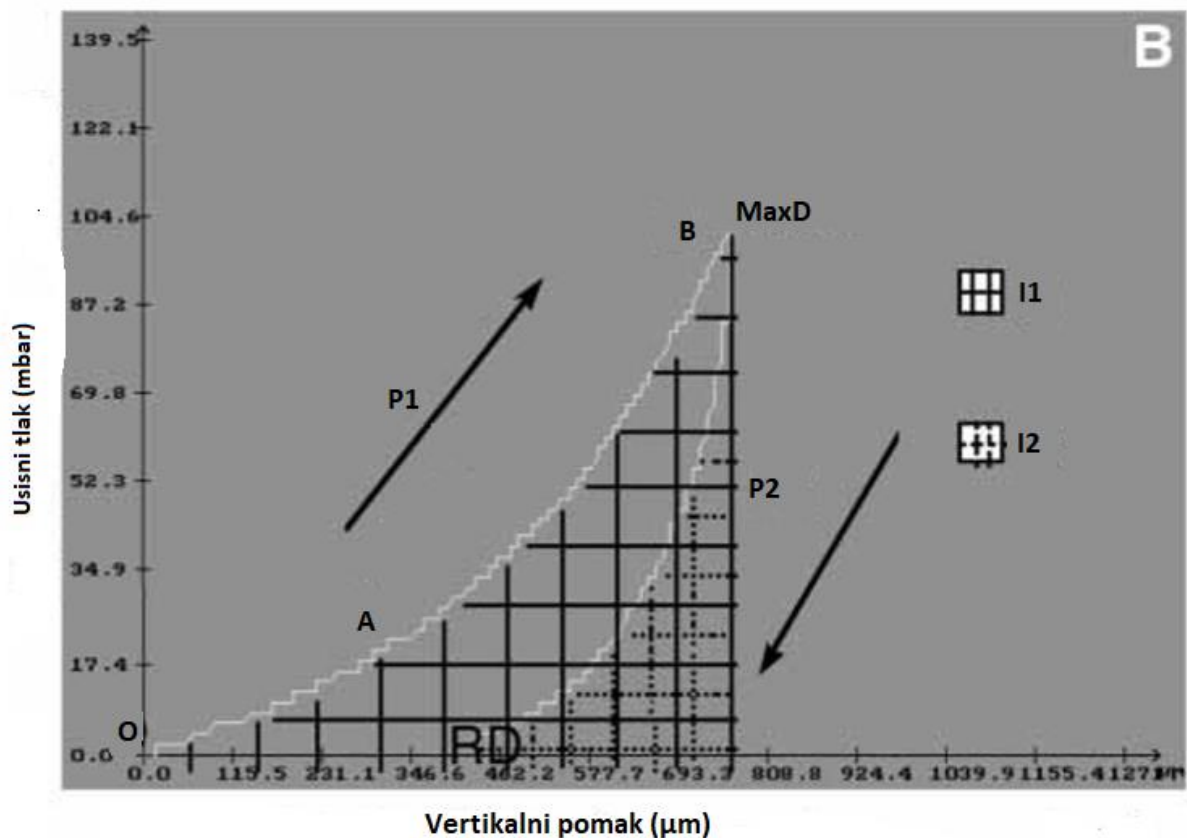
$$p_{ext}(t) \approx \sigma_0 \cdot B \cdot \delta(t) + \frac{E}{1 - \nu} \cdot A \cdot \delta(t)^3, \quad (4.17)$$

gdje su A i B vrijednosti:

$$A = \frac{8 \cdot e}{3 \cdot r_0^4},$$

$$B = \frac{4 \cdot e}{r_0^2}.$$

U slučaju niskog usisnog tlaka na taj način jednadžbom dominira član  $\sigma_0 \cdot B \cdot \delta(t)$  što je prikazano kao kvazilinearan dio OA na slici (4.4), dok kod višeg usisnog tlaka dominira član  $\frac{E}{1-\nu} \cdot A \cdot \delta(t)^3$  što je kubna funkcija pa će dio AB biti krivulja trećeg reda na slici (4.4).

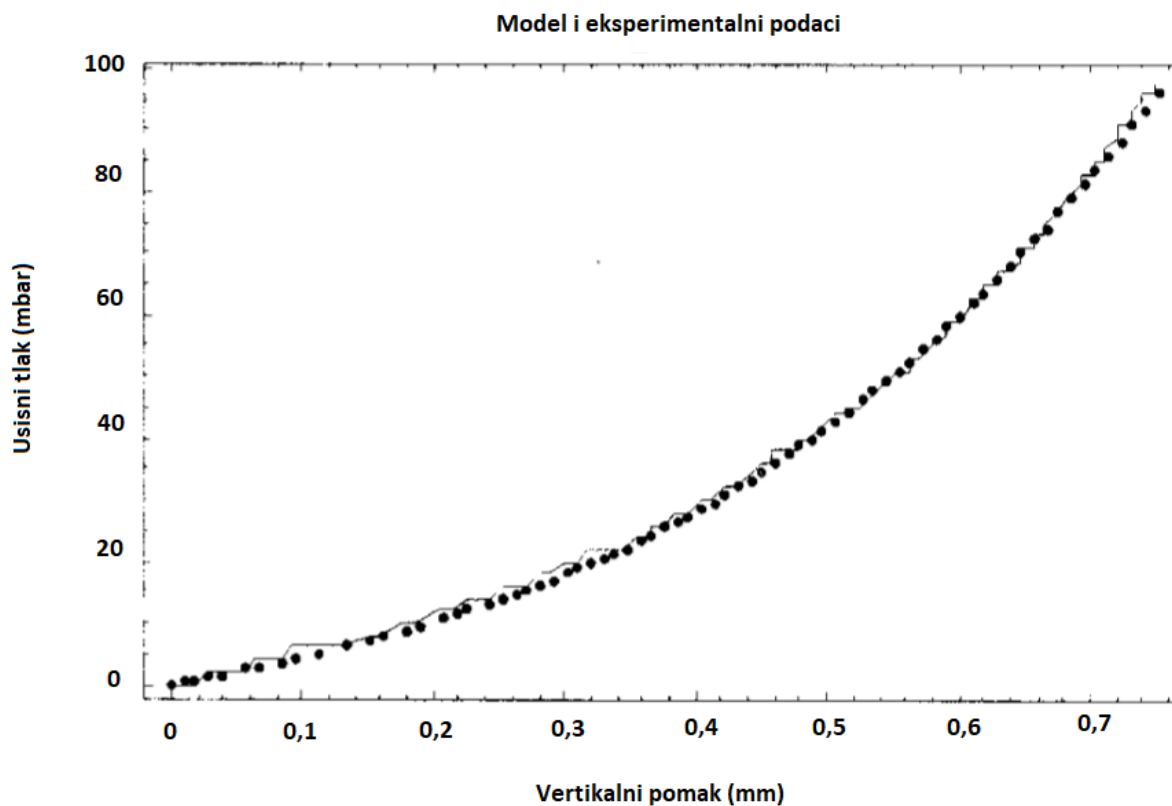


Slika 4.4. Dijagram ovisnosti vertikalnog pomaka i usisnog tlaka [19]

U ovome istraživanju prvi je put dana mogućnost određivanja Youngovog modula i početnog naprezanja kože na *In Vivo* uzorku. To je moguće zbog razloga što se konstanta krutosti izvodi pomoću derivacije kontinuirane krivulje pomaka/tlaka, za razliku od do sada primijenjivanih par točaka kojima su dobiveni rezultati primijenjenog naprezanja.



### 4.3.3. Usporedba izračunatih vrijednosti pomoću modela s eksperimentalnim podacima [19]



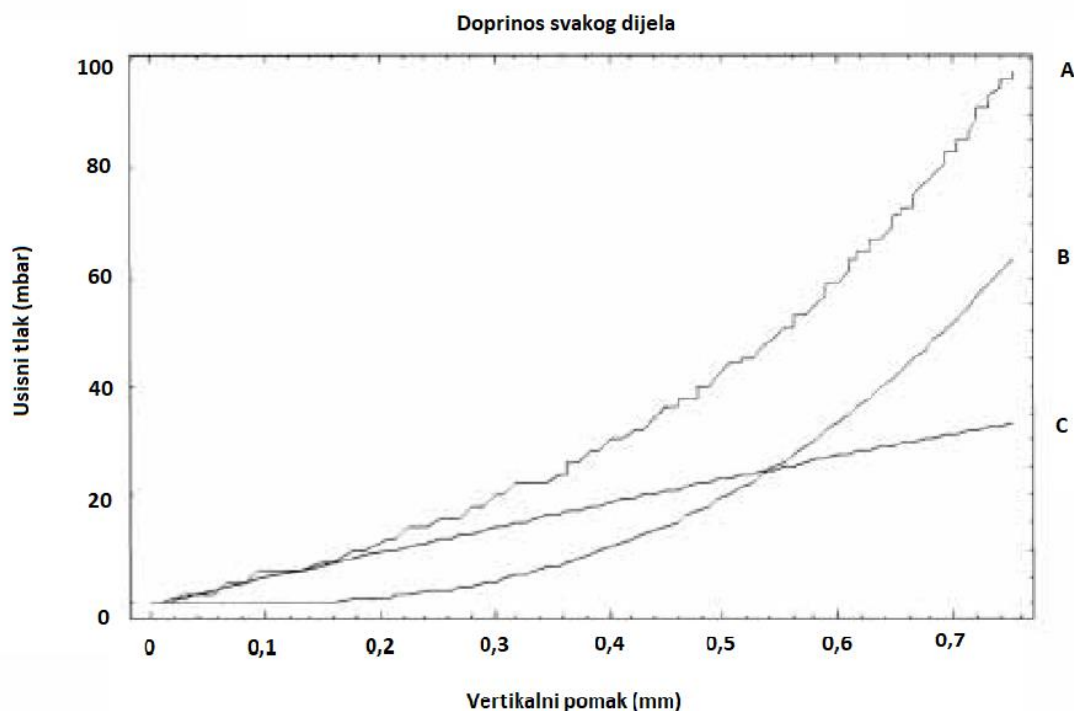
Slika 4.5. Dijagram usporedbe rezultata mehaničkog modela i eksperimentalnih podataka [19]

Na slici (4.5.) vidljiva je sličnost rezultata dobivenih pomoću modela za određivanje mehaničkih svojstava (točkasta linija) iz jednadžbe (4.15) s eksperimentalnim podacima (puna linija). Ovim modelom dobiveni su idući rezultati:

$$E = 153 \text{ kPa},$$

$$\sigma_0 = 12 \text{ kPa},$$

s izmjerenom debljinom kože od 0,95 mm.



Slika 4.6. Dijagram doprinosa Youngovog modula  $E$  i početnog naprezanja  $\sigma_0$  [19]

Na slici (4.6.) u dijagramu pomak/tlak prikazan je doprinos Youngovog modula (B) i početnog naprezanja (C) u dobivanju rezultata približnih eksperimentalnim podacima (A). Na slici se može vidjeti kako doprinos početnog naprezanja nije zanemariv, što je vjerojatno povezano s podatkom da je Youngov modul izračunat ovim modelom znatno niži od onoga ustanovljenog kod drugih autora (slika 4.1.).

Zna se da manji Youngov modul elastičnosti predstavlja veću rastezljivost kože te se time vidi da je koža kod ovog načina rastezljivija nego kod postupka s torzijskim uređajem. Također je kod ovog postupka uzeta u obzir i debljina kože koja varira od čovjeka do čovjeka, a uvelike utječe na njeno ponašanje pod primijenjenim naprezanjem, a koja je izračunata koristeći ultrazvučnu tehniku visoke rezolucije. To je još jedan primjer koji dodatno dokazuje koliko je teško dobiti idealni matematički model za izračunavanje mehaničkih parametara kože. Isto tako, kod torzijskog uređaja nije uzeta u obzir početna napetost kože. Dakle, iz ovoga poglavlja se može zaključiti kako postoji puno faktora, poput debljine kože dijelova tijela na kojima su parametri mjereni, uzimanja početne napetosti u obzir te mnogih drugih o kojima će ovisiti konačni rezultat mehaničkih parametara kože.

#### 4.4. Promjene mehaničkih parametara kože zbog starenja

U poglavlju 4.3. prikazan je jedan način računanja mehaničkih parametara kože pomoću matematičkog modela i dokazano da je utvrđivanje savršenog matematičkog modela iznimno teško postići. Kao što je već ranije spomenuto, mehanički parametri kože mijenjaju se s vremenom. Uslijed starenja koža postaje tanja, kruća, gubi na napetosti te na fleksibilnosti. U slučaju iz članka [23], napetost kože, modul elastičnosti i srednja deformacija kože mjereni su tijekom *In Vivo* jednoosnog opterećenja te su rezultati mjerenja tih podataka viši kod djece nego kod odraslih. Napetost kože koja je izmjerena tijekom *In Vivo* jednoosnog opterećenja kod djece bila je oko 21 MPa, dok je rezultat izmjeren kod starijih odraslih osoba pao na oko 17 MPa. Modul elastičnosti djece bio je prosječno 70 MPa, dok je modul elastičnosti starijih odraslih osoba bio prosječno 60 MPa. Nadalje, prosječna deformacija kože prije pucanja bila je 75 % za novorođenčad i 60 % za starije osobe.

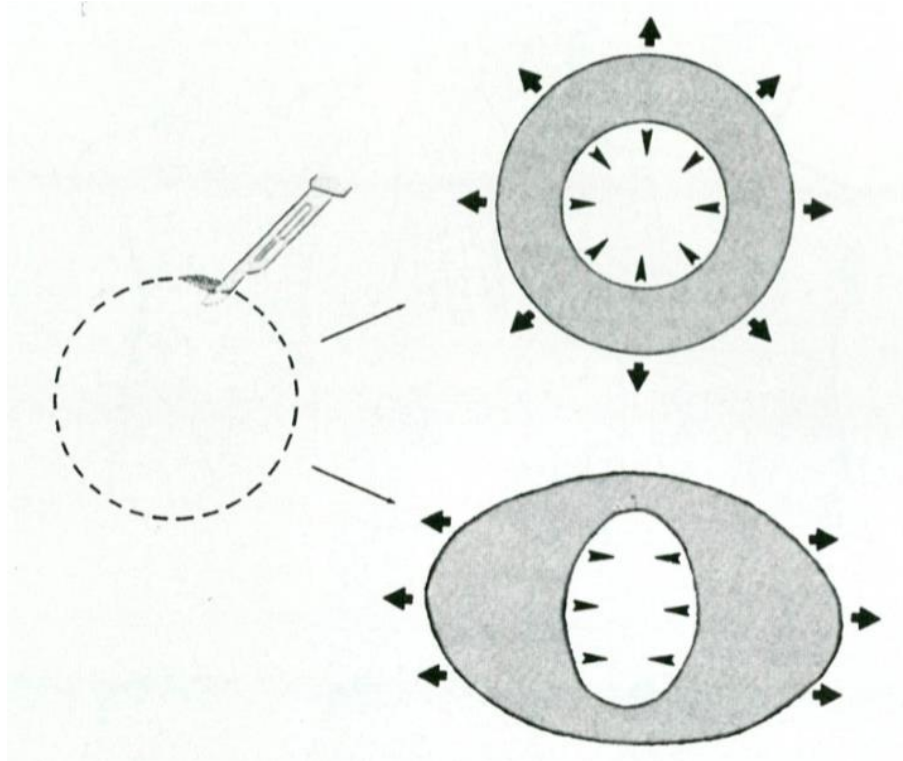
U poglavlju 4.3.2. ovoga rada došlo se do zaključka da su priroda naprezanja i deformacije područja u koži anizotropne pojave, odnosno imaju različita fizikalna svojstva u različitim smjerovima. Anizotropija kože raste s porastom dobi. Napetost kože ovisi o međusobnom položaju vlakana podvrgnutih vanjskim silama, dok mehanička svojstva kože ovise o primijenjenom vektoru sile. Mikroskopska promatranja ljudske kože pokazala su da topografija kože ima mrežu linija. Organizacija linija odražava višesmjernu napetosti vezane uz njenu konstrukciju. Ova morfologija je prisutna pri rođenju, a njena skala dubine i valne duljine se povisuju s dobi [24].

## 5. LINIJE KOŽE

Već duži niz godina linije kože su od velike važnosti kirurzima u izboru rezova kojima bi postigli najbolji estetski ožiljak. Tijekom povijesti opisano je 36 linija različitih autora, no nijedna od njih nije u potpunosti dosljedna. Najbliže u tome su Borgesove linije *Relaxed Skin Tension Lines*. Kroz povijest opisanih linija, korištene tehnike napredovale su od jednostavnog uboda tkiva s trupla do modela 3D skeniranja.

### 5.1. Povijest utvrđivanja linija kože

Prva bitna stavka u razvoju metoda utvrđivanja linija kože uočena je 1834. godine kada je *Guillame Dupuytren* otkrio pacijenta s višestrukim ubodima na prsima koji su bili eliptičnog oblika, iako je oružje kojim je uboden bilo kružnog oblika [25]. Na temelju njegovog saznanja, Karl Langer je uporno promatrao smjerove tih elipsa probadajući stotine leševa šiljkom okruglog presjeka. U svojim radovima Langer je ubode nazivao rascjepima te je pokazao kako su ti rascjepi ujedno i linije napetosti kože. Zasjeкао je oko uzoraka krugove i zabilježio kako se koža na različitim dijelovima tijela povlačila u različitim stupnjevima. (slika 5.1.) Smjer rana podudarao se s linijama rascjepa.



Slika 5.1. Langerovi zarezani krugovi i razlike u povlačenju kože [25]

Kasnije, Borges je pokazao kako Langerove linije predstavljaju linije rascjepa na truplima, a ne linije živih bića. Poznato je da miškulatura lica trupala često nije u opuštenom stanju. Dokazao je kako su Langerove linije na licu bitno drugačije od linija napetosti u opuštenom stanju. Te linije je opisao 1962. sam Borges i one su vjerojatno najprihvaćeniji opis za rezove lica. Linije napetosti u opuštenom stanju kože slijede brazde formirane kada je koža opuštena. Linije napetosti nisu vidljive značajke kože kao što su npr. bore. One su samo izvedene iz brazda koje nastaju pritezanjem kože okomito na linije. Stoga je Borges linije opisivao pritezanjem kože i promatranjem oblikovanih brazda i grebena umjesto promatranja brazda nastalih mišićnim stezanjima i mobilizacijom zgloba koji bi mogli dati lažne linije ovisno o stupnju i smjeru mobilizacije te stezanju mišića. (slika 5.2.)

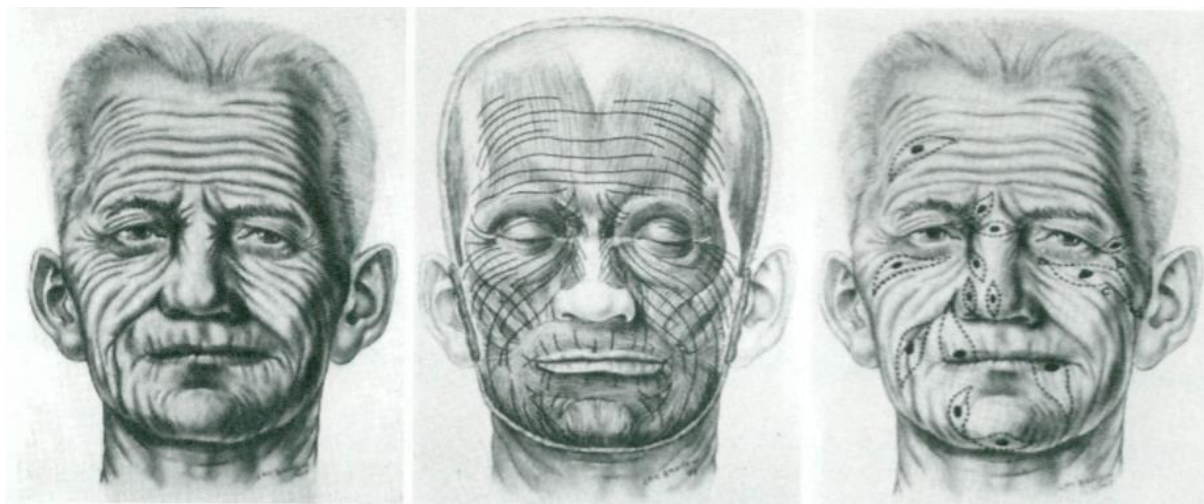


**Slika 5.2. Brazde na koži koje je opisao Borges [25]**

Na slici 5.2. vidljiv je smjer i oblik brazdi za dva različita tipa pritezanja kože. Kada je koža pritegnuta koso u odnosu na *Borgesove* linije, stvara se brazda S-oblika. (slika 5.2. desno) Manji broj većih brazdi se stvara pritezanjem kože paralelno s linijama. (slika 5.2. lijevo) *Borgesove* linije se uvelike razlikuju od *Langerovih* te im je odnos skoro pa okomit na području glave. (slika 5.4.)

*Cornelius Kraissl* je tvrdio kako su ožiljci najmanje vidljivi kada su postavljeni u linije bora.

On je fotografijom i skiciranjem staroga čovjeka kojemu je istaknuo bore postigao skicu na kojoj je temeljio svoju teoriju.

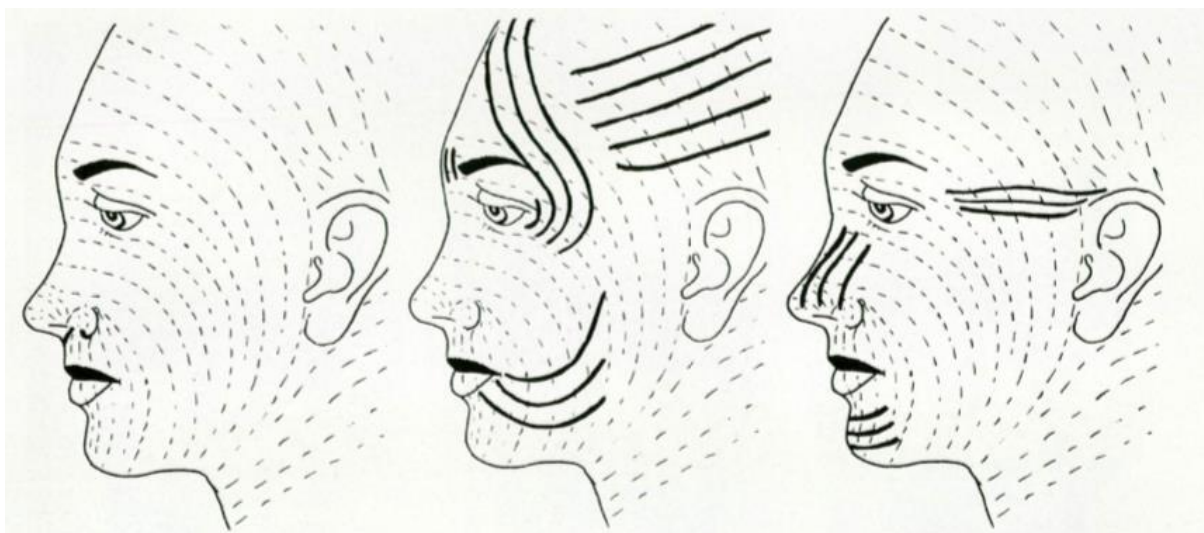


**Slika 5.3. Skice s istaknutim borama te postavljenim Kraisslovim linijama [25]**

*Kraissl* je otkrio kako bore nastaju okomito na smjer djelovanja mišića te je po tome razvio shemu za izbor rezova na licu.

## **5.2. Usporedba Borgesovih, Langerovih i Kraisslovih linija**

Na idućoj slici su prikazane usporedbe Borgesovih linija s Langerovim te Kraisslovim linijama.



**Slika 5.4. Borgesove linije (lijevo), usporedba Borgesovih linija s Langerovim (sredina) te Kraisslovim (desno) [25]**

Razvijene od trupala s ekstremitetima u ispruženom položaju, Langerove linije idu uzduž zglobova. Blocker i Hendrix [25] su primijetili kako su Langerove uzdužne linije ograničile pokretljivost pacijenata kada su korištene preko zglobova. Kraisslove linije, koje su postavljene okomito na djelovanje mišića, imaju poprečnu orijentaciju u odnosu na Langerove linije te ne ograničavaju pokretljivost kod pacijenata. Borgesove i Kraisslove linije su stoga najbolji izbor za rezove na licu i tijelu. Međutim, ove su linije samo smjernice. Mnogi drugi čimbenici povezuju se sa prikrivanjem ožiljaka, uključujući linije bora i kontura. Zapravo, standardni slučaj koji se često koristi podsvjesno nakon reza uključuje procjenu smjera najmanje napetosti oblikovanjem rubova rane ili stezanjem rane. Kako je Langer bio profesor anatomije, nije imao namjeru svoje linije koristiti za rezove u kirurške svrhe, dok kirurzi Borges i Kraissl jesu.

---

## **6. ZAKLJUČAK**

Koža je jedan od najsloženijih i najbitnijih ljudskih organa. Osim estetske prirode, bitna je i zbog svoje zaštitne funkcije. Ona je zaštitni pokrivač svih kralješnjaka i služi kao prva linija zaštite tijela od virusa i bakterija. Jedno od najbitnijih svojstava kože je njena rastezljivost koja je omogućena djelovanjem kolagena i elastina. Možda i najveći pokazatelj složenosti kože je njena anizotropnost, zbog koje je potrebno provoditi nove matematičke modele u svakom istraživanju ne bi li se pojednostavio njen određeni dio. Anizotropnost se povećava sa starošću čovjeka, odnosno uslijed starenja ljudska koža u različitim smjerovima ima sve različitija svojstva, što dovodi do smanjenja napetosti i modula elastičnosti te koža postaje tanja i kruća. Postoji još mnogo mogućih napredaka kroz promatranje ljudske kože, no uz razvijanje tehnologije to postaje i sve lakši zadatak.



---

**LITERATURA**

- [1] Silver FH, Freeman JW, DeVore D. Viscoelastic properties of human skin and processed dermis. *Skin Research and Technology* 2001; 7: 18-23
- [2] <https://hr.wikipedia.org/wiki/Ko%C5%BEa>, 01.2018
- [3] Ross, Michael. *Histology: A text and Atlas*. Pennsylvania: Wojciech Pawlina, 2003.
- [4] <https://en.wikipedia.org/wiki/Epidermis>, 01.2018
- [5] [https://en.wikipedia.org/wiki/Subcutaneous\\_tissue](https://en.wikipedia.org/wiki/Subcutaneous_tissue), 01.2018
- [6] Papić, J.: "Kolagen" inPharma, 01.2018
- [7] Generalić, E.: "Kolagen." Englesko-hrvatski kemijski rječnik & glosar. 15 Dec. 2015. KTF-Split.
- [8] <https://en.wikipedia.org/wiki/Collagen>, 01.2018
- [9] AgacheP, "Mechanical properties and Young's modulus of human skin in vivo", *Arch DermatolRes* 1980; 269: 221-232
- [10] Riching KM, Cox BL, 3D collagen alignment limits protrusions to enhance breast cancer cell persistence. 2014
- [11] [https://hr.wikipedia.org/wiki/Hookeov\\_zakon](https://hr.wikipedia.org/wiki/Hookeov_zakon), 01.2018
- [12] <https://en.wikipedia.org/wiki/Decellularization>, 01.2018
- [13] <https://www.intechopen.com/books/skin-grafts-indications-applications-and-current-research/cryopreservation-of-skin-tissues-for-skin-grafts>, 01.2018
- [14] Dunn MG, Silver FH. Viscoelastic behavior of human connective tissues: relative contribution of viscous and elastic components. *Connect Tissue Rec* 1983; 12: 59-70
- [15] Fung YC. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. 1993: 300-307
- [16] Fung YC. *Foundations of Solid Mechanics*, 1965: Chapter 16
- [17] <https://www.vichy.hr/me%C4%91unarodna/laboratoriji-vichy/elastin-1cmp605.aspx>, 01.2018
- [18] De Filippo RE, Atala A. Stretch and growth: the molecular and physiologic influences of tissue expansion. *Plast Reconstr Surg* 2002; 109: 2450-62.
- [19] DiridollouS., "In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction", *Skin research and technology* (2000) , Vol 6: 214-221
- [20] Diridollou S, Berson B, Vabre V, et al. An in vivo method for measuring the mechanical properties of the skin using ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 1998; 24: 215–224.

- 
- [21] [http://e-ucenje.fsb.hr/pluginfile.php/29174/mod\\_resource/content/1/Predavanja/7\\_Membranska\\_teorija\\_osnosimetričnih\\_ljusaka\\_WEB.pdf](http://e-ucenje.fsb.hr/pluginfile.php/29174/mod_resource/content/1/Predavanja/7_Membranska_teorija_osnosimetričnih_ljusaka_WEB.pdf), 01.2018
- [22] Cook T. The mechanical characterization of human skin in vivo. PhD thesis, Stevens Institute of Technology, New Jersey, USA, 1975.
- [23] Pawlaczyk M., Lelonkiewicz M., Wieczorowski M. Age-dependent biomechanical properties of the skin. *Postępy Dermatologii i Alergologii* 5, October / 2013: 302-306
- [24] Žak M, Szotek S, Kuropka P, et al. Determination of the mechanical properties of the skin of foetuses with respect to its structure. *Acta Bioeng Biomech* 2011; 13: 37-4.
- [25] B. J. Wilhelmi, J. Bradon, S. J. Blackwell, and L. G. Phillips, “Langer’s lines: To use or not to use,” *Plast. Reconstr. Surg.* 104, 208–214, 1999
- [26] Mechanic GL, Katz EP, Henmi M, Noyes C, Yamauchi M. Locus of a histidine-based, stable trifunctional, helix to helix collagen cross-link: stereospecific collagen structure of type I skin fibrils. *Biochemistry* 2000; 26: 3500-3509.