

Određivanje in vivo mehaničkih svojstava ljudske kože

Bogut, Nikola

Undergraduate thesis / Završni rad

2017

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:235:642991>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-04-02**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Nikola Bogut

Zagreb, 2017.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentori:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

Student:

Nikola Bogut

Zagreb, 2017.

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

Zahvaljujem se mentorici prof. dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na razumijevanju i izdvojenom vremenu te danim savjetima.

Nikola Bogut



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



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

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

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Nikola Bogut**

Mat. br.: 0035188335

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Određivanje *in vivo* mehaničkih svojstava ljudske kože**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Determination *in vivo* of the mechanical properties of human skin**

Opis zadatka:

Poznavanje mehaničkih svojstava ljudske kože potrebno je u dermatologiji, kirurgiji, biomehanici sudara, forenzici itd. Za određivanje *in vivo* mehaničkih svojstava kože koristi se nekoliko tehnika, kao npr. torzijski sustavi i usisne tehnike.

U radu je potrebno:

- opisati postupak koji koristi torzijski uređaj i postupak koji koristi usisni uređaj,
- na temelju eksperimentalnih rezultata iz literature za kožu podlaktice, matematički opisati mehaničko ponašanje kože kod oba postupka te postaviti izraze za računanje Youngovog modula elastičnosti; kod rezultata utvrđenih na usisnom uređaju, pretpostaviti da je koža izotropna elastična membrana,
- usporediti rezultate te opisati prednosti i nedostatke oba postupka.

Potrebno je navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

10. studenog 2016.

Rok predaje rada:

1. rok: 24. veljače 2017.

2. rok (izvanredni): 28. lipnja 2017.

3. rok: 22. rujna 2017.


Predviđeni datumi obrane:

1. rok: 27.2. - 03.03. 2017.


2. rok (izvanredni): 30. 06. 2017.

3. rok: 25.9. - 29. 09. 2017.

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
1. UVOD.....	1
1.1. Koža	1
1.2. Struktura kože	1
1.2.1. Epiderma	2
1.2.2. Derma.....	3
1.2.3. Hipoderma.....	3
1.3. Vanjski utjecaji na kožu	4
1.4. Koža kroz godine	4
1.5. Stanja i bolesti kože	6
2. UTVRĐIVANJE YOUNGOVOG MODULA ELASTIČNOSTI LJUDSKE KOŽE „IN VIVO“ POMOĆU TORZIJSKOG UREĐAJA	8
2.1. Torzijski uređaj i postupak.....	8
2.2. Mjerenje debljine kože.....	11
2.3. Rezultati mjerenja	12
2.4. Izračun Youngovog modula elastičnosti.....	16
3. ISPITIVANJE LJUDSKE KOŽE „IN VIVO“ POMOĆU USISNOG UREĐAJA	20
3.1. Usisni uređaj i postupak	20
3.2. Rezultati mjerenja	23
3.3. Izračun Youngovog modula elastičnosti.....	24
4. USPOREDBA POSTUPAKA I NJIHOVIH REZULTATA	29
5. ZAKLJUČAK.....	30
LITERATURA.....	31

POPIS SLIKA

Slika 1.	Prikaz tri glavna sloja kože: epiderme, derme i hipoderme. [4].....	2
Slika 2.	Vanjski sloj kože podijeljen na 4 podsloja. [4]	2
Slika 3.	Mlada koža s debelom epidermom i jakim mrežom kolagenih vlakana	5
Slika 4.	Zrela koža s tanjom epidermom i oslabljenom mrežom kolagenih vlakana	5
Slika 5.	Torzijski uređaj [9].....	9
Slika 6.	Deformacija kože prije i nakon primjene zakretnog momenta po vremenu [9]....	10
Slika 7.	Holtain skinfold caliper (HSC).....	11
Slika 8.	Debljina nabora kože u odnosu na spol i dob [9]	12
Slika 9.	a) Promjena rastezljivosti kože prema dobi ($M_1 = 9 \times 10^{-3} \text{ Nm}$).....	13
Slika 10.	a) Promjena rastezljivosti kože prema dobi ($M_2 = 28.6 \times 10^{-3} \text{ Nm}$).....	14
Slika 11.	Razlika između rastezljivosti kod većeg i manjeg opterećenja u ovisnosti o životnoj dobi [10]	15
Slika 12.	Površina kože koja se deformira uslijed primijenjenog momenta [10].....	16
Slika 13.	Deformacija volumena. e : debljina kože; S : površina kože opterećene na smik; F : sila koja urokuje smik; α : kut smicanja [10]	18
Slika 14.	Promjena kuta zakreta kože [$\theta(r)$] uzduž intervala između rotirajućeg diska i zaštitnog prstena. R_1 : polumjer diska; R_2 : polumjer zaštitnog prstena [10]	19
Slika 15.	Ehoreometar [11].....	21
Slika 16.	Krivulja usisnog tlaka prikazana kao funkcija vremena [11].....	21
Slika 17.	Krivulja usisnog tlaka prikazana kao funkcija vertikalnog pomaka [11].....	22
Slika 18.	Prikaz deformacija dubljih struktura unutar kože u dva moguća načina (A i TM) [11]	22
Slika 19.	Cilindar i napregnuta koža [11].....	24
Slika 20.	Prikaz eksperimentalnih podataka (pune linije) i podataka teorijskog modela.....	28

POPIS TABLICA

Tablica 1. Dobna raspodjela osoba koje su sudjelovale u torzijskom eksperimentu [9].....	8
Tablica 2. Dobna razdioba osoba koje su sudjelovale u mjerenju debljine kože [9]	11

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
M_1	Nm	Zakretni moment u prvom testiranju
M_2	Nm	Zakretni moment u drugom testiranju
α	rad	Kut smicanja infinitezimalnog elementa
$\theta(r)$	rad	Kut zakreta kože na polumjeru r
e	mm	Debljina kože
μ	Nm^{-2}	Lameov koeficijent
E	Nm^{-2}	Youngov modul elastičnosti
S	mm^2	Površina ispitivane kože pod djelovanjem smičnog opterećenja
F	N	Sila koja uzrokuje smično opterećenje
σ_0	kPa	Početno naprezanje
$\delta(t)$	mm	Vertikalni pomak površine kože
L_0	mm	Promjer središnjeg otvora na cilindru
L	mm	Duljina napregnute kože
p_{ext}	kPa	Vanjski pritisak narinut na površinu kože
p_0	kPa	Unutarnji tlak u koži
r	mm	Udaljenost od trenutne točke do središta O
R_1	mm	Polumjer diska
R_2	mm	Polumjer zaštitnog prstena
MaxD	mm	Maksimalni vertikalni pomak
RD	mm	Zaostali vertikalni pomak
R	mm	Polumjer sfere
r_0	mm	Polumjer koji opisuje površinu testirane kože
σ_{ext}	kPa	Naprezanje uslijed vanjskog opterećenja
ε	mm	Deformacija kože

SAŽETAK

Ovim radom opisana su dva postupka mjerenja „in vivo“ biomehaničkih svojstava ljudske kože na podlaktici. Jedan od tih postupaka izvodi se uz pomoć torzijskog uređaja, a zasniva se na djelovanju zadanog zakretnog momenta neposredno na ljudsku kožu. Drugi postupak koristi vertikalni pomak površine kože koja je uvučena u usisni uređaj. U oba postupka mjeri se debljina kože te se uz pomoć ostalih mjerenih podataka i poznatih relacija izvodi važan biomehanički parametar – Youngov modul elastičnosti. Izračun teoretske veze između zakreta i istežanja dao je vrijednost Youngovog modula od $4.2 \cdot 10^5 \text{ Nm}^{-2}$ kod mlađih do $8.5 \cdot 10^5 \text{ Nm}^{-2}$ kod starijih ljudi. Kod postupka s usisnim uređajem izmjeren je znatno manji Youngov modul te je iznosio $E = 1.53 \cdot 10^5 \text{ Nm}^{-2}$.

Ključne riječi: „in vivo“ biomehanička svojstva kože, torzijski uređaj, usisni uređaj, debljina kože, koža podlaktice, Youngov modul elastičnosti

1. UVOD

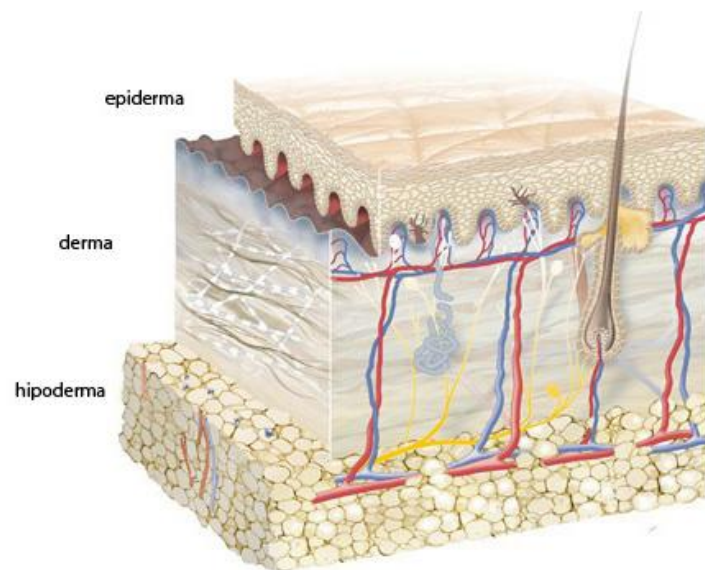
Biomehanička svojstva kože od velike su važnosti jer su odgovorna za zdravlje ili bolesti kože, strukturni integritet te dakako za njeno očuvanje, obnavljanje i starenje [1]. Ranija istraživanja biomehaničkih svojstava ljudske kože počela su još u 19. stoljeću, a većinom su se bazirala na anizotropnosti [2]. Shvaćanjem te značajke, provedena su brojna istraživanja biomehaničkih svojstava na područjima starenja kože, plastičnih operacija, dermatoloških proizvoda, kozmetike, kožnih bolesti; sve to u svrhu boljeg shvaćanja ponašanja kože, a samim time i otkrivanja kožnih bolesti i poboljšanja liječenja istih. Pomoću tih svojstava moguće je pratiti starenje kože te njenu hidrataciju. Korišteni su razni pristupi mjerenja tih značajki, oni koji se najčešće spominju u literaturi temelje se na torzijskim i usisnim metodama. Pri opisu tih dviju metoda, potrebno je opisati građu ljudske kože.

1.1. Koža

Koža (lat. *cutis, dermis*) je meki vanjski zaštitni pokrivač kralježnjaka 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. Najveći je organ na ljudskom tijelu, isto tako i najvidljiviji te pokriva kod odrasle osobe prosječne visine gotovo 2 m², te iz tog razloga čini skoro šestinu naše tjelesne težine [3].

1.2. Struktura kože

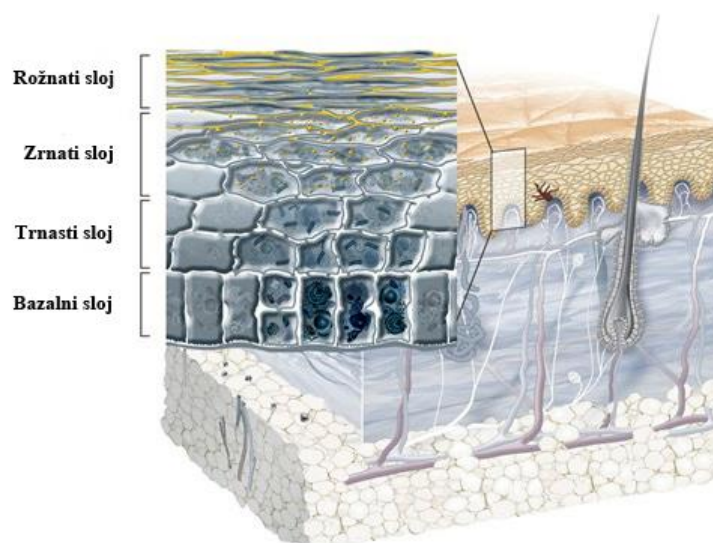
Kao naš najveći organ koža se sastoji od tri glavna sloja (Slika 1.) : epiderme, derme i hipoderme. Svaki od ta tri glavna sloja imaju još i svoje sastavne dijelove, koji se mogu nalaziti isključivo samo u jednom od navedena tri glavna sloja, ili se mogu protezati kroz više njih istodobno. Folikule i žlijezde znojnice i lojnice, odnosno produžeci kože, imaju isto tako vrlo važnu ulogu u njezinoj sveukupnoj funkciji.



Slika 1. Prikaz tri glavna sloja kože: epiderme, derme i hipoderme. [4]

1.2.1. Epiderma

Epiderma, pousmina ili vanjski sloj koji je vidljiv te ga možemo dodirnuti nas štiti od vanjskih utjecaja, toksina, bakterija i gubitka tekućine. Vanjski sloj dijelimo na četiri podsloja (Slika 2.) kojeg čine stanice keratinocita. Stanice koje su proizvedene u najdubljem sloju, polagano migriraju prema gore odnosno prema površini kože. Kako putuju kroz različite podslojeve epiderme, one prolaze kroz niz promjena i tim putem sazrijevaju. Najviši sloj koji se nalazi na samoj površini kože sadrži 25 do 30 mrtvih stanica koje se počinju na kraju ljuštiti i otpadati, cijeli proces traje po nekoliko tjedana [4].



Slika 2. Vanjski sloj kože podijeljen na 4 podsloja. [4]

Najdublji unutarnji sloj epiderme koji se još naziva i bazalni sloj je mjesto gdje se proizvode stanice keratinociti. Nakon njega slijedi trnasti sloj u kojem keratinociti proizvode keratin (proteinska vlakna) te u tom sloju poprimaju oblik vretena. Zrnasti sloj u kojemu stanice proizvode tvrde granule koje se kreću prema gore i istovremeno se pretvaraju u keratin i epidermalne lipide. Svijetli sloj je dio procesa u kojemu su stanice gusto raspoređene, plosnatog su oblika i ne razaznaju se granice među njima. I na kraju dolazi rožnati sloj koji sadrži kako je već navedeno 25 do 30 podslojeva plosnatih mrtvih stanica, ovisno o kojem je dijelu tijela riječ. Osim što se u rožnatom sloju odvija proces ljuštenja kože, u njemu se nalaze mnogi otvori lojnih žlijezda te pore žlijezda znojnica. Stanice koje se nalaze u ovom sloju su međusobno povezane epidermalnim lipidima. Oni su važni za zdravlje kože, vežu vlagu za sebe i stvaraju zaštitnu barijeru između vanjskih utjecaja na kožu i daljnjih unutarnjih slojeva. U slučaju kada nedostaje lipida koža postaje gruba, zategnuta i suha, što ujedno znači da je nedovoljno elastična i sklona je oštećenjima. Sloj je blago kiseo te zdravoj koži daje blago kiseli pH od 5.4 do 5.9, kao takav pruža idealne uvijete za stvaranje epidermalnih lipida, rast mikroorganizama ili kožne flore koja odgovara koži i služi za uništenje štetnih mikroorganizama.

1.2.2. *Derma*

Derma, srednji sloj ili usmina je debeli, čvrst, ali i elastičan sloj kože koji sadrži dva podsloja. Donji sloj odnosno debeli sloj koji se nalazi na hipodermi i stvara između ta dva sloja fluidnu granicu. Gornji sloj se nalazi uz valovitu granicu sa epidermom. Glavne strukturne stanice ovog sloja su elastin i kolagen. To su vezivna tkiva koja su ključna za snagu i fleksibilnost kože. Zbog toga što sadrže hijaluronsku kiselinu, koža ima visoku sposobnost vezivanja vode i time održava volumen. Što je čovjek stariji usporava se proizvodnja elastina i kolagena, a samim time se smanjuje sposobnost da koža veže vodu. Izgled kože se mijenja, manje je zategnuta i pojavljuju se nabori na koži, odnosno bore.

1.2.3. *Hipoderma*

Treći i najdublji sloj naziva se hipoderma ili pousmina, građena je u većinskom dijelu od masnog tkiva koji su oblika jastučića i nešto labavog i spužvastog vezivnog tkiva koji drži te masne stanice povezane. Količina masnih stanica odnosno sama debljina ovoga sloja ovisi o dijelu tijela na kojem se nalazi, isto tako se razlikuje između muškaraca i žena.

1.3. Vanjski utjecaji na kožu

Glavna i osnovna funkcija kože je da štiti tijelo od mehaničkih, kemijskih i nekih bioloških povreda, čuva ljudsko tijelo od prevelikog gubitka topline, kao i od štetnih UV zraka [5]. Osim što nam služi kao neka vrsta štita, ona je i izlučni organ, jer se preko loja i znoja izlučuje mnogo štetnih tvari iz organizma. Rožni sloj sadrži prirodne čimbenike zadržavanja vlage, oni proizlaze iz lojnih ulja toga sloja, te uključuje mliječnu kiselinu i ureu. Vežu se s vodom i održavaju kožu elastičnom, čvrstom i gipkom. Padne li vlaga rožnog sloja ispod 8-10% koža gubi na gipkosti, elastičnosti i čvrstoći te postaje sklona pucanju. Ako se koža izlaže vanjskim podražajima kao što je konstantno trenje na jednom mjestu ili pritisak, javljaju se zadebljanja na koži npr. žuljevi. Bazalni sloj proizvodi melanin i pretjeranim izlaganjem UV zrakama dolazi do hiperpigmentacije. Masni jastučići koji se nalaze u hipodermi služe kao izolator od hladnoće odnosno vrućine. Osim kao izolator, masni jastučići služe za amortizaciju udaraca i tako štite mišićno tkivo i vlaknasto tkivo koje okružuje mišiće.

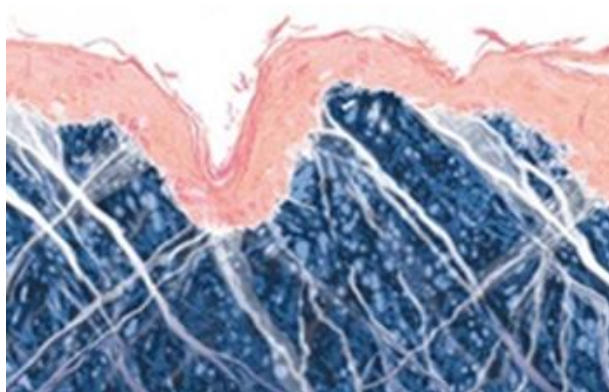
1.4. Koža kroz godine

Koža malenog djeteta do godinu dana je debela samo jednu petinu debljine kože odraslih osoba. Sadrži isti broj slojeva i podslojeva, ali svaki od slojeva je puno tanji, te sama ta činjenica bebinoj koži čini izrazito osjetljivijom i nježnijom. Epiderma odnosno rožni sloj je tanak i stanice su puno rjeđe raspoređene nego kod odraslih osoba [6]. Koža je manje otporna, osjetljivija je na mikrobiološke utjecaje, fizičke i kemijske, te UV zrake. Tjelesna temperatura se puno teže regulira i prati temperaturu okoline. Do 12 godine života koža se postupno razvija i dolazi do stadija funkcije i strukture istovjetnoj onoj odrasle osobe. Već u kasnim dvadesetim godinama pojavljuju se prvi znakovi starenja kože. Doba kada će se to početi odvijati ovisi o genetici, okolišu te načinu života koji osoba vodi. Kada dođe doba starenja kože, masa kolagena i stupanj elastičnosti počinju godišnje opadati po 1%. Tijekom tridesetih godina života, elastičnost kože se sve više smanjuje, pojavljuje se sve veći broj nabora na koži, smanjuje se zadržavanje vlažnosti kože, funkcija zaštitnog sloja kože sve više slabi i metabolički se procesi u stanicama počinju usporavati. Nakon toga u sljedećih nekoliko desetljeća potpuno se izmjenjuje struktura kože. U epidermi se gubi raspored podslojeva, opada stvaranje broja stanica. U subcutisu se smanjuje donji sloj odnosno masno tkivo, što dovodi do gubitka volumena i gustoće, koža postaje manje otporna na pritisak. Zadnje faze

starenja kože donose povećanje nabora na koži zbog smanjenja prirodne sposobnosti da se proizvode lipidi. Imunološki sustav kože je oslabljen, čineći je osjetljivijom na infekcije. Na starenje kože utječu vanjski i unutarnji čimbenici. Unutarnji čimbenici kreću od nas samih i na to ne možemo utjecati (Slika 3. i Slika 4.).



Slika 3. Mlada koža s debelom epidermom i jakom mrežom kolagenih vlakana



Slika 4. Zrela koža s tanjom epidermom i oslabljenom mrežom kolagenih vlakana

Vanjski čimbenici su oni koji u većem postotku utječu na starenje kože, čak i do 80%. Ponajviše na starenje kože kao vanjski čimbenik utječe pretjerana izloženost UV zrakama, klimatske promjene i zagađenje zraka. Način života kao vanjski čimbenik obuhvaća unos alkohola, pušenje, stres i prehranu [7].

1.5. Stanja i bolesti kože

Starenje kože se manifestira na tri ključna načina: u obliku bora, gubitku volumena i gubitku elastičnosti. Starenje kože, koje je neizbježno, smatra se „najvećim“ problemom za kožu [8].

Atropsijski dermatitis je kronična kožna bolest koja zahvaća osim kože lica i kožu cijeloga tijela osoba svih uzrasta. Bolest će u najvećem postotku pogoditi djecu, a zatim odrasle, što je vidljivo iz toga da će 10-20% djece diljem svijeta patiti od navedene kožne bolesti, dok će samo 2-5% odraslih patiti. Još uvijek nije pronađen točan uzrok bolesti, ali je dokazana poveznica s astmom i peludnom groznicom. Kod atropsijskog dermatitisa u prvom redu je oslabljena površna barijerna funkcija kože te je moguć prodor mikroorganizama u tijelo. Zatim se aktiviraju imunostanice, dolazi do upale i svrbeža. Tipični simptom je suha, ljuskasta koža sklona nadražajima.

Kseroza ili suha koža je uzrokovana nedostatkom vode u koži, a do toga može doći ili starenjem ili drugim bolestima poput dijabetesa. Suha, gruba, zategnuta i ljuskava koža su rezultat ove bolesti. Sposobnost kože da regulira koncentraciju vode u gornjim slojevima odnosno hidrataciju kože, ovisi o tri čimbenika koji se pojavljuju u različitim slojevima, odnosno podslojevima kože. U gornjim slojevima kože velike količine vode na sebe vežu i privlače različite higroskopne molekule, poput uree, laktata, pirolidon karbonske kiseline, soli i aminokiselina. U dubljim slojevima kože, vlastita hidratacijska mreža kože vodi vodu prema gore kroz akvaporin kanaliće.

Psorijaza je kožna bolest koja se razlikuje od klasične suhe kože jer uključuje i dublje epidermalne slojeve i krvne žile. Na koži se pojavljuju crvene mrlje koje su kao reakcija na upalne procese u gornjoj epidermi ili dubljoj dermi, skraćen ciklus rasta stanica kože, poremećaj u prirodnom procesu u kojem se vanjski sloj kože ljušti, povišena stopa stvaranja ovih dominantnih stanica u epidermi odnosno keratinocita. Imamo više vrsta psorijaze ovisno o načinu na koji se ona manifestira, o samom dijelu tijela koji zahvaća.

Rozacea je upalni proces na koži koji se javlja periodično te zahvaća do 10% odrasle populacije, te je poremećaj vezan za kožu koja je izrazito osjetljiva.

Kuperoza je također kao i prethodno navedena kožna bolest povezana sa izrazitom osjetljivošću. Suhoća, osjetljivost i crvenilo kože su karakterizacije koje opisuju kuperozu. Crvenilo koje se pojavljuje je tu zbog širenja krvnih žila zbog oslabljenosti elastičnosti kože, uslijed čega dolazi do navale krvi u koži, ali se kasnije ne skupljaju, kao što je uobičajeno kod zdrave kože.

Kada se kože pretjerano izlaže UV zračenju može doći do ozbiljnih oštećenja kao što su prerano starenje kože, alergije na sunce, drugim fotodermatozama, supresijom imunološkog sustava, neizravnim oštećenjem DNK, očiju i mrežnice. UVB zrake su odgovorne za akutno oštećenje od sunca poput poznatih opekline od sunca, izravnog oštećenja DNA i u krajnjem slučaju raka kože. Razlika između UVA i UVB zraka je to što će UVA zrake prodrijeti duboko u slojeve kože, a UVB zrake utječu ponajviše na površinske slojeve kao što je epiderma.

2. UTVRĐIVANJE YOUNGOVOG MODULA ELASTIČNOSTI LJUDSKE KOŽE „IN VIVO“ POMOĆU TORZIJSKOG UREĐAJA

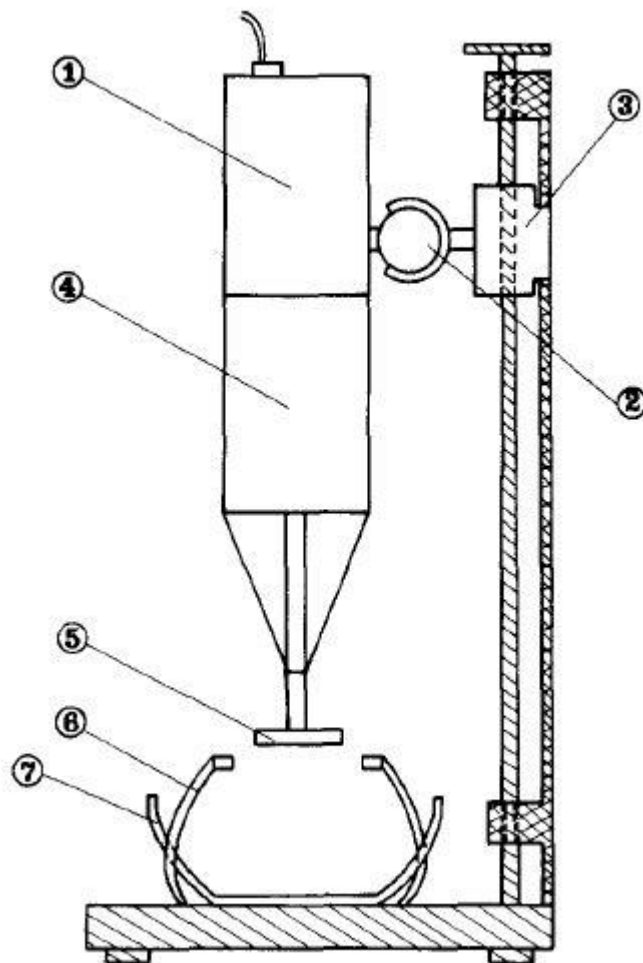
U istraživanju [9]. je sudjelovalo 141 osoba, točnije 72 muškarca i 69 žena u dobnom rasponu od 3. do 89. godine. Dobna raspodjela dana je u Tablici 1. Na osobama nisu bili vidljivi kožni poremećaji. Područje istraživanja bila je vanjska strana podlaktice, otprilike na polovici između lakta i zapešća. Mjerenja su provedena pri istim sobnim uvjetima [9], [10].

Tablica 1. Dobna raspodjela osoba koje su sudjelovale u torzijskom eksperimentu [9]

Dobna skupina	0-9	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70 i više
Muškarci	8	4	10	9	8	8	9	10
Žene	14	1	9	11	7	9	9	12
Ukupno	22	5	19	20	15	17	18	22

2.1. Torzijski uređaj i postupak

Slika 5. pokazuje torzijski uređaj [9]. Glavni dijelovi uređaja su: motor koji stvara okretni moment (SAGEM 18 MC003) te osjetnik zakreta (CIMAPHI CR 90) koji dovodi napon proporcionalno kutu zakreta oko njegove osi (24mV po stupnju). Upravo iz tog razloga će deformacija na grafovima biti prikazivana u mjernim jedinicama mV. Elektronička jedinica sastavljena je od reguliranog izvora struje koji napaja motor (kako bi se omogućilo nametanje zadanog momenta) te napajanja za osjetnik zakreta. Očitavanja kutova zakreta prikazana su na digitalnom zaslonu voltmetra.



Slika 5. Torzijski uređaj [9]

1. Osjetnik zakreta;
2. Sprava za horizontalno pozicioniranje;
3. Sprava za vertikalno pozicioniranje;
4. Motor koji stvara okretni moment;
5. Disk;
6. Zaštitni prsten;
7. Kolijevka

Podlaktica je pričvršćena u kolijevci uz pomoć remena koji podržava i zaštitni prsten (promjera 35mm). Zaštitni prsten postavljen je kako bi se što bolje izolirao promatrani dio kože te kako bi se uklonio utjecaj potkožnog tkiva na samo provođenje eksperimenta.

Moment se prenosi na kožu pomoću diska (promjera 25mm) prekrivenim obostranom ljepljivom trakom. Da bi se dodatno poboljšalo prijanjanje ljepljive vrpce uz kožu, obrijane su dlačice i podloga je dodatno počišćena kako bi se uklonili lipidi i ostaci stanica kože. Pravilno prijanjanje cijelog diska provjereno je primjenom na inertni blok. Nikakva rotacija nije zabilježena nakon djelovanja momenta. Pritisak diska na površnu kožu iznosio je 12.6 kPa.

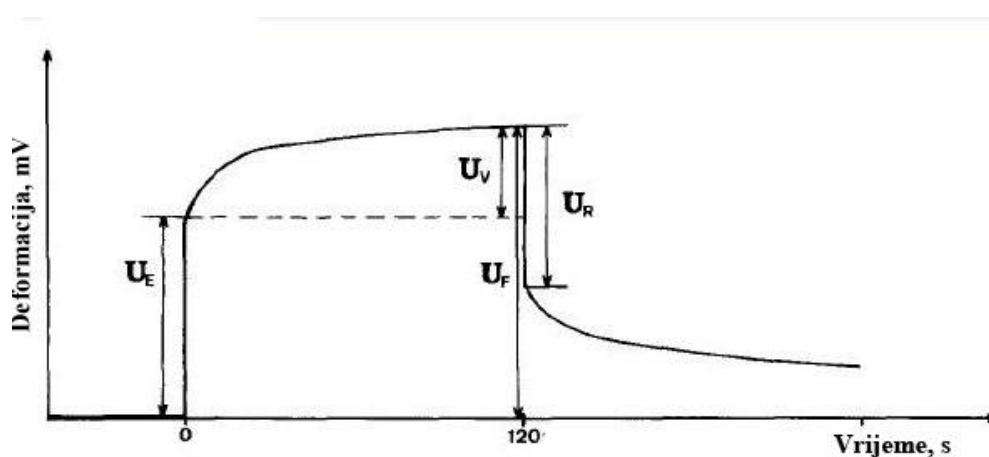
Korištena su dva opterećenja (zakretni moment): $M_1 = 9 \cdot 10^{-3}$ Nm te $M_2 = 28.6 \cdot 10^{-3}$ Nm

Kutovi zakreta po primjeni momenta iznosili su od 2 do 6 stupnjeva

Pritisak diska na površnu kožu iznosio je 12.6 kPa.

Sam postupak traje dvije minute i potpuno je bezbolan.

Slika 6. predstavlja promjene deformacije kože kroz period vremena nakon što se primjeni zakretni moment ($t = 0$ s) i kad se moment ukloni ($t = 120$ s).



Slika 6. Deformacija kože prije i nakon primjene zakretnog momenta po vremenu [9]

U_E - trenutna deformacija pri opterećenju

U_F - krajnja deformacija (nakon dvije minute)

$U_V = U_F - U_E$ - odgođena deformacija

U_R - trenutno smanjenje deformacije pri rasterećenju

2.2. Mjerenje debljine kože

Debljina nabora kože mjerena je na 138 osoba [9] (dobna raspodjela prikazana u tablici 2) na istom području podlaktice. Korištena je naprava zvana HSC (*Holtain skinfold caliper*) koja omogućuje da se nabor kože uštiple pri konstantnom pritisku. Da bi se uklonila pogreška mjerenja počinjena različitim načinima rukovanja spravom, primijenjena je dobro definirana procedura. Volonter si sam uštiple dio kože blizu područja testiranja, a voditelj cijelog eksperimenta učini istu stvar 3cm dalje uz kožu. Tad se upotrijebi mjerni uređaj HSC koji se postavi na sredinu i laganim se zakretanjem smakne s kože. Rezultati se iščitavaju kad se minimalna količina kože još uvijek može zadržati između kliješta sprave. Kako izgleda sprava vidljivo je na slici 7.

Tablica 2. Dobna razdioba osoba koje su sudjelovale u mjerenju debljine kože [9]

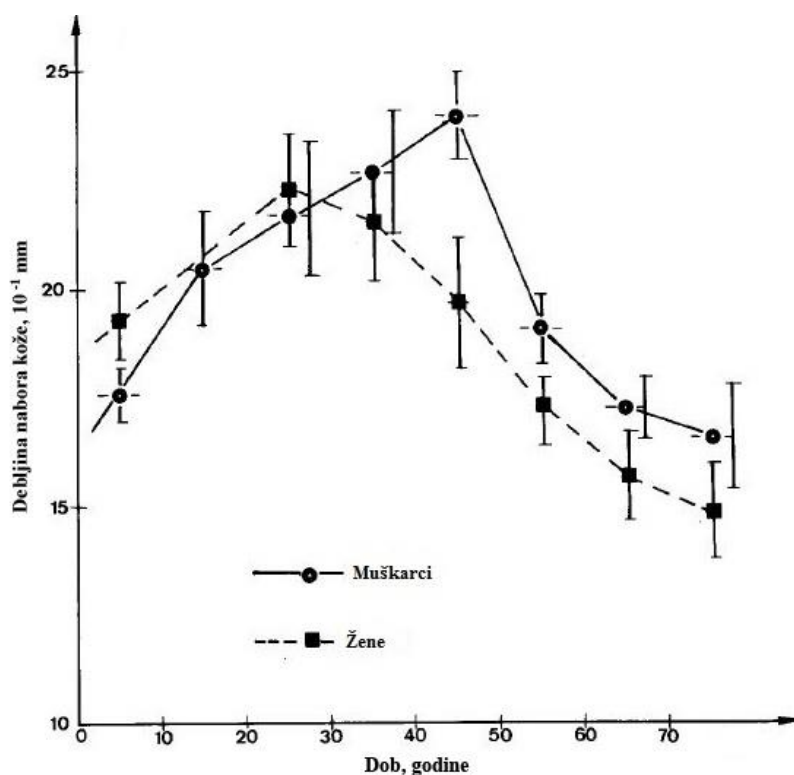
Dobna skupina	0-9	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70 i više
Muškarci	9	1	13	10	5	11	13	10
Žene	6	7	11	8	8	9	8	12
Ukupno	15	8	24	18	13	20	21	22



Slika 7. Holtain skinfold caliper (HSC)

2.3. Rezultati mjerenja

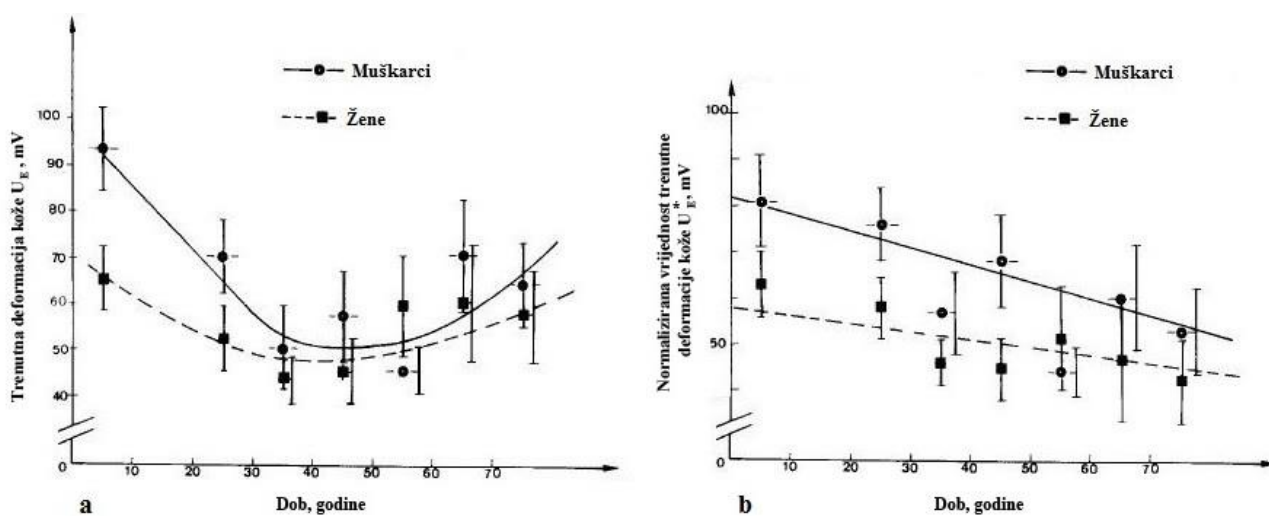
Krivulje debljine kože u odnosu na dob muškaraca i žena prikazane su na slici 8. Točke na krivulji predstavljaju prosjek eksperimentalnih podataka izračunatih po rasponu dobi od 10 godina. Svaka točka odgovara srednjoj vrijednosti plus ili minus jedna standardna pogreška srednje vrijednosti. Porast debljine nabora kože može se protumačiti kao naznaka razvoja vlaknastog vezivnog tkiva s godinama.



Slika 8. Debljina nabora kože u odnosu na spol i dob [9]

Promjena trenutne deformacije (rastezljivosti) kože U_E prema dobi (prvo mjerenje $M_1 = 9 \cdot 10^{-3}$ Nm) nacrtana je na slici 9.a. Možemo primijetiti da je okvirni oblik te krivulje gotovo suprotan obliku krivulje debljine nabora kože po dobi (Slika 8). Ovi rezultati su ispravni jer je za primijenjeni zakretni moment kut zakreta obrnuto proporcionalan debljini testiranog materijala [9].

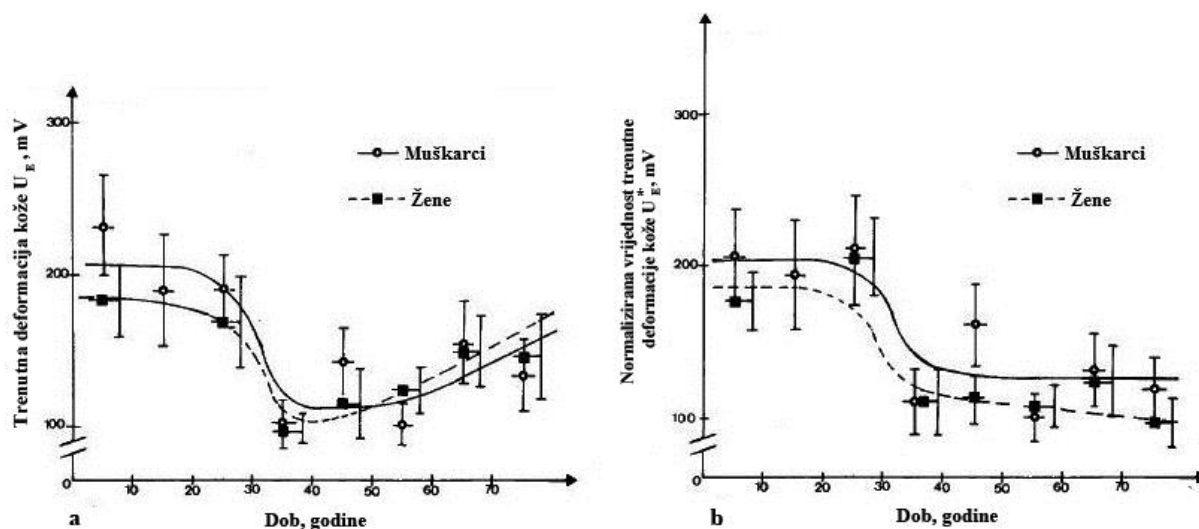
Za početak se može reći da je mjera rastezljivosti kože obrnuto proporcionalna njenoj debljini. Kako bi se uklonio utjecaj debljine na rezultate rastezljivosti, provedena je normalizacija. Srednje vrijednosti rastezljivosti po dobnom rasponu od 10 godina svedene su na 1 mm debljine, korištenjem srednjih rezultata debljina nabora kože po istom dobnom rasponu. Rezultati takve normalizacije označeni su zvjezdicom uz svaki parametar (U_E^*), a mogu se vidjeti na Slika 9.b. Vidljiva je značajna razlika između rastezljivosti kože kod muškaraca i žena, no ne odnosi se na dobne skupine.



Slika 9. a) Promjena rastezljivosti kože prema dobi ($M_1 = 9 \times 10^{-3} \text{ Nm}$)

b) Promjena normalizirane rastezljivosti kože prema dobi
($M_1 = 9 \times 10^{-3} \text{ Nm}$) [10]

Promjena rastezljivosti kože U_E te U_E^* prema dobi (drugo mjerenje $M_2 = 28.6 \cdot 10^{-3} \text{ Nm}$) nacrtana je na Slika 10. Obje krivulje karakterizira nagli pad oko 30. godine života.

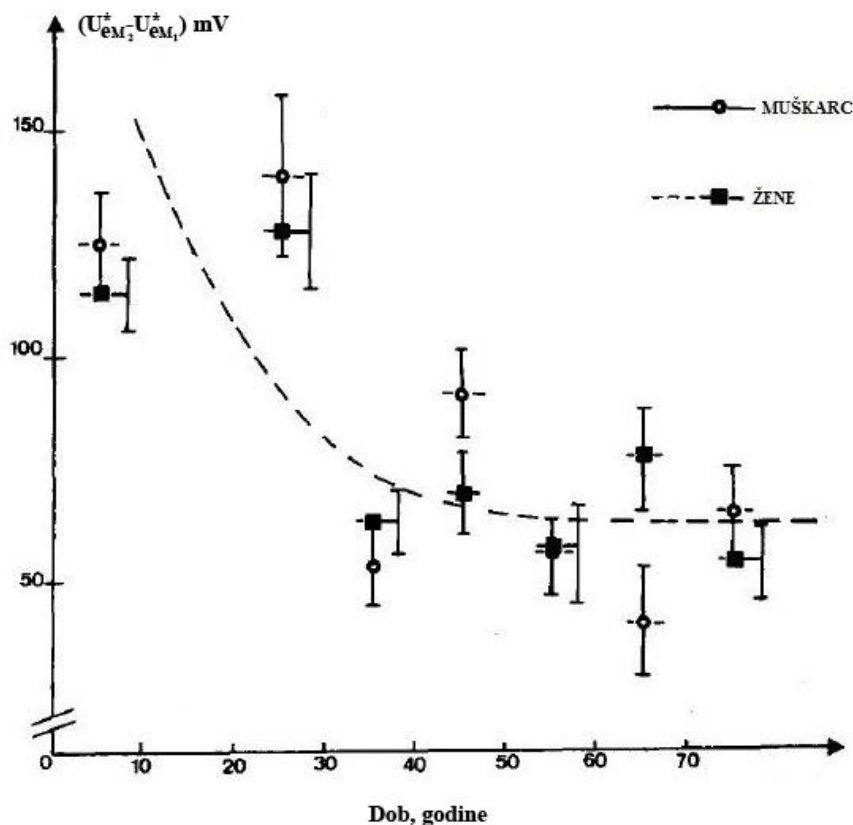


Slika 10. a) Promjena rastezljivosti kože prema dobi ($M_2 = 28.6 \times 10^{-3} \text{ Nm}$)

b) Promjena normalizirane rastezljivosti kože prema dobi

($M_2 = 28.6 \times 10^{-3} \text{ Nm}$) [10]

Kad izračunamo razliku između U_E^* kod prvog mjerenja primjenom većeg momenta i U_E^* kod drugog mjerenja primjenom manjeg momenta (posebno za svaku dobnu skupinu) i podijelimo ju s razlikom korištenih momenata, dobijemo vrijednost koja se mijenja obrnuto Youngovom modulu elastičnosti [10]. Kako razlika između momenata ostaje konstantna a raspodjela po dobi jednaka, moguće je gore navedenu vrijednost prikazati kao funkciju životne dobi. (Slika 11.)

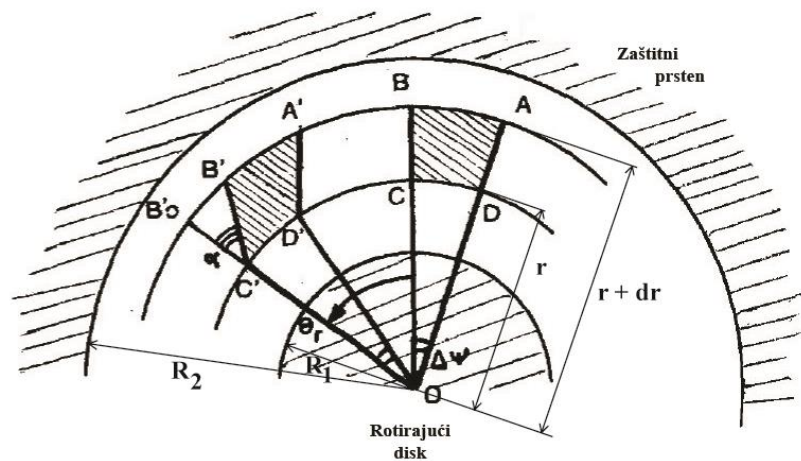


Slika 11. Razlika između rastezljivosti kod većeg i manjeg opterećenja u ovisnosti o životnoj dobi [10]

Iz toga je vidljivo da se pojavljuju dvije populacije. Prva s manje od 30 godina ima nizak Youngov modul elastičnosti (rastezljiva koža), dok druga populacija iznad 30 godina života ima povišen modul elastičnosti (koža je manje rastezljiva). Razlika je bila vrlo značajna. Primijenjeni moment $M_2 = 28.6 \cdot 10^{-3}$ Nm zakrenuo je kožu mlađih pojedinaca za 5.6° , dok je kod starijih taj zakret bio jedva 2° [10]. Izračun teorijske veze između zakreta i istežanja (prikazan kasnije) dao je vrijednost Youngovog modula od $4.2 \cdot 10^5$ Nm⁻² kod mlađih do $8.5 \cdot 10^5$ Nm⁻² kod starijih ljudi [10].

2.4. Izračun Youngovog modula elastičnosti

Kako koža podlaktice ima veliku pokretljivost naspram potkožnog tkiva, prihvaćena je sljedeća pretpostavka: promatrana je samo koža učvršćena između centralnog diska i zaštitnog prstena koja se opire rotaciji diska. Nastala deformacija je homogena kroz cijelu debljinu promatrane kože [10].



Slika 12. Površina kože koja se deformira uslijed primijenjenog momenta [10]

Veličine koje su korištene:

r : udaljenost od trenutne točke do središta O

α : kut smicanja infinitezimalnog elementa (površina $ABCD$ postaje $A'B'C'D'$)

$\theta(r)$: kut zakreta kože na polumjeru r

$(R_1 < r < R_2)$

R_1 : polumjer diska

R_2 : polumjer zaštitnog prstena

e : debljina kože

Uzeto je u obzir da je volumen infinitezimalnog elementa definiran površinom ABCD i debljinom kože e .

ABCD je površina definirana između polumjera r i $r + dr$ te kutova $\Delta\psi$ i 0 .

Tijekom torzijskog testa, cijeli volumen elementa je napregnut.

Površina ABCD se transformira u A'B'C'D' tako da je:

$$AA' = BB' = (r + dr) \cdot \theta(r + dr) \quad (1)$$

$$DD' = CC' = r \cdot \theta(r) \quad (2)$$

gdje je $\theta(r + dr)$ kut zakreta na polumjeru $(r + dr)$.

$$\theta(r + dr) = \theta(r) + d\theta$$

Na gore prikazani volumenski element djeluje smik, a kut smicanja je $tg\alpha$ pa se dobilo sljedeće:

$$tg\alpha = \frac{B_0'B - BB'}{dr} \quad (3)$$

kako je $B_0'B = (r + dr) \cdot \theta(r)$ slijedi:

$$tg\alpha = \frac{(r + dr) \cdot \theta(r) - (r + dr) \cdot \theta(r + dr)}{dr}$$

$$tg\alpha = \frac{(r + dr)[\theta(r) - \theta(r + dr)]}{dr}$$

$$tg\alpha = \frac{(r + dr)(\theta(r) - \theta(r) - d\theta)}{dr}$$

$$tg\alpha = -r \frac{d\theta}{dr} - d\theta \frac{dr}{dr}$$

$$\alpha = r \frac{d\theta}{dr} \quad (4)$$

Moguće je napisati vezu između momenta i kuta zakreta θ .

$$dM = Fdr \quad (5)$$

Smik paralelopipeda, kako je i prikazano na Slika 13. opisan je dobro poznatom relacijom:

$$F = \mu S \alpha \quad (6), [10]$$

gdje je μ Lameov koeficijent koji je uobičajeno jednak $0.4E$, S je površina kože na kojoj djeluje smično opterećenje

$$U \text{ ovom slučaju: } S = r \Delta \psi e = 2\pi r e \quad (7)$$

Jednadžba (5) se sada može zapisati ovako:

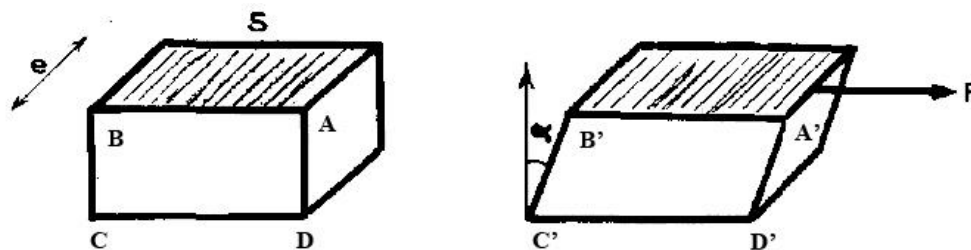
$$dM = \mu S \alpha dr$$

$$dM = 2\pi e \mu r \cdot r \frac{d\theta}{dr} dr$$

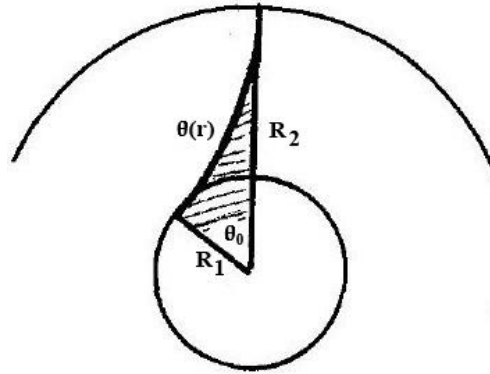
$$dM = 4\pi \mu e \frac{r^2 d\theta}{2}$$

Integriramo gornji izraz kako bi dobili traženi moment:

$$M = 4\pi \mu e \int \frac{r^2 d\theta}{2} \quad (8)$$



Slika 13. Deformacija volumena. e : debljina kože; S : površina kože opterećene na smik; F : sila koja uzrokuje smik; α : kut smicanja [10]



Slika 14. Promjena kuta zakreta kože $[\theta(r)]$ uzduž intervala između rotirajućeg diska i zaštitnog prstena. R_1 : polumjer diska; R_2 : polumjer zaštitnog prstena [10]

Integral $\int \frac{r^2 d\theta}{2}$ predstavlja površinu lika osjenčane površine na Slika 14.

Zbog toga daljnji izračun momenta M nije moguć ako nije određen odnos $\theta(r)$.

Ako pretpostavimo linearni zakon, vrijednost te površine postaje:

$$\frac{R_1(R_2 - R_1)\theta}{2} + \frac{R_1^2\theta}{2} \quad (9) [10]$$

Sada je moguće izračunati moment M :

$$M = 4\pi\mu e \cdot \frac{R_1(R_2 - R_1)\theta}{2} + \frac{R_1^2\theta}{2}$$

$$M = 4\pi\mu e \cdot \frac{R_1R_2\theta - R_1^2\theta + R_1^2\theta}{2}$$

$$M = 2\pi\mu e R_1 R_2 \theta \quad (11)$$

Ako se u gornju jednadžbu uvrsti $\mu = 0.4E$, dođe se do konačnog izraza za Youngov modul elastičnosti:

$$M = 2\pi e R_1 R_2 \theta \cdot 0.4E \quad (12)$$

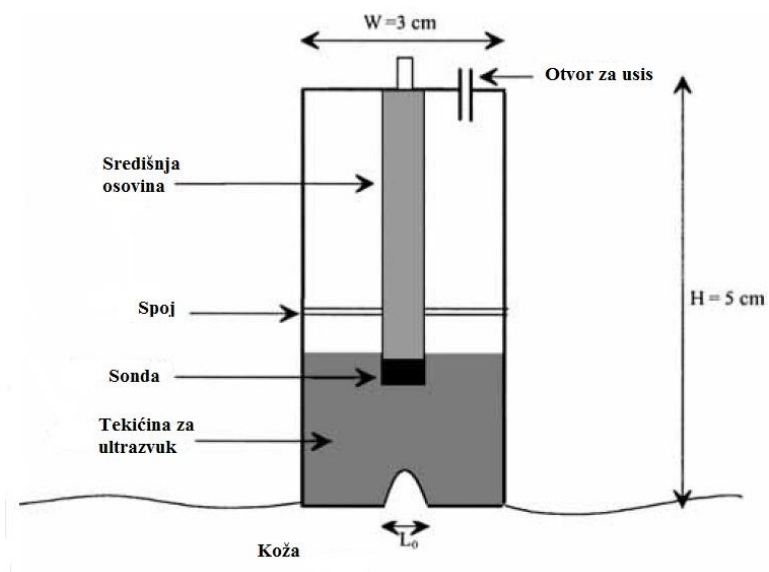
$$E = \frac{M}{2\pi \cdot 0.4e \cdot R_1 \cdot R_2 \theta} \quad (13)$$

3. ISPITIVANJE LJUDSKE KOŽE „IN VIVO“ POMOĆU USISNOG UREĐAJA

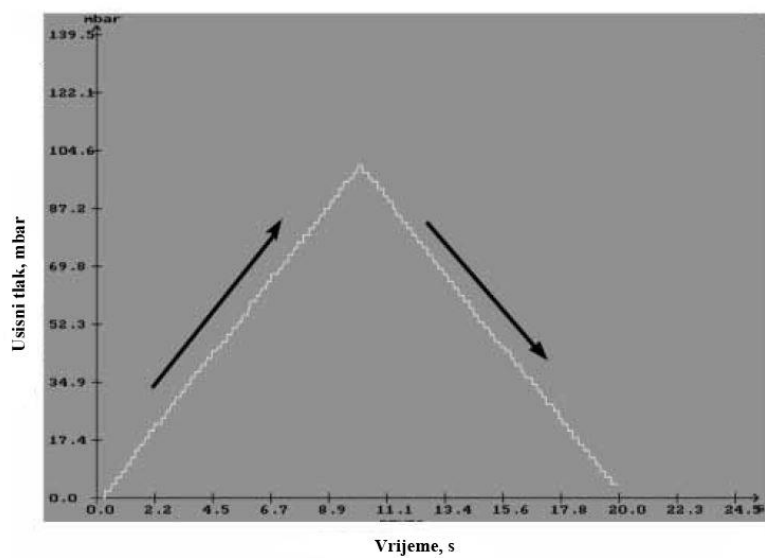
3.1. Usisni uređaj i postupak

Postupak mjerenja obavlja se pomoću uređaja ehoreometra, prikazanog na Slika 15. Reometri su uređaji za mjerenje brzine protoka fluida. Mjerenje se koristi činjenicom da je brzina fluida obrnuto proporcionalna kvadratu tlaka u toku fluida [12]. Princip po kojem uređaj radi je zasnovan na stvaranju djelomičnog vakuuma u malom cilindru. Taj vakuum usisavanjem prouzrokuje deformaciju kože. Rezultirajući vertikalni pomak kože mjeri se pomoću ultrazvučne sonde (20 MHz). Cilindar je visok 5 cm, promjera 3 cm i ima masu 24 g. Dno cilindra, koje je pričvršćeno za kožu koristeći obostranu ljepljivu vrpcu, je zatvoreno osim središnjeg otvora promjera 6 mm kroz kojeg se uvlači koža [11].

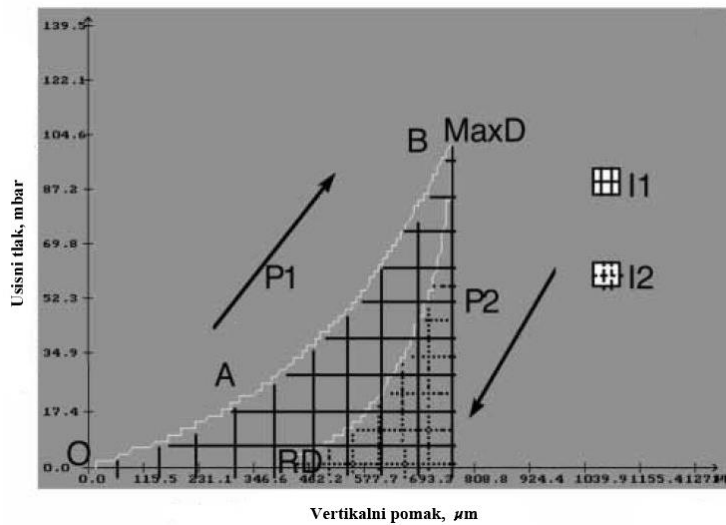
Mjerni modul sastoji se od: sustava za kontrolu tlaka koji omogućuje usisni tlak na kožu prema dijagramu na slici 16; elektroničkog sklopa koji otkriva prvo odbijanje zvučnog vala označavajući pri tomu mjesto dodira tekućine korištene pri ultrazvuku te same površine kože; to omogućuje mjerenje vertikalnog pomaka površine kože (Slika 17.) te putnog računala koje prikuplja podatke ultrazvuka i radiovalova te prema tome određuje debljinu kože i daje prikaz deformacija dubljih struktura unutar kože u dva moguća načina: način A (amplituda) ili način TM (vrijeme gibanja) (Slika 18.)



Slika 15. Ehoreometar [11]



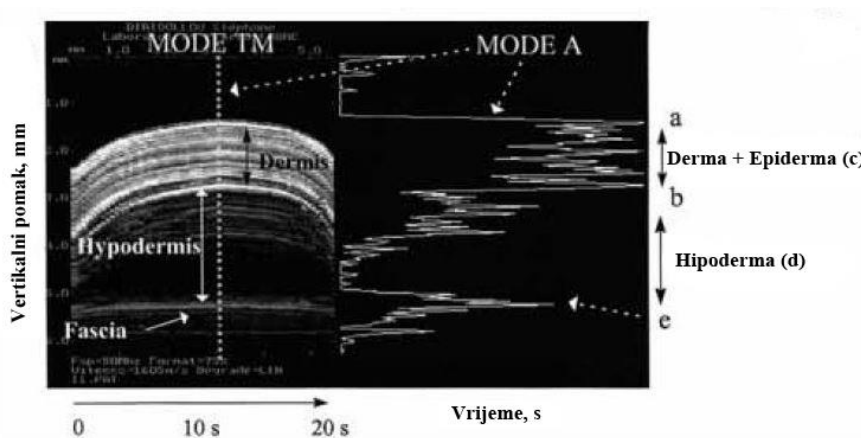
Slika 16. Krivulja usisnog tlaka prikazana kao funkcija vremena [11]



Slika 17. Krivulja usisnog tlaka prikazana kao funkcija vertikalnog pomaka [11]

MaxD – maksimalni vertikalni pomak

RD – zaostali vertikalni pomak



Slika 18. Prikaz deformacija dubljih struktura unutar kože u dva moguća načina (A i TM) [11]

Mjesta dodira: (a): tekućina za ultrazvuk/*stratum corneum*;

(b): kožno/potkožno masno tkivo

(c): epiderma/derma

(d): hipoderma

(e): potkožno masno tkivo/*fascia*

Kako bi se procijenila ponovljivost metode, napravljena je serija od 10 mjerenja [11]. Vremenski razmak između svakog mjerenja bio je 5 minuta, a površina kože koja se uzimala pod razmatranje bila je na unutarnjoj strani podlaktice. Testiranju je pristupilo 10 muškaraca u dobi od 20 do 30 godina. Vremenski razmak od 5 minuta bio je dovoljan da se koža vrati u svoju početnu poziciju kako bi se mjerenje opet moglo ponoviti. Obostrana traka mijenjala se nakon svakog mjerenja.

Koristeći ehoreometar u načinu rada A, snimljena su dva maksimalna odbijanja zvuka od spojeva: tekućina za ultrazvuk/površina kože te derma/hipoderma. To mjerenje dalo je vrijeme leta ultrazvučnog impulsa između ta dva spoja, preko kojeg se dalje može računati debljina kože. Za tu potrebu korištena je poznata veličina brzine zvuka kroz kožu u iznosu od 1605 m/s [11]. Zatim je na kožu primijenjen relativni tlak od 100 mbar u trajanju 10 sekundi, nakon čega slijedi relaksacija u istom trajanju. Središnji otvor promjera 6 mm opisuje površinu kože na kojoj se vrši mjerenje.

3.2. Rezultati mjerenja

Dobivene su srednje vrijednosti (\pm standardna devijacija) prikupljene od 10 pojedinačnih mjerenja za svakog od 10 volontera [11]:

debljina kože: $e = 0.92 \pm 0.12$ mm

Youngov modul elastičnosti: $E = 129 \pm 88$ kPa

početno naprezanje: $\sigma_0 = 13.5 \pm 5$ kPa

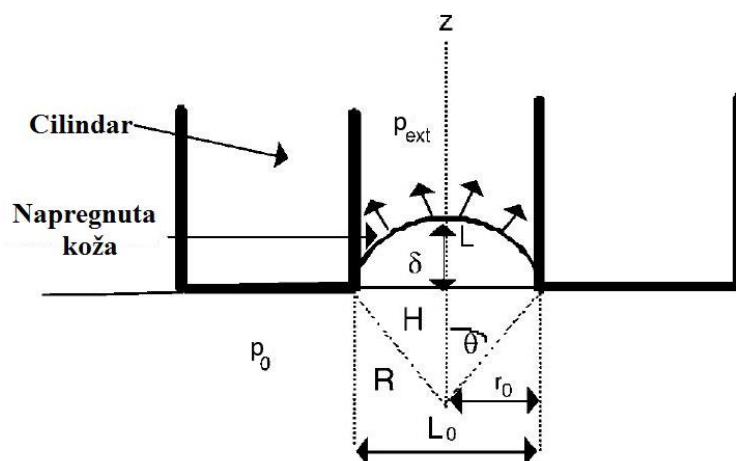
Iz tih podataka izračunata je ponovljivost iste tehnike mjerenja pomoću koeficijenta varijacije koji su iznosili: 5%, 9.5% te 12.4% [11].

Ponovljivost dakle varira između 5% i 12.4% što je prihvatljivo jer se tiče živog tkiva, a kako test uzima u obzir ne samo mjerenje i tijek eksperimenta (ponovljivost jednakog prijanjanja ljepljive vrpce i istraživog područja kože), već i sam model te njegov algoritam.

3.3. Izračun Youngovog modula elastičnosti

Prije samog proračuna uvedene su neke pretpostavke:

1. Koža je izotropna elastična membrana
2. Koža je izotropna elastična membrana s početnom napetosti
3. Geometrija deformacije je dio sfere



Slika 19. Cilindar i napregnuta koža [11]

Slika 19. prikazuje cilindar i napregnutu kožu $\delta(t)$ predstavlja vertikalni pomak površine kože, R je polumjer sfere, $L_0 = 2 \cdot r_0$ je promjer središnjeg otvora, r_0 je polumjer koji opisuje površinu testirane kože, L je duljina napregnute kože, p_{ext} je vanjski tlak narinut na površinu kože i p_0 je unutarnji tlak u koži

Koža je zamišljena kao tanka zakrivljena membrana s glavnim polumjerima zakrivljenosti r_1 i r_2 . Glavne osi rezultirajućeg membranskog naprezanja poklapaju se s glavnim osima zakrivljenosti, tako da su naprezanja u odnosu na glavne zakrivljenosti $1/r_1$ i $1/r_2$ jednaka σ_1 i σ_2 .

Kako nema rezultirajućeg smika u tim smjerovima, nakon što se membrana podvrgne unutarnjem pritisku p_0 i vanjskom p_{ext} , moguće je primijeniti Laplaceov zakon:

$$\frac{\sigma_1}{r_1} + \frac{\sigma_2}{r_2} = \frac{(p_{ext} - p_0)}{e} \text{ vrijedi za } e < r_1, r_2 \quad (14)$$

Prema drugoj pretpostavci σ predstavlja sumu početnih unutarnjih naprezanja (σ_0) i naprezanja nastalih uslijed vanjskog opterećenja (σ_{ext}):

$$\sigma = \sigma_0 + \sigma_{ext} \quad (15)$$

Ako vanjsko opterećenje djeluje na kružnu površinu homogenog i izotropnog materijala, može se smatrati da je naprezanje jednoliko raspodijeljeno po debljini tog materijala. Zbog toga ne dolazi do savijanja, sam problem je tada osnosimetričan, a smična naprezanja su jednaka nuli pa vrijedi:

$$\sigma_1 = \sigma_2 = \sigma_{ext} \quad (16)$$

$$r_1 = r_2 = R \quad (17)$$

Iz relacija (14), (16) i (17) slijedi:

$$\begin{aligned} \frac{\sigma_{ext}}{R} + \frac{\sigma_{ext}}{R} &= \frac{(p_{ext} - p_0)}{e} \\ \frac{2\sigma_{ext}}{R} &= \frac{(p_{ext} - p_0)}{e} \\ \sigma_{ext} &= \frac{(p_{ext} - p_0) \cdot R}{2e} \end{aligned} \quad (18)$$

Iz Hookeovog zakona za ravninsko stanje naprezanja dobivena je sljedeća relacija:

$$\varepsilon = (1 - \nu) \cdot \frac{\sigma_{ext}}{E} \quad (19)$$

gdje je deformacija jednaka: $\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} = \frac{L - L_0}{L_0} = \frac{L}{L_0} - 1 = \frac{L}{2r_0} - 1$ (20)

Iz relacija (18) i (19) slijedi relacija (21)

$$\sigma_{ext} = \frac{(p_{ext} - p_0) \cdot R}{2e} = \frac{E \cdot \varepsilon}{(1 - \nu)} \quad (21)$$

Iz relacija (15) i (21) slijedi relacija (22)

$$\sigma = \frac{E \cdot \varepsilon}{(1 - \nu)} + \sigma_0 \quad (22)$$

Za dio sfere vrijedi:

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

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

$$\delta = R - H = R - R \cos \theta = R(1 - \cos \theta) \quad \text{pa je} \quad \cos \theta = 1 - \frac{\delta}{R}$$

Polumjer sfere R kao funkcija vremena zadan je relacijom:

$$R(t) = \frac{\delta(t)^2 + r_0^2}{2 \cdot \delta(t)} \quad [11] \quad (23)$$

Raspodjela duljine testirane kože po vremenu također je izvedena u istraživanju [11]:

$$L(t) = \left[\left(\frac{\delta(t)^2 + r_0^2}{\delta(t)} \right) \cdot \arcsin\left(\frac{2 \cdot r_0 \cdot \delta(t)}{\delta(t)^2 + r_0^2} \right) \right] \quad (24)$$

Iz (20) i (24) dobijemo:

$$\varepsilon(t) = \left[\left(\frac{\delta(t)^2 + r_0^2}{2 \cdot r_0 \cdot \delta(t)} \right) \cdot \arcsin \left(\frac{2 \cdot r_0 \cdot \delta(t)}{\delta(t)^2 + r_0^2} \right) \right] \quad (25)$$

Uz sljedeću pretpostavku da je tlak u tkivu ispod kože konstanta i iznosi $p_0 = 0$, iz (21) dobivamo relaciju koja povezuje vanjski pritisak p_{ext} s vertikalnim pomakom kože $\delta(t)$:

$$p_{ext}(t) = \frac{E \cdot \varepsilon(t) \cdot 2e}{(1-\nu) \cdot R(t)} = \frac{2e}{R(t)} \cdot \frac{E}{(1-\nu)} \cdot \varepsilon(t)$$

$$p_{ext}(t) = \frac{4 \cdot \delta(t) \cdot e}{\delta(t)^2 + r_0^2} \left[\frac{E}{(1-\nu)} \cdot \left(\left[\frac{\delta(t)^2 + r_0^2}{2 \cdot r_0 \cdot \delta(t)} \cdot \arcsin \left(\frac{2 \cdot r_0 \cdot \delta(t)}{\delta(t)^2 + r_0^2} \right) \right] - 1 \right) + \sigma_0 \right] \quad (26)$$

Razvojem arcsin funkcije do trećeg člana dok teži nuli dobijemo:

$$\arcsin \left(\frac{2 \cdot r_0 \cdot \delta(t)}{\delta(t)^2 + r_0^2} \right) = \frac{2 \cdot \delta(t)}{r_0} - \frac{2}{3} \cdot \frac{\delta(t)^3}{r_0^3} \quad (27)$$

Pojednostavljuvanjem jednadžbe (13), pomoću relacije (14) dobijemo:

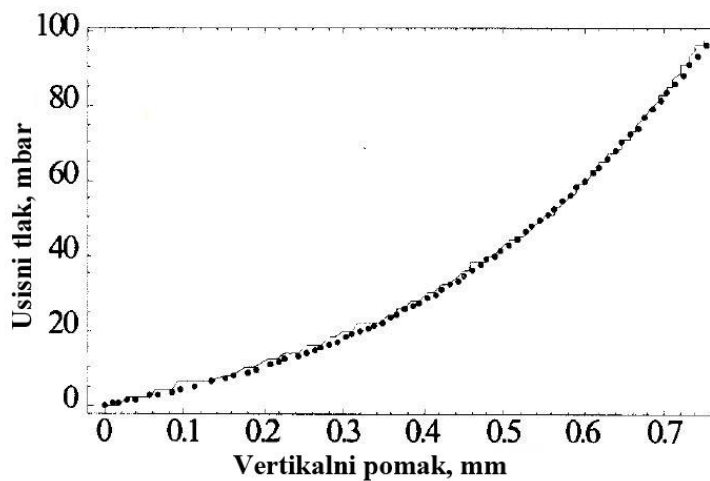
$$p_{ext}(t) \approx \sigma_0 \cdot B \cdot \delta(t) + \frac{E}{(1-\nu)} \cdot A \cdot \delta(t)^3 \quad (28)$$

$$\text{gdje je: } A = \frac{8 \cdot e}{3 \cdot r_0^4} \quad \text{te} \quad B = \frac{4 \cdot e}{r_0^2}$$

Prema tome, za niži tlak koji je primijenjen na kožu vertikalni pomak je kvazi-linearan (područje OA na Slika 17). U tom slučaju u izrazu (28) prevladava član $\sigma_0 \cdot B \cdot \delta(t)$. Međutim, za viši tlak vertikalni pomak više nije linearan već se kreće po paraboli 3. reda (područje AB na Slika 17). Ovaj put u jednadžbi (28) prevladava član $\frac{E}{(1-\nu)} \cdot A \cdot \delta(t)^3$. To nam omogućuje izračunavanje početnog naprezanja σ_0 te Youngovog modula elastičnosti E .

$$\sigma_0 = B^{-1} \cdot \frac{p_{ext}(t)}{\delta(t)} \quad (29)$$

$$E = \frac{(1-\nu)}{A \cdot \delta(t)^3} \cdot (p_{ext}(t) - \sigma_0 \cdot B \cdot \delta(t)) \quad (30)$$



Slika 20. Prikaz eksperimentalnih podataka (pune linije) i podataka teorijskog modela (točkasta krivulja) [11]

Na slici 20 prikazan je dijagram usporedbe podataka dobivenih u eksperimentu (pune linije) s onima dobivenih pomoću teorijskog modela (točkasta krivulja). Vidljivo je da se u velikoj mjeri poklapaju što znači da teorijski model dobro opisuje sam eksperiment.

4. USPOREDBA POSTUPAKA I NJIHOVIH REZULTATA

Kod torzijskog postupka izračunata je teorijska veza između zakreta i istežanja i time dobiven Youngov modul od $4.2 \cdot 10^5 \text{ Nm}^{-2}$ kod mlađih do $8.5 \cdot 10^5 \text{ Nm}^{-2}$ kod starijih ljudi [11].

Kod postupka s usisnim uređajem izračunat je znatno manji Youngov modul te je iznosio $E = 1.53 \cdot 10^5 \text{ Nm}^{-2}$.

Znamo da manji modul elastičnosti u konačnici predstavlja veću rastezljivost kože, a veći modul daje manju rastezljivost. Sami rezultati govore da je koža osoba kod postupka s usisnim uređajem uvelike rastezljivija nego kod postupka s torzijskim uređajem. Uđemo li dublje u oba postupka naići ćemo na dosta razlika.

Prva razlika je u tomu što su mjerenja bila izvođena na različitim stranama podlaktice. Debljina kože koja se razmatrala nije iste veličine jer je mjerena na različite načine. Točnije mjerenje provedeno je kod postupka s usisnim uređajem premda je to odrađeno na manjem broju ispitanika. Početna napetost kože nije uzeta u obzir u metodi s torzijskim uređajem, a u postupku s usisnim uređajem pokazano je da ima značajan utjecaj na izračun Youngovog modula. Tamo je pokazano i da se njihov matematički model gotovo preklapa sa stvarnim modelom, odnosno njihovi teorijski podaci odgovaraju stvarnim izmjerenim podacima s velikom točnošću.

5. ZAKLJUČAK

Koža je vrlo složen ljudski organ, samim time je jasno da je izraženo svojstvo anizotropnosti, koje kaže da koža u različitim smjerovima ima različita fizikalna ili biomehanička svojstva. Svako istraživanje koristit će zbog toga različite matematičke modele i pretpostavke ne bi li pojednostavili taj izdvojeni dio kože. Kako je površina kože pod velikim utjecajem potkožnog tkiva, teško je zapravo reći koji se točno dio ispituje (jesmo li u potpunosti izdvojili samo epidermu ili je uključena i derma/hipoderma). Nažalost trenutno ne postoji način izdvajanja živućeg tkiva kako bi se točno definirao i uzeo u razmatranje dio kože koji želimo istražiti.

LITERATURA

- [1] Xing Liang and Stephen A. Boppart: Biomechanical Properties of In Vivo human skin From Dynamic Optical Coherence Elastography, *IEE Transactions on Biomedical Engineering* 57, 953-959, 2010.
- [2] 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.
- [3] <https://hr.wikipedia.org/wiki/Ko%C5%BEa> , rujan 2015.
- [4] <http://www.eucerin.hr/o-kozi/osnovni-podaci-o-kozi/struktura-i-funkcija-koze>, 2017.
- [5] <http://ordinacija.vecernji.hr/zdravlje/ohr-savjetnik/upoznajte-se-s-najvecim-ljudskim-organom-kozom/>, veljača 2010.
- [6] <https://hr.wikipedia.org/wiki/Epiderma>, ožujak 2015.
- [7] <http://www.eucerin.hr/o-kozi/osnovni-podaci-o-kozi/razumjeti-kozu>, siječanj 2017.
- [8] <http://www.eucerin.hr/kozna-oboljenja/atopijski-dermatitis/atopijski-dermatitis-na-djecjem-tijelu>, siječanj 2017
- [9] J.L. Leveque, J. de Rigal, P.G. Agache and C. Monneur: Influence of Ageing on the Vivo Extensibility of Human Skin at Low Stress, *Arch Dermatol Res* 269, 127-135, 1980.
- [10] P.G. Agache, C. Monneur, J.L. Leveque and J. De Rigal: Mechanical Properties and Young's Modulus od Human Skini n Vivo, *Arch Dermatol Res* 269, 221-2321980.
- [11] S. Diridollou, F. Patat, F. Gens, L. Vaillant, D. Black, J.M. Lagarde, Y. Gall and M. Berson: In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction, *Skin Research and Technology* 2000, 214-221, 2000.
- [12] <http://proleksis.lzmk.hr/43729/> , lipanj 2012.