

Naprezanje u tkivu izazvano kompresijskim navlakama

Bošković, Nikolina

Undergraduate thesis / Završni rad

2020

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:235:979517>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-31**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Nikolina Bošković

Zagreb, 2020.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

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

Student:

Nikolina Bošković

Zagreb, 2020.

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

Zahvaljujem se mentorici prof. dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na savjetima, razumijevanju i uloženom vremenu.

Veliko hvala obitelji i prijateljima što su bili uz mene tijekom studija.

Nikolina Bošković



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: **Nikolina Bošković** Mat. Br.: 0035208531
Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Naprezanje u tkivu izazvano kompresijskim navlakama**
Naslov rada na engleskom jeziku: **The stress in the tissue due to compression sleeves**
Opis zadatka:

Kompresijski zavoji i obujmice stvaraju mehanički pritisak na površini ljudskog tijela, a koriste se za kompresiju, potporu ili stabilizaciju tkiva koje se nalazi ispod. Koriste se u terapijske svrhe (npr. kod limfedema, venske tromboze, zbrinjavanja rana i ožiljaka), ublažavanja fizičke boli kod sporta, a također, mogu se koristiti i za poboljšanja estetike tijela (steznici). Cilj je postići željeni pritisak na tkivo koje može biti meko (npr. potkoljenica) ili koštano (npr. zglob). Postiže se radijalni pritisak koji ovisi o modulu elastičnosti obujmice ili zavoja, mogućnosti deformiranja, zakrivljenosti dijela tijela te kontaktnoj površini.

U radu je potrebno provesti analizu pritiska uslijed tijesne navlake primjenom teorije debelostijenih cijevi za pojednostavljene modele potkoljenice i podlaktice. Modeli potkoljenice i podlaktice trebaju se sastojati od kosti i mekog tkiva. Koristiti linearno elastičan model deformacijskog ponašanja materijala. Tijesno pripijenu navlaku modelirati tankom elastičnom cijevi. Odrediti deformacije i naprezanja, a raspodjele pritiska prikazati grafički za različite materijale navlake.

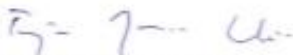
Potrebne parametre modela dogovoriti s mentorom.

U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:
28. studenog 2019.

Datum predaje rada:
1. rok: 21. veljače 2020.
2. rok (izvanredni): 1. srpnja 2020.
3. rok: 17. rujna 2020.

Predviđeni datumi obrane:
1. rok: 24.2. – 28.2.2020.
2. rok (izvanredni): 3.7.2020.
3. rok: 21.9. - 25.9.2020.

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.....	VI
SUMMARY	VII
1. UVOD.....	1
1.1. Tkivo	2
1.2. Kompresijske navlake	6
1.3. Laplaceov zakon	14
1.4. Zakon o očuvanju energije.....	21
2. Analiza pritiska uslijed tijesne navlake na potkoljenici i podlaktici	24
2.1. Geometrija, opterećenje, ograničenja te pretpostavke o deformiranju i raspodjeli naprezanja	24
2.1.1. Geometrijska analiza.....	25
2.1.2. Primjena Hookeova zakona	26
2.1.3. Uvjet ravnoteže i diferencijalna jednačina ravnoteže elementa.....	28
2.1.4. Raspodjela naprezanja i pomaka u debelostjenoj cijevi opterećenoj samo unutarnjim tlakom.....	31
2.1.5. Raspodjela naprezanja i pomaka u debelostjenoj cijevi opterećenoj samo vanjskim tlakom.....	32
2.2. Cilindar s krutom jezgrom opterećen vanjskim tlakom uslijed tijesne navlake.....	34
2.3. Grafički prikaz ovisnosti pritiska o materijalu navlake	36
3. ZAKLJUČAK.....	41
Literatura:	42

POPIS SLIKA

Slika 1.1. Mikroskopski prikaz epitelnog tkiva [5]	2
Slika 1.2. Mikroskopski prikaz rijetkog vezivnog tkiva [5]	3
Slika 1.3. Mikroskopski prikaz srčanog mišićnog tkiva [5]	3
Slika 1.4. Mikroskopski prikaz živčanog tkiva [5]	4
Slika 1.5. Mikroskopski prikaz kolagenih i elastičnih vlakana [8]	5
Slika 1.6. Kompresijske navlake : a) kompresijska odjeća [9], b) elastični zavoji [10]	6
Slika 1.7. Hipertrofični ožiljak [15]	8
Slika 1.8. Ispitni uzorci [14]	10
Slika 1.9. Mikroskopski prikaz vlačno opterećenog uzorka [14]	10
Slika 1.10. Prikaz ovisnosti Youngovog modula o deformaciji za različite vrijednosti kuta između vlačnog opterećenja i niti tkanine PN2170 [14]	11
Slika 1.11. Opterećenje dvoslojne tkanine [14]	12
Slika 1.12. Kompresijski rukav [12]	19
Slika 1.13. Pozicije mjerenja opsega ruke [12]	19
Slika 1.14. Model ljudske kosti i mekog tkiva [2]	21
Slika 1.15. Dijagram ovisnosti sile o deformaciji elastične membrane [2]	22
Slika 1.16. Dijagram ovisnosti debljine pjene o pritisku [2]	22
Slika 2.1. Definicija koordinatnog sustava i geometrijskih parametara	24
Slika 2.2. a) početni nedeformirani oblik, b) usporedba konačnog deformiranog i početnog nedeformiranog elementa	25
Slika 2.3. Diferencijalni element debelostjene cijevi s ucrtanim naprezanjem	26
Slika 2.4. Ortogonalna projekcija diferencijalnog elementa s ucrtanim naprezanjima	28
Slika 2.5. Poprečni presjek cijevi opterećen samo unutarnjim tlakom p_1	31
Slika 2.6. Poprečni presjek cijevi opterećen samo vanjskim tlakom p	32
Slika 2.7. Spoj cilindra s krutom jezgrom i tanke elastične cijevi	34
Slika 2.8. Opterećenje cilindra i tanke elastične cijevi	34
Slika 2.9. Grafički prikaz ovisnosti pritiska na podlaktici o materijalu i vrijednosti modula elastičnosti kompresijske navlake	38
Slika 2.10. Grafički prikaz ovisnosti pritiska na potkoljenici o materijalu i vrijednosti modula elastičnosti kompresijske navlake	40

POPIS TABLICA

Tablica 1.1. Tkanine korištene u ispitivanju [14].....	9
Tablica 1.2. Faktori pretvorbe mjernih jedinica [18]	16
Tablica 1.3. Redukcijski faktori dobiveni pomoću jednadžbe (1.11.) [12].....	18
Tablica 1.4. Redukcijski faktori dobiveni pomoću jednadžbe (1.12.) [12].....	18
Tablica 1.5. Vrijednosti pritiska [2]	23
Tablica 2.1. Podaci za računanje polumjera zakrivljenosti	36
Tablica 2.2. Pritisak na podlaktici uslijed tijesne navlake od materijala P11117	37
Tablica 2.3. Pritisak na podlaktici uslijed tijesne navlake od materijala PN2170	37
Tablica 2.4. Pritisak na podlaktici uslijed tijesne navlake od materijala AP85120	38
Tablica 2.5. Pritisak na potkoljenici uslijed tijesne navlake od materijala P11117	39
Tablica 2.6. Pritisak na potkoljenici uslijed tijesne navlake od materijala PN2170	39
Tablica 2.7. Pritisak na potkoljenici uslijed tijesne navlake od materijala AP85120	40

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
a, b, c	-	koeficijenti polinoma drugog reda
A, B, C ₁ , C ₂	-	konstante integracije
A ₀	m ²	površina poprečnog presjeka kompresijske navlake
b	m, cm	širina kompresijske navlake
C, c, G ₁	m, cm	opseg ekstremiteta
D ₁	cm	promjer krute jezgre
D ₂	cm	promjer pjene
D ₃	cm	promjer pjene nakon deformiranja
E, E ₁	Pa, MPa	modul elastičnosti mekog tkiva
E, E ₂	Pa, MPa	modul elastičnosti materijala navlake
F	cN	vlačno opterećenje materijala
h	mm	debljina pjene
h ₀	mm	početna debljina pjene
K	-	faktor pretvorbe mjernih jedinica
n	-	broj slojeva navlake
P, P', p	Pa, hPa, mmHg, gf/cm ² , N/mm ²	pritisak uslijed tijesne navlake
P _α , p ₁	Pa, N/mm ²	unutarnji tlak
P _β , p	Pa, N/mm ²	vanjski tlak
r	m, cm	polumjer zakrivljenosti dijela tijela; polumjer sfere
R ₁ , r ₁	mm	unutarnji polumjer cilindra
R ₂ , r ₂	mm	vanjski polumjer cilindra
R _F	-	redukcijski faktor
r _H	cm	polumjer zakrivljenosti tijela u horizontalnom smjeru
r _V	cm	polumjer zakrivljenosti tijela u vertikalnom smjeru
T	N, kgf	vlačno opterećenje kompresijske navlake
T	N/m	vlačno opterećenje kompresijske navlake po jedinici širine
t	cm	debljina tanke sfere

T_H	N/m	vlačno opterećenje po jedinici širine navlake u horizontalnom smjeru
T_V	N/m	vlačno opterećenje po jedinici širine navlake u vertikalnom smjeru
u	mm	pomak
W	cm	širina navlake
α, β, γ	-	koeficijenti polinoma drugog reda
γ	N/m	vlačno opterećenje kompresijske navlake po jedinici širine
δ	mm	debljina cilindra
Δh	mm	smanjenje debljine pjene
ΔR	mm	preklop tanke elastične cijevi i debelostjene cijevi
ΔR_{cijev}	mm	pomak tanke elastične cijevi
ε	mm/mm	produljenje materijala navlake
ε_0	mm/mm	početna deformacija pjene
ε_1	mm/mm	konačna deformacija pjene
ε_r	mm/mm	radijalna deformacija cijevi
$\varepsilon_{rp}, \varepsilon_{\varphi p}$	mm/mm	deformacija cijevi uslijed djelovanja vanjskog tlaka
$\varepsilon_{rp1}, \varepsilon_{\varphi p1}$	mm/mm	deformacija cijevi uslijed djelovanja unutarnjeg tlaka
ε_φ	mm/mm	cirkularna deformacija cijevi
ν	-	Poissonov faktor
ρ_H	m	polumjer zakrivljenosti koljena u horizontalnom smjeru
ρ_V	m	polumjer zakrivljenosti koljena u vertikalnom smjeru
σ	gf/cm ²	vlačno naprezanje kompresijske navlake
σ_H	gf/cm ²	vlačno naprezanje navlake u horizontalnom smjeru
σ_r	N/mm ²	radijalno naprezanje u cijevi
$\sigma_{rp}, \sigma_{\varphi p}$	N/mm ²	naprezanje u cijevi uslijed djelovanja vanjskog tlaka
$\sigma_{rp1}, \sigma_{\varphi p1}$	N/mm ²	naprezanje u cijevi uslijed djelovanja unutarnjeg tlaka
σ_V	gf/cm ²	vlačno naprezanje navlake u vertikalnom smjeru
σ_φ	N/mm ²	cirkularno naprezanje u cijevi

SAŽETAK

Upotreba kompresijskih navlaka je raznolika, a uključuje medicinsku terapiju, sportsku odjeću i opremu te steznike za poboljšanje estetike tijela. Pritisak uslijed tijesne navlake uglavnom ovisi o modulu elastičnosti tkanine, redukcijskom faktoru kompresijske navlake, zakrivljenosti dijela tijela te kontaktnoj površini. Vrlo je važno da kompresijska odjeća ostvaruje optimalan pritisak na tkivo. Za računanje pritiska se u velikoj mjeri koristi Laplaceov zakon. Međutim, istraživanja su pokazala da Laplaceov zakon nije primjeren u nekim slučajevima. U ovom radu se za računanje pritiska uslijed tijesne navlake te naprezanja i deformacije tkiva koristi teorija debelostjenih cijevi. Zbog jednostavnosti, gornji i donji ekstremiteti se modeliraju kao cilindar (meko tkivo) s krutom jezgrom (kost), a kompresijska navlaka kao tanka elastična cijev. U radu se koristi linearno elastičan model deformacijskog ponašanja materijala.

Ključne riječi: kompresijska odjeća, tkivo, Laplaceov zakon, teorija debelostjenih cijevi

SUMMARY

The application of pressure garments is broad, including the field of medical therapy, sportswear and equipment or in aesthetic garments. The compression exerted by pressure garments primarily depends upon factors, such as elastic modulus of the fabric, reduction factor of the garment, curvature of the body and compliance of the body part on which the garment is worn. It is extremely important that the pressure garments exert desired pressure on the tissue. Laplace law has been extensively used for prediction of garment pressure by many. However, it has been stated to be inadequate in some cases. In this paper the thick walled tube theory is used to calculate pressure, stress and strain in the tissue due to compression sleeves. Due to simplicity, the limb is modelled as a composite cylinder comprising a rigid core (bone) and an elastic external shell (soft tissue). The compression sleeve is modelled as a tightly fit thin walled elastic tube. Also, this work is limited to a simple linear elastic model of the material's deformational behaviour.

Key words: pressure garments, tissue, Laplace law, thick walled tube theory

1. UVOD

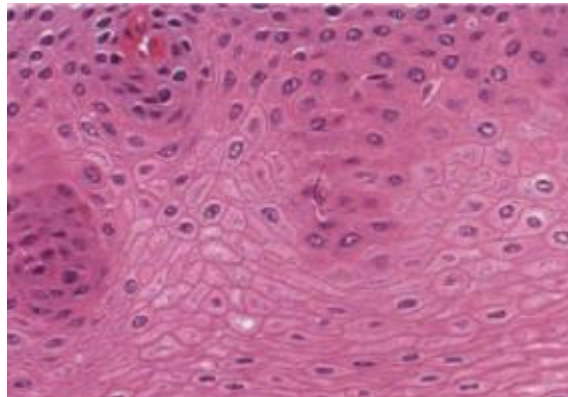
Upotreba kompresijskih navlaka je u današnje vrijeme vrlo raznolika. S obzirom da se pomoću njih ostvaruje kompresija, potpora ili stabilizacija tkiva koje se nalazi ispod, koriste se u medicinskoj terapiji, sportu te u estetske svrhe. Kako bi se postigli odgovarajući rezultati, potrebno je poznavati svojstva navlake i tkiva te pritisak koji se ostvaruje uslijed tijesne navlake. Dosadašnja istraživanja^[1] pokazala su da je pritisak koji se javlja na koštanom tkivu veći od pritiska koji se javlja na mekom tkivu. Dokazalo se da dotad korišten Laplaceov zakon nije prikladan u svim slučajevima za procjenu pritiska uslijed tijesne navlake. Budući da kompresibilnost dijelova tijela bitno utječe na ostvareni pritisak, ne smije se izostaviti u proračunu. Istraživanje^[2] je pokazalo da je pritisak dobiven na temelju zakona o očuvanju energije (gdje se u obzir uzela kompresibilnost mekog tkiva) bliži stvarnoj vrijednosti u usporedbi s pritiskom dobivenim korištenjem Laplaceovog zakona.

Cilj ovog rada je provesti analizu naprezanja u tkivu potkoljenice i podlaktice uslijed djelovanja kompresijskih navlaka. Važno je imati na umu da se uvođenjem pojednostavljenja pri analizi deformacije i naprezanja u tkivu uslijed djelovanja tijesne navlake dobivaju rješenja koja ne odgovaraju stvarnom stanju, ali su vrlo značajna za razvoj ovog područja. Tako se i u ovom radu uvodi pojednostavljenje pa se meko i koštano tkivo promatraju kao debelostjene cijevi, a kompresijska navlaka kao tanka elastična cijev. Analiza će se ograničiti samo na linearno elastično ponašanje materijala pri deformaciji.

1.1. Tkivo

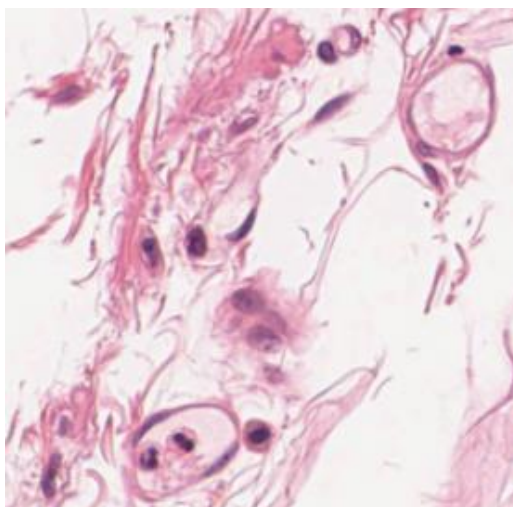
Grupa stanica i okolnih supstanci koje zajedno funkcioniraju i obavljaju jednu ili više specijaliziranih aktivnosti naziva se tkivo. Četiri su osnovna tipa tkiva u ljudskom tijelu: epitelno, vezivno, mišićno i živčano^[3].

Epitelno tkivo (Slika 1.1.) se sastoji od stanica koje tvore višeslojnu strukturu određene debljine ili od žlijezda čija je funkcija lučenje određenih sekreta. Pokriva površinu čitavog ljudskog tijela, ali i površinu unutarnjih organa. Funkcija epitelnog tkiva je apsorpcija, izlučivanje, zaštita te primanje podražaja iz okoline^[3]. Epitelno tkivo ne sadrži krvne žile, a klasificira se prema broju slojeva ili obliku stanica^[4].



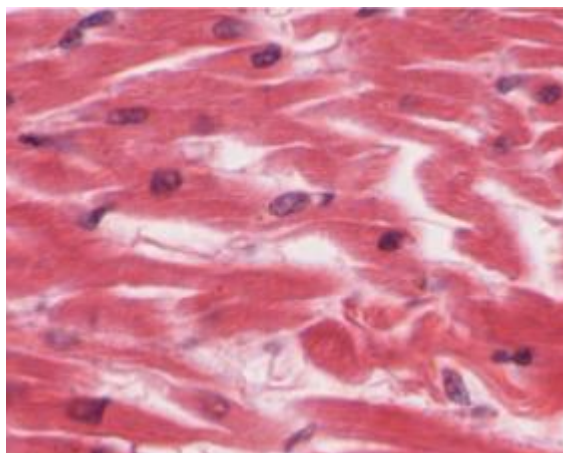
Slika 1.1. Mikroskopski prikaz epitelnog tkiva [5]

Vezivno tkivo je vrlo zastupljeno u ljudskom tijelu jer veže sva ostala tkiva i pruža im potporu. Osim mehaničke uloge, ima i metaboličku ulogu, tj. skladišti i distribuira hranjive tvari te sudjeluje u obrani organizma, zacjeljivanju rana i reguliranju količine vode u organizmu. Vezivno tkivo se dijeli na: rijetko (Slika 1.2.), gusto, vezivno tkivo s posebnim svojstvima (elastično, masno, retikularno, pigmentno), potporno (hrskavično i koštano) te krv i limfu^[6].



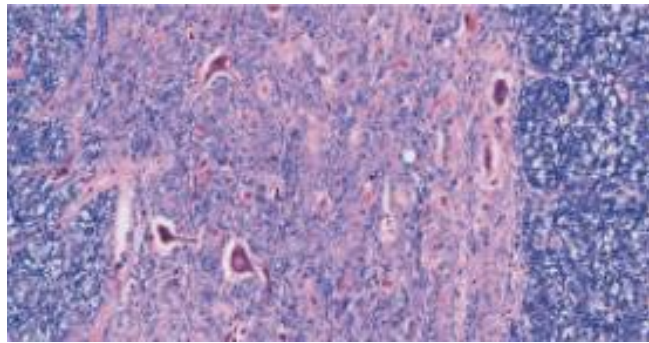
Slika 1.2. Mikroskopski prikaz rijetkog vezivnog tkiva [5]

Mišićno tkivo je tkivo koje se sastoji od mišićnih vlakana koja su podražljiva, rastezljiva i elastična. Postoje tri tipa mišićnog tkiva: glatko, srčano (Slika 1.3.) i poprečnoprugasto. Mišićno tkivo je vrlo bitno za lokomotorni sustav jer su mišići aktivna sastavnica lokomotornog sustava, tj. omogućavaju međusobno primicanje i odmicanje dijelova tijela^[4].



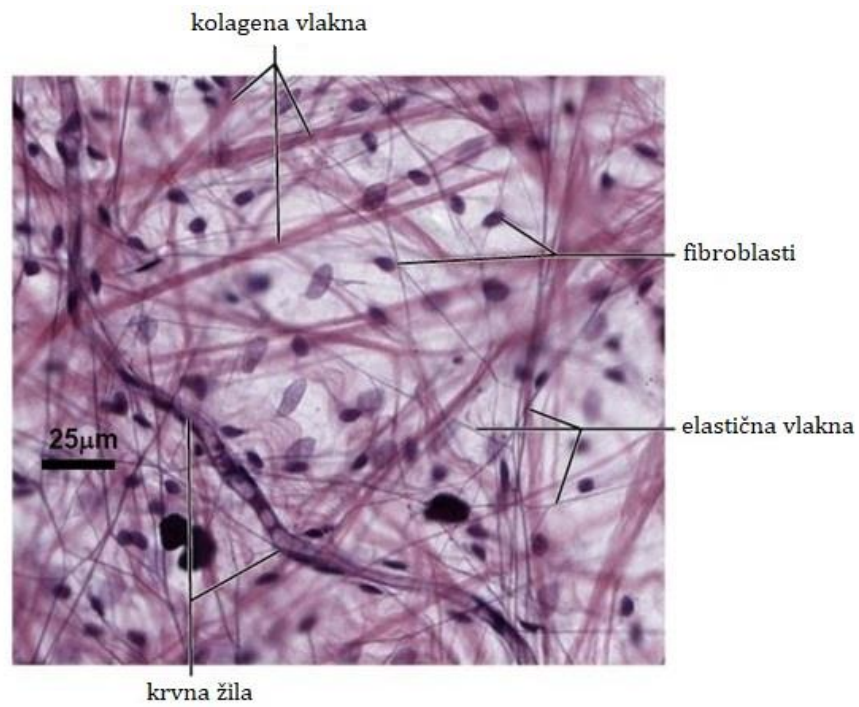
Slika 1.3. Mikroskopski prikaz srčanog mišićnog tkiva [5]

Živčano tkivo (Slika 1.4.) se sastoji od neurona koji provode električni impuls i glija stanica koje štite i hrane neurone te im služe kao potpora^[3].



Slika 1.4. Mikroskopski prikaz živčanog tkiva [5]

Obzirom na to da bi bilo jako teško provesti analizu u kojoj bi se uzela u obzir sva gore navedena tkiva i njihova svojstva pri kompresiji, u radu se pravi distinkcija samo između kosti i mekog tkiva. Dakle, meko tkivo se sastoji od kože, mišića, tetive, ligamenta, zglobne hrskavice. Može se promatrati kao kompozitni materijal koji, između ostalog, sadrži i kolagen i elastin (Slika 1.5.). Cjelokupna mehanička svojstva mekog tkiva uvjetovana su svojstvima tih proteina te ovise o geometriji kolagenih vlakana i njihovoj interakciji s elastičnim vlaknima. Kolagen se sastoji od uvijenih niti koje povezane čine kolagena vlakna. Funkcija kolagenih vlakana je preuzimanje vlačnog opterećenja. Zbog velikog omjera duljine i promjera vlakna, ne podnose tlačno opterećenje. Kolagena vlakna se mogu promatrati kao opruge jer pri razvlačenju vlakana pohranjuju energiju koja, nakon rasterećenja vlakana, služi za vraćanje vlakana u početno stanje. Budući da se kolagena vlakna sastoje od gelaste tvari i vode, pokazuju viskoelastična svojstva. Elastična vlakna se sastoje od elastina i mikrofibrila, a svojstva su im vrlo slična svojstvima gume. Elastična vlakna podnose vrlo velika istezanja, a vraćaju se u početno stanje čak i nakon velikih vlačnih deformacija. Drugim riječima, elastična vlakna imaju nizak modul elastičnosti u usporedbi s kolagenim vlaknima^[7].



Slika 1.5. Mikroskopski prikaz kolagenih i elastičnih vlakana [8]

1.2. Kompresijske navlake

Kompresijske navlake su kompresijska odjeća (Slika 1.6.a), zavoji (Slika 1.6.b) i steznici. Uslijed nalijeganja kompresijske navlake na određeni zakrivljeni dio ljudskog tijela, stvara se radijalni pritisak. Pritisak ovisi o modulu elastičnosti kompresijske navlake, zakrivljenosti tijela, omjeru opsega navlake i dijela tijela te kontaktnoj površini^[2].

Tkanina od koje se rade kompresijske navlake je ili uzdužno ili poprečno pletena te je prožeta elastičnim nitima. Naprezanje u tkanini ovisi o svojstvima elastičnih niti, debljini i broju niti po jedinici širine tkanine. Vrlo je važno da kompresijska navlaka ostvari odgovarajući pritisak na tijelo. Kako bi se to omogućilo, potrebno je ostvariti određene vlačne karakteristike tkanine te je prilagoditi obliku i veličini dijela tijela na kojem će se nositi^[2].



Slika 1.6. Kompresijske navlake : a) kompresijska odjeća [9], b) elastični zavoji [10]

Kompresijske navlake se vrlo često koriste u medicini za zbrinjavanje hipertrofičnih ožiljaka (Slika 1.7.) i keloida, ali i za sprječavanje nastanka hipertrofičnih ožiljaka tijekom zacjeljivanja opekline, kontrakture (ograničena pokretljivosti zglobova u nekim ili svim smjerovima) zbog presađivanja kože ili edema nakon mastektomije. Uslijed djelovanja kompresijske navlake ubrzava se proces prirodnog remodeliranja tkiva koje dovodi do poravnanja i omekšavanja ožiljka^[11]. Kompresijska odjeća kontrolira pretjeranu proliferaciju tkiva (brzo umnožavanje stanica) kako bi se spriječila hiperplazija (povećanje količine organskog tkiva). Hiperplazija se javlja u ranoj fazi zacjeljivanja rana, posebno u fazi granulacije. Smatra se da ožiljci uzrokovani hiperplazijom nastaju zbog prekomjerne proliferacije fibroblasta te neravnoteže u sintezi i razgradnji izvanstanične matrice. Brojni su načini zbrinjavanja ožiljaka: terapija primjenom kompresijskih navlaka, primjena kortikosteroida, terapija zračenjem te korištenje lijekova. Terapija primjenom kompresijskih navlaka je najučinkovitija metoda, a osim toga je jeftina, neinvazivna i lako ju je provesti. Pritisak koji se ostvaruje navlakom ograničava strujanje krvi oko područja ožiljka te na taj način sprječava rast tkiva. Upravo je zbog toga bitno postići optimalan pritisak. Prenizak pritisak ne bi davao očekivane rezultate, a previsok pritisak bi doveo do poteškoća u strujanju krvi. Kod djece bi prevelik pritisak uzrokovao ozbiljnije probleme jer bi utjecao na rast kosti, a mogao bi uzrokovati i deformacije^[12]. Ukazano je i na problem s cirkulacijom koji se može pojaviti kod pacijenata ukoliko se dugo koristi navlaka koja lokalno uzrokuje visok pritisak. Znanstvenici tvrde da je korištenje navlaka koje ostvaruju pritisak manji od 30 mmHg bezopasno, dok pritisak od 40 mmHg ometa strujanje krvi do mišića, a pritisak od 50 mmHg utječe na perifernu cirkulaciju^[11]. Macintyre i Baird u svom radu^[13] preporučuju da pritisak uslijed kompresijske navlake bude između 5 i 40 mmHg. Potrebni pritisak ovisi i o vremenu trajanja terapije. Općenito niži pritisak tijekom duže terapije odgovara višem pritisku u vremenski kraćoj terapiji. Radni terapeuti su obavezni redovito pratiti napredak kod pacijenata. U slučaju da primjete nepravilnosti, ako je tlak niži ili viši od preporučenog, dužni su odabrati novu kompresijsku navlaku koja će ostvariti optimalni pritisak na tijelo^[14].



Slika 1.7. Hipertrofični ožiljak [15]

Kako bi istražio koliki se pritisak razvija pod utjecajem kompresijske navlake i kako osigurati odgovarajući pritisak za liječenje ožiljaka, Sawada^[11] je koristio kompresijsku odjeću u kombinaciji sa spužvastim i plastičnim umetcima ispod odjeće. Spužva debljine 1,25 cm i 2,5 cm, dimenzija 4 cm x 5 cm, je korištena za postizanje lokalnog pritiska na tkivo. Dvije plastične pločice su se postavljale između odjeće i spužve kako bi se povećao pritisak. Jedna plastična pločica je napravljena od akrilne smole te je savitljiva i tanka (oko 1 mm), dok je druga tvrda i ima debljinu oko 3 mm. Za mjerenje pritiska korišten je gumeni balon postavljen unutar gumene vrećice koja je povezana s manometrom i postavlja se ispod odjeće. U istraživanju je sudjelovalo 39 volontera, od kojih je 17 imalo hipertrofični ožiljak. Pritisak se mjerio na nadlaktici i podlaktici te natkoljenici i potkoljenici, oko 10 cm iznad i ispod lakta i koljena. Tlak se istovremeno očitavao na medijalnoj i lateralnoj strani ekstremiteta. Rezultati su pokazali značajno povećanje pritiska ukoliko se koriste spužvasti umetci, ali debljina spužve ne utječe značajno na povećanje pritiska. Pritisak pri korištenju plastičnog umetka uz spužvu je veći u odnosu na pritisak koji se javlja ako se koristi samo spužva. Također, pritisak se povećava povećanjem debljine plastične pločice. Ukoliko se spužva, ili spužva i plastična pločica, postave na lateralnu stranu ekstremiteta, javlja se malo povećanje tlaka na medijalnoj strani. Od svih pritisaka koji su se ostvarili pod različitim uvjetima, većina njih je između 10 i 20 mmHg, a 5,5 % je iznad 30 mmHg. Istraživanje je dokazalo da se kombiniranjem kompresijske odjeće, spužvastih umetaka i plastičnih pločica mogu ostvariti optimalne vrijednosti pritiska na odgovarajućim dijelovima tijela.

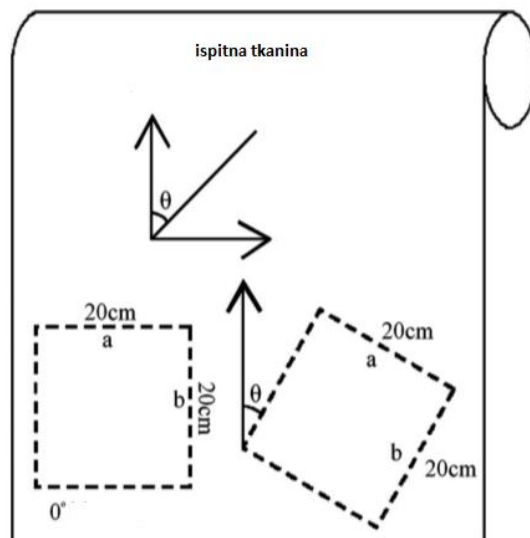
Sportaši dugi niz godina koriste kompresijsku odjeću kao ergogeno sredstvo za postizanje veće snage i izdržljivosti te omogućavanje većeg tjelesnog naprezanja. Većina proizvođača sportske kompresijske odjeće tvrdi da njihova odjeća pospješuje strujanje krvi, osigurava bolju opskrbu mišića kisikom, smanjuje trošenje, ubrzava oporavak i smanjuje mogućnost ozljede mišića. Neki znanstvenici tvrde da optimalni pritisak od 18 mmHg u području zgloba, 14 mmHg u području lista, 8 mmHg na koljenu te 10 mmHg na donjem dijelu bedra i 8 mmHg na gornjem dijelu bedra osigurava najbrži protok krvi. Vrijednost pritiska ovisi o brojnim čimbenicima: dizajnu odjeće, kontaktnoj površini, strukturi i fizikalnim svojstvima materijala od kojeg je odjeća izrađena, veličini i obliku dijela tijela te sportskoj aktivnosti. Istraživanje je pokazalo da se tijekom sportske aktivnosti kompresijska odjeća pomiče na tijelu te se samim tim mijenja i kut vlačnog opterećenja, što također utječe na iznos pritiska koji se ostvaruje^[16].

Leung i ostali^[14] su ispitivali svojstva tkanine s obzirom na različite kuteve između smjera u kojem su postavljene niti tkanine i smjera vlačnog opterećenja. Tablica 1.1. prikazuje tkanine korištene u ispitivanju. Tkaninu P11117 i PN2170 su preporučili radni terapeuti jer se najčešće koristi za izradu kompresijske odjeće, a za usporedbu se ispitivala i tkanina AP85120 koja se koristi za izradu tijesnih remena.

Tablica 1.1. Tkanine korištene u ispitivanju [14]

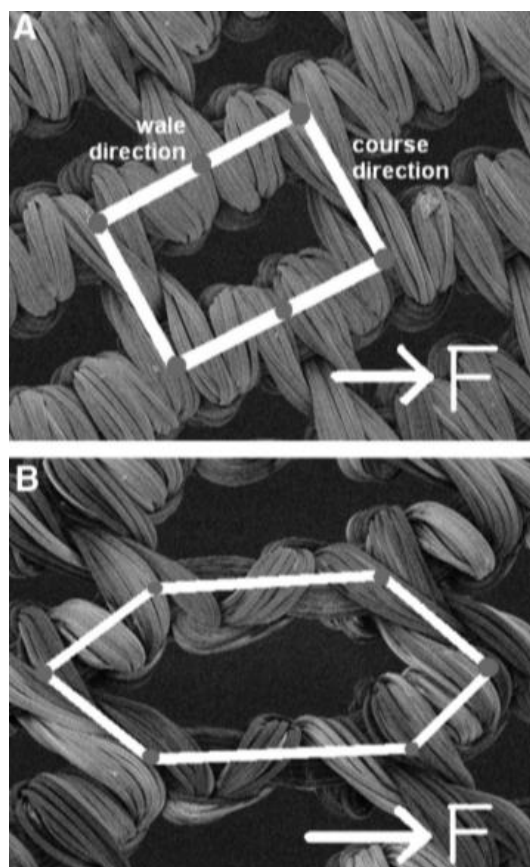
	P11117	PN2170	AP85120
upotreba	kompresijska odjeća (odrasli pacijenti s teškim ozljedama)	kompresijska odjeća (djeca sa srednje teškim ozljedama)	remen
sastav	najlon 68 %, <i>spandex</i> ® 32 %	najlon 82 %, <i>spandex</i> ® 18 %	najlon 79 %, <i>roica</i> ® 21 %
debljina (mm)	0,45	0,42	0,49
masa (g/m ²)	213	155	175

Slika 1.8. prikazuje ispitne uzorke dimenzija 20 cm x 20 cm. Kako bi se postigli što točniji rezultati, svi ispitni uzorci su se držali u prostoriji kontroliranih uvjeta (temperatura $20 \pm 2^\circ\text{C}$, vlažnost $65 \pm 3 \%$) 24 sata prije ispitivanja. Ispitivanje uzoraka je također provedeno u istim okolišnim uvjetima^[14].



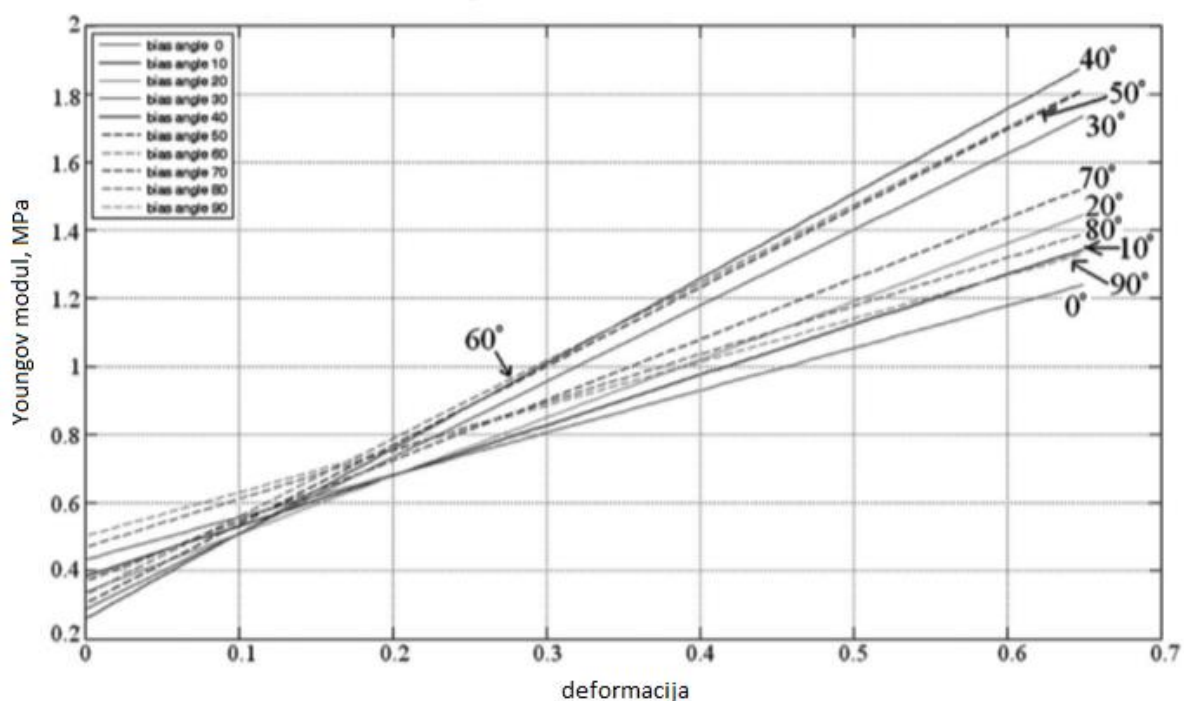
Slika 1.8. Ispitni uzorci [14]

Slika 1.9. prikazuje mikroskopski prikaz uzorka koji je vlačno opterećen pod kutem od 30° u odnosu na smjer niti tkanine^[14].



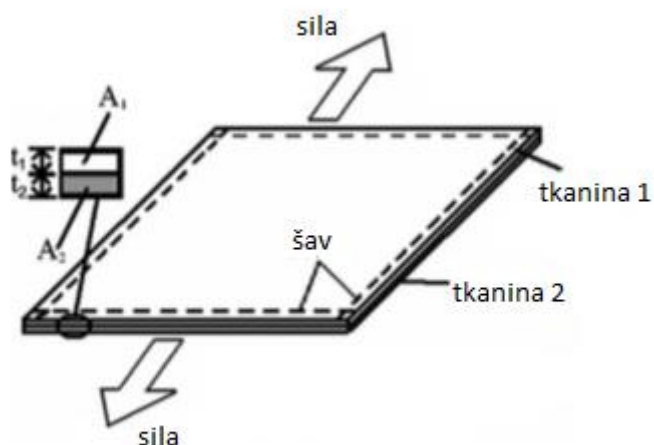
Slika 1.9. Mikroskopski prikaz vlačno opterećenog uzorka [14]

Rezultati ispitivanja su pokazali da se Youngov modul elastičnosti tkanine povećava povećanjem deformacije (povezano s redukcijским faktorom) bez obzira na kut između niti i vlačnog opterećenja. Kao primjer je prikazan dijagram ovisnosti modula elastičnosti o deformaciji za različite kuteve opterećenja za uzorak tkanine PN2170 (Slika 1.10.). S obzirom da se modul elastičnosti razlikuje ovisno o smjeru opterećenja, tkanine su anizotropni materijali. Za tkaninu P11117 i AP85120 najviši modul elastičnosti je postignut za kut 90° , dok je za tkaninu PN2170 postignut pri 60° ^[14].



Slika 1.10. Prikaz ovisnosti Youngovog modula o deformaciji za različite vrijednosti kuta između vlačnog opterećenja i niti tkanine PN2170 [14]

Ispitivanje je provedeno i na dvoslojnim tkaninama kao što prikazuje Slika 1.11. Rezultati su pokazali da se modul elastičnosti dvoslojne tkanine manje mijenja s promjenom deformacije tkanine u usporedbi s jednoslojnim tkaninama. Važno je da se modul elastičnosti jednog sloja povećava, dok se modul elastičnosti drugog sloja smanjuje povećanjem deformacije. Na taj način je moguće dobiti kompresijsku navlaku koja za različite deformacije postiže pritiske vrlo bliskih vrijednosti^[14].



Slika 1.11. Opterećenje dvoslojne tkanine [14]

Provedeno je istraživanje^[17] kako bi se ustanovio utjecaj dizajna kompresijske navlake, ovlaživača i načina pranja na mogućnost ostvarivanja određenog pritiska tijekom korištenja kompresijske navlake. Za istraživanje se koristilo 26 setova od kojih se svaki sastoji od 3 ista kompresijska rukava. Korištena su tri redukcijnska faktora (faktor koji pokazuje koliko je puta opseg navlake manji od opsega dijela tijela) i 6 veličina rukava. Rezultati su pokazali da se najveće smanjenje pritiska dogodi unutar prvih 5 minuta korištenja navlake. Ovaj problem bi se mogao riješiti na način da proizvođači optereće navlake u zadnjoj fazi proizvodnje. Većina proizvođača izrađuje kompresijske navlake s faktorom redukcije od 20 %. Rezultati su dokazali da korištenje većeg faktora redukcije povećava pritisak. Navlake s većim faktorom redukcije više gube mogućnost ostvarivanja pritiska tijekom vremena u odnosu na navlake s nižim redukcijnskim faktorom. Međutim, nakon jednakog vremena korištenja, navlake s većim faktorom redukcije i dalje ostvaruju veće pritiske u odnosu na navlake s manjim faktorom redukcije. Ako su navlake u dodiru s ovlaživačima, brže gube sposobnost ostvarivanja pritiska. Zbog toga se korisnicima preporučuje da odjevaju kompresijsku odjeću nakon što se krema ili losion u potpunosti upiju u kožu. Eksperimenti su pokazali da preporučeno ručno pranje kompresijske odjeće ne daje bolje rezultate u odnosu na pranje u perilici rublja. Stoga preporučuju korisnicima pranje kompresijske odjeće u perilici rublja na 40°C nakon svakog korištenja.

S obzirom da je za postizanje dobrih rezultata potrebno ostvariti optimalan pritisak, potrebno je dizajnirati kompresijsku odjeću prave veličine. Danas se za određivanje veličine kompresijske odjeće koristi metoda redukcijuskog faktora, Laplaceov zakon i numeričke simulacije. Metoda redukcijuskog faktora se provodi na način da se odaberu standardni redukcijuski faktori (10 %, 15 % i 20 %) te se veličina kompresijske odjeće izračuna s obzirom na veličinu dijela tijela. Kompresijska odjeća će ostvariti pritisak na tijelo s obzirom na to da je manjeg opsega od tijela, ali redukcijuski faktor je odabran na relativno proizvoljan način te se ne mijenja promjenom dijela tijela ili promjenom svojstava materijala navlake. Stoga ova metoda za određivanje veličine navlake ne osigurava ostvarivanje optimalnog pritiska na tijelo. Numerička simulacija koristi digitalnu simulaciju kompresijske odjeće i objektivne testove kako bi se odredila raspodjela i vrijednosti pritiska prije nego što se odjeća proizvede. Preciznost ove metode uglavnom ovisi o točnosti korištenog modela kompresijske odjeće i ljudskog tijela te o samoj numeričkoj simulaciji. Nedostatak metode je složena implementacija i relativno visoka cijena. Određivanje veličine pomoću Laplaceova zakona uzima u obzir svojstva materijala kao i veličinu ljudskog tijela. Metoda nije precizna kao numerička simulacija, ali je preciznija od metode redukcijuskog faktora. Prednost Laplaceovog zakona je jednostavna primjena i niska cijena^[12].

1.3. Laplaceov zakon

Laplaceov zakon se koristi za računanje pritiska uslijed tijesne navlake, a dobiven je 1805. godine od strane Thomasa Younga (1773.-1829.) i Pierrea Simona de Laplacea (1749.-1827.). Jednadžba predstavlja vezu između gradijenta tlaka u zatvorenoj elastičnoj membrani i vlačnog opterećenja membrane^[18].

U istraživanju čimbenika koji utječu na učinkovitost kompresijske odjeće korištene u sportu, Trojnikov i ostali^[16] koriste Laplaceovu jednadžbu za određivanje pritiska:

$$P_{\alpha} - P_{\beta} = \frac{2\gamma}{r}, \quad (1.1)$$

gdje je: P_{α} – unutarnji tlak (Pa),

P_{β} – vanjski tlak (Pa),

r – polumjer zakrivljenosti dijela tijela (m),

γ – vlačno opterećenje po jedinici širine kompresijske navlake (N/m).

Pri računanju pritiska na cilindričnu površinu, koristi se modificirana Laplaceova jednadžba:

$$P = \frac{T}{r}, \quad (1.2)$$

gdje je: P – pritisak (Pa),

T – vlačno opterećenje po jedinici širine kompresijske navlake (N/m),

r – polumjer cilindra (m).

Na taj način je pritisak uslijed tijesne navlake proporcionalan opterećenju navlake po jedinici širine, a obrnuto proporcionalan polumjeru zakrivljenosti dijela tijela. Važno je opterećenje izraziti po jedinici širine navlake zbog toga što je tlak sila po površini. To znači da ista sila u navlaci širine 10 cm uzrokuje duplo manji pritisak nego u navlaci širine 5 cm^[18]. Ekstremitet osobe je površina kompleksne zakrivljenosti, stoga se korištenjem homogenog materijala navlake ostvaruju različiti pritisci na različitim dijelovima ekstremiteta. Zbog toga je uvedena nova modifikacija Laplaceove jednadžbe^[16]:

$$P' = 2\pi T \frac{133,3}{C}, \quad (1.3)$$

gdje je P' – pritisak (mmHg),

T – vlačno opterećenje po jedinici širine tijesne navlake (N/m),

C – opseg ekstremiteta (m).

Visok omjer T/C predstavlja tijesno pripijenu navlaku, a nizak omjer T/C labavo prijanjajuću navlaku. Ovaj omjer može aproksimirati mnoga svojstva kompresijskih navlaka, ali važno je napomenuti da, zbog nelinearnog rastezanja i deformiranja navlake, omjer T/C ne mora biti konstantan, ali za određeno područje interesa omjer T/C može biti koristan za dizajniranje kompresijske odjeće^[16].

Thomas^[18] je Laplaceovu jednadžbu modificirao na način da je uzeo u obzir i broj slojeva kompresijske navlake, budući da je opterećenje navlake jednako zbroju opterećenja svakog sloja navlake:

$$P = \frac{T \cdot n}{r \cdot b}, \quad (1.4)$$

gdje je: P – pritisak uslijed tijesne navlake (N/m^2),

T – vlačno opterećenje tijesne navlake (N),

n – broj slojeva kompresijske navlake,

r – polumjer zakrivljenosti dijela tijela (m),

b – širina kompresijske navlake (m).

SI jedinice se obično ne koriste u medicini pa se u tu svrhu Laplaceova jednadžba dodatno modificira te se umjesto polumjera uvrštava opseg:

$$P = \frac{T \cdot n \cdot K}{C \cdot b}, \quad (1.5)$$

gdje je: P – pritisak uslijed tijesne navlake (mmHg),

T – vlačno opterećenje tijesne navlake (kgf),

n – broj slojeva kompresijske navlake,

K – faktor pretvorbe mjernih jedinica,

C – opseg dijela tijela (cm),

b – širina kompresijske navlake (cm).

Mjerna jedinica za silu kgf (eng. *kilogram force*) odgovara sili koja djeluje na tijelo mase 1 kg pri gravitacijskom ubrzanju od $9,80665 \text{ m/s}^2$.

Tablica 1.2. prikazuje faktore pretvorbi mjernih jedinica za određene fizikalne veličine.

Tablica 1.2. Faktori pretvorbe mjernih jedinica [18]

veličina	SI jedinica	alternativna jedinica	faktor pretvorbe
tlak	N/m ²	mmHg	0,0075
sila	N	kgf	0,102
duljina	m	cm	100

Potrebno je naglasiti da se pritisak koji se dobije korištenjem prethodno navedenih formula ostvaruje na početku korištenja kompresijske navlake. Većina kompresijskih navlaka vremenom gubi značajan udio početnog opterećenja. Širina navlake se odnosi na širinu za vrijeme korištenja, ne na širinu neopterećene navlake.

Pri računanju pritiska na koljenu uslijed djelovanja tijesne navlake, Kirk i Ibrahim^[19] su koristili novu modificiranu Laplaceovu jednadžbu:

$$P = \frac{T_H}{\rho_H} + \frac{T_V}{\rho_V}, \quad (1.6)$$

gdje je: T_H – vlačno opterećenje navlake u horizontalnom smjeru po jedinici širine (N/m),

ρ_H – polumjer zakrivljenosti koljena u horizontalnom smjeru (m),

T_V – vlačno opterećenje navlake u vertikalnom smjeru po jedinici širine (N/m),

ρ_V – polumjer zakrivljenosti koljena u vertikalnom smjeru (m).

Seo i ostali^[20] pri provjeri valjanosti simulatora za mjerenje pritiska uslijed kompresijske odjeće koriste Laplaceovu jednadžbu u obliku:

$$P = \frac{\sigma(2t)}{r}, \quad (1.7)$$

gdje je: P – pritisak (gf/cm²),

σ – vlačno naprezanje (gf/cm²),

t – debljina tanke sfere (cm),

r – polumjer sfere (cm).

Mjerna jedinica za silu gf (eng. *gram force*) odgovara sili koja djeluje na tijelo mase 1 g pri gravitacijskom ubrzanju od 9,80665 m/s².

Izraz se može zapisati tako da se može primjeniti na kompleksnije površine poput ljudskog tijela. Tlak iz prethodne jednadžbe se prikaže kao zbroj tlakova u horizontalnom i vertikalnom smjeru:

$$P = \frac{\sigma_H t}{r_H} + \frac{\sigma_V t}{r_V}, \quad (1.8)$$

gdje su: σ_H , σ_V – vlačno opterećenje u horizontalnom i vertikalnom smjeru (gf/cm^2),
 r_H , r_V – polumjer zakrivljenosti u horizontalnom i vertikalnom smjeru (cm),
 t – debljina kompresijske navlake (cm).

Macintyre^[21] provodi istraživanje u svrhu pronalaska novog načina dizajniranja kompresijske odjeće kako bi se ostvario odgovarajući pritisak na dio tijela. Za izračunavanje pritiska koristi modificiranu Laplaceovu jednadžbu. Budući da se u bolnicama pacijentima mjeri opseg ekstremiteta, a ne polumjer zakrivljenosti, pritisak ovisi o vlačnom naprezanju kompresijske navlake T i opsegu ekstremiteta:

$$P = \frac{T}{\frac{c}{100} \frac{1}{2\pi}} = \frac{628,319T}{c}, \quad (1.9)$$

gdje je: c – opseg ekstremiteta (cm).

Budući da se u medicini za pritisak koristi mjerna jedinica mmHg, za koju vrijedi $1 \text{ mmHg} = 133,322 \text{ Pa}$, prethodna jednadžba se može zapisati i u ovom obliku:

$$P = \frac{4,713T}{c} \text{ [mmHg]}. \quad (1.10)$$

Istraživanje^[21] je ukazalo na problem korištenja jednog faktora redukcije za navlaku koja prekriva čitav ekstremitet. S obzirom da se ekstremitet širi kako se približava torzu, postižu se različiti pritisci na različitim dijelovima ekstremiteta. Važan zaključak istraživanja je također da se Laplaceova jednadžba ne može koristiti za izračunavanje pritiska ako je srednja vrijednost opsega ekstremiteta manja od 25 cm.

Zhao i ostali^[12] istražili su primjenjivost Laplaceove jednadžbe u dizajniranju i proizvodnji kompresijske odjeće. Koriste dvije modificirane Laplaceove jednadžbe. Prvu su izveli Maklewska i ostali^[22] u svom radu i glasi:

$$P = \frac{2\pi F}{G_1 W}, \quad (1.11)$$

gdje je: P – pritisak uslijed djelovanja kompresijske navlake (hPa),

F – vlačno opterećenje materijala (cN),

W – širina navlake (cm),

G_1 – opseg ekstremiteta (cm).

Drugu jednadžbu su izveli Leung i ostali^[14] u svom radu:

$$P = \frac{2\pi EA_0 \varepsilon}{133,32C^2}, \quad (1.12)$$

gdje je: P – pritisak uslijed navlake (mmHg),

E – modul elastičnosti materijala navlake (Pa),

A_0 – površina poprečnog presjeka navlake (m²),

ε – produljenje materijala navlake (%),

C – opseg dijela tijela (m).

Iz jednadžbe (1.11) uz pretpostavljeni optimalni pritisak od 24 mmHg, poznatu širinu kompresijske navlake i izmjereni opseg ekstremiteta, izračuna se vlačno opterećenje navlake. Vrijednost sile se uvrsti u jednadžbu koja povezuje silu i produljenje. Iz dobivenog produljenja se izračuna faktor redukcije te opseg navlake. Tablica 1.3. prikazuje dobivene vrijednosti redukcijskog faktora za pet uzoraka od različitih materijala za kompresijske navlake. Redukcijski faktor uzorka D i E je malo iznad preporučenog redukcijskog faktora koji iznosi 20 %.

Tablica 1.3. Redukcijski faktori dobiveni pomoću jednadžbe (1.11.) [12]

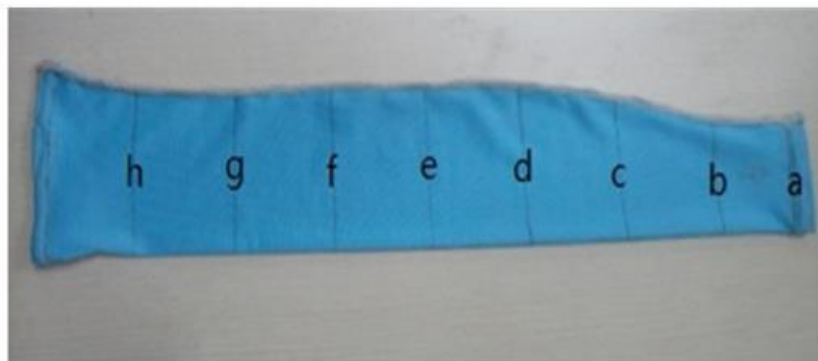
uzorak	A	B	C	D	E
redukcijski faktor	0,09-0,14	0,12-0,18	0,19-0,24	0,17-0,23	0,15-0,20

Iz jednadžbe (1.12) se na sličan način dođe do faktora redukcije i veličine kompresijske navlake. Za pet korištenih materijala navlake redukcijski faktor je bio viši od maksimalnog preporučenog od 20 %. Tablica 1.4. prikazuje redukcijske faktore dobivene istraživanjem. Zaključeno je da jednadžba (1.12) nije prikladna za dizajniranje kompresijskih navlaka.

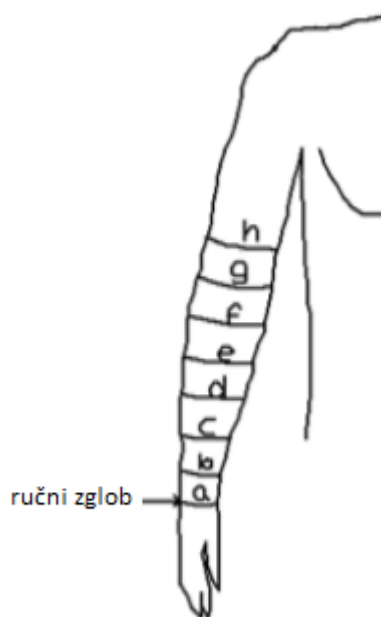
Tablica 1.4. Redukcijski faktori dobiveni pomoću jednadžbe (1.12.) [12]

uzorak	A	B	C	D	E
redukcijski faktor	0,38-0,59	0,43-0,64	0,50-0,70	0,45-0,66	0,42-0,63

Analitički rezultati dobiveni pomoću jednadžbe (1.11) su ispitani eksperimentalno na način da se izradio kompresijski rukav kako prikazuje Slika 1.12. Opseg ruke je mjereno svakih 5 cm počevši od ručnog zgloba kako prikazuje Slika 1.13.



Slika 1.12. Kompresijski rukav [12]

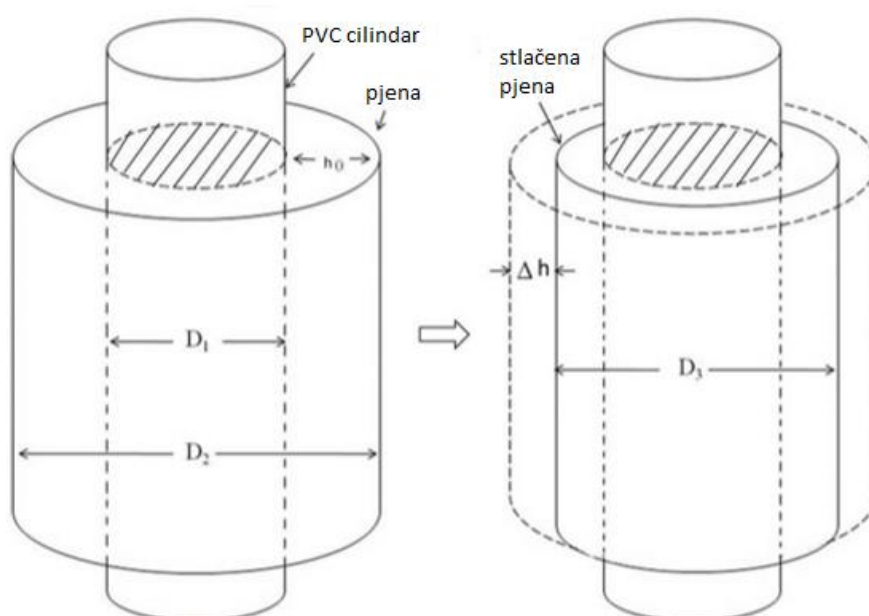


Slika 1.13. Pozicije mjerenja opsega ruke [12]

U eksperimentu^[12] su sudjelovale 24 ženske osobe prosječne visine 160 cm i mase 49 kg. Pritisak uslijed kompresijskog rukava se mjerio senzorom *FlexyForce A201*. Eksperiment je pokazao da su postignuti pritisci unutar preporučenih granica, ali se malo razlikuju od pritiska koji je pretpostavljen pri analitičkom računanju veličine navlake. Pritisak na ručnom zglobu je veći od pritiska u drugim dijelovima ruke, dok je pritisak u području lakta manji od pritiska u drugim dijelovima ruke. Razlog je u tome što ručni zglob ima istaknuta ispupčenja, dok lakat ima udubljena područja u kojemu senzor pritiska ne prianja dobro uz kompresijsku odjeću. Unatoč tome, ovaj način računanja veličine navlake se pokazao učinkovitim.

1.4. Zakon o očuvanju energije

Dok se Laplaceov zakon temelji na postizanju ravnoteže sila, Chattopadhyay i Bera^[2] koriste zakon očuvanja energije kako bi izračunali pritisak uslijed tijesne navlake. U eksperimentu koriste kruti cilindar obložen pjenom (simulacija ljudske kosti i mekog tkiva) kako prikazuje Slika 1.14. Da bi zakon o očuvanju energije bio zadovoljen, mora vrijediti da je energija koju je otpustila elastična membrana jednaka energiji kojom se pjena deformira. Poznavajući predanu energiju, vezu između sile i deformacije elastične membrane te tlačne karakteristike pjene, moguće je izračunati vrijednost pritiska.



Slika 1.14. Model ljudske kosti i mekog tkiva [2]

U trenutku kad se elastična navlaka postavi, pjena se deformira te joj se promjer smanji s D_2 na D_3 . Promjeri pjene se mogu opisati sljedećim relacijama:

$$D_2 = D_1 + 2h_0, \quad (1.13)$$

$$D_3 = D_2 - 2\Delta h, \quad (1.14)$$

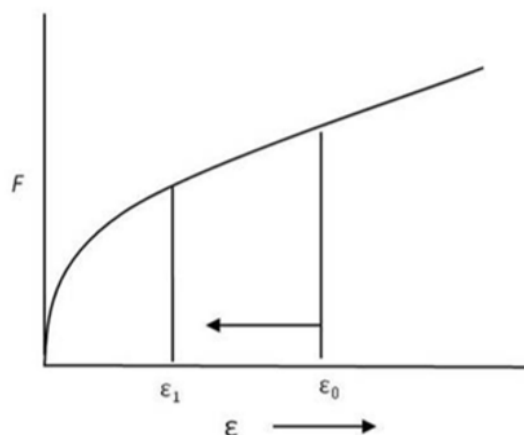
gdje je: h_0 – početna debljina pjene (mm),

Δh – smanjenje debljine pjene (mm).

Veza sile i deformacije elastične membrane je izražena polinomom drugog reda, a prikazana je dijagramom na Slici 1.15.:

$$F = f(\varepsilon) = a\varepsilon^2 + b\varepsilon + c, \quad (1.15)$$

gdje su a , b , c koeficijenti polinoma drugog reda.



Slika 1.15. Dijagram ovisnosti sile o deformaciji elastične membrane [2]

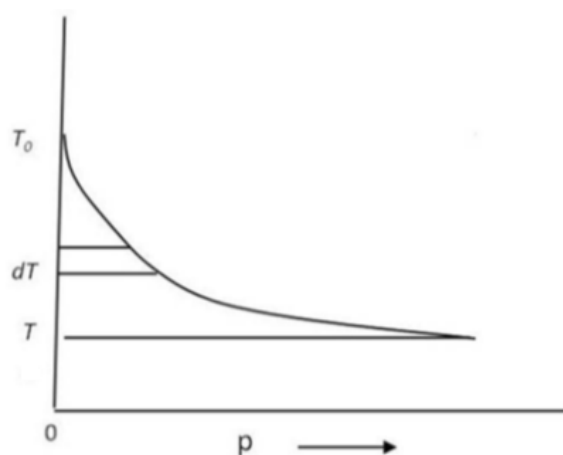
Iz toga proizlazi da je energije koju elastična membrana otpušta jednaka:

$$E_{\text{lib}} = - \int_{\varepsilon_0}^{\varepsilon_1} (a\varepsilon^2 + b\varepsilon + c) d\varepsilon = \int_{\varepsilon_1}^{\varepsilon_0} (a\varepsilon^2 + b\varepsilon + c) d\varepsilon . \quad (1.16)$$

Ovisnost debljine pjene o pritisku je izražena relacijom, a prikazana i dijagramom na Slici 1.16.:

$$h = f(p) = \alpha p^2 + \beta p + \gamma, \quad (1.17)$$

gdje su α , β , γ koeficijenti polinoma drugog reda.



Slika 1.16. Dijagram ovisnosti debljine pjene o pritisku [2]

Za pritisak $p = 0$ vrijedi $h = h_0$. Iz tog uvjeta slijedi da je $\gamma = h_0$. Promjena debljine pjene ovisno o tlaku je:

$$\Delta h = h_0 - h = -\alpha p^2 - \beta p. \quad (1.18)$$

Energija potrebna za deformiranje pjene je:

$$E_{\text{Foam}} = -\int_{h_0}^h p dh = -\int_0^p p(2\alpha p + \beta) dp = -\left[2\alpha \frac{p^3}{3} + \beta \frac{p^2}{2}\right]. \quad (1.19)$$

Iz jednakosti $E_{\text{fab}} = E_{\text{Foam}}$ slijedi:

$$\int_{\varepsilon_1}^{\varepsilon_0} (a\varepsilon^2 + b\varepsilon + c) d\varepsilon = -\left[2\alpha \frac{p^3}{3} + \beta \frac{p^2}{2}\right]. \quad (1.20)$$

Nakon što se eksperimentom odrede koeficijenti a , b , c , α , β , može se izračunati pritisak.

Nakon provedenog eksperimenta uspoređene su vrijednosti pritiska dobivene analitički pomoću Laplaceovog zakona i zakona o očuvanju energije s vrijednostima očitanim pomoću senzora. Tablica 1.5. prikazuje rezultate, gdje R_F označava redukcijski faktor.

Tablica 1.5. Vrijednosti pritiska [2]

mjerjenje	R_F [%]	pritisak [mmHg]		
		procijenjeni pritisak		izmjereni pritisak
		Laplaceov zakon	zakon očuvanja energije	
1	0	0	0	0
2	10	13,5	9,7	9
3	20	25,3	17,7	17
4	30	30,4	25,7	24
5	40	37,2	35,2	35

Rezultati su pokazali da je pritisak dobiven pomoću zakona o očuvanju energije bliži vrijednostima stvarnog pritiska. Osim toga, istraživanje je pokazalo da Laplaceov zakon bolje opisuje pritisak na krutom cilindru, nego na cilindru koji je obložen pjenom.

2. Analiza pritiska uslijed tijesne navlake na potkoljenici i podlaktici

U analizi pritiska, potkoljenica i podlaktica se pojednostavljeno promatraju kao cilindar (meko tkivo) s krutom jezgrom (kost), a kompresijska navlaka se promatra kao tanka elastična cijev. Koristi se linearno elastičan model deformacijskog ponašanja materijala. Budući da se cilindar s krutom jezgrom analizira teorijom debelostjenih cijevi, slijede osnovne relacije teorije potrebne u ovom radu.

2.1. Geometrija, opterećenje, ograničenja te pretpostavke o deformiranju i raspodjeli naprezanja

Da bismo cilindar smatrali debelostjenom cijevi, mora biti ispunjen kriterij^[23]:

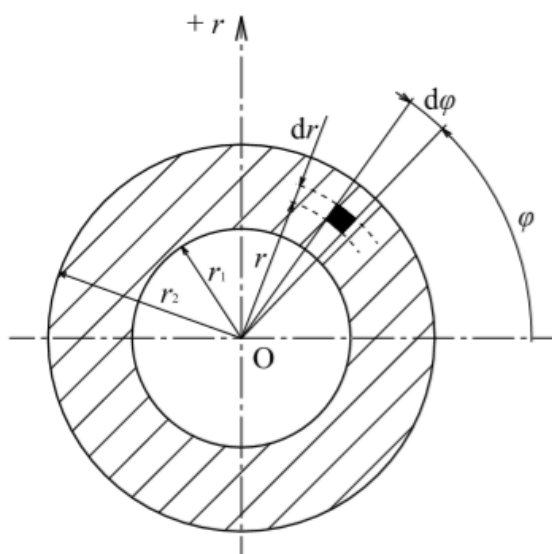
$$\delta = r_2 - r_1 > \frac{1}{10} \cdot \frac{r_1 + r_2}{2}, \quad (2.1)$$

gdje su: δ – debljina cilindra,

r_1 – unutarnji polumjer cilindra,

r_2 – vanjski polumjer cilindra.

Za analizu naprezanja, deformacije i pomaka koristi se cilindrični koordinatni sustav r, φ, z kao što prikazuje Slika 2.1. Os z podudara se s aksijalnom osi cijevi.

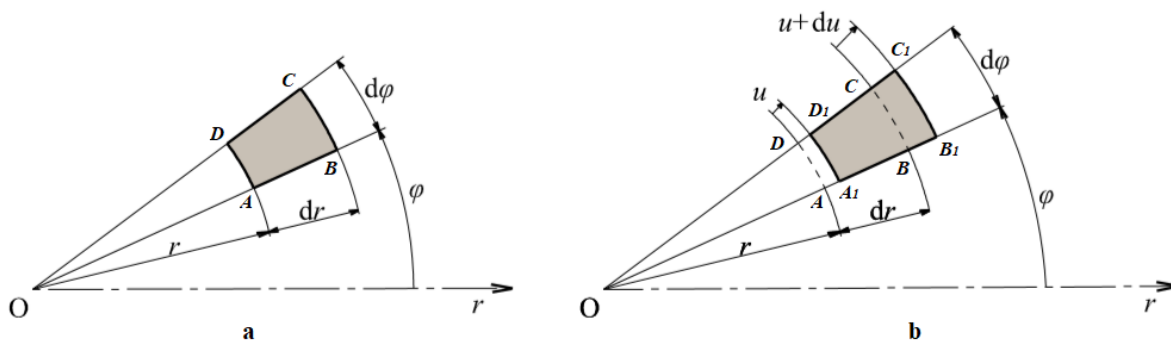


Slika 2.1. Definicija koordinatnog sustava i geometrijskih parametara

Debelostijena cijev je aksijalno simetrična, aksijalno simetrično učvršćena i opterećena. Zbog toga, naprezanja, deformacije i pomaci ovise samo o koordinati r . Cijev je samo radijalno opterećena pa i opterećenje ovisi samo o koordinati r . Ne razmatraju se naprezanja u tzv. prijelaznom području čija je duljina približno jednaka jednom promjeru cijevi. Uvodi se prepostavka da vrijedi Hookeov zakon, tj. sve komponente tenzora naprezanja σ_r , σ_φ i σ_z , kao i ekvivalentno naprezanje σ_{ekv} , manje su od granice tečenja materijala σ_T . Drugim riječima, ne dolazi do pojave plastičnih deformacija u stijenci debele cijevi^[23].

2.1.1. Geometrijska analiza

Slika 2.2.a uvećano prikazuje diferencijalni element stijenske debele cijevi prije deformiranja, koji je izdvojen sa Slike 2.1. Iz uvjeta aksijalne simetrije slijedi da se tijekom deformiranja točke mogu pomicati samo u radijalnom smjeru. Radijalni pomak u funkcija je polumjera r . Može se pisati $u = u(r)$. S obzirom da je pozitivan smjer osi r onaj od središta cijevi prema van, pozitivan smjer radijalnog pomaka u je također od središta cijevi prema van. Slika 2.2.b prikazuje usporedbu nedeformiranog elementa ($ABCD$) i deformiranog elementa ($A_1B_1C_1D_1$). Vidljivo je da su se točke A i D radijalno pomaknule za iznos u , a točke B i C za iznos $u+du$ ^[23].



Slika 2.2. a) početni nedeformirani oblik, b) usporedba konačnog deformiranog i početnog nedeformiranog elementa

Iz definicije slijedi da radijalna (ε_r) i cirkularna (ε_φ) duljinska deformacija iznose:

$$\varepsilon_r = \frac{\overline{A_1B_1} - \overline{AB}}{\overline{AB}}, \quad (2.2)$$

$$\varepsilon_\varphi = \frac{A_1D_1 - AD}{AD}. \quad (2.3)$$

Sa Slike 2.2. se vidi da je: $\overline{AB} = dr$,

$$AD = rd\varphi,$$

$$\overline{A_1B_1} = dr + (u + du) - u = dr + du,$$

$$A_1D_1 = (r + u)d\varphi.$$

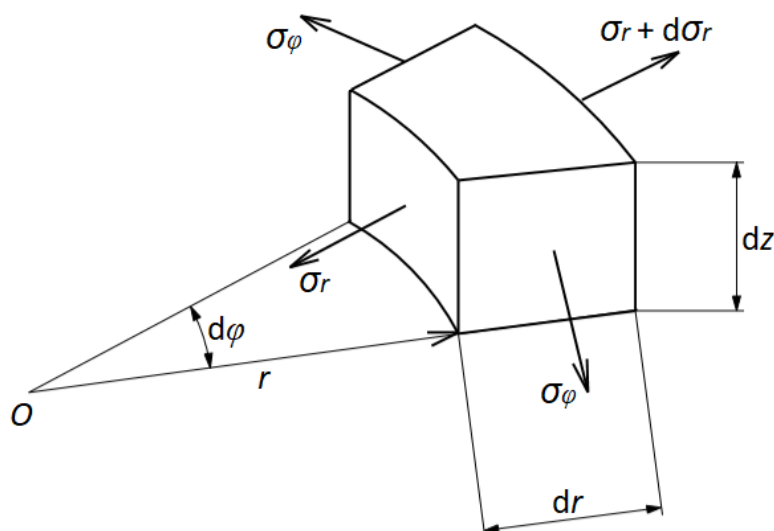
Uvrštavanjem tih veličina u izraze (2.2) i (2.3), dobiju se deformacije:

$$\varepsilon_r = \frac{du}{dr}, \quad (2.4)$$

$$\varepsilon_\varphi = \frac{u}{r}. \quad (2.5)$$

2.1.2. Primjena Hookeova zakona

Slika 2.3. prikazuje diferencijalni element debelostjene cijevi s ucrtanim naprežanjem σ_r i σ_φ .



Slika 2.3. Diferencijalni element debelostjene cijevi s ucrtanim naprežanjem

Diferencijalni element se nalazi u dvoosnom stanju naprezanja. Normalno naprezanje σ_φ ne mijenja se s koordinatom φ jer bi tada bili narušeni uvjeti aksijalne simetrije. Zbog toga se ne mogu pojaviti ni tangencijalna naprezanja $\tau_{\varphi r}$ i $\tau_{\varphi z}$ u meridijalnim ravninama i ravninama okomitim na uzdužnu os cijevi. Naprezanja σ_r i σ_φ su ujedno i glavna naprezanja^[23].

Jednadžbe Hookeovog zakona glase:

$$\varepsilon_r = \frac{1}{E}(\sigma_r - \nu\sigma_\varphi), \quad (2.6)$$

$$\varepsilon_\varphi = \frac{1}{E}(\sigma_\varphi - \nu\sigma_r), \quad (2.7)$$

gdje su: E – Youngov modul elastičnosti,

ν – Poissonov koeficijent.

Hookeov zakon možemo zapisati i inverzno, tj. možemo izraziti naprezanja preko deformacije i konstanti elastičnosti materijala. Tada jednadžbe Hookeovog zakona glase:

$$\sigma_r = \frac{E}{1-\nu^2}(\varepsilon_r + \nu\varepsilon_\varphi), \quad (2.8)$$

$$\sigma_\varphi = \frac{E}{1-\nu^2}(\varepsilon_\varphi + \nu\varepsilon_r). \quad (2.9)$$

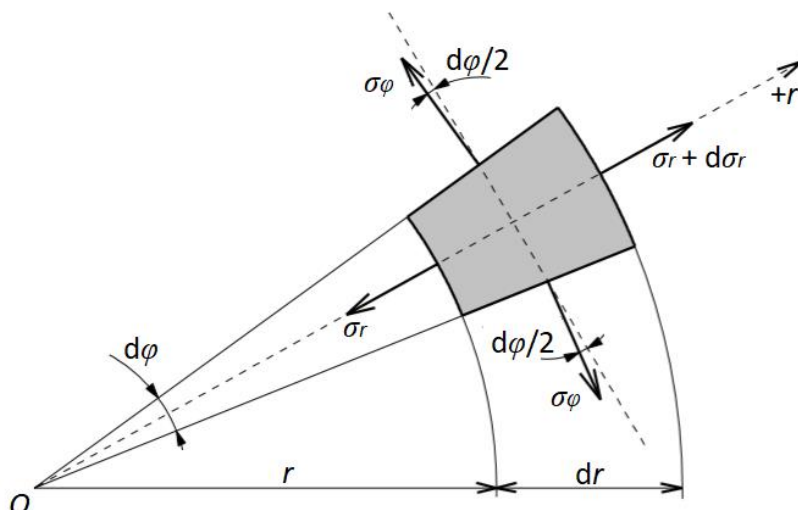
Uvrštavanjem izraza (2.4) i (2.5) u izraze (2.8) i (2.9) dobije se:

$$\sigma_r = \frac{E}{1-\nu^2} \left(\frac{du}{dr} + \nu \frac{u}{r} \right), \quad (2.10)$$

$$\sigma_\varphi = \frac{E}{1-\nu^2} \left(\frac{u}{r} + \nu \frac{du}{dr} \right). \quad (2.11)$$

2.1.3. Uvjet ravnoteže i diferencijalna jednačba ravnoteže elementa

Na Slici 2.4. prikazana je ortogonalna projekcija diferencijalnog elementa sa Slike 2.3. s ucrtanim napreznanjima.



Slika 2.4. Ortogonalna projekcija diferencijalnog elementa s ucrtanim napreznanjima

Diferencijalni element se nalazi u statičkoj ravnoteži, stoga se može pisati da je suma svih sila koje djeluju na element u radijalnom pravcu jednaka nula:

$$\Sigma F_r = 0, \quad (2.12)$$

$$-\sigma_r r d\varphi dz + (\sigma_r + d\sigma_r)(r + dr)d\varphi dz - 2\sigma_\varphi dr dz \cdot \sin\left(\frac{d\varphi}{2}\right) = 0. \quad (2.13)$$

Pošto je $d\varphi/2$ jako mali kut, može se pisati:

$$\sin\left(\frac{d\varphi}{2}\right) \approx \frac{d\varphi}{2}. \quad (2.14)$$

Također je umnožak diferencijalnih veličina približno jednak nuli pa vrijedi:

$$d\sigma_r dr d\varphi dz \approx 0. \quad (2.15)$$

Uvrštavanjem (2.14) i (2.15) u (2.13) i dijeljenjem s $(dr d\varphi dz)$ dobije se diferencijalna jednačba ravnoteže elementa:

$$\sigma_r - \sigma_\varphi + r \frac{d\sigma_r}{dr} = 0 \quad (2.16)$$

Budući da jednačba (2.16) sadrži dvije funkcije $\sigma_r = \sigma_r(r)$ i $\sigma_\varphi = \sigma_\varphi(r)$ te derivaciju

$\frac{d\sigma_r}{dr}$, nije moguće neposredno naći opće rješenje diferencijalne jednačbe. Zbog toga se jednačba transformira uvodeći funkciju $u = u(r)$. Izraz (2.10) i (2.11) prikazuju ovisnost naprežanja σ_r i σ_φ o pomacima i njihovim derivacijama. Deriviranjem izraza (2.10) po varijabli r dobije se:

$$\frac{d\sigma_r}{dr} = \frac{E}{1-\nu^2} \left(\frac{d^2u}{dr^2} + \nu \frac{1}{r} \frac{du}{dr} - \nu \frac{1}{r^2} u \right). \quad (2.17)$$

Uvrštavanjem jednačbi (2.10), (2.11) i (2.17) u diferencijalnu jednačbu ravnoteže elementa (2.16), te sređivanjem izraza, dobije se:

$$\frac{d^2u}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{du}{dr} - \frac{u}{r^2} = 0. \quad (2.18)$$

Jednačba (2.18) je homogena linearna diferencijalna jednačba drugog reda s promjenljivim koeficijentima. Opće rješenje je funkcija $u = u(r)$ koja predstavlja raspodjelu pomaka u po debljini stijenke debelostjene cijevi u ovisnosti o polumjeru r . Poznavanjem funkcije $u = u(r)$ mogu se izračunati naprežanja i deformacije. Jednačba (2.18) može se zapisati kao:

$$\frac{d}{dr} \left(\frac{du}{dr} + \frac{u}{r} \right) = 0. \quad (2.19)$$

Oblik prikladan za integriranje glasi:

$$\frac{d}{dr} \left[\frac{1}{r} \frac{d}{dr} (u \cdot r) \right] = 0. \quad (2.20)$$

Opće rješenje diferencijalne jednačbe glasi:

$$u(r) = C_1 r + \frac{C_2}{r}, \quad (2.21)$$

gdje su C_1 i C_2 konstante integracije koje se određuju iz rubnih uvjeta. Iz jednačbe (2.21) se dobiju izrazi:

$$\frac{u}{r} = C_1 + C_2 \frac{1}{r^2}, \quad (2.22)$$

$$\frac{du}{dr} = C_1 - C_2 \frac{1}{r^2}. \quad (2.23)$$

Uvrštavanjem izraza (2.22) i (2.23) u jednadžbe (2.10) i (2.11) te sređivanjem, dobiju se jednadžbe koje opisuju raspodjelu radijalnog i cirkularnog naprezanja po debljini stijenke:

$$\sigma_r = \sigma_r(r) = \frac{E}{1-\nu^2} \left[(1+\nu)C_1 - (1-\nu)C_2 \frac{1}{r^2} \right], \quad (2.24)$$

$$\sigma_\varphi = \sigma_\varphi(r) = \frac{E}{1-\nu^2} \left[(1+\nu)C_1 + (1-\nu)C_2 \frac{1}{r^2} \right]. \quad (2.25)$$

Jednadžbe (2.24) i (2.25) mogu se jednostavnije zapisati pomoću konstanti integracije A i B :

$$\sigma_r = A - \frac{B}{r^2}, \quad (2.26)$$

$$\sigma_\varphi = A + \frac{B}{r^2}. \quad (2.27)$$

Veza između konstanti A , B , C_1 i C_2 glasi:

$$A = \frac{E}{1-\nu} C_1, \quad (2.28)$$

$$B = \frac{E}{1+\nu} C_2. \quad (2.29)$$

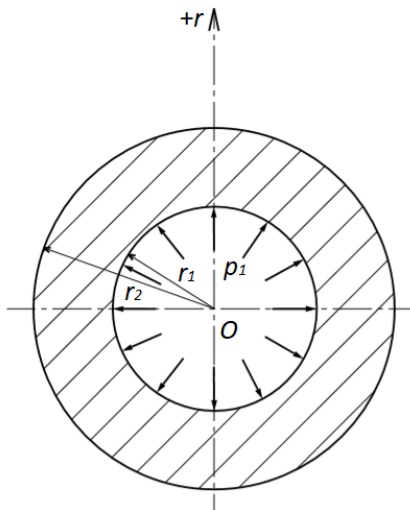
Iz izraza (2.26) i (2.27) može se zaključiti da su naprezanja po debljini stijenke cijevi raspodijeljena po zakonu hiperbole drugog reda. Zbrajanjem (2.26) i (2.27) dobije se:

$$\sigma_r + \sigma_\varphi = 2A = \text{konst.} \quad (2.30)$$

Zbroj radijalnog i cirkularnog naprezanja u bilo kojoj točki stijenke cijevi uvijek je konstantan^[23].

2.1.4. Raspodjela naprezanja i pomaka u debelostjenoj cijevi opterećenoj samo unutarnjim tlakom

Slika 2.5. prikazuje poprečni presjek debelostjene cijevi opterećene samo unutarnjim tlakom p_1 .



Slika 2.5. Poprečni presjek cijevi opterećen samo unutarnjim tlakom p_1

Rubni uvjeti su:

$$1. \text{ za } r = r_1, \sigma_r = -p_1, \quad (2.31)$$

$$2. \text{ za } r = r_2, \sigma_r = 0. \quad (2.32)$$

Uvrštavanjem rubnih uvjeta u jednadžbu (2.26) dobijemo dvije algebarske jednadžbe s dvije nepoznanice A i B :

$$A - \frac{B}{r_1^2} = -p_1, \quad (2.33)$$

$$A - \frac{B}{r_2^2} = 0. \quad (2.34)$$

Rješavanjem sustava dobije se:

$$A = p_1 \frac{r_1^2}{r_2^2 - r_1^2}, \quad (2.35)$$

$$B = p_1 \frac{r_1^2 \cdot r_2^2}{r_2^2 - r_1^2}. \quad (2.36)$$

Ako se vrijednosti A i B uvrste u jednačbe (2.26) i (2.27) dobiju se konačni analitički izrazi za raspodjelu napreznja po debljini stijenke cijevi u slučaju da djeluje samo unutarnji tlak:

$$\sigma_r = p_1 \frac{r_1^2}{r_2^2 - r_1^2} \left[1 - \left(\frac{r_2}{r} \right)^2 \right], \quad (2.37)$$

$$\sigma_\phi = p_1 \frac{r_1^2}{r_2^2 - r_1^2} \left[1 + \left(\frac{r_2}{r} \right)^2 \right], \quad (2.38)$$

Budući da su poznati A i B , mogu se izračunati konstante C_1 i C_2 te odrediti raspodjela pomaka $u = u(r)$ po debljini debelostjene cijevi. Izrazi za konstante C_1 i C_2 su:

$$C_1 = \frac{1-\nu}{E} A = \frac{1-\nu}{E} \cdot p_1 \cdot \frac{r_1^2}{r_2^2 - r_1^2}, \quad (2.39)$$

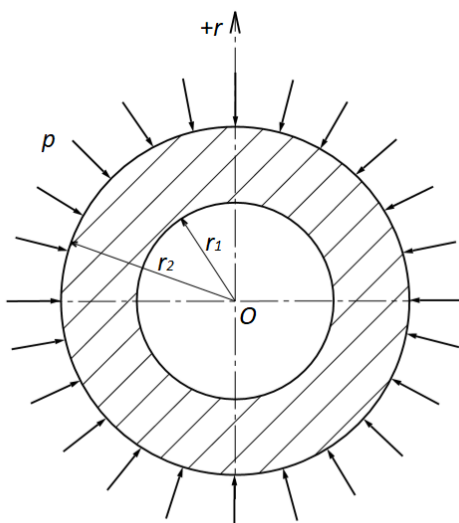
$$C_2 = \frac{1+\nu}{E} B = \frac{1+\nu}{E} \cdot p_1 \cdot \frac{r_1^2 \cdot r_2^2}{r_2^2 - r_1^2}. \quad (2.40)$$

Uvrštavanjem konstanti C_1 i C_2 u jednačbu (2.21) dobije se izraz za raspodjelu pomaka po debljini stijenke cijevi u slučaju unutarnjeg tlaka^[23]:

$$u(r) = \frac{p_1}{E} \frac{r_1^2}{r_2^2 - r_1^2} \cdot \left[(1-\nu)r + (1+\nu) \frac{r_2^2}{r} \right]. \quad (2.41)$$

2.1.5. Raspodjela napreznja i pomaka u debelostjenoj cijevi opterećenoj samo vanjskim tlakom

Slika 2.6. prikazuje poprečni presjek debelostjene cijevi opterećene samo vanjskim tlakom p .



Slika 2.6. Poprečni presjek cijevi opterećen samo vanjskim tlakom p

Rubni uvjeti su:

$$1. \text{ za } r = r_1, \sigma_r = 0, \quad (2.42)$$

$$2. \text{ za } r = r_2, \sigma_r = -p. \quad (2.43)$$

Uvrštavanjem rubnih uvjeta u jednadžbu (2.26) dobiju se dvije algebarske jednadžbe s dvije nepoznanice A i B :

$$A - \frac{B}{r_1^2} = 0, \quad (2.44)$$

$$A - \frac{B}{r_2^2} = -p. \quad (2.45)$$

Rješavanjem dviju algebarskih jednadžbi s dvije nepoznanice dobije se:

$$A = -p \frac{r_2^2}{r_2^2 - r_1^2}, \quad (2.46)$$

$$B = -p \frac{r_1^2 \cdot r_2^2}{r_2^2 - r_1^2}. \quad (2.47)$$

Ako se vrijednosti A i B uvrste u jednadžbe (2.26) i (2.27) dobiju se konačni analitički izrazi za raspodjelu naprezanja po debljini stijenke cijevi u slučaju da djeluje samo vanjski tlak:

$$\sigma_r = -p \frac{r_2^2}{r_2^2 - r_1^2} \left[1 - \left(\frac{r_1}{r} \right)^2 \right], \quad (2.48)$$

$$\sigma_\varphi = -p \frac{r_2^2}{r_2^2 - r_1^2} \left[1 + \left(\frac{r_1}{r} \right)^2 \right]. \quad (2.49)$$

Budući da su poznati A i B , mogu se izračunati konstante C_1 i C_2 te odrediti raspodjela pomaka $u = u(r)$ po debljini debelostijene cijevi. Izrazi za konstante C_1 i C_2 su:

$$C_1 = \frac{1-\nu}{E} A = -\frac{1-\nu}{E} \cdot p \cdot \frac{r_2^2}{r_2^2 - r_1^2}, \quad (2.50)$$

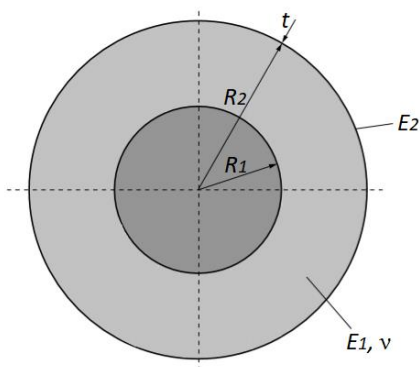
$$C_2 = \frac{1+\nu}{E} B = -\frac{1+\nu}{E} \cdot p \cdot \frac{r_1^2 \cdot r_2^2}{r_2^2 - r_1^2}. \quad (2.51)$$

Uvrštavanjem konstanti C_1 i C_2 u jednadžbu (2.21) dobije se izraz za raspodjelu pomaka po debljini stijenke cijevi u slučaju vanjskog tlaka:

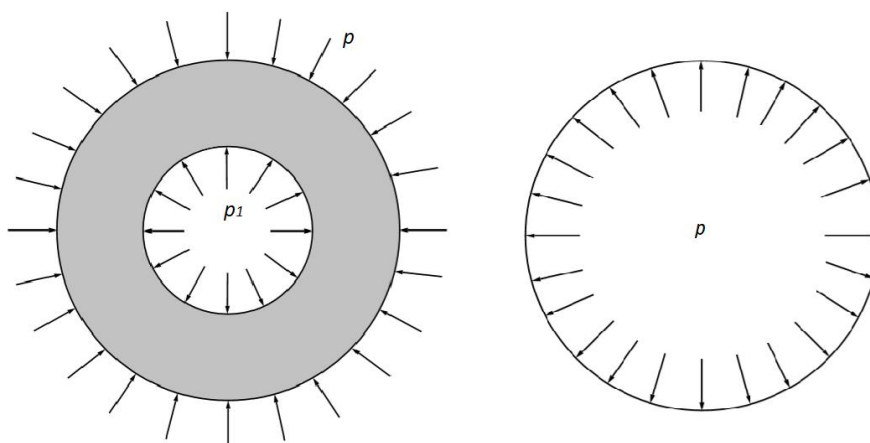
$$u(r) = -\frac{p}{E} \frac{r_2^2}{r_2^2 - r_1^2} \cdot \left[(1-\nu)r + (1+\nu) \frac{r_1^2}{r} \right]. \quad (2.52)$$

2.2. Cilindar s krutom jezgrom opterećen vanjskim tlakom uslijed tijesne navlake

Radi jednostavnosti, podlaktica i potkoljenica se modeliraju kao cilindar s krutom jezgrom. Jezgra predstavlja kost, a vanjski elastični cilindar predstavlja meko tkivo. Tijesna navlaka se modelira tankom elastičnom cijevi^[24]. Slika 2.7. prikazuje spoj cilindra s krutom jezgrom i tanke elastične cijevi. Slika 2.8. prikazuje opterećenje cilindra i tanke elastične cijevi. Na cilindar djeluje vanjski tlak p , uslijed djelovanja tanke elastične cijevi, i unutarnji tlak p_1 na spoju s krutom jezgrom.



Slika 2.7. Spoj cilindra s krutom jezgrom i tanke elastične cijevi



Slika 2.8. Opterećenje cilindra i tanke elastične cijevi

Rubni uvjeti glase:

$$1. \text{ za } r = R_1, \sigma_r = -p_1, u = 0, \quad (2.53)$$

$$2. \text{ za } r = R_2, \sigma_r = -p, \quad (2.54)$$

$$3. -u(R_2) + \Delta R_{\text{cijev}} = \Delta R. \quad (2.55)$$

Metodom superpozicije se dobiju relacije za pomake:

$$u(R_1) = \frac{p_1}{E_1} \frac{R_1^2}{R_2^2 - R_1^2} \cdot \left[(1-\nu)R_1 + (1+\nu)\frac{R_2^2}{R_1} \right] - \frac{p}{E_1} \frac{R_2^2}{R_2^2 - R_1^2} \cdot \left[(1-\nu)R_1 + (1+\nu)\frac{R_1^2}{R_1} \right], \quad (2.56)$$

$$u(R_2) = \frac{p_1}{E_1} \frac{R_1^2}{R_2^2 - R_1^2} \cdot \left[(1-\nu)R_2 + (1+\nu)\frac{R_2^2}{R_2} \right] - \frac{p}{E_1} \frac{R_2^2}{R_2^2 - R_1^2} \cdot \left[(1-\nu)R_2 + (1+\nu)\frac{R_1^2}{R_2} \right]. \quad (2.57)$$

Uvrštavanjem rubnog uvjeta (2.53) u jednadžbu (2.56) dobije se:

$$\frac{p_1}{E_1} \frac{R_1^2}{R_2^2 - R_1^2} = \frac{p}{E_1} \frac{R_2^2}{R_2^2 - R_1^2} \cdot \frac{2R_1}{(1-\nu) + (1+\nu)\frac{R_2^2}{R_1}}. \quad (2.58)$$

Relacija za pomak elastične cijevi je:

$$\Delta R_{\text{cijev}} = \frac{pR_2^2}{tE_2}. \quad (2.59)$$

Uvrštavanjem (2.57), (2.58) i (2.59) u (2.55) dobije se izraz za računanje pritiska:

$$p = \frac{\Delta R}{\frac{R_2^2}{tE_2} + \frac{R_2}{E_1} \frac{(1-\nu^2)(R_2^2 - R_1^2)}{(1-\nu)R_1^2 + (1+\nu)R_2^2}}. \quad (2.60)$$

Jednadžba (2.60) može se zapisati i kao:

$$p = \frac{\Delta R}{\frac{R_2^2}{tE_2} + \frac{R_2}{E_1} \left[\frac{1-\nu}{1 + \left(\frac{R_1}{R_2}\right)^2 \frac{1-\nu}{1+\nu}} - \frac{1+\nu}{\left(\frac{R_2}{R_1}\right)^2 \frac{1+\nu}{1-\nu} + 1} \right]}}. \quad (2.61)$$

Naprezanja i deformacije u tkivu se također izračunaju metodom superpozicije korištenjem jednadžbi (2.37), (2.38), (2.48), (2.49):

$$\sigma_r = \sigma_{rp} + \sigma_{rp1}, \quad (2.62)$$

$$\sigma_\varphi = \sigma_{\varphi p} + \sigma_{\varphi p1}, \quad (2.63)$$

$$\varepsilon_r = \varepsilon_{rp} + \varepsilon_{rp1}, \quad (2.64)$$

$$\varepsilon_\varphi = \varepsilon_{\varphi p} + \varepsilon_{\varphi p1} \quad (2.65)$$

gdje se indeks p odnosi na vanjski pritisak, a indeks $p1$ na unutarnji pritisak.

2.3. Grafički prikaz ovisnosti pritiska o materijalu navlake

U ovom su dijelu prikazane ovisnosti pritiska uslijed tijesne navlake na podlaktici i potkoljenici u slučaju da je navlaka izrađena od materijala P11117, PN2170 i AP85120. Upotreba, sastav, debljina i masa materijala se nalaze u tablici 1.1.

Modul elastičnosti mekog tkiva $E_1 = 7 \text{ kPa}^{[25]}$, a Poissonov faktor $\nu = 0,5^{[24]}$. Vrijednosti debljine i modula elastičnosti materijala za različite kutove između vlačnog opterećenja i niti tkanine su preuzete iz istraživanja^[14]. Moduli elastičnosti se odnose na slučaj kada reduksijski faktor iznosi 20 %. Polumjer zakrivljenosti podlaktice se izračuna na način da se mjeri opseg svakih 5 cm počevši od ručnog zgloba. Aritmetička sredina mjerenih opsega predstavlja opseg cilindra koji simulira podlakticu. Iz formule za opseg se izračuna polumjer zakrivljenosti podlaktice R_2 . Polumjer zakrivljenosti potkoljenice se izračuna na način da se mjeri opseg potkoljenice svakih 8 cm počevši od gležnja. Aritmetička sredina mjerenih opsega predstavlja opseg cilindra koji simulira potkoljenicu. Iz formule za opseg se izračuna polumjer zakrivljenosti potkoljenice R_2 . Tablica 2.1. prikazuje mjerene opsege. Polumjeri zakrivljenosti R_1 se izračunaju iz omjera $R_1/R_2 = 0,5^{[24]}$. Preklop u slučaju tijesne navlake na podlaktici je pretpostavljen $\Delta R = 4 \text{ mm}$, a u slučaju potkoljenice $\Delta R = 7 \text{ mm}$.

Tablica 2.1. Podaci za računanje polumjera zakrivljenosti

	O_1 [cm]	O_2 [cm]	O_3 [cm]	O_4 [cm]	O_5 [cm]	O_C [cm]	R_2 [cm]	R_1 [cm]
podlaktica	15,3	17	19,4	22	23,6	19,46	3,097	1,549
potkoljenica	21,5	26	30,7	35,6	33,8	29,52	4,698	2,349

Prije računanja pritiska je potrebno provjeriti je li zadovoljen kriterij za debelostjene cijevi $\delta = R_2 - R_1 > \frac{1}{10} \cdot \frac{R_1 + R_2}{2}$. Da bi se podlaktica smatrala debelostjenom cijevi mora biti zadovoljeno $R_1 < 2,802 \text{ cm}$, a za potkoljenicu je potrebno zadovoljiti uvjet $R_1 < 4,251 \text{ cm}$. Uvrštavanjem vrijednosti R_1 vidimo da je kriterij zadovoljen u oba slučaja.

Sljedeće tablice prikazuju pritiske na meko tkivo podlaktice uslijed tijesne navlake za različite materijale i vrijednosti modula elastičnosti, a Slika 2.9. daje grafički prikaz ovisnosti pritiska o materijalu navlake i vrijednosti modula elastičnosti.

Tablica 2.2. Pritisak na podlaktici uslijed tijesne navlake od materijala P11117

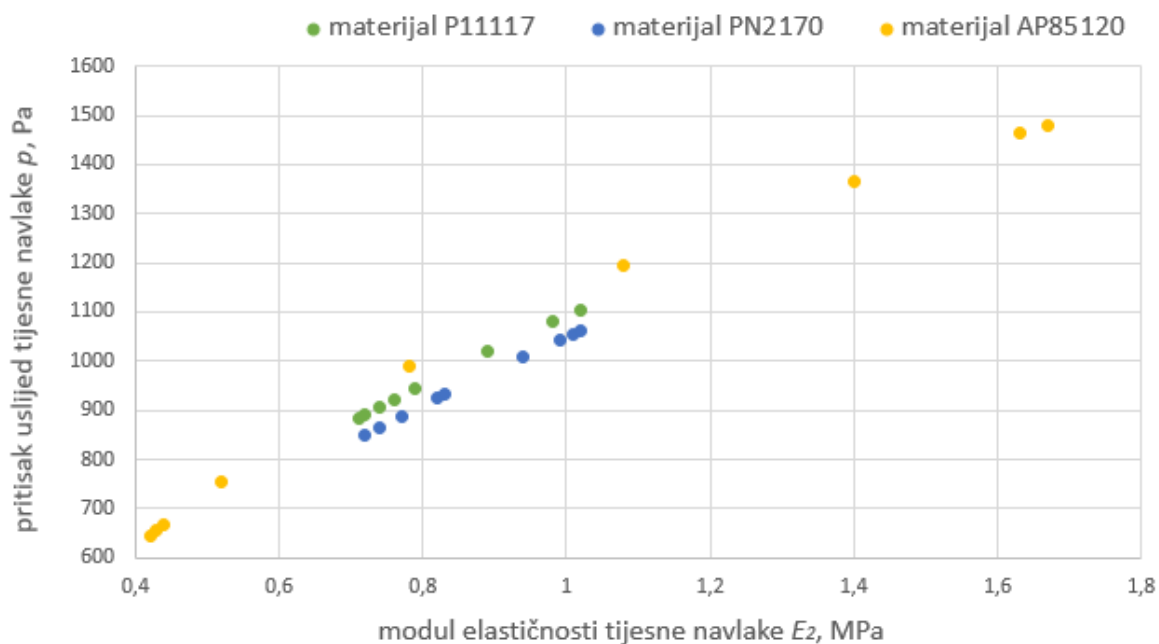
modul elastičnosti $E_2^{[14]}$, MPa	pritisak p , Pa
0,71	882,3
0,72	890,5
0,74	906,7
0,76	922,5
0,79	945,7
0,89	1018,8
0,98	1079,2
1,02	1104,6

Tablica 2.3. Pritisak na podlaktici uslijed tijesne navlake od materijala PN2170

modul elastičnosti $E_2^{[14]}$, MPa	pritisak p , Pa
0,72	850,5
0,74	866,3
0,77	889,4
0,82	926,7
0,83	933,9
0,94	1009,9
0,99	1042,1
1,01	1054,7
1,02	1060,9

Tablica 2.4. Pritisak na podlaktici uslijed tijesne navlake od materijala AP85120

modul elastičnosti $E_2^{[14]}$, MPa	pritisak p , Pa
0,42	646
0,43	657,5
0,44	668,9
0,52	755,3
0,78	989,8
1,08	1196,2
1,4	1365,3
1,63	1463,9
1,67	1479,5

**Slika 2.9. Grafički prikaz ovisnosti pritiska na podlaktici o materijalu i vrijednosti modula elastičnosti kompresijske navlake**

Sljedeće tablice prikazuju pritiske na meko tkivo potkoljenice uslijed tijesne navlake za različite materijale i vrijednosti modula elastičnosti, a slika 2.10. daje grafički prikaz ovisnosti pritiska o materijalu navlake i vrijednosti modula elastičnosti.

Tablica 2.5. Pritisak na potkoljenici uslijed tijesne navlake od materijala P11117

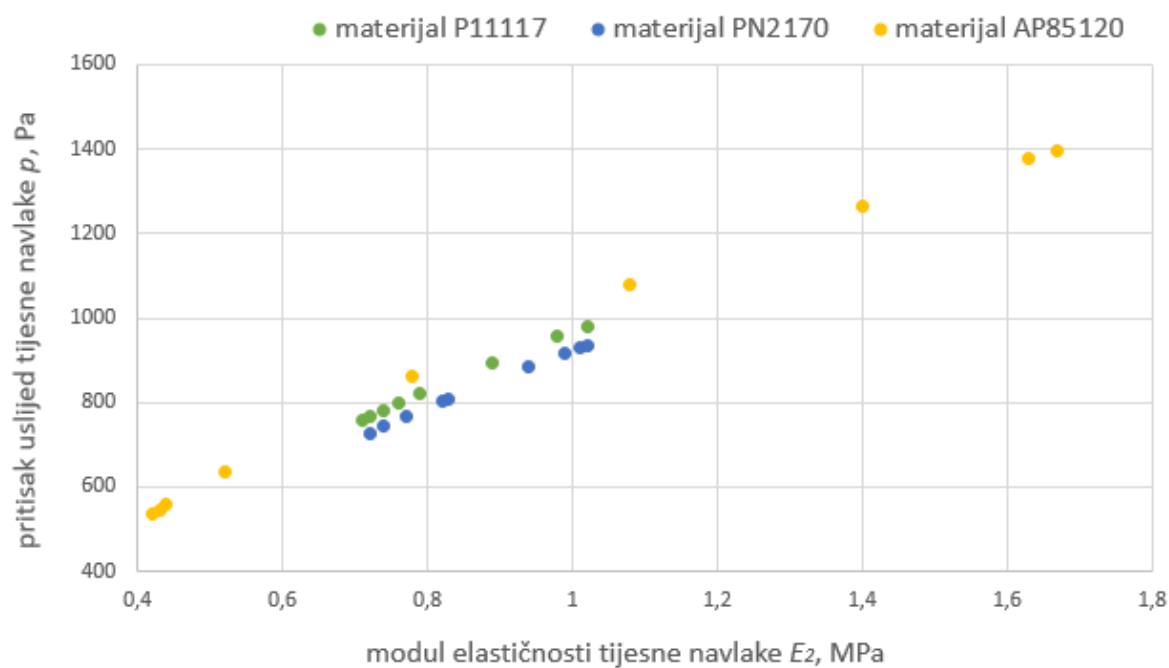
modul elastičnosti $E_2^{[14]}$, MPa	pritisak p , Pa
0,71	758,3
0,72	766,3
0,74	782,1
0,76	797,6
0,79	820,5
0,89	893,6
0,98	955,3
1,02	981,6

Tablica 2.6. Pritisak na potkoljenici uslijed tijesne navlake od materijala PN2170

modul elastičnosti $E_2^{[14]}$, MPa	pritisak p , Pa
0,72	727,5
0,74	742,8
0,77	765,2
0,82	801,7
0,83	808,9
0,94	884,6
0,99	917,3
1,01	930,1
1,02	936,5

Tablica 2.7. Pritisak na potkoljenici uslijed tijesne navlake od materijala AP85120

modul elastičnosti $E_2^{[14]}$, MPa	pritisak p , Pa
0,42	536,5
0,43	547
0,44	557,3
0,52	637,2
0,78	864,5
1,08	1078
1,4	1263,5
1,63	1376,3
1,67	1394,4

**Slika 2.10. Grafički prikaz ovisnosti pritiska na potkoljenici o materijalu i vrijednosti modula elastičnosti kompresijske navlake**

3. ZAKLJUČAK

Da bi se ostvario optimalan pritisak tijesne navlake na dio tijela potrebno je poznavati vlačne karakteristike materijala navlake i tlačne karakteristike mekog tkiva. U brojnim se radovima za računanje pritiska koriste modificirane Laplaceove jednačbe zbog svoje jednostavnosti. Upotreba numeričkih simulacija bi dala točnije vrijednosti pritiska, ali numeričke simulacije su skuplje i teže ih je implementirati. U ovom se radu pokazalo da se za računanje pritiska uslijed tijesne navlake može koristiti teorija debelostjenih cijevi ukoliko se ekstremitet modelira kao cilindar (meko tkivo) s krutom jezgrom (kost), a kompresijska navlaka kao tanka elastična cijev. Pojednostavljuvanjem modela dijela tijela te ograničavanjem na samo linearno elastično ponašanje materijala uvodi se greška te dobiveni rezultati ne odgovaraju točnom naprezanju, odnosno pritisku koji se javlja, ali s obzirom da bi u suprotnom račun bio poprilično kompliciran, rezultati su dovoljno točni jer daju uvid u red veličine pritiska i naprezanja koji se javlja pa se ovaj pristup koristi za određivanje pritiska te pri dizajniranju kompresijske odjeće. Proučavanjem ovisnosti pritiska o karakteristikama kompresijskih navlaka, zaključuje se da će pritisak biti viši ukoliko je modul elastičnosti materijala veći te što je redukcijski faktor veći (opseg tijesne navlake manji od opsega dijela tijela). Modul elastičnosti materijala kompresijske navlake ovisi o vrsti materijala i kutu između vlačnog opterećenja i niti tkanine.

Literatura:

- [1] Giele H.F., Liddiard K., Currie K., Wood F.M., *Direct measurement of catenous pressures generated by pressure garments*, Burns 23(2): 137-141, 1997.
- [2] Chattopadhyay, R., Bera, M., *Prediction of Pressure due to Elastic Fabric Tube Following Energy Principle*, Textile Engineering & Fashion Technology 2(5): 1-7, 2017.
- [3] Enderle, J.D., Blanchard, S.M., Bronzino, J.D., *Introduction to Biomedical Engineering*, 2005.
- [4] Van de Graaff, K.M., Rhees, R.W., *Human Anatomy and Physiology*, 2001.
- [5] *Types of Tissues*, <https://opentextbc.ca/anatomyandphysiology/chapter/4-1-types-of-tissues/>, 6.1.2020.
- [6] Faller, A., Schuenke, M., *The Human Body*, 2004.
- [7] Sawhney, G.S., *Fundamentals of Biomedical Engineering*, 2007.
- [8] *Connective Tissue Photos*, <https://quizlet.com/427808010/e1-connective-tissue-photos-flash-cards/>, 8.1.2020.
- [9] *Polleo sport*, <https://polleosport.hr/>, 8.1.2020.
- [10] *Ljekarna Coner*, <https://www.mojaljekarna.hr/>, 8.1.2020.
- [11] Sawada, Y., *Pressure developed under pressure garment*, Plastic Surgery 46(6): 538-541, 1993.
- [12] Zhao, L., Li, X., Yu, J., Li, C., Li, G., *Compression sleeves design based on Laplace laws*, Textile Engineering & Fashion Technology 2(2): 1-7, 2017.
- [13] Macintyre, L., Baird, M., *Pressure garments for use in the treatment of hypertrophic scars*, Burns 32: 10-5, 2006.
- [14] Leung, W.Y., Yuen, D.W., Ng, S.P., Shi, S.Q., *Pressure Prediction Model for Compression Garment Design*, Burn Care & Research 31(5): 716-727, 2010.
- [15] *Keloid and hypertrophic scar*, <https://dermnetnz.org/topics/keloids-and-hypertrophic-scar/>, 13.2.2020.
- [16] Troynikov O., Ashayeri, E., Burton, M., Subic, A., Alam, F., Marteau, S., *Factors influencing the effectiveness of compression garments used in sports*, Precedia Engineering 2: 2823-2829, 2010.

- [17] Macintyre, L., Gilmartin, S., Rae, M., *The Impact of Design Variables and Aftercare Regime on the Long-Term Performance of Pressure Garments*, *Burn Care* 28(5): 725-733, 2007.
- [18] Thomas S., *The use of the Laplace equation in the calculation of sub-bandage pressure*, *EWMA* 3(1): 21-23, 2003.
- [19] Kirk, W., Ibrahim, S.M., *Fundamental Relationship of Fabric Extensibility to Anthropometric Requirements and Garment Performance*, *Textile Research* 36(1): 37-47, 1966.
- [20] Seo, H., Kim, S.J., Cordier, F., Hong, K., *Validating a Cloth Simulator for Measuring Tight-fit Clothing Pressure*, 2007.
- [21] Macintyre, L., *Designing pressure garments capable of exerting specific pressures on limbs*, *Burns* 33(5): 579-586, 2007.
- [22] Maklewska, E., Nawrocki, A., Ledwon, J., Kowalski, K., *Modelling and Designing of Knitted Products used in Compressive Therapy*, *Fibers Textile in Eastern Europe* 14(5): 111-113, 2006.
- [23] Pustaić, D., Tonković, Z., Wolf, H., *Mehanika deformabilnih tijela, 2. Čvrstoća elemenata konstrukcija*, Zagreb, 2014.
- [24] Šomođi, Ž., Zdraveva, E., Pavlović, Ž., *Compression of Limbs by Tight Bandages: a Theoretical Model*
- [25] McKee, C.T., Last J.A., Russell, P., Murphy, C.J., *Indentation Versus Tensile Measurements of Young's Modulus for Soft Biological Tissues*, *Tissue Engineering* 17(3): 155-164, 2011.