

Utjecaj oblika kontaktne površine na mehanička svojstva osteosintetskih pločica

Horvat, Marko

Master's thesis / Diplomski rad

2009

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:843119>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-01-28**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Marko Horvat

Zagreb, 2009

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Voditelj rada:

Prof.dr.sc. Janoš Kodvanj

Marko Horvat

Zagreb, 2009



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

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Marko HORVAT**

Mat. br.: 0035154667

Naslov: **UTJECAJ OBLIKA KONTAKTNE POVRŠINE NA MEHANIČKA
SVOJSTVA OSTEOSINTETSKIH PLOČICA**

Opis zadatka:

Klinička ispitivanja na biološkim materijalima pokazuju da se promjenom konfiguracije površine nalijeganja osteosintetske pločice znatno utječe na integritet periosta kosti u području frakturne pukotine. Osteosintetske pločice manje kontaktne površine manje oštećuju periost čime je osigurana bolja prokrvljenost frakturne pukotine, brže cijeljenje prijeloma, te ranija rehabilitacija bolesnika. Kod optimiranja veličine i oblika kontaktne površine pored kliničkih treba voditi računa i o mehaničkim kriterijima čvrstoće, krutosti i stabilnosti pločica.

U radu je potrebno odrediti savojnu krutost osteosintetskih pločica s različitim oblicima površine nalijeganja na periost. Ispitivanja provesti prema normi ISO 9585 za klasičnu pločicu s glatkom površinom, te četiri novokonstruirane pločice s uzdužno, koso, poprečno i mrežasto ožljebljenim kontaktnim površinama. Progibe pločica tijekom opterećivanja na statičkoj kidalici odrediti bezkontaktno pomoću videoekstenziometra.

Za navedene pločice također je potrebno provesti dinamička ispitivanja s ciljem određivanja broja ciklusa uz odabrano opterećenje i frekvenciju.

U radu navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

07. svibnja 2009.

Zadatak zadao:

Prof. dr. sc. Janoš Kodvanj

Rok predaje rada:

Svibanj 2010.

Predsjednik Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Franjo Cajner

Sažetak

U uvjetima stabilne osteosinteze periost ima vrlo značajnu ulogu kod cijeljenja kosti. Radi što manjeg oštećenja mikrocirkulacije modeliraju se pločice smanjene površine nalijeganja na periost. U ovom su radu ispitana mehanička svojstva pet pločica istih dimenzija s različitim oblicima kontaktne površine.

Ispitivanja su provedena za pločice s koso, križno, poprečno i uzdužno ožljebljenim površinama nalijeganja, te s glatkom površinom pločica koje su ujedno predstavljale kontrolnu skupinu. Za sve pločice savijanjem u četiri točke prema normi ISO 9585 određena je ekvivalentna savojna krutost i savojna čvrstoća. S ciljem dobivanja pločice sa što boljim biomehaničkim svojstvima, iako to nije obuhvaćeno normama, za sve pločice je određen i broj ciklusa do loma pri cikličkom opterećenju.

Rezultati su pokazali da zarezno djelovanje žljeba znatno smanjuje savojnu krutost i čvrstoću, kao i broj ciklusa do loma ožljebljenih pločica u odnosu na glatku pločicu. Iz dobivenih rezultata također se vidi da zarezno djelovanje, pored dimenzija žljeba znatno ovisi i o njegovom položaju.

Ključne riječi: osteosinteza, savojna krutost, savojna čvrstoća, cikličko opterećenje, zarezno djelovanje

Sadržaj

Popis slika.....	I
Popis tablica.....	III
Popis oznaka.....	IV
1. Uvod.....	1
2. Osteosinteza.....	2
2.1. Kostí.....	2
2.1.1. Građa kosti.....	2
2.1.2. Sastav kosti.....	3
2.1.3. Cijeljenje kosti.....	4
2.2. Fraktura i kompresija kosti.....	5
2.2.1. Kompresija kosti.....	6
2.2.2. Postupak kompresije kosti.....	8
2.3. Biokompatibilnost.....	10
2.4. Osteosintetske pločice.....	11
2.4.1. Funkcije pločice.....	12
2.4.2. Vrste pločica.....	12
3. Mehanička svojstva materijala.....	15
3.1. Savojna čvrstoća materijala.....	16
3.2. Dinamička izdržljivost materijala.....	18
3.2.1. Karakteristike dinamičkog opterećenja.....	18
3.2.2. Wöhlerov dijagram.....	22
3.2.3. Umor materijala.....	23
3.3. Koncentracija naprezanja.....	25
3.3.1. Definicija faktora koncentracije naprezanja.....	25
4. Ispitivanje osteosintetskih pločica prema normi ISO 9585.....	28
4.1. Definicije.....	28
4.2. Uređaji i instrumenti.....	28
4.3. Provedba eksperimenta.....	29
4.4. Izračunavanje rezultata.....	31

4.5. Izvješće o ispitivanju.....	33
5. Eksperimentalno ispitivanje.....	34
5.1. Ispitivanje na savijanje po normi ISO 9585.....	34
5.1.1. Postupak mjerenja.....	34
5.1.2. Rezultati.....	40
5.2. Dinamičko ispitivanje.....	49
5.2.1. Postupak mjerenja.....	49
5.2.2. Rezultati ispitivanja.....	51
6. Numeričko modeliranje progiba osteosintetskih pločica metodom konačnih elemenata.....	57
6.1. Izrada 3D modela.....	58
6.2. Parametri korišteni tijekom numeričke analize modela.....	60
6.3. Generiranje mreže konačnih elemenata.....	60
6.4. Zadavanje kontakata.....	61
6.5. Opterećivanje pločice i rubni uvjeti.....	61
6.6. Rezultati.....	62
7. Zaključak.....	65
8. Literatura.....	66
9. Prilog.....	67
9.1. Programski kod dinamičke kidalice.....	67

Izjavljujem da sam rad radio samostalno koristeći se stečenim znanjem, navedenom literaturom i opremom Laboratorija za eksperimentalnu mehaniku.

Zahvaljujem mentoru prof.dr.sc. Janošu Kodvanju na uloženom trudu, podršci, usmjeravanju u radu te ugodnoj suradnji pri izradi diplomskog rada. Također zahvaljujem asistentu dr.sc Anti Bakiću i dr.sc. Nenadu Drvaru na pomoći kod korištenja kidalice i videoekstenzometra.

Ispitne uzorke ustupila je tvrtka Instrumentaria d.d. na čemu im iskreno zahvaljujem. Posebno bih se htio zahvaliti svojoj obitelji i djevojci Bojani koji su mi bili velika podrška tijekom studija.

U Zagrebu, studeni 2009.

Popis slika

Slika 2.1. Presjek kosti.....	3
Slika 2.2. Tijek zacijeljenja kosti.....	6
Slika 2.3. Standardni instrumentarij za kompresijsku osteosintezu.....	7
Slika 2.4. Standardni pritezni vijak.....	7
Slika 2.5. Postupak kompresije kosti.....	8
Slika 2.6. Vađenje osteosintetske pločice.....	9
Slika 2.7. Razne vrste osteosintetskih pločica.....	13
Slika 3.1. Različiti načini opterećenja.....	15
Slika 3.2. Savijanje grede: a) čisto savijanje, b) savijanje silama.....	16
Slika 3.3. Test savijanja u 3 točke.....	17
Slika 3.4. Test savijanja u 4 točke.....	17
Slika 3.5. Uobičajeni način prikazivanja rezultata savijanja.....	18
Slika 3.6. Karakteristična naprezanja pri sinusoidalnom opterećenju.....	19
Slika 3.7. Sinusni oblik istosmjernog promjenjivog naprezanja.....	20
Slika 3.8. Sinusni oblik izmjeničnog promjenjivog naprezanja.....	20
Slika 3.9. Pulsirajuće periodičko naprezanje.....	21
Slika 3.10. Gibajuće periodičko naprezanje.....	21
Slika 3.11. Wöhlerova krivulja.....	22
Slika 3.12. Karakteristična lomna površina.....	24
Slika 3.13. Utjecaj zareznog djelovanja kod opterećenja na vlak.....	26
Slika 3.14. Utjecaj zareznog djelovanja kod savojnog opterećenja.....	27
Slika 4.1. Shematski prikaz testa savijanja.....	29
Slika 4.2. Dijagram sila - progib.....	31
Slika 5.1. Ispitivanje savojne krutosti pločice savijanjem u četiri točke.....	34
Slika 5.2. Postav mjernih uređaja tijekom provedbe mjerenja progiba.....	35
Slika 5.3. Položaj kamere u odnosu na ispitni uzorak.....	36
Slika 5.4. Kalibracijski objekt.....	36
Slika 5.5. Mjerenje pomaka u odnosu na fiksni referentni objekt.....	37

Slika 5.6. Mjerenje progiba pločice.....	38
Slika 5.7. Shematski prikaz mjernog sustava.....	39
Slika 5.8. Dio datoteke s rezultatima mjerenja.....	39
Slika 5.9. Pločice nakon ispitivanja.....	40
Slika 5.10. Dijagram sila-progib za uzdužno ožljebljenu pločicu.....	42
Slika 5.11. Dijagram sila-progib za poprečno ožljebljenu pločicu.....	43
Slika 5.12. Dijagram sila-progib za križno ožljebljenu pločicu.....	44
Slika 5.13. Dijagram sila-progib za koso ožljebljenu pločicu.....	45
Slika 5.14. Dijagram sila-progib za glatku pločicu.....	46
Slika 5.15. Dijagram sila-progib za sve vrste ispitivanih pločica.....	47
Slika 5.16. Servohidraulička kidalica LFV 50-HH s upravljačkom jedinicom.....	49
Slika 5.17. Provedba eksperimenta.....	50
Slika 5.18. Oblik opterećenja pločica.....	51
Slika 5.19. Rezultat poprečno ožljebljene pločice.....	52
Slika 5.20. Uzdužno ožljebljene pločice.....	52
Slika 5.21. Poprečno ožljebljene pločice.....	53
Slika 5.22. Koso ožljebljene pločice.....	53
Slika 5.23. Križno ožljebljene pločice.....	54
Slika 5.24. Rezultati za pomak glatke pločice.....	54
Slika 5.25. Ukupni rezultati dinamičkog ispitivanja pločica s ožljebljenom kontaktnom površinom.....	55
Slika 6.1. 3D model osteosintetske pločice.....	58
Slika 6.2. Polovica pločice.....	58
Slika 6.3. Simulacijski model.....	59
Slika 6.4. Generirana mreža konačnih elemenata na pločici.....	60
Slika 6.5. Kontaktne površine.....	61
Slika 6.6. Rubni uvjeti i opterećenje modela.....	62
Slika 6.7. Raspodjela naprezanja u pločici.....	63
Slika 6.8. Vertikalni pomaci pločice.....	63

Popis tablica

Tablica 2.1. Maksimalna naprezanja koja podnosi kost femura odrasle osobe.....	11
Tablica 2.2. Osnovni podaci ispitivanih pločica.....	14
Tablica 5.1. Rezultati mjerenja za uzdužno ožljebljenu pločicu.....	43
Tablica 5.2. Rezultati mjerenja za poprečno ožljebljenu pločicu.....	44
Tablica 5.3. Rezultati mjerenja za križno ožljebljenu pločicu.....	45
Tablica 5.4. Rezultati mjerenja za koso ožljebljenu pločicu.....	46
Tablica 5.5. Rezultati mjerenja za glatku pločicu.....	47
Tablica 5.6. Rezultati mjerenja za sve vrste ispitivanih pločica.....	48
Tablica 5.7. Rezultati za broj ciklusa pri dinamičkom ispitivanju ožljebljenih pločica.....	56
Tablica 6.1. Progib sredine pločice dobiven eksperimentalno i numerički.....	64

Popis oznaka

F	[N]	- sila
f	[mm]	- progib
R	[%]	- odnos graničnih naprezanja
σ_a	[N/mm ²]	- amplituda naprezanja
σ_{sr}	[N/mm ²]	- srednje naprezanje
σ_{max}	[N/mm ²]	- maksimalno naprezanje
σ_{min}	[N/mm ²]	- minimalno naprezanje
T	[s]	- period naprezanja
f	[Hz]	- frekvencija naprezanja
σ_D	[N/mm ²]	- dinamička izdržljivost
N_D	[ciklusa]	- granični broj ciklusa
α	[%]	- faktor koncentracije naprezanja
σ_n	[N/mm ²]	- nominalno naprezanje
K	[Nm ²]	- ekvivalentna savojna krutost
S	[N/m]	- nagib sila/progib krivulje
P	[N]	- ispitno opterećenje
σ_s	[Nm]	- savojna čvrstoća
h	[m]	- udaljenost između unutrašnjih i vanjskih valjčica
k	[m]	- udaljenost između unutrašnjih valjčica
D	[%]	- standardna devijacija
E_f	[N/mm ²]	- savojni modul elastičnosti
E	[N/mm ²]	- modul elastičnosti
ν	[%]	- Poissonov koeficijent
μ	[%]	- faktor trenja

1. Uvod

S obzirom na činjenicu da su kod realnih materijala prisutne razne nepravilnosti, koje je nemoguće obuhvatiti proračunom, mehanička se svojstva mogu utvrditi isključivo eksperimentalnim putem. Zbog toga je na području ispitivanja mehaničkih svojstava materijala razvijena različita laboratorijska oprema. Pri takvim ispitivanjima često se simuliraju uvjeti u kakvima će određeni materijal biti opterećen tijekom eksploatacije.

U ovom radu prikazani su rezultati eksperimentalnih ispitivanja mehaničkog ponašanja osteosintetskih pločica s obzirom na različite oblike površine nalijeganja na periost kosti. Proveden je statički test savijanja prema normi ISO 9585 [10], te dinamičko ispitivanje na savijanje pri čemu su visina opterećenja i broj ciklusa usklađeni s eksploatacijskim uvjetima pločica.

Dosadašnja klinička ispitivanja na biološkim materijalima ukazuju da se promjenom konfiguracije površine nalijeganja osteosintetske pločice znatno utječe na integritet periosta kosti u području frakturne pukotine. Osteosintetske pločice manje površine nalijeganja manje oštećuju periost čime je osigurana bolja prokrvljenost frakturne pukotine, brže cijeljenje prijeloma te raniji oporavak bolesnika. Posljedično navedenom u kliničkoj se praksi teži primijeniti osteosintetske pločice optimalne veličine i konfiguracije površine nalijeganja.

Zahvaljujući razvoju novih tehnologija izrade pločica, omogućena je izrada pločica složenih geometrija, pa tako i složene površine nalijeganja. Kod optimiranja veličine i oblika kontaktne površine osim o kliničkim treba voditi računa i o mehaničkim kriterijima čvrstoće i dinamičke izdržljivosti.

Rad s uvodom i zaključkom ima sedam poglavlja i prilog. U drugom poglavlju opisan je medicinski aspekt primjene osteosintetskih pločica, te utjecaj različite površine na oštećenje periosta. U trećem poglavlju dana su osnovna mehanička svojstva materijala s obzirom na ispitivanje savijanjem i pri cikličkom opterećenju, te utjecaja različitih geometrijskih diskontinuiteta na koncentraciju naprezanja. U četvrtom poglavlju prikazana je metoda određivanja savojne krutosti i čvrstoće osteosintetskih pločica prema normi ISO 9585. Eksperimentalno ispitivanje osteosintetskih pločica detaljno je opisano u petom poglavlju. Numerička simulacija savijanja pločica metodom konačnih elemenata primjenom programskog paketa Abaqus provedena je u šestom poglavlju.

2. Osteosinteza

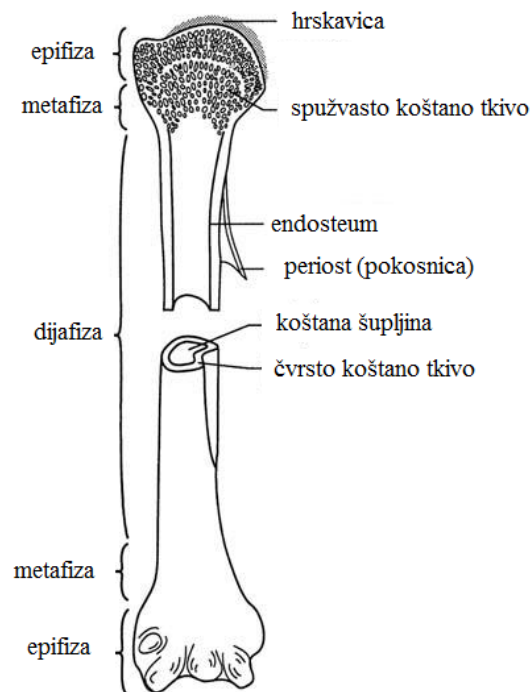
Osteosinteza je operativni postupak spajanja i učvršćivanja ulomaka prijeloma različitim metalnim implantantima radi postizanja čvrstoće i trajnog položaja implantanta kojeg površina kosti dobro podnosi.

2.1. Kost

Kost (*lat.Os*) je vezivno tkivo koje podupire tjelesnu strukturu, a sve kosti u ljudskom tijelu zajedno čine ljudski kostur. Kost su čvrste i jake, šuplje unutrašnjosti, stoga nisu teške i čine samo 14% čovjekove ukupne tjelesne mase, tj. lakše su od mišića. Kost nisu mrtve tvari u našem organizmu, pa se zbog toga kod prijeloma same obnavljaju. Ljudski kostur ima 206 kostiju.

2.1.1. Građa kosti

Prema obliku razlikuju se *duge* i *pločaste* kosti. Srednji dio dugih kosti naziva se dijafiza, a zadebljani krajevi epifiza (slika 2.1). Prijelaz dijafize u epifizu čini metafiza. Dijafiza je iznutra šuplja i ispunjena je koštanom srži, koja sadrži matične stanice za stvaranje krvnih stanica. Na svojoj površini kosti su građene od kompaktne, a u unutrašnjosti od spužvaste koštane tvari. Kost su izvana pokrivena elastičnom opnom – pokosnicom (periost).



Slika 2.1. Presjek kosti

Čvrsto koštano tkivo prožeto je kanalićima oko kojih su kružno poredane koštane stanice, koje u međustanični prostor izlučuju kalcij i fosfor što kostima daje čvrstoću. Kanalićima prolaze krvne žile i živci. *Hrskavica* je glatka i čvrsta savitljiva nadopuna kostima koja smanjuje trenje u zglobovima. *Spužvasto koštano tkivo* jest koštano tkivo ispunjeno šupljinama i išarano malim potpornjima koji čine kosti čvrstim, ali ne i preteškima. *Pokosnica* obavija kost i čvrsto prirasta uz nju, a građena je od posebnog vezivnog tkiva. *Koštana srž* proizvodi većinu krvnih stanica i ispunjava cjevaste šupljine dugih kostiju i šupljine u spužvastom tkivu. Prijelazni dio između kosti i koštane srži naziva se *endosteum*.

2.1.2. Sastav kosti

Kosti su aktivno živo tkivo u tijelu. Građene su od koštanih stanica međusobno povezanih nastavcima. 25% kosti izgrađuje bjelančevina osin, a 10% kostiju čini voda. Kosti imaju krvne žile koje ulaze i izlaze iz njih, opskrbljujući ih kisikom i hranjivim tvarima, a

oslobađaju ih štetnih tvari. Određene kosti sadrže srž koja proizvodi krvne stanice. Sve kosti imaju živce koji ih čine osjetljivim na pritisak i bol. Kostu su građene od minerala, pretežito kalcija i drugih kemijskih tvari (oko 65%) koje kostima daju tvrdoću i krutost.

2.1.3. Cijeljenje kosti

Na cijeljenje prijeloma kosti utječe vrlo veliki broj raznovrsnih čimbenika, bioloških (općih i lokalnih), mehaničkih i biomehaničkih, te biofizičkih:

- *Opći biološki čimbenici* su dob, hormonski status, prehrana, funkcija živčanog sustava, konstitucija.
- *Lokalni biološki čimbenici* ovise o opsegu lokalne traume, tipu kosti, stupnju defekta ili kominuciji, vaskularnim oštećenjima, lokalnim humoralnim čimbenicima, lokalnim patološkim procesima, infekciji.
- *Mehanički i biomehanički čimbenici* su uspješnost repozicije, kontakt i položaj ulomaka, stabilnost i trajnost imobilizacije.
- *Biofizički čimbenici* zadiru u područje molekularne biologije čiji su procesi ključni u reparaciji loma kosti i to u sve tri faze, inflamatornoj, reparatornoj, te u pregradnji kosti. Tu treba pribrojiti i električne fenomene u kostima i to kako u području loma tako i u intaktnoj kosti (električni potencijali ozljede, piezoelektrički, reoelektrični i piroelektrični potencijali), ali isto tako i galvanske potencijale koji mogu nastati zbog primjene neadekvatnih materijala, pri unutarnjoj fiksaciji od raznorodnog metala koji uronjeni u tkivnu tekućinu djeluju poput galvanskog elementa.

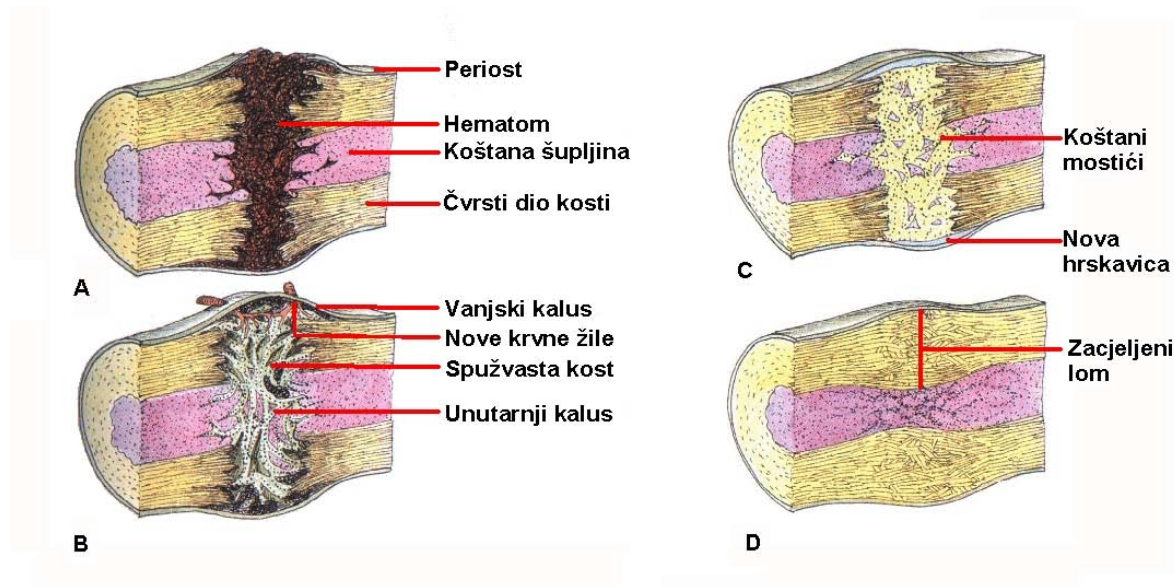
Većina ozljeda nastaje kao rezultat djelovanja mehaničkih sila na organizam. Ako su mehaničke sile prevelikog intenziteta i koncentriranog djelovanja, nadvladat će kohezijske sile tkiva, prekinuti kontinuitet njihove strukture, odnosno uzrokovat će ozljedu. Pri cijeljenju ozljeda također neprestano djeluje niz mehaničkih čimbenika koji tada imaju veliki utjecaj na brzinu i karakter cijeljenja tkiva.

Proces cijeljenja prijeloma vrlo je složen i ovisi o velikom broju i bioloških i mehaničkih uvjeta. Mehanički preduvjet za normalan tijek cijeljenja prijeloma su reponirani ulomci koji također trebaju biti retinirani u mirovanju u idealnom položaju. Međutim, način i uspjeh repozicije ovisi o vrsti, obliku i lokalizaciji prijeloma, veličini dislokacije, broju ulomaka i nizu drugih faktora, o čemu ujedno ovisi da li će repozicija biti jednostavna ili će

zahtijevati operativni zahvat. Veliki problem u liječenju prijeloma je kako zadržati ulomke u kontaktu i idealnom položaju dok ne zacijele, o čemu naravno ovisi i način cijeljenja prijeloma kosti.

2.2. Fraktura i kompresija kosti

Prilikom loma kosti (slika 2.2) oštećuje se periost, odnosno površinski sloj kosti, čvrsti dio kosti i područje koštane šupljine u kojem se nalazi koštana moždina. Pri tome dolazi i do pucanja krvnih žila i kapilara, pa dolazi do krvarenja, a ubrzo zatim i do stvaranja krvnog ugruška (hematoma). Nakon toga kost počinje zarastati u nekoliko faza i u taj je proces uključeno nekoliko vrsta stanica. Na mjesto oštećenja prvo ulaze fibroblasti i nakon nekoliko dana stvaraju čvrsti kalus, koji predstavlja temelj daljnjeg zarastanja. Tada se aktiviraju stanice koje izgrađuju kost (osteoblasti) te počinju diferencirati u koštane mostiće (trabekule) spajajući tako oštećene dijelove. Na dijelu loma koji je okrenut prema van istovremeno se stvara hrskavica. Tu hrskavicu polako zamjenjuje spužvasti dio kosti, a s vremenom se cijelo područje ispuni čvrstim koštanim tkivom. Naravno, nisu svi lomovi pravilni. Razlikuje se više tipova loma, a oni se razvrstavaju prema vrsti i složenosti loma, njegovom smještaju i nekim drugim značajkama. Najjednostavniji lomovi jednostavno se namjeste izvana i kost zaraste gotovo bez većih ožiljaka. Složeni višestruki prijelomi zahtijevaju operativne zahvate i ugrađivanje implantata koji pomažu pravilnome zarastanju.



Slika 2.2. Tijek zacijeljenja kosti

2.2.1. Kompresija kosti

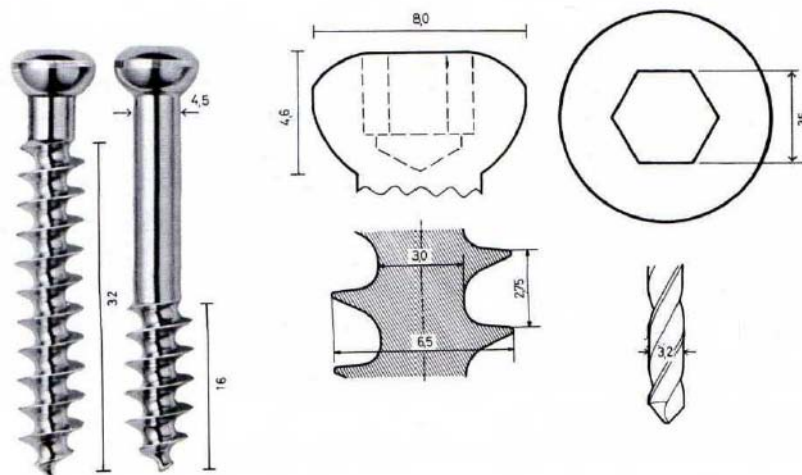
Ugrađivanjem pločica kod prijeloma ili frakture kosti, osteosintetska pločica naližeže direktno na periost [1]. Periost je vezivni omotač kosti, pomoću kojeg kost raste i regenerira se. Sastoji se od vanjskog i unutrašnjeg sloja. Vanjski sloj je bogat kolagenim i elastičnim vlaknima i krvnim žilama koji prodiru u kost, a nutrašnji sloj je bogat ćelijama s nešto elastičnih vlakana i živcima.

Princip operativnog zbrinjavanja prijeloma jest stabilna interfragmentarna kompresija, odnosno laičkim jezikom rečeno stabilnost i nepomičnost koštanih ulomaka kako bi došlo do koštane pregradnje i cijeljenja prijeloma. Na slici 2.3 prikazan je standardni komplet instrumentarija za kompresijsku osteosintezu.



Slika 2.3. Standardni instrumentarij za kompresijsku osteosintezu

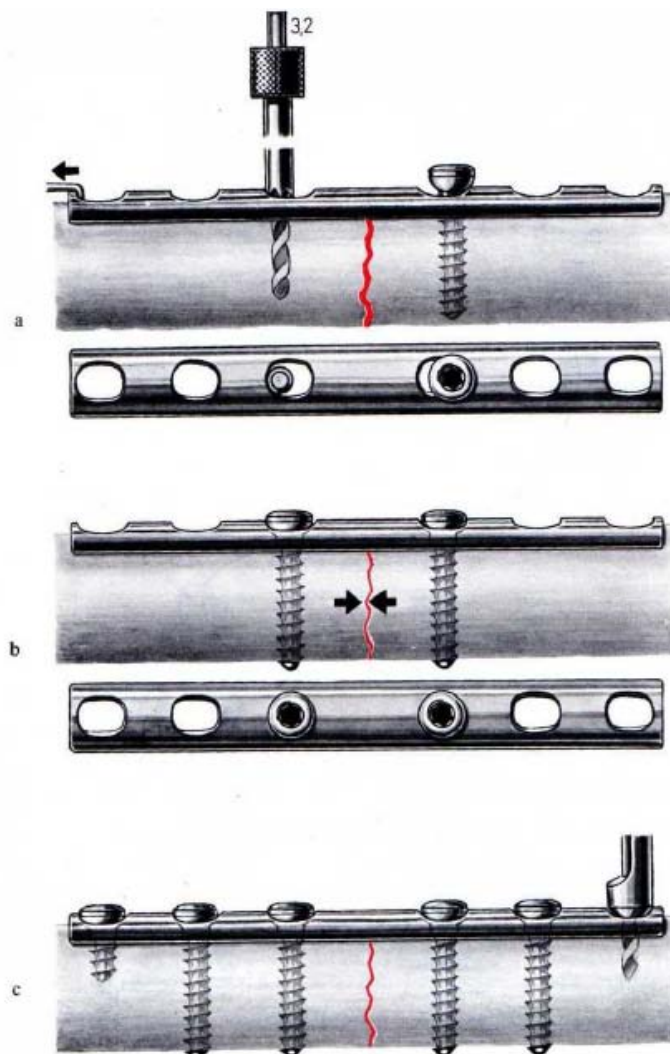
Pritezni vijak je najvažniji element statičkog interfragmentarnog pritiska (slika 2.4). Vijak može samo tada djelovati kao pritezni ako slobodno klizi kroz otvor na strani glave i ako na suprotnom ulomku ima sigurno hvatište. Najčešće se upotrebljavaju vijci s relativno tankom jezgrom i dubokim navojima.



Slika 2.4. Standardni pritezni vijak

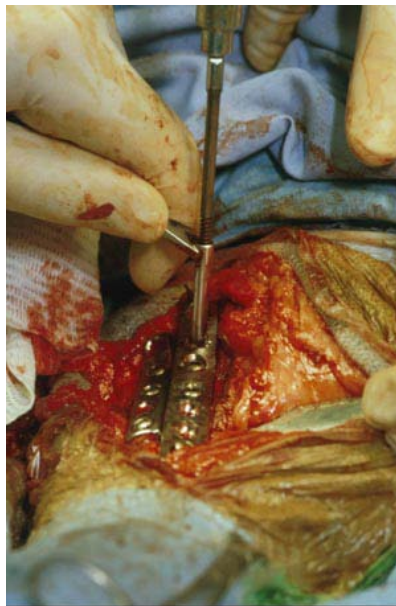
2.2.2. Postupak kompresije kosti

Postupak kompresije kosti sastoji se od bušenja prvog provrta na udaljenosti 10 mm od prijelomne pukotine, narezivanja navoja te postavljanja pločice. Fiksacijom prvog vijka pločica se povuče kukom u smjeru prijeloma, tako da se prvi vijak pomakne što više prema kraju pločice. U drugom koštanom ulomku rupa se buši što više ekscentrično u odnosu na prijelom (slika 2.5a). Nakon narezivanja navoja drugi vijak se čvrsto pritegne, a dodatnim pritezanjem glave vijaka u ovalnom otvoru za 1 do 1.5 mm osigurava se dodatni pritisak među koštanim ulomcima (slika 2.5b). Na kraju se apliciraju ostali vijci (slika 2.5c).



Slika 2.5. Postupak kompresije kosti

Poznato je da kod određenih prijeloma nakon nekog vremena dolazi do pucanja osteosintetskog materijala. Najčešći razlozi su preveliko opterećenje pločice radi postojećeg defekta kosti, te nepravilno postavljena pločica. Do oštećenja dolazi i kod nepravilnog postavljanja vijaka (nepravilno bušenje kosti, kratak vijak). Uslijed djelovanja sila različitih smjerova dolazi do postepenog popuštanja ili pucanja vijaka, a na kraju i same pločice.



Slika 2.6. Vađenje osteosintetske pločice

Nakon što nastupi koštana pregradnja i rentgenološki se utvrdi da je kost zacijelila, osteosintetski materijal se odstranjuje (slika 2.6). Minimalno vrijeme za odstranjivanje pločice i vijaka iznosi 6 mjeseci do godine dana. Za to ima više razloga, a najvažniji je taj što se metal i kost izuzetno razlikuju po svojim mehaničkim svojstvima i prisutstvo metala ne dopušta kosti potpunu regeneraciju i ciljenje, a samim tim i oslabljuje kost. Drugi razlog leži u činjenici da okolno tkivo može razviti reakciju na metal.

2.3. Biokompatibilnost

Danas se metalni implantati izrađuju od medicinskog čelika i titana. Svojstva tih materijala kao što su kemijska, mikrostrukturna i mehanička, te metoda ispitivanja propisana su normom ISO 5832. Materijal za unutrašnju fiksaciju mora biti funkcionalno pouzdan s minimalnim nuspojavama što je nužno za adekvatno cijeljenje prijeloma.

Standardizirani materijali za izradu implantata moraju imati odgovarajuću razinu biokompatibilnosti. Tu postoje razlike koje su prikazane u studiji o metalnim aplikacijama u ljudskom organizmu [2]. Bolje ponašanje implantata u smislu smanjenja opasnosti od infekcija može se postići odgovarajućim odabirom materijala za izradu implantata [3]. Među najčešće nuspojave zbog nedostatne biokompatibilnosti spadaju:

- *lokalna toksična reakcija* – testovi rađeni na uzorcima koštanog tkiva, gdje su vršene procjene toksičnosti topivih produkata korozije. Studije na humanim tkivnim uzorcima ukazuju na biološke razloge prednosti titana nad medicinskim čelikom.

- *alergijska reakcija* – neke studije pokazuju da je oko 20% zdravih mladih žena osjetljivo na nikal. Slične kontaktne alergijske reakcije zabilježene su za kobalt i krom. Alergijska reakcija na implantate od medicinskog čelika, koji sadrži nikal, pojavila se nakon unutrašnje fiksacije u 1-2% slučajeva, dok reakcije na komercijalni titan nisu zabilježene. Od 1965. godine AO (*njem. Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*) je sakupio klinička iskustva na 5000 pacijenata liječenih čistim titanskim implantatima. Rezultati su pokazali da nije bilo alergije (metalne osjetljivosti) ili nepovoljne reakcije tkiva, te je potvrđena velika biokompatibilnost titana [4].

- *indukcija tumora* - metaloza je inter- i intracelularna impregnacija tkiva čvrstim produktima raspadnog metala. Karakterizirana je noćnim bolovima na mjestu prijeloma, što indicira vađenje implantata. U zadnjih petnaest godina je u nekoliko slučajeva zapažena pojava tumora nakon vađenja osteosintetskog materijala. Posumnjalo se na mogućnost kancerogenog djelovanja korozivnih produkata metalnih implantata.

Kost je specifičan materijal sa složenim mehaničkim svojstvima i jedinstvenom sposobnošću samoobnavljanja. Tijekom preopterećenja kosti dolazi do prijeloma, nakon čega slijede biomehanički procesi cijeljenja i uspostave prvobitne funkcije kosti. Biomehanički

faktori koji određuju kada i kako dolazi do prijeloma ovise o vrsti i visini opterećenja koje djeluju u određenom trenutku na kost, samoj strukturi kosti, kao i strukturi okolnih mekih tkiva. Podaci za dopuštena naprezanja femura odrasle osobe u ovisnosti o načinu opterećenja prikazani su u tablici 2.1.

Tablica 2.1. Maksimalna naprezanja koja podnosi kost femura odrasle osobe

Opterećenje	Naprezanje (MPa)
Longitudinalno (uzdužno)	
- Istezanje	135 ± 15,6
- Kompresija	205 ± 17,3
- Smicanje	71 ± 2,6
Transverzalno (poprečno)	
- Istezanje	53 ± 10,7
- Kompresija	131 ± 20,7

2.4. Osteosintetske pločice

Osnutkom AO skupine (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen, 1958. godine, Švicarska) počinje napredak unutarne osteosinteze pločicom temeljen na biomehaničkim spoznajama, tehnološkim usavršavanjima, kliničkim iskustvima i stalnom usporedbom s alternativnim postupcima. Osnivači udruženja AO su M.E.Müller, R.Schneider i W.Bandi.

Postupak spajanja prelomljenih koštanih fragmenata različitim implantatima (osteosinteza) provodi se s ciljem pomoći biološkom procesu cijeljenja, te kako bi se kosti povratile izgubljene funkcije.

2.4.1. Funkcije pločice

Osnovna funkcija osteosintetskih pločica je smanjenje sila opterećenja na mjestu frakture i povećanje stabilnosti, odnosno osiguravanje minimalne pokretljivosti prelomljenih fragmenata radi stvaranja uvjeta za cijeljenje kosti. Kao osnovne funkcije pločica mogu se navesti:

- *statička kompresija* – pločica komprimira prijelom aksijalno pomoću vlačnog opterećenja postignutog za vrijeme operacije i pretežno je indicirana na gornjim ekstremitetima,
- *dinamička kompresija* – pločica preuzima sve vlačne sile, tako da na mjestu pseudoartroze, osteotomije ili artrodeze djeluju samo aksijalne sile pritiska i nije indicirana kod svježih prijeloma,
- *potporna funkcija* – pločica zaštićuje tanki kortikalis ili spongioplastiku od raspada. Indicirana je posebno kod epifiznih i metafiznih impresijskih prijeloma,
- *neutralizacijska funkcija* – najčešća funkcija pločice. Statička interfragmentarna kompresija postiže se ili samostalnim vijcima ili vijcima koji prolaze kroz pločicu. Nakon toga se postavlja priređena neutralizacijska pločica. Ona zaštićuje prijelom i osteosintezu postignutu priteznim vijcima, te neutralizira sile torzije, smika i savijanja,
- *premošćujuća funkcija* – indikacija su kompleksni prijelomi dijafize.

2.4.2. Vrste pločica

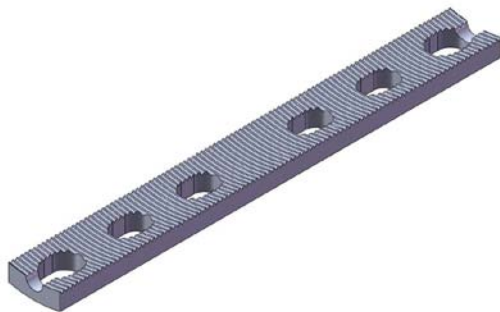
Smanjenjem dodirne površine između pločice i prelomljene kosti izbjegava se oštećenje tkiva, što rezultira manjim brojem komplikacija i bržim oporavkom. Cilj je konstruirati pločice takvog oblika kontaktne površine kojom bi se u najmanjoj mjeri oštetila periostalna cirkulacija. Na slici 2.7 možemo vidjeti ispitivane pločice, različitih vrsta ožljebljenja.



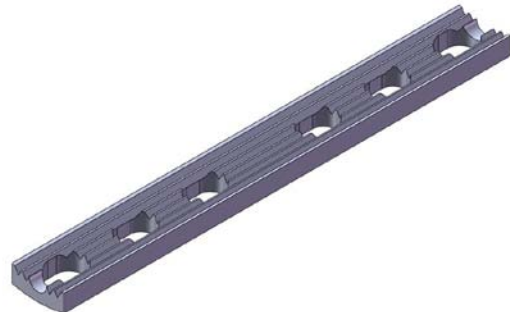
a) Koso ožljebljena pločica



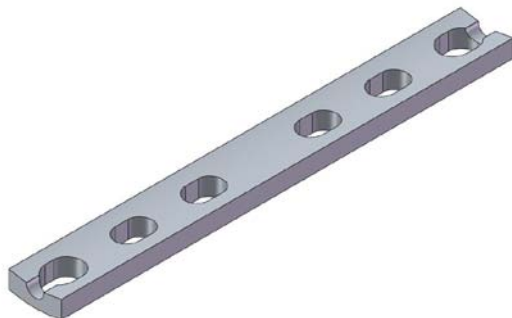
b) Križno ožljebljena pločica



c) Poprečno ožljebljena pločica



d) Uzdužno ožljebljena pločica



e) Neožljebljena pločica

Slika 2.7. Razne vrste osteosintetskih pločica

Tablica 2.2. Osnovni podaci ispitivanih pločica

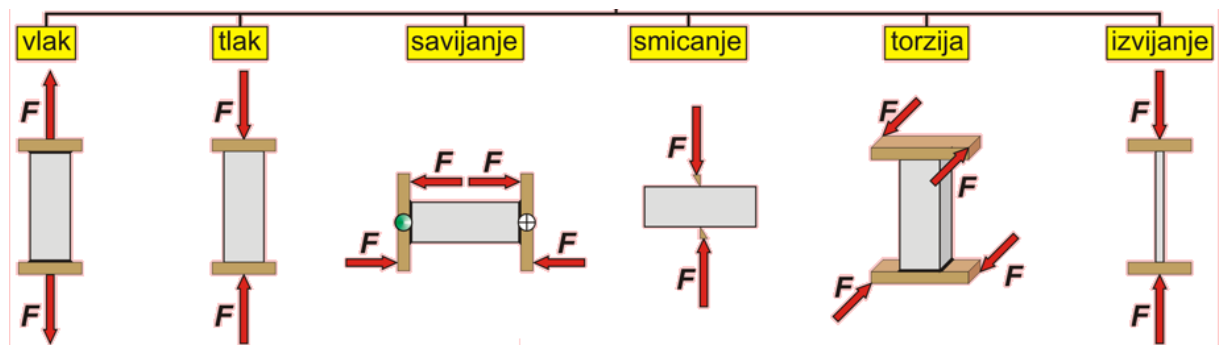
	<i>KOSA – a)</i>	<i>KRIŽNA – b)</i>	<i>POPREČNA – c)</i>	<i>UZDUŽNA – d)</i>
<i>Površina prijanjanja</i>	56%	5%	35%	19%
<i>Razmak [mm]</i>	1,4	1,4	1	1,8
<i>Dubina [mm]</i>	0,8	0,95	0,6	1,3

Pločice su izrađene u “Instrumentaria d.d” iz medicinskog čelika, sastava C₂CrNiMo i s 0,02% ugljika, 18% kroma, 15% nikla i 3% molibdena. Dužina pločice je 103 mm, širina 12 mm, debljina 4 mm sa šest ovalnih otvora za vijke. Nacrti dobiveni od Instrumentaria d.d. nalaze se u prilogu, a osnovni podaci o ožljebljenju pločica dani su u tablici 2.2.

3. Mehanička svojstva materijala

Mehaničko svojstvo je osnovni kriterij pri odabiru materijala za određenu namjenu. Mnogi su materijali tijekom uporabe izloženi različitim mehaničkim opterećenjima koja izazivaju različita naprezanja i deformacije. Ovisno o načinu djelovanja opterećenja razlikujemo statičko i dinamičko opterećenje. Čvrstoća materijala je sposobnost prenošenja opterećenja/sile bez pojave loma ili nepoželjnih deformacija. S obzirom na smjer djelovanja vanjskih sila razlikuju se (slika 3.1):

- a) opterećenje na vlak-tlak,
- b) opterećenje na savijanje,
- c) opterećenje na smicanje,
- d) opterećenje na uvijanje ili torziju
- e) opterećenje na izvijanje



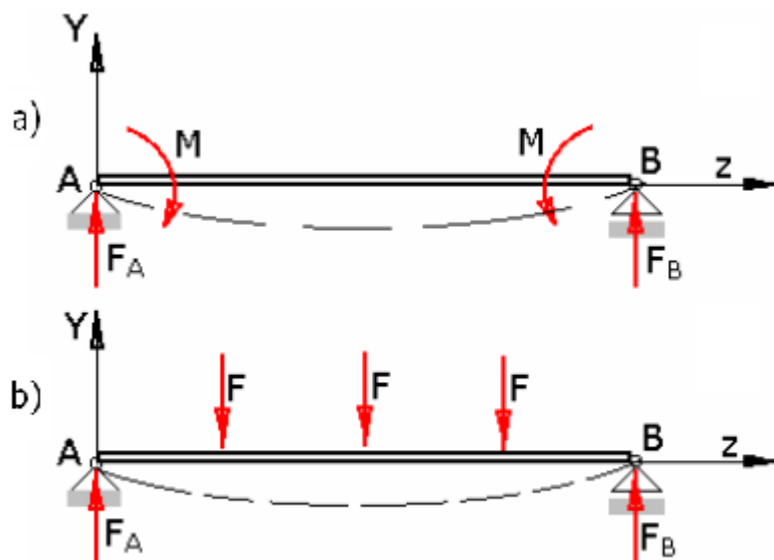
Slika 3.1. Različiti načini opterećenja

3.1. Savojna čvrstoća i krutost materijala

Kod naprezanja pri savijanju, karakteristično je što se uzdužna os štapa uslijed vanjskog opterećenja zakrivljuje ovisno o vrsti djelovanja vanjskog opterećenja. Kod savijanja grede neka vlakna se sabijaju, a druga izdužuju. Vlakna koja ne mijenjaju svoju dužinu tvore neutralnu liniju. Ovisno o vrsti opterećenja nosača, savijanje može biti [5]:

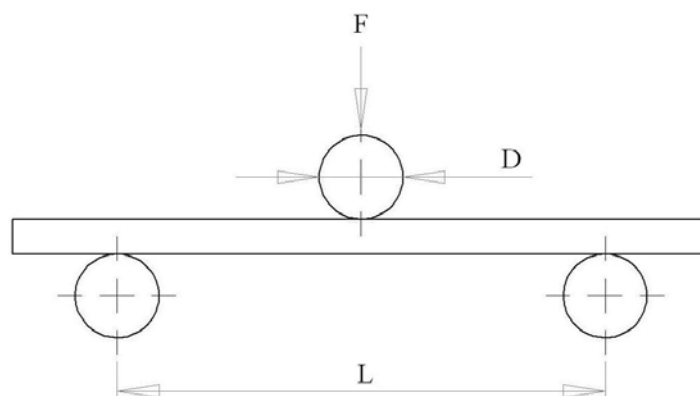
- Čisto savijanje ili savijanje spregovima (slika 3.2a)
- Poprečno savijanje ili savijanje silama (slika 3.2b)

Kad je nosač ili greda opterećena momentima (spregom) jednakog intenziteta, a suprotnog smjera koji djeluju u vertikalnoj ravnini nastaje savijanje koje nazivamo čisto savijanje. U slučaju kada na gredu djeluju poprečne sile, također dolazi do savijanja grede s tim da se pored normalnih naprezanja duž elementa javljaju i smična naprezanja. Ova vrsta savijanja se naziva savijanje silama ili poprečno savijanje.

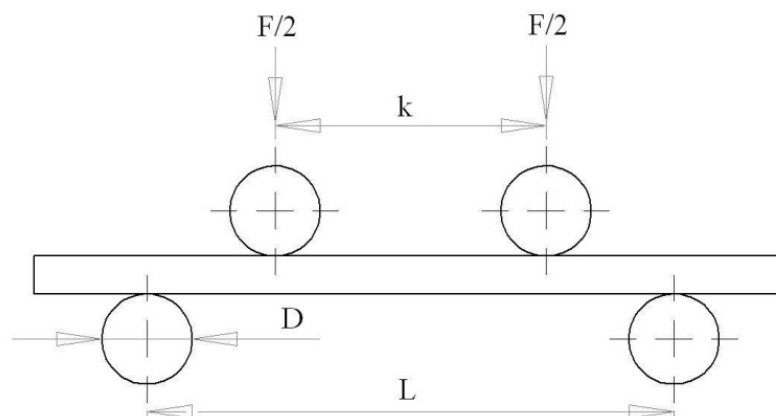


Slika 3.2. Savijanje grede: a) čisto savijanje, b) savijanje silama

Postupak ispitivanja materijala na savijanje moguće je provesti na univerzalnim kidalicama. Ispitni uzorak se može opterećivati u tri (slika 3.3) ili četiri točke (slika 3.4). Promjer valjka D se određuje zavisno od materijala koji se ispituje, a propisan je standardima.

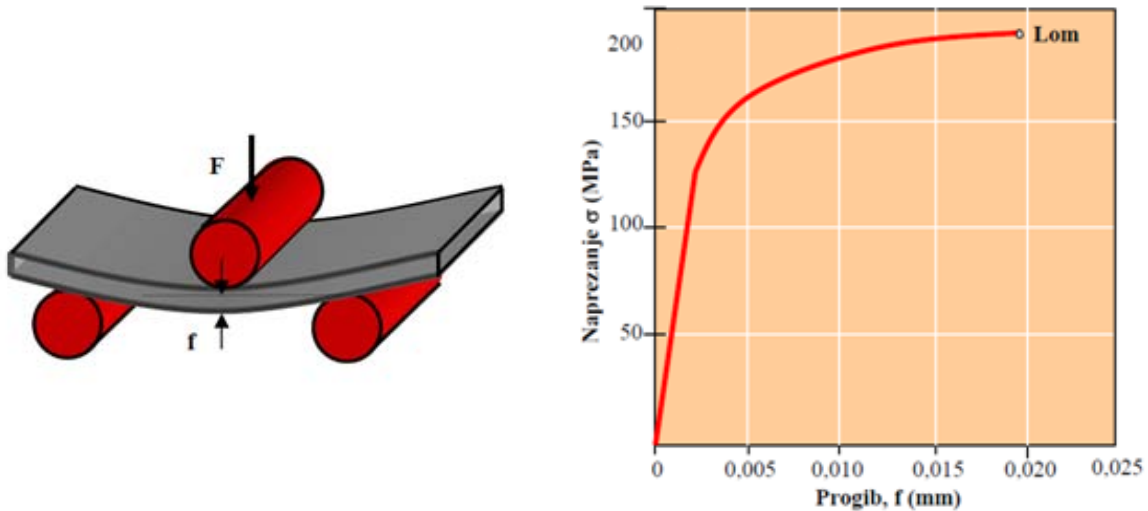


Slika 3.3. Test savijanja u 3 točke



Slika 3.4. Test savijanja u 4 točke

Najčešće se pri ispitivanju zadaje brzina čeljusti kidalice (brzina deformiranja), a mjeri se progib f i pripadna sila F . Rezultati se obično prikazuju u obliku dijagrama sila-progib ili naprezanje-progib (slika 3.5).



Slika 3.5. Uobičajeni način prikazivanja rezultata savijanja

3.2. Dinamička izdržljivost materijala

Čvrstoća materijala znatno opada, ako opterećenje nije jednolično. Pri cikličkom opterećenju čvrstoća se smanjuje s povećanjem broja ciklusa. Pri vrlo velikom broju ciklusa čvrstoća se približava vrijednosti pri kojoj više ne ovisi o broju ciklusa, i naziva se dinamička čvrstoća. Sposobnost materijala da se odupre lomu uslijed promjenjivog dinamičkog opterećenja zove se dinamička izdržljivost materijala.

3.2.1. Karakteristike dinamičkog opterećenja

Karakteristike dinamičkih napreznja razlikuju se po veličini i položaju srednjih napreznja σ_{sr} i pripadajućih amplituda napreznja σ_a , a definiraju se preko odnosa graničnih napreznja R .

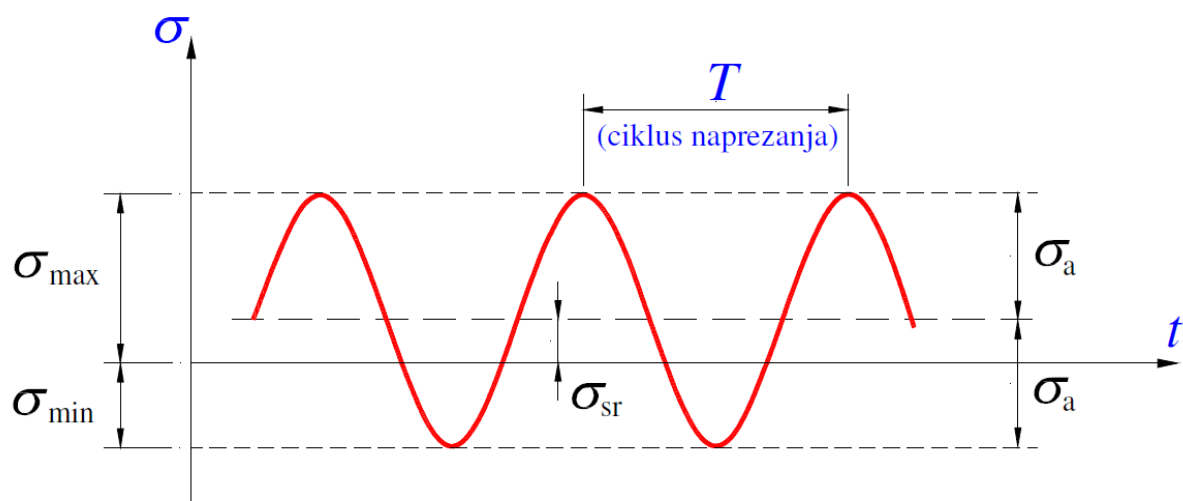
$$R = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}} \quad (3.1)$$

Dinamička svojstva materijala obično se određuju za sinusoidalno opterećenje, pri kojemu naprezanje varira za amplitudu σ_a oko srednjeg naprezanja σ_{sr} (slika 3.6). Amplituda naprezanja je polovica razlike između maksimalnog i minimalnog naprezanja,

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2} \quad (3.2)$$

dok srednje naprezanje predstavlja aritmetičku sredinu maksimalnog i minimalnog naprezanja.

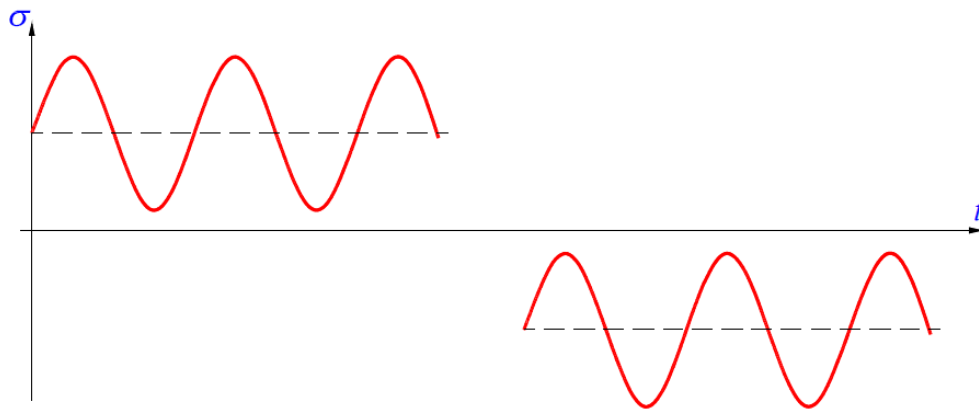
$$\sigma_{sr} = \frac{\sigma_{\max} + \sigma_{\min}}{2} \quad (3.3)$$



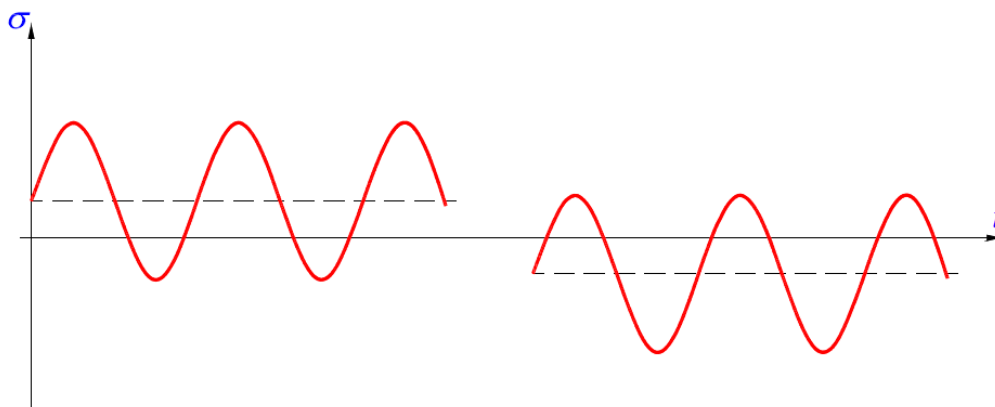
Slika 3.6. Karakteristična naprezanja pri sinusoidalnom opterećenju

Jedna od bitnih karakteristika dinamičkog opterećivanja je frekvencija opterećivanja f , koja se definira preko ciklusa naprezanja T , $f = 1 / T$. Naprezanja mogu biti istosmjerna (slika 3.7) i izmjenična (slika 3.8). Kod istosmjernog promjenjivog naprezanja s prednaprezanjem,

odnos graničnih naprežanja R je u granicama $0 < R < I$, dok je kod izmjeničnog promjenjivog naprežanja s prednaprežanjem odnos graničnih naprežanja R u granicama $-I < R < 0$.



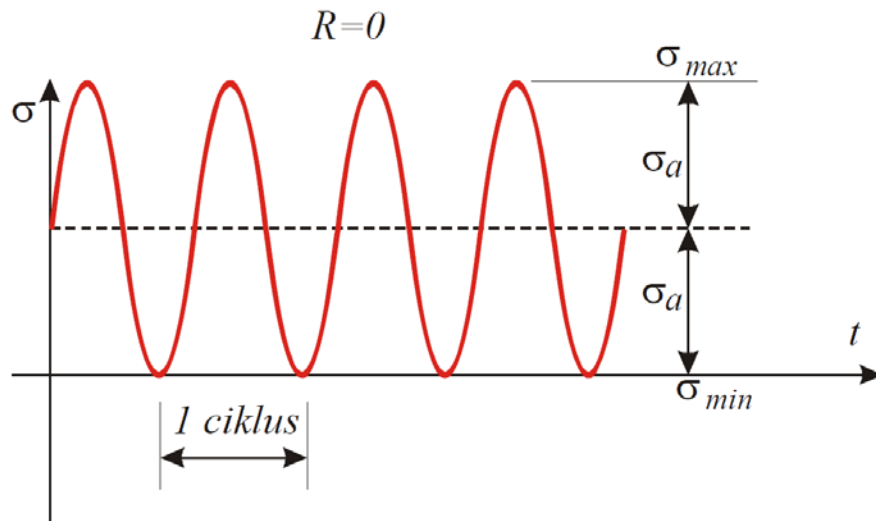
Slika 3.7. Sinusni oblik istosmjernog promjenjivog naprežanja



Slika 3.8. Sinusni oblik izmjeničnog promjenjivog naprežanja

Od raznih sinusoidalnih naprežanja posebno su značajna:

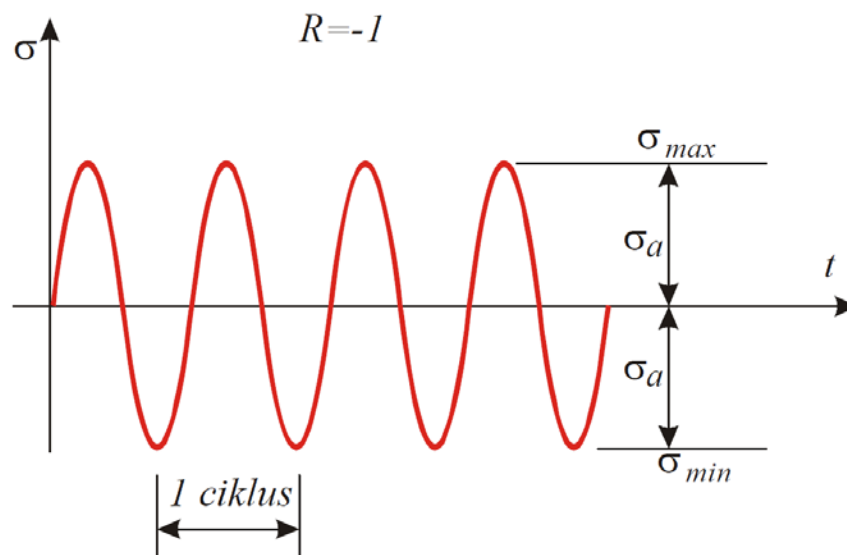
- a) Pulsirajuće ili titrajno dinamičko naprežanje (slika 3.9)



Slika 3.9. Pulsirajuće periodičko naprezanje

Pri tom sinusoidalnom naprezanju σ varira za amplitudu σ_a između vrijednosti 0 i σ_{\max} oko srednjeg naprezanja σ_{sr} , gdje je $\sigma_{sr} = \frac{\sigma_{\max}}{2}$. Odnos graničnih naprezanja je $R = 0$ jer je $\sigma_{\min} = 0$.

b) Gibajuće ili varirajuće dinamičko naprezanje (slika 3.10)

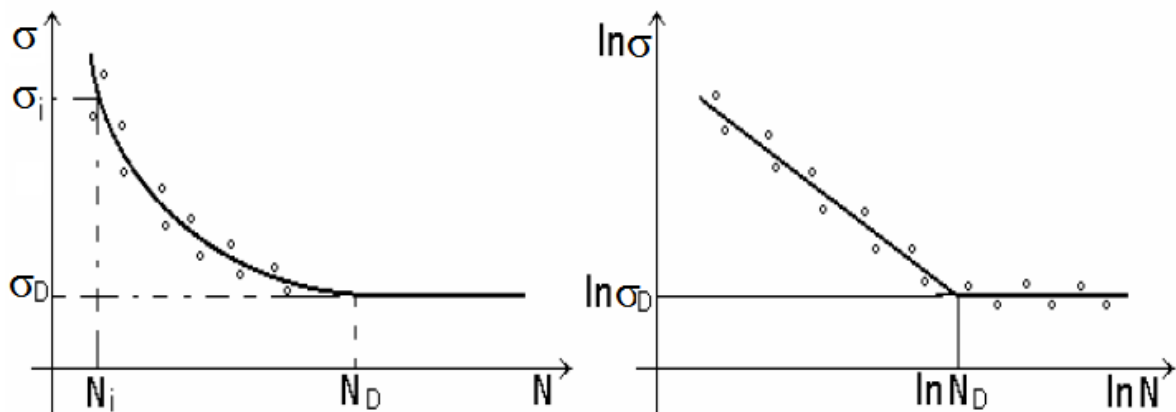


Slika 3.10. Gibajuće periodičko naprezanje

U ovom slučaju naprezanje σ varira za amplitudu σ_a između vrijednosti $-\sigma_{\max}$ i $+\sigma_{\max}$, pri čemu je srednje naprezanje $\sigma_{sr} = 0$. Odnos graničnih naprezanja je $R = -1$ jer su σ_{\min} i σ_{\max} istog iznosa, samo različitog predznaka.

3.2.2. Wöhlerov dijagram

Trajnost materijala ovisi o broju ciklusa opterećenja [6]. Ovisnost naprezanja o broju ciklusa istovrsnog dinamičkog naprezanja predočuje Wöhlerova krivulja ili S-N krivulja (*eng. Stress-Number curve*). Wöhlerova se krivulja pri određenom broju ciklusa N_D , približava stalnoj vrijednosti σ_D , kojom se određuje dinamička izdržljivost materijala (slika 3.11). Uobičajeno se uzima logaritamska skala da bi koljeno bilo izraženije.



Slika 3.11. Wöhlerova krivulja

Uobičajene vrijednosti broja ciklusa do loma:

- Za čelik: $N = 10^6 \dots 10^7$ ciklusa
- Bakar: $N = 5 \cdot 10^7$ ciklusa
- Laki metali: $N = 10^8$ ciklusa

Dinamička izdržljivost σ_D je najveće naprezanje pri kojem se materijal ni pri bilo kakvom povećanju broja ciklusa opterećenja ne bi više slomio. Veliki utjecaj na iznos dinamičke izdržljivosti materijala ima vrsta dinamičkog naprezanja, tj. za svaku vrstu dinamičkog naprezanja postoji posebni Wöhlerov dijagram.

Jasno je da prilikom ispitivanja nije moguće ispitivati beskonačno dugo. Zbog toga se određuje granični broj ciklusa N_D za koji se smatra, da ukoliko epruvete izdrže tu vrijednost, su dinamički izdržljive. Ako je frekvencija promjenjivog opterećenja manja od 5 Hz tada se radi o niskofrekventnom ispitivanju, ako je između 5 i 30 Hz tada je srednjofrekventno ispitivanje, te ako je iznad 30 Hz za ispitivanje se kaže da je visokofrekventno.

Na dinamičku izdržljivost u velikoj mjeri utječe zarezno djelovanje, koje može dinamičku izdržljivost sniziti ispod vrijednosti koju materijal ima bez zareza. Zato je dinamička izdržljivost zarezni spojeva mnogo manja. Dinamička čvrstoća materijala određuje se eksperimentalno, na uređajima koji se nazivaju umaralice.

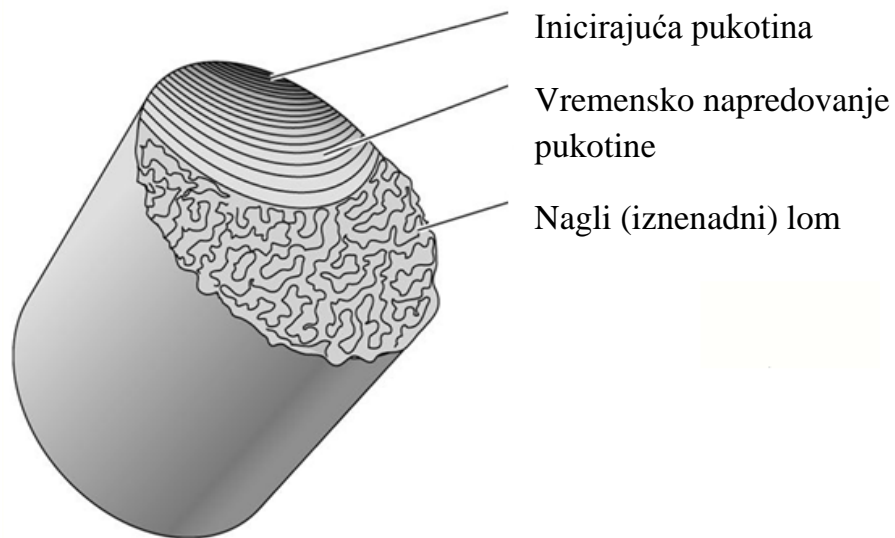
3.2.3. Umor materijala

Umor materijala je pojava postupnog razaranja materijala zbog djelovanja dugotrajnog promjenjivog opterećenja (*eng. fatigue*) [7]. Unatoč tome što je iznos takvog promjenjivog naprezanja niži od granice razvlačenja, nakon nekog vremena može doći do loma. Stvaranje pukotina uzrokovano zamorom materijala počinje u točkama koncentracije naprezanja, odnosno na mjestima geometrijskih diskontinuiteta kao što su provrti, zarezi, žljebovi, naglo smanjenje presjeka, itd.

Pri promjenjivom dinamičkom opterećenju u 20% slučajeva dolazi do loma zbog preopterećenja ili zbog pukotina nastalih u nehomogenoj strukturi materijala, gdje nejednaka čvrstoća u raznim smjerovima kristala izaziva uslijed opterećenja unutarnje lokalne plastične deformacije. Daljnjim opterećivanjem na tim mjestima dolazi do očvršćivanja materijala, te nakon toga do mikropukotina, koje se vremenom šire, izazivaju koncentraciju naprezanja, oslabljuju presjek i dovode do naglog loma. Ova pojava smanjenja čvrstoće materijala pri dinamičkom naprezanju naziva se i umor materijala.

Proces zamora materijala podijeljen je u tri faze (slika 3.12):

- iniciranje pukotine - dolazi do promjene mehaničkih i strukturnih svojstava materijala pod utjecajem dugotrajnog promjenjivog opterećenja,
- širenje pukotine do kritične veličine,
- lom završnog dijela presjeka.



Slika 3.12. Karakteristična lomna površina

Karakteristična prijelomna površina ima dva različita dijela. Područje dugotrajnog loma koje je u pravilu glatko i na sebi ima linije i tragove zaustavljanja pukotine, te područje trenutnog loma koje je u pravilu hrapavije.

3.3. Koncentracija naprezanja

Jednolika raspodjela naprezanja po poprečnom presjeku konstrukcijskog elementa pojaviti će se samo ako nema naglih promjena presjeka. U blizini utora, provrta i velikih zakrivljenosti konture dolazi do naglog porasta naprezanja, čije maksimalne vrijednosti mogu biti nekoliko puta veće od nominalnih naprezanja. Ova pojava naziva se koncentracija naprezanja i izražava se preko faktora koncentracije naprezanja. Kod proračuna konstrukcija ovaj faktor je od izuzetne važnosti, jer omogućuje jednostavno određivanje maksimalnih naprezanja na mjestima koncentracije. Analitičko određivanje naprezanja u blizini geometrijskih diskontinuiteta vrlo je složeno i ne može se obaviti metodama nauke o čvrstoći.

Faktori koncentracije naprezanja nalaze se u inženjerskim priručnicima [8]. Obično se prikazuju u obliku dijagrama, kod kojih dolazimo do problema kada treba odrediti faktor koncentracije naprezanja kod područja malih polumjera zakrivljenosti. U nastavku je dana definicija, te način prikazivanja faktora koncentracije naprezanja.

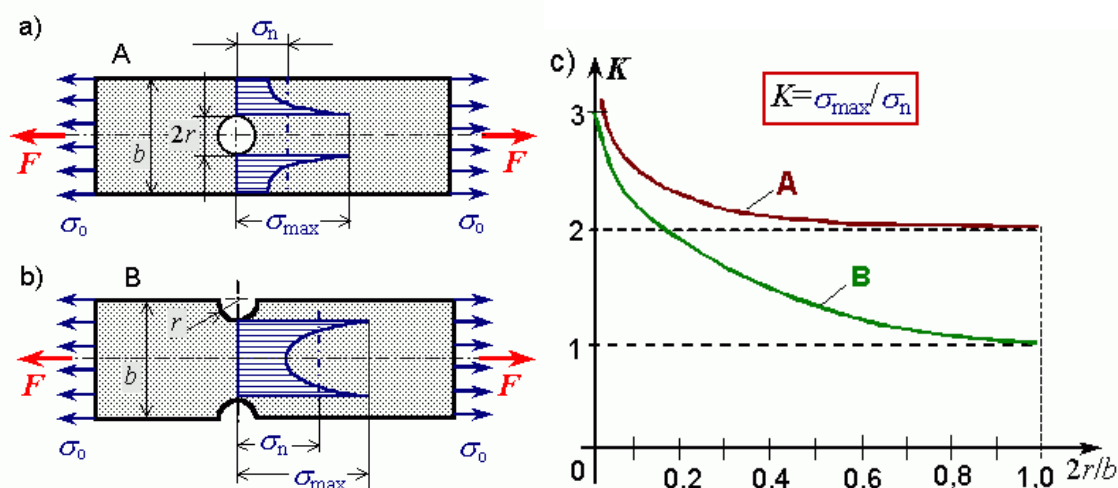
3.3.1. Definicija faktora koncentracije naprezanja

U opterećenim konstrukcijskim elementima na mjestima geometrijskih diskontinuiteta, kao što su utori, provrta i nagle promjene presjeka, dolazi do pojave koncentracije naprezanja. Lokalno povećanje naprezanja na tim mjestima izražava se preko faktora koncentracije naprezanja α , koji je definiran kao omjer maksimalnog naprezanja σ_{\max} na mjestima koncentracije i nominalnog naprezanja σ_n .

$$\alpha = \frac{\sigma_{\max}}{\sigma_n} \quad (3.4)$$

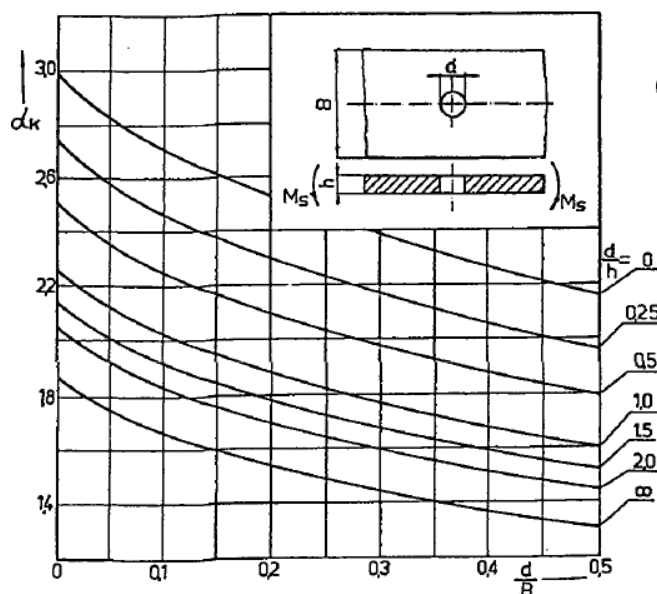
Za nominalno naprezanje uobičajeno je da se uzima naprezanje na istom tom mjestu koje se dobiva primjenom jednostavnih izraza iz nauke o čvrstoći. Koncentracija naprezanja se pored geometrijskih diskontinuiteta može pojaviti i zbog diskontinuiteta u strukturi materijala. Faktor koncentracije naprezanja praktički ovisi o načinu opterećenja i vanjskom obliku predmeta, a osobito o dubini zarezata i zakrivljenosti njegova tjemena. U običnim slučajevima faktor koncentracije naprezanja dostiže vrijednosti do 3, a u iznimnim slučajevima i do 10. Za isti konstrukcijski oblik u ovisnosti o vrsti vanjskog opterećenja faktor koncentracije naprezanja bit će različitog iznosa. Najveću vrijednost imat će pri rastezanju, nešto manju pri savijanju, a najmanju pri uvijanju. Utori sa zatvorenom ili otvorenom konturom dijele se na sljedeće osnovne oblike: plitki i duboki, vanjski i unutrašnji, jednostruki i višestruki, zaobljeni i oštri [9]. Postoji velik broj slučajeva gdje se radi o složenim oblicima koji se ne mogu direktno svesti na spomenute osnovne oblike. Međutim, u pravilu se i u tim slučajevima faktor α može izračunati iz poznatih faktora koncentracije naprezanja osnovnih oblika.

Iz primjera sa slike 3.13., prikazana je ovisnost faktora koncentracije naprezanja o vrijednosti $2r/b$, za plosnati štap sa središnjim kružnim otvorom (slika 3.13a) i s dva polukružna utora (slika 3.13b), na pripadajućim dijagramima, slika 3.13c.



Slika 3.13. Utjecaj zareznog djelovanja kod opterećenja na vlak

Koncentracija naprezanja je karakteristična za sve vrste opterećenja. Na slici 3.14 prikazan je dijagram faktora koncentracije naprezanja za ploču opterećenu na savijanje u ravni ploče. Iz dijagrama se vidi da veličina faktora zarezno djelovanja ovisi o veličini provrta, debljini i širini ploče.



Slika 3.14. Utjecaj zarezno djelovanja kod savojnog opterećenja

Pri statičkom opterećenju većina žilavih materijala nije posebno osjetljiva na zrezno djelovanje, tako da se vršna naprezanja često mogu zanemariti, odnosno može se računati s nazivnim naprezanjem.

Osjetljivost čelika prema zreznom djelovanju je veća, ako mu je granica plastičnosti veća, pa je prema tome tvrdi čelik više osjetljiv na zrezno djelovanje od mekog. Lijevano željezo je praktički neosjetljivo prema zreznim naprezanjima zbog svojih unutarnjih zreza, grafitnih listića. Zrezna se osjetljivost znatno povećava, ako opterećenje nije statičko, u tom slučaju se govori o dinamičkoj zreznoj čvrstoći.

4. Ispitivanje osteosintetskih pločica prema normi ISO 9585

Norma ISO 9585 [10] opisuje metodu i uvjete određivanja savojne čvrstoće i krutosti osteosintetskih pločica. Može se koristiti za testiranje pločica male zakrivljenosti, a ne preporuča se za pločice dužine manje od 50 mm. Zahtjevi norme kojih se tijekom ispitivanja treba pridržavati odnose se na uređaje za ispitivanje, način provedbe mjerenja, te izračunavanje savojne čvrstoće i ekvivalentne krutosti pločica (I-V).

I. Definicije

Savojni moment [Nm] - moment koji djeluje oko osi okomite na uzdužnu stranicu pločice uslijed kojeg se javljaju poprečne deformacije.

Progib [mm] - linearni pomak uslijed djelovanja savojnog momenta okomitog na početnu os pločice.

Savojna čvrstoća [Nm] - vrijednost savojnog momenta u trenutku pucanja pločice ili u određenoj točki ispitivanja, uzima se niža vrijednost.

Ekvivalentna savojna krutost [Nm²] - čvrstoća pločice izračunata iz izraza 4.2 ili 4.3, koja ovisi o dimenzijama konfiguracije eksperimenta i nagibom linearnog dijela krivulje S iz dijagrama sila/progib.

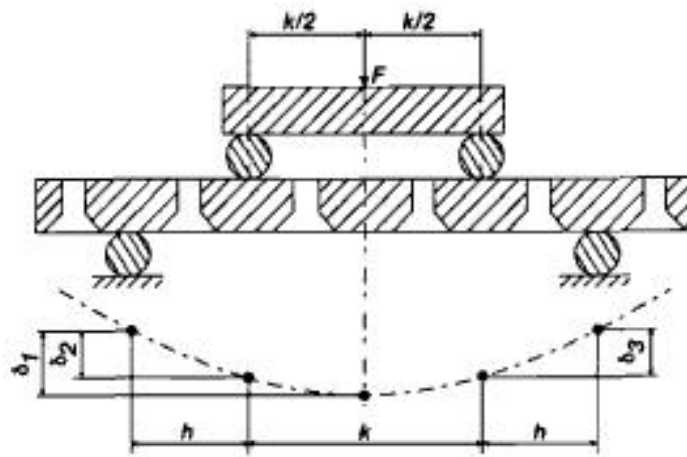
II. Uredaji i instrumenti

Za ostvarivanje opterećenja koji je u skladu sa slikom 4.1, potrebno je osigurati međusobnu paralelnost osi četiri valjčića tijekom trajanja eksperimenta. Valjčići moraju biti cilindričnog oblika i jednakih promjera u granicama od 8 - 13 mm, ili imati oblik profila pločice koja se ispituje. Poželjno je da jedan od valjčića bude pričvršćen za mjerni uzorak kako bi se spriječio horizontalni pomak, te da svi valjčići zadrže svoj relativni položaj.

Sredstvo pomoću kojeg se ostvaruje sila je statička kidalica. Također je potrebno imati uređaje za mjerenje relativnog progiba.

III. Provedba eksperimenta

Testovi savijanja provode se na uređajima i instrumentima opisanim u točki II. Cilindrični valjčići koriste se za ispitivanje ravnih pločica i pločica sa zaobljenim dijelovima čije odstupanje od ravnine centra pločice nije veće od $b/6$, gdje je b širina pločice.



Slika 4.1. Shematski prikaz testa savijanja

Kod postavljanja uzorka u mjerni uređaj treba voditi računa o sljedećem:

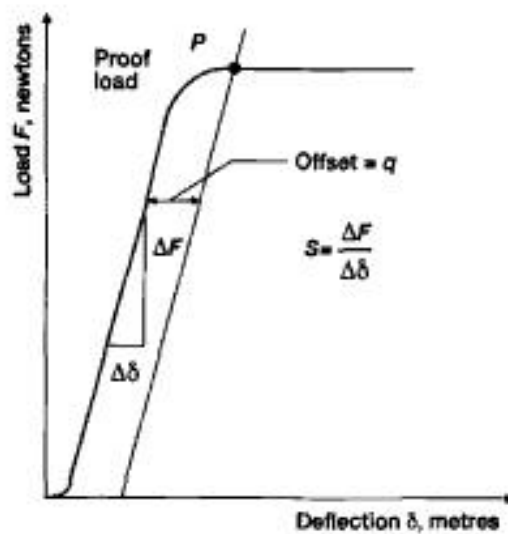
- pločicu postaviti tako da su unutrašnji valjčići u dodiru s onom površinom pločice koja je namijenjena kontaktu s kosti,
- ako je pločica simetrična, pločicu je potrebno položiti tako da se unutrašnji provrti nalaze između dva unutrašnja valjčića,
- ako pločica ima provrt u sredini, pločicu je potrebno položiti tako da su središnji provrt i neki drugi provrt simetrično postavljeni između dva unutrašnja valjčića,

- d) ako je pločica asimetrična, treba ju položiti tako da su dva provrta između unutrašnjih valjčića kako bi položaj frakture za koju je namijenjena bila između dva unutrašnja valjčića,
- e) vanjski valjčići moraju biti na jednakoj udaljenosti h od unutrašnjih valjčića, tako da je na toj udaljenosti samo jedan provrt između unutrašnjih i vanjskih valjčića, slika 4.1,
- f) unutrašnji valjčići ne smiju biti u kontaktu s onim mjestima pločice gdje se nalaze provrti, a kad je moguće vanjski valjčići ne bi smjeli doći u kontakt s dijelom pločice koji uključuje provrt,
- g) mjeri se udaljenost k između nutarnjih valjčića,
- h) os pločice mora biti okomita na osi valjčića,
- i) progib pločice se mjeri relativno u odnosu na početni položaj vanjskih valjčića. Progib se može mjeriti na tri načina:

1. na središnjoj liniji između centralnih valjčića (δ_1),
2. na jednom od centralnih valjčića (δ_2),
3. ili na svakom od centralnih valjčića (δ_2 i δ_3).

Ako pozicija provrta pločice nije simetrična u odnosu na relativni položaj duljine pločice, preporuča se 3. način.

Sila F djeluje na središnjoj liniji gdje se i mjeri odgovarajući progib. Prilikom postepenog povećavanja vrijednosti sile F bilježi se odgovarajući progib crtajući graf sve dok sila ne dosegne vrijednost pri kojoj dolazi do pucanja pločice $F = F_{MAX}$, ili dok progib pločice δ u grafu ne dostigne željenu vrijednost ispitnog opterećenja $F = P$ kao što je prikazano na slici 4.2.



Slika 4.2. Dijagram sila - progib

Svaki mjerni uzorak upotrijebljava se samo jednom i ne smije se koristiti za višekratna mjerenja.

IV. Izračunavanje rezultata

IV.1. Prosječni progib

Ako se progibi δ_2 i δ_3 određuju kao što je opisano u III.i)3., prosječni progib se izračunava pomoću izraza (4.1) i crta se graf sile F u ovisnosti o δ_4

$$\delta_4 = 0,5(\delta_2 + \delta_3) \quad (4.1)$$

IV.2. Ekvivalentna savojna krutost

Za određivanje ove veličine potrebno je nacrtati pravac najbolje što je moguće kroz početni linearni dio dijagrama sila/progib, u kojem nacrtani pravac ima nagib S kao što je prikazano

na slici 4.2. Ako je progib mjeren prema III.i)1., ekvivalentna savojna krutost izračunava se pomoću izraza

$$K = \frac{(4h^2 + 12hk + k^2)Sh}{24} \quad (4.2)$$

gdje je h razmak između unutrašnjih i vanjskih valjčića u metrima, k razmak između unutrašnjih valjčića u metrima i S nagib sila/progib krivulje u N/m.

Ako pak je progib mjeren načinom III.i)3., ekvivalentna savojna krutost se izračunava pomoću izraza

$$K = \frac{(2h + 3k)Sh^2}{12} \quad (4.3)$$

IV.3. Savojna čvrstoća

Na dijagramu sila/progib potrebno je nacrtati pravac paralelno linearnom dijelu grafa pomaknuto za q metara kao što je prikazano na slici 4.2. Sjecište pravca s krivuljom je točka ispitivanja, koja definira ispitno opterećenje P . q se izračuna iz izraza

$$q = 0,02(2h + k) \quad (4.4)$$

a savojna čvrstoća u Nm se dobiva iz izraza

$$\sigma_s = 0,5Ph \quad (4.5)$$

gdje je P ispitno opterećenje u N, a h udaljenost između unutrašnjih i vanjskih valjčića u metrima. Ako dođe do loma pločice prije nego što krivulja sila/progib presječe paralelno pomaknut pravac, savojna čvrstoća se izračuna pomoću izraza

$$\sigma_s = 0,4F_{MAX} \cdot h \quad (4.6)$$

gdje je F_{MAX} maksimalno opterećenje u N, a h razmak između unutrašnjih i vanjskih valjčića. Ovaj izraz koristi ekvivalentno ispitno opterećenje koje je 20% manje od maksimalnog opterećenja.

V. Izvješće o ispitivanju

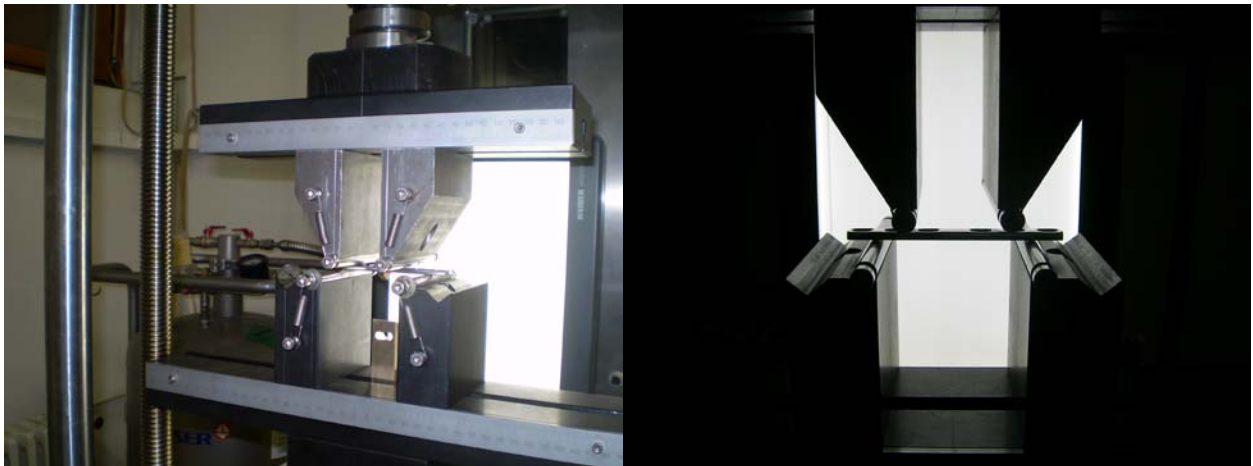
Izvješće o ispitivanju mora sadržavati sljedeće informacije:

- a) savojnu čvrstoću u Nm,
- b) paralelni pomak q , u metrima da bi se utvrdila točka ispitivanja,
- c) ekvivalentnu savojnu krutost u Nm^2 , koja se izračunava iz izraza 4.2 ili 4.3 već prema tipu eksperimenta,
- d) ako je došlo do loma pločica prije vrijednosti točke ispitivanja, to treba zabilježiti,
- e) potrebno je zabilježiti vrstu pločice, npr. tip, dužina, kataloški broj proizvođača, serijski broj, itd.

5. Eksperimentalno ispitivanje

5.1. Ispitivanje na savijanje po normi ISO 9585

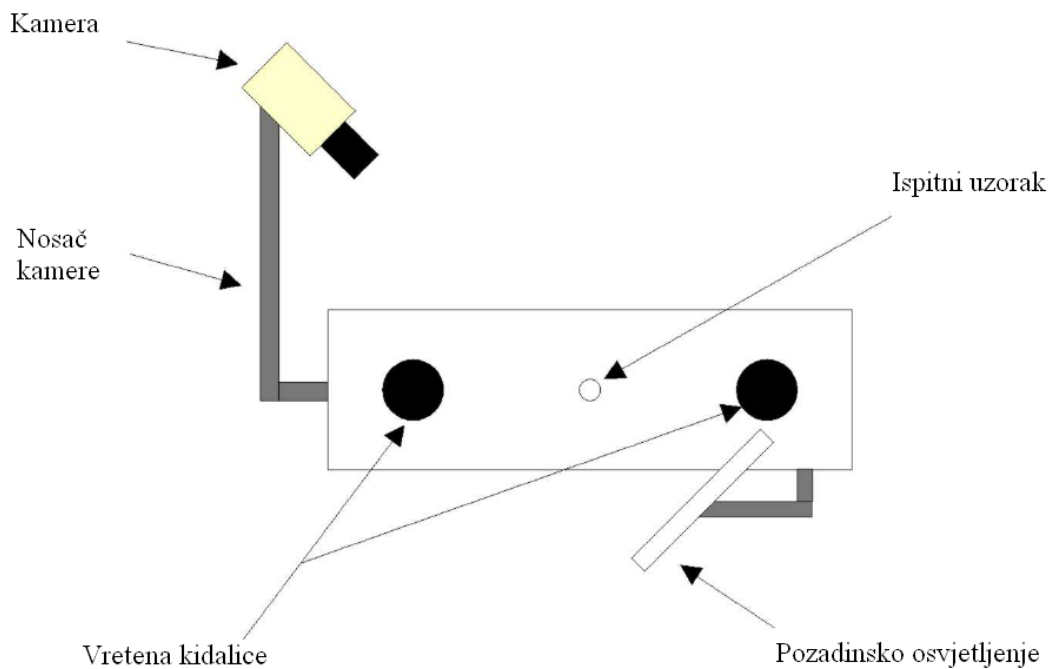
Za ispitivanje na savijanje rabe se četiri valjčića čiji se promjeri uzimaju prema standardima (slika 5.1). Gornja dva valjčića su pomična, dok donja dva služe kao oslonac. Princip ispitivanja je taj da se pločica stavi na donje valjčiće, a gornji valjčići savijaju pločicu gibajući se konstantnom brzinom. Tijekom ispitivanja snima se progib pločice u njenom središtu, uz mjerenje sila savijanja.



Slika 5.1. Ispitivanje savojne krutosti pločice savijanjem u četiri točke

5.1.1. Postupak mjerenja

Za mjerenje progiba pločice korišten je videoekstenzometar. Videoekstenzometar je optički mjerni uređaj koji pomoću jedne kamere postavljene okomito na mjerni uzorak bezkontaktno mjeri progib pločice (slika 5.2).

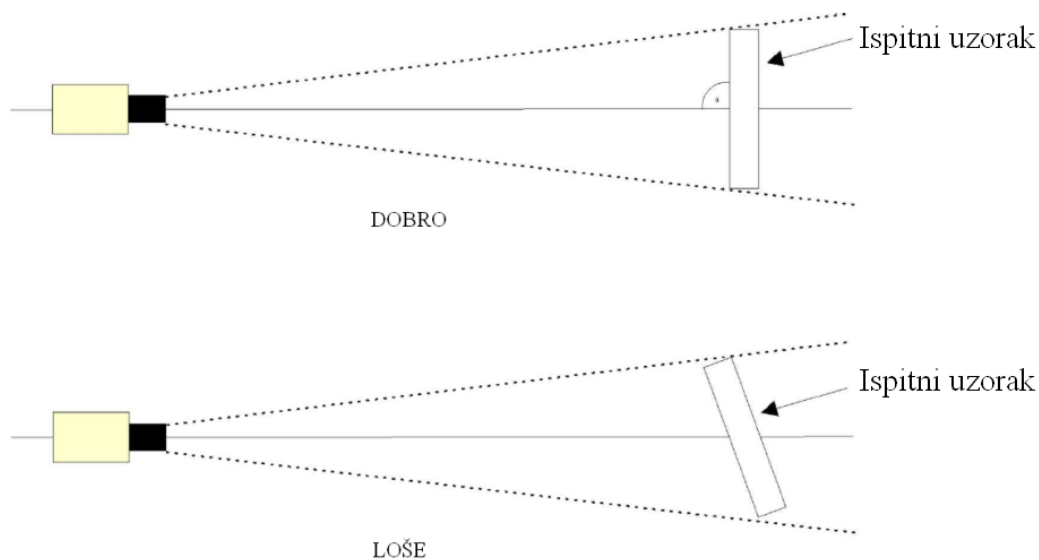


Slika 5.2. Postav mjernih uređaja tijekom provedbe mjerenja progiba

Mjerni postupak se može podijeliti u 4 točke:

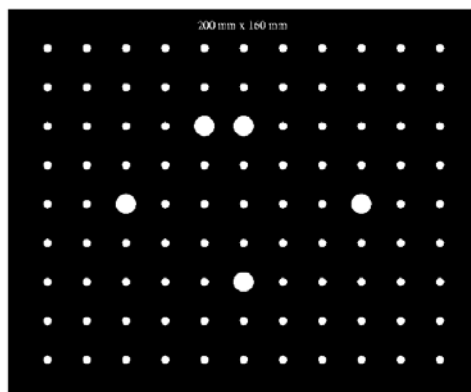
1. Priprema modela i sustava
2. Kalibracija sustava
3. Mjerenje progiba
4. Prikaz i obrada rezultata

Mjerni objekt se postavlja u vidno polje sustava. Kamera mora biti nepomično postavljena u odnosu na mjerni objekt, u horizontalnom položaju i na određenoj visini (slika 5.3). Tada slijedi namještanje otvora blende, tako da slika bude izoštrana na mjerni objekt. Namještanjem kamere, prsteni za regulaciju objektiva trebaju se učvrstiti jer bi bilo kakav njihov pomak promijenio parametre mjernog sustava, pa rezultati ne bi bili međusobno usporedivi.



Slika 5.3. Položaj kamere u odnosu na ispitni uzorak

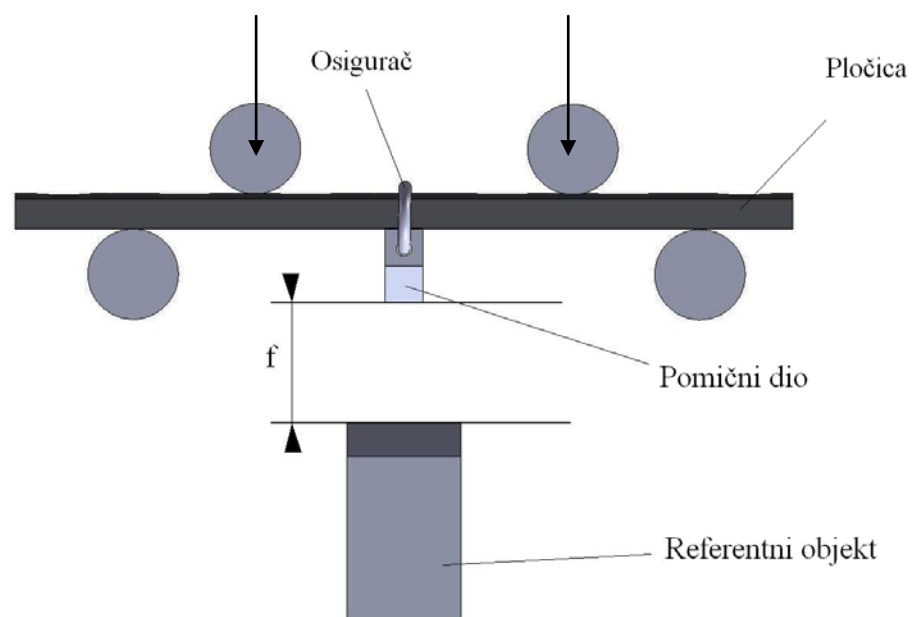
Sljedeći korak je kalibracija sustava. Kalibracijom se dovode u odnos objektne i slikovne koordinate, odnosno definira se koliko piksela odgovara jednom milimetru. To se postiže snimanjem kalibracijskog objekta (slika 5.4) koji je strogo definiranog oblika i geometrije, koji se postavlja u vidno polje kamere na mjesto na kojem će stajati mjerni objekt.



Slika 5.4. Kalibracijski objekt

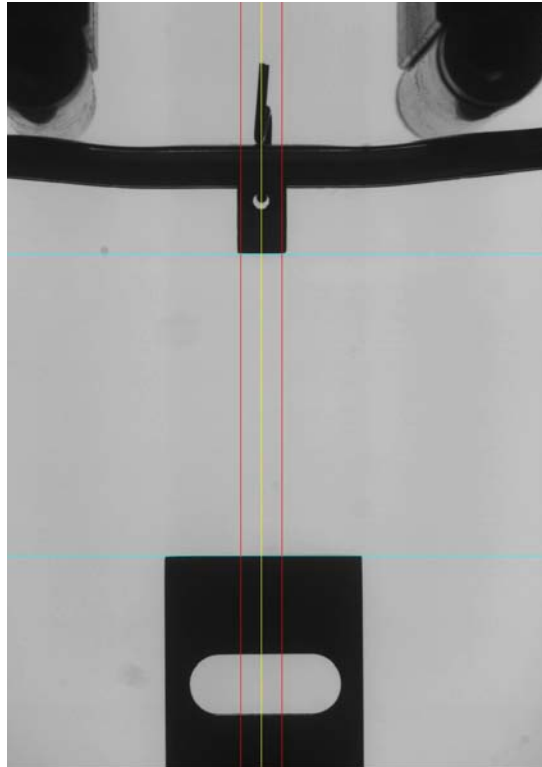
Za snimanje slika koristi se CCD kamera koja radi frekvencijom od 10 Hz, tj. svakih 100 ms se prikazuje obnovljena slika. Program VideoextensometarNG radi na principu

traženja rubova na vertikalnoj liniji koju smo prethodno definira. Da bi kontrast između rubova bio uočljiv, koristi se bijelo pozadinsko svjetlo. Jedan od rubova koje program detektira je između referentnog dijela i bijele pozadine, a drugi je rub između pomoćnog dijela koji je pričvršćen osiguračem na pločicu na kojoj se mjeri progib (slika 5.5). Pomoćni dio i referentni dio moraju biti čvrsto fiksirani u centar mjernog uzorka da rezultati budu što točniji.



Slika 5.5. Mjerenje pomaka u odnosu na fiksni referentni objekt

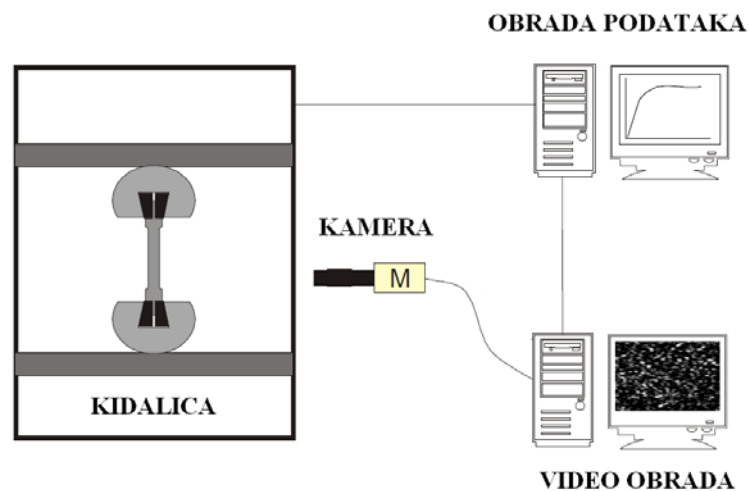
Prilikom ispitivanja mjeri se razmak između gornjeg i donjeg referentnog dijela (slika 5.6). Stoga je prikladno da se za mjerno područje, tj. Field of View izabere samo to područje, da se računalo ne opterećuje nepotrebnim podacima.



Slika 5.6 . Mjerenje progiba pločice

Na slici 5.6 se može vidjeti sam način rada programa VideoextenzometarNG. Program na vertikalnoj liniji traži karakterističan prijelaz iz crnog u bijelo područje, te pomičući se po liniji dalje prijelaz iz bijelog u crno područje. Tamo gdje je program detektirao karakteristične prijelaze iscrtava horizontalne linije koje definiraju početni razmak između oslonca i pločice.

Da bi rezultati za silu koji se dobivaju od kidalice, i rezultati za pomak koje daje videoekstenzometar bili vremenski usklađeni, ova dva uređaja trebaju biti međusobno povezana. Za povezivanje te dvije odvojene upravljačke jedinice koristi se UDP protokol. Shematski prikaz mjernog sustava prikazan je na slici 5.7.



Slika 5.7. Shematski prikaz mjernog sustava

Računalo za obradu podataka sprema podatke u jednu datoteku u kojoj se može očitati vrijeme trajanja ispitivanja, sile opterećenja, pomak čeljusti, te progib mjeren videoekstenzometrom. Oblik datoteke s rezultatima mjerenja prikazan je na slici 5.8.

Time[ms]	Load [N]	Pomak[mm]	Progib[mm]
12920	5.6000	0.79071	31.998154
12960	9.0000	0.79353	31.995337
13000	11.2500	0.79606	31.992764
13020	12.3500	0.79746	31.989967
13060	15.7500	0.80001	31.986458
13100	16.8500	0.80260	31.983944
13120	18.0000	0.80400	31.975451
13160	21.3500	0.80683	31.972416
13240	25.8500	0.81197	31.969193
13300	29.2500	0.81614	31.964312
13340	31.4500	0.81865	31.959688
13400	35.9500	0.82287	31.955164
13500	41.6000	0.82932	31.949438
13560	46.1000	0.83334	31.944080
13640	53.9500	0.83882	31.937613
13700	58.4500	0.84265	31.930553
13760	62.9500	0.84662	31.923935
13800	67.4500	0.84941	31.921001
13820	68.6000	0.85099	31.917847
13860	70.8500	0.85347	31.915079
13880	73.1000	0.85471	31.912327
13920	75.3500	0.85734	31.909328
13980	80.9500	0.86127	31.905079
14060	87.7000	0.86683	31.900539
14120	91.1000	0.87063	31.895863
14160	95.6000	0.87330	31.890018
14260	103.4500	0.88017	31.884222

...

Slika 5.8. Dio datoteke s rezultatima mjerenja

5.1.2. Rezultati

Ispitivanje savojne krutosti osteosintetskih pločica provedeno je za pet različitih površina nalijeganja na periost. Od svake vrste pločice ispitana su po tri uzorka (slika 5.9). Za svaku grupu uzoraka izračunate su srednje vrijednosti svih potrebnih podataka, koje su prikazane dijagramom za svaku vrstu pločice.



Slika 5.9. Pločice nakon ispitivanja

PODACI O MJERNOM UZORKU:

<i>Tip:</i>	Uzdužno ožljebljena Poprečno ožljebljena Koso ožljebljena Križno ožljebljena Glatka
<i>Dimenzije:</i>	103 x 14 x 4 mm, sa 6 rupa

UVJETI ISPITIVANJA:

<i>Mjerni uređaj:</i>	Statička kidalica Messphysik Beta 50-5
<i>Razmak oslonaca:</i>	75 mm
<i>Razmak opterećenja:</i>	42 mm
<i>Područje sile opterećenja:</i>	0 do 50 kN
<i>Brzina deformiranja:</i>	2 mm/min
<i>Temperatura ispitivanja:</i>	+22 °C

Standardna devijacija - statistički pojam koji označava mjeru raspršenosti podataka u skupu, a koja se ponekad naziva i srednjim kvadratnim odstupanjem. Interpretira se kao prosječno odstupanje od prosjeka i to u apsolutnom iznosu. Izračunava se pomoću izraza

$$D = \sqrt{\frac{1}{N-1} \left(\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \right)} \quad (5.1)$$

gdje je izraz u zagradi suma odstupanja svakog pojedinog rezultata od aritmetičke sredine.

Ekvivalentna savojna krutost se računa prema izrazu

$$K = \frac{(4h^2 + 12hk + k^2) Sh}{24} \quad (5.2)$$

gdje je h razmak između unutrašnjih i vanjskih valjčića u metrima, k – razmak između unutrašnjih valjčića u metrima (vidi sliku 4.1) i S – nagib sila/progib krivulje u N/m

$$S = \frac{\Delta F}{\Delta f} \quad (5.3)$$

Savojna čvrstoća se računa pomoću izraza

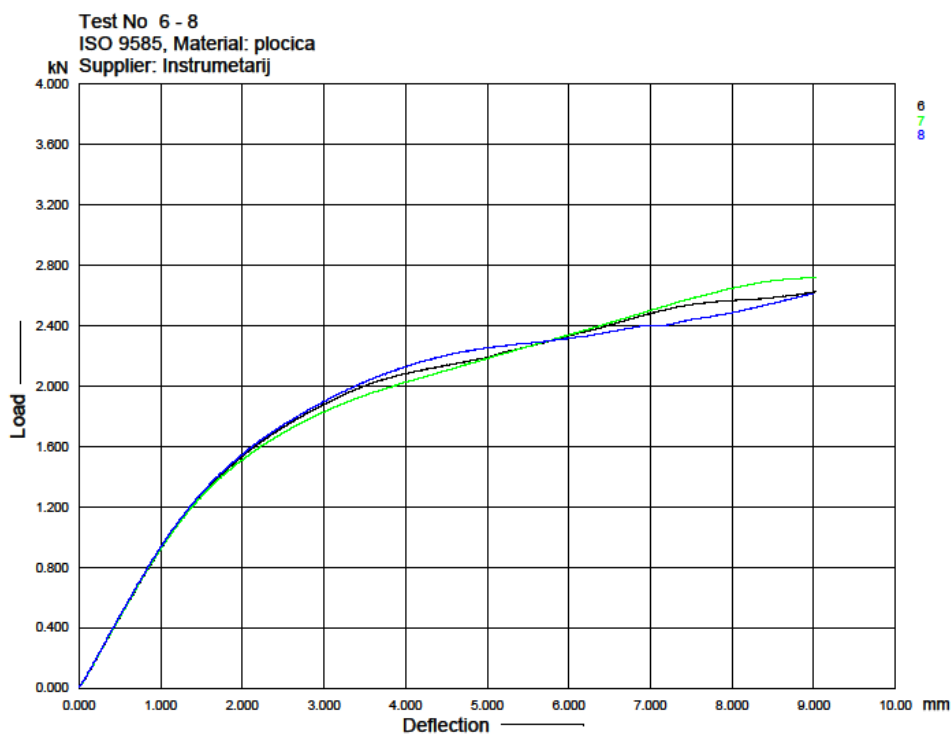
$$\sigma_s = 0,5Ph \quad (5.4)$$

gdje je P – točka ispitivanja opterećenja u N, a h je udaljenost između unutrašnjih i vanjskih valjčića u metrima. Na krivulji opterećenje-progib povuče se pravac paralelno linearnom dijelu krivulje pomaknuto za q metara, što se izračuna pomoću izraza (vidi sliku 4.2)

$$q = 0,02(2h + k) \quad (5.5)$$

U ovom slučaju je $k = 0,042$ m, dok je $h = 0,0165$ m, pa je $q = 0,0015$ m.

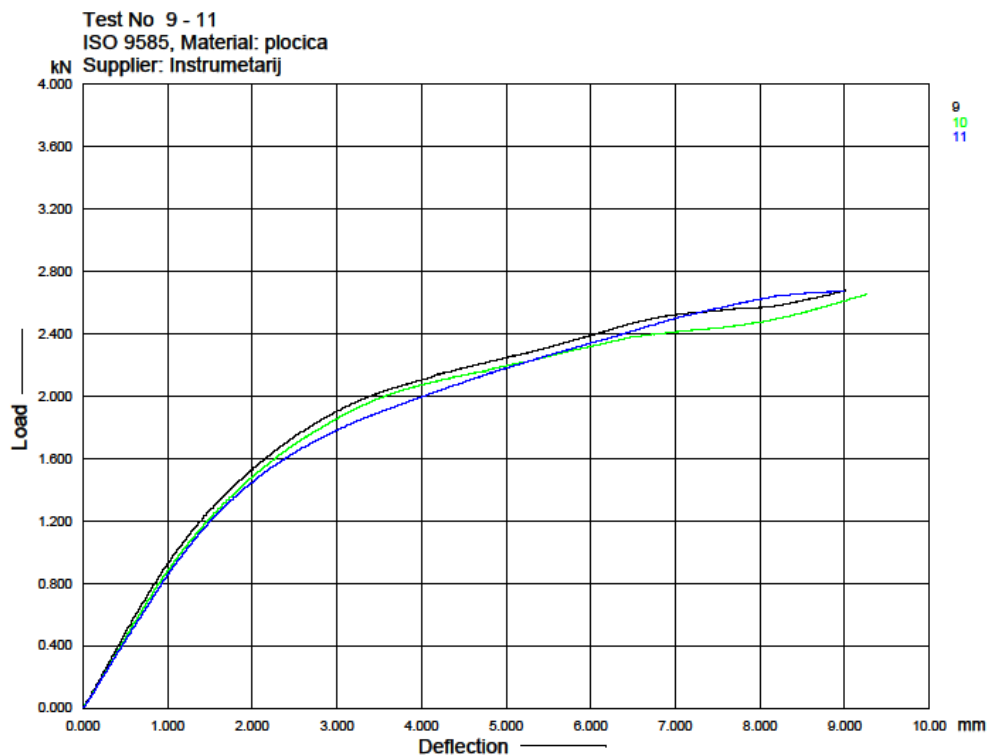
Sjecište te linije s krivuljom je točka ispitivanja, a to definira ispitno opterećenje P . Rezultati ispitivanja savojne krutosti za pločice s različitom površinom nalijeganja prikazane su dijagramom na slikama od 5.10 do 5.14 i u tablicama od 5.1 do 5.5.



Slika 5.10. Dijagram sila-progib za uzdužno ožljebljenu pločicu

Tablica 5.1. Rezultati mjerenja za uzdužno ožljebljenu pločicu

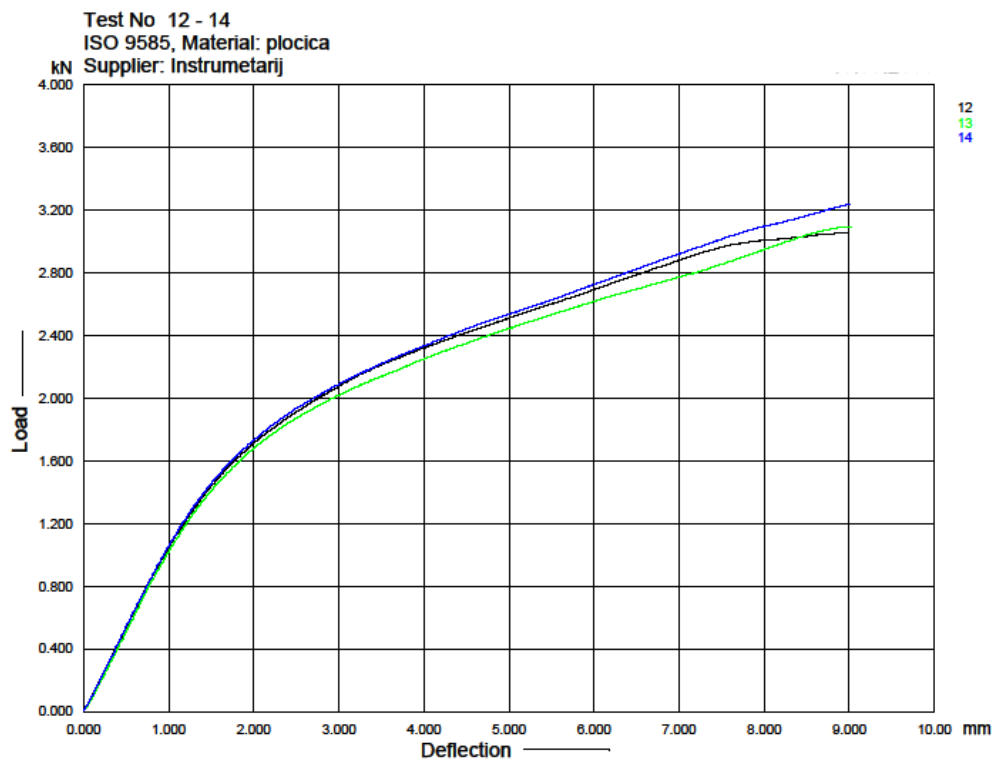
Sila – F [N]	Progib – f [mm]			Srednja vrijednost	Standardna devijacija
	E6	E7	E8	S_r	D_f
400	0.4308	0.4256	0.4202	0.4255	0.0053
800	0.8650	0.8559	0.8460	0.8556	0.0078
E_f [GPa]	127.6	128.3	129.7	128.5333	1.0693
P [N]	2034	1955	2068	2019	57.9741
$S = \frac{\Delta F}{\Delta f}$ [N/mm]	$\sigma_s = 0,5Ph$ [Nm]			$K = \frac{(4h^2 + 12hk + k^2)Sh}{24}$ [Nm ²]	
930.02	16.6567			7.1413	



Slika 5.11. Dijagram sila-progib za poprečno ožljebljenu pločicu

Tablica 5.2. Rezultati mjerenja za poprečno ožljebljenu pločicu

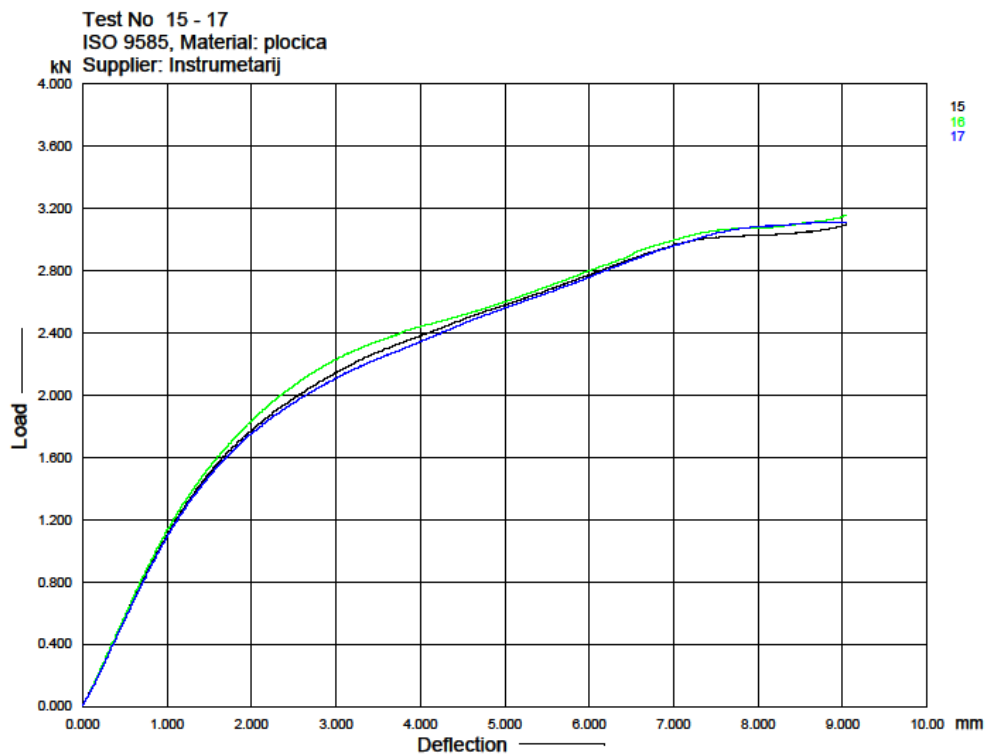
Sila – F [N]	Progib – f [mm]			Srednja vrijednost	Standardna devijacija
	E9	E10	E11	S_r	D_f
400	0.4179	0.4592	0.4639	0.4470	0.0207
800	0.8509	0.9052	0.9370	0.8977	0.0355
E_f [GPa]	127.8	121.7	116.7	122.0667	5.5591
P [N]	2057	2025	1922	2001.3	70.5431
$S = \frac{\Delta F}{\Delta f}$ [N/mm]	$\sigma_s = 0,5Ph$ [Nm]			$K = \frac{(4h^2 + 12hk + k^2)Sh}{24}$ [Nm ²]	
887.51	16.5110			6.8149	



Slika 5.12. Dijagram sila-progib za križno ožljebljenu pločicu

Tablica 5.3. Rezultati mjerenja za križno ožljebljenu pločicu

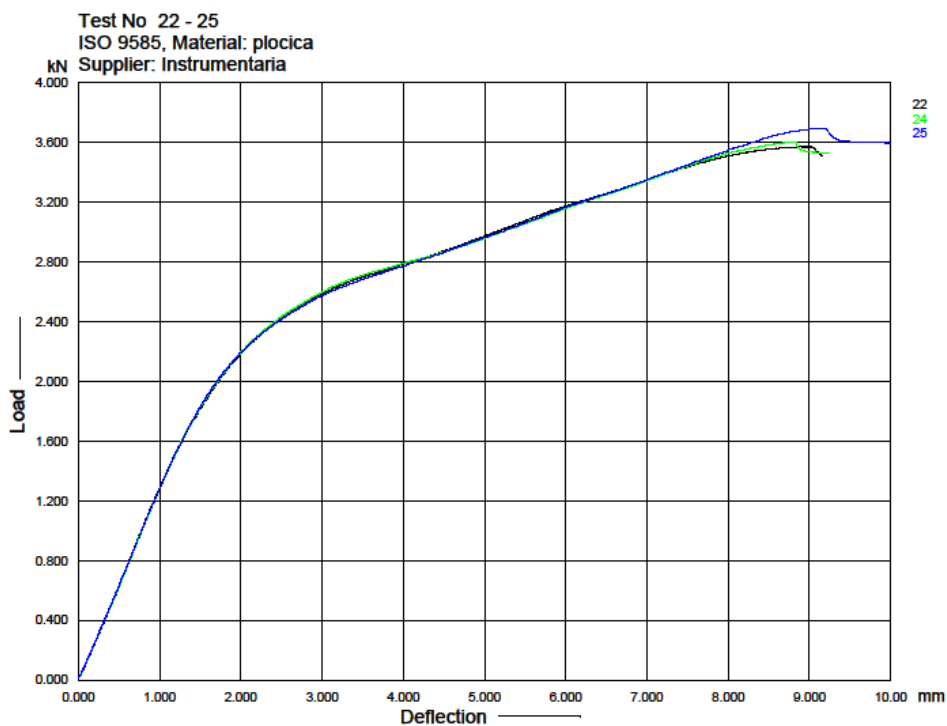
Sila – F [N]	Progib – f [mm]			Srednja vrijednost	Standardna devijacija
	E12	E13	E14	S_r	D_f
400	0.3839	0.4015	0.3737	0.3864	0.0115
800	0.7549	0.7696	0.7439	0.7561	0.0105
E_f [GPa]	149.8	148.6	148.5	148.9667	0.7234
P [N]	2216	2116	2234	2188.7	63.5715
$S = \frac{\Delta F}{\Delta f}$ [N/mm]	$\sigma_s = 0,5Ph$ [Nm]			$K = \frac{(4h^2 + 12hk + k^2)Sh}{24}$ [Nm ²]	
1081.96	18.0568			8.3080	



Slika 5.13. Dijagram sila-progib za koso ožljebljenu pločicu

Tablica 5.4. Rezultati mjerenja za koso ožljebljenu pločicu

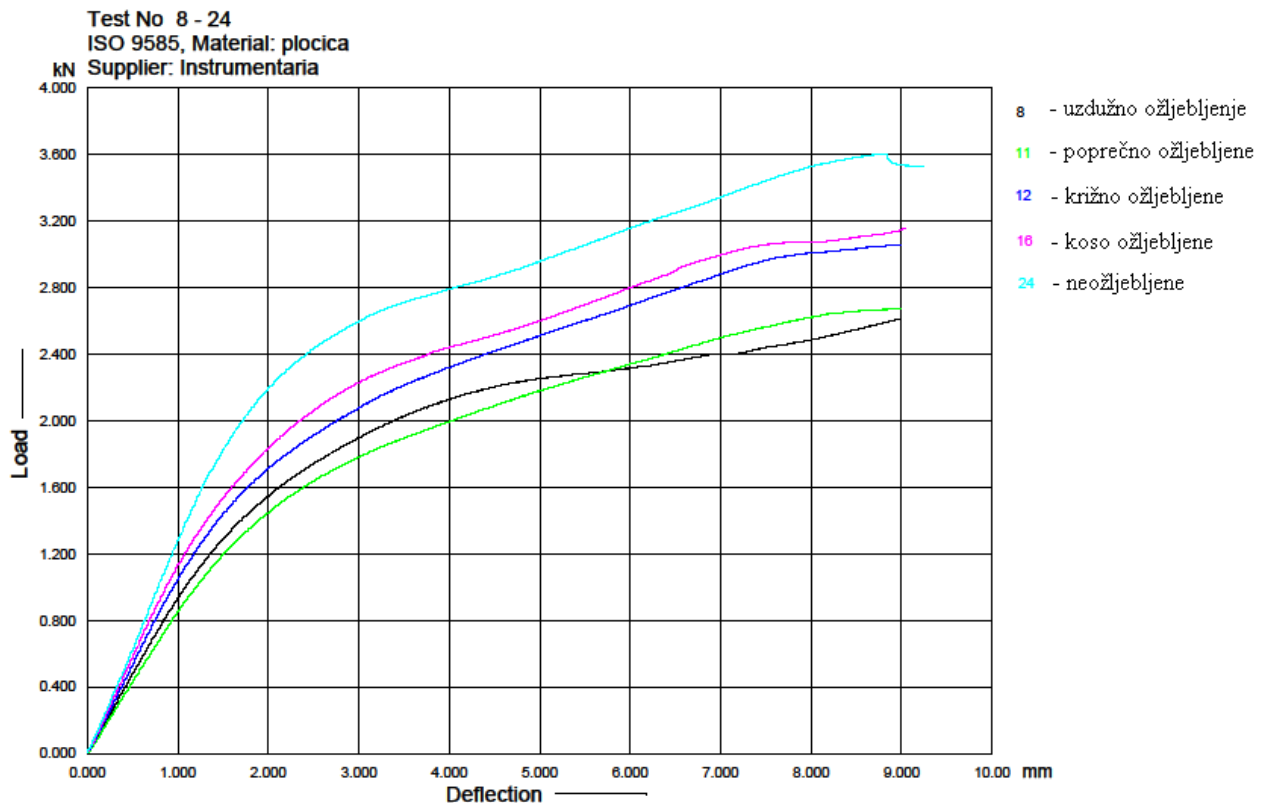
Sila – F [N]	Progib – f [mm]			Srednja vrijednost	Standardna devijacija
	E15	E16	E17	S_r	D_f
400	0.3491	0.3429	0.3653	0.3524	0.0094
800	0.7031	0.6868	0.7169	0.7023	0.0123
E_f [GPa]	157.2	161.2	156.3	158.2333	2.6083
P [N]	2273	2358	2220	2283.7	69.6156
$S = \frac{\Delta F}{\Delta f}$ [N/mm]	$\sigma_s = 0,5Ph$ [Nm]			$K = \frac{(4h^2 + 12hk + k^2)Sh}{24}$ [Nm ²]	
1143.18	18.8403			8.7781	



Slika 5.14. Dijagram sila-progib za glatku pločicu

Tablica 5.5. Rezultati mjerenja za glatku pločicu

Sila – F [N]	Progib – f [mm]			Srednja vrijednost	Standardna devijacija
	E22	E24	E25	S_r	D_f
400	0.3281	0.3288	0.3212	0.3260	0.0042
800	0.6242	0.6397	0.6344	0.6328	0.0079
E_f [GPa]	183.1	178.2	176.3	179.2	3.5086
P [N]	2708	2720	2689	2705.7	15.6312
$S = \frac{\Delta F}{\Delta f}$ [N/mm]	$\sigma_s = 0,5Ph$ [Nm]			$K = \frac{(4h^2 + 12hk + k^2)Sh}{24}$ [Nm ²]	
1303.8	22.3218			10.0115	



Slika 5.15. Dijagram sila-progib za sve vrste ispitivanih pločica

Na slici 5.15 prikazana je grafička usporedba srednjih vrijednosti svake od pet vrsta pločica, dok su u tablici 5.6. prikazani svi karakteristični podaci za svaku od pet vrsta pločica.

Tablica 5.6. Rezultati mjerenja za sve vrste ispitivanih pločica

	Savojni modul elastičnosti	Nagib sila/progib krivulje	Savojna čvrstoća	Ekvivalentna savojna krutost
	E_f [GPa]	S [N/mm]	σ_s [Nm]	K [Nm ²]
Uzdužno ožljebljene	128.533	930.02	16.6567	7.1413
Poprečno ožljebljene	122.067	887.51	16.5110	6.8149
Križno ožljebljene	148.967	1081.96	18.0568	8.3080
Koso ožljebljene	158.233	1143.18	18.8403	8.7781
Glatka	179.2	1303.8	22.3218	10.0115

Prema očekivanju, glatka pločica ima najveću savojnu krutost i čvrstoću. Od ožljebljenih pločica najboljom se pokazala koso ožljebljena sa 12% manjom krutošću i s 15% manjom čvrstoćom od glatke pločice. Neznatno niže vrijednosti savojne krutosti i čvrstoće od kose pločice ima križno ožljebljena pločica. Rezultati su najlošiji za poprečno ožljebljenu pločicu čija je savojna krutost za 32%, a savojna čvrstoća za 26% manja od vrijednosti koje su dobivene za glatku pločicu. Rezultati za pločicu s uzdužnim žljebovima su slični poprečno ožljebljenoj pločici.

Ovakvi rezultati se mogu objasniti utjecajem koncentracije naprezanja koja u prvom redu ovisi o vrsti i obliku samog geometrijskog diskontinuiteta, odnosno u ovom slučaju o obliku, dubini, polumjeru zakrivljenosti dna i gustoći žljebova. Naravno, osim oblika na rezultate znatno utječe i sam položaj žljeba, što se najbolje vidi iz rezultata kose i poprečno ožljebljene pločice koje imaju žljebove istih dimenzija. Kod kose i križne pločice dimenzije žljebova su vrlo slične pa se i rezultati savojne krutosti i čvrstoće neznatno razlikuju. Iz

rezultata za te dvije pločice isto se tako vidi da kod kosog položaja dvostruko veći broj žljebova ne utječe znatnije na veličinu zareznog djelovanja. Lošiji rezultati kod pločice s uzdužnim žljebovima mogu se pripisati manjem poprečnom presjeku pločice zbog veće širine i dubine žljebova u odnosu na ostale pločice.

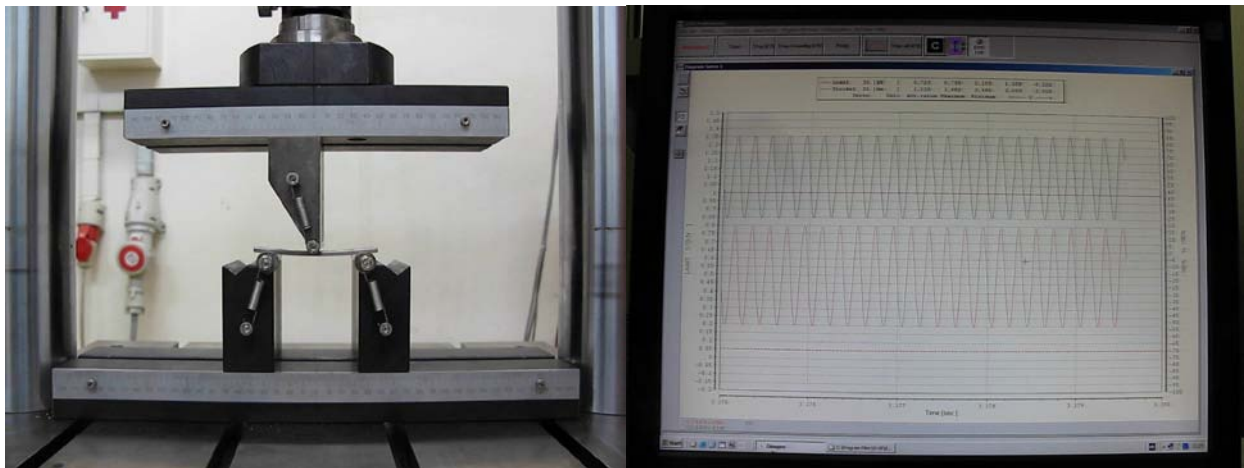
5.2. Dinamičko ispitivanje

5.2.1. Postupak mjerenja



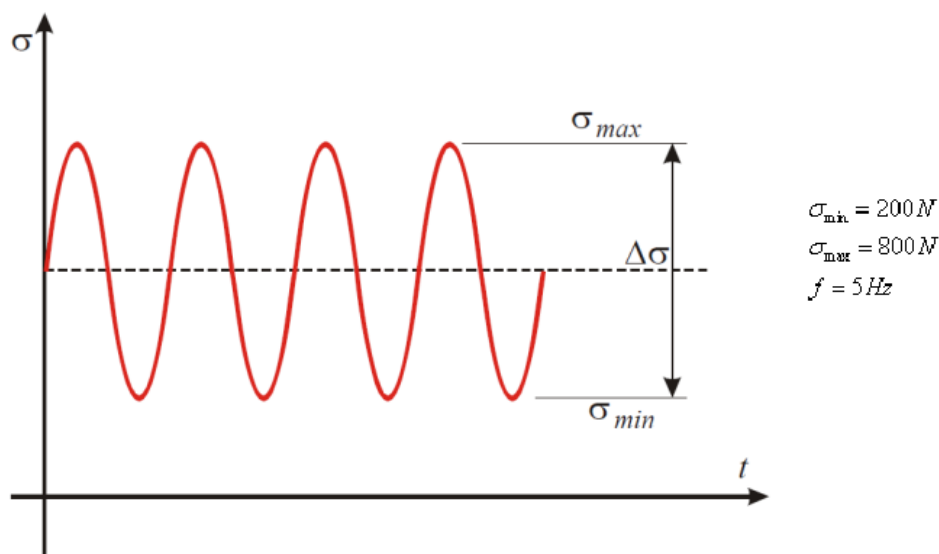
Slika 5.16. Servohidraulička kidalica LFV 50-HH s upravljačkom jedinicom

Dinamička čvrstoća materijala određuje se eksperimentalno na uređajima koji se nazivaju umaralice. Korištena je servohidraulička kidalica W+B LFV 50-HH sa upravljačkom jedinicom DIGWIN 2000 EDC120 (slika 5.16). Ispitivani uzorci su opterećeni na savijanje u tri točke (slika 5.17), sinusoidalnim opterećenjem s prednapretnjem. Za ispitivanje osteosintetske pločice pri cikličkom opterećenju ne postoje norme, pa su parametri frekvencija i visini opterećenja odabrani na temelju iskustva i konzultacije s medicinskim stručnjacima. Kako se radilo o velikom broju ispitnih uzoraka vodilo se računa o tome da parametri s jedne strane osiguraju relativno kratko vrijeme trajanja ispitivanja, a s druge strane dovedu do loma pločica s ožljebljenom kontaktnom površinom.



Slika 5.17. Provedba eksperimenta

Za cikličko opterećivanje kao što je spomenuto odabran je sinusoidalni oblik u granicama od 200 do 800 N uz frekvenciju od 5 Hz (slika 5.18). U programskom paketu Dion-Pro napisan je programski kod za opterećivanje pločica odabranim parametrima i nalazi se u prilogu rada.



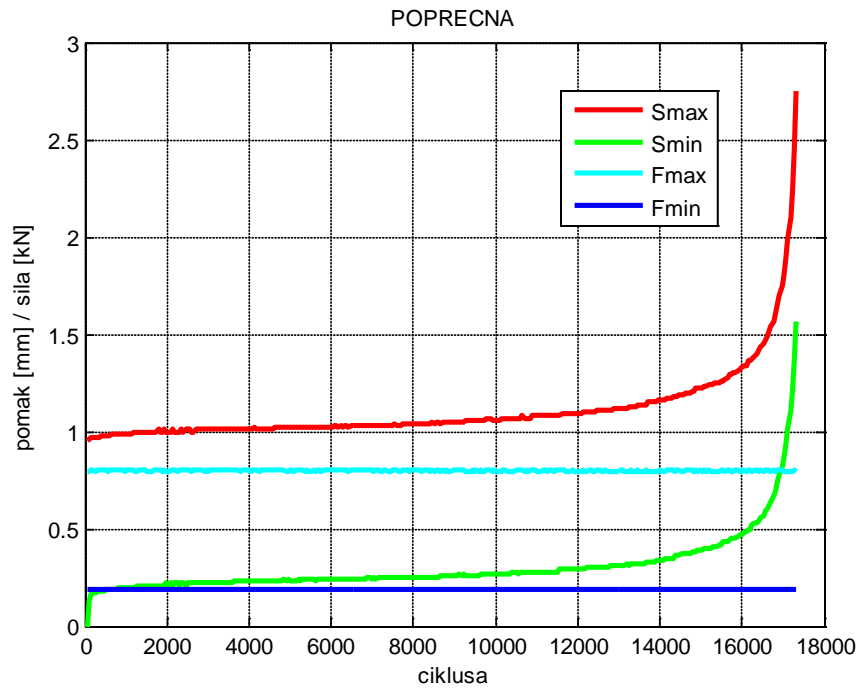
Slika 5.18. Oblik opterećenja pločica

Odabrana frekvencija od 5 Hz davala je pravilan oblik sinusoide s relativno dobrim vršnim vrijednostima zadanih sila. Ispitivanja su pri odabranoj frekvenciji trajala jedan do tri sata, zavisi o tipu pločice.

Ispitivanja su provedena za trinaest osteosintetskih pločica. Od svake vrste pločica ispitana su po tri uzorka i jedna glatka pločica koja je služila kao kontrolna skupina.

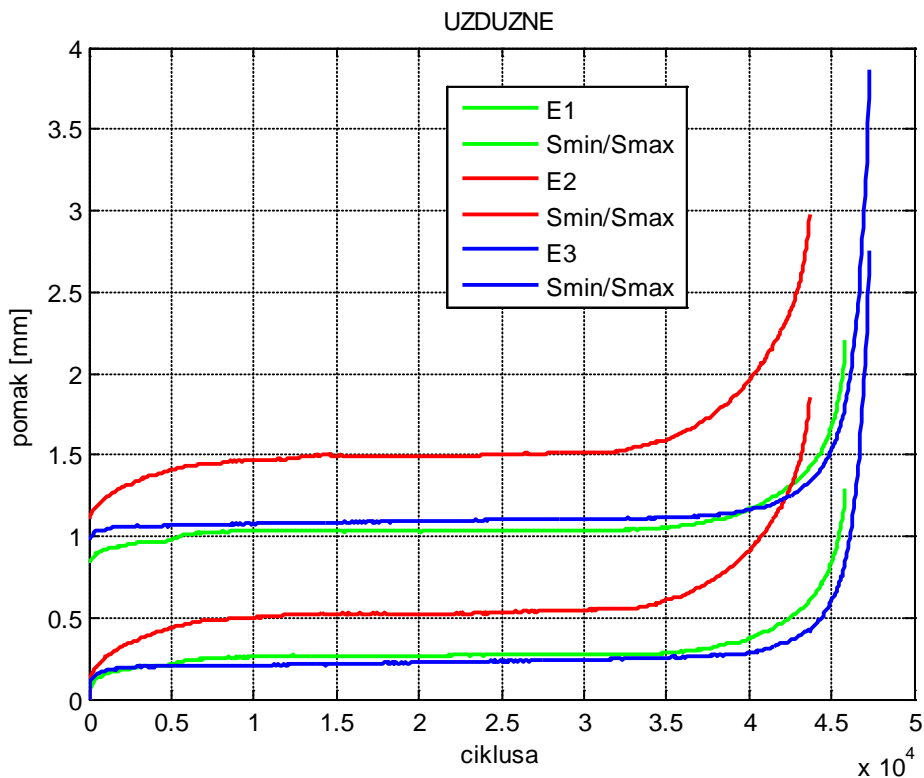
5.2.2. Rezultati ispitivanja

Izdržljivosti osteosintetske pločice definira se dijagramom pomak–ciklusi (slika 5.19). Na dijagramu su iscrtane četiri krivulje. Zelena krivulja označava donje vršne vrijednosti, a crvena gornje vrijednosti pomaka tijekom zadanog sinusnog opterećenja. Dok preostale dvije označavaju vršne vrijednosti sile opterećivanja, 200 i 800 N. Iz dijagrama je vidljivo da se pomaci s povećavanjem broja ciklusa relativno malo povećavaju.

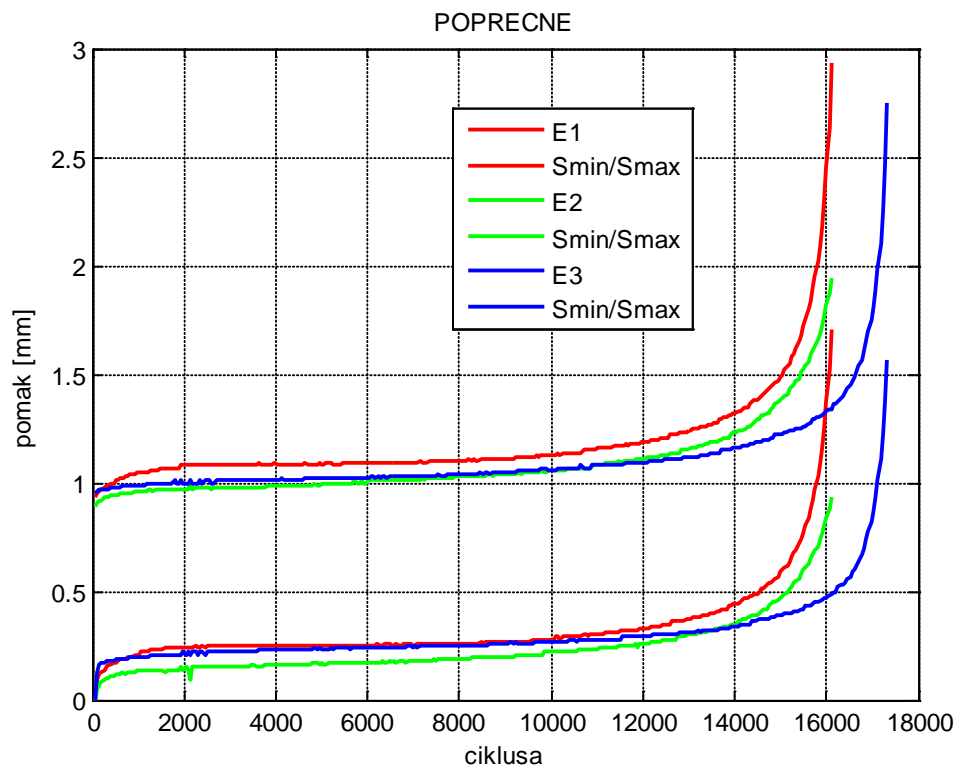


Slika 5.19. Rezultat poprečno ožljebljene pločice

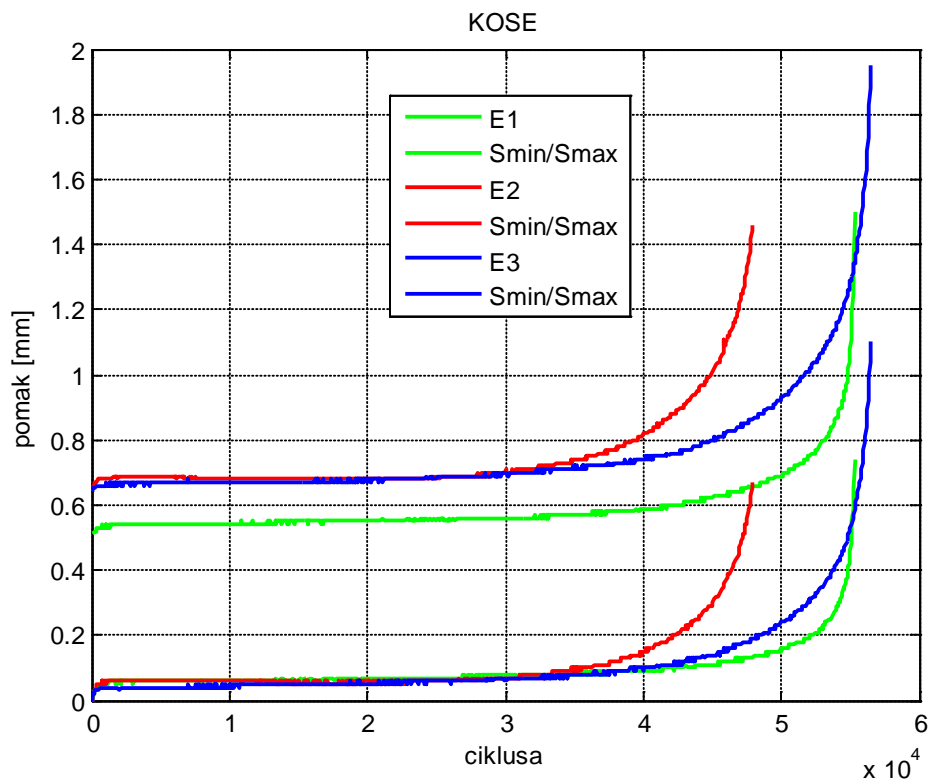
Ispitivanja su trajala jedan do tri sata, zavisno o vrsti ožljebljenja pločice. Rezultati za pomak kao funkciju broja ciklusa prikazani su dijagramom na slikama od 5.20 do 5.24.



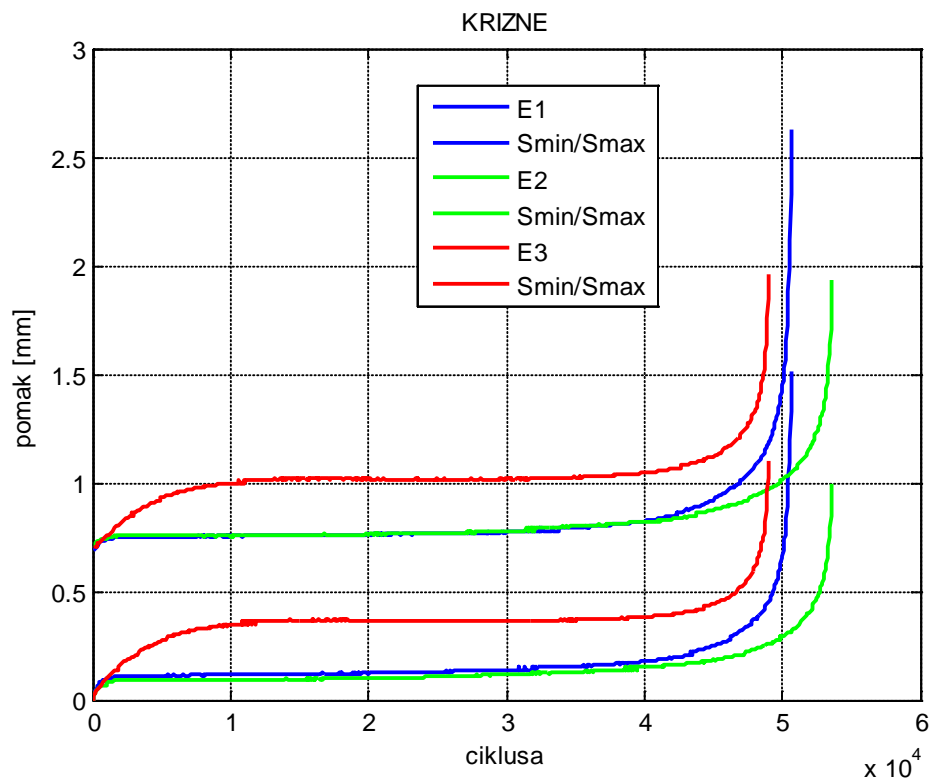
Slika 5.20. Uzdužno ožljebljene pločice



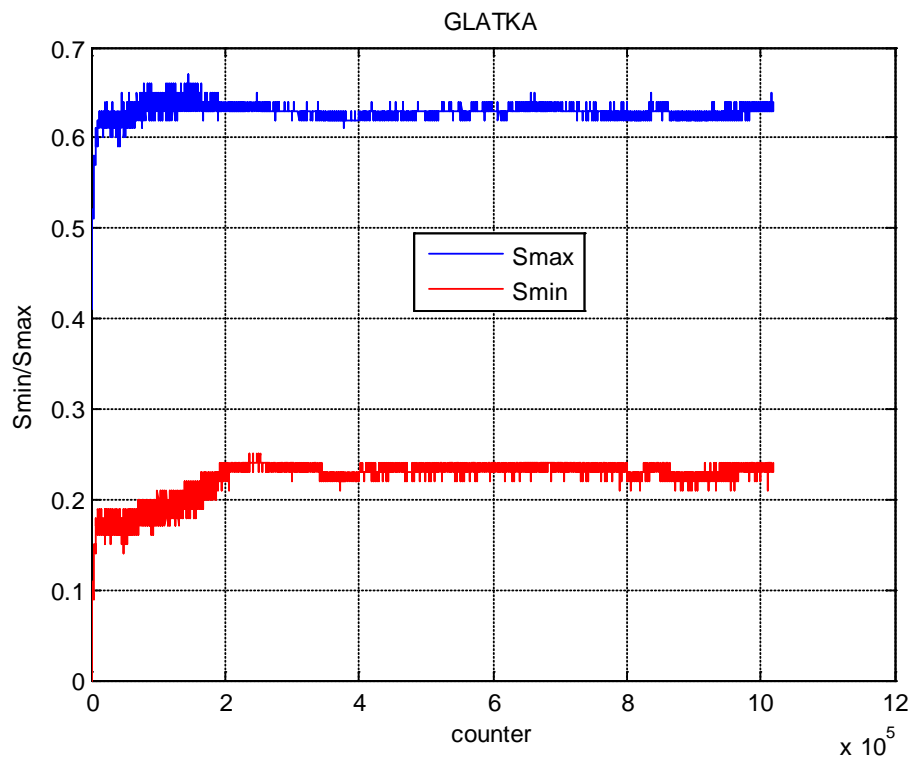
Slika 5.21. Poprečno ožljebljene pločice



Slika 5.22. Koso ožljebljene pločice



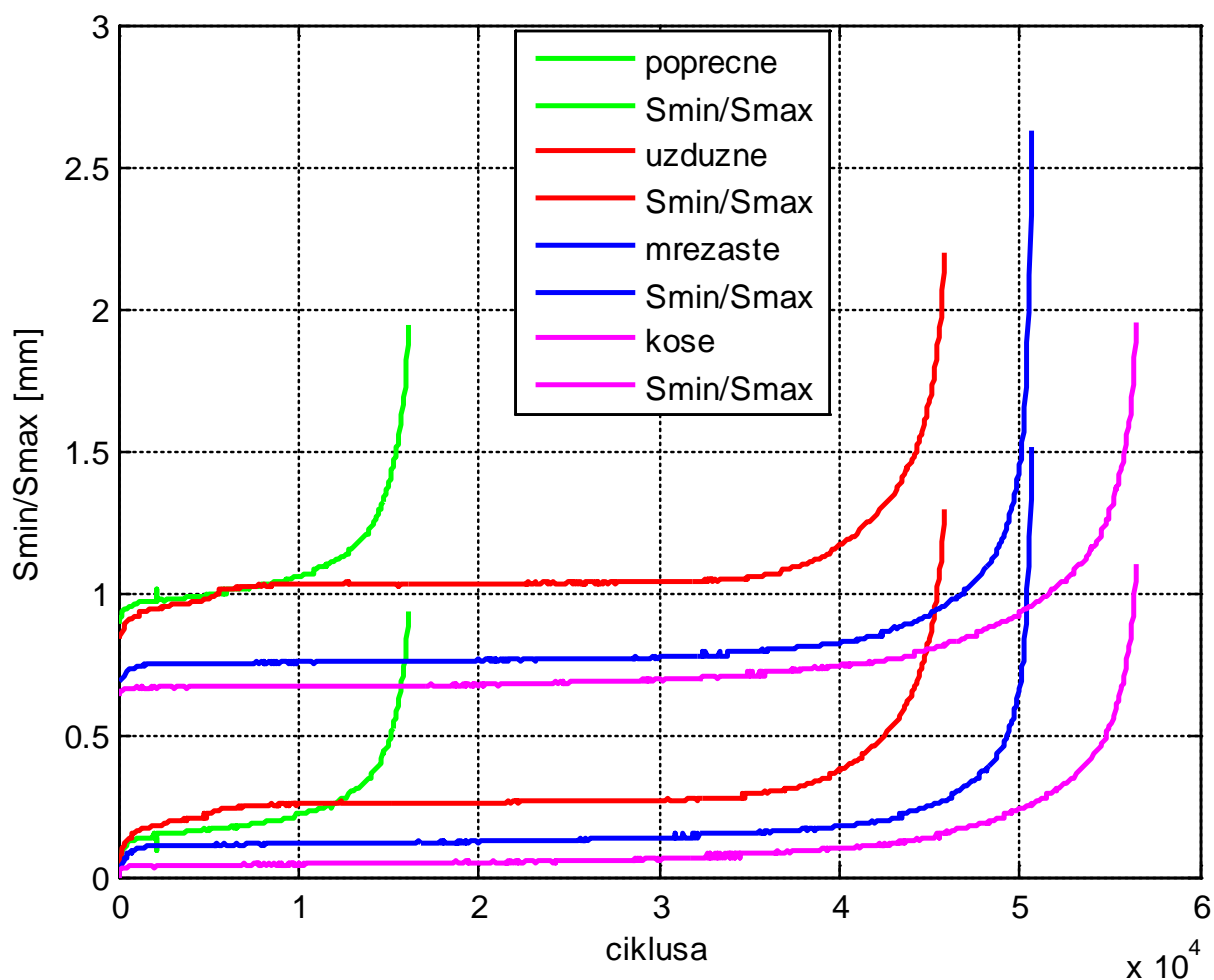
Slika 5.23. Križno ožljebljene pločice



Slika 5.24. Rezultati za pomak glatke pločice

Usporedba rezultata za četiri grupe pločica s ožljebljenim kontaktnim površinama dana je na slici 5.25 i u tablici 5.7. U dijagramu pomak-ciklus (slika 5.25) je za svaku vrstu pločice dana jedna krivulja koja predstavlja srednju vrijednost od tri mjerenja na tri ispitna uzorka.

Neožljebljena pločica je izdržala više od milijun ciklusa (slika 5.24), što odgovara trajanju opterećivanja od 55h. Zbog velikog broja ciklusa koji je izdržala nije prikazana u tablici 5.7, ni u dijagramu na slici 5.25.



5.25. Ukupni rezultati dinamičkog ispitivanja pločica s ožljebljenom kontaktnom površinom

Tablica 5.7. Rezultati za broj ciklusa pri dinamičkom ispitivanju ožljebljenih pločica

	Uzdužno ožljebljene [ciklusa]	Poprečno ožljebljene [ciklusa]	Koso ožljebljene [ciklusa]	Križno ožljebljene [ciklusa]
E1	46 266	16 228	55 396	50 818
E2	44 125	16 455	48 914	53 815
E3	47 548	17 418	56 717	49 240
Srednja vrijednost	45 979	16 700	53 676	51 291

Iz rezultata u tablici 5.7 vidi se da je redosljed pločica s obzirom na broj izdržanih ciklusa isti kao i kod određivanja savojne krutosti i čvrstoće. Najviše ciklusa je izdržala koso ožljebljena pločica, a najmanje pločica s poprečnim žljebovima, odnosno izdržala je samo 31% ciklusa koso ožljebljene. Razlika u broju ciklusa između koso i križno ožljebljene pločice iznosi 4,4%, dok je ta razlika između uzdužno i koso ožljebljene pločice 14,3%.

Iz rezultata u tablicama 5.1 do 5.4 i tablici 5.7 također se vidi da je rasipanje rezultata nešto veće kod određivanja broja ciklusa pri dinamičkom opterećenju od ispitivanja savojne krutosti i čvrstoće pri statičkom opterećenju. Ova pojava se može objasniti većim utjecajem zarezno djelovanja kod cikličkog nego kod statičkog opterećivanja. Kao drugi faktor koji znatno utječe na ovu pojavu može se navesti i kvaliteta obrade odnosno izrade ožljebljene površine. Naime ako se žljebovi izrađuju tupim glodalom stvaraju se zbog trganja materijala mikropukotine koje kod cikličkog opterećenja predstavljaju veću opasnost od samih žljebova.

Iz rezultata za glatku pločicu vidi se da tijekom ispitivanja s 10^6 ciklusa nije došlo do znatnijeg povećanja pomaka i da je pločica ušla u područje trajne čvrstoće, odnosno da ni pri znatno većem broju ciklusa vjerojatno ne bi došlo do loma pločice.

6. Numeričko modeliranje progiba osteosintetskih pločica metodom konačnih elemenata

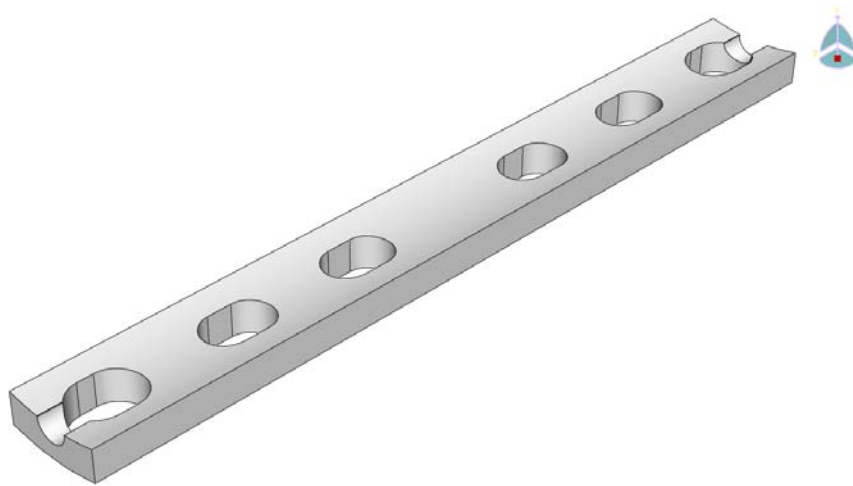
Metoda konačnih elemenata približna je numerička metoda, a realnim vrijednostima mogu se približiti samo uz pravilan odabir konačnih elemenata koji su u mogućnosti opisati realni proces deformiranja. Metoda konačnih elemenata je također metoda koja se temelji na fizičkoj diskretizaciji kontinuuma [11]. Razmatrani kontinuum s beskonačnim broj stupnjeva slobode zamjenjuje se s diskretnim modelom međusobno povezanih elemenata s ograničenim brojem stupnjeva slobode.

Područja kontinuuma dijele se na konačna potpodručja koja se nazivaju konačni elementi, odnosno razmatrani kontinuum postaje mreža konačnih elemenata. Konačni su elementi međusobno povezani u točkama koji se nazivaju čvorovi. Stanje u svakom elementu, kao što je npr. polje pomaka, deformacije, naprezanja te ostalih veličina u problemu polja, opisuje se pomoću interpolacijskih funkcija, a te funkcije moraju zadovoljiti odgovarajuće rubne uvjete, da bi diskretizirani model odgovarao stvarnom stanju. Uz pravilnu formulaciju konačnih elemenata, približavanje točnom rješenju raste s povećavanjem broja elemenata. Prilikom izvođenja algebarskih jednadžbi polazi se od diferencijalnih jednadžbi koje opisuju stanje u elementu. Složene konstrukcije zahtijevaju diskretizaciju s velikim brojem elemenata te valja riješiti sustav algebarskih jednadžbi s velikim brojem nepoznanica, što je bez korištenja računala vrlo teško postići.

Metoda konačnih elemenata primjenjuje se u mehanici deformabilnih tijela za rješavanje statičkih i dinamičkih problema, i jednako tako za rješavanje općih problema polja kao što su proračun temperaturnih polja, proračun strujanja te analiza elektromagnetnih polja. Za rješavanje problema metodom konačnih elemenata razvijen je veliki broj programa za računala. U ovom radu korišten je programski paket Abaqus 6.7 [12], u kojem je izvršena analiza pomaka, naprezanja i deformacija uslijed opterećenja pločice na savijanje.

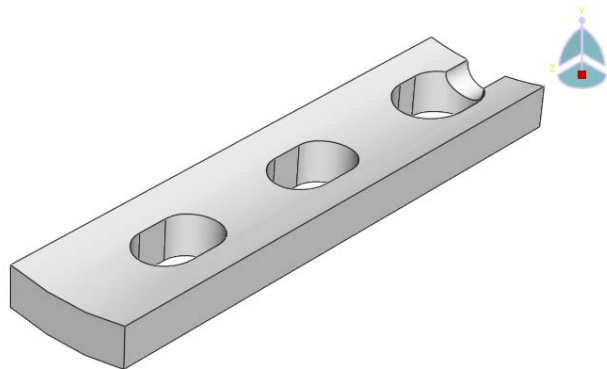
6.1. Izrada 3D modela

Da bi omogućili numerički proračun osteosintetske pločice, potrebno je izraditi njen 3D model (slika 6.1). Na osnovi tehničke dokumentacije zaprimljene od tvrtke Instrumentaria d.d. izrađen je 3D model u programskom paketu SolidWorks 2007. Radi jednostavnosti modelirana je pločica s glatkom površinom nalijeganja. Naime, zbog žljebova koji su vrlo malih dimenzija zadavanje rubnih uvjeta, definiranje kontakta i generiranje mreže bi zbog složenosti prelazilo okvire ovog rada.



Slika 6.1. 3D model osteosintetske pločice

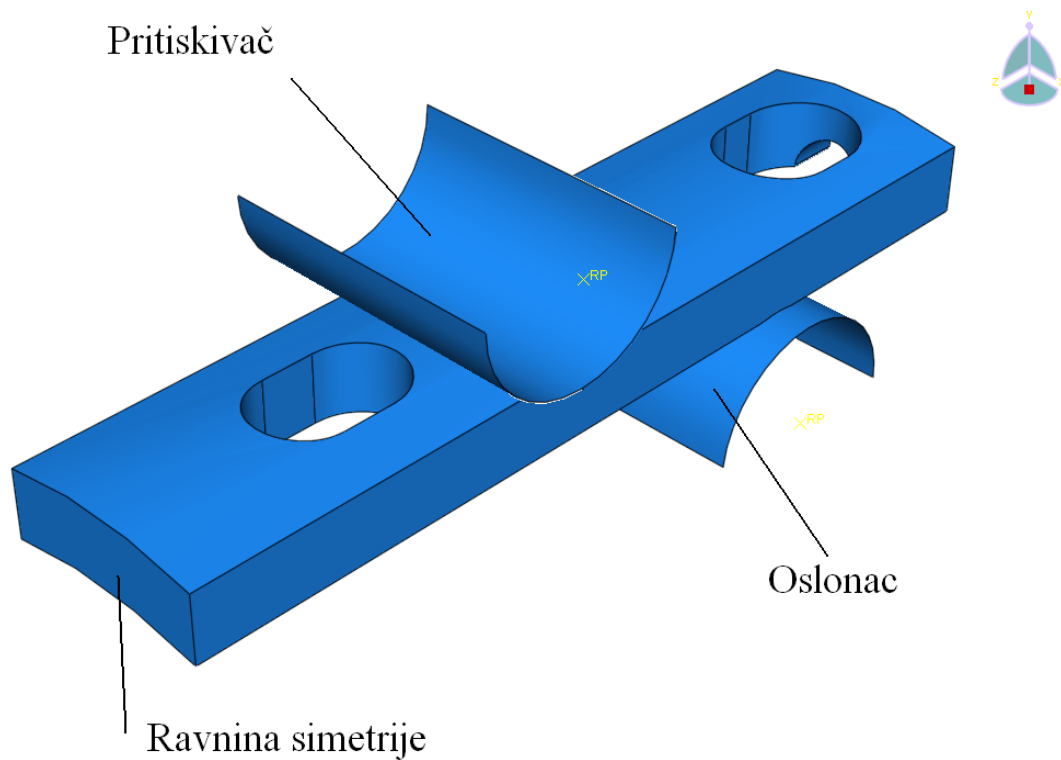
Budući da je problem simetričan, moguće je razmatrati samo jednu polovicu pločice (slika 6.2).



Slika 6.2. Polovica pločice

Nakon spremanja 3D modela u standardni format *.stp* model se učitava u programski paket Abaqus. U programskom paketu potrebno je postaviti problem točno onako kao što je to u stvarnosti, tj. parametri simulacije moraju odgovarati parametrima eksperimenta.

Prilikom eksperimenta savijanja u četiri točke, dva valjčića pritišću ispitni uzorak, a dva valjčića služe kao oslonac. Pošto se razmatra simetričan problem, na modelu će biti samo jedan valjčić koji pritišće i jedan kao oslonac (slika 6.3). U samom programu za simulaciju modelirani su valjčići promjera $D = 12$ mm.



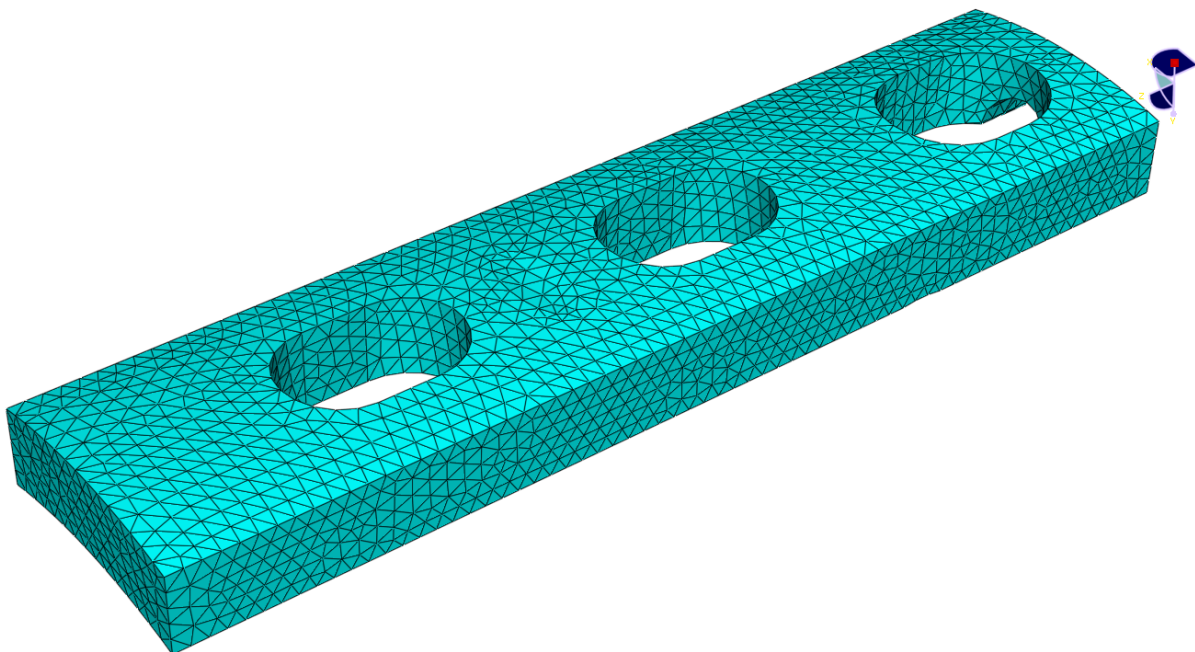
Slika 6.3. Simulacijski model

6.2. Parametri korišteni tijekom numeričke analize modela

Pločica je izrađena od medicinskog čelika, za koji se pretpostavlja da je linearno elastični. Iz dobivenih podataka modul elastičnosti je $E = 210000$ MPa i Poissonov koeficijent $\nu = 0,3$. Odabrana veličina inkrementa pri analizi je 0,1.

6.3. Generiranje mreže konačnih elemenata

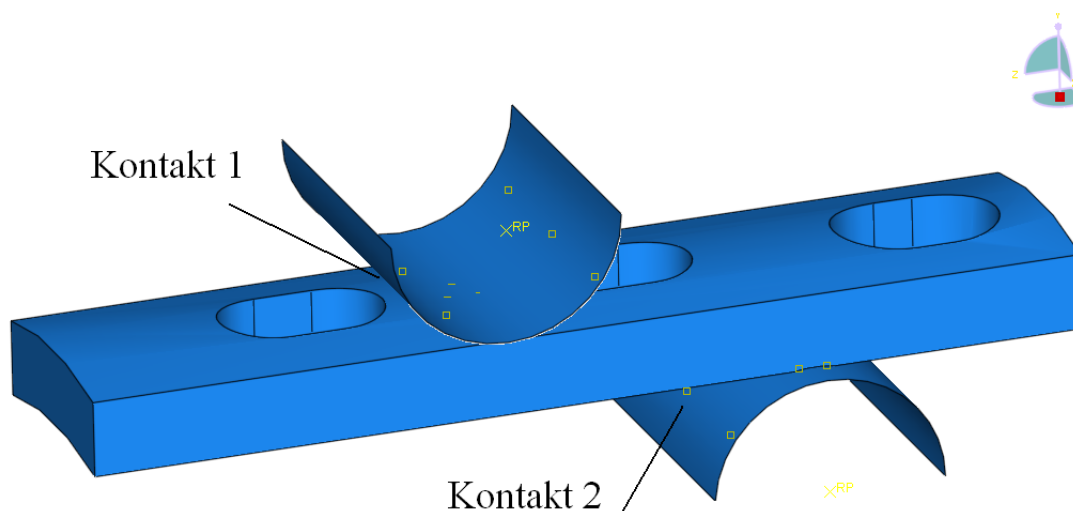
Za generiranje mreže konačnih elemenata korišteni su tetraedarski elementi. Zbog složene geometrije pločica je podijeljena na manje dijelove (particije). Tako je sveukupno generirano 21019 tetraedarskih elemenata (slika 6.4). Mreža je usitnjena na mjestima gdje su očekivane koncentracije naprezanja, odnosno na mjestima gdje pločica dodiruje valjčiće. Ovako generirana mreža daje zadovoljavajuće točne rezultate, a smanjuje vrijeme numeričkog proračuna.



Slika 6.4. Generirana mreža konačnih elemenata na pločici

6.4. Zadavanje kontakata

Na ovom modelu statičkog opterećenja osteosintetske pločice zadana su dva kontakta (slika 6.5). Prvi kontakt zadan je između valjčića koji služi za pritiskanje i pločice, a definiran je kao kontakt koji je ostvaren u jednoj točki dodira. Kontakt je definiran tako da postoji trenje između površina koje međusobno naliježu. Drugi kontakt je između pločice i valjčića koji služi kao oslonac. I ovaj je kontakt opisan kao kontakt s trenjem. Za koeficijent trenja u oba slučaja odabrana je vrijednost $\mu = 0,2$.



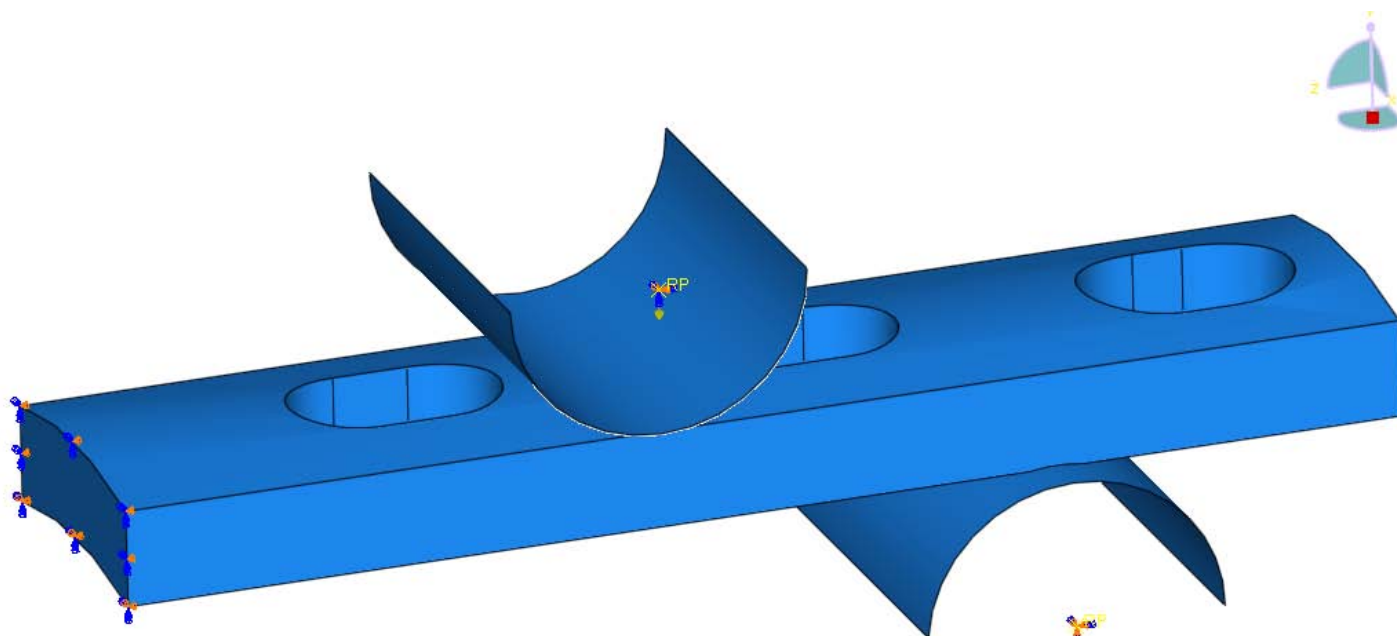
Slika 6.5. Kontaktne površine

6.5. Opterećenje pločice i rubni uvjeti

Da bi rezultati dobiveni numeričkom simulacijom bili usporedivi s eksperimentom, potrebno je uspostaviti slijedivost rubnih uvjeta koji odgovaraju stvarnom modelu.

Za opterećenje pločice gornjim valjčićem uzeto je nominalno vertikalno opterećenje koje djeluje u središtu valjčića u iznosu od 800 N (slika 6.6).

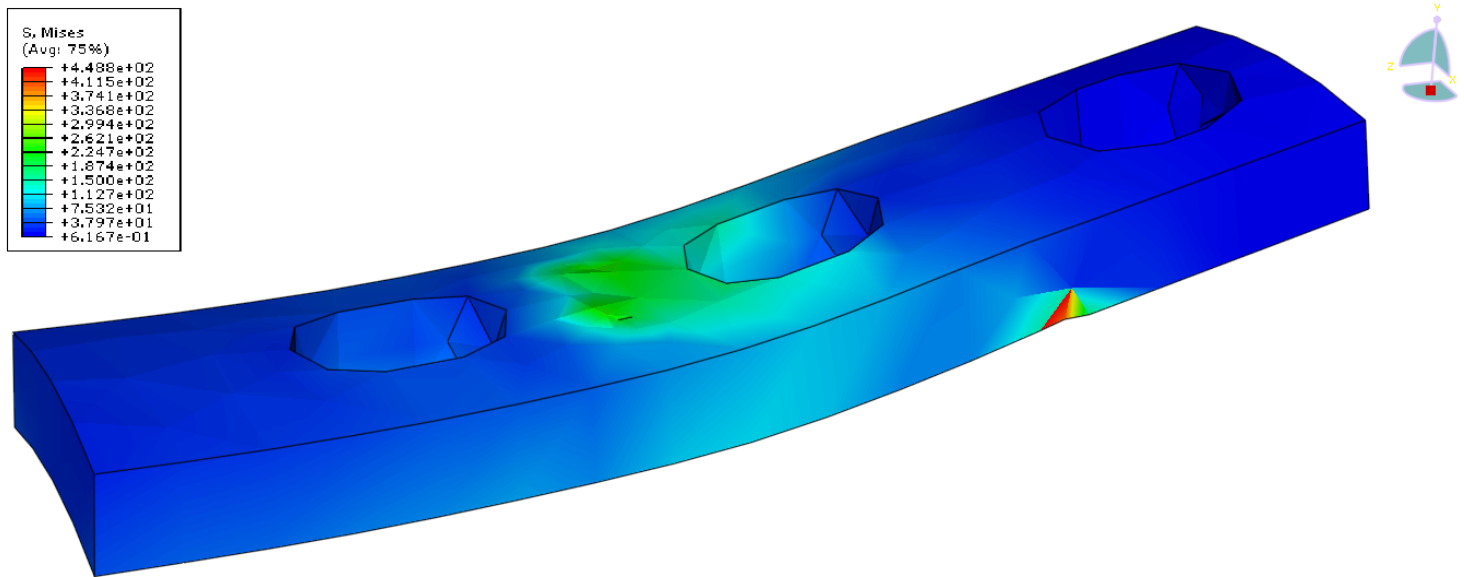
Zadana su ukupno tri rubna uvjeta koja se također mogu vidjeti na slici 6.6. Jedan rubni uvjet je da valjčić koji služi kao oslonac mora biti nepomičan, tj. da su pomaci u svim smjerovima jednaki nuli. Drugi rubni uvjet je da se površina simetrije može gibati samo u vertikalnom smjeru, tj. da je pomak u horizontalnom smjeru onemogućen. I posljednji rubni uvjet je da se pritiskivač može gibati samo vertikalno, kao što je to i kod provedbe eksperimenta.



Slika 6.6. Rubni uvjeti i opterećenje modela

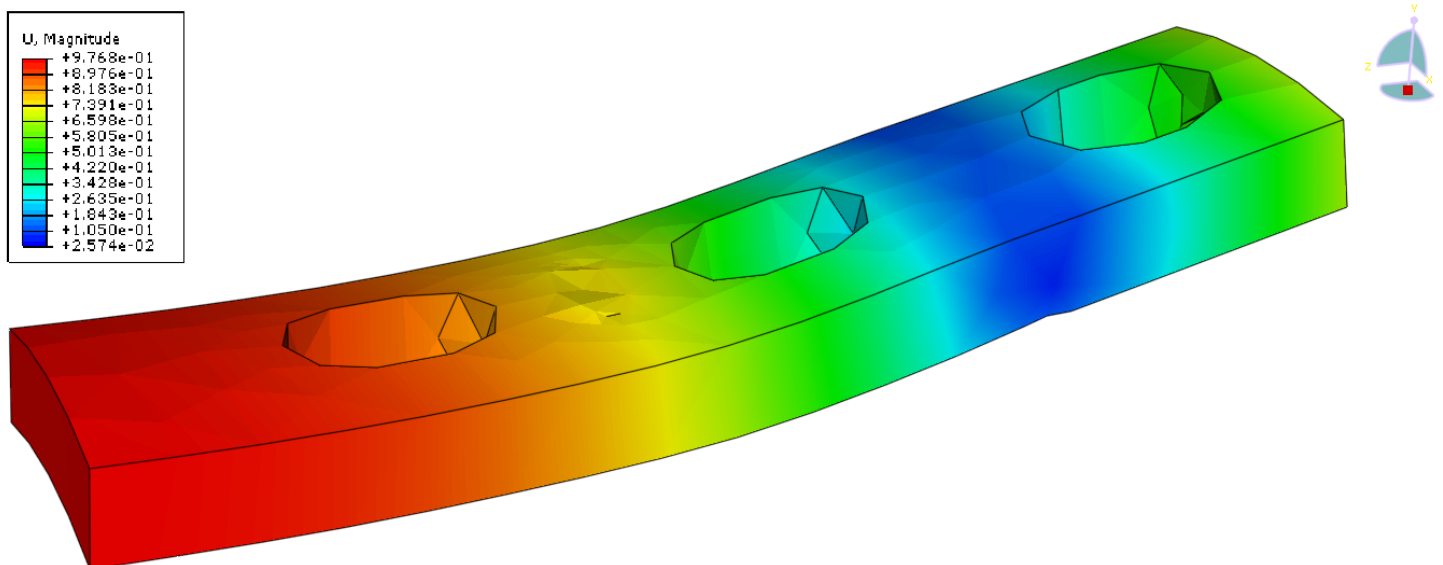
6.6. Rezultati

Na slici 6.7. prikazana je raspodjela naprezanja u pločici. Na slici 6.7 se vidi da su prema očekivanju mjesta koncentracije naprezanja kontaktne površine pritiskivača i oslonca s pločicom.



Slika 6.7. Raspodjela naprezanja u pločici

Numeričkim proračunom pri statičkom opterećenju dobiveni su vertikalni pomaci koji su također mjereni u eksperimentu. Na slici 6.8 se vidi da pri opterećenju silom od $F = 800$ N progib u sredini pločice iznosi 0,9768 mm.



Slika 6.8. Vertikalni pomaci pločice

Rezultati za vertikalni pomak sredine pločice pri opterećenju silama od 400 N i 800 N dobiveni eksperimentalnim mjerenjem i numeričkom simulacijom dani su u tablici 6.1.

Tablica 6.1. Progib sredine pločice dobiven eksperimentalno i numerički

Sila - F [N]	Progib sredine pločice - f [mm]	
	Eksperiment	Numerička simulacija
0	0	0
400	0,3260	0,6212
800	0,6328	0,9768

Iz rezultata vidimo da je progib dobiven eksperimentom manji od progiba dobivenog numeričkom simulacijom. Vidimo da smo dobili linearno manje rezultate kod eksperimenta. To se može pripisati uzimanjem krivih podataka o vrsti materijala, pod kojim se podrazumijeva modul elastičnosti i Poissonov koeficijent, te koeficijent trenja između pločice i valjčića. Ako je jedan od tih podataka netočan, rezultati više nisu jednoznačni.

7. Zaključak

Cilj rada bio je provesti analizu mehaničkih svojstava osteosintetskih pločica. Ispitivala se dinamička čvrstoća i otpornost na savijanje pet pločica istih dimenzija s različitim oblicima kontaktne površine.

U praksi se teži primijeniti osteosintetske pločice optimalne veličine i konfiguracije površine nalijeganja, što se postiže različitim oblicima ožljebljenja. Da bi se mogla odabrati najefikasnija pločica potrebno je voditi računa o njezinim mehaničkim i dinamičkim svojstvima. Rezultati su pokazali da oblik i položaj ožljebljenja znatno smanjuje savojnu krutost i čvrstoću, kao i broj ciklusa do loma ožljebljenih pločica u odnosu na glatku pločicu.

Kod savojnog opterećivanja glatka pločica ima najveću savojnu krutost i čvrstoću. Od ožljebljenih pločica najboljom se pokazala koso ožljebljena sa 12% manjom krutošću i s 15% manjom čvrstoćom od glatke pločice. Kod kose i križne pločice dimenzije žljebova su vrlo slične pa se i rezultati savojne krutosti i čvrstoće neznatno razlikuju. Iz rezultata za te dvije pločice se isto tako vidi da kod kosog položaja dvostruko veći broj žljebova ne utječe znatnije na veličinu zareznog djelovanja. Lošiji rezultati kod pločice s uzdužnim žljebovima mogu se pripisati manjem poprečnom presjeku pločice zbog veće širine i dubine žljebova u odnosu na ostale pločice.

Kod cikličkog opterećivanja redosljed pločica s obzirom na broj izdržanih ciklusa isti je kao i kod određivanja savojne krutosti i čvrstoće. Najviše ciklusa je izdržala koso ožljebljena pločica, čak 53 676 ciklusa, a najmanje pločica s poprečnim žljebovima, tek 16 700 ciklusa. Razlika u broju ciklusa između koso i križno ožljebljene pločice iznosi 4,4%. Iz rezultata za glatku pločicu se vidi da tijekom ispitivanja s 10^6 ciklusa, što odgovara trajanju opterećivanja od 55h, nije došlo do znatnijeg povećanja pomaka i da je pločica ušla u područje trajne čvrstoće.

Na temelju dobivenih rezultata može se zaključiti da su pločice koje su ožljebljene koso i križno najpovoljnije što se tiče otpornosti na savijanje i dinamičke izdržljivosti. Koja će se od te dvije primijeniti u praksi, ovisi i o rezultatima kliničkih ispitivanja oštećenja periostalne cirkulacije.

8. Literatura

- [1] M.E.Müller,M.Allgöwer: *Udžbenik osteosinteze*, Jugoslavenska medicinska naklada, Zagreb, 1981.
- [2] A.Ungersboeck, V.Geret, O.Pohler: *Tissue reaction to bone plates made of pure titanium: a prospective, quantitative clinical study*, Journal of Materials Science, materials in medicine 6, 1995.
- [3] S.Arens, U.Schlegel, G.Printzen: *Influence of materials for fixation implants on local infection*, J Bone Joint Surg, 78 (4), 1996.
- [4] W.Lungerhausen, P.Ullrich: *Biological osteosynthesis*, Zentralblatt Für Chirurgie, 1997.
- [5] I. Alfirević: *Nauka o čvrstoći*, Tehnička knjiga d.d., Zagreb, 1995.
- [6] B. Kraut: *Strojarski priručnik*, Axiom, Zagreb, 1997.
- [7] M.Frantz: *Mehanička svojstva materijala*, FSB, Zagreb, 1998.
- [8] R.E.Peterson: *Stress concentration factors*, Westinghouse Research Laboratories
- [9] J. Kodvanj: *Uzorci nelinearnosti dijagrama koncentracija naprezanja*, Magistarski rad, FSB, Zagreb, 1993.
- [10] Norma ISO 9585: 1990(E)
- [11] J. Sorić: *Metoda konačnih elemenata*, Golden marketing–Tehnička knjiga, Zagreb, 2004.
- [12] Manual ABAQUS

9. Prilog

9.1. Program kod dinamičke kidalice

Print out Part 1

Records per Buffer 5000

Buffers per Ringfile 0

Savingmode

Saving on

Print out Part 2

Print out Definition

Colonne 1 2 3 4

Variable Time Chrono Counter2 Lmax

Mask XXXXX.XX XXXXXXXXXXX XXXXXXXXXXX XXX.XXXX

Comment

Comment

Print out Definition

Colonne 5 6 7 8

Variable Lmin Smax Smin

Mask XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX

Comment

Comment

Print out Definition

Colonne 9 10 11 12

Variable

Mask XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX

Comment

Comment

Print out Definition

Colonne 13 14 15 16

Variable

Mask XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX

Comment

Comment

Print out Definition

Colonne 17 18 19 20

Variable

Mask XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX

Comment

Comment

Print out Definition

Colonne 21 22 23 24

Variable

Mask XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX XXXXX.XX

Comment

Comment

X-Axis Time repetitive 0.000 5.000 sec

Y-Axis Servo 1 Load1 -0.200 1.500 kN

 Servo 1 Stroke1 -2.000 2.000 mm

001 Utility Delete Peaks

 Zero Stroke1

 Set cycle counter 0

 Set total counter 0

 Set loopcounter 0

 Set time 00:00:00

 Peak-controler on

002 Load1 Ramp abs Speed 100.000 N/s

 Endposition 0.500 kN

 Abort Endposition

003 Utility Zero Stroke1

004 Utility Dataacquisition on

 Zero Stroke1

 Generator continue on

005 Wait Abort Time [s] 2

006 Limits Outer Load1 on

 0.050 <= Value <= 1.000

 Inner Load1 off

007 Load1 Sinus Frequency 5.000 Hz

 Amplitude 0.300 kN

 Abort Cycles 0

008 Utility Set cycle counter 0

 Set total counter 0

 Set loopcounter 0

 Set time 00:00:00

009 Loop Beginning Loops 20000

010 Utility Delete Peaks

011 Wait Abort Cycles 50

012 ->Variable Servo 1 Load1 Maximum Lmax

 Servo 1 Load1 Minimum Lmin

 Servo 1 Stroke1 Maximum Smax

 Servo 1 Stroke1 Minimum Smin

013 Wait Abort Cycles 0

 Print out Programstep

014 Loop End

015 Utility Generator continue off

016 End program

017 Load1 Ramp abs Speed 100.000 N/s

 Endposition 0.000 kN

 Abort Endposition

018 ->Variable Servo 1 Load1 Maximum Lmax

 Servo 1 Load1 Minimum Lmin

 Servo 1 Stroke1 Maximum Smax

 Servo 1 Stroke1 Minimum Smin

019 Wait Abort Time [s] 1

 Print out Programstep

020 Wait Abort Time [s] 1

END