

**UNIVERZITET U BEOGRADU**  
**MAŠINSKI FAKULTET**

**Šarac Č. Dušan**

**Razvoj metodologije za ispitivanje uticaja dentalnog  
implanta na noseću strukturu**

**Doktorska disertacija**

**Beograd, 2018.**

**UNIVERSITY OF BELGRADE**  
**FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING**

**Sarac C. Dusan**

**A novel methodology for the analysis of dental implant  
impact on the surrounding structure**

**Doctoral Dissertation**

**Belgrade, 2018.**

Komisija za pregled i odbranu:

Mentor: dr Nenad Mitrović, docent, Mašinski fakultet  
Univerziteta u Beogradu

Članovi komisije: dr Aleksandar Petrović, redovni profesor,  
Mašinski fakultet Univerziteta u Beogradu

dr Aleksandar Sedmak, redovni profesor,  
Mašinski fakultet Univerziteta u Beogradu

dr Ljiljana Tihaček-Šojić, redovni profesor,  
Stomatološki fakultet Univerziteta u Beogradu

dr Aleksandra Mitrović, naučni saradnik, Visoka  
tehnička škola strukovnih studija u Beogradu

Datum odbrane:

## Predgovor

Doktorska disertacija „Razvoj metodologije za ispitivanje uticaja dentalnog implanta na noseću strukturu“ je rađena na katedri za Procesnu tehniku, Mašinskog fakulteta Univerziteta u Beogradu. Eksperimentalni deo doktorske disertacije rađen je u laboratoriji za ispitivanje mašinskih elemenata i sistema – LIMES. Priprema uzoraka je delimično obavljena na Stomatološkom fakultetu Univerziteta u Beogradu, a delom u laboratoriji Nanolab2, pri modulu za Biomedicinsko inženjerstvo. Rad na ovoj disertaciji je deo projekata TR 35031 „Razvoj i primena metoda i laboratorijske opreme za ocenjivanje usaglašenosti tehničkih proizvoda” i TR 35040 „Razvoj savremenih metoda dijagnostike i ispitivanja mašinskih struktura”. Finansiranje autora ove doktorske disertacije je sa projekata III 45009 „Funkcionalizacija nanomaterijala za dobijanje nove vrste kontaktnih sočiva“ i III 41006 – „Razvoj novih metoda i tehnika kancera grlića materice, kancera debelog creva i melanoma na bazi digitalne slike i ekscitaciono – emisionih spektara u vidljivom i infracrvenom domenu“, finansiranog od strane Ministarstva nauke i prosvete Republike Srbije, i autor se ovom prilikom zahvaljuje Ministarstvu na podršci.

Posebnu zahvalnost želim da izrazim svom mentoru, dr Nenadu Mitroviću od koga i potiče ideja o određivanju uticaja geometrijskih karakteristika dentalnih implanata, na stalnoj podršci, savetima i usmerenjima u toku izrade ove doktorske disertacije.

Neizmerno se zahvaljujem dr sci. med. Ivanu V. Tanasiću, naučnom saradniku, na pomoći prilikom izrade eksperimentalnih modela, bezbroj sugestija i stručnih saveta prilikom izvođenja eksperimenata i pisanja radova.

Veliku zahvalnost dugujem i profesorki Ljiljani Tihaček-Šojić na sugestijama i na pomoći prilikom pribavljanja materijala za studije.

Zahvaljujem se profesorki dr Lidiji Matiji, bez koje ne bih ni započeo saradnju sa svojim mentorom. Takođe joj se zahvaljujem i za finansijsku pomoć prilikom nabavke materijala.

Zahvaljujem se dr Žarku Miškoviću na pomoći prilikom rada sa univerzalnom kidalicom.

Zahvaljujem se dr Ivani Atanasovskoj na pomoći prilikom izrade dela numeričkih modela koji su prikazani u okviru ove disertacije. Zahvaljujem se dr Goranu Mladenoviću sa katedre za Proizvodno mašinstvo na pomoći prilikom merenja dentalnih implanata i izradi nosača za savijanje u tri tačke koji je korišćen u okviru konačne serije ispitivanja uzoraka.

Zahvaljujem se profesorima Aleksandru Sedmaku, Aleksandru Petroviću i Aleksandri Mitrović na korisnim sugestijama koji su doprineli većem kvalitetu ove disertacije.

I na kraju, beskrajno se zahvaljujem svojoj porodici na stalnoj podršci i безусловnoj ljubavi.

Takođe se zahvaljujem kolegi Darku Radenkoviću na svakodnevnom druženju i bodrenju u toku izrade ove disertacije.



## Sadržaj

1. Uvod.....	1
1.1 Uloga i podela dentalnih implanata .....	1
1.2 Oseointegracija .....	3
1.3 Struktura tela dentalnih implanata .....	5
1.3.1 Krestalni modul .....	5
1.3.2 Telo.....	7
1.3.3 Vrh (apeks) dentalnog implanta .....	8
1.4 Transfer opterećenja implanta.....	10
1.4.1 Vrste opterećenja .....	12
1.5 Uticaj geometrijskih parametara dentalnih implanata na prenos opterećenja .....	14
1.5.1 Uticaj oblika implanta na transfer opterećenja .....	15
1.5.2 Uticaj prečnika implanta na transfer opterećenja .....	18
1.5.3 Uticaj dužine implanta na transfer opterećenja .....	22
1.5.4 Uticaj spoljašnjeg navoja na prenos opterećenja.....	24
1.6 Uticaj abatmenata pod uglom .....	30
1.7 Pregled literature eksperimentalnih istraživanja.....	32
1.7.1 Studije sa fotoelastičnom metodom.....	33
1.7.2 Studije sa mernim trakama .....	34
1.7.3 Studije sa korelacijom digitalnih slika.....	36
2. Pregled i analiza postojećeg stanja predmeta istraživanja .....	38
2.1 Uzrok prekida terapije .....	38
2.2 Transfer opterećenja sa zuba na model kosti i definicija mehaničkog preopterećenja	

2.3	Zaključak i ciljevi doktorske disertacije .....	44
3.	Materijal .....	46
3.1	Dentalni implanti .....	46
3.1.1	Uzorci - Preliminarna studija.....	46
3.1.2	Uzorci - Glavna studija.....	46
3.1.3	Specifikacija uzoraka.....	47
3.1.4	Karakteristike titanijuma i njegovih legura .....	49
3.2	Poli(metil –metakrilat) (PMMA).....	51
3.3	Priprema eksperimentalnog modela.....	53
3.3.1	Preliminarna studija.....	53
3.3.2	Glavna studija - priprema modela .....	54
3.3.3	Glavna studija - izrada kalupa za izradu eksperimentalnog uzorka .....	55
3.3.4	Glavna studija - Izrada uzoraka .....	56
3.4	Glavna studija – izrada nosača za savijanje u tri tačke.....	59
3.5	Opterećenje aksijalnom silom i merenje deformacija.....	60
3.5.1	Preliminarna studija.....	60
3.5.2	Glavna studija.....	61
4.	Metoda eksperimentalnih istraživanja.....	64
4.1	Korelacija digitalnih slika .....	64
4.1.1	2D i 3D sistem digitalne korelacije slike.....	65
4.1.2	Princip metode.....	67
4.1.3	Tekstura slika.....	69
4.1.4	Kalibracija DIC sistema.....	71
4.2	Kalibracija i merenje.....	74

4.2.1	Preliminarni model .....	74
4.2.2	Glavni model .....	76
5.	Metoda konačnih elemenata.....	78
5.1	Istorijat i osnovni principi metode konačnih elemenata .....	78
5.2	Opis numeričkog modela .....	82
5.3	Analiza uticaja nagiba implanata .....	84
5.4	Analiza uticaja prečnika na prenos opterećenja.....	87
5.5	Glavni model – uticaj prečnika i dužine implanta .....	89
5.6	Glavni model - analiza prenosa opterećenja dentalnih implanata sa višeparametarskim razlikama .....	89
6.	Eksperimentalni rezultati.....	93
6.1	Rezultati preliminarne studije .....	93
6.2	Rezultati glavne studije.....	99
6.2.1	Rezultati vertikalnih pomeranja na površini od interesa i na preseku V0 .....	99
6.2.2	Statistička analiza za vrednosti pomeranja .....	106
6.2.3	Rezultati Mizesovih deformacija na površini od interesa i preseku V0 .....	107
6.2.4	Statistička analiza za Mizesove deformacije .....	115
7.	Numerički rezultati.....	116
7.1	Verifikacija numeričkog modela.....	116
7.2	Analiza uticaja nagiba implanata .....	120
7.3	Analiza uticaja prečnika na prenos opterećenja.....	125
7.4	Glavni model - analiza uticaja prečnika i dužine na prenos opterećenja.....	128
7.5	Glavni model - analiza prenosa opterećenja dentalnih implanata sa višeparametarskim razlikama .....	133
7.5.1	Funkcionalna zavisnost uzorka N1.....	135

7.5.2	Funkcionalna zavisnost uzorka S1 .....	138
7.5.3	Funkcionalna zavisnost uzorka S2 .....	141
8.	Diskusija.....	144
8.1	Diskusija rezultata preliminarnog modela .....	146
8.1.1	Uticaj nagiba abatmenata na prenos opterećenja.....	146
8.1.2	Uticaj nagiba implanta na prenos opterećenja .....	148
8.2	Diskusija rezultata glavnog modela .....	150
8.2.1	Uticaj prečnika i dužine implanta na prenos opterećenja .....	150
8.2.2	Uticaj višeparametarskih geometrijskih razlika dentalnih implanata na prenos opterećenja .....	151
9.	Zaključak.....	158
10.	Literatura .....	161

## **Razvoj metodologije za ispitivanje uticaja dentalnog implanta na noseću strukturu**

**Apstrakt.** U savremenoj stomatologiji, ugradnja dentalnih implanata se smatra standardnom procedurom. Ipak, bez obzira na dugu praksu i primenu, u nekim slučajevima dolazi do prekida terapije. Jedan od razloga neuspeha terapija su prevelike vrednosti deformacija koje nastaju u kosti prilikom opterećenja dentalnih implanata. Na vrednosti deformacija koje nastaju u okolini implanta, znatno utiče geometrija implanata, odnosno njegov dizajn. Trenutno ne postoji standardna eksperimentalna metoda za ispitivanje uticaja dentalnog implanta na okolnu strukturu, odnosno ispitivanje njegove karakteristike prenosa opterećenja. Predmet istraživanja ove teze je analiza postojećeg stanja i razvoj nove metodologije za standardno ispitivanje prenosa opterećenja različitih tipova dentalnih implanata. Razvijena su dva eksperimentalna modela na bazi polimetil metakrilata, kao i dva numerička modela. Za izradu modela kalupa primenjena je metoda trodimenzionalne štampe. Za merenje deformacija i pomeranja, korišćena je optička, bezkontaktna metoda, trodimenzionalna korelacija digitalnih slika. Pomoću razvijenih eksperimentalnih i numeričkih modela, ispitan je uticaj primene pravih abatmenta i abatmenata pod uglom, uticaj nagiba implanta, kao i promene prečnika i dužine dentalnih implanata, na prenos opterećenja. Ispitan je uticaj geometrije tri različita dentalna implanta na akrilatni model, takođe tokom aksijalnog opterećenja. Prikazana metodologije ima za cilj da obezbedi standardnu pripremu uzorka koja će biti ekonomičnija, i brža u odnosu na numeričke analize, i klinička ispitivanja. Na ovaj način je moguće dobiti uvid u uticaj geometrije dentalnih implanata. Dodatno, ova metoda omogućava lakše poređenje uticaja geometrijskih karakteristika, velikog broja dostupnih dentalnih implanata, na raspodelu deformacija na noseću strukturu.

**Ključne reči:** dentalni implant, abatment, nagib, prenos opterećenja, korelacija digitalnih slika, polimetil – metakrilat

**Naučna oblast:** Mašinstvo

**Uža naučna oblast:** Biomedicinsko inženjerstvo

**UDK:** 615.461 : 616.314-089.843 : 519.674(043.3)

## **A novel methodology for the analysis of dental implant impact on the surrounding structure**

**Abstract.** In dental practice, dental implant placement is considered to be a standard procedure. However, in some cases, dental implant failure occurs. One of the reasons for this is overloading the bone which surrounds the dental implant. One of the most influencing factors that contribute to dental implant overload is dental implant designs. Currently, there is no standard experimental procedure for analysis of influence of dental implant design on load transfer characteristics. The subjects of this thesis is to the present a novel methodology for analysis of dental implant load transfer characteristics. Two experimental models were developed from polymethyl – methacrylate, and two numerical models. 3D printing technology was used in order to fabricate moulds for experimental samples. For contactless strain and displacement measurement, three-dimensional digital image correlation was used. Experimental and numerical models were used in order to analyse the effect of straight and angled abutment, influence of implant inclination, as variation of dental implant length and diameter, on their load transfer characteristics. Additionally, influence of three different dental implant designs on the acrylate model were analysed during axial loading. Goal of this methodology is to present relatively simple preparation of experimental models, which is more affordable and less time consuming when compared to numerical models or clinical trials. In this way, it is possible to acquire an insight into influence of dental implant design. Additionally, this method would enable easier comparison of geometrical characteristics, for large number of available dental implants, on strain distribution on the surrounding structure.

**Keywords:** dental implant, abutment, load transfer, digital image correlation, polymethyl-methacrylate

**Scientific discipline:** Mechanical engineering

**Scientific subdiscipline:** Biomedical engineering

**UDK:** 615.461 : 616.314-089.843 : 519.674(043.3)

## INDEKS SKRAĆENICA I OZNAKA

- 3D Trodimenzionalna
- AL Aksijalno opterećenje
- AW Opseg vrednosti adaptiranog opterećenja kosti
- CAD Computer Aided Design (Računarski vođeni dizajn)
- CT Kompjuterska tomografija
- DIC Digital Image Correlation (Korelacija digitalnih slika)
- DW Opseg vrednosti opterećenja ispod adaptiranog nivoa kosti
- E Jungov modul elastičnosti, GPa
- LL Lateralno opterećenje
- MKE Metoda konačnih elemenata
- MOW Opseg vrednosti preopterećenja kosti
- MSE Minimalna efektivna deformacija
- OL Opterećenje pod uglom
- PMMA Poli(metil metakrilat)
- POW Opseg vrednosti patološkog preopterećenja kosti
- $R^2$  Koeficijent determinacije

## Lista ilustracija

Slika 1.1. Dentalni implanti: a) Subperiostalni; b) Transosealni [3].....	1
Slika 1.2. Raznovrsnost oblika endosealnih dentalnih implanata sa navojem [3].....	2
Slika 1.3. Višekomponentni dizajn dentalnog implanta [6] .....	3
Slika 1.4. Faktori koji utiču na oseointegraciju [10] .....	4
Slika 1.5. Delovi tela dentalnog implanta [14].....	5
Slika 1.6. Načini povezivanja implanta sa abatmentom: A) gornji/krestalni deo implanta; B) unutrašnji navoj; C) spoljašnji heksagon; D) udubljenje sa Morzeovim konusom E) unutrašnji heksagon [15] .....	6
Slika 1.7. Razlika u prenosu opterećenja krestalnih modula.....	7
Slika 1.8. Apikalno upuštanje olakšava postavljanja implanta u ležište [20].....	9
Slika 1.9. Struktura različitih tipovi kosti [9] .....	11
Slika 1.10. Aksijalna (AL), lateralna (LL) i kosa sila (OL). Aksijalna sila obezbeđuje ravnomerno opterećenje duž implanta. Lateralne i kose sile stvaraju savojne momente koji stvaraju nepoželjne napone u vijku (g), vijku abatmenta (a), unutar i u okolini implanta(i) [46] .....	13
Slika 1.11 Prečnik dentalnog implanta .....	19
Slika 1.12. Zavisnost između prečnika implanta i relativnih vrednosti napona [72]. .....	20
Slika 1.13. Veza između dužine implanta i relativne vrednosti napona [72]. .....	23
Slika 1.14. Karakteristike navoja implanta [95].....	25
Slika 1.15. Profili navoja dentalnih implanata [97].....	26
Slika 1.16. Prečnici navoja implanta [98] .....	27
Slika 1.17. Vrste navoja A) V navoj; B) obrnuti kosi; C) kosi navoj; D) četvrtasti navoj [20] .....	29
Slika 2.1. Shema implanta tokom opterećenje [139].....	40
Slika 2.2. Hipoteza mehanostata: odgovor tkiva na opterećenje [144] .....	42
Slika 2.3. Stanja kosti u zavisnosti od vrednosti deformacija [146].....	43



Slika 3.1. Uzorci implanata korisnici u ovoj studiji: a) Nobel Speady Replace $\varnothing 3.5 \times 15$ mm (N1), b) Strauman $\varnothing 4.1 \times 10$ mm (S1), c) Strauman $\varnothing 4.8 \times 12$ mm (S2) .....	48
Slika 3.2. Uzorak pre i posle sečenja.....	53
Slika 3.3. Sloj bele boje i stohastički šablon na površini od interesa uzorka .....	54
Slika 3.4. Držać kalupa.....	55
Slika 3.5. Kalup za oblikovanje uzoraka .....	56
Slika 3.6. Uzorci N1, S1 i S2.....	57
Slika 3.7. Stohastička šara na površini uzorka .....	58
Slika 3.8. Nosač za savijanje u tri tačke .....	59
Slika 3.9. Eksperimentalna postavka glavne studije.....	60
Slika 3.10. Eksperimentalna postavka preliminarne studije.....	61
Slika 3.11. Oslanjanje vilične kosti prilikom savijanju u tri tačke [186] .....	62
Slika 3.12 Shema visine uzorka.....	63
Slika 4.1. Određivanje treće dimenzije pomoću dve kamere [188].....	67
Slika 4.2. a) Princip stereo-vizuelne tehnike; b) prikaz kamera [120] .....	69
Slika 4.3. Praćenje tačaka pre i posle deformacije [201] .....	70
Slika 4.4. Prirodna tekstura polimerne pene kao odgovarajuća površina za DIC metodu [202] .....	70
Slika 4.5. Parovi slika koji se prave tokom klasičnog procesa kalibracije, za obe kamere [188] .....	73
Slika 4.6. Šema stereo-vizuelnog sistema tokom slikanja mreže elementa za kalibraciju. Globalni sistem je obično poravnat sa prvom lokacijom mreže. Početak je obično na proizvoljnoj tački preseka [182] .....	74
Slika 4.7. Oslanjanje preliminarnog modela .....	75
Slika 4.8. Postavka preliminarnog eksperimenta.....	76
Slika 4.9. Postavka glavnog eksperimenta .....	77
Slika 5.1. Klasifikacija klasičnih metoda [214].....	80
Slika 5.2. Priprema uzorka za verifikaciju numeričkog modela. a) Silikonski kalup; b) Dimenzije bloka akrilata; c) Eksperimentalni uzorak sa površinskom teksturom .....	82
Slika 5.3. a) Eksperimentalna postavka; b) 3D model i površina od interesa .....	83

Slika 5.4. MKE model. a) 3D model; b) 3D model sa osloncima i spoljašnjim opterećenjem; c) 2D model sa osloncima i spoljašnjim opterećenjem .....	83
Slika 5.5. Model implanta Strauman 4,8 x 12 mm .....	85
Slika 5.6. Shema oslanjanja uzorka .....	85
Slika 5.7. Nagibi svih uzoraka .....	86
Slika 5.8. a) Oslonac modela i spoljno opterećenje; b) Gustina mreže na spoju dve površine .....	87
Slika 5.9. Preseci u predelu apeksa, sredine i krestalnog dela dentalnog implanta .....	88
Slika 5.10. MKE model uzorka N1 .....	90
Slika 5.11. MKE model uzorka S1 .....	90
Slika 5.12. MKE model uzorka S2 .....	91
Slika 5.13. Presek V0 na numeričkom modelu uzorka N1 .....	92
Slika 5.14. Presek V0 na numeričkom modelu uzorka S1 .....	92
Slika 5.15. Presek V0 na numeričkom modelu uzorka S2 .....	92
Slika 6.1. Mizesove deformacije uzorka sa pravim abatmentom na sloju 4 mm pri intenzitetu sile: a) 0 N; b) 100 N; c) 200 N; d) 300 N; e) 400 N; f) 500 N .....	94
Slika 6.2. Mizesove deformacije uzorka sa pravim abatmentom na sloju 6 mm pri intenzitetu sile: a) 0 N; b) 100 N; c) 200 N; d) 300 N; e) 400 N; f) 500 N .....	95
Slika 6.3. Mizesove deformacije uzorka sa nagnutim abatmentom na sloju 4 mm pri intenzitetu sile: a) 0 N; b) 100 N; c) 200 N; d) 300 N; e) 400 N; f) 500 N .....	97
Slika 6.4. Mizesove deformacije uzorka sa nagnutim abatmentom na sloju 6 mm pri intenzitetu sile: a) 0 N; b) 100 N; c) 200 N; d) 300 N; e) 400 N; f) 500 N .....	98
Slika 6.5. Polje vertikalnih pomeranja na uzorku N1 .....	99
Slika 6.6. Vertikalna pomeranja na uzorku S1 .....	100
Slika 6.7. Polje Vertikalna pomeranja na uzorku S2 .....	101
Slika 6.8. Dijagram pomeranja na preseku V0 za uzorak N1 .....	103
Slika 6.9. Dijagram pomeranja na preseku V0 za uzorak S1 .....	103
Slika 6.10. Dijagram pomeranja na preseku V0 za uzorak S2 .....	104
Slika 6.11. Vertikalna pomeranja svih uzoraka na preseku V0 .....	105
Slika 6.12. Dijagram opsega za vrednosti pomeranja za sve uzorke .....	106

Slika 6.13. Polje Mizesovih deformacija za uzorak N1 .....	107
Slika 6.14. Polje Mizesovih deformacija za uzorak S1 .....	108
Slika 6.15. Polje Mizesovih deformacija za uzorak S2 .....	109
Slika 6.16. Dijagram zavisnosti Mizesovih deformacija od visine bloka za uzorak N1 ....	111
Slika 6.17. Dijagram zavisnosti Mizesovih deformacija od visine bloka za uzorak S1 .....	112
Slika 6.18. Dijagram zavisnosti Mizesovih deformacija od visine bloka za uzorak S2 .....	113
Slika 6.19. Mizesove deformacije ispitivanih uzoraka na preseku V0 .....	114
Slika 6.20. Dijagram opsega vrednosti Mizesovih deformacija za sve ispitivane uzorke..	115
Slika 7.1. Eksperimentalno polje Mizesovih deformacija za maksimalnu silu od 500 N. a) Mizesove deformacija u funkciji razdaljine za presek 1; b) Fotografija uzorka sa Mizesovim poljem deformacija .....	116
Slika 7.2. Polje Mizesovih deformacija na 3D MKE modelu .....	117
Slika 7.3. a) Poprečni presek sa poljem Mizesovih deformacija za 3D model; b) Polje Mizesovih deformacija za 2D model .....	118
Slika 7.4. Poredbeni dijagram vrednosti deformacija između numeričkih 2D, 3D i eksperimentalnog modela .....	119
Slika 7.5. Mizesove deformacije na poprečnom preseku svih modela .....	120
Slika 7.6. Mizesove deformacije na površini od interesa svih modela .....	121
Slika 7.7. Horizontalne deformacije na površini od interesa svih modela .....	122
Slika 7.8. Vertikalne deformacije na površini od interesa .....	123
Slika 7.9. Uporedni dijagram vrednosti Mizesovih deformacija za sve nagibe implanata	124
Slika 7.10. Uporedni dijagrami za deformacije u horizontalnom pravcu (x osa) .....	124
Slika 7.11. Uporedni dijagrami za deformacije u vertikalnom pravcu (y osa) .....	125
Slika 7.12. Zavisnost vrednosti deformacija od prečnika implanta i udaljenosti od kontaktne površine u apikalnoj regiji implanta .....	126
Slika 7.13. Zavisnost vrednosti deformacija od prečnika implanta i udaljenosti od kontaktne površine u srednjoj regiji implanta .....	127
Slika 7.14. Zavisnost vrednosti deformacija od prečnika implanta i udaljenosti od kontaktne površine u kresalnoj regiji implanta .....	128

Slika 7.15. Mizesove deformacije kod uzoraka sa implantom prečnika od 3,5 mm, u apikalnoj regiji.....	129
Slika 7.16. Mizesove deformacije kod uzoraka sa implantom prečnika od 4,1 mm, u apikalnoj regiji.....	130
Slika 7.17. Mizesove deformacije kod uzoraka sa implantom prečnika od 4,8 mm, u apikalnoj regiji.....	130
Slika 7.18. Mizesove deformacije kod uzoraka sa implantima dužine 8 mm, u apikalnoj regiji .....	131
Slika 7.19. Mizesove deformacije kod uzoraka sa implantima dužine 8 mm, u srednjoj regiji .....	132
Slika 7.20. Mizesove deformacije kod uzoraka sa implantima dužine 8 mm, u krestalnoj regiji .....	132
Slika 7.21. Vrednosti pomeranja na preseku V0 za sva tri implanta.....	133
Slika 7.22. Vrednosti Mizesovih deformacija za sva tri uzorka na preseku V0.....	134
Slika 7.23. Poređenje numeričkog i eksperimentalnog modela za Mizesove deformacija uzorka N1 .....	136
Slika 7.24. Poređenje numeričkog i eksperimentalnog modela pomeranja uzorka N1 .....	137
Slika 7.25. Poređenje numeričkog i eksperimentalnog modela za uzorak S1 .....	139
Slika 7.26. Poređenje numeričkog i eksperimentalnog modela pomeranja uzorka S1.....	140
Slika 7.27. Poređenje numeričkog i eksperimentalnog modela za uzorak S2 .....	142
Slika 7.28. Poređenje numeričkog i eksperimentalnog modela pomeranja uzorka S2.....	143

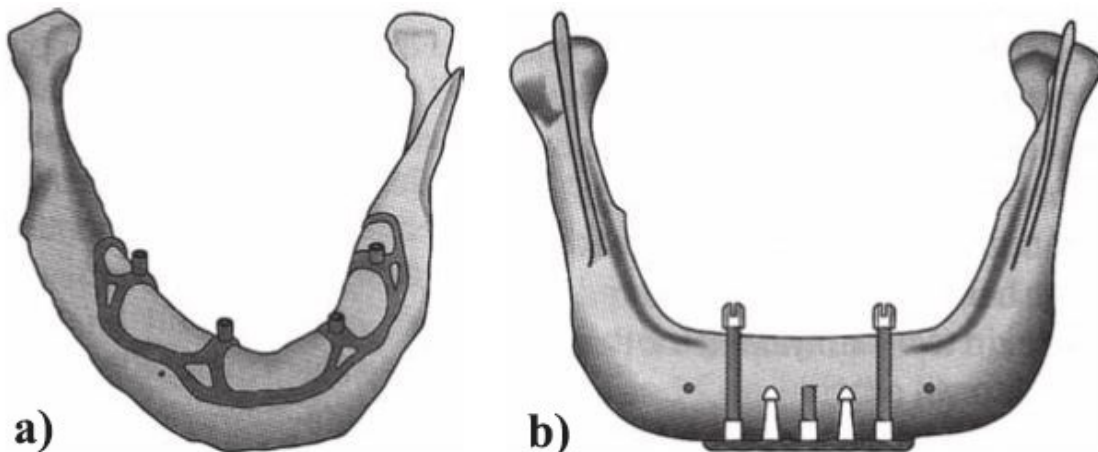
## Lista tabela

Tabela 1.1. Klasifikacija gustine kosti vilice i modul elastičnosti spongioze [33–35] .....	11
Tabela 2.1. Faktori povezani sa nepovoljnim ishodima terapije implanata [137].....	39
Tabela 3.1. Specifikacije ispitivanih dentalnih implanata u glavnoj studiji.....	47
Tabela 3.2. Mehaničke karakteristika titanijuma [153].....	50
Tabela 3.3. Karakteristike materijala za dentalne implante [21].....	51
Tabela 3.4. Mehaničke karakteristike poli(metil metakrilat) (PMMA).....	52
Tabela 5.1. Oznake modela i nagibi .....	86
Tabela 5.2. Mehaničke karakteristike materijala u okviru analize .....	88
Tabela 5.3. Dimenzije dentalnih implanata .....	89
Tabela 5.4. Mehaničke karakteristike materijala u okviru analize .....	91
Tabela 6.1. Srednje Mizesove deformacije tokom vertikalnog opterećenja.....	93
Tabela 6.2. Vrednosti pomaranja duž preseka V0 za uzorke .....	102
Tabela 6.3. Vrednosti Mizesovih deformacija na preseku V0 za uzorak N1 .....	110
Tabela 7.1. Matematički model i koeficijenti zavisnosti.....	119
Tabela 7.2. Koeficijenti modela za uzorak N1 .....	137
Tabela 7.3. Koeficijenti modela za uzorak S1 .....	140
Tabela 7.4. Koeficijenti modela za uzorak S2.....	143

# 1. Uvod

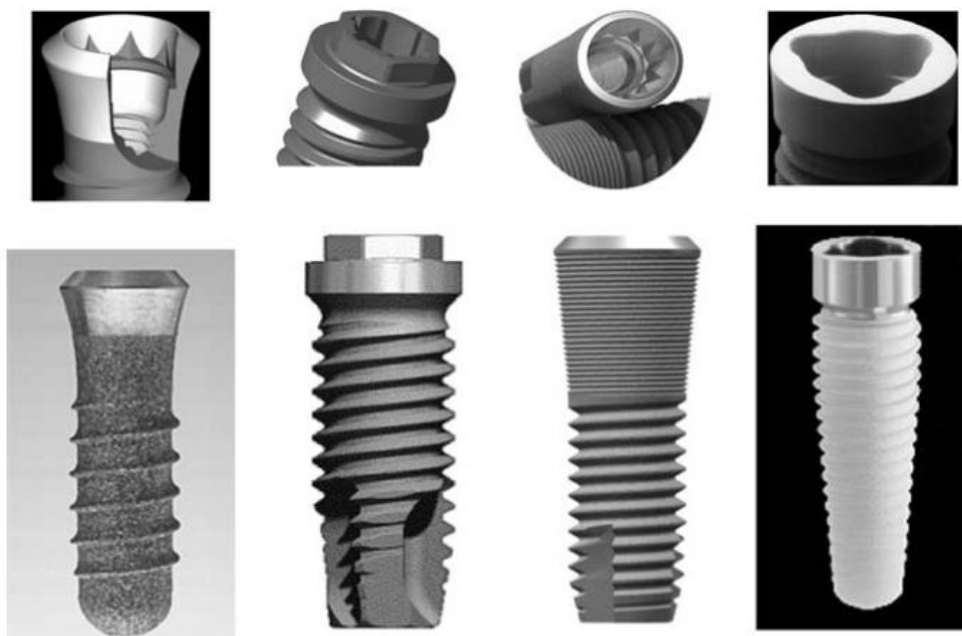
## 1.1 Uloga i podela dentalnih implanata

Dentalni implantanti se ugrađuju u kost da bi zamenili prirodnu denticiju. Kada se ugrade u kost, omogućavaju postavljanje zubne nadoknade. Implantanti prenose opterećenje koje nastaje usled sila žvakanja na okolnu kost. Način na koji prenose ovo opterećenje se naziva karakteristikom prenosa (transfera) opterećenja. Implantanti se, prema načinu oslanjanja, mogu podeliti na nekoliko tipova: endosealni, subperiostalni i transosealni. Subperiostalni se oslanjaju na viličnu kost, pri čemu se noseća konstrukcija nalazi između desni i vilične kosti (Slika 1.1a). Transosealna procedura je najinvazivnija od gore pomenutih, pri čemu implantanti prolaze kroz celu visinu alveolarne kosti (Slika 1.1b). Endosealni implantanti se takođe ugrađuju u kost, i mogu služiti kao strukturalni oslonac za krunicu ili protezu. Telo dentalnog implanta podseća na koren zuba [1]. Male razlike u dizajnu implanta mogu imati uticaj na njihovu uspešnost, pa je tokom vremena došlo do velikog broja izmena u njihovoj geometriji i strukturi površine. Iz ovog razloga postoji veliki broj različitih tipova endosealnih dentalnih implanata na tržištu (Slika 1.2) [2].



Slika 1.1. Dentalni implantanti: a) Subperiostalni; b) Transosealni [3]

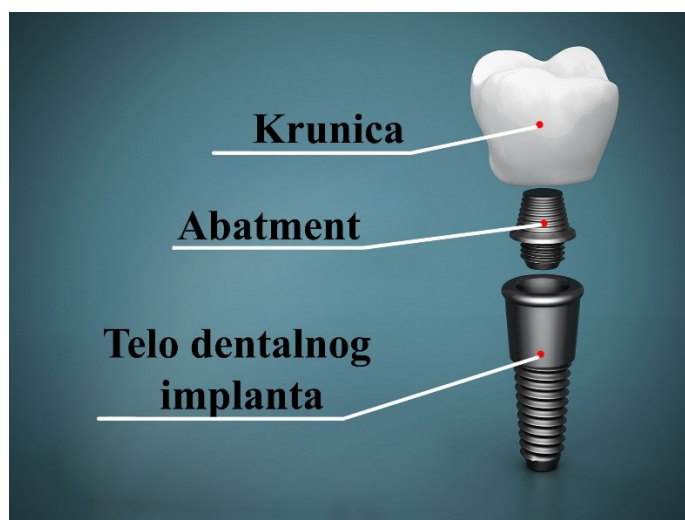
Endosealni dentalni implanti se sastoje od tela dentalnog implanta (korena), abatmenta i krunice. Abatment predstavlja pomoćnu komponentu koja povezuje krunicu, odnosno protezu, sa telom dentalnog implanta (Slika 1.3.). Implantni sistem može biti iz jednog ili više delova. Sistem iz jednog dela karakteriše nerazdvojni spoj između abatmenta i tela implanta, odnosno oni su izrađeni iz jednog komada materijala. Ovakav sistem se naziva integrisanim implantnim sistemom.



Slika 1.2. Raznovrsnost oblika endosealnih dentalnih implanata sa navojem [3]

Ukoliko su implant i abatment izrađeni posebno, onda je u pitanju višekomponentni ili modularni implantni sistem (Slika 1.3.). U tom slučaju, abatment se spaja sa implantom pomoću cementa, navoja na samom abatmentu ili pomoću pomoćnog vijka. Za višekomponentne sisteme postoji više različitih načina ostvarivanja mehaničke veze između abatmenta i tela dentalnog implanta. Oni obično uključuju šestougone žljebove na jednoj komponenti koje sprečavaju rotaciju, koji mogu biti sa spoljašnje ili unutrašnje strane implanta. U skorije vreme se pojavila i treća vrsta implantnog sistema koji karakteriše nerazdvojni spoj između tela, abatmenta i nadogradnje [4].

Većina današnjih implanata ima navoj na površini, uglavnom zbog bolje primarne stabilnosti, i zbog lakšeg ubacivanja u prethodno pripremljeno mesto u kosti, odnosno ležište implanta. Takođe ih karakterišu i određene površinske karakteristike, kao što je određena hrapavost ili poroznost spoljašnje površine. Cilj ovih karakteristika je poboljšanje veze između kosti i dentalnog implanta, odnosno da povećaju kvalitet veze koja nastaje između njih (oseointegracija) [5].



Slika 1.3. Višekomponentni dizajn dentalnog implanta [6]

## 1.2 Oseointegracija

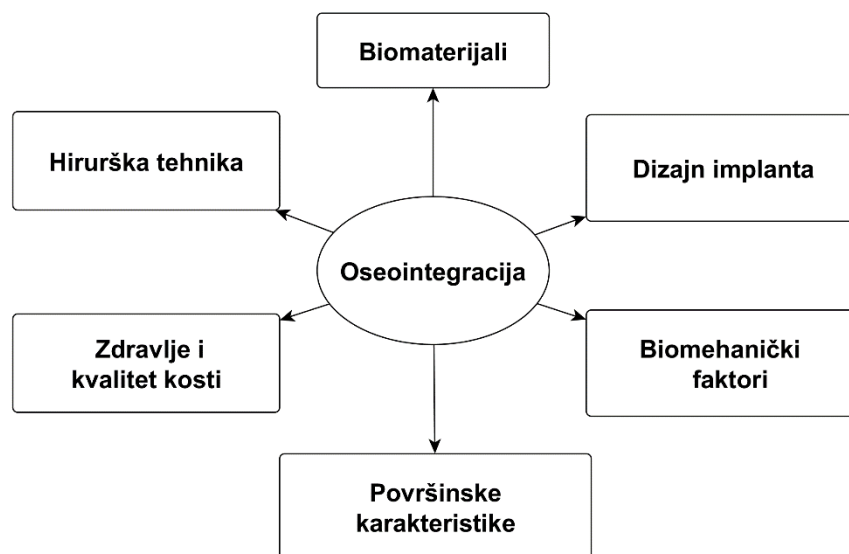
Smatra se da dentalni implanti predstavljaju najznačajnije naučno dostignuće u stomatologiji u poslednjih četrdesetak godina [7]. Interesovanje za dentalne implante je počelo da raste sredinom 60-ih godina prošlog veka kada je kompanija Branemark prikazala fenomen oseointegracije, pojavu pri kojoj se biokompatibilni materijal strukturno može vezati za živu kost na biohemijskom nivou. Oseointegracija je okarakterisana kao direktna i strukturalna veza između uraslog koštanog tkiva i površine implantata [5]. Podrazumeva hemijsko i mehaničko vezivanje tkiva za implant. Ova veza nastaje na makro- i mikro- nivou, i predstavlja jedan od ključnih preduslova za pravilno funkcionisanje implanta [8]. Bolja veza između implanta i kosti podrazumeva i veću kontaktnu površinu, koja predstavlja površinu



preko koje se prenosi opterećenje i koja učestvuje u distribuciji napona. Veća površina kontakta zavisi i od tipa kosti u koju se implant postavlja [9].

Na kvalitet oseintegracije utiče (Slika 1.4.) [10, 11]:

- dizajn implanta (oblik, prečnik, dužina, navoj),
- površinske karakteristike,
- biokompatibilnost materijala,
- kvalitet kosti,
- hirurška tehnika,
- biomehanički faktori (npr. uslovi opterećenja).

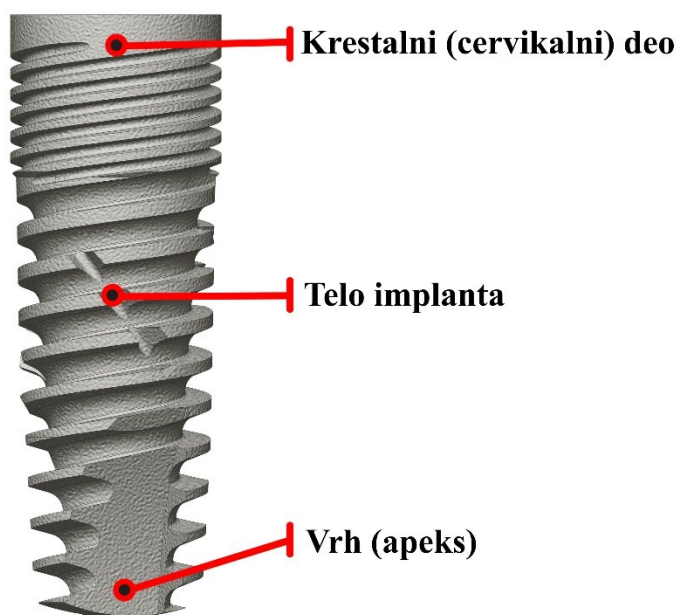


Slika 1.4. Faktori koji utiču na oseintegraciju [10]

Radi poboljšanja površinskih karakteristika, na površinu implanta se nanose porozne metalne ili keramičke obloge, često od hidroksiapatita. Zbog ovih hrapavih obloga, dolazi do bolje veze između kosti i implanta i pre nego što započne proces srastanja [12, 13].

### 1.3 Struktura tela dentalnih implanata

Telo dentalnog implanta se takođe naziva i intraosealnom komponentom ili fiksturem, i ovaj element se ugrađuje u viličnu kost. Ono se može podeliti na tri dela: krestalni ili cervikalni deo, sredina implanta i apeks ili vrh (Slika 1.5.). Oblik implanta utiče na proces hirurške implantacije i prilikom njegovog dizajniranja se posebno pažnja obraća na ovu činjenicu.

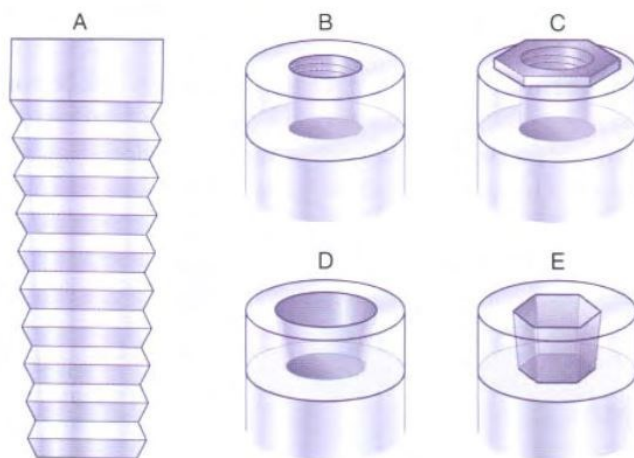


Slika 1.5. Delovi tela dentalnog implanta [14]

#### 1.3.1 Krestalni modul

Krestalni modul implanta predstavlja prelazni element između tela implanta i nadogradnje koja se postavlja na implant (Slika 1.5.). Nadogradnja može biti izrađena sa implantom ili se postaviti naknadno, u zavisnosti da li je u pitanju jednodelni ili dvodelni sistem. Iz ovog razloga, krestalni modul takođe služi za stabilizaciju nadogradnje i abatmenta koji se postavlja na njegovu platformu. Na platformi se iz ovog razloga mogu naći elementi koji sprečavaju rotaciju abatmenta oko podužne ose implanta, ili odvrtnja u slučaju navojne veze između implanta i abatmenta. U zavisnosti od dizajna implanta, ovi elementi se mogu nalaziti

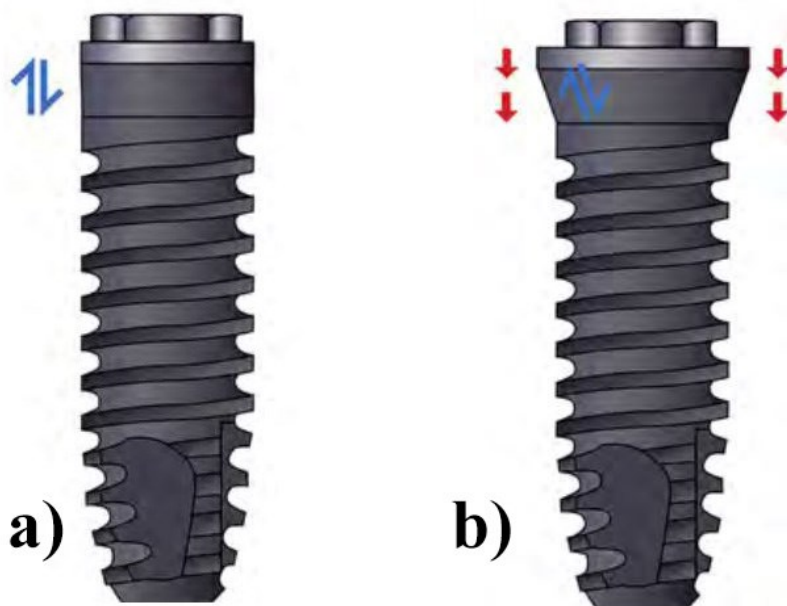
sa gornje strane krestalnog modula (spoljašnji heksagon) (Slika 1.6c.), ili se nalaziti unutar implanta (Slika 1.6e.). Ako se nalazi unutar implanta, ovi elementi su u obliku unutrašnjeg heksagona, oktagona, Morzeovog konusa, unutrašnjih žljebova itd. (Slika 1.6d., Slika 1.6e.).



Slika 1.6. Načini povezivanja implanta sa abatmentom: A) gornji/krestalni deo implanta; B) unutrašnji navoj; C) spoljašnji heksagon; D) udubljenje sa Morzeovim konusom E) unutrašnji heksagon [15]

Veoma je važna velika preciznost u izradi ovih antirotacionih elemenata, da bi se osiguralo dobro naleganje između implanta i abatmenta, jer od ovoga zavisi stabilnost veze [16, 17]. Krestalni modul svojim oblikom takođe treba i da spreči gomilanje bakterija, naročito u slučaju ako dođe do spuštanja kosti, i regija bude izložena spoljašnjosti. Iz ovog razloga krestalni modul često ima glatku površinu da bi se otežalo gomilanje bakterija na njegovoj površini. Posедуje i veći prečnik u odnosu na telo implanta, da bi mogao da zatvori ranu, što dodatno doprinosi i većoj stabilnosti posle ugradnje. Krestalni moduli sa glatkom površinom se često nazivaju i cervikalnom kragnom. Dentalni implant sa cilindričnim krestalnim delom uglavnom uzrokuju tangencijalno opterećenje u okolnoj kosti, bez obzira kako je obrađena njegova površina (Slika 1.7.). Ukoliko je površina hrapavija, i omogućí bolje vezivanje sa okolnom kosti, onda dolazi do smanjenja tangencijalnih napona i povećanja normalnih opterećenja, odnosno kompresivnih sila [18]. Iz ovog razloga se nekad postavljaju i mikronavoji na površinu implanta. Ukoliko je krestalni modul konusnog oblika, onda je

opterećenje uglavnom kompresivno. S obzirom da je kortikalna kost 65 % slabija na smicanje u odnosu na pritisak, ovo se smatra dobrim rešenjem dizajna [19].



Slika 1.7. Razlika u prenosu opterećenja kresalnih modula  
a) cilindrični modul prenosi samo tangencijalno opterećenje  
b) konusni kresalni modul prenosi i kompresivnu komponentu opterećenja  
[20]

### 1.3.2 Telo

Dizajn dentalnog implanta ima dvostruku namenu, bolji prenos opterećenja i olakšani proces hirurške ugradnje. Nekada je dizajn uglavnom imao za cilj da olakša proces hirurške ugradnje. Glatki cilindrični ili konusni implantati su se lako mogli postaviti u prethodno pripremljena hirurška mesta u viličnoj kosti. Tako je i ovaj sistem implanta dobio naziv press-fit sistem. Bez obzira na regiju vilice, ovakav pristup je omogućavao lakšu ugradnju. S obzirom da su implantati ovog tipa glatki, na njih je potrebno naneti oblogu koja je bioaktivna ili da jednostavno povećava površinsko područje. Ovakav materijal bi povećavao površinski kontakt više od 30 % [21], što predstavlja kvalitetniji oslonac.

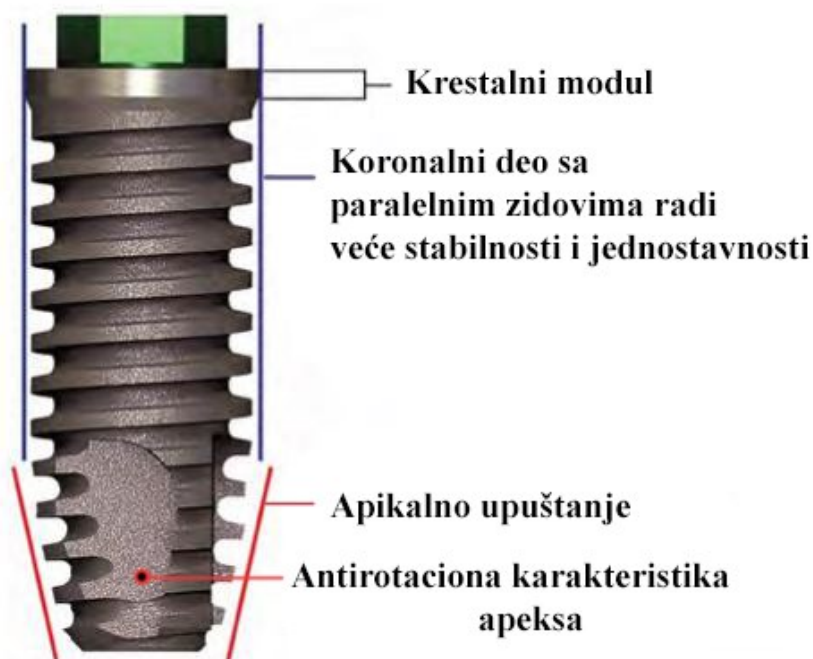
Cilindrični implant sa navojem, bez otvora ili rupa na poprečnom preseku, je danas najzastupljeniji oblik implanta. Postoji više različitih navoja koji se primenjuju na ovakvim modelima, kao što su: trapezni, kosi, obrnuti kosi ili četvrtasti navoj. Najuobičajeniji prečnik implanta je 3,75 mm, sa dubinom navoja od 0,38 mm i korakom od 0,6 mm. Postoje u različitim dužinama, najviše u opsegu od 7 – 16 mm, mada postoje i znatno duži. Takođe, postoje i velike varijacije u prečniku, u zavisnosti od anatomskih zahteva i mogućnosti (npr. regija ugradnje ili debljina dostupne kosti) [20].

Primarna namena navoja dentalnog implanta je povećanje kontaktne površine i smanjivanje napona na graničnoj površini prilikom zagrižajnog (okluzalnog) opterećenja, u odnosu na glatke cilindrične implante. U zavisnosti od tačne geometrije navoja, kontaktna površina se može povećati u opsegu od 30 do 500 % u odnosu na isti implant bez navoja [22]. Ovo povećanje kontaktne površine doprinosi smanjenju napona na interfejsu i boljem oslanjanju nakon ugradnje.

### 1.3.3 Vrh (apeks) dentalnog implanta

Vrh implanta (Slika 1.5.) je često konusnog oblika da bi omogućio lakše postavljanje implanta u prethodno pripremljeno ležište. Većina implanata ima kružni poprečni presek, jer u tom slučaju otvor koji pravi cilindrična bušilica, odgovara telu dentalnog implanta. Kada se abatment postavlja na krestalni modul, mora se primeniti moment od 20-45 Ncm na ceo implant [23, 24]. Ovaj moment opterećuje okolnu kost na smicanje, što predstavlja najnepovoljniji tip opterećenja koji može delovati na kost [19]. Kao posledica ovoga, može doći do popuštanja veze na interfejsu i dovesti do nestabilnosti implanta i prekida terapije. Iz ovog razloga se na nekim vrstama implanata mogu videti žljebovi i zaravnjenja (Slika 1.7.). Svrha ove karakteristike jeste sprečavanje rotacije implanata i osiguranje bolje primarne stabilnosti. Ove antirotacione karakteristike mogu biti u obliku udubljenja ili rupe u apikalnom delu implanta, kroz koje kost može da proraste (Slika 1.8.). Kada kost uraste u ove žljebove, rotaciona opterećenja postaju kompresiona koje kost mnogo bolje podnosi [19]. Dodatno, ova karakteristika omogućava apikalnom delu implanta da poboljša samorezni

aspekt dizajna implanta. Ovo se dešava na više načina. Udubljenja na apikalnom delu dozvoljavaju ostacima kosti da ostane u njima, kao piljevina kada popuni udubljenja. U suprotnom, ostaci kosti bi mogli da padnu na apikalno dno ležišta i da spreče implant od potpunog naleganja ili kompresije u trabekularnu kost i da tako doprinese pritisku ili otporu rotacionom kretanju implanta. Drugo, udubljenja se mogu dizajnirati tako da smanje ugao reznog navoja duž apikalnog dela implanta. Kao rezultat, potrebna je manja vrednost obrtnog momenta da bi se implant uvio u kost. Apikalno područje svakog implanta treba biti što ravnije. Ukoliko je ovaj deo sa manjom površinom, dolazi do povećanja napona u tom regionu kosti. Dodatno, ako se probije suprotna kortikalna ploča, oštar vrh trapeznog navoja može iziritirati ili upaliti meko tkivo ako nastane bilo kakvo kretanje [25]. Ovo posebno važi za maksilarnu sinusnu šupljinu, gde probijanje sinusnog zida može dovesti do infekcije.



Slika 1.8. Apikalno upuštanje olakšava postavljanja implanta u ležište [20]

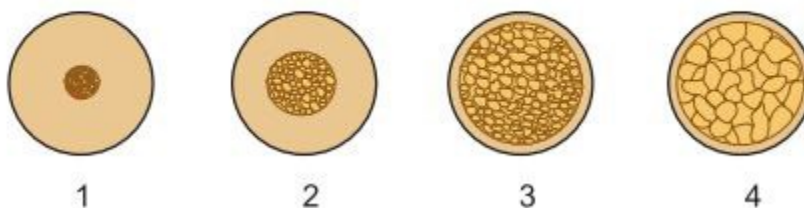
## 1.4 Transfer opterećenja implanta

Procena je da na tržištu dentalnih implanata učestvuje preko stotinu kompanija sa preko 1300 različitih tipova dentalnih implanata [2, 10, 18]. Bez obzira na uspeh određenog implanta, postoje različite kontroverze u vezi njihovog dizajna [26]. Takođe, nema ni koncenzusa o najboljem dizajnu implanta [27–29]. Ovo je razumljivo s obzirom da ni ljudske kosti u koju se postavljaju dentalni implantanti nisu jednake po strukturi i mehaničkim karakteristikama. Lekholm i Zarb [9] su napravili gradaciju kvaliteta ljudske kosti (Tabela 1.1) u kojoj se razlikuju 4 tipa kosti. Tip 1 (Q1) predstavlja vilicu koja se sastoji od guste kompaktno kosti. Tip 2 (Q2), gde gustu sponđerastu kost okružuje sloj kortikalne kosti debljine 2 mm. Tip 3 (Q3), gde sponđerastu kost okružuje sloj kortikalne kosti debljine 1 mm. I na kraju tip 4 (Q4), gde sponđerastu kost niske gustine okružuje sloj kortikalne kosti debljine 1 mm (Slika 1.9.). Takođe, poznato je da više od 50 % prekida terapija nastaje u kosti tipa 4 [30]. U zavisnosti od tipa kosti, zavisi i veličina kontaktne površine. Procena je da je za tip kosti 1, najveća vrednost kontaktne površine i da iznosi oko 80 % [20]. Slične podele strukture kosti su napravljene i od strane Miša [31], na osnovu subjektivnog osećaja otpora tokom pripreme ležišta. Objektivnija podela strukture kosti je napravljena od strane Nortona i Gembla [32]. Ova metoda podrazumeva primenu kompjuterske tomografije (eng. computer tomography, CT). Uz pomoć interaktivnog softvera, dobijaju se podaci o kvalitetu kosti, koji su objektivno prikazani u Hounsfieldovim jedinicama (HU). Komparativni prikaz ocena između pomenutih podela, kao i pripadajući moduli elastičnosti su prikazani u tabeli 1.1.

Tabela 1.1. Klasifikacija gustine kosti vilice i modul elastičnosti spongioze [33–35]

Lekholm i Zarb	Misch	Norton i Gamble	Modul elastičnosti spongioze [GPa]
Q1: kost je sačinjena od homogene kompakte	D1: debela kompaktna kost	> +850 HU	9,5
Q2: debeo sloj kompakte okružuju gustu spongiozu	D2: debela, porozna kompaktna kost sa razvijenom spongiozom	od +500 HU do +850 HU	5,5
Q3: tanak sloj kompakte okružuje gustu spongiozu	D3: tanka, porozna kompakta i rastresita spongioza	od 0 HU do +500 HU	1,6
Q4: tanak sloj kompakte okružuje rastresitu spongiozu	D4: rastresita, tanka spongiozna kost	< 0 HU	0.69

Dodatno, u zavisnosti od tipa kosti zavisi i uticaj dizajna implanta na prenos opterećenja [36]. Geometrija implanta ima veći uticaj na kost lošijeg kvaliteta, odnosno manju gustinu, dok veća gustina kosti poboljšava mehaničke karakteristike spoja između implanta i kosti [35].



Slika 1.9. Struktura različitih tipovi kosti [9]

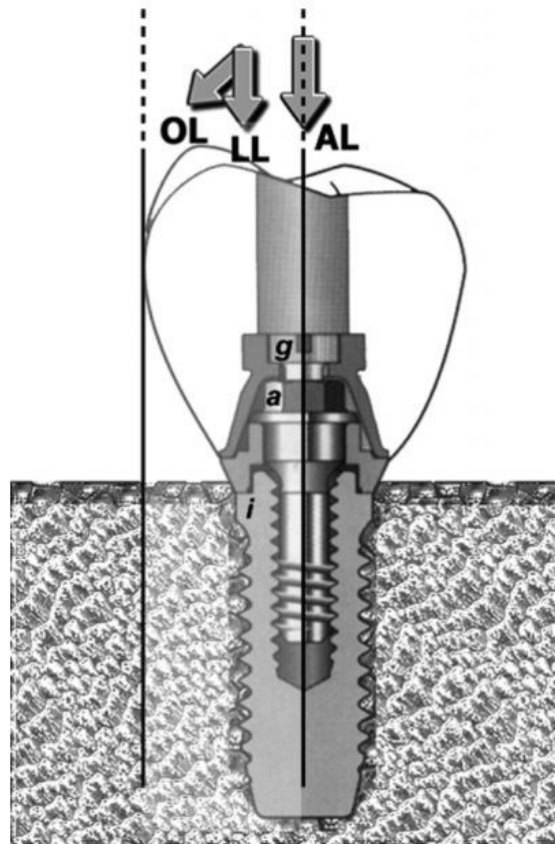
Na sam transfer opterećenja utiče više faktora kao što su: vrsta opterećenja, dužina i prečnik implanta, oblik implanta, materijal implanta, struktura površine implanta, kvalitet kosti i anatomija vilice [7, 16, 31–33]. Svi navedeni faktori spadaju pod dizajn dentalnog implanta, koji je veoma važan pojam sa stanovišta bioinženjstva i ima veliki uticaj na karakteristike prenosa opterećenja [24, 37, 40–42]. Dizajn implanta treba da bude takav da ne izaziva koncentracije napona pri svakodnevnom opterećenju [43]. S obzirom da dentalni implanti



prenose velike sile i opterećenja tokom svog radnog veka, bolje razumevanje njihovog ponašanja u radu bi uveliko pomoglo za buduća inženjerska rešenja [44].

#### 1.4.1 Vrste opterećenja

Predviđanje uticaja dentalnog implanta na okolnu kost uglavnom zavisi od biomehaničkog efekta koji ima pravac i intenzitet sile, tipa i materijala nadogradnje, dizajna implanta, gustine kosti i mehaničkih karakteristika na spoju kosti i implanta [45]. Prilikom delovanja sila i momenata na implant, dolazi do prenosa opterećenja na okolnu kost. U zavisnost od dizajna implanta, potporne strukture, kao i intenziteta i smera sila, dolazi do nastanka napona. Pod uticajem napona, dolazi do deformacija kosti. Postoji više tipova opterećenja koji mogu delovati na sistem dentalnog implanta. Razlikujemo aksijalne (zatezne i kompresivne), lateralne sile i savojne momente, pri čemu aksijalne sile stvaraju najveći deo kompresivnog opterećenja (Slika 1.10.). Kost najbolje podnosi opterećenje pritiska, pri čemu je 30 % slabija pri zatezanju, a 65 % slabija pri smicanju [19]. S obzirom da je smicanje najnepoželjnije opterećenje po kost, cilj je da se ovo opterećenje svede na minimum. Što se tiče normalnih opterećenja, kortikalna kost može da podnese pritisak manji od 170-190 MPa, a zatezno opterećenje od 100-130 MPa [37].



Slika 1.10. Aksijalna (AL), lateralna (LL) i kosa sila (OL). Aksijalna sila obezbeđuje ravnomerno opterećenje duž implanta. Lateralne i kose sile stvaraju savojne momente koji stvaraju nepoželjne napone u vijku (g), vijku abatmenta (a), unutar i u okolini implanta(i) [46]

U opštem slučaju, pod dejstvom sile tokom zagrižaja (okluzalne sile), dolazi do kompresivnih, zateznih i smičućih opterećenja u okolnoj kosti. Većina implanata je dizajnirana za vertikalno pozicioniranje, odnosno normalan položaj u odnosu na okluzalnu ravan. Ukoliko je implant u ovom položaju, smanjuju se vrednosti tangencijalnih napona i manje su šanse za lom komponenata dentalnog sistema. Na napone takođe utiče i ugao delovanja sile. Kako se ugao sile povećava, naponi oko implanata se povećavaju [47]. Sama kost je slabija kada je opterećena silom pod uglom, pri čemu dodatni uticaj predstavlja i anizotropija kosti [48].

Dizajn implanta sa navojima ima mogućnost da konvertuje okluzalno opterećenje u manje ili više pogodno kompresivno, zatezno ili smicajno opterećenje na kontaktnoj površini implanta i kosti. Oblik navoja veoma važan kada se uzme u obzir dugoročni transfer opterećenja na

okolni spoj kosti i implanta. Pod aksijalnim opterećenjem, kosi ili četvrtasti navoj, primarno prenosi kompresivne sile na kost. Smanjenje smičućeg opterećenja i posledično smanjenje tangencijalnih napona na spoju kosti i implanta, smanjuje rizik od prevelikih deformacija kosti. Ovo je posebno važno kod tipa kosti sa kompromitovanom gustinom ili primenom dentalnih implanata manje dužine [49].

## 1.5 Uticaj geometrijskih parametara dentalnih implanata na prenos opterećenja

S obzirom na dug period njihove primene, došlo je do raznovrsnih modifikacija oblika i karakteristika dentalnih implanata. Do njihovih savremenih oblika se došlo postepenim izmenama u veličini, obliku, i površinama. Ove modifikacije su imale za cilj brži i lakši oporavak pacijenta, kao i olakšanje sprovođenja hirurškog procesa. U prošlosti, dizajn određenih implanata je bio više pod uticajem zahteva tržišta, a ne naučnog istraživanja [38, 44].

Pod geometrijskim karakteristikama dentalnih implanata se podrazumeva njihov dizajn. Dizajn implanta se može podeliti na mikro- i makro- dizajn. Mikro-dizajn predstavlja strukturu i hemijski sastav površine implanta [51]. Makro-dizajn uzima u obzir oblik implanta, dužinu, prečnik, tip veze sa nadogradnjom (abatmentom, krunicom ili protezom) i navoj. Svi aspekti dizajna implanta su veoma važni za uspešnu terapiju, jer od njega zavisi kako se implant ponaša pod dugoročnim opterećenjem posle implantacije [52].

### 1.5.1 Uticaj oblika implanta na transfer opterećenja

Prilikom dizajniranja implanta, posebnu pažnju je potrebno posvetiti njegovom obliku, jer njegova geometrija ima veliki uticaj na interakciju između kosti i implanta i njihovu kontaktnu površinu, raspodelu sila, naponsko stanje i stabilnost implanta [53]. Dentalni implantati, koji su dostupni na tržištu, se mogu podeliti na nekoliko grupa prema njihovom obliku. Glavne grupe su: cilindrični, konusni i kombinovani oblici implanata [54]. Pod čisto cilindričnim implantima se podrazumevaju implantati koji nemaju navoj na svojoj spoljašnjoj površini, ali oni više nisu u primeni zbog loših karakteristika prenosa opterećenja [16, 49]. Implantati mogu biti sa paralelnim ili konusnim stranicama (konusni implantati). Smatra se da konusni implantati bolje prenose opterećenje u odnosu na čisto cilindrične implante, jer deo tangencijalnog opterećenja pretvaraju u normalno, odnosno povoljnije kompresivno opterećenje [19]. Cilindrični implantati bez navoja se postavljaju u kost jednostavnim umetanjem u ležište.

Procedura ugradnje je slična i za implante sa navojem, osim činjenice da se oni uvijanjem pozicioniraju u kost i tako fiksiraju. U ovom slučaju, ležište je manjeg prečnika od pravog prečnika dentalnog implanta. Njihova površina može nastati procesom mašinske obrade, sa određenom teksturom ili oblogom. Kombinovani tipovi, pored dodatka navoja na klasične oblike implanata ili malih izmena u konturama, podrazumevaju i posebne geometrijske karakteristike kao što su žljebovi ili otvori u telu implanta. Siegele i Soltez [25] su ispitivali uticaj pet vrsta dentalnih implanata sa različitim konturama na kost, pomoću metode konačnih elemenata. Ispitivani implantati su bili cilindrični, cilindrični sa unutrašnjom šupljinom, konusni, i šuplji cilindrični. Njihov zaključak je da treba izbegavati geometrijske diskontinuitete prilikom dizajniranja dentalnih implanata, u cilju izbegavanja nastanka koncentracija napona. U geometrijske diskontinuitete spadaju stepenasti prelazi, odnosno implantati sa stepenastim konturama, kao i ivice sa veoma malim radijusima zaobljenja. Ovo znači da kod cilindričnih implanata nastaju manji naponi u odnosu na implante sa manjim radijusom krivine kao što je konusni ili stepenasti oblik. Pod lateralnim opterećenjem, veliki naponi nastaju kod unutrašnje šupljih cilindričnih implanata i ispod najvišeg navoja kod implanata sa spoljašnjim navojem. Kod šupljih implanata je takođe utvrđena i loša primarna

stabilnost. Primarna stabilnost predstavlja stabilnost implanta odmah nakon ugradnje, pre uspostavljanja oseointegracije [56].

Holmgrin i saradnici [57] su analizirali uticaj promene prečnika implanta na prenos opterećenja, stepenastog i cilindričnog implanta. Koristili su četiri različita prečnika (3,8 mm, 4,5 mm, 5,5 mm i 6,5 mm). Poredili su i raspodelu spoljašnjih napona kod stepenastog dizajna implanta u odnosu na pravi cilindrični dizajn. Takođe su i ispitivali značaj pravca sile na prenos opterećenja. Koristili su tri pravca sile – vertikalni (duž podužne ose implanta), horizontalni i kosi (45°). Zaključili su da je stepenasti oblik najpovoljniji oblik za prenos opterećenja bez obzira na pravac delovanja sile.

Majlah i saradnici [47, 53] su pomoću metode konačnih elemenata (MKE) uporedili cilindrične i konusne implante. Njihovi rezultati su pokazali da cilindrični implantanti pružaju povoljniju raspodelu napona u odnosu na konusne.

Rajger i saradnici [59] su poredili uticaj konusne i prave cilindrične geometrije. Pored geometrije, menjane su i vrednosti modula elastičnosti implanta. Zaključili su da konusni dentalni implantanti daju povoljnije naponsko stanje u odnosu na cilindrične i da visok modul elastičnosti smanjuje koncentraciju napona.

Boskaja i saradnici [50] su pokazali da implantanti sa manjim prečnikom u krestalnom delu izazivaju manje napone u kortikalnom delu kosti, dok oni koji imaju konusni krestalni modul mogu izazvati kompresivno preopterećenje. Radi postizanja optimalne stabilnosti implanta, neki istraživači preporučuju da ugao upuštanja krestalnog modula bude između 64° i 70°, dok zaobljenje vrha implanta treba da bude veće od 0,8 mm [60]. Zaobljenje uglova ima značajan efekat na smanjenje napona [25]. Ši i saradnici [61] su pokazali da je sa stanovišta smanjenja napona u predelu vrata, mnogo efikasnije povećati ugao nagiba krestalnog modula nego prečnik implanta, pri čemu treba izbegavati ekstremne vrednosti ugla.

Petri i Vilijams [62] su radili analizu pomoću konačnih elemenata sa modelima implanata u kortikalnoj i sruđerastoj kosti sa velikim i malim vrednostima gustine. Rezultati su pokazali da je zakošenje u vratnom delu implanta, povećalo krestalni napon oko 1,65 puta, kod kratkih

i uskih implanata. Mohamed i saradnici [39] su poredili konusne i cilindrične implante pomoću MKE i utvrdili da je konusni oblik izazvao veće deformacije u odnosu na cilindrični koji je vršio ravnomerniju raspodelu napona.

Faeh i Muftu [18] su pomoću numeričke analize proučavali model kod koga su varirani različiti parametri (prečnik, dužina, visina i nagib krestalne regije..itd.). Zaključili su da veća zakošenja u krestalnom delu povećavaju normalne napone, ali i da smanjuju tangencijalne napone. Takođe su pokazali da cilindrični implantati bez spoljašnjih navoja indukuju male napone duž kontaktne površine u trabekularnoj kosti, što može biti nepovoljno jer ne pružaju dovoljnu stimulaciju rasta kosti. Kao što je već pomenuto, cilindrični implantati bez navoja se ne preporučuju zbog problema sa oseintegracijom i čestim nepovoljnim ishodima koji nastaju u terapijama [49, 58].

Vajlankort i saradnici [64] su istraživali moguće uzroke gubitka kostiju u krestalnom delu koji okružuje implant sa poroznom i neporoznom oblogom. Objavili su da su niže vrednosti napona preneseni na krestalni region kosti u slučaju delimično poroznog implanta, gde je njen gubitak uglavnom i primećen. Ovo je pripisano atrofiji kosti usled nedovoljnog opterećenja kod implanata sa glatkom površinom vrata. U okviru studije, zaključeno je da je potreban minimalan napon od 1,6 MPa da bi se izbegla atrofija kosti.

Lin i saradnici [65] tvrde da oblik implanta ima veći uticaj na raspodelu opterećenja od same veličine implanta. Za razliku od cilindričnog implanta sa paralelnim zidovima, cilindrični konusni implant obezbeđuje komponentu kompresivnog opterećenja koje se prenosi na kontaktnu površinu, u zavisnosti od stepena upuštanja [66]. Što je veće upuštanje, veća je komponenta kompresivnih opterećenja koja se prenosi na interfejs. Negativna karakteristika koja dolazi sa većim uglom ( $> 30^\circ$ ) upuštanja je i manja celokupna površina tela implanta pod opterećenjem, kao i smanjena primarna stabilnost tog implanta, ako se ubaci na mesto gde je bio prirodni zub [67].

Za razliku od konusnog cilindričnog implanta, konusni implant sa navojima nema funkcionalnu svrhu jer navoji vijka prenose kompresivna i zatezna opterećenja na okolnu kost. Konusni implant sa navojem pruža hiruršku prednost tokom inicijalnog ubacivanja jer

ulazi do polovine visine ležišta pre nego što dođe u kontakt sa okolnom kosti, što podrazumeva i manji otpor. S druge strane, manja površina konusnog implanta povećava napon, što je prikazano u studijama koje su koristile metodu konačnih elemenata. Pored ovoga, kod konusnog implanta sa navojima, navoji na apikalnoj polovini su uglavnom upola plići jer se spoljašnji prečnik implanta kontinualno smanjuje. Ovo ograničava primarnu fiksaciju implanta i dodatno smanjuje funkcionalnu površinu implanta [62, 63].

### 1.5.2 Uticaj prečnika implanta na transfer opterećenja

Uloga prečnika implanta ima višestruki uticaj na distribuciju opterećenja u okolini implanta [31, 64–70]. Prečnik predstavlja dimenziju merenu od vrha najšireg prečnika navoja do iste tačke na suprotnom kraju, tj. spoljašnju dimenziju navoja (Slika 1.11.). Na tržištu su dostupni implantanti sa rasponom prečnika od 3 – 7 mm [20].

Veći prečnik označava i veću kontaktnu površinu za raspodelu opterećenja, a šire implante je moguće postaviti na poziciji prethodnog implanta ili prirodnog zuba [29]. Veći prečnik omogućava bolje oslanjanje implanta na bukalnoj i lingvalnoj strani kortikalne ploče kosti [29], što omogućava bolju stabilnosti implanta i veću verovatnoću za oseointegraciju [77–79]. Takođe je pokazano da doprinosi znatno boljoj raspodeli pri opterećenju horizontalnim i vertikalnim silama [58, 80, 81]. Mohamed i saradnici [39] su u svom radu objavili smanjenje Mizesovog napona u vratnom delu implanta sa zakošenim dizajnom, sa 50,8 MPa na 36,8 MPa, prilikom povećanja prečnika sa 3,7 mm na 4,7 mm. Za implante sa paralelnim oblikom, povećanje prečnika sa 3,7 na 4,7 mm je dovelo do smanjenja Mizesovih napona sa 97,45 MPa na 64,9 MPa. Kliničke studije takođe pokazuju manji gubitak krestalne kosti kada je prečnik implanta veći. U poređenju sa drugim geometrijskim karakteristikama, Himmlova i saradnici su pokazali da uticaj prečnika implanta dominira nad uticajem dužine implanta [72]. Petri i Vilijams [62] su u svojoj studiji pokazali da povećanje prečnika sa 3,5 mm na 6 mm dovodi do smanjenja napona od 3,5 puta u krestalnom naponu.



Slika 1.11 Prečnik dentalnog implanta

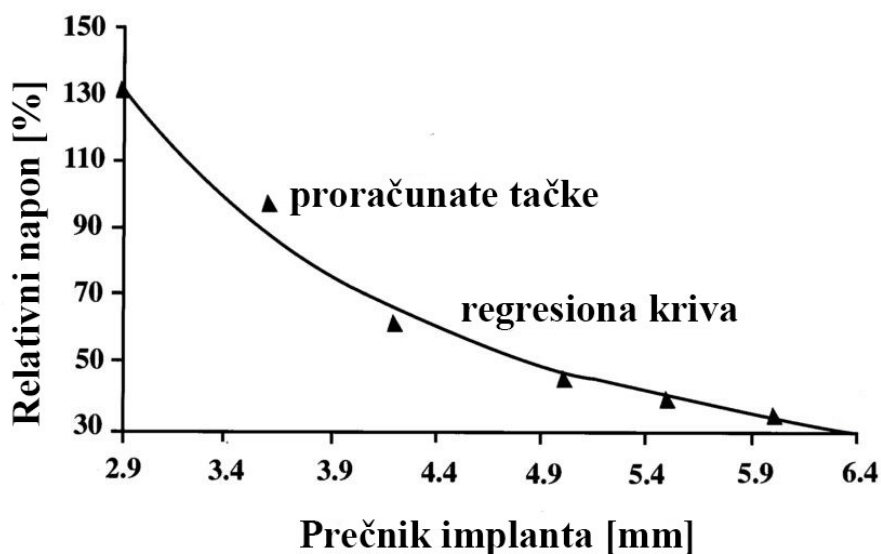
Slično su pokazali Griffin i saradnici [82] u kliničkoj studiji sa implantima dimenzija  $\varnothing 6 \times 8$  mm, sa površinskom oblogom od hidroksiapatita. Ugradili su ih u mandibularnu i maksilarnu molarnu regiju vilice i postigli stoprocentni uspeh u terapiji. Najveća koncentracija je bila u predelu prvih nekoliko navoja implanta, odnosno u kortikalnoj kosti. Iz ovog razloga su došli do zaključka da je najbitniji prečnik, jer u vratnom delu dolazi do najveće koncentracije napona. Povećanjem prečnika je moguće optimizovati ove vrednosti.

Ding i saradnici [70] su ispitivali uticaj veličine prečnika tri različita dentalna implanta na model mandibularne kosti. Model vilice su dobili pomoću kompjuterske tomografije, a karakteristike kortikalne i trabekularne kosti vilice su modelovane kao homogene, izotropne i linearno elastične. Modeli implanta su bili ITI (Strauman) sa prečnicima od 3,3 mm, 4,1 mm i 4,8 mm. Rezultate su prikazivali u obliku Mizesovih napona i deformacija. Primenjene sile su bile statičke, prosečnog intenziteta 150 N. Pravac delovanja sile je bio aksijalan i pod uglom (bukolingvalno,  $45^\circ$ ). Prilikom delovanja aksijalne sile, maksimalne vrednosti napona su bile 25 MPa, 17,6 MPa i 11,6 MPa za prečnike od 3,3 mm, 4,1 mm i 4,8 mm, respektivno.



Sa aspekta Mizesovih deformacija, najveće vrednosti su 5854  $\mu\epsilon$ , 4903  $\mu\epsilon$  i 4344  $\mu\epsilon$ , za prečnike 3,3 mm, 4,1 mm i 4,8 mm, respektivno. Radi lakšeg poređenja treba napomenuti da je 5854  $\mu\epsilon$  ekvivalentno 0,5854 %, 4903  $\mu\epsilon$  – 0,4903 % i 4344  $\mu\epsilon$  – 0,4344 %. Na osnovu ovih rezultata su zaključili da veći prečnik dentalnog implanta označava i povoljniji prenos opterećenja na okolnu kost. Potrebno je napomenuti da nisu dobili statističku značajnu razliku u vrednostima deformacija između implanata sa prečnicima 4,1 mm i 4,8 mm.

Himlova i saradnici [72] su ispitivali uticaj prečnika implanta i dužine na napone u okolnoj kosti. Ova analiza je sprovedena metodom konačnih elemenata, pri čemu su dužine implanata varirane u opsegu od 8 – 18 mm, dok je prečnik fiksiran na 3,6 mm. Potom je prečnik menjan u opsegu od 2,9 – 6,5 mm, pri čemu je dužina fiksirana na 12 mm. Takođe, implantati su modelirani bez navoja. Opterećenje je zadato kosom silom, odnosno silom čije se komponente u aksijalnom, lingvalnom i disto-mezijalnom pravcu iznosile 114,6 N, 17,1 N i 23,4 N, respektivno. Maksimalni naponi su otkriveni u predelu oko vrata implanta. Na osnovu dobijenih napona, zaključeno je da povećanje prečnika i dužine utiče povoljno na smanjenje napona u okolnoj kosti (Slika 1.12.).



Slika 1.12. Zavisnost između prečnika implanta i relativnih vrednosti napona [72].

Primena implanata sa većim prečnikom ima dvostruku ulogu. Pored činjenice da se sa povećanjem prečnika povećava i kontaktna površina između implanta i okolne kosti, povećanje prečnika utiče i na opterećenje kortikalne kosti sa bukalne i lingvalne strane alveolarnog grebena [29]. Holmgrin i saradnici [57] su izvršili numeričku analizu uticaja dentalnih implanata različitih oblika i prečnika, pri čemu je prečnik menjan u opsegu od 3,8 – 6,5 mm. Zaključak analize je da implantati sa najvećim prečnikom ne predstavljaju obavezno i najbolje rešenje i da pri tome treba uzeti u obzir i morfološke karakteristike kosti.

Petri i saradnici [62], su pomoću metode konačnih elemenata ispitivali uticaj prečnika, dužine i oblika, odnosno uticaj zakošenja oblika dentalnog implanta na deformaciju kosti u vratnom delu implanta (krestalna kost). Prečnici implanata su varirani u opsegu od 3,5 do 6 mm, dužina od 5,75 do 23,5 mm i zakošenje od 0 do 14°. Zaključak je da nastaju manje deformacije u krestalnom delu kosti sa povećanjem prečnika ili dužine. Povećanje prečnika sa 3,5 mm na 6 mm je smanjilo deformacije oko 3,5 puta, dok je povećanje dužine sa 5,75 mm na 23,5 mm smanjilo deformacije samo 1,65 puta. S druge strane, zakošenje implanta je povećalo deformacije u vratnom delu implanta oko 1,65 puta, što je u saglasnosti sa drugim studijama koje izveštavaju da zakošenje implanta dovodi do većih krestalnih napona [25, 58]. Takođe je ustanovljeno da se parametri kao što su prečnik, dužina i zakošenje implanata moraju uzimati zajedno u obzir zbog njihovih interaktivnih efekata na deformaciju krestalne kosti [62].

Kang i saradnici [36] su sproveli analizu gde su ispitivali uticaj prečnika, kao i tipa kosti na okolne napone pri opterećenju od 45° u odnosu na okluzalnu ravan. Slično kao i Holmgrin [57], zaključili su da veći prečnik implanta obezbeđuje bolju raspodelu opterećenja, pri čemu prečnici iznad 5,5 mm a manji od 7,1 mm ne daju povoljnije rezultate. Na visinu vrednosti napona je takođe imao uticaj i kvalitet kosti.

Ukratko, glavne prednosti primene implanata većeg prečnika su - veći kontakt između kosti i implanta, bikortikalni prenos opterećenja, smanjenje deformacija i napona na abatmentima. Implantati većeg prečnika takođe mogu odmah da se postave na mesto izvađenog prirodnog zuba. Njihova veća kontaktna površina pruža veću inicijalnu stabilnost i smanjuje okolne

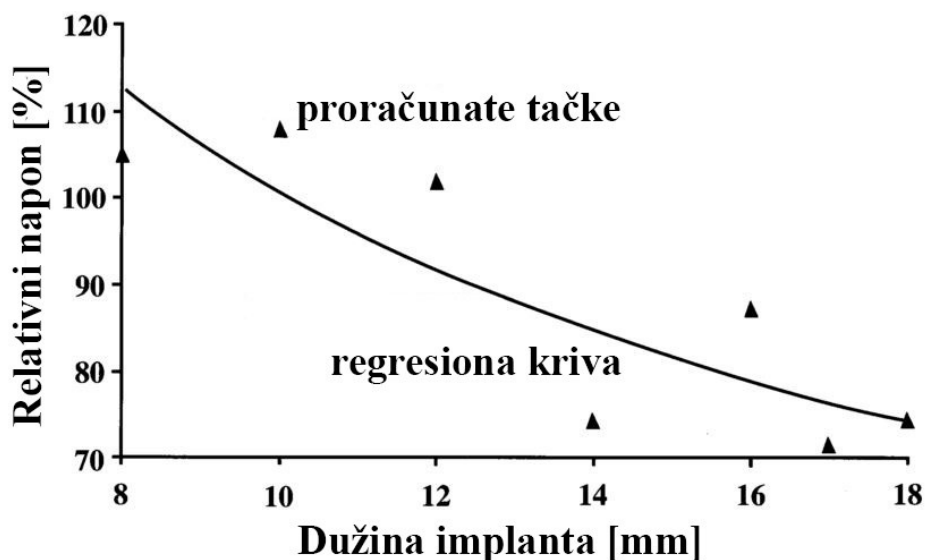
napone. Veći prečnik utiče i na veću otpornost na lom implanta [29, 39]. Sa biomehaničkog stanovišta, primena širih implanata omogućuje uključenje maksimalne količine kosti i teoretski bolju distribuciju napona u okolnoj kosti. Povećanjem prečnika implanta se smanjuju deformacije abatmenta za isto opterećenje [80], a i obezbeđuju bolju raspodelu sila žvakanja [77]. Neki autori smatraju da od svih geometrijskih karakteristika implanta jedino prečnik implanta ima uticaj na distribuciju napona i da sa povećanjem prečnika dolazi do smanjenja napona [83].

### 1.5.3 Uticaj dužine implanta na transfer opterećenja

Dužina implanta je dimenzija od vrha platforme implanta do njegovog vrha odnosno apeksa. Implanti su dostupni u dužinama od 5 do 20 mm [27]. Perisnard i saradnici [84] su ispitivali uticaj dužine implanta na okolnu kost. Prečnik je fiksiran na dimenziju od 3,75 mm, dok je dužina modela varirala od 6 do 12 mm. Autori su došli do zaključka da promena dužine implanta ne utiče na vrednost napona u okolnoj kosti. Povećanje prečnika je imalo uticaj na smanjenje napona. Sličan zaključak, da povećanje dužine implanta ne dovodi do smanjenje nastalog napona, su doneli Iplikciouglu i saradnici [73]. Iako ova analiza koristi model sa kortikalnom i trabekularnom kosti, zaključak nije u saglasnosti sa sličnim i novijim studijama. Sve ostale analize koje su koristile numeričke metode pokazuju smanjenje opterećenja na okolnu kost ili model prilikom povećanja dužine dentalnog implanta [31, 57, 65, 80].

Himlova i saradnici [72] su u već pomenutoj analizi ispitivali uticaj dužine na implante. Njihovi rezultati ukazuju na opadanje vrednosti deformacija sa porastom dužine (Slika 1.13.). Numeričke analize ukazuju da povećanje dužine implanta ima uticaj na smanjenje deformacija krestalne kosti [86], ali da dužina implanta koja prevazilazi 60 % visine kosti nema poseban uticaj na smanjenje vrednosti deformacija u krestalnoj kosti [62]. Više autora tvrdi da nije važna samo dužina implanta već i odnos između visine poprečnog preseka kosti i dužine implanta [57, 81, 82]. Povećanje dužine implanta ima najveći efekat kod uskih i zakošenih implanata. Klinička istraživanja takođe pokazuju bolje rezultate za implante koji

imaju veću dužinu [62]. Neki autori tvrde da radi dobijanja što veće kontaktne površine, dužinu implanta treba birati samo na osnovu dostupne kosti [29].



Slika 1.13. Veza između dužine implanta i relativne vrednosti napona [72].

Dužina implanta je uvek veća od debljine sloja kortikalne kosti, tako da nema poseban uticaj na interfejs između kosti i implanta. Ali ima uticaja na vrednosti napona u ovom delu kosti, jer sa većom dužinom u trabekularnoj kosti dolazi do veće stabilnosti implanta i veće kontaktne površine. Ovo je od velikog značaja na smanjenje napona oko vratnog dela implanta tokom okluzalnog opterećenja. Povećana dužina takođe doprinosi boljem otporu kosti na obrtni moment ili sile smicanja prilikom postavljanja abatmenta [83, 84].

Danas su dostupni implantanti sa dužinama u rasponu od 7-16 mm. Dužina implanta je direktno povezana sa kontaktnom površinom i kada se druge geometrijske karakteristike ne menjaju [90]. Cilindrični implant od 10 mm ima 30 % veću površinu u odnosu na implant dužine 7 mm i oko 20 % manje u odnosu na implant dužine 13 mm [91]. Neka istraživanja ukazuju da implantanti koji su duži od 15 mm pružaju veću stabilnost prilikom delovanja lateralnih sila. Saluja i saradnici [74] su prema svojoj numeričkoj studiji zaključili da raspodela i

koncentracija napona nije zavisna od dužine implanta. S druge strane, i kratki implantati koji nemaju toliku kontaktnu površinu mogu da obezbede ravnomernu distribuciju opterećenja. S obzirom da se najveći deo napona ispoljava u krestalnom delu implanta, a mnogo manje u apikalnoj trećini, pod nekim vrstama opterećenja, distribucija opterećenja između dugih i kratkih implanata može biti slična [89].

#### 1.5.4 Uticaj spoljašnjeg navoja na prenos opterećenja

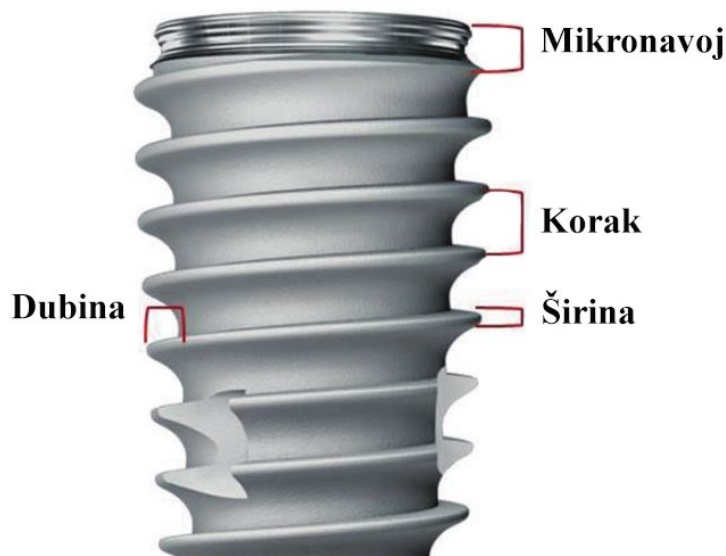
Začetkom primene dentalnih implanata, prvi tipovi implanata su uglavnom bili bez navoja. Sa daljim naučnim istraživanjima, došlo se do ove izmene na telu implanta, koja se zadržala i do danas. Navoj predstavlja jednu od geometrijskih karakteristika makrodizajna dentalnog implanta, pored već navedene dužine, prečnika i oblika implanta.

Uloga spoljašnjeg navoja implanta je da poveća kontaktnu površinu, odnosno površine preko koje se prenosi opterećenje. Pored ovoga, on doprinosi i boljoj raspodeli opterećenja u normalnom i tangencijalnom pravcu u odnosu na površinu navoja [29]. Prilikom implantacije, navoji bolje osiguravaju fiksni položaj dok još ne postoji čvrsta veza između kosti i implanta, odnosno dok ne nastane oseointegrirana veza. U tom slučaju su mikropomeranja svedena na minimum u periodu zarastanja, odnosno primarna stabilnost je bolja što osigurava bolju oseointegraciju [52].

Kombinacija navoja i porozne površine imaju pozitivan uticaj na oseointegraciju, posebno ako se implant postavlja u kost male gustine [92]. Posle srastanja, veza između implanta i kosti u prostoru između navoja dovodi do boljeg povezivanja na makro nivou. Tada nastaje bolja raspodela opterećenja i veća stimulacija kosti, što obezbeđuje dugotrajnost veze. Bez navoja, određeni delovi međusobnog kontakta bi bili preopterećeni, dok bi drugi bili nedovoljno opterećeni što bi dodatno nepovoljno uticalo na kvalitet kosti [78, 93].

Varijacije oblika implanata na tržištu se, pored samog oblika tela, uglavnom zasnivaju na promeni profila navoja, koraka, dubine i smera zavojnice (Slika 1.14.). Pomoću promene ovih parametara menja se i funkcionalna površina navoja i zbog ovoga se oni smatraju veoma važnim faktorom oblika implanta [29].

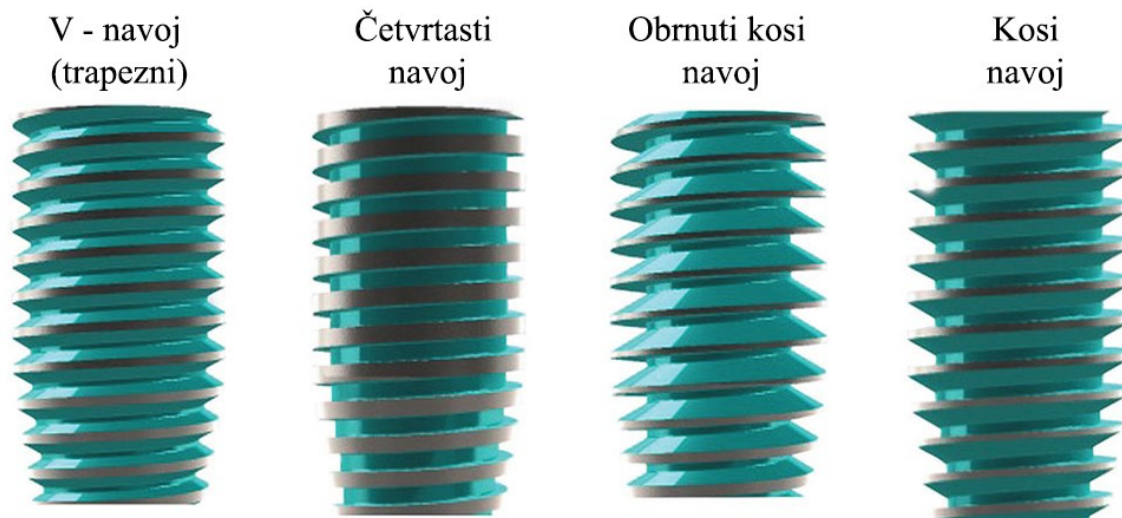
Četiri uobičajena profila navoja su: trapezni, kosi, obrnuti kosi i četvrtasti [10, 94] (Slika 1.15.).



Slika 1.14. Karakteristike navoja implanta [95]

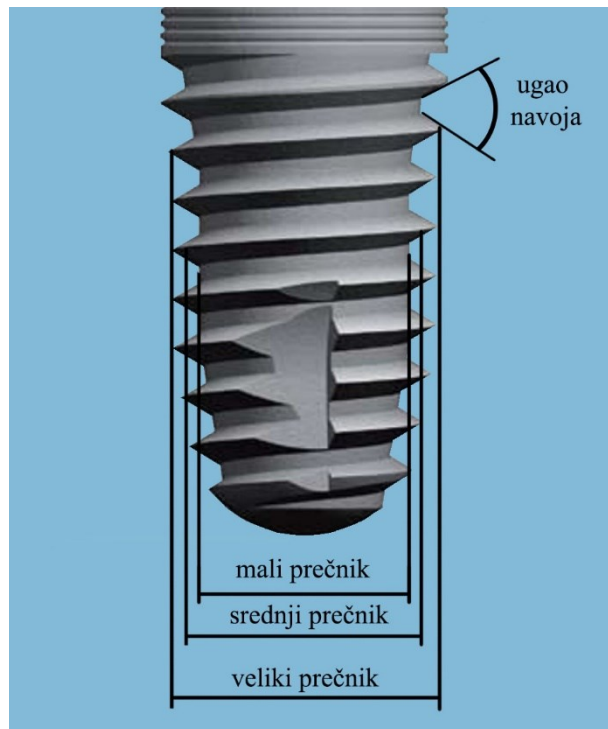
### **Korak navoja**

Korak navoja je razdaljina merena između najbližih paralelnih ravni neke od geometrijskih karakteristika implanta, odnosno aksijalno rastojanje susednih navojaka. Što je manji korak, više je navoja na telu implanta za datu dužinu i time je veća površina po jedinici dužine. Drugačije rečeno, smanjenje razdaljine između navoja povećava broj navoja po jedinici dužine. S obzirom da je napon srazmeran sili i površini, korak navoja se može smanjiti da bi se umanjio napon na kontaktnoj površini. U eksperimentalnom istraživanju je pokazano da se sa većim brojem navoja povećava ne samo geometrijska, već i aktivna površina implanta [3, 91].



Slika 1.15. Profili navoja dentalnih implanata [97]

Karakteristike navoja imaju veći uticaj na promenu veličine kontaktne površine u odnosu na oblik implanta, prečnik ili dužinu. Kontaktna površina implanta sa navojem je barem 30 % veća od cilindričnog implanta, ako su ostale geometrijske karakteristike identične [22]. Ovo je posebno značajno kada je poželjno povećati kontaktnu površinu, pri čemu postoje anatomska ograničenja. U ovom slučaju, pod anatomskim ograničenjem se misli na manjak koštane mase, odnosno vilične kosti u koju treba postaviti dentalni implant. Tada nije moguće postaviti implant sa velikim prečnikom ili dužinom, pa je najbolje preostalo rešenje smanjenje koraka navoja i posledično povećanje kontaktne površine. Ovo takođe može biti rešenje ukoliko pacijent, prilikom žvakanja, stvara visoku silu zagrižaja. U tom slučaju veća kontaktna površina smanjuje vrednosti napona na kontaktnoj regiji [3, 85].



Slika 1.16. Prečnici navoja implanta [98]

### Dubina navoja

Dubina navoja je rastojanje između velikog i malog prečnika navoja (Slika 1.16.). Konvencionalni implant obezbeđuje uniformnu dubinu navoja preko cele dužine implanta. Kod konvencionalnog implanta, zidovi su paralelni, i kao rezultat, mali prečnik navoja je konstantan duž njegove visine. Razlika između tipova implanta se uglavnom ogleda u promeni velikog prečnika duž visine implanta. Na primer, konusni implant često ima sličan mali prečnik, ali veliki prečnik opada ka apikalnom regionu (Slika 1.16.). Kao rezultat smanjenja dubine navoja, konusni implant ima manju površinu, što može da bude problem kod manjih dužina. Konusni implant sa navojem ima manju funkcionalnu površinu i zbog toga se lošije fiksira u kosti u apikalnom regionu. Dubina navoja otežava postavljanje implant u ležište, zbog povećanja površine trenja. Na isti način deluje i smanjen korak navoja čime se povećava veličina kontaktne površine.



## **Profil navoja**

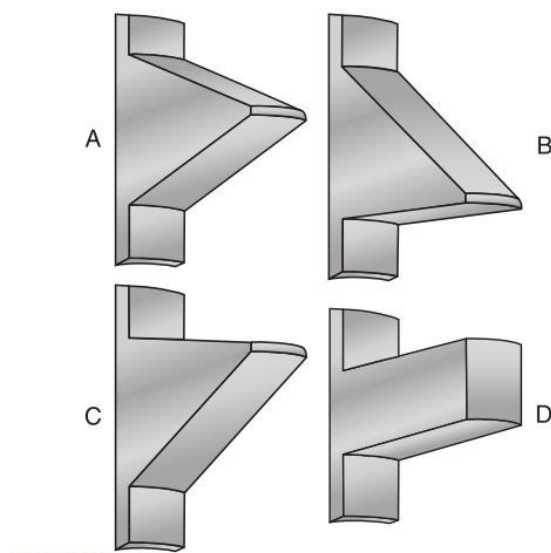
Profil navoja je još jedna važna karakteristika celokupne geometrije navoja [99]. Profili navoja u dentalnim implantima uključuju trapezni, kosi, obrnuti kosi i četvrtasti (Slika 1.17.). Sam profil trapeznog navoja je jednakokraki trapez sa uglom od 30 stepeni, tako da se može primeniti i za zatezno i smicajno opterećenje. Ovaj profil je najuobičajeniji kod dentalnih implanata.

Zbog različitih opterećenja koja deluju na dentalne implante, profili navoja su optimizovani za funkcionisanje pod kompresivnim i zateznim silama. Četvrtasti navoj pruža optimizovanu površinu za prevashodno kompresivni prenos opterećenja [86]. Profil ima primarno dizajnerske primene za uslove opterećenja ali takođe može doprineti inicijalnom zarastanju između implanta i kosti [92]. Steigenga i saradnici [100] su uporedili tri profila sa identičnim prečnikom implanta, dužinom, brojem navoja, dubinom navoja i površinskim uslovima. Trapezni i kosi navoj su imali sličan kontakt sa kosti, pri čemu je četvrtasti profil imao veći procenat površine i veću vrednost momenta odvijanja implanta. Prema ovome, oblik navoja takođe može biti važan parametar u dizajnu implanta prilikom inicijalne faze zarastanja, odnosno tokom oseointegracije. Prilikom delovanja kompresivne komponente sile na kost, dolazi do manje rizika za preopterećenja, dok smičuća sila treba biti eliminisana ili smanjena kada god je to moguće. Ugao navoja na telu implanta može promeniti smer okluzalnog opterećenja koje se nameće na protezu i vezu abatmenta na različite pravce na kontaktnoj površini implanta i kosti [22]. Kao rezultat, okluzalna opterećenja u aksijalnom pravcu tela implanta mogu biti kompresivna na interefejsu kada telo implanta ima četvrtasti ili pločasti dizajn navoja, ali se može konvertovati na veća smičuća opterećenja kada se postavi implant sa trapeznim navojem. Implant sa trapeznim ili četvrtastim profilom navoja prenose i manje smicajne sile u odnosu na cilindrične implante [20].

Kada aksijalno opterećenje deluje na krunicu, ugao površine navoja može promeniti aksijalno opterećenje u ugaono opterećenje koje će se ispoljiti na kontaktnoj površini. Cilindrični navoj može opteretiti kontaktnu površinu na pritisak kada aksijalno opterećenje deluje na krunicu

implanta. Ao i saradnici [101] su numerički ispitivali uticaj visine i širine navoja na primarnu stabilnost. Zaključak studije je da visina navoja igra važniju ulogu u određivanju vrednosti napona u kosti u odnosu na širinu navoja. Otkrili su da je najpovoljniji slučaj kada dubina prevazilazi 0,44 mm, a širina navoja je u opsegu od 0,19 do 0,23 mm, za kost tipa B/2 [9]. S obzirom da najpovoljniji tip navoja zavisi od tipa kosti u kojoj se implant koristi, neki autori preporučuju promenljivu konfiguraciju navoja [52]. Čun i saradnici [86] su ispitivali uticaj više vrsta profila, kao što su: 1) ravni (tzv. pločasti), 2) ravni sa malim radijusom, 3) trougaoni sa korakom 0,7 mm, 4) četvrtasti sa korakom od 0,9 mm i 5) četvrtasti sa malim radijusom. Naponsko stanje je bilo najpovoljnije za četvrtasti profil sa malim radijusom. Pored ovoga, otkrili su da je raspodela napona najbolja u slučaju kada je širina navoja bila 0,5p, a dubina 0,46p, gde p predstavlja korak navoja (Slika 1.14.).

Pokazano je da spoljašnji navoji smanjuju napon i klizanje na spoju kosti i implanta [78]. Tome potpomažu i neravnine na površini implanta, koje u sklopu sa navojima bolje prenose tangencijalne napone, odnosno opterećenja [92].



Slika 1.17. Vrste navoja A) V navoj; B) obrnuti kosi; C) kosi navoj; D) četvrtasti navoj [20]

Faeh i Muftu [18] su pomoću parametarske analize uporedili različite vrste dizajna implanata sa i bez spoljašnjih navoja. Zaključili su da navoji povećavaju lokalne napone duž kontaktne površine i tako potpomažu remodelovanje cele okolne kosti, pri čemu smanjuju verovatnoću

od preopterećenja. Ovaj uticaj je izraženiji u trabekularnoj kosti, a manje u kortikalnoj [94]. Promenom profila navoja se može povećati kompresija, a smanjiti napon smicanja. Patra i saradnici [102] su takođe došli do zaključka da četvrtasti profil navoja ravnomernije raspodeljuje napone u odnosu na kosi profil navoja. Kim [103] je uradio trodimenzionalnu MKE studiju oblika navoja. Ispitivani su implantati sa istom dubinom i brojem navoja, ali sa različitim profilima (trapezni, kosi i četvrtasti). Trapezni i obrnuti kosi su imali slične vrednosti. Četvrtasti navoj je imao manje vrednosti napona pod dejstvom kompresivnih i smičućih sila. Čun i saradnici [86] su utvrdili da je četvrtasti profil pogodan za okluzalno opterećenje u poređenju sa drugim dizajnima navoja. Numerička studija sa anizotropnim modelom kosti je takođe potvrdila da četvrtasti profil navoja pokazuje najbolje rezultate sa aspekta Mizesovih napona, pritiska, smičućih napona i mikropomeranja [104]. Četvrtasti navoj može obezbediti slične rezultate u maksili i mandibuli za različite gustine kostiju [22, 91, 100]. Različite modifikacije u šablonu navoja kao što su mikronavoji u predelu vrata, makronavoji na sredini tela i raznovrsne promene koraka navoja su se koristile da bi se naglasio efekat navoja i da bi se izazvao biomehanički efekat. Na ovaj način se mogu smanjiti deformacije u vratnom delu implanta i sprečiti resorpcija tog dela kosti [105]. Iz ovih razloga, u današnjoj praksi se implantati bez navoja i ne koriste.

#### 1.6 Uticaj abatmenata pod uglom

Abatment predstavlja spojni element između tela dentalnog implanta i nadogradnje. U zavisnosti od vrste sistema, abatment može biti izrađen izjedna sa implantom (integrisani implantni sistem) ili odvojeno (modularni implantni sistem) [4]. Ukoliko se implant i abatment spajaju navojnom vezom, potrebno je primeniti odgovarajući obrtni moment prilikom zatezanja abatmenta. Tom prilikom dolazi do istezanja stabla navoja, pri čemu nastaje zatezna sila. Ukoliko je opterećenje vijka u zoni elastičnosti, postoji tendencija da se vrati na prvobitnu dužinu što stvara veliku silu između površina samog abatmenta i implanta. Ova sila se naziva i silom predopterećenja [4, 23]. Takođe, ove sila utiče i na silu trenja između dodirnih površina, što zavisi i od koeficijenta trenja samih površina. Vrednost momenta zatezanja uglavnom je u opsegu od 20-45 Ncm [23, 24, 106, 107]. Stabilnost

navojnog spoja zavisi od vrednosti zateznog momenta, i iz tog razloga se on treba održavati konstantnim tokom vremena. Pored dizajna implanta, na raspodelu opterećenja takođe utiče i položaj abatmenata. U idealnom slučaju implantanti bi trebali da su paralelni među sobom, i da budu poravnati sa aksijalnim silama [108]. U određenim situacijama implant nije moguće postaviti u vertikalnom položaju. To može biti usled nedostatka koštane mase, anatomskih ograničenja ili neiskustva hirurga [109]. U ovim slučajevima je neophodno postaviti abatment pod uglom [47, 110–112].

Sa nagnutim abatmentom, konačna nadogradnja, kao što je krunica, se može postaviti u željenom položaju. Postoji više studija koje su se bavile uticajem ugla abatmenata dentalnih implanata na raspodelu opterećenja u okolini implanata. Kroz ova istraživanja je ukazano da abatmenti sa uglom većim od uglom od  $0^\circ$  mogu izazvati prevelike deformacije koje takođe mogu dovesti do nepovoljnog ishoda terapije [113–115].

Broš i saradnici [113] su ispitivali sedam cilindričnih implanata  $\varnothing 4 \times 13$  mm, Integral Omniloc. Deformacije u okolini pet implanata su merene pomoću mernih traka, koji su postavljeni u PL1 materijal koji je simulant kosti. Preostala dva implanta su postavljena u fotoelastični materijal PLM-4B. Na ove implante su postavljeni abatmenti sa tri različita ugla nagiba od  $0^\circ$  (prav),  $15^\circ$  i  $25^\circ$ . Primenjena je ekscentrična sila od 350 N. Kod pravih abatmenata su detektovane kompresivne deformacije duž celog implanta. Kada su opterećivali implante sa nagnutim abatmentima, deformacije su bile zateznog i kompresivnog karaktera u zavisnosti od strane abatmenta. Deformacije su bile najveće u vratnom delu implanta, 2,9 i 3,65 puta veće kada su opterećeni abatmenti od  $15^\circ$  i  $25^\circ$ , respektivno, u odnosu na prave abatmente.

Hasan i saradnici [115] su ispitivali uticaj nagiba abatmenta na deformacije u okolini dva slična implanta,  $\varnothing 3,5 \times 16$  mm Tioloks, i  $\varnothing 3,5 \times 16$  mm Tiologic. Prvi deo studije je eksperimentalan, pri čemu su implantanti usađivani u deo teleće kosti. Numerički deo studije je sproveden na modelu kosti, čiji je model odgovarao eksperimentalnom modelu. Oba implanta imaju sličnu geometriju, pri čemu razlike postoje u vratnom delu implanta. Naime, implant Tioloks poseduje 1 mm glatke površine, a ostatak je sa hrapavom teksturom. Tiologic

implant ima mikronavoj u vratnom delu, pri čemu i on poseduje hrapavu teksturu. Po preostalim geometrijskim karakteristikama, implanti su bili isti. Na implante su postavljeni abatmenti sa uglom od  $0^\circ$  i  $20^\circ$ . Na abatmente je primenjena sila od 40 N. Najveće Mizesove deformacije su otkrivene za implante sa hrapavom površinom bez mikronavoja i nagnutim abatmentima. Ove deformacije su bile veoma visoke, preko 20 000  $\mu\epsilon$ , odnosno preko 2 %. Za prave abatmente su bile reda 10 000  $\mu\epsilon$  ili 1 %, za Tioloks implante.

Bahuguna i saradnici [116] su pomoću MKE metode analizirali prednji region gornje vilice (maksile), u koji su postavili cilindrične implante  $\varnothing 4,1 \times 13$  mm. Abatmenti sa nagibima od  $0^\circ$  (prav),  $10^\circ$ ,  $15^\circ$  i  $20^\circ$  su postavljeni na implante i korišćena je kosa i aksijalna sila od maksimalno 200 N. Zaključili su da se zatezni i kompresivni naponi povećavaju sa većom angulacijom abatmenta, ali da promena opterećenja ne bi ugrozila kost, odnosno da je sasvim bezbedno koristiti abatmente pod uglom. Kavalaro i saradnici [108] su na osnovu pregleda literature ustanovili da veći nagib implanta neće obavezno ugroziti povoljan ishod terapije iako zaista dolazi do većeg opterećenja same kosti u okolini implanta.

## 1.7 Pregled literature eksperimentalnih istraživanja

Određivanje deformacija oko dentalnih implanata predstavlja kompleksan fizički problem, tako da se teorijski modeli ne smatraju pogodnim za analizu [50]. Iz ovog razloga se za studije iste i slične tematike koriste uglavnom numeričke ili eksperimentalne metode. Eksperimentalne metode zahtevaju izradu različitih fizičkih modela koji u zavisnosti od analize mogu imati različite oblike. Često se primenjuju modeli rektangularnog oblika različitih dimenzija koji simuliraju manji ili veći deo vilice. U nekim slučajevima su izrađivani modeli cele vilice od akrilnih smola [24, 112]. U zavisnosti od metode merenja, materijal za izradu modela može biti poli(metil metakrilat) (PMMA) [41, 117], fotoelastični materijali [51, 113, 118], poliuretan i epoksi smole [85], veštačke kosti [119]. Eksperimentalni modeli imaju uglavnom rektangularni oblik pri čemu dentalni implant zauzima centralnu poziciju u modelu.

### 1.7.1 Studije sa fotoelastičnom metodom

Fotoelastična metoda je jedna od najstarijih eksperimentalnih metoda za analizu napona u mehaničkim ispitivanjima i spada u metode optičke metrologije. Suština ove metode je zasnovana na studijama prostiranja svetlosti kroz prozirne medijume, još iz 19-og veka. Fotoelastična metoda je tehnika uz pomoć koje se može vizuelizovati raspodela napona u određenom modelu. Ona koristi interferenciju komponenti polarizovanog svetla koje se propušta kroz opterećen model od fotoelastičnog materijala. Fotoelastični materijali imaju karakteristiku dvojnog prelamanja, odnosno imaju dva različita indeksa prelamanja koji zavise od pravca prostiranja svetlosti. Ova metoda iz tog razloga zahteva izradu modela od materijala sa svojstvom dvojnog prelamanja svetlosti. Fenomen dvojnog prelamanja je fizičko svojstvo nekih optičkih materijala koji nisu optički izotropni, kao što su npr. kristali kvarca. Kod ovih materijala, indeks prelamanja varira sa pravcem prostiranja svetlosti. Ovaj fenomen se takođe može javiti i kod optički izotropnih materijala koji postaju anizotropni kada se izlože opterećenju. Materijali koji su generalno optički izotropni imaju isti indeks prelamanja u svim pravcima. Kada se polarizovana svetlost propusti kroz opterećen model, dvojno prelamanje uzrokuje prelamanje svetlosti na dva normalna pravca napona. Razlika u indeksima prelamanja dovodi do relativnog kašnjenja između faza dva komponentna talasa. Dva talasa se kombinuju pomoću polariskopa i nastaje interferencija. Kada se optereti materijal, zbog svojstva dvostrukog prelamanja nastaju šabloni i prelazi različitih boja, koji se nazivaju izohromama. Ovi šabloni izohroma omogućavaju utvrđivanje stanja napona na površini od interesa. Konture prelaza daju informaciju o veličini napona ili deformacija, a rastojanje između njih o većoj ili manjoj koncentraciji napona u tom delu. Veći broj izohromatskih linija ukazuje na više vrednosti napona [108]. Pod naponom, raspored indeksa prelamanja se opisuje elipsoidom. Ose elipsoida indeksa prelamanja se poklapaju sa pravcima glavnih napona. Do ovog otkrića je došao Bruster još 1816. godine. Kasnije je i Maksvel otkrio zakon koji povezuje glavne indekse prelamanja sa glavnim naponima [120]. Fotoelastična metoda je u toku 20-og veka najviše korišćena za vizuelizaciju rasporeda napona u eksperimentalnim modelima. Njena primena je bila široka i u industrijskim istraživanjima, ali to više nije bio slučaj kada su na scenu stupile numeričke metode. Fotoelastična metoda zahteva primenu fotoelastičnih materijala čije karakteristike često ne

odgovaraju mehaničkim karakteristikama uzorka [51, 121, 122]. Takođe, nije moguće otkriti normalne napone u uzorku, već samo tangencijalne [113].

Broš i saradnici su pomoću fotoelastične metode i mernih traka ispitivali uticaj ugla nagiba abatmenta, od  $0^\circ$ ,  $15^\circ$  i  $25^\circ$ , na napone i deformacije u okolnom modelu [113]. Fotoelastična analiza je pokazala povećanje od 11 % u redu izohrome između abatmenata od  $15^\circ$  i  $25^\circ$  u odnosu na potpuno vertikalni abatment. Guichet i saradnici su ispitivali efekat povezivanja i interproksimalnog kontakta između nadogradnji [123]. Povezana nadogradnja je obezbedila optimalniju raspodelu normalnih napona u odnosu na nepovezanu nadogradnju, koja je dovela do koncentracije vrednosti oko pojedinačnih implanata. Celik i Uludag su ispitivali uticaj nagiba implanta i vrste veze između međusobnih nadogradnji [124]. Rezultati su pokazali da vertikalni implantati ( $0^\circ$ ) i implantati sa nagibom od  $20^\circ$  prouzrokuju slične vrednosti napona, koji se nalaze u optimalnim granica sa aspekta opterećenja kosti. Tiosi i saradnici su poredili napone i deformacije u okolini implanta sa povezanom i nepovezanom nadogradnjom [118]. Rezultati su pokazali da povezana nadogradnja obezbeđuje bolju raspodelu opterećenja, odnosno da nastaju niže vrednosti napona u okolini implanta. Asundi i Kišen su ispitivali raspodelu napona između korena zuba i kosti [125]. Fotoelastični model je ukazao na najveće vrednosti napona u okolini vrata implanta. Vrednosti napona su kontinualno opadale ka apeksu zuba. Cehreli i saradnici su ispitivali uticaj dizajna implanta na transfer opterećenja, a rezultati i zaključci su pomenuti u daljem tekstu [51].

### 1.7.2 Studije sa mernim trakama

Metoda mernih traka omogućava direktno merenje deformacija na kostima. Osetljivost izduženja merne trake je funkcija relativne promene dužine i osnovne otpornosti materijala kada je istegnut. Merne trake daju rezultate u diskretnim vrednostima, koje predstavljaju prosečnu vrednost pravih izduženja koja nastaju ispod same merne trake [122]. Njihova glavna mana je što mere deformacije isključivo na području na kome su postavljene. Takođe, na merenje utiče i priprema lokalne površine za postavljanje merne trake, promene temperature okoline kao i prikačena instrumentacija [126]. Pored ovoga, ako uzorak ima komplikovanu geometriju, ovo pravi dodatnu poteškoću. Heterogenost materijala takođe

utiče na rezultate zbog prikaza prosečnih vrednosti u oblasti merenja (prostor ispod trake). Ako u mernom polju postoji oštar gradijent, moguće je da se neće ispoljiti u ovom diskretnom eksperimentalnom merenju [122]. Zato su rezultati u obliku kontinualnih deformacionih polja veoma značajni, slično kao što pruža metoda konačnih elemenata, što nije moguće dobiti sa mernim trakama. S druge strane, njihova mala veličina i minimalna međusobna interferencija su karakteristike koje ih čine dobrim za primenu u kliničkim ispitivanjima [125].

Broš i saradnici su ispitivali raspodelu napona na graničnoj površini modela (materijal PC-1) i implanta  $\varnothing 4 \times 13$  mm Omniloc, u slučajevima kada se koriste abatmenti od  $15^\circ$  i  $25^\circ$  u odnosu na prave abatmente. Rezultati su pokazali da dolazi do trostrukog i četverostrukog (respektivno) povećanja kompresivnih napona na vratnom delu implanta, u poređenju sa pravim abatmentima. Ono što je zanimljivo jeste da identična analiza pomoću fotoelastične metode takođe pokazuje povećanje napona, ali samo od 11 % [113]. Hekimoglu i saradnici [24] su merili deformaciju oko suprotnih endosealnih implanata prilikom okluzije. Modeli obe vilice su napravljeni od akrilne smole i u njega su postavljeni veštački zubi prirodnog oblika i dentalni implantati. Merne trake su postavljene na modelima vilice, na predelu oko vratnih delova implanata. Nulta hipoteza ovog eksperimenta je da su vrednosti deformacija oko implanta jednake ili veće onima koje nastaju oko prirodnog zuba. Pod statičkim i dinamičkim opterećenjem, vrednosti deformacija oko prirodnih zuba su bile znatno manje u odnosu na implante koji su u okluzalnom kontaktu sa dentalnim implantom. Eser i saradnici su pomoću mernih traka merili deformacije na površini kosti na ljudskim leševima (kadaverima), sa maksimalnom silom od 100 N, pri čemu su otkrili veće deformacije oko cervikalnog regiona i površine korena. Najveće vrednosti aksijalnih deformacija su iznosile  $546 \mu\epsilon$  [127]. Hekimoglu i saradnici su koristili merne trake da mere spoljašnje deformacije na modelu vilice prilikom delovanja zagrižajne (okluzalne) sile [24]. Primenjena sila je bila aksijalna statička i lateralna dinamička, sa maksimalnim intenzitetom od 100 N. Maksimalne deformacije su izmerene sa bočne strane implanta, od  $263 \mu\epsilon$  i  $292 \mu\epsilon$ , za aksijalnu statičku i lateralnu dinamičku silu, respektivno. Uticaj aksijalne statičke sile se ogledao kroz nastanak



kompresivnih deformacija oko zuba, dok je dinamičko opterećenje prouzrokovalo kombinaciju kompresivnih i zateznih deformacija.

### 1.7.3 Studije sa korelacijom digitalnih slika

Korelacija digitalnih slika (eng. Digital Image Correlation method, DIC) je optička metoda za merenje pomeranja i deformacija, pri čemu se na područje od interesa nanosi stohastička šara, sa visokim kontrastom. Tokom opterećenja, dve kamere prave niz fotografija, i na osnovu promene rastojanja između šara u određenim intervalima vremena, se određuje pomeranje. Prednosti ove metode su što se može primeniti na uzorke sa nepravilnom geometrijom i heterogenom strukturom. Druge metode optičke metrologije uključuju i Moire interferometriju (MI), holografsku interferometriju (HI) i elektronsku interferometriju sa tačkicama (ESPI). Iako ove metode takođe spadaju u metode optičke metrologije, one su metodološki različite u odnosu na DIC jer koriste interferometriju svetlosti što nije slučaj kod DIC metode [121].

Tiosi i saradnici [117] su analizirali deformacije na bloku akrilata sa implantima, u cilju utvrđivanje najbolje dentalne nadoknade, tj. nadoknade sa najpovoljnijim karakteristikama prenosa opterećenja. Spojene nadoknade su pokazale najravnomerniju distribuciju opterećenja. Kian i saradnici [128] su uz pomoć DIC metode, izmerili pomeraj periodoncijuma iz svinjske vilice. Da bi imali pristup kontaktnoj konturi između zuba i vilične kosti, rađeni su preseci svežih uzoraka. Periodontalni ligament je pokazao nelinearno viskoelastično ponašanje. Najveće deformacije su primećene oko i ispod vrha (apeksa) opterećenog zuba. Morita i saradnici [129] su koristili ovu metodu za merenje deformacija oko granične linije između implanta i modela alveolarne kosti. Poredili su deformacije kod modela koji je simulirao oseointegrisanu vezu između kosti i implanta, i modela koji je simulirao neoseintegrisanu vezu. Rezultati su pokazali da su deformacije znatno veće kod modela koji je simulirao neoseintegrisanu vezu. Markvart i saradnici [130] su u svojoj studiji uporedili stabilnosti nestandardnih jednodelnih i dvodelnih mandibularnih implantata uzorku od 30 svinjskih vilica. Za određivanje deformacija su koristili DIC sistem. Dvodelni implantati su pokazali veću stabilnost u odnosu na jednodelne implante. DIC je primenjivana

i za merenje deformacija ljudske vilice ispod proteze prilikom opterećenja aksijalnom silom. Otkrivena je linearna veza između deformacija kosti donje vilice i opterećenja. Najveće deformacije su bile u regiji kontakta između vilice i proteze, od 5 %, pri maksimalnoj sili od 500 N [131, 132].

## **2. Pregled i analiza postojećeg stanja predmeta istraživanja**

### **2.1 Uzrok prekida terapije**

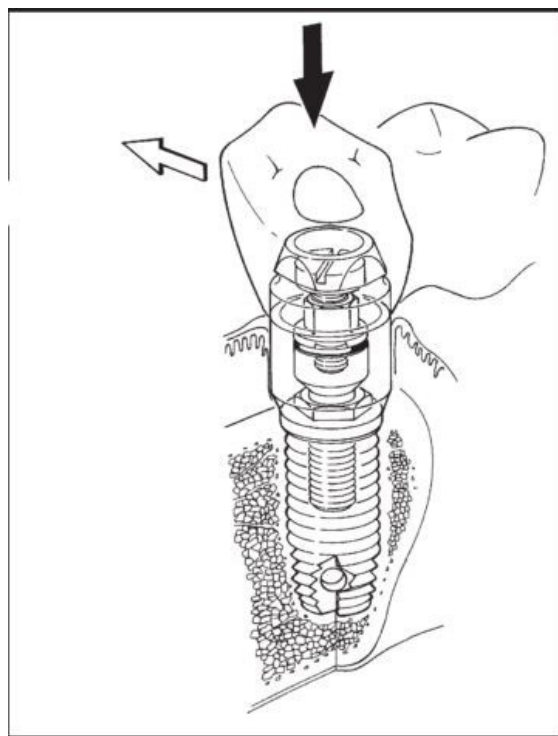
Dentalni implantanti se u današnjoj stomatologiji ugrađuju rutinski, s obzirom da je njihova klinička primena duža od četiri decenije [133]. Posle ugradnje dentalnih implanata, očekuje se da će on biti funkcionalan do kraja života pacijenta. Uprkos napretku različitih tehnika i dalje dolazi do neizvesnih ishoda i neuspešnih terapija [134], jer u procesu pre i posle zarastanja mogu nastati određene komplikacije. Ukoliko usled tih komplikacija dođe do nemogućnosti funkcionisanja implanta, on se mora ukloniti [135]. Postoji više različitih faktora koji mogu ugroziti uspeh terapije. Okluzalno preopterećenje spada među glavne uzroke neuspele terapije sa dentalnim implantima. Kost oko implanta se povlači, resorbuje, zbog koštanih mikrofraktura koje su obično povezane sa preopterećenjem. Ovo je glavni razlog zašto je prenos opterećenja između implanta i kosti važan korak u celokupnoj analizi opterećenja [136].

Tabela 2.1. Faktori povezani sa nepovoljnim ishodima terapije implanata [137]

Faktor	Uzrok
Implant	Prethodni neuspeh terapije, Površinska hrapavost, Površinska čistoća i sterilnost, Odstupanja u naleganju, Vreme eksponiranja kosti prilikom zahvata.
Mehaničko preopterećenje	Prerano opterećenje, Traumatična okluzija zbog neadekvatnih nadoknada
Pacijent (lokalni faktori)	Oralna higijena, Gingivitis, Kvantitet i kvalitet kosti, Lokalna infekcija/zapaljenje, Prisustvo prirodnog zuba, Periodontalni status prirodnih zuba, Prisustvo stranih tela (uključujući i ostatke sa operacije) u džepu implanta, Održivost mekog tkiva.
Pacijent (sistemski faktori)	Vaskularni integritet, Pušenje, Alkoholizam, Predispozicije na infekcije (npr. Metaboličke bolesti steroidne terapije, godine, itd.), Sistemske bolesti, Hemoterapija/radioterapija, hipersenzitivnost na delove implanta.
Hirurška tehnika/okruženje	Hirurška trauma, Oštećenje kosti visokom temperaturom prilikom bušenja, Kontaminacija bakterijama pre operacije, instrumenti, rukavice, operaciona sala.

## 2.2 Transfer opterećenja sa zuba na model kosti i definicija mehaničkog preopterećenja

Bilo koji dentalni implant, bez obzira na njegov oblik ili materijal od kojeg je izrađen, je izložen intraoralnim silama i momentima (Slika 2.1.) [138]. Sile se manifestuju u vidu napona koji se raspoređuju u zavisnosti od pravca delovanja sile, kontaktne površine i oblika implanta. Jedan od ciljeva svake terapije sa dentalnim implantima jeste izbegavanje patoloških deformacija i gubitka kosti, koje posledično vode ka gubitku dentalnog implanta. Ovakvi problemi se mogu prevazići pravilnim izborom materijala implanta, njegove površine i geometrije, koji su među glavnim faktorima kada se govori o prenosu opterećenja [50]. Dobar dizajn implanta je onaj koji ne uzrokuje koncentracije napona i vrši ravnomernu distribuciju napona.



Slika 2.1. Shema implanta tokom opterećenje [139]

Prenos opterećenja sa implanta na kost je jedan od najvažnijih parametara uticaja implanta, posebno kada je poznato da sile na zubima pri žvakanju dostižu vrednosti i do 2500 N [140, 141]. Ova karakteristika daje informaciju o intenzitetima i pozicijama najvećih koncentracija

napona u kosti, usled delovanja sila i momenata na implant. Kost najbolje podnosi kompresivne sile, dok je 30 % slabija na zatezno opterećenje, a 65 % slabije podnosi sile smicanja [19].

Karakteristike implanta koje izazivaju prevelike ili premale napone mogu doprineti patološkoj resorpciji kosti ili njenoj atrofiji [94]. Iz ovog razloga potrebno je da teoretski modeli i eksperimentalni podaci budu dostupni u slučaju planiranja određenog zahvata.

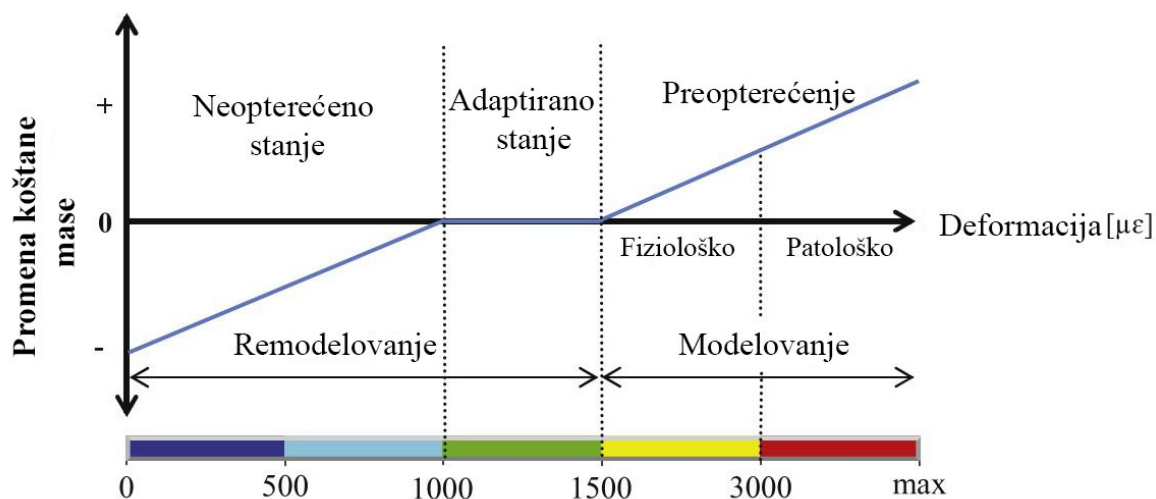
Pod uticajem spoljašnjeg opterećenja, kost menja svoju gustinu i oblik da bi se prilagodila opterećenju odnosno deformacijama. Ovaj fenomen je prvi opisao Vulf (Wolf) 1892. godine [142, 143]. Prema njegovom zakonu transformacije, kost reaguje na mehaničko opterećenje. Opterećenja, u zavisnosti od intenziteta, mogu dovesti do povećanja ili gubitka koštane mase, a ukoliko se nivoi deformacija kreću u homeostatskom opsegu koštana masa se održava na konstantnom nivou [8]. Ovi opsezi opterećenja su definisani u teoriji mehanostata (Slika 2.2.) [114, 144]. U hipotezi mehanostata su opisani procesi remodelovanja kosti u zavisnosti od stepena opterećenja. Predstavljeni su tzv. „prozori“, odnosno opsezi opterećenja, koji su podeljeni na četiri grupe. Opsezi su ograničeni pragovima vrednosti deformacija. Ovi pragovi, odnosno granične vrednosti deformacija su nazvani minimalnim efektivnim deformacijama (MES – eng. minimum effective strain). Opseg opterećenja u kome dolazi do atrofije kosti je označen sa DW (eng. disuse window). Ukoliko je kost izložena ovim nivoima deformacija produženi period vremena, dolazi do smanjenja koštane mase, jer ne predstavlja dovoljne stimulacije kosti. Ravnotežno stanje kosti je označen sa AW (eng. adapted window) i predstavlja nivo deformacija koji održava koštanu masu na konstantnom nivou, prilikom uobičajenih dnevnih aktivnosti. Opseg koji predstavlja blago preopterećenje je označen sa MOW (eng. mild overload window) i predstavlja nivo deformacija koji je veći od uobičajenog i koji vodi ka povećanju koštane mase. Opseg opterećenja koji je označen sa POW (eng. pathologic overload window) je nivo deformacija koji dovodi do patološkog preopterećenja kosti, odnosno oštećenja kosti. MESr je prag vrednosti deformacija koji razdvaja opsege normalnog opterećenja i nedovoljnog opterećenja. MESm predstavlja prag deformacija koji razdvaja normalno opterećenje i blago povećano opterećenje, dok je MESp vrednost koja deli blago preopterećenje i patološko preopterećenje.

$$\text{Odgovor koštanog tkiva} = \begin{cases} \text{DW: } \underline{\text{Smanjena koštana masa}}; & \text{deformacija} < \underline{\text{MESr}} \\ \text{AW: } \underline{\text{Konstantna koštana masa}}; & \underline{\text{MESr}} < \text{deformacija} < \underline{\text{MESm}} \\ \text{MOW: } \underline{\text{Povećana koštana masa}}; & \underline{\text{MESm}} < \text{deformacija} < \underline{\text{MESp}} \\ \text{POW: } \underline{\text{Oštećenje kosti}}; & \underline{\text{MESp}} < \text{deformacija} \end{cases}$$

Slika 2.2. Hipoteza mehanostata: odgovor tkiva na opterećenje [144]

Ako su deformacije ispod minimalnog opterećenja - deformacija su manje od  $\text{MESr}$ , dolazi do smanjenja koštane mase. Ako su u opsegu između minimalnog praga i praga remodelovanja ( $\text{MESr} < \text{deformacija} < \text{MESm}$ ), masa se održava konstantnom. Deformacije veće od praga remodelovanja, a manje od patološkog opsega ( $\text{MESm} < \text{deformacija} < \text{MESp}$ ) dovode do rasta koštane mase. Ukoliko dolazi do još većih deformacija ( $\text{MESp} < \text{deformacija}$ ), dolazi do oštećenja, odnosno defekta kosti [144]. S obzirom da ne može doći do zarastanja defekata u periodu između ponovnih opterećenja, defekti se povećavaju, što vodi i ka gubitku implanta [95].

Na Vulfovom zakonu je zasnovana i hipoteza mehanostata koja omogućava bolje razumevanje deformacija kosti koje nastaju u različitim uslovima opterećenja (Slika 2.3.). Iako opseg deformacija zavisi od same individue kao i dela kosti na kojoj deluje opterećenje, ova hipoteza omogućava lakše povezivanje kliničkih rezultata i biomehaničkih odgovora [145, 146].



Slika 2.3. Stanja kosti u zavisnosti od vrednosti deformacija [146]

Opsezi koji su prvi put uvedeni u teoriji mehanostata su dobili fizičke vrednosti deformacija tek kasnije. Tako da vrednosti deformacija u opsegu 0,005 – 0,1 % rezultuju u gubitku koštane mase i odgovaraju DW vrednostima. Deformacije od 0,1 – 0,15 % (1000 – 1500  $\mu\epsilon$ ) predstavljaju deformacije koje povećavaju koštanu masu do optimalnog nivoa, posle čega je održavaju na konstantnom nivou (AW i MOW). Vrednosti deformacija koje su veće od 0,3 % (3000  $\mu\epsilon$ ) predstavljaju patološko preopterećenje (POW). Pri ovim vrednostima dolazi do postepene razgradnje kosti, tj. do gubitka koštane mase [137, 140]. Ukoliko su vrednosti deformacija u optimalnom opsegu (AW i MOW), dolazi do rasta koštane mase do optimalnog nivoa, a potom se održava na konstantnom nivou. Deformacije u okolini implanta, i njihove vrednosti su od kritične važnosti za stabilnost implanta. Iz ovog razloga je više autora koristilo ovaj kriterijum za usmeravanje daljeg toka terapije sa aspekta oblika, prečnika i dužine implanta, kao nagiba i pozicije [45, 141–144]. Dizajn implanta koji stvara ravnomernu distribuciju deformacija, bez koncentracija napona i deformacija u svojoj okolini, se smatra dobrim inženjerskim rešenjem.



### 2.3 Zaključak i ciljevi doktorske disertacije

U dosadašnjim studijama postoji znatan broj eksperimentalnih modela koji su se primenjivali za određivanje raspodele opterećenja, u vidu napona ili deformacija, različitih dentalnih implanata i nadogradnji. U tim ispitivanjima su za merenje često korišćene merne trake i metoda fotoelastičnosti. Merne trake imaju svojih ograničenja koje se ogledaju u vidu lokalnosti merenja, vremena priprema i obrade modela. Metoda fotoelastičnosti zahteva izradu modela od materijala sa svojstvima dvojnog prelamanja (birefrakcije), pri čemu obezbeđuje prevashodno kvalitativnu raspodelu napona. Iz ovih razloga, ove metode mogu biti veoma zahtevne za primenu.

Numeričke analize podrazumevaju niz pretpostavki u vezi geometrije uzorka, karakteristika materijala i graničnih uslova. Ovde se uviđa potreba za komplementarnim eksperimentalnim modelima kojima bi se ovi numerički modeli mogli verifikovati. U okviru eksperimentalnih merenja, metode optičke metrologije, u koje spada i korelacija digitalnih slika, prevazilaze probleme koje postoje kod već navedenih eksperimentalnih metoda.

U današnjoj praksi ne postoji standardna eksperimentalna metoda za ispitivanje uticaja dizajna implanta na kost prilikom aksijalnog opterećenja, kao ni koncenzusa o najboljem dizajnu implanta ili abatmenta [151]. Pregled dosadašnjih istraživanja ukazuje da zaključci u vezi uticaja dizajna, odnosno geometrijskih karakteristika implanta mogu biti donekle i kontradiktorni. Iz navedenog se uviđa potreba za razvojem metode pomoću koje se može obezbediti poredivost između rezultata, kao i zaključak o biomehaničkom uticaju geometrije implanta na noseću strukturu. S obzirom na veliki broj implanata koji se mogu naći na tržištu, uviđa se potreba za ovakvom metodom. Posebnim aspektima dizajna se smatraju prečnik i dužina implanta jer oni primarno najviše utiču na okolne deformacije i napone [37]. Ove analize se u naučnoj zajednici uglavnom vrše pomoću numeričkih metoda, jer bi analitička rešenja bila neadekvatna zbog svoje kompleksnosti.

Zadatak ove doktorske disertacije je stvaranje metodologije za ispitivanje polja uticaja prenosa opterećenja sa implanta na noseću strukturu na bazi modela od poli(metil metakrilata) i metode korelacije digitalnih slika. Procenjuje se da ova eksperimentalna

metodologija može da obezbedi korisne podatke o uticaju oblika implanta na njegovo polje delovanja, odnosno o njegovom prenosu opterećenja. Na ovaj način se može doći do još jednog korisnog aspekta, koji pruža bolji uvid u karakteristike oblika implanata i vodi ka eksperimentalno boljem dizajnu. Takođe, mogućnost formiranja baze podataka u kojoj je zabeležen uticaj na napone i deformacije svih dentalnih implanata koji se primenjuju u stomatološkoj praksi je takođe veoma privlačna ideja koja se ostavlja kao zadatak za buduća istraživanja.

### Ciljevi doktorske disertacije

1. Idejni razvoj eksperimentalnih modela za ispitivanje uticaja geometrije dentalnih implanata na okolnu raspodelu deformacija.
2. Idejni razvoj i izrada kalupa i eksperimentalnih modela.
3. Razvijanje numeričkih modela.
4. Analiza uticaja debljine sloja akrilata na vrednosti deformacija na površini eksperimentalnih modela.
5. Verifikacija numeričkih modela eksperimentalnim rezultatima.
6. Analiza uticaja nagiba dentalnih abatenata na prenos opterećenja.
7. Analiza uticaja nagiba dentalnih implanata na prenos opterećenja.
8. Ispitivanje uticaja dva glavna geometrijska parametra, prečnika i dužine dentalnih implanata, na prenos opterećenja. Određivanje regije sa najvećim i najmanjim vrednostima deformacija na površini modela.
9. Poređenje uticaja geometrije dentalnih implanata sa višeparametarskim razlikama na pojavu i vrednosti deformacija na površini modela.

### **3. Materijal**

U okviru razvoja odgovarajuće metodologije za analizu uticaja geometrije implanata su razvijena tri različita eksperimentalna modela. Modeli između ovih studija se razlikuju po obliku i dimenzijama bloka, kao i tipovima implanata koji su postavljeni u njih. U okviru ovog poglavlja su predstavljena dva eksperimentalna modela koja su primenjena za analizu uticaja geometrije. Prvi eksperimentalni model koji je prikazan je ispitivan u okviru preliminarne studije, koja je imala za cilj da ispita uticaj nagiba abatmenta na vrednosti Mizesovih deformacija. Ovde je dodatno analiziran i uticaj debljine sloja akrilata na pojavu deformacija na površini od interesa. Drugi eksperimentalni model je ispitivan u okviru glavne studije koja je poredila uticaj geometrije tri dentalna implanta različitog oblika. Treći eksperimentalni model je primenjen isključivo za verifikaciju numeričkog modela i njegov detaljan opis je dat u okviru numeričkih rezultata, u poglavlju sa numeričkim modelima i rezultatima.

#### **3.1 Dentalni implanti**

##### **3.1.1 Uzorci - Preliminarna studija**

U okviru preliminarne studije su korišćena dva dentalna implanta, SLA active Strauman 4,1 x 10,00 mm sa dva različita abatmenta. Jedan abatment je bio prav ( $0^\circ$ ), dok je drugi abatment bio pod uglom od  $35^\circ$  u odnosu na podužnu osu tela implanta. Oba implanta su napravljena od komercijalno čistog titanijuma.

##### **3.1.2 Uzorci - Glavna studija**

U ovoj studiji je korišćeno 3 implanta različite geometrije, od dva različita proizvođača - Strauman (Bazel, Švajcarska) i Nobel (Cirih, Švajcarska) (Slika 3.1.), čije su dimenzije prikazane u tabeli 3.1.

### 3.1.3 Specifikacija uzoraka

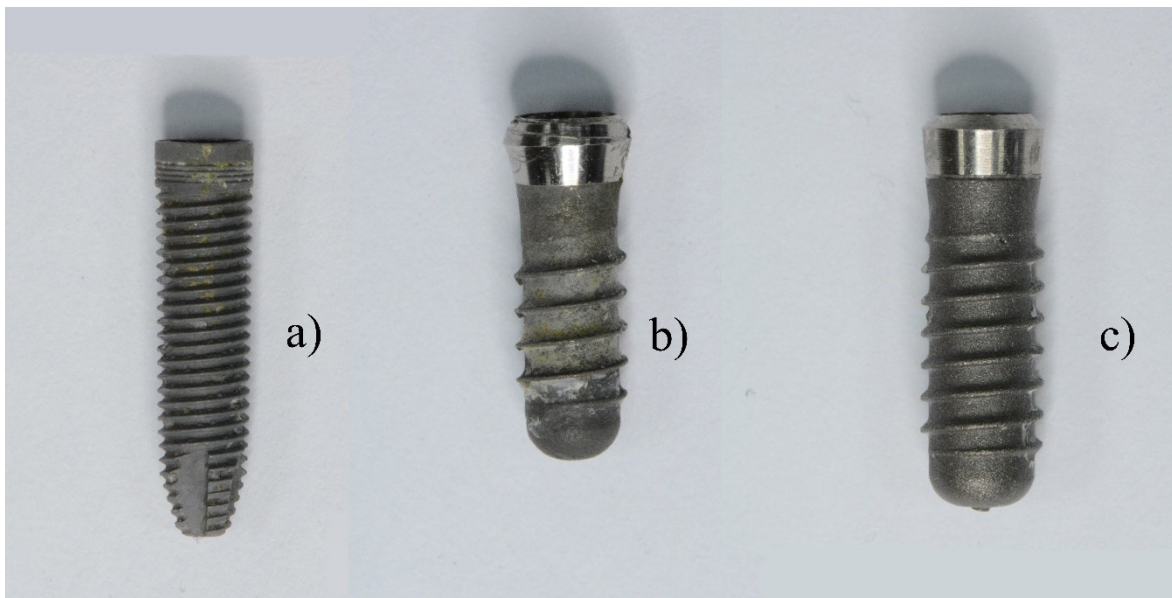
Implant N1 – je cilindrični implant sa navojem, dimenzija  $\varnothing 3,5 \times 15$  mm, uskog profila, sa hrapavom površinom. Trapezni profil navoja je sa korakom od 0,4 mm. U apikalnom regionu oblik je konusan, sa ožljebljenjem kao antirotacionom karakteristikom. Ovaj implant spada u tzv. „bone level“ implante, odnosno on se u celosti usađuje u kost.

Implant S1 – je cilindrični implant sa navojem, dimenzija  $\varnothing 4,1 \times 10$  mm. Posедуje blago zakošenje vrata implanta, trapezni profil navoja, sa korakom od 1,2 mm, i zaravnjenjem u predelu vrha implanta.

Implant S2 – je cilindrični implant sa navojem, sa dimenzijama  $\varnothing 4,8 \times 12$  mm. Poseduje blagi nagib u krestalnom delu i poroznu površinu. Profil navoja je obrnuti kosi sa korakom 1,2 mm, i dubinom navoja 0,3 mm. Vrh implanta je blago zaobljen sa izraženom zaravnjenom površinom.

Tabela 3.1. Specifikacije ispitivanih dentalnih implanata u glavnoj studiji

Oznaka u okviru studije	Prečnik tela	Dužina tela	Oznaka proizvođača	Poizvođač
N1	3,50	15,00	NobelSpeadyReplace	Nobel
S1	4,10	10,00	SP $\varnothing$ 4,1 RN	Strauman
S2	4,80	12,00	SP $\varnothing$ 4,8 RN	Strauman



Slika 3.1. Uzorci implanata korišćeni u ovoj studiji: a) Nobel Speady Replace  $\varnothing 3.5 \times 15$  mm (N1), b) Strauman  $\varnothing 4.1 \times 10$  mm (S1), c) Strauman  $\varnothing 4.8 \times 12$  mm (S2)

Jedan od najvažnijih zahteva koji se postavljaju pred materijale za izradu implanata je biokompatibilnost, odnosno da materijal nije toksičan ili da štetno deluje na lokalno tkivo ili organizam. Ovo generalno važi za materijale koji se koriste za zamenu ili se ugrađuju u neko tkivo. Dentalni implantanti moraju da budu sposobni da se vežu za okolnu kost, odnosno da imaju mogućnost oseointegracije. Dodatno, potrebno je da njihove mehaničke karakteristike omogućavaju funkcionalan prenos opterećenja tokom žvakanja, pri čemu neće doći do loma materijala. Iz ovog razloga, važnu ulogu imaju biomaterijali od kojih se prave implantanti, kao i biomehanika koja opisuje način na koji interaguju sa okolnim tkivom. Na ovom nivou se aspekti dizajna implanta dele na mikro- i makro- dizajn. Mikro dizajn podrazumeva materijal implanta, površinsko tretiranje implanta kao i morfologiju [152]. Od mikro dizajna zavisi povezivanje implanta sa okolnim tkivom. Makro dizajn govori o obliku implanta i jasno vidljivim geometrijskim karakteristikama koje utiču na nastajanje napona i deformacija, kao što su prečnik, dužina, oblik i karakteristike navoja [95, 152, 153].

Dentalni implantanti se mogu izraditi od više vrsta materijala, kao što su metali, keramika, polimeri ili kompoziti. S obzirom na različite karakteristike ovih materijala, uvek je potrebno detaljno ispitati biomehaničke karakteristike svakog novog dizajna implanta pre njegove

praktične primene. Prilikom izbora materijala treba imati na umu i da se materijal kosti menja vremenom i u zavisnosti od opterećenja [114, 142]. Opseg materijala koji se nekad koristio za dentalne implante je bio mnogo veći nego danas. U ove materijale spadaju različite vrste polimera kao što su: poli(metil metakrilat), polit(etrafluoroetilen), polietilen, poliuretan. Iako su polimeri veoma pogodni za izradu zbog njihovog lakog oblikovanja, oni imaju slabe mehaničke karakteristike, pri čemu loš biološki odgovor tkiva dodatno ograničava njihovu upotrebu. Pored polimera, primenjuvane su različite vrste biostakla, karbona, hidroksiapatita i aluminijuma. Što se tiče metalnih materijala primenjuvane su legure kobalta i hroma, zlata, tantala i nerđajućeg čelika [154]. Ovi metali i legure ne mogu da uspostave oseintegraciju prema standardima koji se danas postavljaju pred dentalne implante. Ovo je verovatno slučaj zbog njihove slabije otpornosti na koroziju i zbog otpuštanja malih količina metala u okolno tkivo. Iz ovih razloga, titanijum i njegove legure su zamenile većinu ovih metala [154].

#### 3.1.4 Karakteristike titanijuma i njegovih legura

Titanijum je jedan od najzastupljenijih metala u zemljinoj kori (0,6 %), gde se uglavnom nalazi u obliku titanijum dioksida ( $\text{TiO}_2$ ) [154]. Titanijum i njegove legure formiraju okside kada su izloženi vazduhu ili oksidiranim rastvorima. Ovaj oksidni sloj koji nastaju u kontaktu sa vazduhom je veoma stabilan i sprečava difuziju vazduha iz spoljašnje sredine zbog čega je titanijum otporan na koroziju [155]. Njihova široka primena za dentalne implante je počela još ranih 70-ih godina prošlog veka. Karakteristike titanijuma kao što su električna svojstva, termalna provodljivost i elastičnost su posledice slobodnih elektrona u njegovoj najvišoj atomskoj orbitali [153]. Ova reaktivnost je od značaja za dentalne implante i davna ispitivanja su pokazala da dolazi do srastanja kosti sa ovim oksidnim površinama [156]. Ono što titanijum čini pogodnim, pored otpornosti na koroziju, jeste i njegova inertnost i biokompatibilnost [155, 157]. On takođe ima dobre mehaničke karakteristike, relativno nizak modul elastičnosti i dobru otpornost na habanje [155]. Iz ovih razloga se titanijum široko koristi u izradi dentalnih implanata već skoro pola veka [155, 158].

Za izradu dentalnih implanata se koristi komercijalno čist titanijum i legura titanijuma sa vanadijumom i aluminijumom. Komercijalno čist titanijum (eng. commercially pure, CP) se

može podeliti na 4 grupe, od CP I do CP IV (Tabela 3.2). Modul elastičnosti između ovih materijala varira samo oko 2 % (od 102 – do 104 GPa), dok se napon tečenja povećava sa 170 na 483 MPa. Zatezna čvrstoća se povećava za oko 44 %. Ove razlike se pripisuju ostatku kiseonika u materijalu, koje variraju u opsegu od 0,18 – 0,40 % u zavisnosti od grupe [154]. Postoje dve različite titanijumske legure sa vanadijumom i aluminijumom, Ti-6Al-4V i Ti-6Al-4V ELI, pri čemu se ove razlike ogledaju u čistoći materijala [155]. Oznaka ELI (eng. extra low interstitial), označava leguru sa mnogo manje nečistoća u vidu kiseonika i ugljenika [159].

Tabela 3.2. Mehaničke karakteristika titanijuma [153]

<b>Materijal</b>	<b>Modul [GPa]</b>	<b>Zatezna čvrstoća [MPa]</b>	<b>Napon tečenja [MPa]</b>	<b>Izduženje [%]</b>	<b>Gustina (g/cm<sup>3</sup>)</b>
CP tip I Ti	102	240	170	24	4,5
CP tip II Ti	102	345	275	20	4,5
CP tip III Ti	102	450	380	18	4,5
CP tip IV Ti	104	550	483	15	4,5
Ti-6Al-4V ELI	113	860	795	10	4,4
Ti-6Al-4V	113	930	860	10	4,4

Titanijum-aluminijum-vanadijum (Ti-6Al-4V) je jedna od legura titanijuma koja se najviše primenjuje. Kovana legura je oko 6 puta jača od kompaktno kosti, što omogućava izradu tanjih sekcija implanata [160]. Modul elastičnosti legure je malo veći od modula elastičnosti čistog titanijuma jer dodatak vanadijuma i aluminijuma u iznosu od 10 % (6 % aluminijum i 4 % vanadijum) podiže i modul elastičnosti za 10 % [153]. Ovo se može smatrati i nedostatkom, jer niži modul elastičnosti materijala bolje prenosi opterećenje na okolnu kost [69]. Bez obzira da li je u pitanju legura ili čist titanijum, materijali zadržavaju osnovne karakteristike kao što je debljina oksidnog sloja i stabilnost sa aspekta biokompatibilnosti [160]. Treba napomenuti da i poroznost površine važno svojstvo, kao što su i same karakteristike materijala. Ova porozna površina implanata se izrađuje prskanjem delimično istopljenog titanijumskog praha. Na temperaturi oko 15 000° C, argonska plazma, uz pomoć mlaznice, usmerava čestice delimično istopljenog praha titanijuma brzinom od 600 m/s na površinu implanta. Posle očvršćavanja, ovaj sloj ima debljinu od 0,04-0,05 mm [161].

Ovakvi postupci mogu povećati ukupnu površinu implanta i do nekoliko puta, kao i da pojačaju vezu sa kostima stvaranjem jonske interakcije [162–164].

Tabela 3.3. Karakteristike materijala za dentalne implante [21]

<b>Materijal</b>	<b>Analiza nominalne površine (težinski udeo)</b>	<b>Modul elastičnosti [GPa]</b>	<b>Zatezna čvrstoća [MPa]</b>
Titanijum oksid	99 + Ti	97	240-550
Titanijum oksid Aluminijum Vanadijum	90Ti-6Al-4V	117	869-896
Kobalt oksid Hrom molibden (liveni)	66Co-27Cr-7Mo	235	655
Oksid nerđajućeg čelika (316L)	70Fe-18Cr-12Ni	193	480-1000
Cirkonijum oksid		97	552
Tantal oksid		-	690
Zlato	99 <sup>+</sup> Au	97	207-310
Platinum	99 <sup>+</sup> Pt	166	131

Pored titanijuma, za izradu dentalnih implanata se koristi i cirkonija. Cirkonija se svrstava u oksidnu keramiku. Ovaj materijal se koristi za izradu dentalnih implanata prvenstveno zbog svoje inertnosti na biodegradaciju, visoke vrednosti zatezne čvrstoće, fizičkih karakteristika kao što je boja, slaba električna i temperaturna provodljivost [165–168].

### 3.2 Poli(metil –metakrilat) (PMMA)

Za izradu uzoraka blokova je korišćen poli(metil metakrilat) Triplex Cold (Ivoklar Vivadent, Lihtenštajn). PMMA je staklasti providni polimer, čija je prva primena u stomatološkoj praksi zabeležena još 1937. godine [169]. Njegova glavna primena u ovoj oblasti je izrada



protetskih nadoknada [153, 165, 166]. Pored stomatološke primene, u medicini je njegova primena zabeležena prilikom zahvata na naprsnim pršljenovima kičmene moždine, za čvrsto povezivanje različitih implanata za kost, nadogradnju koštanih defekata lobanje i za zamenu osteoporotične kosti [164, 167, 168].

Čvrsti materijal se dobija mešanjem praškastog polimera sa tečnim monomerom. Kada se ova praškasta i tečna komponenta pomešaju u odgovarajućem odnosu koji propisuje proizvođač, dobija se testasta masa koja se lako može oblikovati pomoću kalupa [174]. Iako je originalno proziran, u njega se uglavnom dodaju boje radi dobijanja realnijeg izgleda zubnih nadoknada. Takođe je primenjivan i za izradu korena zuba, pri čemu postoje naznake da će se bližoj budućnosti koristiti i kao materijal za 3D štampu zuba [175, 176].

S obzirom na visoke zahteve za dentalne polimere, PMMA ima dobre mehaničke karakteristike (Tabela 3.4.). On može da izdrži opterećenje u toku zagrižaja i žvakanja, kao i udarne sile. Treba imati na umu da se temperatura u ustima kreće od 25 do 45 °C, i da se pH vrednost menja od kisele do bazne [177].

Iako je PMMA biokompatilan, sam monomer metil metakrilata (MMA) je prilično iritantan za disajne puteve i pluća, pri čemu postoje naznake da ima i kancerogeno svojstvo [158].

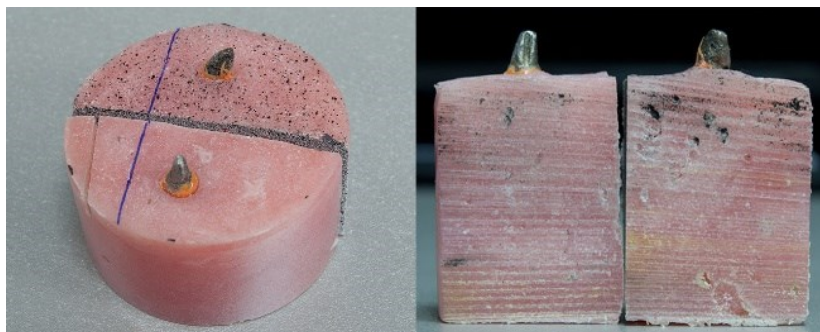
Tabela 3.4. Mehaničke karakteristike poli(metil metakrilat) (PMMA)

<b>Karakteristika</b>	<b>Vrednost</b>
Modul elastičnosti	1300-3000 MPa
Poasonov koeficijent	0.35-0.4
Zatezna čvrstoća	67.94 MPa
Savojna snaga	100.2 MPa
Otpornost na lom (žilavost)	1.23 MPa/ m

### 3.3 Priprema eksperimentalnog modela

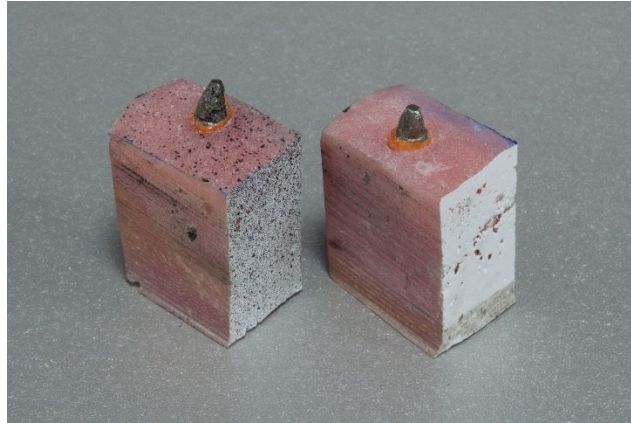
#### 3.3.1 Preliminarna studija

Priprema preliminarnih uzoraka je obavljena na Stomatološkom fakultetu Univerziteta u Beogradu. Dva implanta (Strauman  $\varnothing 4,1 \times 10$  mm) su pod pravim uglom postavljena u smešu tečnog poli(metil metakrilata). Kalup je bio oblika valjka dimenzija  $\varnothing 44$  mm x 27,5 mm. Kalup je uklonjen po očvršćavanju akrilata (Slika 3.2.).



Slika 3.2. Uzorak pre i posle sečenja

Uzorak je potom sveden na pravougaoni bazni oblik, sa dimenzijama 22,36 mm x 14,1 mm x 27,5 mm (dužina x širina x visina). Za obradu uzorka je korišćena stona testera Quantum S91G (Optimum, Nemačka). Tokom ove priprema važna stavka je bila da spoljašnje ivice tela implanta budu na udaljenosti od 4 mm i 6 mm od ivica bloka akrilata, tako da ovaj parameter razdaljine može da se poveže sa deformacijama koje budu nastale u toku opterećenja. Na merne površine koje su se nalazile na 4 mm i 6 mm od spoljne površine implantata je nanet ravnomerni sloj bele boje i nasumični nanos crnih tačkica (Slika 3.3.).



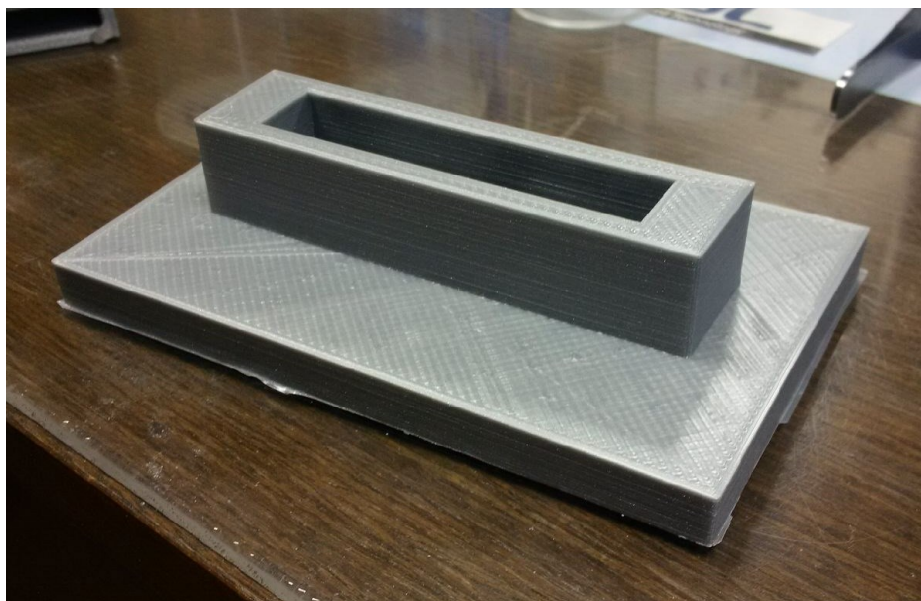
Slika 3.3. Sloj bele boje i stohastički šablon na površini od interesa uzorka

### 3.3.2 Glavna studija - priprema modela

Priprema eksperimentalnog modela je izvedena na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu. Model se sastoji od bloka akrilata dimenzija 68 mm x 25 mm x 9,0 mm (dužina x visina x širina), pri čemu je implant postavljen tačno na sredini jedne od bočnih stranica. Dužina od 48 mm odgovara dužini poluluka vilice [180], pri čemu dodatnih 20 mm predstavlja pomoćnu dužinu uzorka za oslanjanje. Debljina uzorka od 9 mm je odabrana s obzirom da je ta dimenzija dovoljno mala da bi se primetile deformacije na površini od interesa prilikom opterećenja implanta, pri čemu takođe odgovara i bukolingvalnoj širini alveolarnog grebena [111]. Slične konfiguracije eksperimenta, gde se implant postavlja u blok akrilata radi ispitivanja ponašanja u toku različitih ciklusa opterećenja se koristi za dobijanje odobrenja od američke agencije za hranu i lekove [181]. Ispitivani implanti nisu imali abatmente, što ne utiče posebno na prenos opterećenja jer kada se koristi isključivo aksijalna sila ne dolazi do koncentracije opterećenja, odnosno postoji slična raspodela opterećenja kao i kada se koriste pravi abatmenti [181]. Kod nagnutih abatmenata dolazi do razlike u prenosu opterećenja u poređenju sa pravim abatmentima i pravim implantima bez abatmenata [113, 115].

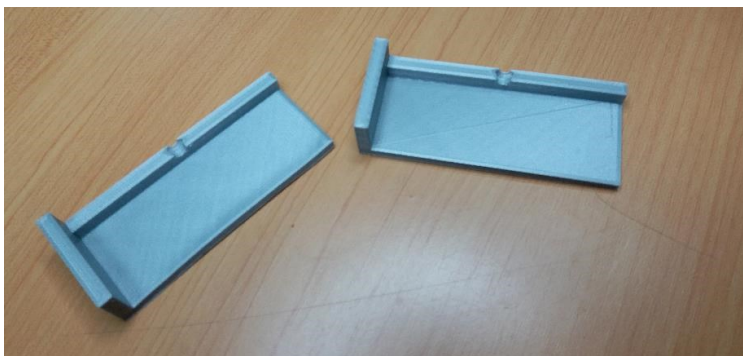
### 3.3.3 Glavna studija - izrada kalupa za izradu eksperimentalnog uzorka

Trodimenzionalni CAD model kalupa je razvijen u softverskom paketu Solidworks, sa unutrašnjim dimenzijama 68 mm x 25 mm x 9,0 mm. Kalup je napravljen iz dva jednaka dela, radi lakšeg rastavljanja i vađenja modela. S obzirom na različite oblike i dimenzije implanata razvijeno je više različitih kalupa, koji su se međusobno razlikovali samo prema otvoru na gornjoj površini koji je odgovarao spoljašnjem obliku i dimenzija krestalnog modula implanta. Na ovaj način, svaki implant je pozicioniran i fiksiran u vertikalnom položaju prilikom zatvaranja kalupa i pre početka ulivanja akrilata. Kalup je takođe omogućio da svaki implant bude uronjen u uzorak do visine vrata kao što je to namenio i proizvođač implanta. Sami kalupi su u toku ulivanja postavljani u nosač kalupa koji ih je držao čvrsto zatvorenim tokom ulivanja akrilata (Slika 3.4.).



Slika 3.4. Držać kalupa

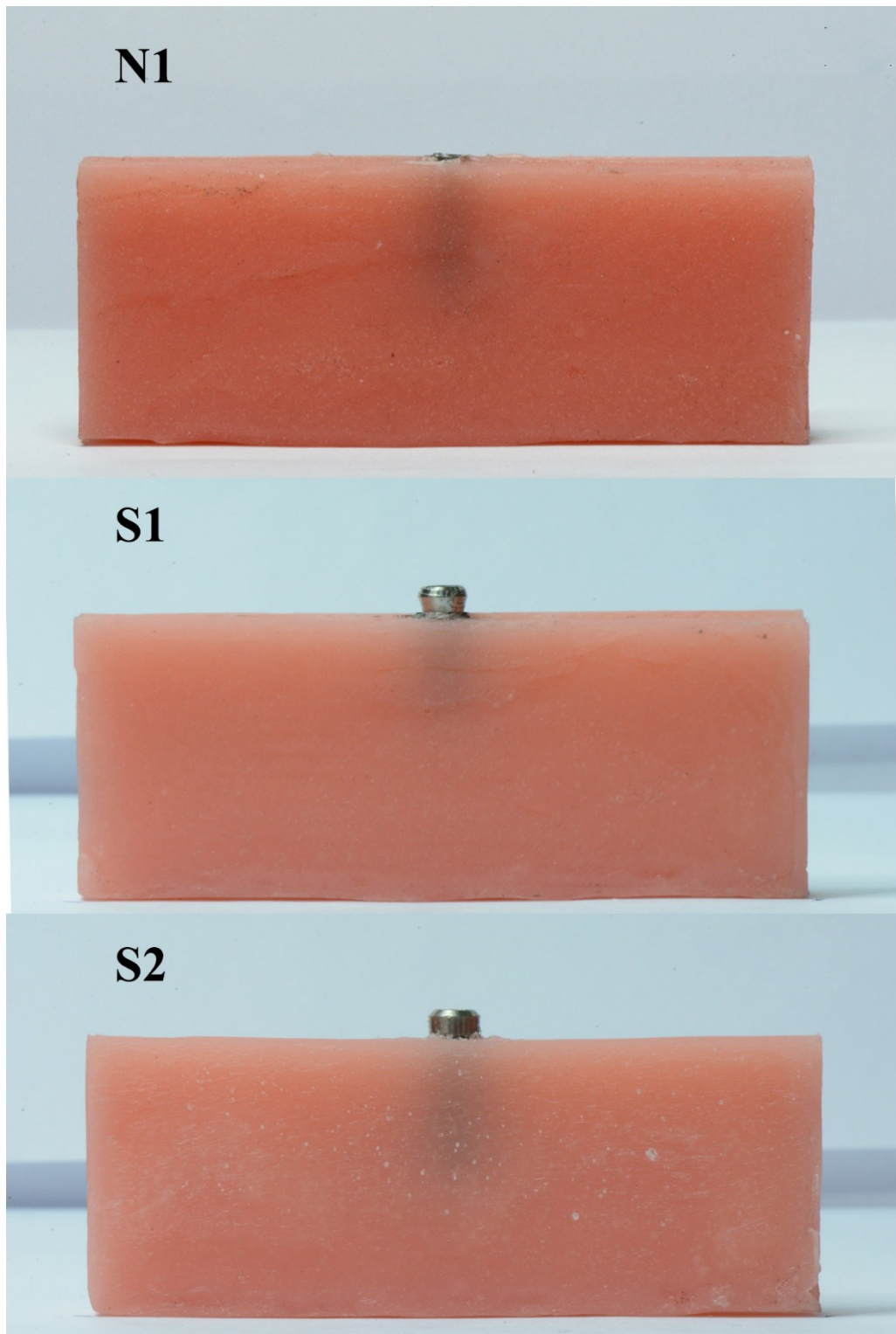
Modeli kalupa su izrađeni u paketu SolidWorks (Dassault Systems, SAD). Fizički modeli kalupa su izrađeni pomoću 3D štampača Ultimejker 2+ (Ultimejker, Holandija), od biorazgradive PLA (eng. poly-lactic acid) plastike (Slika 3.5. ), sa tolerancijama od  $\pm 0,1$  mm. Izrađen je i nosač kalupa čija je svrha bila da drži kalup u vertikalnom položaju, prilikom ulivanja akrilata (Slika 3.4.).



Slika 3.5. Kalup za oblikovanje uzoraka

#### 3.3.4 Glavna studija - Izrada uzoraka

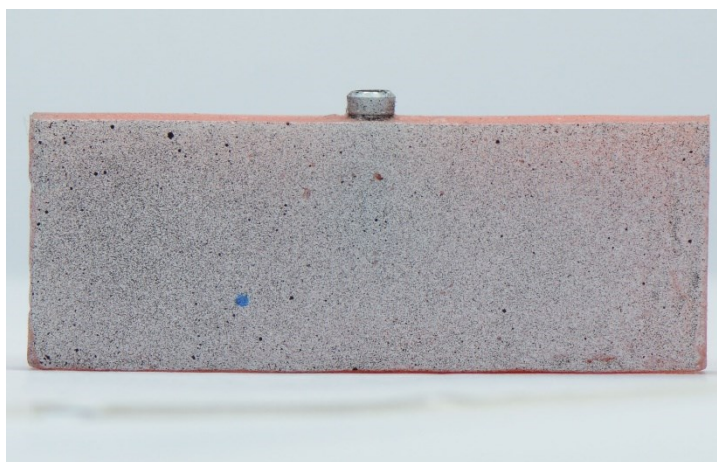
Tečni akrilat je dobijen mešavinom praha polimera i tečnosti monomera Triplex Cold (Ivoclar Vivadent, Lihtenštajn) u razmeri propisanoj od strane proizvođača (13 g praha polimera, 10 ml tečnost monomera). Unutrašnja površina svakog kalupa je neposredno pre ulivanja akrilata premazana tankim slojem medicinskog vazelina da bi se sprečilo vezivanje bloka za kalup i da bi se omogućilo lakše uklanjanje kalupa po očvršćavanju akrilata. Takođe, ovaj dodatni korak je sprečavao da dođe do topljenja zidova kalupa usled egzotermne polimerizacije PMMA. Po ispuni kalupa, uzorak je ostavljen na temperaturi od 40 °C u periodu od 15 minuta u pećnici UN 30 (Memert, Nemačka), prema zahtevima proizvođača. Na slici 3.6 su prikazani pripremljeni uzorci.



Slika 3.6. Uzorci N1, S1 i S2



Na površini od interesa svih uzorka je nanet sloj bele boje, a potom stohastička šara crne boje, radi olakšavanja praćenja pomeranja pomoću sistema za korelaciju digitalnih slika (Slika 3.7.).



Slika 3.7. Stohastička šara na površini uzorka

Procedura priprema uzorka i sprovođenja eksperimenta je obuhvatala sledeće korake:

1. Premaz zidova kalupa tankim slojem medicinskog vazelina
2. Postavka implanta u kalup
3. Postavka kalupa u nosač kalupa
4. Sipanje tečnog akrilata u kalup
5. Polimerizacija akrilata na 40°C
6. Uklanjanje kalupa
7. Nanos bele boje i stohastički nanos crnih tačkica
8. Kalibracija sistema za digitalnu korelaciju slika
9. Pozicioniranje uzorka na nosač
10. Opterećenje uzorka silom maksimalnog intenziteta od 600 N

### 3.4 Glavna studija – izrada nosača za savijanje u tri tačke

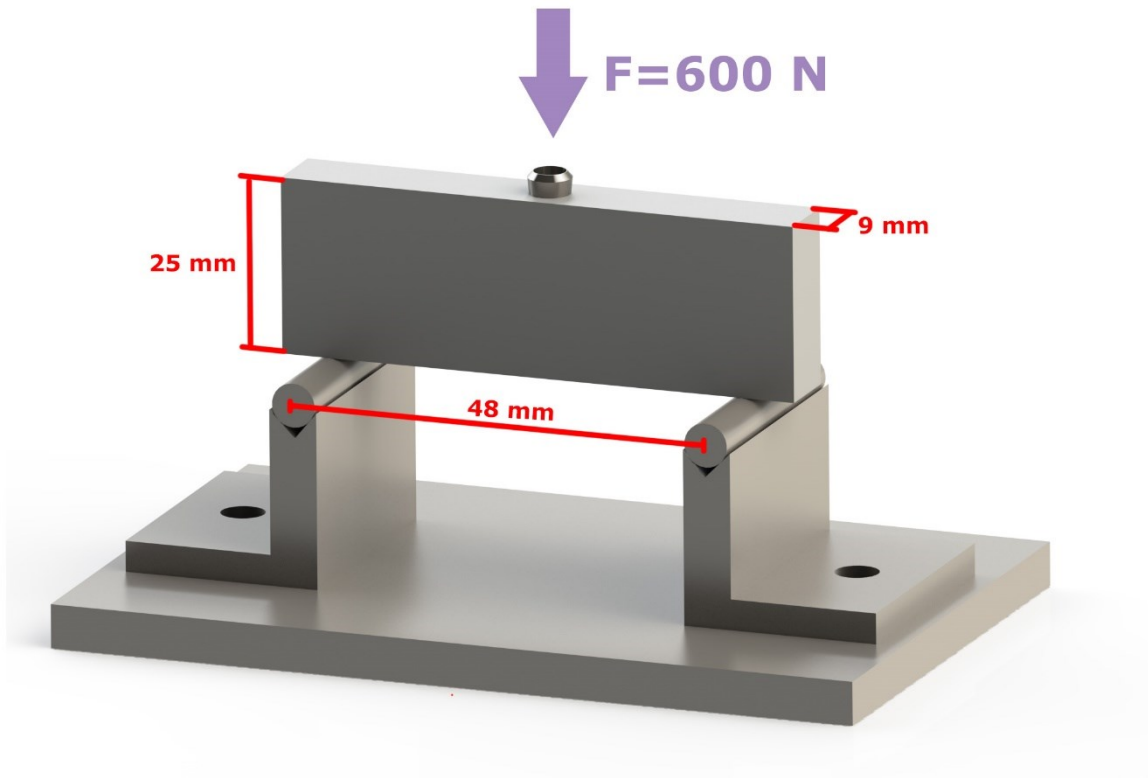
Za potrebe eksperimenta, izrađen je nosač za savijanje u tri tačke. Pomoću ovog nosača, pored stabilnog oslonca, omogućeno je podešavanje međuosnog rastojanja između valjaka za oslanjanje uzoraka (Slika 3.8). Nosači se mogu pomerati u cilju povećanja rastojanja, pri čemu je moguće fiksirati ih pomoću vijaka M10 x 12.



Slika 3.8. Nosač za savijanje u tri tačke

Donja površina nosača je napravljena da bude ravna da bi mogla da se postavi na radni sto univerzalne kidalice. Na slici 3.9. je prikazano oslanjanje uzorka tokom opterećenja, njegove dimenzije, kao i pravac delovanja sile.



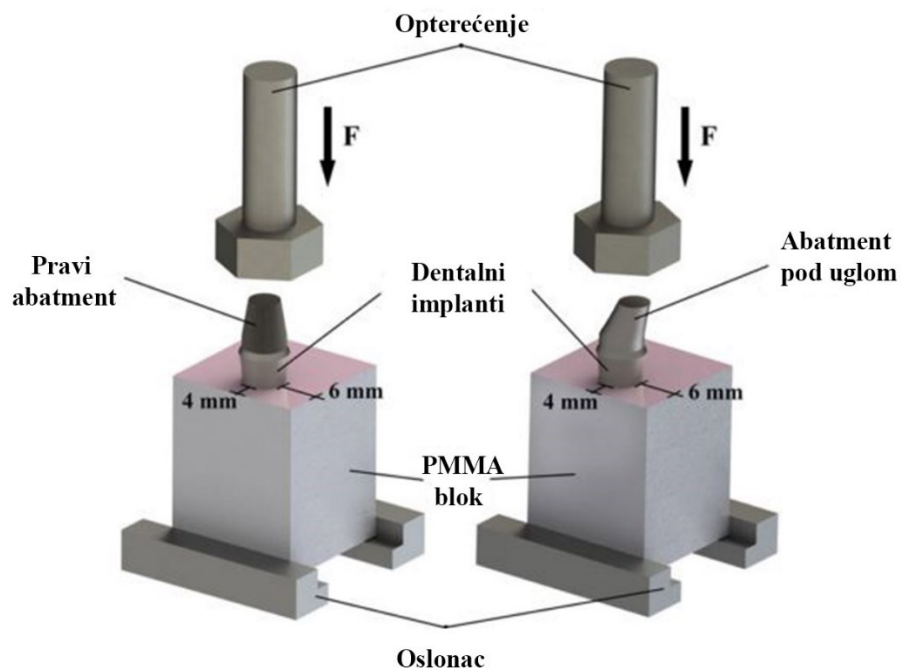


Slika 3.9. Eksperimentalna postavka glavne studije

### 3.5 Opterećenje aksijalnom silom i merenje deformacija

#### 3.5.1 Preliminarna studija

Na vrh abatmenta oba uzorka je primenjena aksijalna sila maksimalnog intenziteta 500 N. Sila je zadata pomoću univerzalne kidalice HK10-S (Tinius Olsen, SAD) koja može zadati maksimalno opterećenje od 5 kN. Priraštaj je podešen na 0,1 mm/min, tako da sila može biti okarakterisana kao statička.



Slika 3.10. Eksperimentalna postavka preliminarne studije

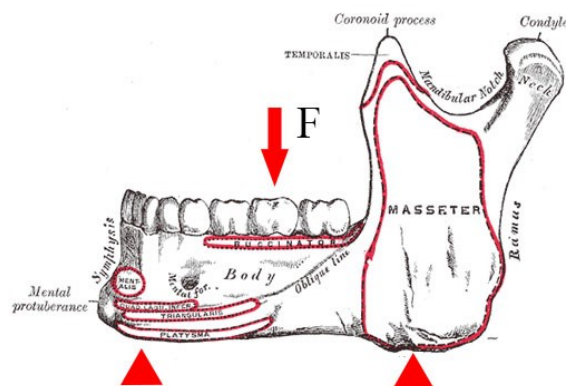
Uzorak je postavljen na stonu stegu BMS 85 (Optimum, Nemačka), i oslonjen na savijanje u tri tačke kao što je to prikazano na slici 3.10. Prvo merenje je vršeno na površini od interesa sa rastojanjem od 4 mm. Posle toga je vršeno merenje na površini od interesa sa rastojanjem od 6 mm (Slika 3.10.).

### 3.5.2 Glavna studija

U ovoj studiji je primenjivano isključivo aksijalno opterećenje jer ono najviše dolazi do izražaja i kod realnih uslova opterećenja implanata [182, 183]. Opterećenje aksijalnom silom je vršeno automatski pomoću univerzalne kidalice HK10-S (Tinius Olsen, SAD). Priraštaj sile je podešen na 0,1 mm/min. Prva slika je napravljena za neopterećen uzorak, odnosno sa malim predopterećenjem od 0,5 N. Svaka sledeća slika je napravljena za dodatno povećanje sile od 50 N. Maksimalna sila opterećenja je iznosila 600 N, posle čega je uzorak rasterećen. U literaturi su zabeležene i daleko ekstremnije vrednosti sile zagrižaja, koje se kreću i do 2500 N [44, 184, 185].

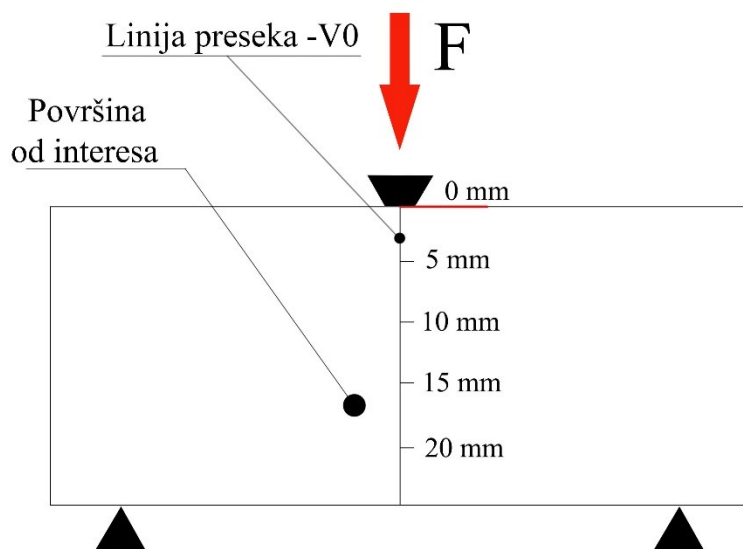
S obzirom na veliki broj implanata i na njihovu popularnost, veliki broj istraživača je ispitivao uticaj njihovih geometrijskih karakteristika na prenos opterećenja. Kompleksna geometrija i uslovi opterećenja onemogućavaju analitički pristup rešavanju problema. Iz ovog razloga, i zbog manje zahtevanih resursa, numeričke metode su jedna od najpopularnijih metoda za analizu različitih tipova problema. Veliki broj autora je numeričke modele verifikovao eksperimentalnim rezultatima dobijenih pomoću mernih traka, fotoelastičnih modela ili tehnika optičke metrologije. U literaturi se može naći raznovrsnost oblika modela u koji su postavljani dentalni implantati. Oblik modela uglavnom varira u zavisnosti od cilja eksperimenta i regije od interesa koja se ispituje. S druge strane, radi olakšavanja analiza, teži se da modeli budu što jednostavniji, a da pri tome mogu da obezbede potrebne rezultate. Cilj ovog modela i metodologije je da prikaže da se deformaciona polja, na regionu od interesa modela, razlikuju u zavisnosti od geometrijskih karakteristika postavljenog implanta.

U ovom radu su ispitivani modeli koji predstavljaju pojednostavljeni oblik polu-luka vilice [180]. Oslonac postavke modela je po sistemu savijanja u tri tačke (Slika 3.11.). Prilikom savijanja, spoljni deo uzorka je opterećen na istežanje, a unutrašnji na kompresiju (pritisak). Za ispitivanja ovog tipa nisu potrebni posebni oblici uzorka niti posebne hvataljke koje bi držale uzorak na mestu [169]. Merenje je izvršeno u laboratoriji za ispitivanje mašinskih elemenata i sistema – LIMES. Opterećenje uzorka je zadavano pomoću univerzalne kraljice H10K-S Tinius Olsen, sa glavom koja omogućava maksimalno opterećenje od 5 kN.



Slika 3.11. Oslanjanje vilične kosti prilikom savijanju u tri tačke [186]

Na slici 3.11 je prikazan model vilice sa opterećenjem i tačkama oslonca koji predstavljaju osnovu modela za ispitivanje. Na slici 3.12 je prikazan model koji simulira deo polu-luka vilice. Površina na uzorku bloka na kojoj se mere deformacije se naziva površinom od interesa (Slika 3.12.).



Slika 3.12 Shema visine uzorka

U cilju nalaženja zavisnosti geometrije implanta i okolne strukture odnosno bloka, predloženo je više modela. Osnova svakog modela je pravougaoni oblik, pri čemu su različite njihove dimenzije, kao i pozicija dentalnog implanta u bloku. Modeli ovog tipa su korišćeni već u literaturi, prvenstveno u eksperimentalnim istraživanjima [117, 118, 187].

## 4. Metoda eksperimentalnih istraživanja

### 4.1 Korelacija digitalnih slika

Korelacija digitalnih slika (DIC) predstavlja jednu od više metoda koje pripadaju oblasti optičke metrologije. Peters i Ranson se smatraju pionirima ove metode, jer su predložili njenu primenu još 1982. godine. Ovde se pre svega misli na uređaje za skladištenje digitalnih slika (hard diskovi i dr.) i računare uz koje se ceo proces i sprovodi, i uz pomoć kojih se obrađuju rezultati. Zatim, tu je i razvitak sve sposobnijih senzora za sliku (CCD i CMOS), čija je tehnologija drastično napredovala početkom 80-tih godina dvadesetog veka. S obzirom da je praktična primena ove metode bila veoma sveža, bilo je dosta problema koje je trebalo rešiti i sa kojima se bavio veliki deo zajednice istraživača i entuzijasta iz oblasti mehanike deformacije. Takođe, u ovom periodu je došlo i do velikog napretka metode konačnih elemenata, koja je zbog svoje veće pristupačnosti i lakše primenljivosti, stekla veliku popularnost. Iz ovih razloga, eksperimentalne metode nisu imale pažnju tolikog broja istraživača kao što je to bio slučaj sa numeričkim metodama [120, 188].

DIC metoda je zasnovana na poređenju malih regiona digitalnih fotografija, pre i posle opterećenja uzorka. Poređenje se vrši uz pomoć digitalne analize slika, koja prati pozicije velikog broja različitih regiona slika. Popularnost ove metode je znatno porasla tek posle 2005. godine. U tom periodu je takođe objavljeno dosta radova na ovu temu [189], [122, 131, 190–194].

Postoji više načina za eksperimentalno određivanje napona i deformacija modela i struktura. U istraživačkom radu i industrijskoj primeni, veliku primenu su imale metoda mernih traka i fotoelastična metoda [120]. Kao što je već napomenuto u uvodnom delu ove doktorske disertacije, ove metode imaju svoja ograničenja koja znatno otežavaju ili smanjuju njihovu primenljivost. Ovo se najviše ogleda u ograničenju veličine mernog polja kod mernih traka ili primeni specifičnih materijala kod fotoelastične metode. Veliki napredak u ovom domenu predstavljaju metode optičke metrologije. Njihova glavna prednost je što one prevazilaze navedene probleme jer su bezkontaktne, što omogućava ispitivanje modela u agresivnim

uslovima (npr. temperaturnim, hemijskim). Lako se primenjuju, prilično su efikasne i jeftine. Treba pomenuti da se i fotoelastična metoda svrstava u metode optičke metrologije, iako ne deli prednosti većine mernih tehnika iz ove grupe [121].

Metode optičke metrologije su: holografska interferometrija, elektronska interferometrija šablona tačkica, laserska interferometrija, korelacija digitalnih slika. Uglavnom se ove metode dele na interferometrijske i DIC [121]. Njihova glavna karakteristika jeste nedestruktivnost tokom procesa merenja i merenje celog polja deformacija. Kod ovih metoda se smatra da svaki piksel predstavlja jedno merno mesto, što analogno znači da ovaj sistem zamenjuje ogroman broj mernih traka na površini uzoraka, koje bi bilo nemoguće postaviti u praktičnoj primeni. Iako spadaju u istu grupu tehnika za optičku metrologiju, postoji razlika između korelacija digitalnih slika i interferometrijskih tehnika. Interferometrijske tehnike se zasnivaju na interferenciji laserskog svetla, odnosno one porede faznu razliku između odbijenog svetla pre i posle deformacija. Korelacija digitalnih slika ima jednostavniji optički sistem, što olakšava proces merenja. Ovom metodom se porede fotografije površine (pozicije tačaka) pre i posle deformacije. Iz ovog razloga DIC ne zavisi od vrste materijala od kojeg je izrađena komponenta, model ili uzorak. Ovo je posebno pogodno i za biološke uzorke koji često mogu biti nehomogeni i anizotropni [194].

#### 4.1.1 2D i 3D sistem digitalne korelacije slike

Sistem za korelaciju digitalnih slika može biti dvodimenzionalan ili trodimenzionalan. Dvodimenzionalan sistem koristi samo jednu kameru za merenje i može da meri pomeranja i deformacije u ravni. Ukoliko dolazi do pomeranja van ravni, menja se rastojanje između kamere i uzorka, što menja uveličanje. Na ovaj način nastaju greške ravanskih merenja [188].

Da bi se što više smanjila potencijalna greška prilikom primene dvodimenzionalnog sistema, potrebno je preduzeti određene korake [188]:

- Postaviti sočivo na najveće moguće rastojanje od površine uzorka. Ovo se može postići ako se koriste objektivni sa velikom žižnom dužinom.
- Pravac ose objektiva i površina uzorka moraju biti normalni.

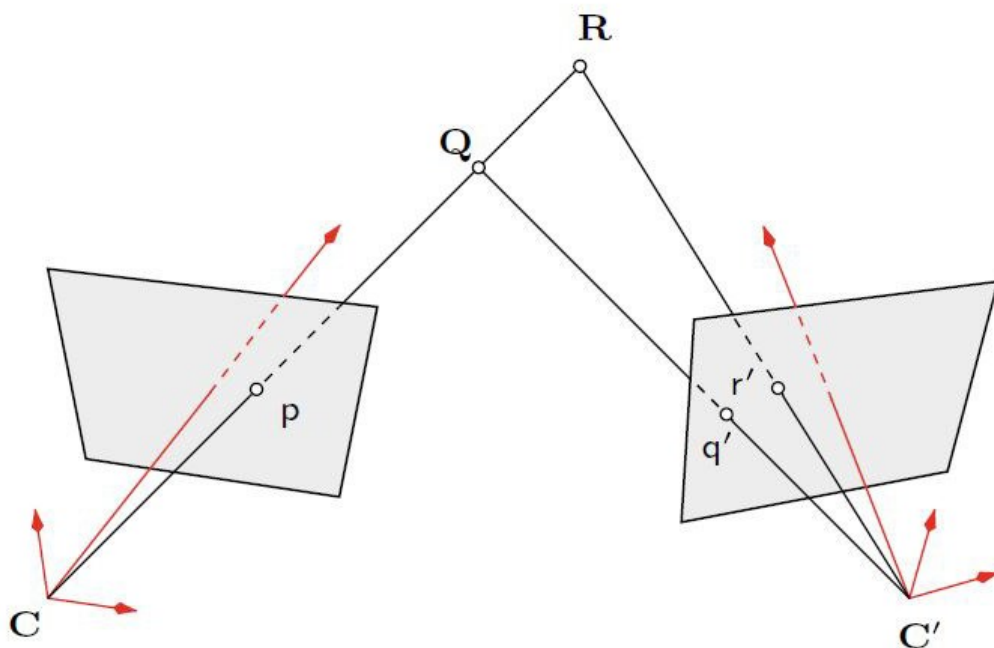
- Poravnati opterećenje uzorka tako se smanji ili ukloni mogućnost pomeranja uzorka na nosaču.

Pored ovih koraka, u dobru praksu spada i primena malog predopterećenja na uzorak pre početka merenja. Na ovaj način će i uzorak biti fiksiran u toku kalibracije, što ne utiče na samo merenje.

Ako je površina zakrivljena ili dolazi do promene ravni površine usled deformacije, potrebno je koristiti trodimenzionalnu korelaciju digitalnih slika [195]. Trodimenzionalna korelacija digitalnih slika je tehnika za snimanje 3D strukture neke površine sa dve ili tri tačke gledišta (Slika 4.1.). Tačka u prostoru koja se prati je označena sa  $Q$ ,  $p$  i  $q'$  su stereoprojekcije na sensorima kamera, a  $C$  i  $C'$  su optički centri kamera. Sledi da se mogu izračunati koordinate tačke  $Q$  pod uslovom da:

1. Da se mogu identifikovati tačke  $p$  i  $q$ , koje odgovaraju projekciji fizičke tačke  $Q$ . Ovaj proces se naziva stereo podudaranje i predstavlja kritičan korak stereo-vizuelne tehnike.
2. Da se mogu izračunati dve linije,  $Cp$  i  $C'q$ , koje se seku u tački  $Q$ . Ovaj korak zahteva da budu poznati intrinzični parametri (žična daljina, veličina piksela i koeficijenti distorzije) i ekstrinzični parametri (relativna pozicija i orijentacija) svake kamere. Intrinzični i ekstrinzični parametri se određuju u toku postavke i kalibracije sistema.

Za trodimenzionalnu korelaciju slika su potrebne dve kamere, pri čemu je potrebno znati njihovo međusobno rastojanje. Na ovaj način se mogu dalje tačno izmeriti pomeranja i deformacije koje su van ravni (Slika 4.1.). Čao i saradnici su prvi koji su primenili stereo sistem sa dve kamere za trodimenzionalno merenje deformacija u okolini pukotine [188, 196, 197].



Slika 4.1. Određivanje treće dimenzije pomoću dve kamere [188]

#### 4.1.2 Princip metode

Merenje pomeranja i deformacije korelacijom digitalnih slika se zasniva na poređenju nivoa sive grupe bliskih piksela. Sive vrednosti piksela, u obliku celobrojnih vrednosti, predstavljaju ulazne podatke analize. Slika neopterećenog uzorka se naziva referentnom slikom i označava sa  $fI$ , a svaka kasnija slika se označava sa  $gI$  i predstavlja opterećen uzorak. Indeks  $I$  se odnosi na celobrojne vrednosti koje predstavljaju kolone i linije u slučaju 2D korelacije, ili kolonu, liniju i ravan u slučaju 3D analize. Ove celobrojne vrednosti variraju između 0 i neke maksimalne vrednosti, koja zavisi od dinamičkog opsega senzora (256 nivoa za 8-bitne slike ili 4096 za 12-bitne slike) [120]. Poređenje pojedinačnih piksela ne bi bilo jednoznačno s obzirom da je moguće da više piksela ima istu nijansu sive. Zato se cela površina deli na veliki broj skupova tačaka između kojih se prati pomeranje. Te grupe tačaka moraju zauzimati odgovarajuću površinu i imati dovoljno različitih intenziteta osvetljenosti. Kada se grupe tačaka posmatraju na ovaj način, mala je verovatnoća da će doći do greške u



povezivanju pravih tačaka ili grupa tačaka. Ta verovatnoća je daleko manja kada se posmatraju i susedni pikseli.

S obzirom da se metoda merenja zasniva na optičkom prenosu slike, potreban je izvor svetlosti da osvetljava površinu od interesa, odnosno površinu na kojoj se mere deformacije. Još jedna od pretpostavki je da se intenzitet svetlosne distribucije ne menja prilikom deformacije, tako da nije posebno bitno kakav je izvor svetlosti ukoliko je površina ravnomerno osvetljena. Ovo znači da se u određenim uslovima može koristiti i dnevna svetlost.

Kvalitet poklapanja tačaka se određuje pomoću korelacione funkcije pomoću koje se određuje koliki je stepen korelacija između tačaka:

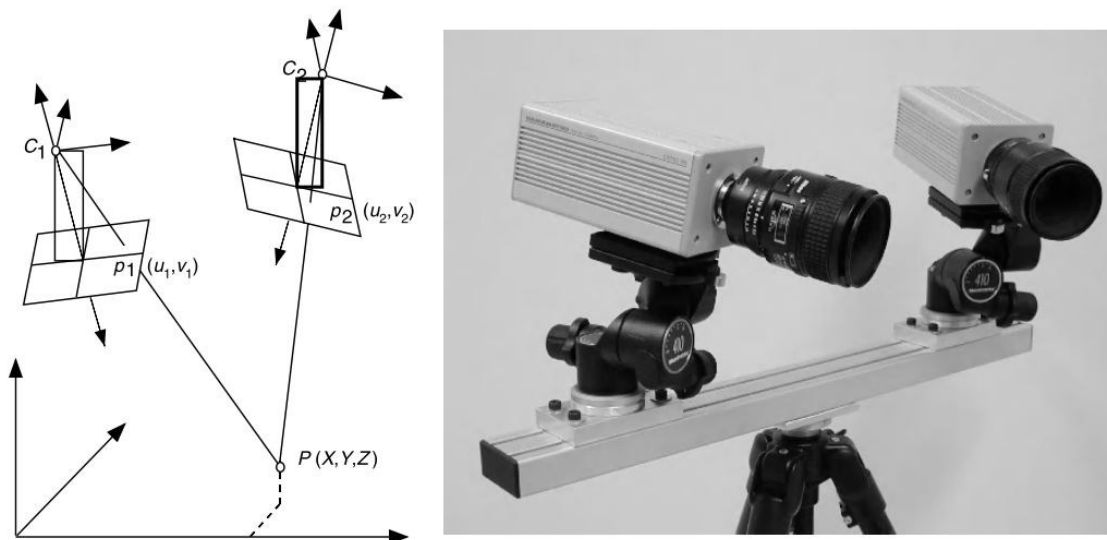
$$S(x, y, u, v, \frac{\partial u}{\partial x}, \frac{\partial u}{\partial y}, \frac{\partial v}{\partial x}, \frac{\partial v}{\partial y}) = 1 - \frac{\Sigma[F(x, y) * G(x^*, y^*)]}{\sqrt{\Sigma(F(x, y)^2) * \Sigma(G(x^*, y^*)^2)}} \quad (1)$$

Pri čemu  $F(x, y)$  predstavlja vrednosti nivoa sive na koordinatama  $(x, y)$  za jednu sliku,  $G(x^*, y^*)$  vrednosti nivoa sive za tačke  $x^*$  i  $y^*$  druge slike. Takođe postoji veza između dve tačke  $(x, y)$  i  $(x^*, y^*)$ . One su povezane deformacijom koja je nastala između slika. Ako je ravan deformacije paralelna ravni slike, onda je ta veza definisana jednačinama:

$$x^* = x + u + \frac{\partial u}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial v}{\partial x} \Delta y \quad (2)$$

$$y^* = y + v + \frac{\partial v}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial v}{\partial y} \Delta y \quad (3)$$

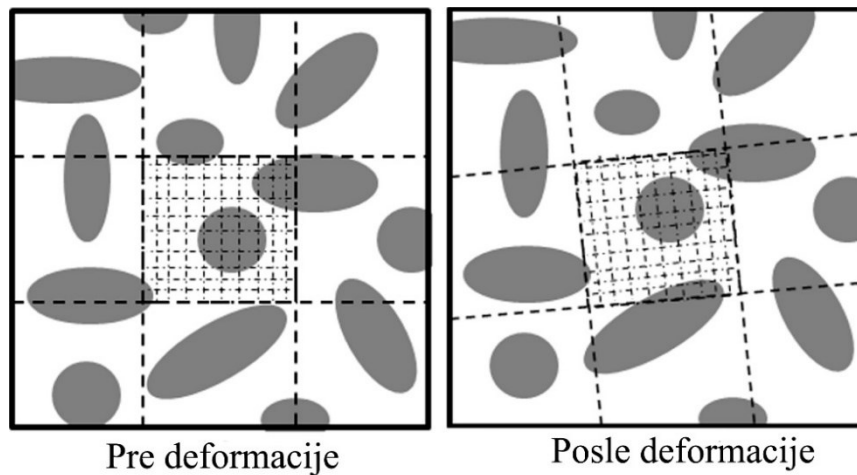
gde su  $u$  i  $v$  pomeranja centara skupova u  $x$  i  $y$  pravcu. Oznake  $\Delta x$  i  $\Delta y$  su razdaljine između centara skupova i tačke  $x, y$ . Korelacija slika se vrši određivanjem  $u, v, \frac{\partial u}{\partial x}, \frac{\partial u}{\partial y}, \frac{\partial v}{\partial x}, \frac{\partial v}{\partial y}$  koje minimizuju korelacioni koeficijent [198, 199].



Slika 4.2. a) Princip stereo-vizuelne tehnike; b) prikaz kamera [120]

#### 4.1.3 Tekstura slika

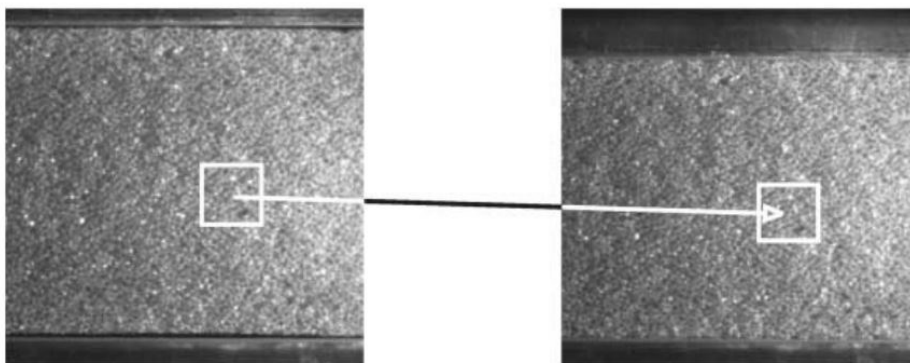
S obzirom da DIC koristi različite nivoe sive za merenje deformacija, sama površina mora imati površinski šablon ili teksturu koja je veoma kontrastna i promenljiva. Na osnovu ovog šablona, koji treba da sadrži mnogo informacija, specifični softver može da odredi vektor pomeranja na površini uzorka [200]. Tekstura površine ne sme biti oštećena tokom opterećenja i mora pratiti kretanje površine od interesa bez ikakvih gubitaka. Ova tekstura predstavlja različite vrednosti sive i potrebno je da pokrije što veći dinamički opseg, idealno do vrednosti dinamičkog opsega senzora (8 – 16 bitova). Da bi merenje moglo da se izvrši i za veoma mala pomeranja, tekstura se mora menjati od piksela do piksela.



Slika 4.3. Praćenje tačaka pre i posle deformacije [201]

Ovi zahtevi za teksturu površine uglavnom nisu uvek originalno ispunjeni iako je to moguće (Slika 4.4.). To znači da bi korelaciona funkcija prirodne teksture diktirala efikasnost analize. Može se desiti da sama tekstura deluje kao da može biti lako povezana (korelirana), ali da se naknadne greške u merenju jave kasnije [202]. Zato je veoma važno da ako se koristi prirodna tekstura površine, ona bude prikladno obrađena, pri čemu treba obratiti pažnju i na mod snimanja [120]. Obrada i priprema površine uzorka treba da obezbedi:

- hrapavost njegove površine, ukoliko je to moguće
- površinu čistu od ulja, piljevine ili bilo kakvih nečistoća
- nanos boje neposredno pred snimanje radi boljeg vezivanja boje i uzorka pre merenja



Slika 4.4. Prirodna tekstura polimerne pene kao odgovarajuća površina za DIC metodu [202]

Na površini od interesa uzorka nije uvek moguće naći odgovarajuću teksturu. Ova poteškoća se može prevazići nanošenjem veštačke teksture. U literaturi se može naći dosta radova koji su uspešno primenjivali sprejeve crne i bele boje [41, 187, 203–205]. Prvo se nanosi ravnomeran sloj bele boje na celu površinu od interesa, a zatim stohastički nanos crnih tačkica pri čemu se stvara snažan kontrast. Postupak nanosa tačkica se nekad naziva i „slikanje tačkicama“ [120].

#### 4.1.4 Kalibracija DIC sistema

Kalibracija je veoma važan korak u 3D stereo-vizuelnog radi osiguravanja tačnosti merenja. Kalibracija se prema međunarodnom rečniku metrologije (eng. International Vocabulary of Metrology, VIM) definiše kao: “operacija, koja pod određenim uslovima, u prvom koraku, stvara vezu između kvantitativnih vrednosti sa mernim nesigurnostima koje su date mernim standardima i odgovarajućim ukazima sa njihovim mernim nesigurnostima, a u drugom koraku, koristi ovu informaciju da uspostavi vezu za pribavljanje rezultata iz pomenute indikacije” [120].

Prosto rečeno, kalibracija sistema osigurava dimenzionalnu konzistentnost tokom procesa merenja i smanjuje greške merenja. Kalibracija stereo-vizuelnog sistema, koji se sastoji od dve kamere, podrazumeva određivanje intrinzičnih parametara svake kamere i relativnu orijentaciju kamere. Ovi podaci su potrebni da bi se, uz pomoć triangulacije, odredile 3D koordinate tačke koji odgovaraju pikselima na obe slike.

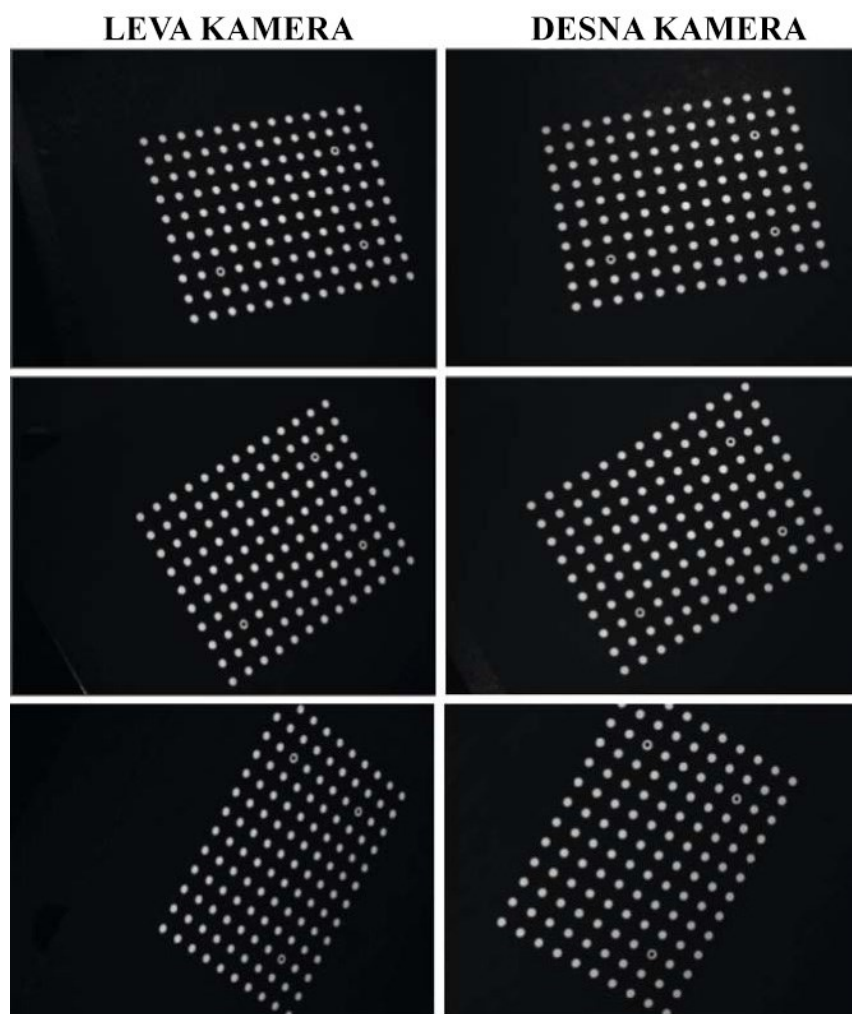
Kalibracija se vrši pre svakog merenja (na principima fotogrametrije), u cilju povećanja tačnosti merenja, odnosno smanjenja grešaka [206]. Ona se u praksi vrši pomoću kalibracionog objekta koji poseduje referentne tačke, odnosno markere, na svojoj površini koji su na jednakom međusobnom rastojanju u horizontalnom i vertikalnom pravcu. Kalibracija zahteva podešavanja parametara sistema kao što je udaljenost kamera od centra merne zapremine, orijentacija kamera, otvor blende i osvetljenje.

Parametri sistema su [188]:

- a) intrinzični parametri (centar slike, skala, parametri distorzije), ekstrinzični parametri (lokacija otvora slike, orijentacija svake kamere u odnosu na metu)
- b) orijentacija i pozicija kalibracione ploče tokom pokretne sekvence u okviru procesa kalibracija

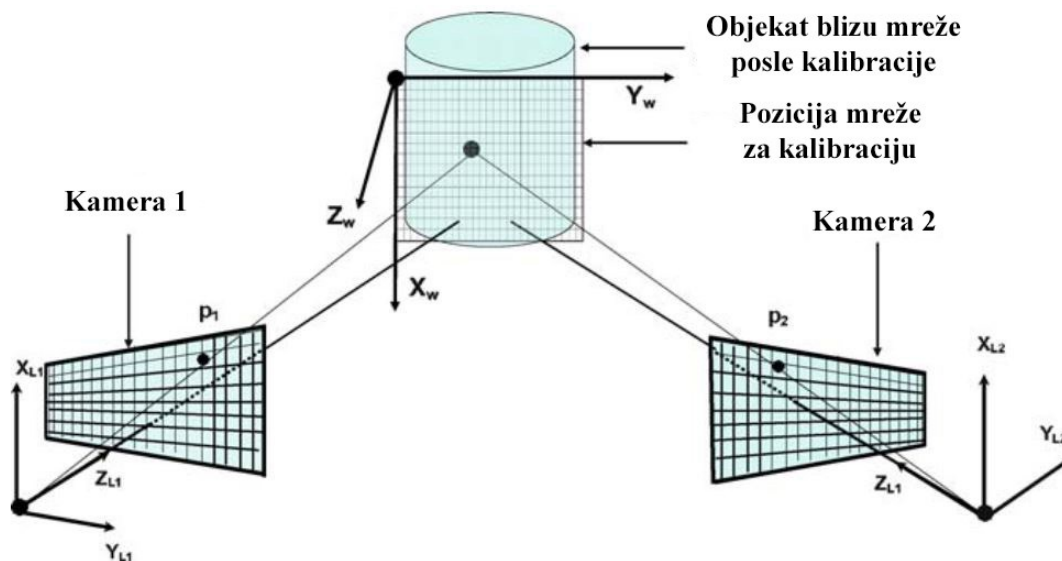
Intrinzični parametri su oni parametri koji ostaju isti tokom cele kalibracije, dok se ekstrinzični menjaju sa svakim novim pogledom. Za kalibraciju sistema za korelaciju digitalnih slika se uglavnom primenjuju dva pristupa. Prvi podrazumeva nezavisnu kalibraciju svake kamere pomoću različitih položaja (kretanja) elementa za kalibraciju. Pogled zajedničkog šablona mreže se može koristiti za definisanje globalnog koordinatnog sistema za sve kamere. Na ovaj način se obezbeđuje osnova za povezivanje lokacija slika u svim kamerama, za zajedničku 3D poziciju.

Drugi pristup kalibracije podrazumeva posmatranje svih kamera u sistemu kao jedinstvenog (kombinovanog) mernog sistema ili stereo sistema. U ovom slučaju, smisao procedure optimizacije je utvrđivanje relativne orijentacije i pozicije proizvoljno izabrane kamere (tzv. glavne ili master kamere) u odnosu na preostalu kameru. Na osnovu glavne kamere se određuje orijentacija i pozicija globalnog koordinatnog sistema i orijentacija i pozicija svih drugih kamera u stereo-vizuelnom sistemu. Smatra se da je uvek ista veza između pojedinačnih kamera u sistemu, u toku kalibracije i merenja. Iz ovog razloga se skup pokreta (rotacije i translacije) koji je potreban za povezivanje glavne kamere sa svakom dodatnom kamerom, smatra intrinzičnim parametrom. Kalibraciona kretanja objekta se određuju na osnovu glavne kamere u sistemu, pri čemu se relativna pozicija svake kamere koristi da se odredi pozicija senzora u drugim kamerama (Slika 4.5.). S obzirom da je globalni koordinatni sistem vezan za glavnu kameru, bilo kakva promena pozicije svih kamera odjednom ne menja njihovu relativnu poziciju. Ovo važi bez obzira da li je primenjivan nezavisni ili kombinovani pristup za kalibraciju. To može biti značajno ako je potrebno kalibrisati sistem na jednom mestu, i onda ga samo preneti na drugu lokaciju na kojoj se vrši merenje [188]. Na slici 4.6 je prikazana šema vizuelnog sistema u toku procesa kalibracije.



Slika 4.5. Parovi slika koji se prave tokom klasičnog procesa kalibracije, za obe kamere [188]

Za ovaj konkretni sistem za korelaciju digitalnih slika, postoje dve vrste elemenata za kalibraciju. Kalibracione ploče za male merne zapremine i kalibracioni krstovi za velike merne zapremine. Svaki element za kalibraciju ima na sebi referentne tačke, odnosno markere.



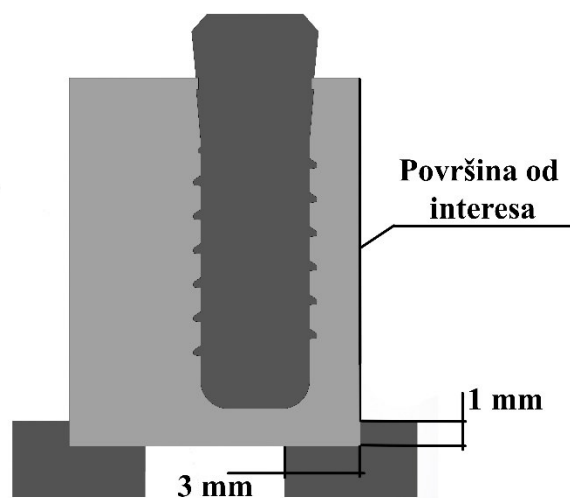
Slika 4.6. Šema stereo-vizuelnog sistema tokom slikanja mreže elementa za kalibraciju. Globalni sistem je obično poravnat sa prvom lokacijom mreže. Početak je obično na proizvoljnoj tački preseka [182]

## 4.2 Kalibracija i merenje

### 4.2.1 Preliminarni model

Shema oslanjanja preliminarnog model je prikazana na slici 4.7. Uzorak je postavljen na stonu stegu BMS 85 (Optimum, Nemačka). Površina od interesa je u toku prvog ciklusa merenja bila na sloju od 4 mm, a zatim na sloju od 6 mm. Na uzorak je zadato malo predopterećenje od 0,5 N pomoću univerzalne kidalice H10K-S (Tinius Olsen, SAD) radi stabilizacije uzorka. Kao dodatni izvor svetlosti korišćena je lampa sa belim svetlom (LED) (Slika 4.8.).

Postavljene su kamere i započeta je procedura kalibracije sistema za korelaciju digitalnih slika. Za kontrolu sistema za korelaciju digitalnih slika, merenje i podešavanja parametara, je korišćen softver Aramis 6.2.0 (GOM, Braunšvajg, Nemačka).



Slika 4.7. Oslanjanje preliminarnog modela

U softveru Aramis su postavljeni sledeći parametri:

- Sočiva kamere: 50 mm,
- Udaljenost kamera od mernog objekta: 80 cm,
- Kalibraciona ploča: CP 20/90/D07210,
- Veličina merne zapremine: 105x75x55 mm,
- Veličina male površine: 25 x 20,
- Ukupan broj slika (po jednom merenju): 11,
- Odstupanje kalibracije: 0,031 ,
- Maksimalno opterećenje: 500 N,
- Pomeranje: 0,1 mm/min.

Eksperimentalna instalacija se sastoji od:

- Sistem Aramis
- Uzorak
- Kidalica H10K-S
- Belo difuzno osvetljenje



Izvršeno je 11 eksperimentalnih merenja za svaki uzorak. Svako prvo merenje je izvršeno za neopterećen uzorak, a potom na svakih dodatnih 50 N sile, do maksimalne vrednosti od 500 N i dodatno merenje za rasterećeno stanje uzorka.



Slika 4.8. Postavka preliminarnog eksperimenta

#### 4.2.2 Glavni model

Postavka oslanjanja i opterećenja uzorka u glavnoj eksperimentalnoj studiji je prikazana na slici 4.9. Rastojanje između oslonaca je podešeno na 48 mm. Na uzorak je zadato malo predopterećenje od 0,5 N pomoću univerzalne kidalice H10K-S (Tinius Olsen, SAD) radi stabilizacije uzorka. Kao dodatni izvor svetlosti korišćena je lampa sa belim svetlom (LED).

Postavljene su kamere i započeta je procedura kalibracije sistema za korelaciju digitalnih slika. Za kontrolu sistema za korelaciju digitalnih slika, merenje i podešavanja parametara, je korišćen softver Aramis 6.2.0 (GOM, Braunšvajg, Nemačka).

U softveru Aramis su postavljeni sledeći parametri:

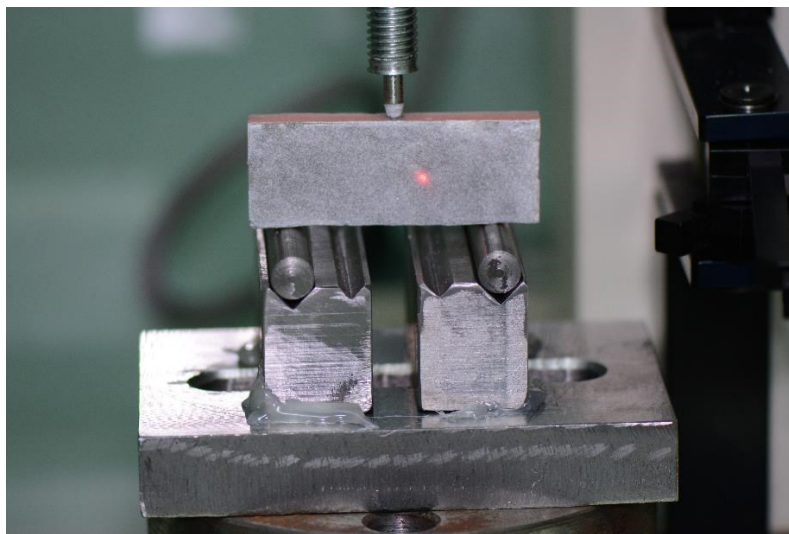
- Sočiva kamere: 50 mm,
- Udaljenost kamera od mernog objekta: 80 cm,

- Kalibraciona ploča: CP 20/90/D07210,
- Veličina merne zapremine: 105x75x55 mm,
- Veličina male površine: 25 x 20,
- Ukupan broj slika (po jednom merenju): 13,
- Odstupanje kalibracije: 0,024 ,
- Maksimalno opterećenje: 600 N,
- Pomeranje: 0,1 mm/min.

Sistem za merenje Aramis (GOM, Germany), baziran na metodi korelacije digitalnih slika je kalibrisan za mernu zapreminu uzorka, prema upustvima proizvođača. Eksperimentalna instalacija se sastoji od:

- Aramis
- Uzorak
- Kidalica H10K-S
- Belo difuzno osvetljenje

Izvršeno je 13 eksperimentalnih merenja za svaki uzorak. Svako prvo merenje je izvršeno za neopterećen uzorak, a potom na svakih dodatnih 50 N sile, do maksimalne vrednosti od 600 N, i dodatno merenje za rasterećeno stanje uzorka.



Slika 4.9. Postavka glavnog eksperimenta

## 5. Metoda konačnih elemenata

Numeričke metode, u koje se svrstava i metoda konačnih elemenata (MKE), su veoma pogodne rešavanje složenih problema u strukturalnoj mehanici, jer ne zahtevaju puno resursa u odnosu na proces kreiranje fizičkog modela. Smanjuje se potreba za fizičkim modelom za ispitivanje. Model se kreira direktno u programu za numeričku analizu ili uvozi iz srodnog programa za modeliranje (eng. computer aided manufacturing, CAD). Ona omogućava pristup kvantitativnim i kvalitativnim podacima za bilo koju tačku kreiranog matematičkog modela. Iz tog razloga MKE analiza predstavlja široko primenljivu tehniku za analizu unutrašnjih napona koji se ne mogu razotkriti eksperimentalnim pristupima [207]. Ova metoda je ustanovljena kao standardizovana procedura kako za kvalitativnu tako i kvantitativnu procenu raspodele napona u različitim strukturama [116]. Metoda je prvobitno razvijena za rešavanje strukturalnih problema u avioindustriji, ali je od tada napredovala do rešavanja problema u drugim područjima inženjerstva. Prva primena metode konačnih elemenata u stomatologiji je zabeležena još 1973. godine [208]. Vajnstajn i saradnici su prvi upotrebili MKE na dentalnim implantima 1976. godine [94]. S obzirom da zahteva manje resurse u odnosu na eksperimentalne analize, a daje rezultate koji imaju naučni značaj, njena popularnost se drastično povećala u odnosu na sam početak primene. Veliki broj autora istraživao uticaj oblika implanta na kost, prvenstveno njegovog prečnika i dužine, na graničnoj površinu između implanta i kosti [57, 62, 70, 72].

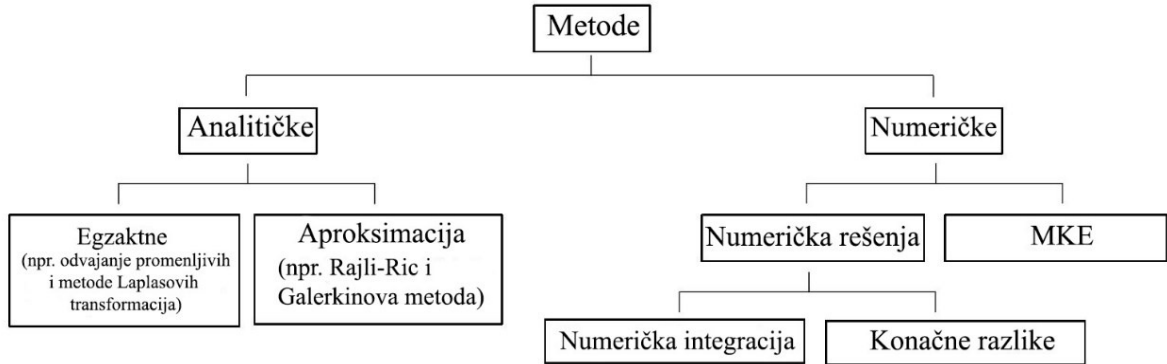
### 5.1 Istorijat i osnovni principi metode konačnih elemenata

Metoda konačnih elemenata predstavlja jedno od najznačajnijih dostignuća u okviru numeričkih metoda u prošlom veku [209]. Iako samo ime konačnih elemenata ne postoji dugo, sam koncept datira i do pre par vekova [210]. Ona predstavlja alat za rešavanja parcijalnih diferencijalnih jednačina, i pomoću nje je moguće dobiti precizne rezultate kompleksnih inženjerskih rešenja. Njene osnove su postavljene još pre nekoliko vekova, ali je najveći razvitak doživela 1950-ih godina, u kontekstu analize avio-konstrukcija [211]. Samo ime „konačni elementi“ je osmislio Koh, 1960.-te godine. Iako je metoda originalno razvijena uglavnom na bazi intuicije i fizičkih argumenata, 60ih godina prošlog veka je

prepoznata kao forma klasične Rajli-Ricove metode. Kada je matematička osnova metode prepoznata, razvijanje novih konačnih elemenata za nove tipove problema, kao i njena popularnost, je počela da raste skoro eksponencijalno. Digitalni računari su omogućili brzo sredstvo za ostvarivanje višestrukih proračuna koji su bili potrebni za analizu, i učinili metodu mnogo dostupnijom. Sa razvitkom brzih računara, primena metode je takođe brzo napredovala.

Tokom višegodišnje primene od njenog začetka, MKE je počela da se smatra jednom od najboljih i najefikasnijih metoda za rešavanje različitih praktičnih problema. Pored toga, ova metoda je postala jedno od aktivnijih područja istraživanja ne samo za inženjere već i za matematičare. Najočigledniji dokaz uspeha ove metode se može videti kroz njenu primenu, tj. kroz podatak da se godišnje objavi oko 3800 radova, od ukupno 56 000, 380 knjiga i 400 zbornika radova, prema podacima iz 1995. godine [210, 212]. S tim rečeno, danas je metoda konačnih elemenata jedan od dobro ustanovljenih i pogodnih alata za analizu koju koriste kako inženjeri, tako i naučnici [210].

Osnovna ideja metode konačnih elemenata je pronalaženje rešenja komplikovanog problema tako što se taj problem zamenjuje jednostavnijim problemom. Metoda konačnih elemenata se može posmatrati kao procedura diskretizacije kontinualnog problema prema matematičkim pravilima [213]. Pošto se problem zamenjuje jednostavnijim u cilju nalaska rešenja, može se dobiti aproksimativno rešenje pre nego egzaktno rešenje. Postojeći matematički alati neće biti dovoljni za nalaženje egzaktnog rešenja (a ponekad ni aproksimativnog), većine praktičnih problema. Tako da, u odsustvu bilo koje konvencionalne metode za nalaženje čak i aproksimativnog rešenja, prednost ima metoda konačnih elemenata. U ovoj metodi je takođe moguće postići i poboljšanje aproksimativnog rešenja ukoliko se izvrši veća priprema ulaznih podataka. U metodi konačnih elemenata, smatra se da se regija, ili deo od interesa, sastoji od mnogo malih, međusobno povezanih regija koji se nazivaju konačnim elementima (Slika 5.1.) [210].



Slika 5.1. Klasifikacija klasičnih metoda [214]

U MKE, realna struktura se predstavlja sklopom delića koji se nazivaju konačni elementi. Smatra se da su ovi elementi spojeni na specifičnim mestima koji se nazivaju čvorovi ili nodalne tačke. Čvorovi se obično nalaze na granicama elementa, i predstavljaju kontaktno mesto sa susednim elementima, odnosno čvorovima. S obzirom da promena promenljive polja (npr. napon, pomeranje, temperatura, pritisak ili brzina) unutar kontinuuma nije poznata, pretpostavlja se da se promena promenljive unutar konačnog elementa može aproksimirati prostom funkcijom. Ove aproksimativne funkcije (koje se takođe nazivaju i interpolacioni modeli) su definisane pomoću vrednosti promenljive (varijable) polja na čvorovima. Kada se ispišu jednačine polja (npr. jednačina ravnoteže) za ceo sistem, nove nepoznate će biti nodalne vrednosti promenljive (varijable) polja. Rešavanje jednačine konačnih elemenata, koje su generalno u formi matičnih jednačina, nodalne vrednosti promenljive polja postaju poznate. Kada su one poznate, aproksimirajuće funkcije definišu polje promenljive kroz ceo sklop elemenata.

Rešenje nekog opšteg problema kontinuuma pomoću metode konačnih elemenata uvek ima svoj redosled koji se može podeliti na korake. Ako su u pitanju statički strukturalni problemi, kao što je to slučaj u ovoj studiji, procedura korak po korak se može obrazložiti na sledeći način.

**Prvi korak:** Podela strukture na diskretne elemente (diskretizacija)

Prvi korak u metodi konačnih elemenata je podela strukture ili regije rešenja na podsklopove ili elemente. Iz tog razloga, struktura može biti modelovana sa odgovarajućim konačnim elementima. Mora se odrediti broj, tip, veličina i raspodela elemenata.

**Drugi korak:** Izbor odgovarajućeg interpolacionog modela (modela pomeranja)

Pošto se rešenje pomeranja kompleksne strukture pod bilo kojim specifikiranim uslovima opterećenja ne može tačno predvideti, pretpostavlja se neko odgovarajuće rešenje u okviru elementa da bi aproksimirali nepoznato rešenje. Pretpostavljeno rešenje mora biti jednostavno sa računarskog stanovišta, ali sa druge strane treba da zadovolji određene zahteve konvergencije rešenja. Obično se rešenje interpolacionog modela uzima u obliku polinoma.

**Treći korak:** Izvođenje matrica krutosti i vektora opterećenja

Posle pravljenja mreže (diskretizacije) modela, neophodno je dodati karakteristike materijala, spoljašnje opterećenje i primeniti granične uslove [214].

Postoji više metoda za izvođenje matrice krutosti [215]:

- Direktni ravnotežni metod (eng.- Direct Finite element method)
- Varijacioni Metod (eng. - Variational Finite element method)
- Metodi težinskog reziduala (eng. - Methods of Weighted Residuals)
- Metoda Energetskog balansa (eng. - Energy Balance Direct Finite Element Method)

**Četvrti korak:** Određivanje jednačina elemenata u cilju dobijanja opšte jednačine ravnoteže

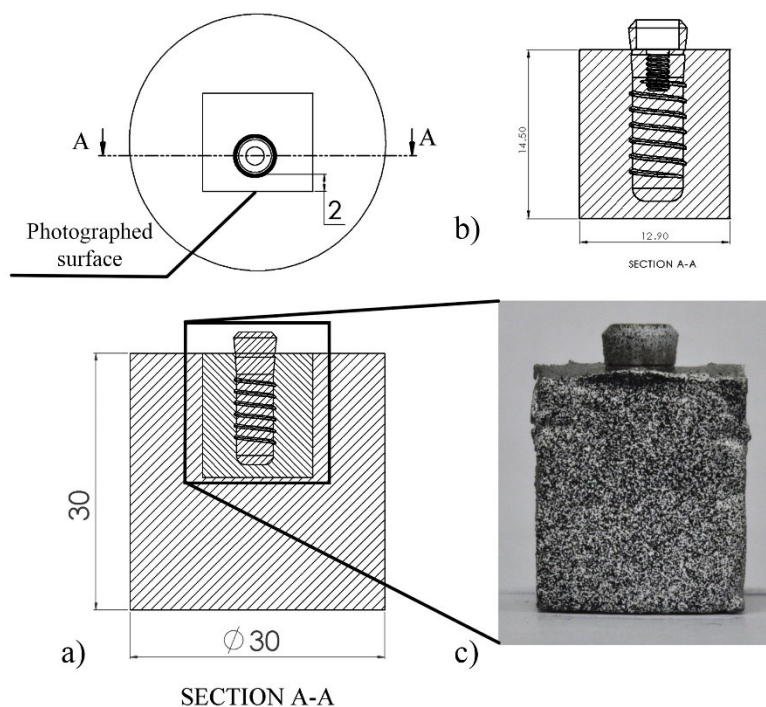
Pošto je struktura sastavljena od nekoliko konačnih elemenata, individualni elementi matrice krutosti i vektora opterećenja se uklapaju na odgovarajući način i formulišu se sveukupne jednačine ravnoteže.

**Peti korak:** Rešavanje nepoznatih pomeranja u čvorovima

**Šesti korak:** Određivanje nepoznatog pomeranja cele strukture, pomoću rešavanja sistema algebarskih jednačina.

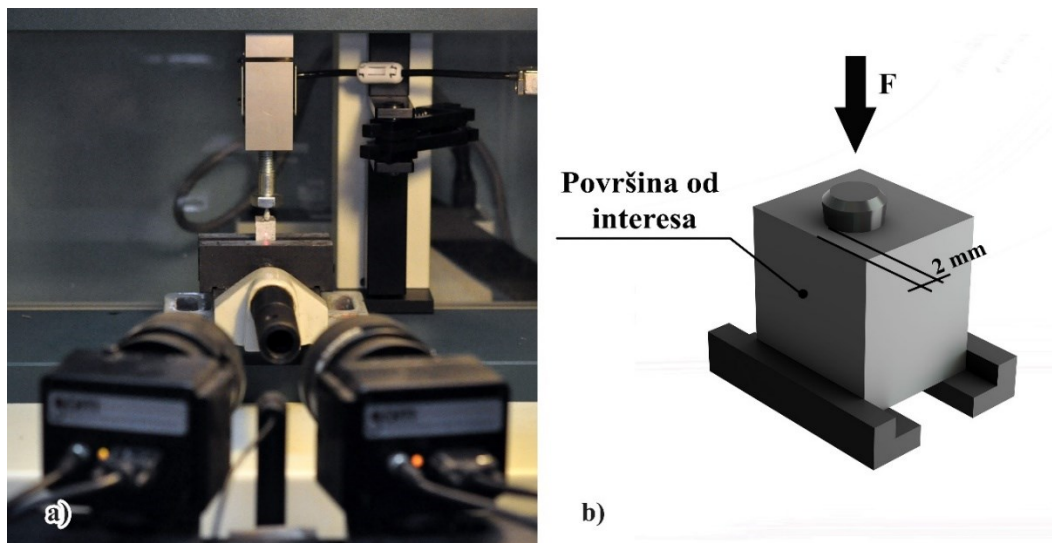
## 5.2 Opis numeričkog modela

U okviru ove studije, razvijen je numerički model po uzoru na eksperimentalni model i izvršena je verifikacija numeričkog modela pomoću eksperimentalnih rezultata. Upoređeni su rezultati koji su dobijeni iz dva numerička modela, dvodimenzionalnog i trodimenzionalnog. U cilju verifikacije numeričkog modela, napravljen je i analiziran eksperimentalni model. Za model dentalnog implanta je korišćen Strauman  $\varnothing 4,1 \times 10$  mm. Implant je postavljen u blok akrilata sa dimenzijama  $14,5 \times 12,9 \times 11,5$  mm ( $h \times w \times l$ ). Blok akrilata je izrađen pomoću silikonskog kalupa.



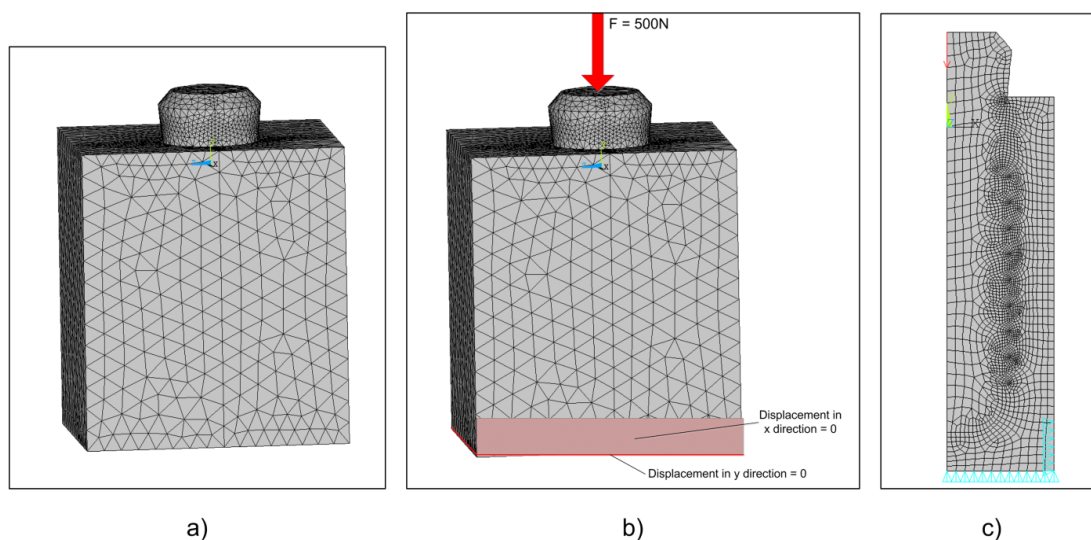
Slika 5.2. Priprema uzorka za verifikaciju numeričkog modela. a) Silikonski kalup; b) Dimenzije bloka akrilata; c) Eksperimentalni uzorak sa površinskom teksturom

Uzorak je postavljen na radno postolje univerzalne kidalice H10K-S UTM (Tinius Olsen, SAD) za maksimalna radna opterećenja do 5 kN. Uzorak je fiksiran pomoću mašinske stege BMS 85 (Optimum, Nemačka). Kao dodatno osvetljenje korišćeno je LED lampa. Eksperimentalna postavka je prikazana na slici 5.3.



Slika 5.3. a) Eksperimentalna postavka; b) 3D model i površina od interesa

Trodimenzionalni MKE model je razvijen prema eksperimentalnom modelu u komercijalnom softveru Ansys 13.0 (Slika 5.4.).



Slika 5.4. MKE model. a) 3D model; b) 3D model sa osloncima i spoljašnjim opterećenjem; c) 2D model sa osloncima i spoljašnjim opterećenjem

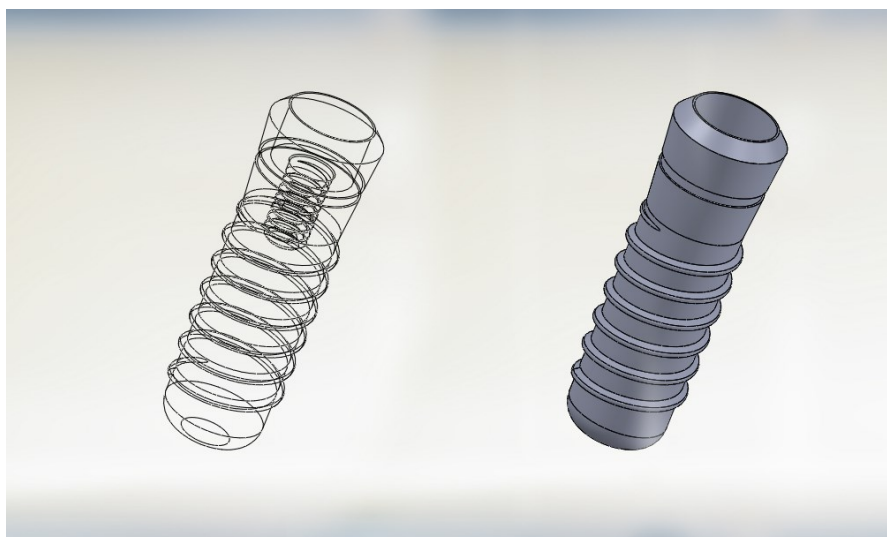


Sve dimenzije MKE modela su identične sa eksperimentalnim modelom (Slika 5.3.). Slika 5.4a prikazuje trodimenzionalni MKE model sa 259 470 elemenata i 347 255 čvorova. Jungov modul elastičnosti za PMMA je 1,3 GPa, a Poasonov koeficijent  $\nu=0,35$  [216]. Modul elastičnosti za titanijum iznosi 110 GPa i Poasonov koeficijent  $\nu=0,32$  [180, 217]. Granični uslovi i spoljašnje opterećenje su definisani prema eksperimentalnoj postavci (Slika 5.3.). Spoljašnje statičko opterećenje od 500 N je primenjeno na implant. Izvršena je statička analiza i sve izmerene deformacije su bile u opsegu elastičnosti materijala.

Zatim je razvijen dvodimenzionalni MKE model koji zahteva manje vreme računanja. Iskorišćena je opcija aksijalne simetrije za 2D model. Slika 5.4c prikazuje razvijeni dvodimenzionalni model koji se sastoji od 2259 elemenata i 6908 čvorova sa osloncima kao i definisanim spoljašnjim opterećenjem.

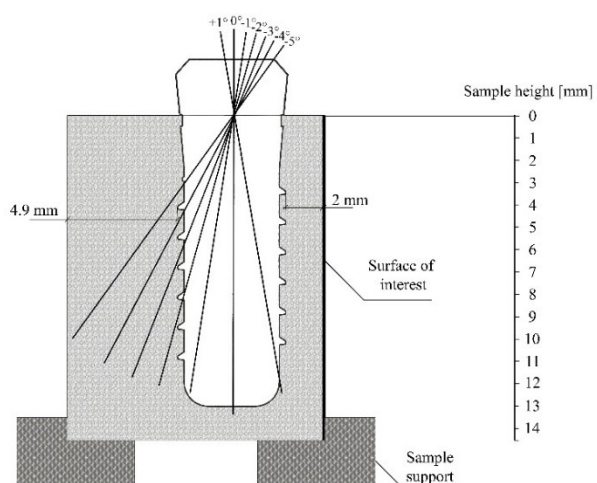
### **5.3 Analiza uticaja nagiba implanata**

U cilju analize uticaja nagiba dentalnog implanta, razvijeno je 7 numeričkih modela. Proračunavane su vrednosti deformacija na spoljašnjim površinama bloka. Dimenzije bloka su iznosile 14,5 x 12,9 x 11,5 mm. U okviru analize je korišćen model dentalnog implanta Strauman  $\varnothing 4,8$  x 12 mm, cilindričnog dentalnog implanta (Slika 5.5.). Implant je pozicioniran simetrično u odnosu na širinu bloka, na 2 mm u odnosu na površinu od interesa, u odnosu na pravu orijentaciju implanta ( $0^\circ$ ) (Slika 5.6.).



Slika 5.5. Model implanta Strauman 4,8 x 12 mm

Nagib implanta je modeliran u odnosu na tačku preseka između podužne ose implanta i gornje ivice bloka (Slika 5.6.). Pozitivan nagib predstavlja slučaj kada je gornji deo implanta nagnut na suprotnu stranu od površine od interesa, a negativan nagib kada je nagnut ka površini od interesa. Model bez nagiba ( $0^\circ$ ) je označen kao pravi model. Nazivi modela kao i njihovi respektivni nagibi su prikazani u tabeli 5.1. Za MKE analizu je korišćen komercijalni softver Ansys 13.0.

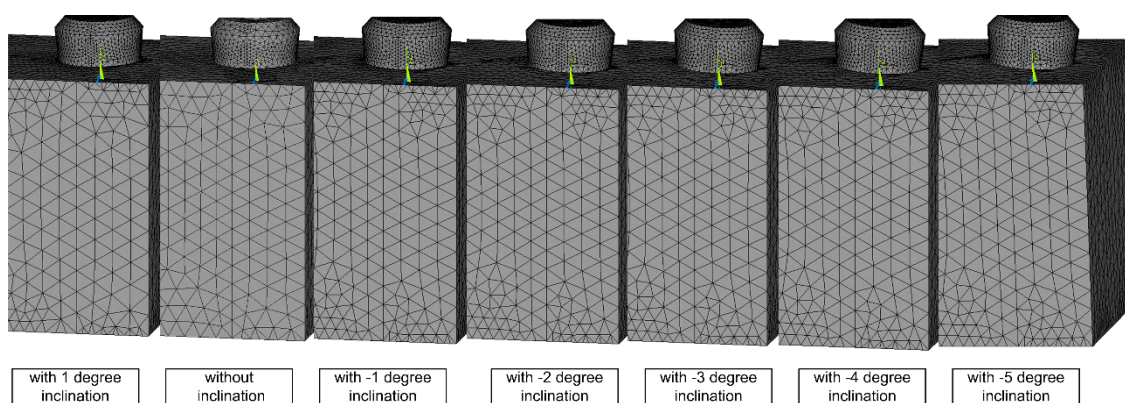


Slika 5.6. Shema oslanjanja uzorka

Tabela 5.1. Oznake modela i nagibi

Naziv modela	Nagib [°]
Model 1	+1
Model 2	0
Model 3	-1
Model 4	-2
Model 5	-3
Model 6	-4
Model 7	-5

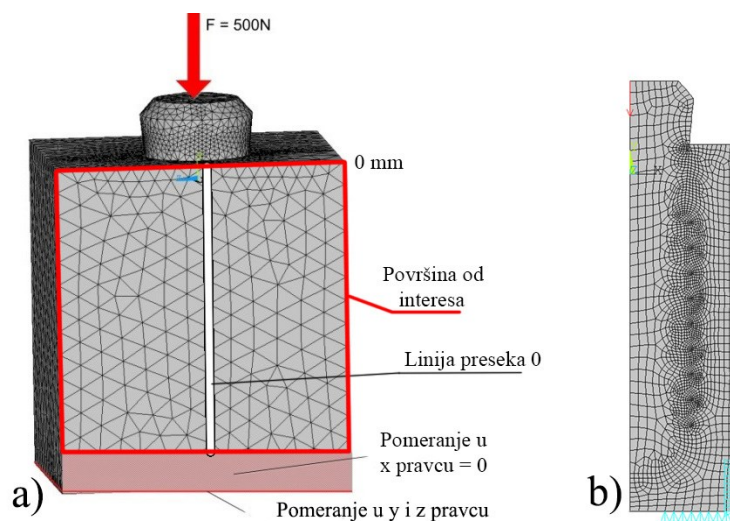
Na slici 5.7 je prikazana serija MKE modela sa različitim nagibima u intervalu od (+1 ÷ - 5). Spoj između implanta i okolnog akrilata je definisan kao čvrsta veza bez mogućnosti odvajanja, duž cele kontaktne površine. Svi čvorovi numeričkog modela na interfejsu između bloka i implanta su spojeni. Trodimenzionalni model se sastojao od 260 000 elemenata i 348 000 čvorova. Gustina mreže je varirala preko preseka bloka, pri čemu je najveća gustina u blizini spoja bloka i implanta (Slika 5.8b.).



Slika 5.7. Nagibi svih uzoraka

Na implant je primenjena aksijalna sa sila intenziteta 500 N, kao što je prikazano na slici 5.8. Model je fiksiran sa zadnje i prednje strane bloka, a baza je delimično oslonjena u druga

dva pravca (Slika 5.8.). Na površini od interesa, duž ose implanta je postavljena linija preseka 0. Visina uzorka je merena od gornje površine bloka, kao što je prikazano na slici 5.6.



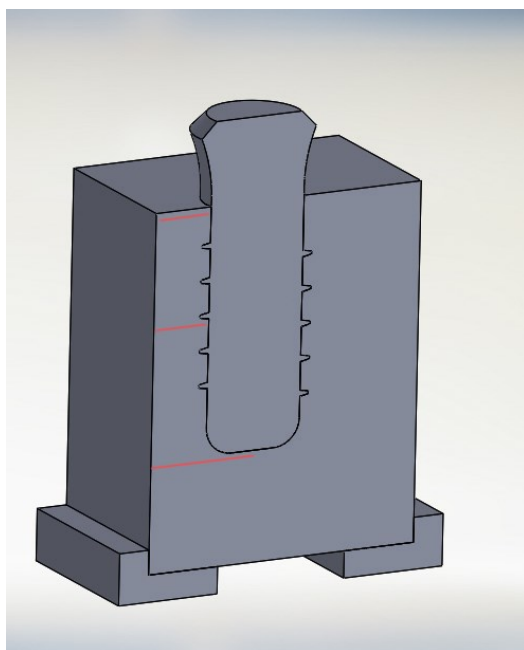
Slika 5.8. a) Oslonac modela i spoljno opterećenje; b) Gustina mreže na spoju dve površine. Deformacije su analizirane na dve lokacije – na samom interfejsu i na površini od interesa. Horizontalne deformacije su one koje nastaju u pravcu  $x$  ose, i podrazumevaju izduženja ili skraćanja. Vertikalne deformacije podrazumevaju deformacije u pravcu podužne ose postavljenog implanta.

Dijagrami poprečnih deformacija su dobijeni presecanjem ravni koja prolazi kroz centar implanta i koja je paralelna sa  $xy$  ravni. Ovi dijagrami su korišćeni za vizuelizaciju uticaja nagiba implanta na stanje deformacija u bloku. Prikazan je poredbeni prikaz Mizesovih deformacija za sve modele. Radi boljeg poređenja, vrednosti Mizesovih deformacija su prikazane kao kontur plotovi. Dijagrami su prikazani na prvih 12 mm uzorka, što odgovara visini implanta.

#### 5.4 Analiza uticaja prečnika na prenos opterećenja

U okviru dalje analize, korišćen je identični model bloka sa dimenzijama 14,5 mm x 12,9 mm x 11,5 mm (visina x širina x visina). Analiziran je uticaj prečnika implanta na vrednosti

deformacija na kontaktnoj površini između implanta i bloka akrilata, kao i na površini od interesa. U blok su postavljena tri Strauman implanta sa različitim prečnicima ( $\varnothing 3,5$  mm,  $\varnothing 4,1$  mm i  $\varnothing 4,8$  mm) sa identičnom dužinom od 10 mm. U cilju olakšanja poređenja, vrednosti su uzimane na tri preseka – apikalni presek ispod samog vrha implanta, srednjeg na sredini tela, kao i krestalni u predelu vrata implanta (Slika 5.9.).



Slika 5.9. Preseci u predelu apeksa, sredine i krestalnog dela dentalnog implanta

Tabela 5.2. Mehaničke karakteristike materijala u okviru analize preliminarog modela

Materijal	Modul elastičnosti E [GPa]	Poasonov koeficijent $\nu$
PMMA	1,8	0,3 [218]
Titanijum	110	0,3 [180]

Modeli su se sastojali od oko 780 000 elemenata i 1 600 000 čvorova. Akrilat je modeliran kao izotropan i homogen i pretpostavljena je čvrsta veza između akrilata i implanta po celoj kontaktnoj površini. Rastojanje između površine od interesa i implanta je bila ista za sve prečnike implanata, i iznosila je 2 mm. Mehaničke karakteristike numeričkog modela su navedene u tabeli 5.2.

## 5.5 Glavni model – uticaj prečnika i dužine implanta

Postavljen je i cilj ispitivanja uticaja prečnika i dužine na deformacije na interfejsu između implanta i bloka kao i na površini od interesa na bloku koji je predstavljao model poluluka vilice i koji je opterećen na savijanje u tri tačke. Ovaj model je detaljnije opisan u tački 4.2.2. U analizi je primenjeno je 12 modela implanata, proizvođača Strauman (Tabela 5.3).

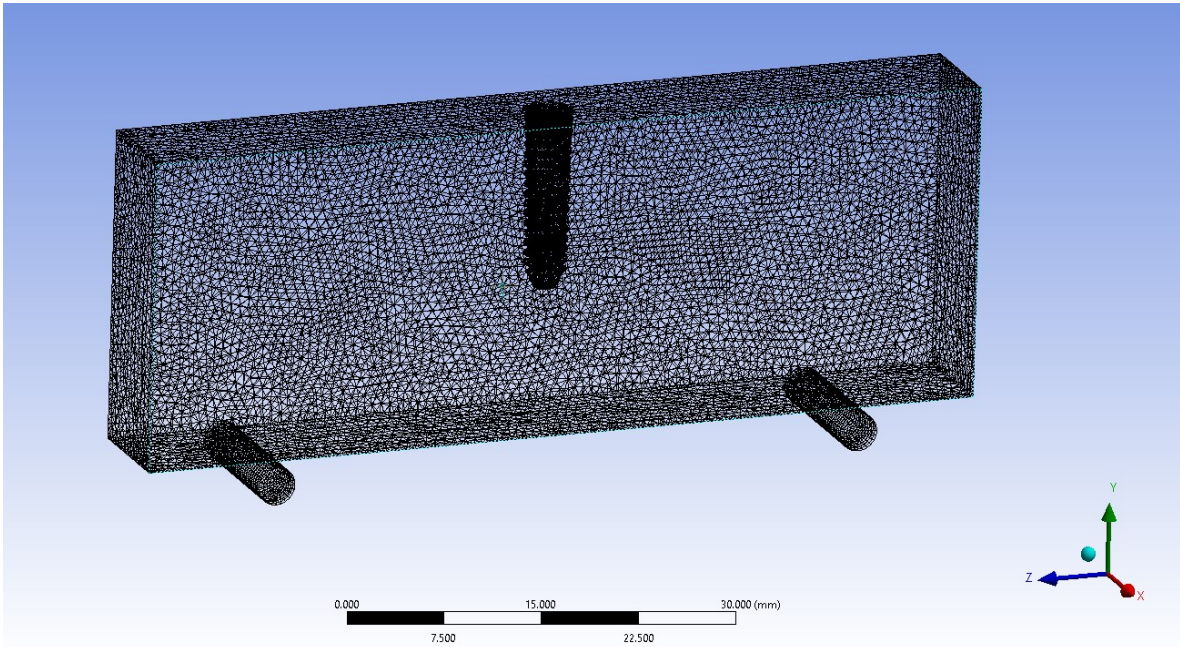
Tabela 5.3. Dimenzije dentalnih implanata

Prečnik [mm]	Dužina [mm]
3,5	8
	10
	12
	14
4,1	8
	10
	12
	14
4,8	8
	10
	12
	14

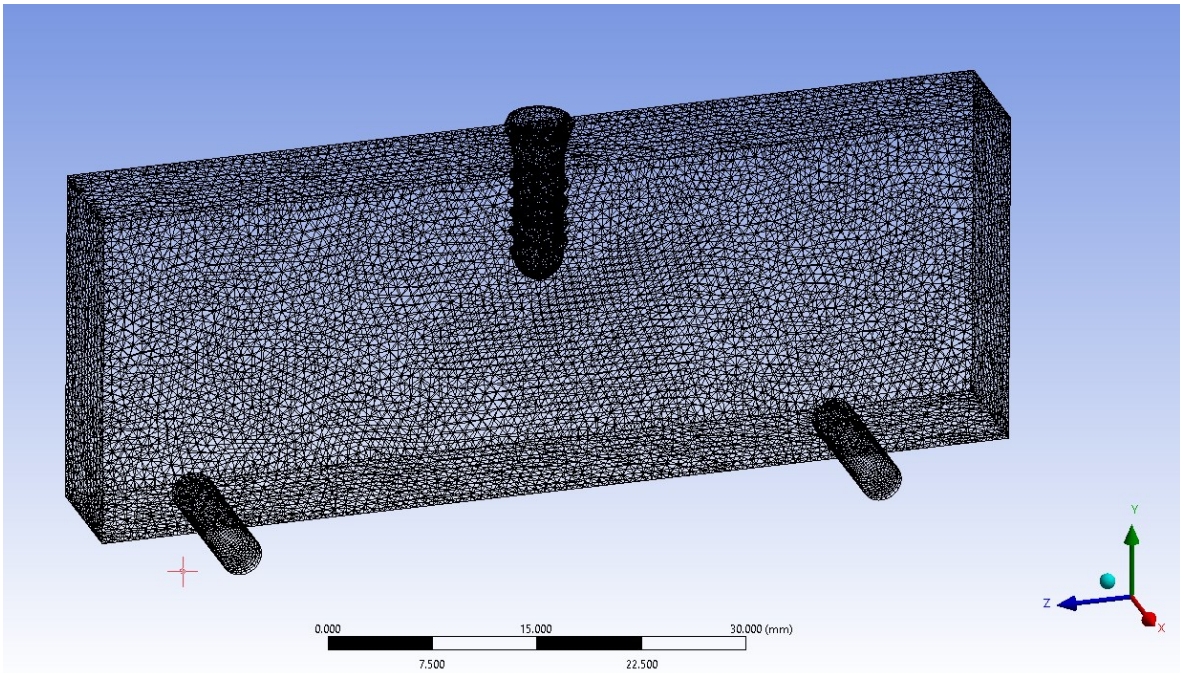
## 5.6 Glavni model - analiza prenosa opterećenja dentalnih implanata sa višeparametarskim razlikama

U daljoj analizi u okviru ove studije su korišćeni i numerički modeli koji su razvijeni prema eksperimentalnim modelima glavne studije, u softveru SolidWorks (Dassault Systems, SAD). Modeli su zatim uvezeni u softver Ansys (Ansys Inc., PA, SAD). Trodimenzionalni modeli se sastoje od oko 180 000 čvorova i 100 000 elemenata oblika tetraedra. Akrilat je modeliran kao izotropan i homogen i pretpostavljena je čvrsta veza između akrilata i implanta po celoj kontaktnoj površini. Mreže modela su prikazane na slikama 5.10 - 5.12..

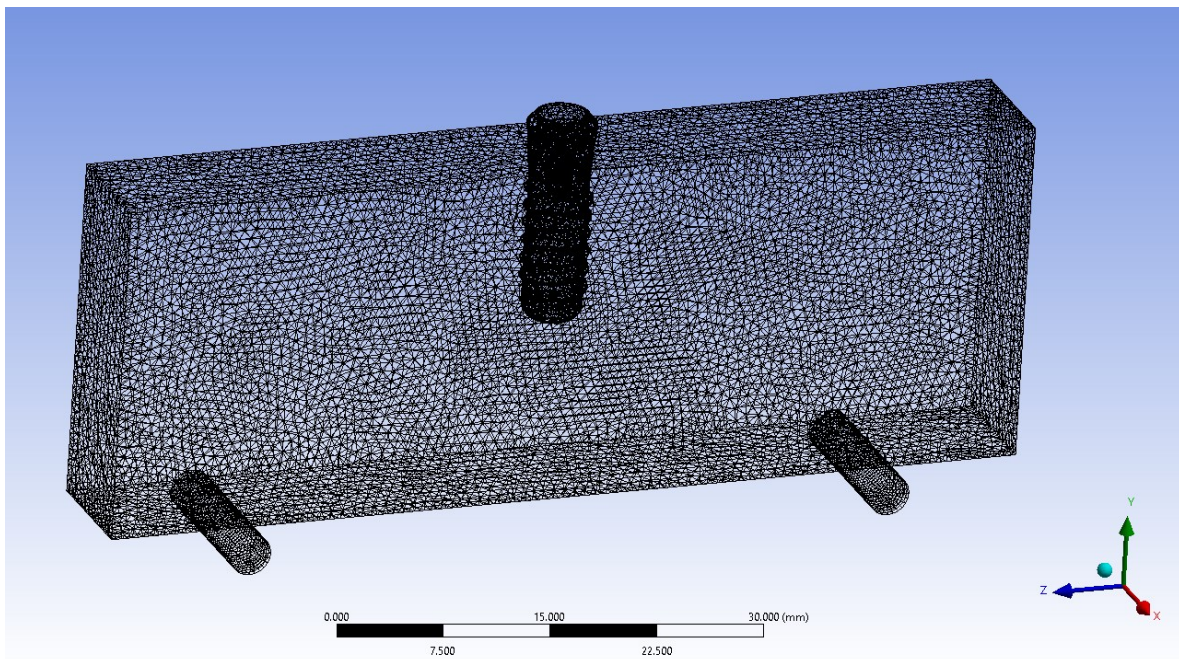




Slika 5.10. MKE model uzorka N1



Slika 5.11. MKE model uzorka S1



Slika 5.12. MKE model uzorka S2

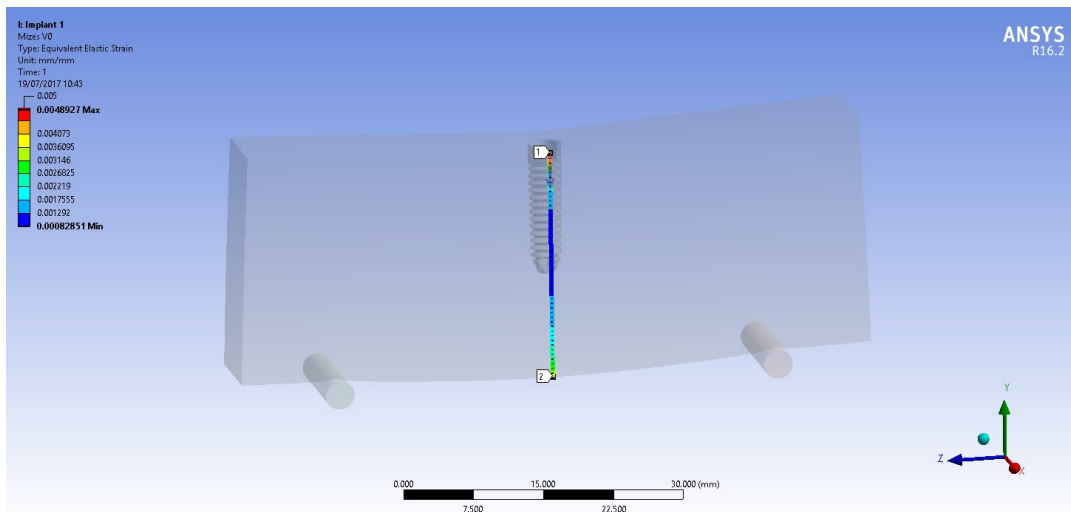
Svi materijali su modelovani kao izotropni i homogeni. Model je podrazumevao čvrstu vezu između implanta i akrilata preko cele kontaktne površine na interfejsu. Oslonci su smatrani fiksnim, tako da nije bilo moguće bilo kakvo vertikalno pomeranje uzorka osim savijanja u tri tačke.

Tabela 5.4. Mehaničke karakteristike materijala u okviru analize glavnog modela

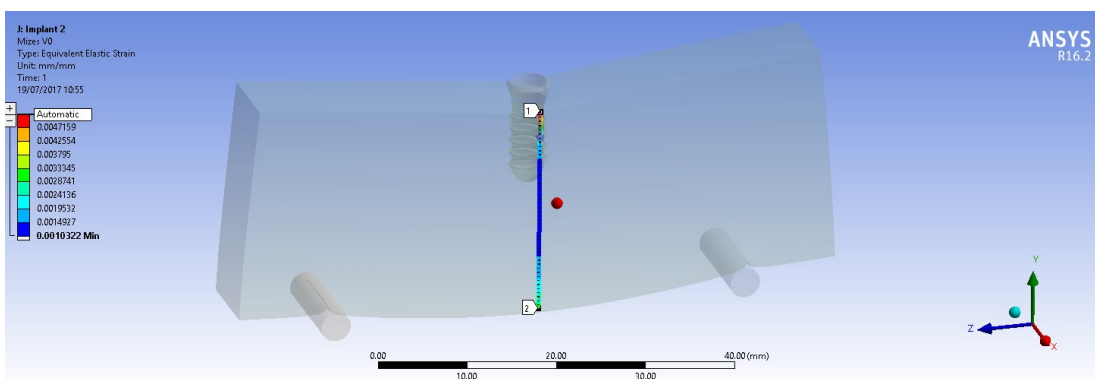
Materijal	Modul elastičnosti E [GPa]	Poasonov koeficijent $\nu$
PMMA	1,8	0,3 [218]
Titanijum	110	0,3 [180]

Rezultati u obliku pomeranja i Mizesovih deformacija (VM) deformacija su praćeni na površini od interesa i na preseku V0 (Slika 3.12.).

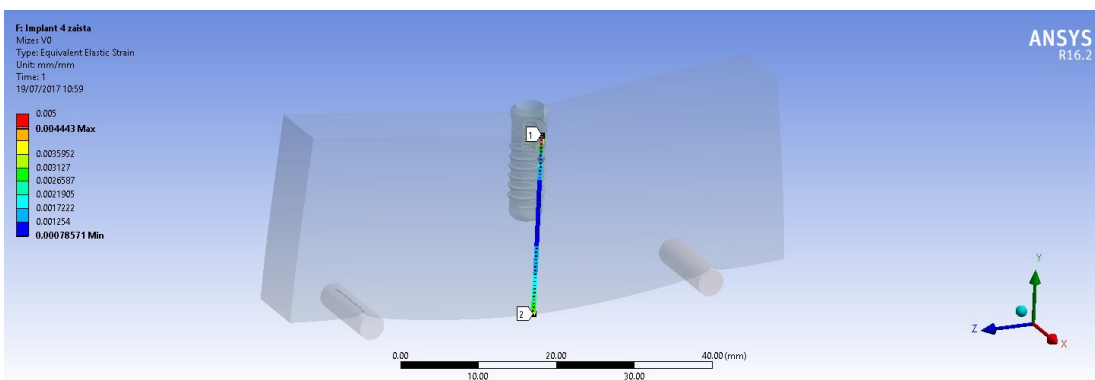




Slika 5.13. Presek V0 na numeričkom modelu uzorka N1



Slika 5.14. Presek V0 na numeričkom modelu uzorka S1



Slika 5.15. Presek V0 na numeričkom modelu uzorka S2

## 6. Eksperimentalni rezultati

Za obradu eksperimentalnih rezultata je primenjen softver Aramis v6.2.0. On pruža više mogućnosti prikaza rezultata u zavisnosti od željenog prikaza polja deformacija. U okviru ovog rada, predstavljeni su rezultati dve studije, preliminarna i glavna. Preliminarna studija je prikazala polja Mizesovih deformacija sa identičnim implantima koji su imali abatmente pod pravim uglom i uglom od 35°. Maksimalna aksijalna sila je iznosila 500 N. U okviru glavne studije je ispitivan uticaj 3 različita tipa dentalnih implanata na okolne deformacije u bloku akrilata za maksimalnu aksijalnu silu od 600 N. U okviru ovog poglavlja su prikazani samo eksperimentalni rezultati, u vidu polja Mizesovih deformacija i vertikalnih pomeranja.

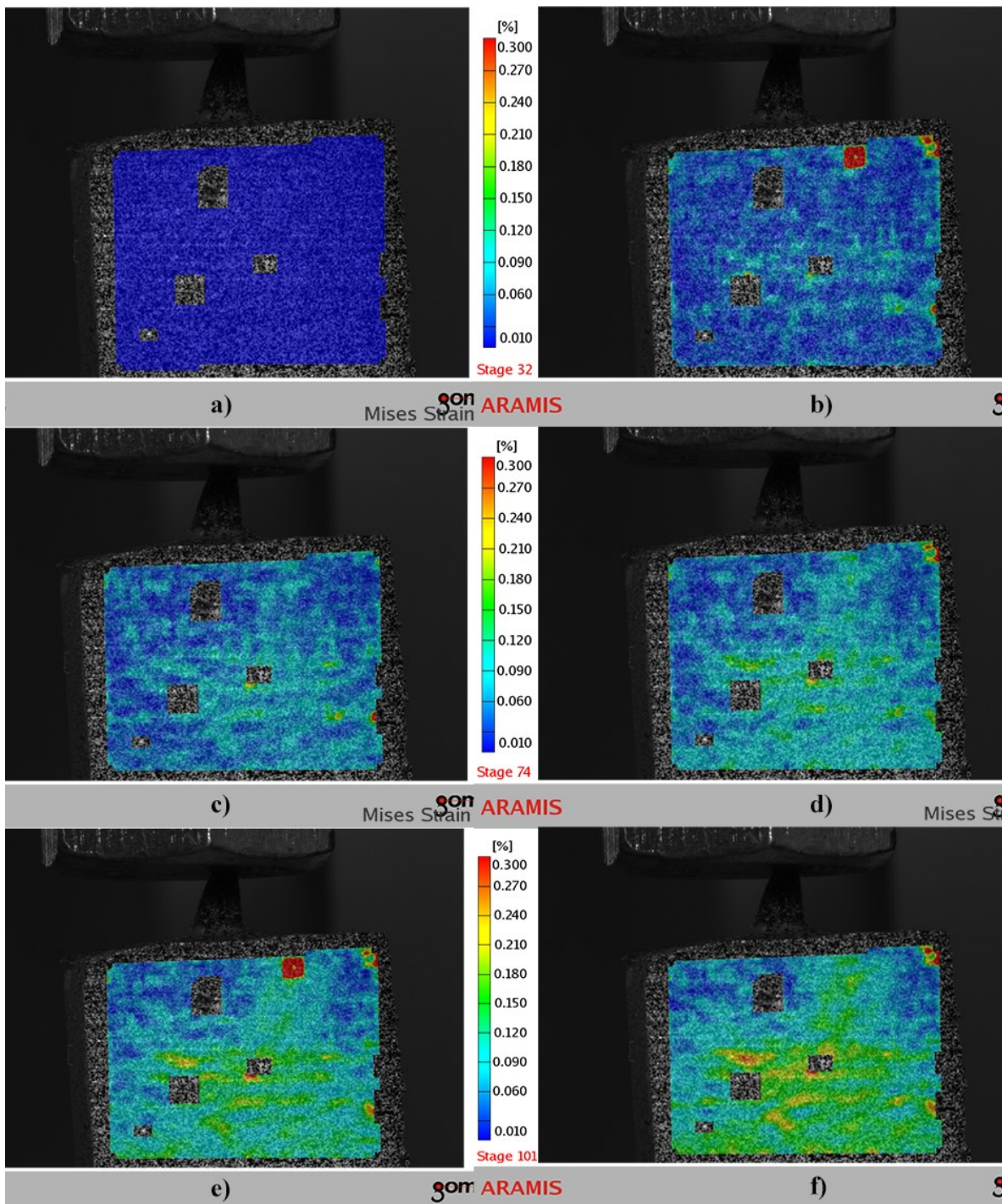
### 6.1 Rezultati preliminarne studije

Svi rezultati su očitani sa površine od interesa. Oznaka SSA predstavlja uzorak sa dentalnim implantima i abatmentom pod uglom od 0°. Oznaka SAA predstavlja uzorak sa dentalnim implantom i abatmentom pod 35°. Kao što je očekivano, sa porastom intenziteta aksijalne sile, došlo je i do porasta vrednosti Mizesovih deformacija na obe površine od interesa. Deformacije su bile koncentrisane u predelu vrata (marginalno) i vrha (apeksa) implanata. Pri manjim vrednostima sile, do 200 N, deformacije su bile skoro zanemarljive (Tabela 6.1).

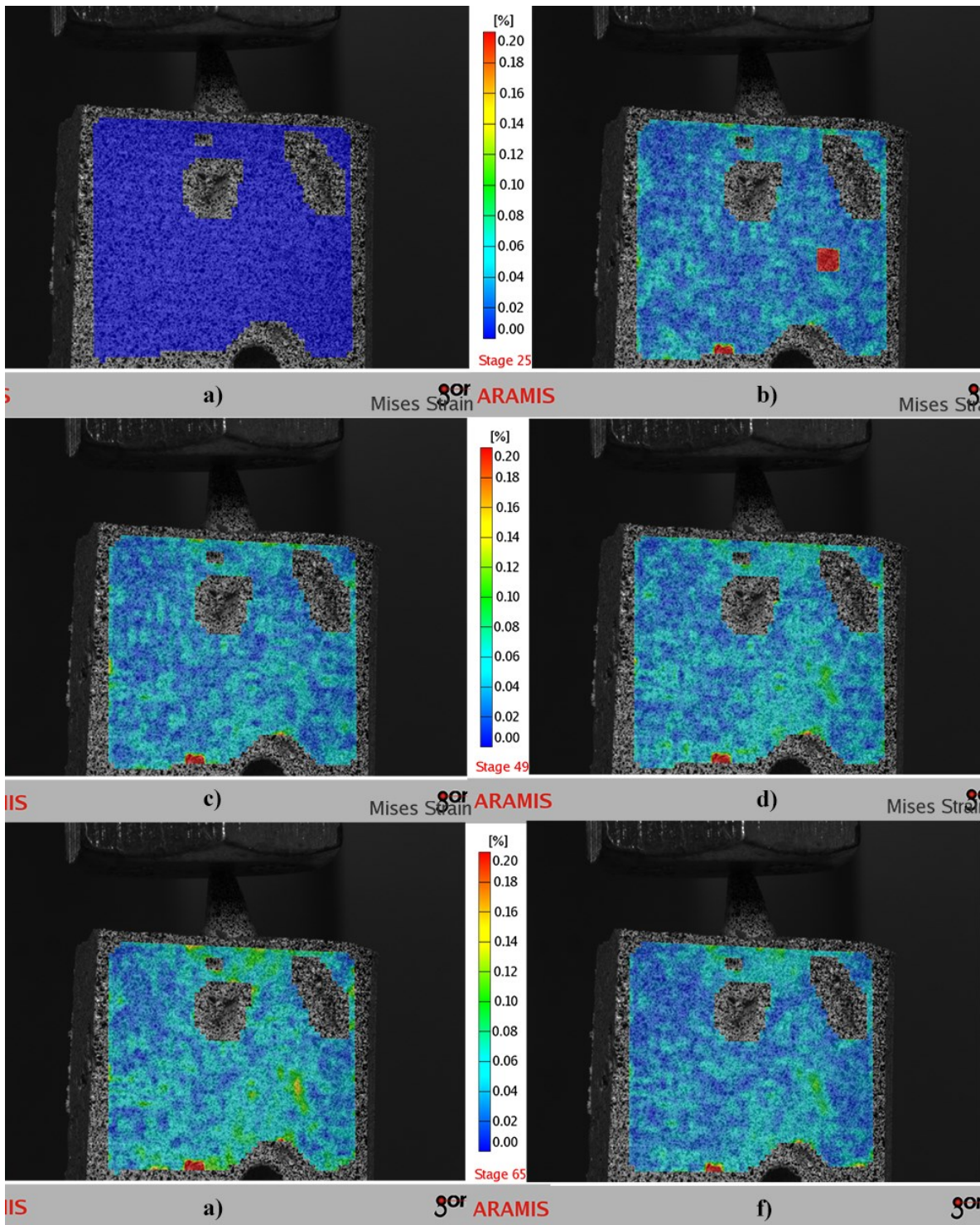
Tabela 6.1. Srednje Mizesove deformacije tokom vertikalnog opterećenja

Opterećenje	SSA 4 mm	SSA 6 mm	SAA 4 mm	SAA 6 mm
0-200 N	0,06-0,09	0,03	0,12-0,15	0,09-0,12
200 N	0,16	0,1	0,25	0,18
500 N	0,18	0,15	0,35	0,24

\* srednje vrednosti deformacija su pribavljene pod silom od 500 N



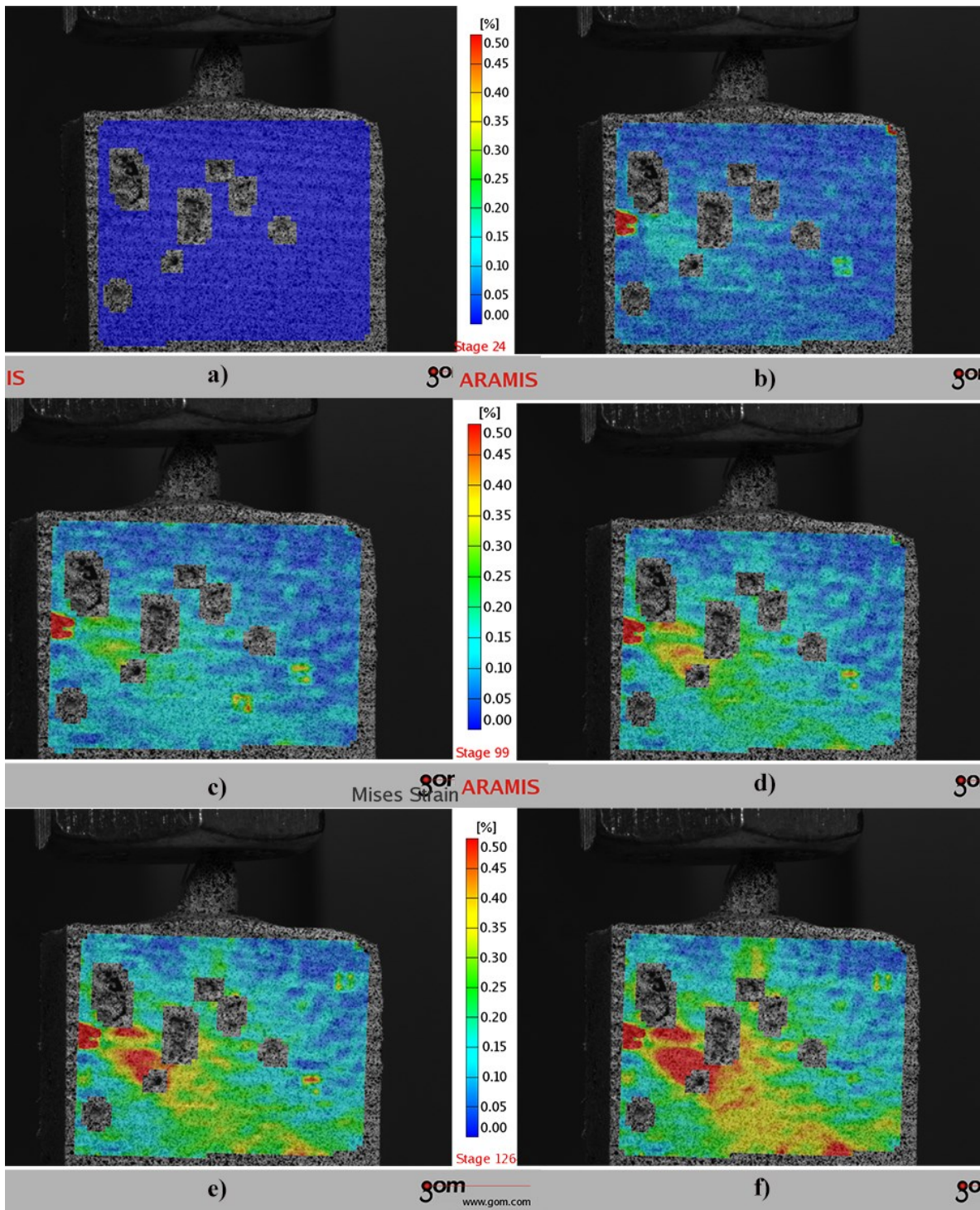
Slika 6.1. Mizesove deformacije uzoraka sa pravim abatmentom na sloju 4 mm pri intenzitetu sile:  
 a) 0 N; b) 100 N; c) 200 N; d) 300 N; e) 400 N; f) 500 N



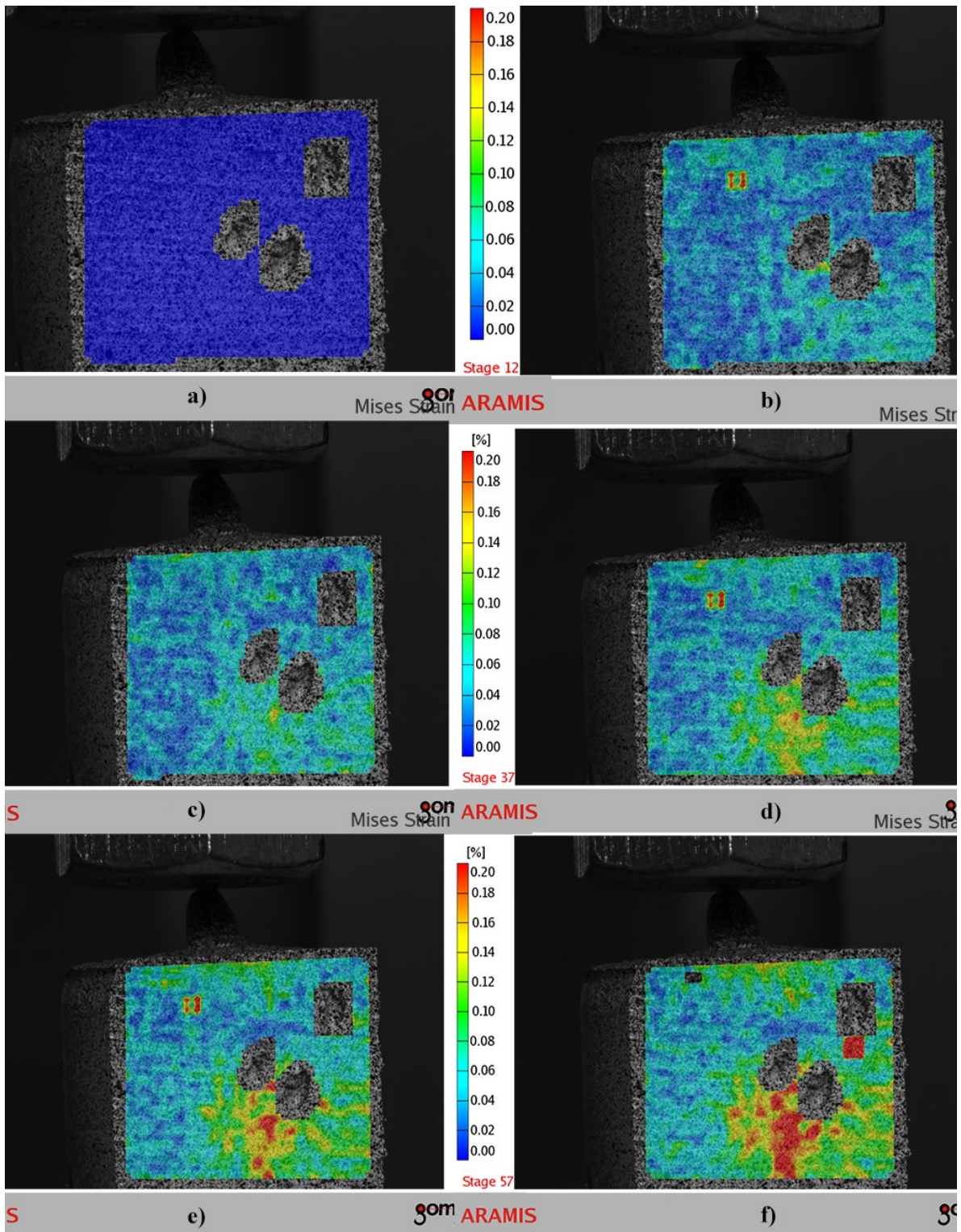
Slika 6.2. Mizesove deformacije uzoraka sa pravim abatmentom na sloju 6 mm pri intenzitetu sile:  
a) 0 N; b) 100 N; c) 200 N; d) 300 N; e) 400 N; f) 500 N

Obe površine su imale slične distribuciju deformacija, u centralnom delu površina od interesa. Maksimalna Mizesova deformacija u sloju na 4 mm je 0,3 % kod implanata sa pravim abatmentom (Slika 6.1. i Slika 6.2.) i 0,5 % kod uzorka sa nagnutim abatmentom, dok je u sloju na 6 mm, maksimalna deformacija iznosila 0.2 % kod pravog abatmenta i 0,3 % kod nagnutog abatmenta (Slika 6.3. i Slika 6.4.). Ove vrednosti su primećene u vratnom i apikalnom delu implanta. Minimalna deformacija je izmerena na površini 6 mm, u vrednosti od 0,01 %. Kada je uzorak opterećen sa 500 N, celokupne deformacija u marginalnom delu oba uzorka nisu prevazišle 0,20 %.





Slika 6.3. Misesove deformacije uzoraka sa nagnutim abatmentom na sloju 4 mm pri intenzitetu sile: a) 0 N; b) 100 N; c) 200 N; d) 300 N; e) 400 N; f) 500 N



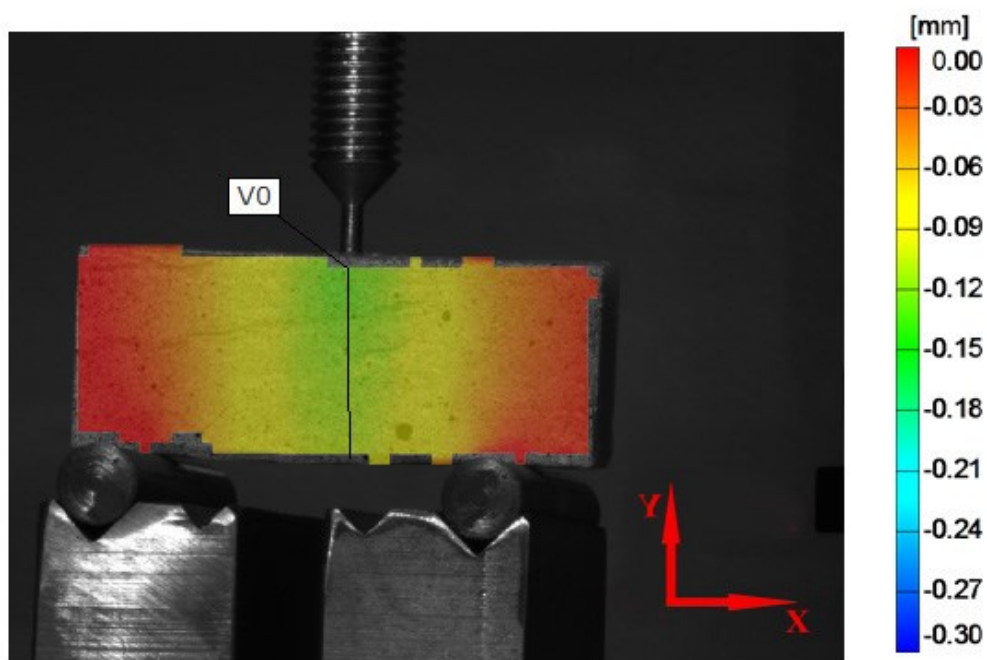
Slika 6.4 Mizesove deformacije uzoraka sa nagnutim abatmentom na sloju 6 mm pri intenzitetu sile: a) 0 N; b) 100 N; c) 200 N; d) 300 N; e) 400 N; f) 500 N



## 6.2 Rezultati glavne studije

Rezultati su prikazani za maksimalnu aksijalnu silu koja iznosi 600 N. Analizirana su vertikalna pomeranja koja predstavljaju osnovu za merenje svih ostalih deformacija pomoću ovog sistema. Na površini od interesa su analizirane i Mizesove deformacije koje su prikazane u obliku dijagrama i mernih polja. Duž uzdužne ose implanta je postavljena linija preseka - V0 (Slika 3.12.). Linija preseka V0 predstavlja lokaciju na regiji od interesa koja je najbliža dentalnom implantu. Svi rezultati pomeranja i Mizesovih deformacija su posebno prikazani i za ovaj presek, za maksimalnu aksijalnu silu opterećenja od 600 N. Koordinatni početak (nulta tačka) se nalazi na najvišoj tački regije od interesa (Slika 3.12.). Ovaj novi koordinatni sistem je postavljen manuelno, za razliku od onog koji sistem postavlja automatski na početku analize. Sve deformacije su na ovaj način merene od vrata implanta duž njegove visine do regije koja seže van njegovog vrha ili apeksa bloka.

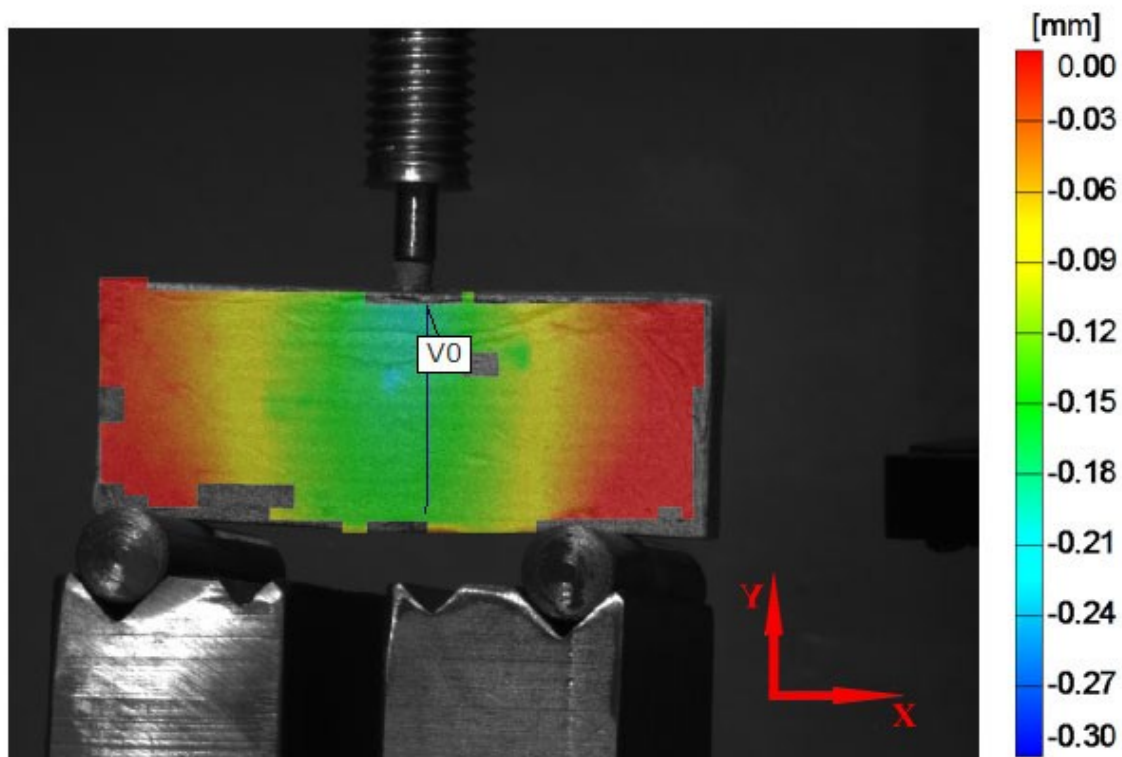
### 6.2.1 Rezultati vertikalnih pomeranja na površini od interesa i na preseku V0



Slika 6.5. Polje vertikalnih pomeranja na uzorku N1

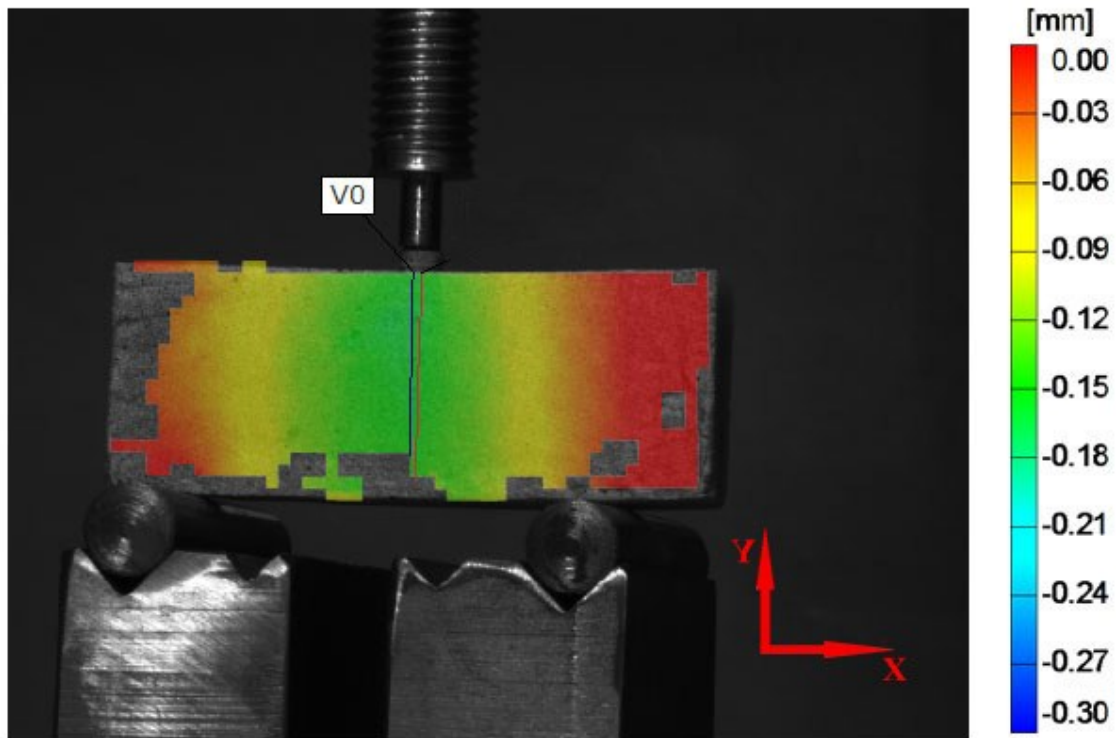


Slika 6.5 prikazuje polje pomeranja površine od interesa na uzorku N1. Skala pomeranja je u opsegu od 0 do -0,3 mm. Vrednosti pomeranja su negativne s obzirom da se kreću u pravcu suprotnom od vertikalne ose (Y) postavljenog koordinatnog sistema. Vrednosti pomeranja blago rastu prilikom udaljavanja od gornje ivice bloka.



Slika 6.6. Vertikalna pomeranja na uzorku S1

Na slici 6.6 je prikazano polje pomeranja površine od interesa na uzorku S1. Vrednosti pomeranja opadaju prilikom udaljavanja od gornje ivice bloka.

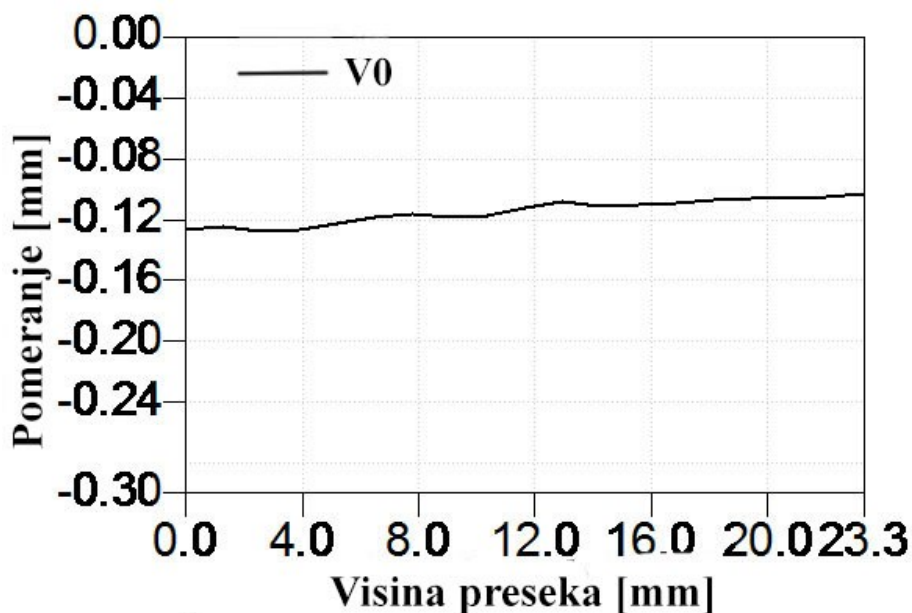


Slika 6.7. Polje Vertikalna pomeranja na uzorku S2

Na slici 6.7 su prikazana pomeranja na uzorku S2. Polje pomeranja je slično duž čitavog preseka. Dužina preseka V0 odgovara visini blokova svih uzoraka, odnosno približno 25 mm. Svaki presek se sastoji od 20 tačaka koje su ravnomerno raspoređene duž linije preseka. U tabeli 6.2 su prikazane vrednosti pomeranja za sve uzorke.

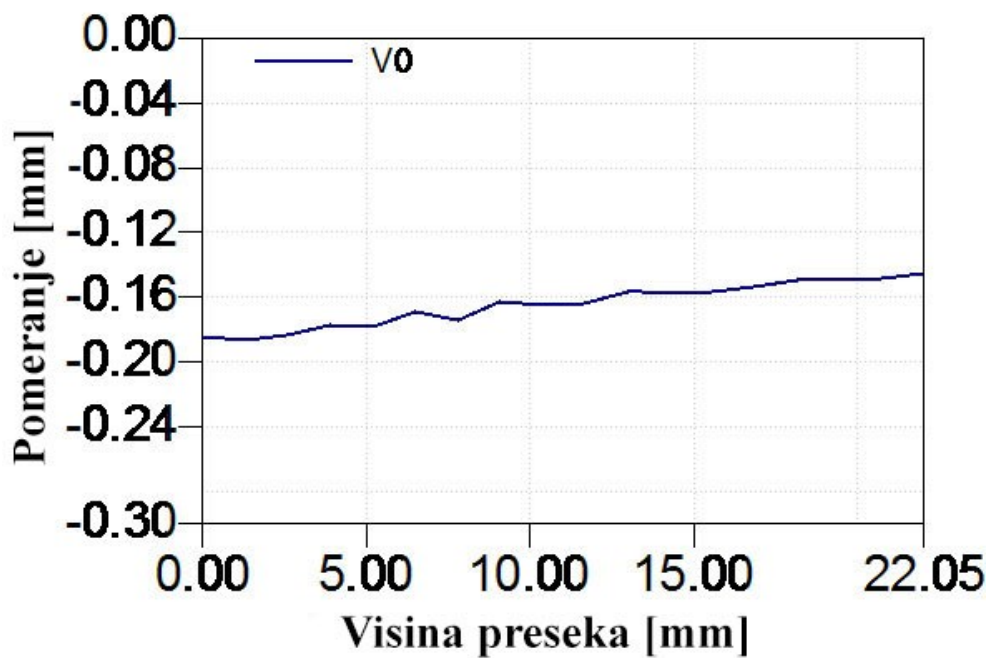
Tabela 6.2. Vrednosti pomeranja duž preseka V0 za uzorke

Redni broj tačke na preseku	N1		S1		S2	
	Dužina preseka [mm]	Pomeranje [mm]	Dužina preseka [mm]	Pomeranje [mm]	Dužina preseka [mm]	Pomeranje [mm]
1	0	-0,1264	0	-0,1839	0	-0,1498
2	1,294	-0,1243	1,302	-0,1862	0,194	-0,1506
3	2,591	-0,1274	2,597	-0,183	1,317	-0,1549
4	3,887	-0,1268	3,892	-0,1773	2,626	-0,1539
5	5,182	-0,123	5,194	-0,1785	3,938	-0,1596
6	6,468	-0,1183	6,484	-0,1694	5,249	-0,1616
7	7,764	-0,1165	7,786	-0,1737	6,548	-0,1573
8	9,064	-0,1188	9,086	-0,1632	7,856	-0,1556
9	10,076	-0,118	10,384	-0,1651	9,158	-0,1553
10	10,36	-0,1177	11,679	-0,1636	10,46	-0,1535
11	11,654	-0,1127	12,973	-0,1563	11,762	-0,1541
12	12,949	-0,1082	13,373	-0,1567	13,06	-0,154
13	14,246	-0,1115	14,268	-0,1575	14,359	-0,1554
14	15,541	-0,1099	14,893	-0,1569	14,873	-0,1531
15	16,836	-0,1087	15,565	-0,1563	15,654	-0,1525
16	18,127	-0,1069	16,863	-0,1531	16,948	-0,1493
17	19,422	-0,1056	18,155	-0,1494	18,244	-0,1485
18	20,722	-0,1057	19,452	-0,1494	19,538	-0,1458
19	22,015	-0,1049	20,75	-0,1486	20,828	-0,1456
20	23,306	-0,1033	22,046	-0,1453	22,122	-0,1478



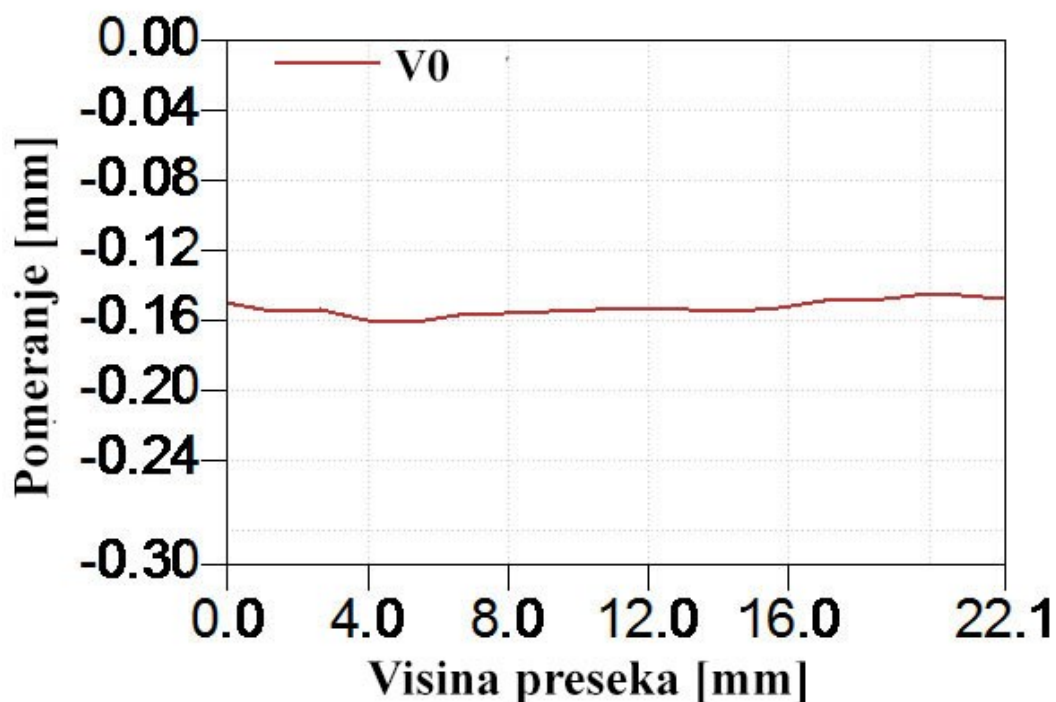
Slika 6.8. Dijagram pomeranja na preseku V0 za uzorak N1

Slika 6.8 prikazuje vrednosti vertikalnih pomeranja uzorka N1 u zavisnosti od visine bloka. Pomeranja su najveća u predelu vrata sa vrednošću od -0,1264 mm, i opadaju postepeno ka dnu bloka, gde minimalna vrednost pomeranja iznosi -0,1033 mm.



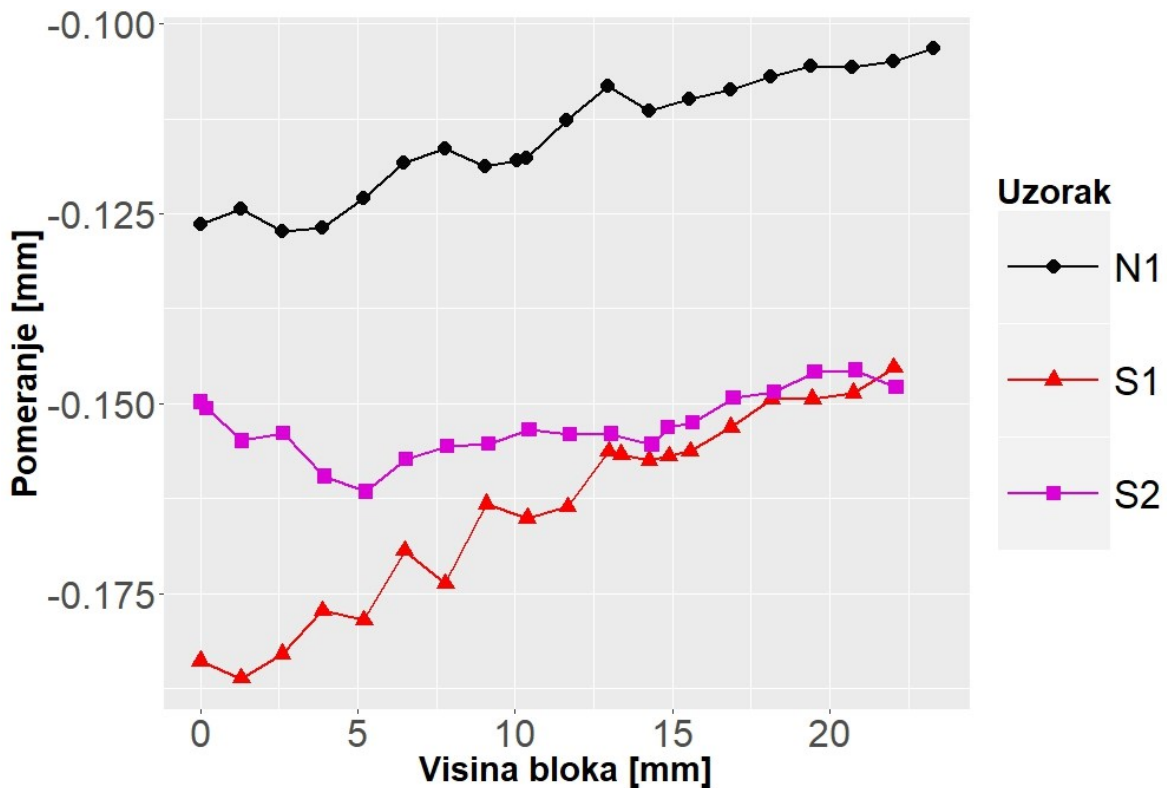
Slika 6.9. Dijagram pomeranja na preseku V0 za uzorak S1

Na slici 6.9 su prikazane vrednosti vertikalnih pomeranja uzorka S1 u zavisnosti od visine bloka. Pomeranja su najveća na 1,3 mm visine bloka sa vrednošću od -0,1862 mm. Vrednosti opadaju ka donjoj ivici, sa minimalnom vrednošću od -0,1453 mm.



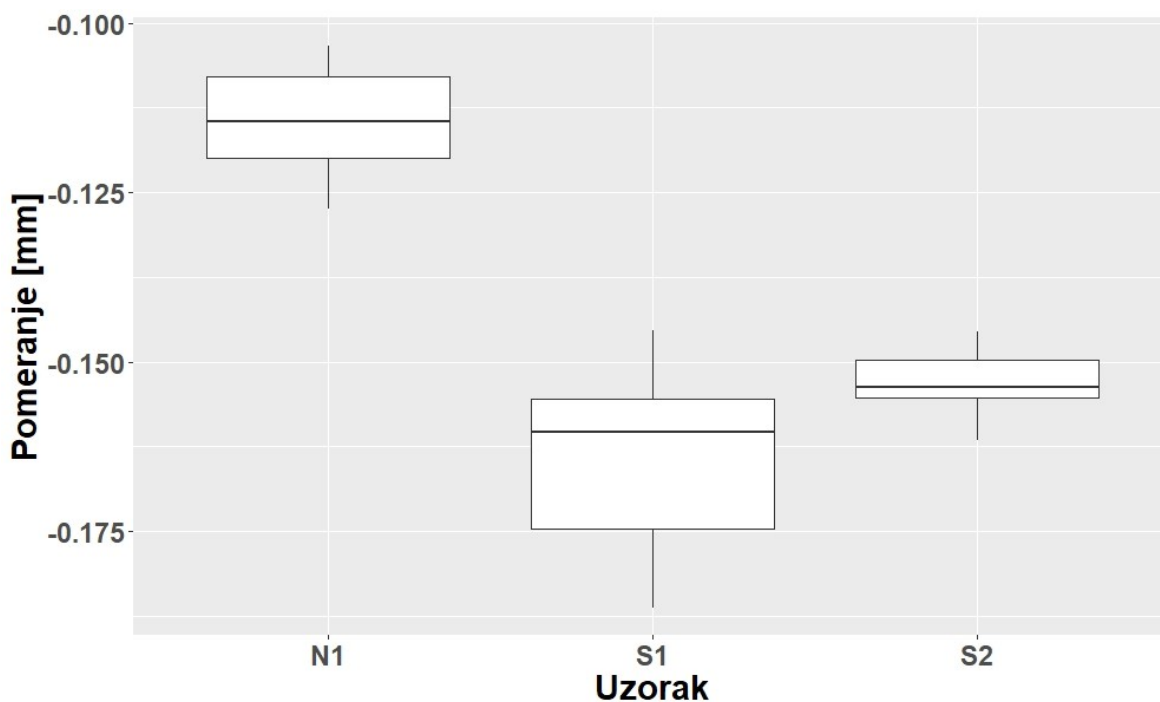
Slika 6.10. Dijagram pomeranja na preseku V0 za uzorak S2

Na slici 6.10 su prikazane vrednosti pomeranja uzorka S2 u zavisnosti od visine bloka. Promene vrednosti pomeranja su veoma male duž cele visine bloka, pri čemu se maksimalna vrednost od -0,1616 mm nalazi na 5,2 mm visine bloka. Najmanja vrednost pomeranja iznosi -0,1456 mm.



Slika 6.11. Vertikalna pomeranja svih uzoraka na preseku V0

Na slici 6.11 su prikazana eksperimentalna pomeranja svih uzoraka za aksijalnu silu intenziteta 600 N. Kod sva 3 uzorka su slične promene vrednosti, odnosno tendencija rasta/smanjenja vrednosti pomeranja duž visine bloka je slična. Najveće vrednosti pomeranja se nalaze u gornjem delu bloka, odnosno u vratnom delu implanta, i postepeno opadaju pri donjoj regiji bloka. Uzorak S2 pokazuje blagi rast vrednosti pomeranja u prvih 5 mm visine bloka, posle čega dolazi do pada vrednosti. Najmanje pomeranje je izmereno za uzorak N1, dok je najveće pomeranje izmereno za uzorak S1.



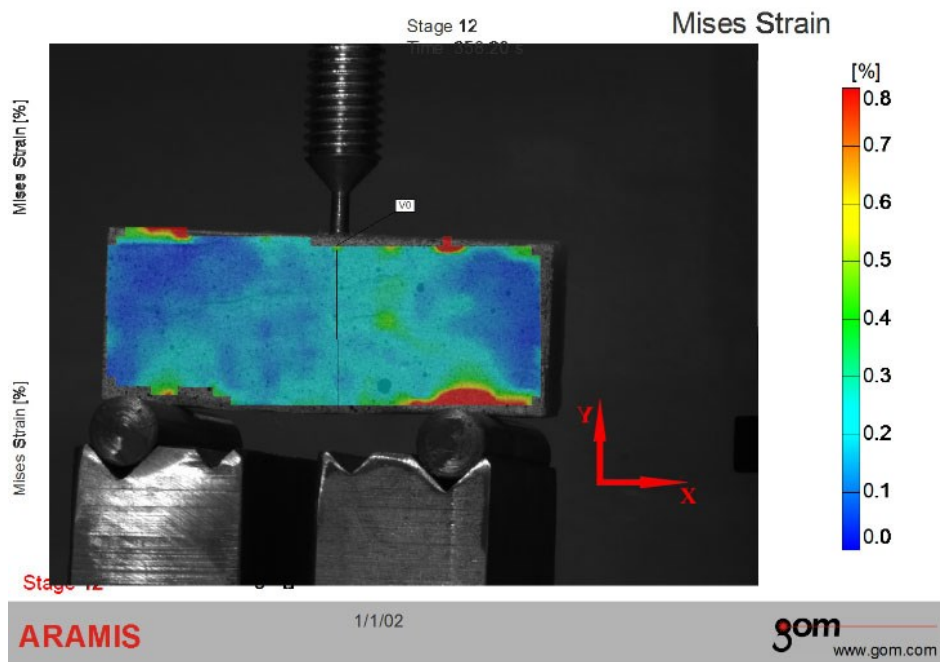
Slika 6.12. Dijagram opsega vrednosti pomeranja za sve uzorke

### 6.2.2 Statistička analiza za vrednosti pomeranja

U okviru statističke analize izvršena su poređenja rezultata pomeranja na preseku V0, postavljena je nulta hipoteza da su srednje vrednosti pomeranja na preseku V0 svih uzoraka jednake ( $\mu_1 = \mu_2 = \mu_3$ ) za prag značajnosti  $p = 0,05$ .

Dijagram opsega vrednosti (tzv. “Box plot”) (Slika 6.12.) prikazuje opsege vrednosti pomeranja svih uzoraka kao i njihovo međusobno poređenje. U okviru analize varijanse (ANOVA) dobijeni rezultati pokazuju statistički značajne razlike u vrednostima pomeranja za sva tri uzorka ( $p = 0,000$ ). Naknadno je izvršen Post Hoc test (Tukey test), koji je ukazao na značajne razlike u vrednostima pomeranja između svih uzoraka, S1-N1 ( $p = 0,000$ ), S1-S2 ( $p = 0,001$ ), N1-S2 ( $p = 0,000$ ).

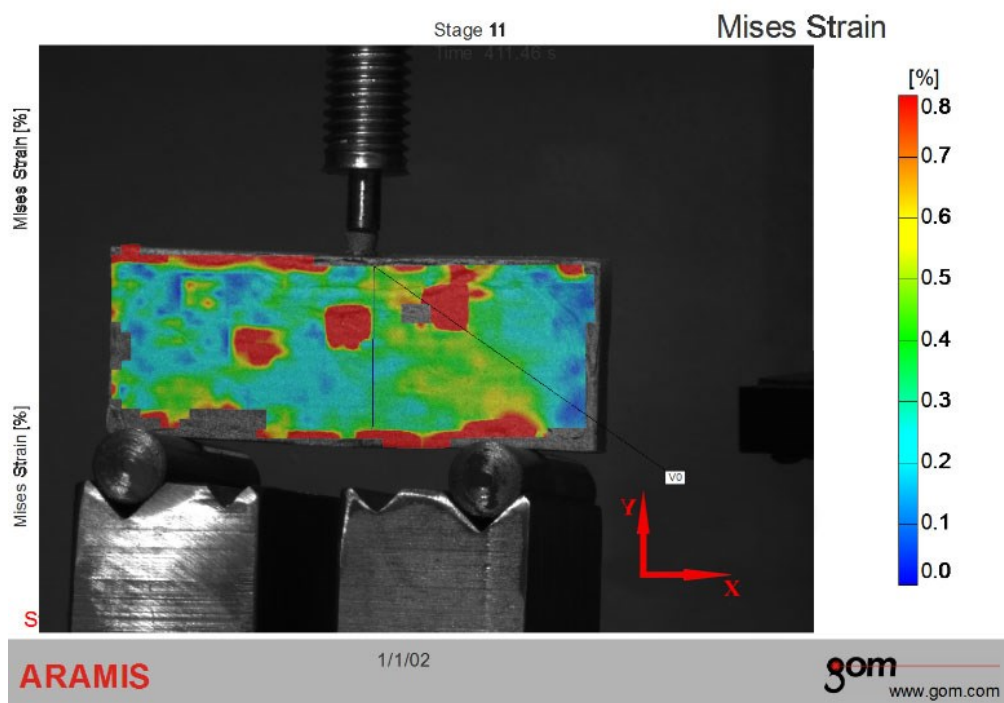
### 6.2.3 Rezultati Mizesovih deformacija na površini od interesa i preseku V0



Slika 6.13. Polje Mizesovih deformacija za uzorak N1

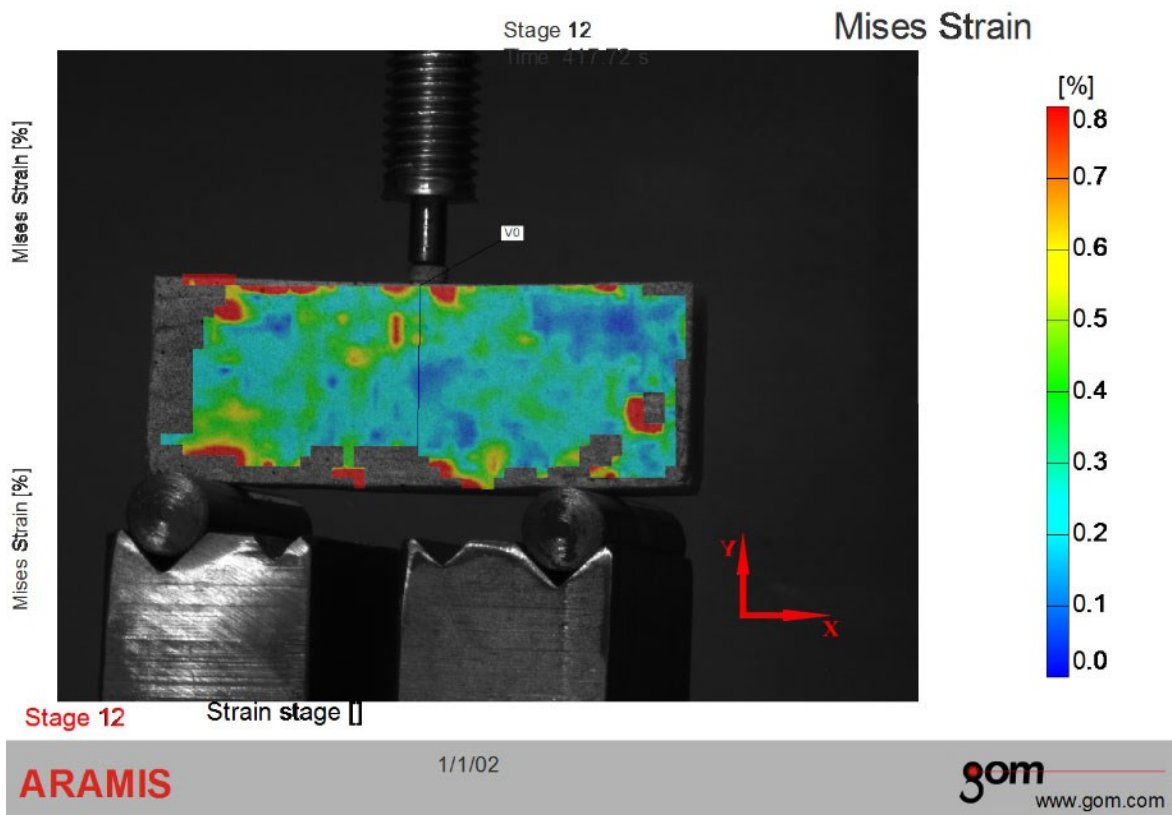
Na slici 6.13 je prikazano polje Mizesovih deformacija za uzorak N1. Najveće deformacije su vidljive iznad desnog oslonca uzorka, u vrednosti od preko 0,8 %. Sa desne strane implanta dolazi do deformacija od 0,4 %. Duž ose implanta, deformacije su u rangu od 0,2 %.





Slika 6.14. Polje Mizesovih deformacija za uzorak S1

Na slici 6.14 je prikazano polje Mizesovih deformacija za uzorak S1. Najveće deformacije se nalaze mestimično po celom polju, sa deformacijama od 0,8 % i više. Deformacije na ovoj površini su oko 0,4 %, pri čemu vrednosti opadaju u donjem delu bloka.



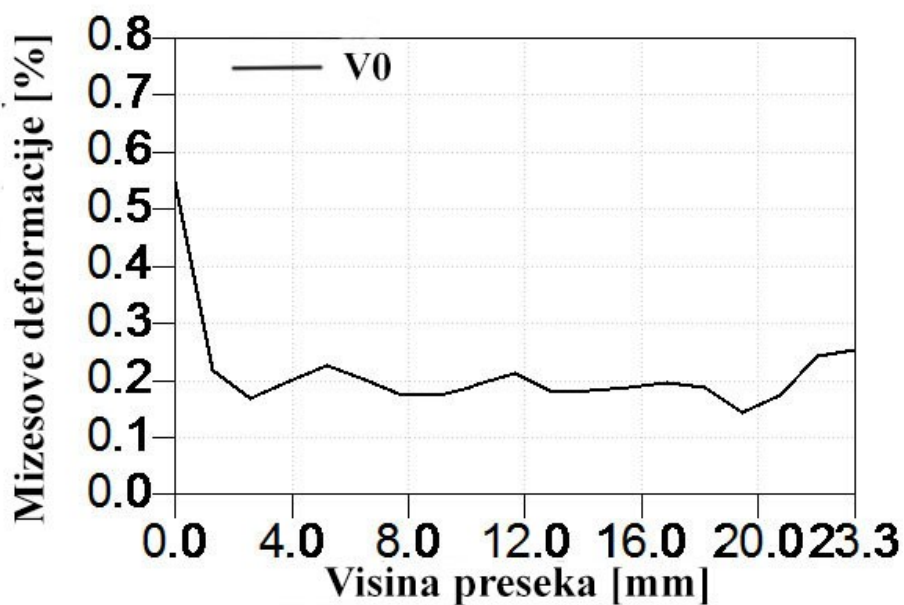
Slika 6.15. Polje Mizesovih deformacija za uzorak S2

Na slici 6.15 je prikazano polje Mizesovih deformacija za uzorak S2. Veće vrednosti deformacija su izraženije u predelu vrata implanta, sa leve i desne strane implanta. Ove vrednosti deformacije prevazilaze 0,8 %. Ispod vratne regije, deformacije opadaju pri čemu je najniža vrednost na oko 10 mm visine implanta. U tabeli 6.3 su prikazane vrednosti Mizesovih deformacija za sve uzorke.

Tabela 6.3. Vrednosti Mizesovih deformacija na preseku V0 za uzorak N1

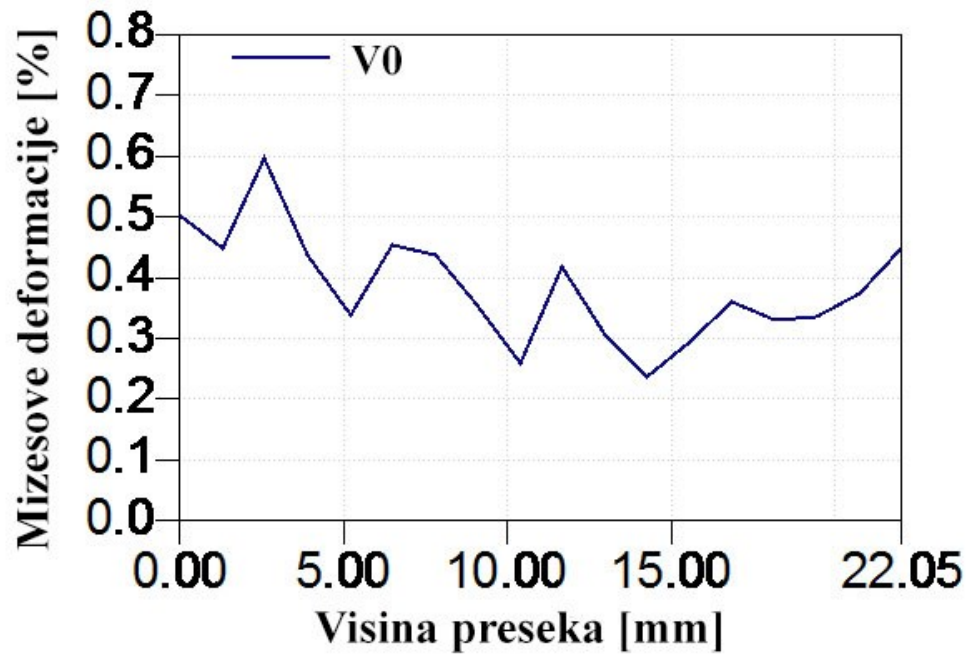
Redni broj tačke na preseku	N1		S1		S2	
	Dužina preseka [mm]	Mizesova deformacija [%]	Dužina preseka [mm]	Mizesova deformacija [%]	Dužina preseka [mm]	Mizesova deformacija [%]
1	0	0,5476	1,302	0,5037	0	0,4946
2	1,294	0,2175	2,597	0,4492	0,194	0,441
3	2,591	0,1676	3,892	0,596	1,317	0,2164
4	3,887	0,1999	5,194	0,4379	2,626	0,2846
5	5,182	0,2271	6,484	0,3374	3,938	0,316
6	6,468	0,201	7,786	0,4534	5,249	0,2425
7	7,764	0,1756	9,086	0,4371	6,548	0,3807
8	9,064	0,1756	10,384	0,3541	7,856	0,2127
9	10,076	0,1893	11,679	0,2579	9,158	0,1903
10	10,36	0,1932	12,973	0,4171	10,46	0,0902
11	11,654	0,2135	13,373	0,3057	11,762	0,1047
12	12,949	0,1798	14,268	0,2841	13,06	0,1352
13	14,246	0,1832	14,893	0,2543	14,359	0,1718
14	15,541	0,1887	15,565	0,2359	14,873	0,1973
15	16,836	0,1949	16,863	0,2943	15,654	0,2166
16	18,127	0,1884	18,155	0,3608	16,948	0,2115
17	19,422	0,1444	19,452	0,3315	18,244	0,2186
18	20,722	0,1748	20,75	0,3348	19,538	0,2003
19	22,015	0,2433	22,046	0,3741	20,828	0,2815
20	23,306	0,2541	22,046	0,4472	22,122	0,2815

Na dijagramima prikazanim na slikama (Slika 6.16. - Slika 6.18.) je prikazana zavisnost između Mizesovih deformacija i visine bloka, za uzorke N1, S1 i S2, respektivno.



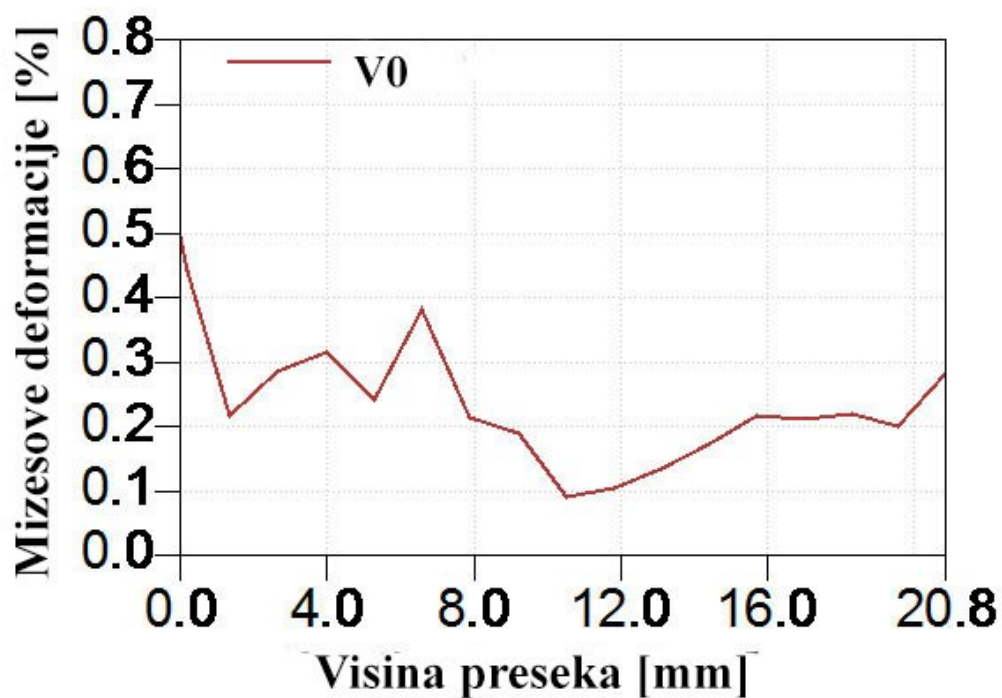
Slika 6.16. Dijagram zavisnosti Mizesovih deformacija od visine bloka za uzorak N1

Na slici 6.16 je prikazan grafik zavisnosti Mizesovih deformacija od visine bloka za uzorak N1. Najveće deformacije u vratnom delu iznose 0,5476 %, pri čemu brzo dolazi do pada vrednosti deformacija na oko 0,2 %.



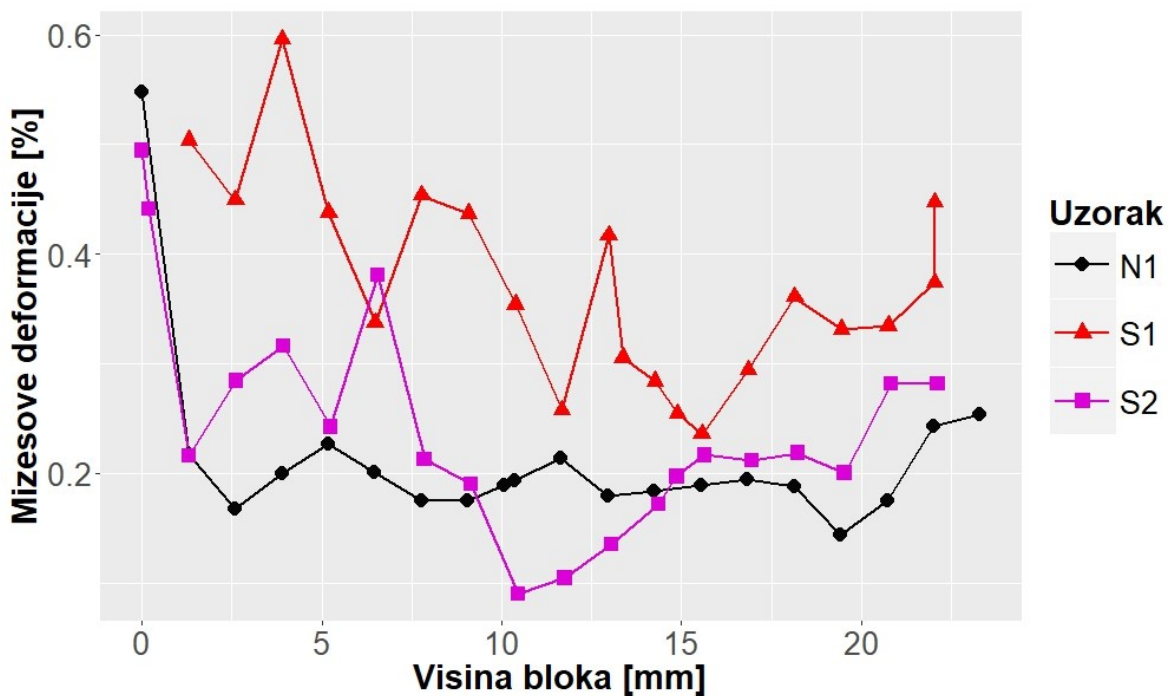
Slika 6.17. Dijagram zavisnosti Misesovih deformacija od visine bloka za uzorak S1

Na slici 6.17 je prikazan grafik zavisnosti Misesovih deformacija od visine bloka za uzorak S1. Najveće deformacije u srednjem delu tela implanta (na visini od 3,9 mm) od 0,6 %, posle čega promenljivo opadaju u nižim delovima bloka.



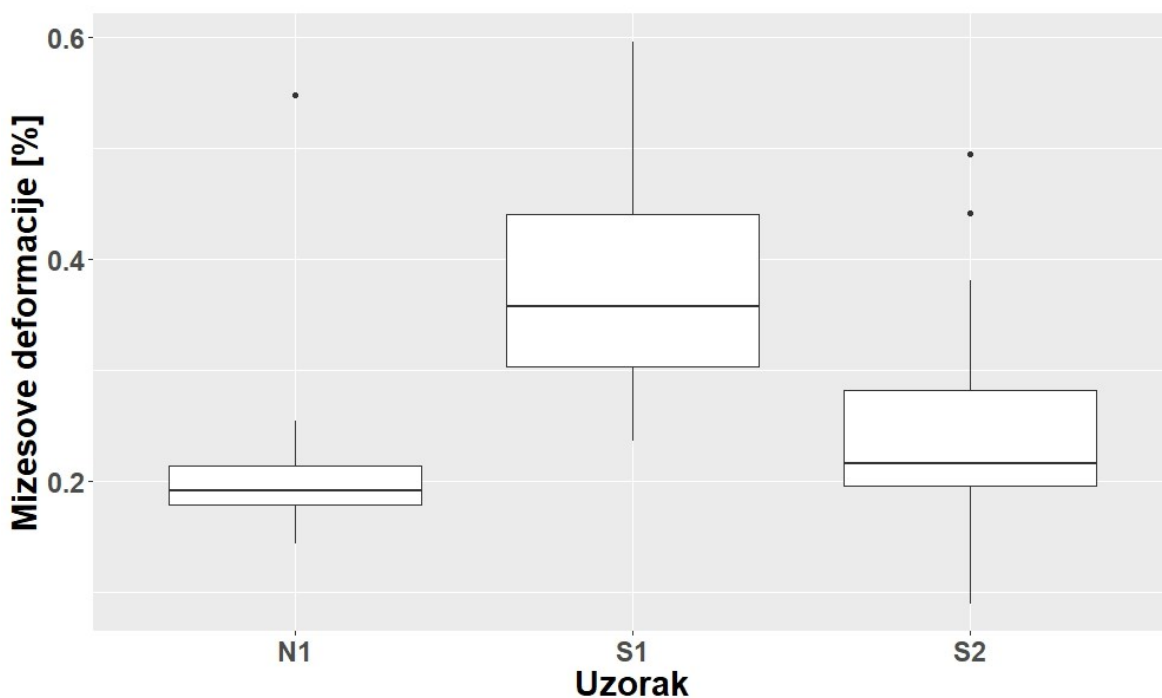
Slika 6.18. Dijagram zavisnosti Mizesovih deformacija od visine bloka za uzorak S2

Na slici 6.18 je prikazan grafik zavisnosti Mizesovih deformacija od visine bloka za uzorak S2. Najveće deformacije su izmerene u gornjem delu bloka od 0,5 %, posle čega promenljivo opadaju u nižim delovima bloka. Najniža vrednost od 0,09 % se nalazi na 10,5 mm visine bloka.



Slika 6.19. Mizesove deformacije ispitivanih uzoraka na preseku V0

Na slici 6.19 su zajedno prikazane sve krive Mizesovih deformacija duž visine bloka, u cilju lakšeg poređenja među uzorcima. Može se videti da uzorak N1 ima skoro najniže vrednosti deformacija u odnosu na ostale uzorke. Svi uzorci pokazuju isti trend u kome su najveće vrednosti deformacija u vratnom delu, a potom opadaju.



Slika 6.20. Dijagram opsega vrednosti Mizesovih deformacija za sve ispitivane uzorke

#### 6.2.4 Statistička analiza za Mizesove deformacije

U okviru statističke analize izvršena su poređenja rezultata Mizesovih deformacija na preseku V0. Postavljena je nulta hipoteza da su srednje vrednosti deformacija na preseku V0 svih ispitivanih uzoraka jednake, pri čemu je prag značajnosti postavljen na  $p=0,05$ .

Dijagram (Slika 6.20.) prikazuje opsege vrednosti pomeranja svih uzoraka kao i njihovo međusobno poređenje. U okviru analize varijanse (ANOVA) dobijeni rezultati pokazuju statistički značajne razlike u vrednostima Mizesovih deformacija za sva tri uzorka ( $p = 0,000$ ). Post Hoc test (Tukey test), je ukazao na značajne razlike u vrednostima deformacija između uzoraka S1 i N1 ( $p = 0,000$ ) i S1 i S2 ( $p = 0,000$ ). Razlike između uzoraka N1 i S2 nisu bile značajne ( $p = 0,497$ ).

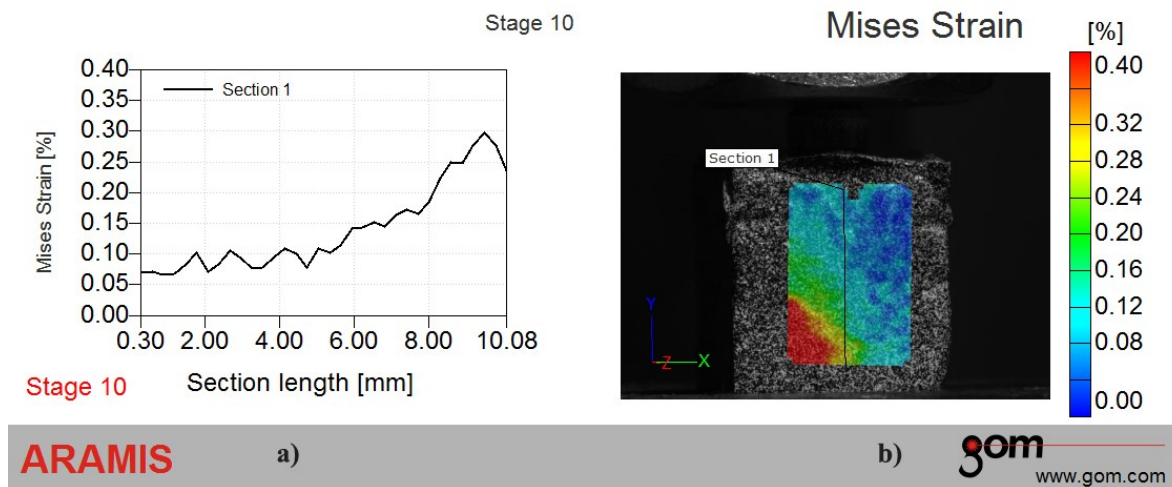


## 7. Numerički rezultati

U okviru numeričkih rezultata su prikazane analize različitih slučajeva aktuelnih istraživanja, kao što je uticaj implanta pod nagibom u odnosu na okolnu strukturu, uticaj prečnika, dužine i oblika geometrije na polja deformacija na modelu koji je korišćen u okviru ove studije. U prvom delu poglavlja 7.1 je izvršena verifikacije numeričkog modela pomoću eksperimentalnog modela opisanog u tački 5.2.

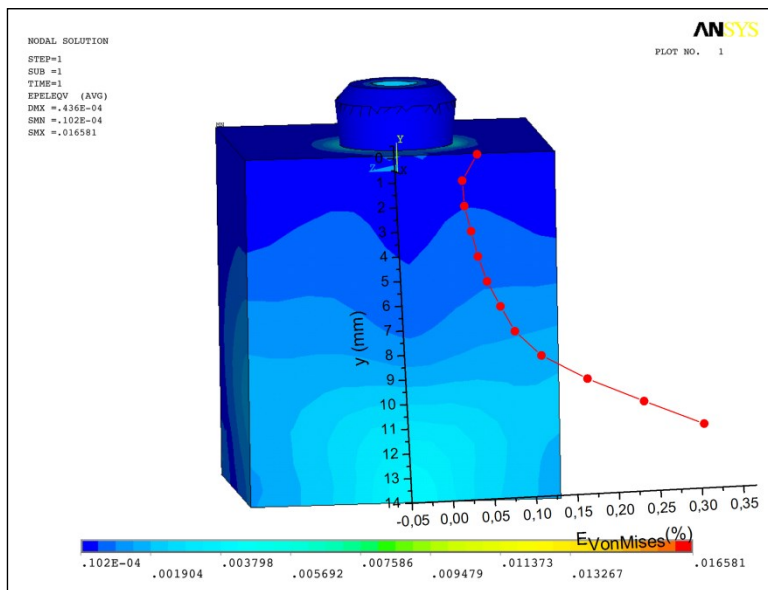
### 7.1 Verifikacija numeričkog modela

Eksperimentalni rezultati su analizirani pomoću vertikalnog preseka 1 (Section 1), kao što je prikazano na slici 7.1. Presek 1 je postavljen na površini od interesa i predstavlja niz tačaka koje su najbliže kontaktnoj površini između implanta i akrilata. Dužina preseka je oko 10 mm. Eksperimentalni podaci su predstavljeni grafički u funkciji dužine preseka (Slika 7.1a.) za maksimalnu silu opterećenja od 500 N. Najveće vrednosti deformacija na preseku 1 iznose 0,3 %, i nalaze se u predelu vrha implanta. Polje deformacija pokazuje postepeno povećanje deformacija. Ove promene su vizuelno prikazane pomoću boja koje se menjaju od tamno plave do žute.



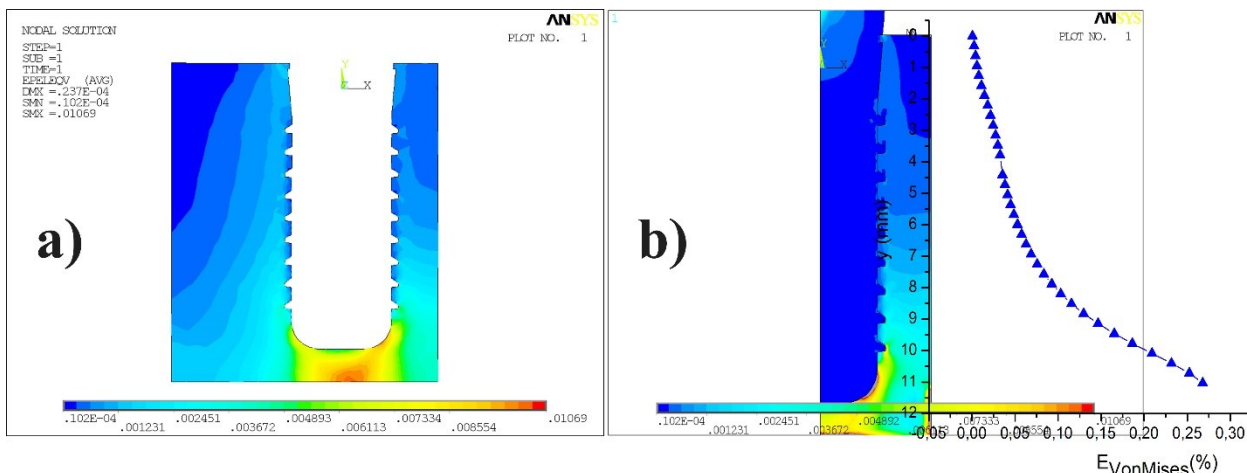
Slika 7.1. Eksperimentalno polje Mizesovih deformacija za maksimalnu silu od 500 N. a) Mizesove deformacija u funkciji razdaljine za presek 1; b) Fotografija uzorka sa Mizesovim poljem deformacija

Polja Mizesovih deformacija su prikazana na slici 7.2, pomoću konturnih dijagrama za ceo MKE model (implant i blok) za silu od 500 N. Skala boja na slikama 7.2 i 7.3 daje brojčane vrednosti koje je potrebno pomnožiti sa koeficijentom 100 u cilju dobijanja procentualnih vrednosti deformacija. Numeričke vrednosti deformacija za presek 1 su prikazane pomoću dijagrama preko polja Mizesovih deformacija (Slika 7.2.)



Slika 7.2. Polje Mizesovih deformacija na 3D MKE modelu

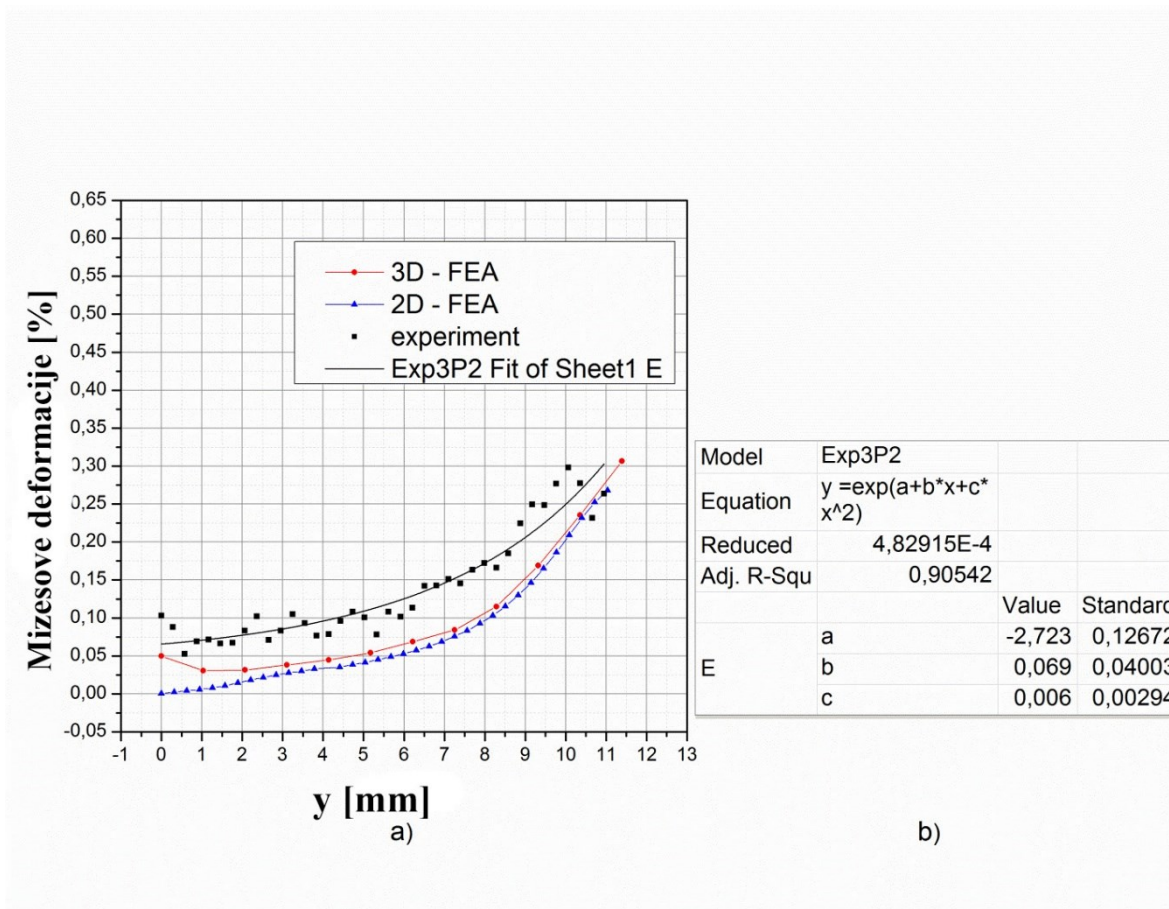
Poprečni presek na slici 7.3 je dobijen presekom uzorka po sredini bloka i implanta. Vrednosti između dvodimenzionalnog i trodimenzionalnog modela se mogu lakše uporediti kada se uporede polja na slikama 7.3a i 7.3b.



Slika 7.3. a) Poprečni presek sa poljem Mizesovih deformacija za 3D model; b) Polje Mizesovih deformacija za 2D model

Preciznije poređenje se može dobiti pomoću komparativnog dijagrama na slici 7.4. Ovde su prikazane vrednosti Mizesovih deformacija duž visine bloka za dvodimenzionalni i trodimenzionalni model.

Na slici 7.4 je prikazan dijagram koji predstavlja zavisnost vrednosti Mizesovih deformacija za dvodimenzionalan i trodimenzionalan model, kao i eksperimentalan model koji služi za verifikaciju modela. Pomoću crnih tačaka su prikazane eksperimentalne vrednosti. Procentualna razlika između modela je veća u gornjem delu bloka. Razlike u vrednostima deformacija su manje od 30 % u donjoj polovini bloka.



Slika 7.4. Poredbeni dijagram vrednosti deformacija između numeričkih 2D, 3D i eksperimentalnog modela

Tabela 7.1. Matematički model i koeficijenti zavisnosti

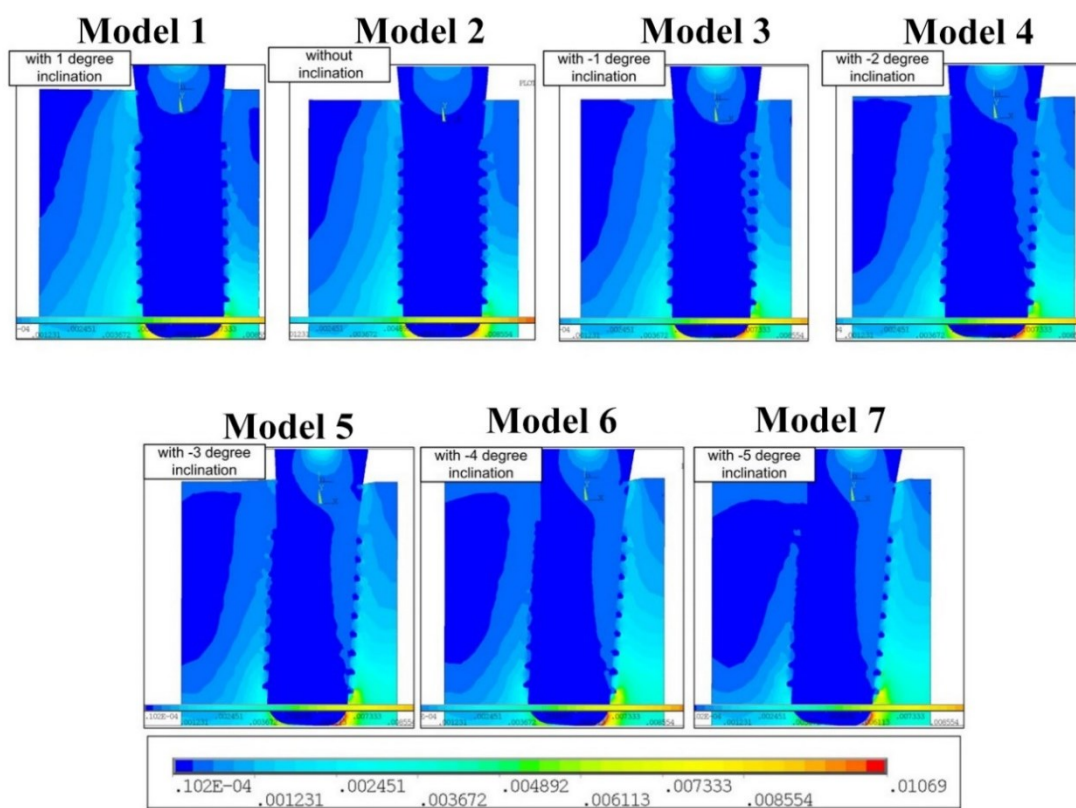
Model	Jednačina			Statistika
	$y = \exp(a+b*x+c*x^2)$			R <sup>2</sup>
	a	b	c	
3D FEA	-3,44016	0,04465	0,0137	0,98818
2D FEA	-4,80251	0,29969	0,00177	0,99611
Exp.	-2,72397	0,06901	0,00646	0,90542

U tabeli 7.1 je prikazana jednačina matematičkog modela za zavisnosti vrednosti Mizesovih deformacija od visine bloka za dentalni implant Strauman  $\varnothing 4,1 \times 10$  mm u akrilatnom bloku. Takođe je prikazan koeficijent determinacije (R<sup>2</sup>), koji predstavlja ocenu koliko su dobro

vrednosti u tačkama opisane matematičkim modelom. Vrednosti  $R^2$  koje su iznad 0,5 predstavljaju modele koji zadovoljavajuće opisuju eksperimentalne podatke.

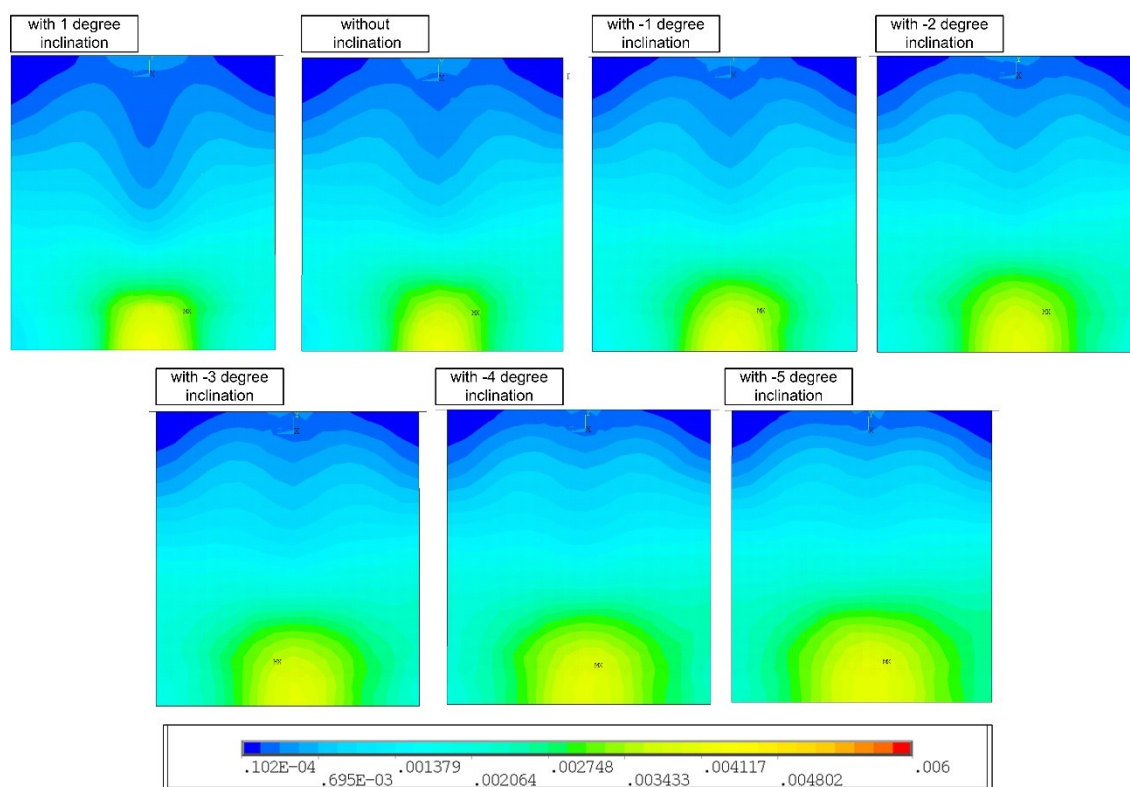
## 7.2 Analiza uticaja nagiba implanata

Izvršena je analiza konačnih elemenata (MKE) i sve proračunate deformacije su bile u zoni elastičnosti modelovanih materijala za sve slučajeve nagiba implanata. Rezultati su prikazani za poprečni presek i površinu od interesa. Na poprečnom preseku su prikazane samo Mizesove deformacije (VMs) (Slika 7.5.). Na površini od interesa, prikazane su Mizesove deformacije (VMs) (Slika 7.6.), a horizontalne i vertikalne deformacije (Slika 7.7. i Slika 7.8., respektivno) su prikazane u obliku konturnih dijagrama. Poredbeni dijagrami su prikazani za sve tipove deformacija i za sve modele koji su analizirani u okviru ove studije (Slika 7.9. -7.12.).



Slika 7.5. Mizesove deformacije na poprečnom preseku svih modela

Polja Mizesovih deformacije su prikazane na slici 7.5. Mizesove deformacije su imale očekivane vrednosti. Svaka boja u rezultatima je odgovarala određenom opsegu procentualnih vrednosti deformacija. Da bi se dobile vrednosti deformacija u procentima, svaku vrednost na skali je potrebno pomnožiti sa 100. Prikazani su rezultati samo za maksimalnu silu opterećenja od 500 N. Na poprečnom preseku (Slika 7.5.) se mogu videti koncentracije deformacija ispod vrha (apeksa) implanta. Na modelima 6 i 7 se mogu videti najveće regije deformacije sa vrednostima iznad 0,4 %.

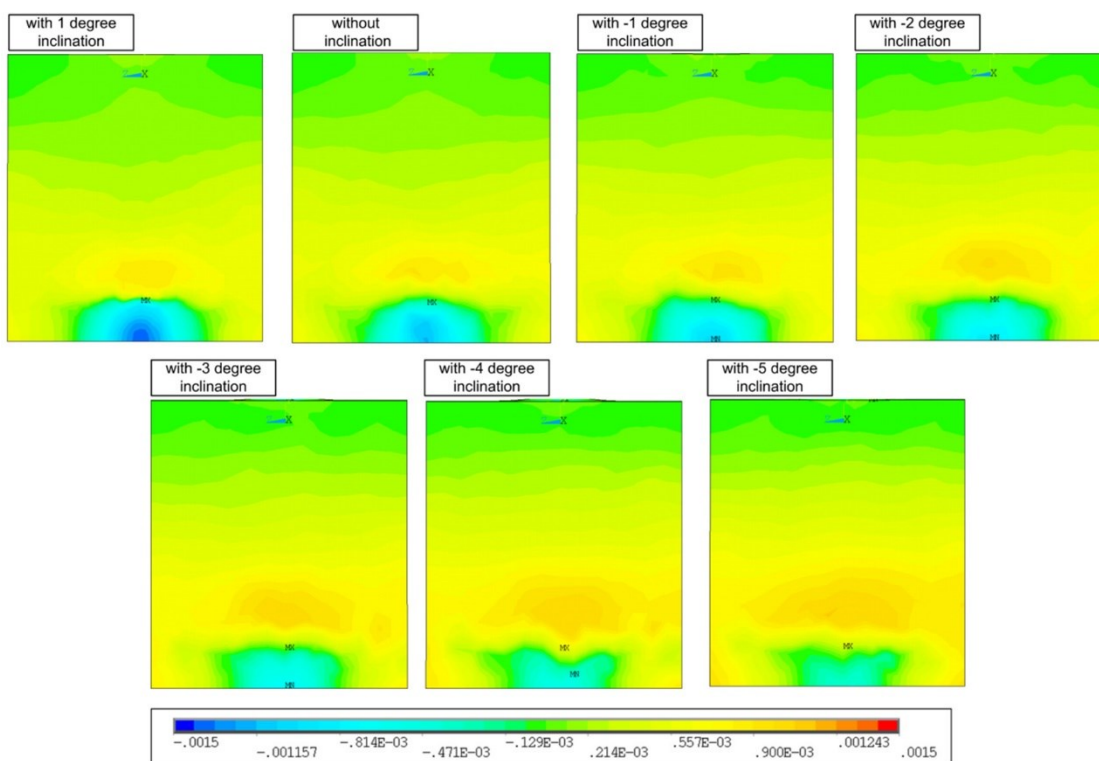


Slika 7.6. Mizesove deformacije na površini od interesa svih modela

Konturni plot na slici 7.6 prikazuje Mizesove deformacije preko cele površine od interesa. Najveće Mizesove deformacije sa vrednošću od 0,4 % se mogu primetiti na dnu bloka ispod apeksa implanta. U gornjem delu bloka, vrednosti deformacija iznose oko 0,2 %. Najveći region sa deformacijama od 0,2 % se može primetiti za model 7 (inklinacija od -5°).



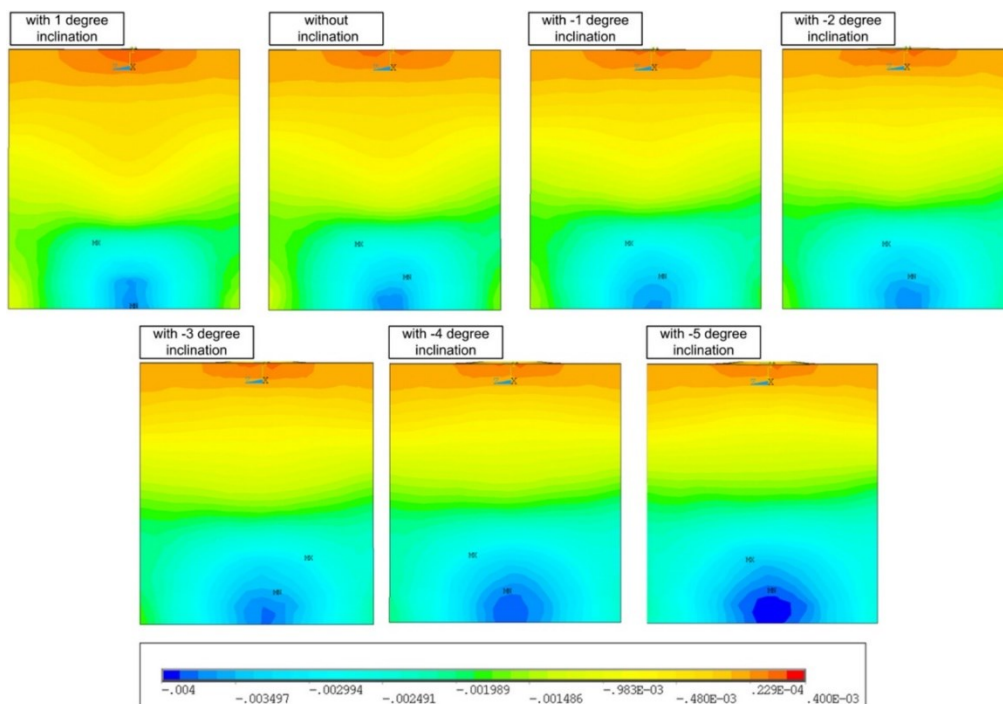
Na slikama 7.7 i 7.8 su prikazane horizontalne i vertikalne deformacije, respektivno. Horizontalne deformacije su uglavnom zatezne, dok su vertikalne uglavnom kompresivne prirode. Na polju horizontalnih deformacija, najveća vrednost od 0,15 % se nalazi na dnu pozitivno nagnutog modela 1 (+1°). Ove vrednosti su znatno niže za model 7 (-5°). Model 7 pokazuje veće zatezne vrednosti horizontalnih deformacija u području oko vrha implanta, oko 0,09 %.



Slika 7.7. Horizontalne deformacije na površini od interesa svih modela

Polje vertikalnih deformacija je pretežno kompresivno, osim u regiji vrata implanta na površini bloka. U ovom delu nastaju deformacije od oko 0,023 %. Najveće kompresivne vrednosti se nalaze na dnu, od 0,4 % za model 7 (-5°) do 0,35 % za model 2 (0°). Takođe, na modelu 7 (-5°) se primećuje veća površina pod maksimalnim deformacijama (Slika 7.8.).

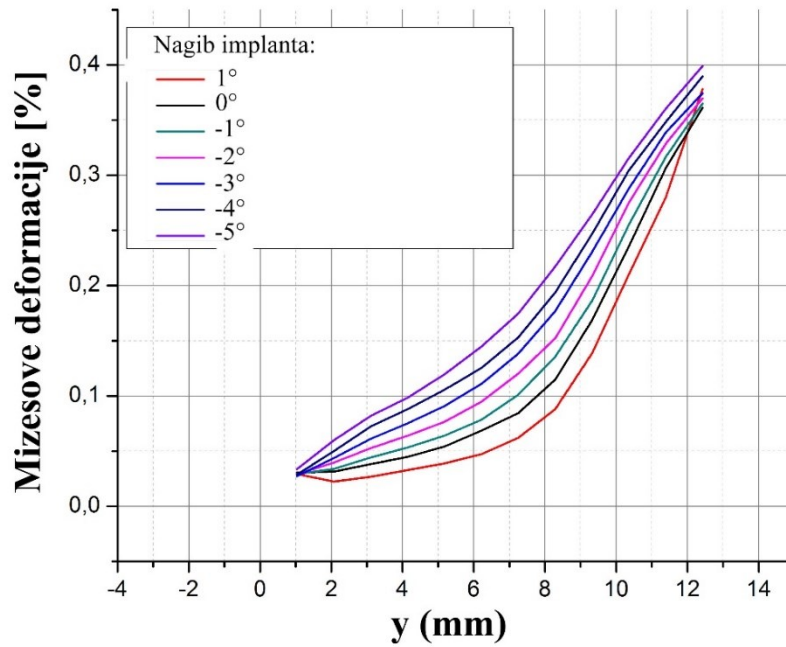
Dijagram zavisnosti Mizesovih deformacija od visine preseka 0, za sve modele nagiba, je prikazan na slici 7.9. Maksimalne vrednosti od 0,4 % se nalaze na visini vrha implanta. Ovaj dijagram omogućava lakše praćenje vrednosti deformacija na tačkama duž visine bloka.



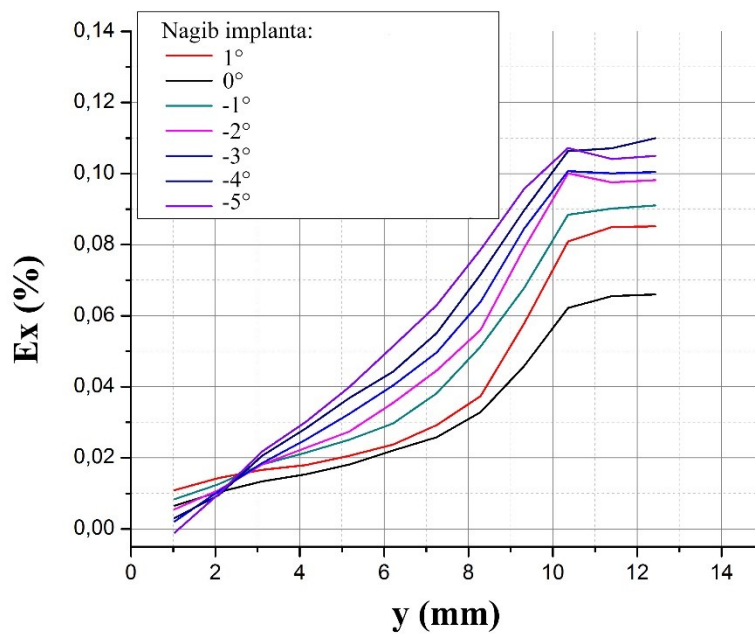
Slika 7.8. Vertikalne deformacije na površini od interesa

Dijagrami zavisnosti horizontalnih i vertikalnih deformacija su prikazani na slikama 7.9 i 7.10 za sve modele, respektivno. Horizontalne deformacije su zateznog karaktera duž visine implanta, rastući umereno od vrha bloka, odnosno vratne regije bloka, do apeksa implanta u nižem predelu površine od interesa.



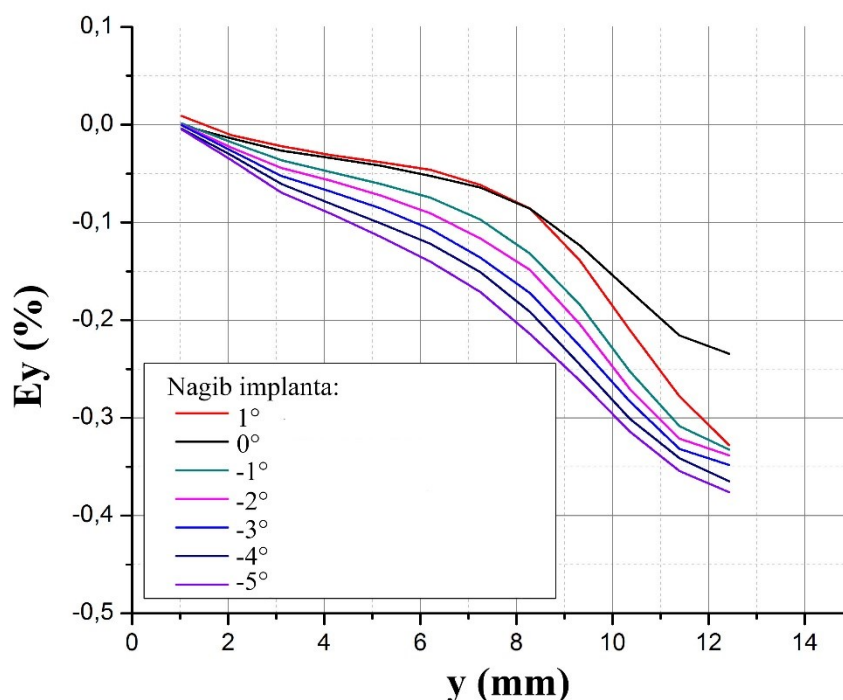


Slika 7.9. Uporedni dijagram vrednosti Misesovih deformacija za sve nagibe implanata



Slika 7.10. Uporedni dijagrami za deformacije u horizontalnom pravcu (x osa)

Zatezne deformacije u horizontalnom pravcu za model 7 ( $-5^\circ$ ) su 59 % veće u odnosu na model 2 ( $0^\circ$ ) u predelu apeksa implanta. Na visini bloka od 8 mm, model 7 ( $-5^\circ$ ) pokazuje 140 % veće zatezne deformacije u odnosu na model 2 ( $0^\circ$ )



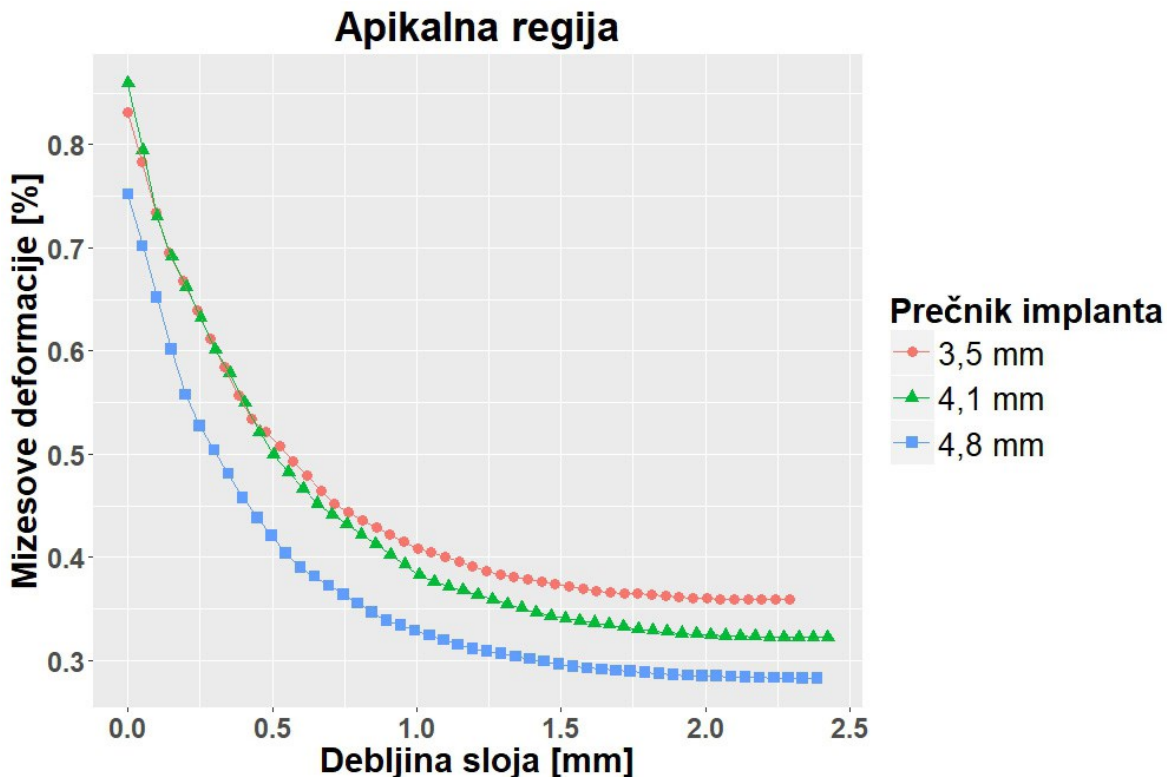
Slika 7.11. Uporedni dijagrami za deformacije u vertikalnom pravcu (y osa)

Vertikalne deformacije koje su kompresivnog karaktera imaju najveće vrednosti u predelu vrha implanta, na 12 mm visine bloka, pri čemu takođe postoje razlike između modela. Model 7 ( $-5^\circ$ ) pokazuje 64 % više vrednosti deformacija u odnosu na istu tačku na modelu 2 ( $0^\circ$ ). Na visini od 8 mm, model 7 ( $-5^\circ$ ) ima 156 % veće vrednosti deformacija u odnosu na model 2 ( $0^\circ$ ) na istoj visini bloka.

### 7.3 Analiza uticaja prečnika na prenos opterećenja

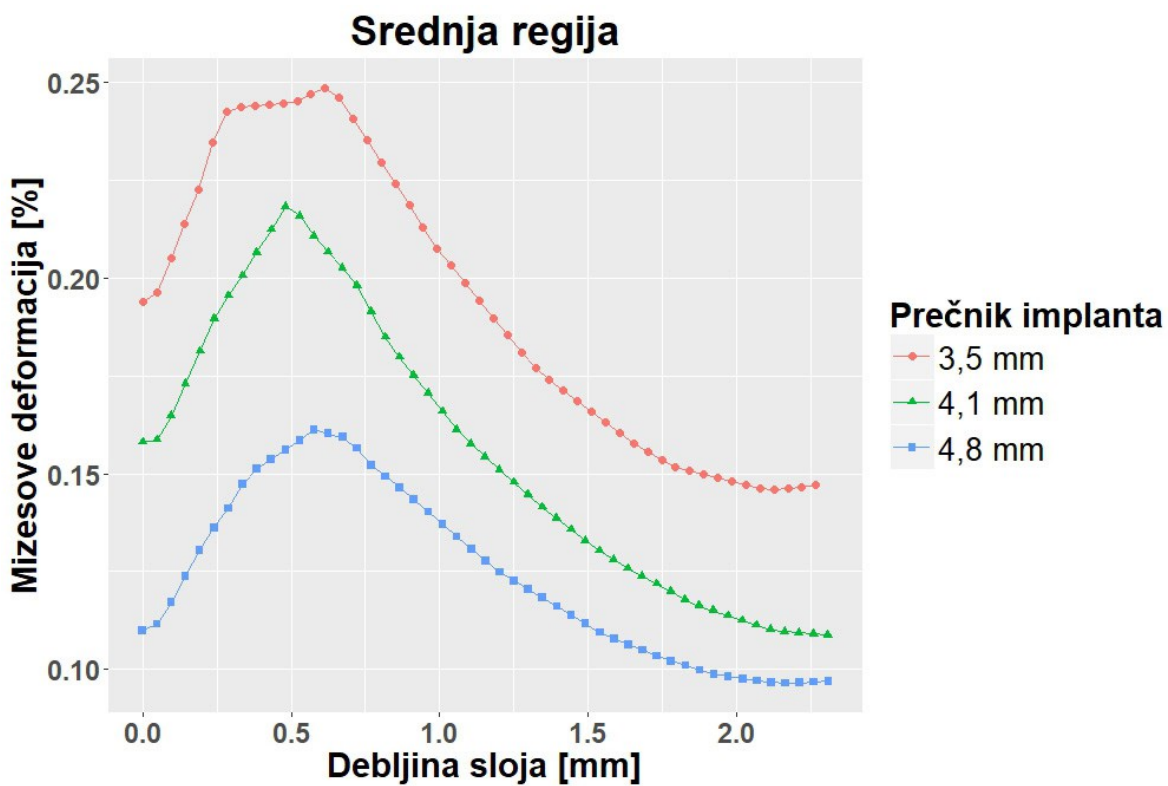
U nastavku su prikazani rezultati analize uticaja prečnika na vrednosti deformacija na kontaktnoj površini između implanta i bloka. Na površini od interesa su prikazane vrednosti deformacija na slikama 7.12 – 7.14. Specifikacije modela su iste kao što je opisano u tački

7.1, kao i u okviru analize uticaja nagiba abatmenta u tački 7.2. Na  $x$  osi je prikazana debljina sloja, gde vrednost od 0 mm označava tačku na čvoru blizu same kontaktne površine između dentalnog implanta i bloka akrilata. Veća vrednost debljine sloja govori o udaljavanju od pomenute kontaktne površine. Maksimalna vrednost debljine sloja predstavlja površinu od interesa, odnosno površinu na spoljašnjem zidu bloka akrilata.



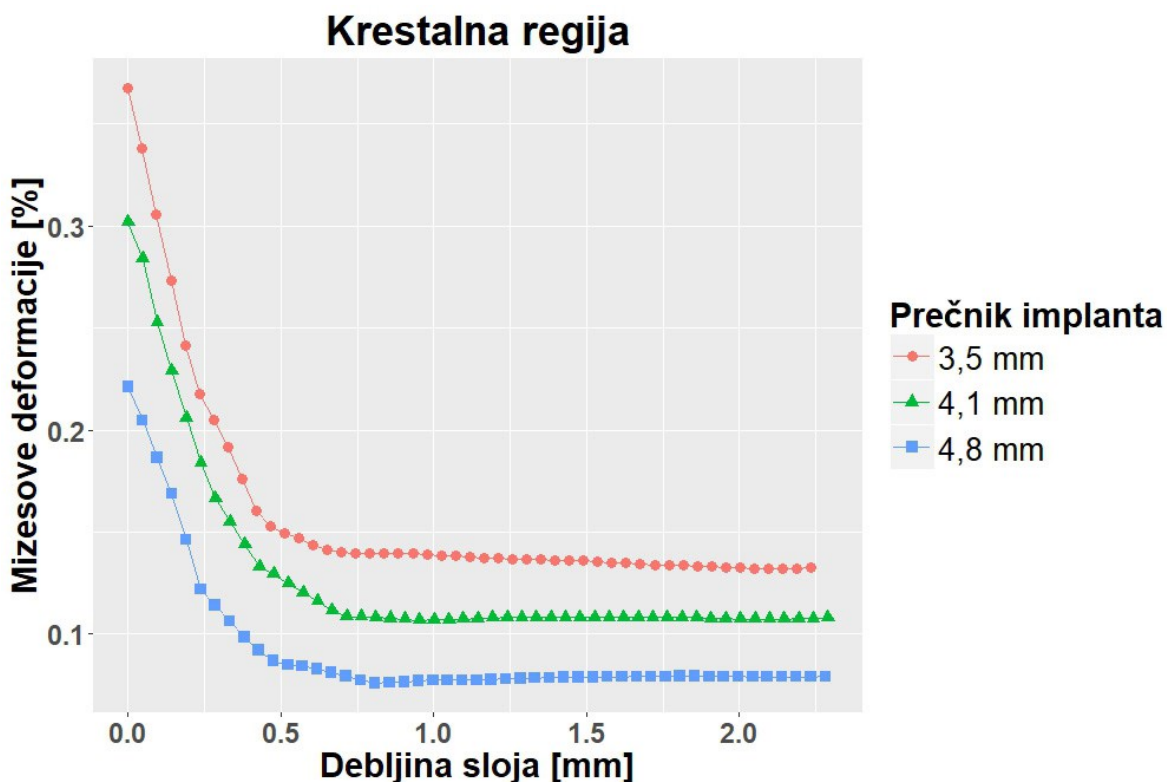
Slika 7.12. Zavisnost vrednosti deformacija od prečnika implanta i udaljenosti od kontaktne površine u apikalnoj regiji implanta

Najveće Misesove deformacije nastaju u apikalnom delu implanata, i u rasponu su od 0,7 do 0,9 % (Slika 7.12.). Udaljavanjem od kontaktne površine, vrednosti deformacija opadaju, ali se zadržava razlika između različitih prečnika. Na površini od interesa se mogu uočiti najveće vrednosti Misesovih deformacija za implant sa prečnikom od 3,5 mm, a najmanje za prečnik od 4,8 mm.



Slika 7.13. Zavisnost vrednosti deformacija od prečnika implanta i udaljenosti od kontaktne površine u srednjoj regiji implanta

Na sredini tela svih implanata, deformacije nastaju na oko 0,5 mm dalje od kontaktne površine (Slika 7.13.). Najveće vrednosti deformacija su za uzorak sa prečnikom implanta od 3.5 mm, a najmanje za uzorak sa implantom prečnika 4,8 mm.



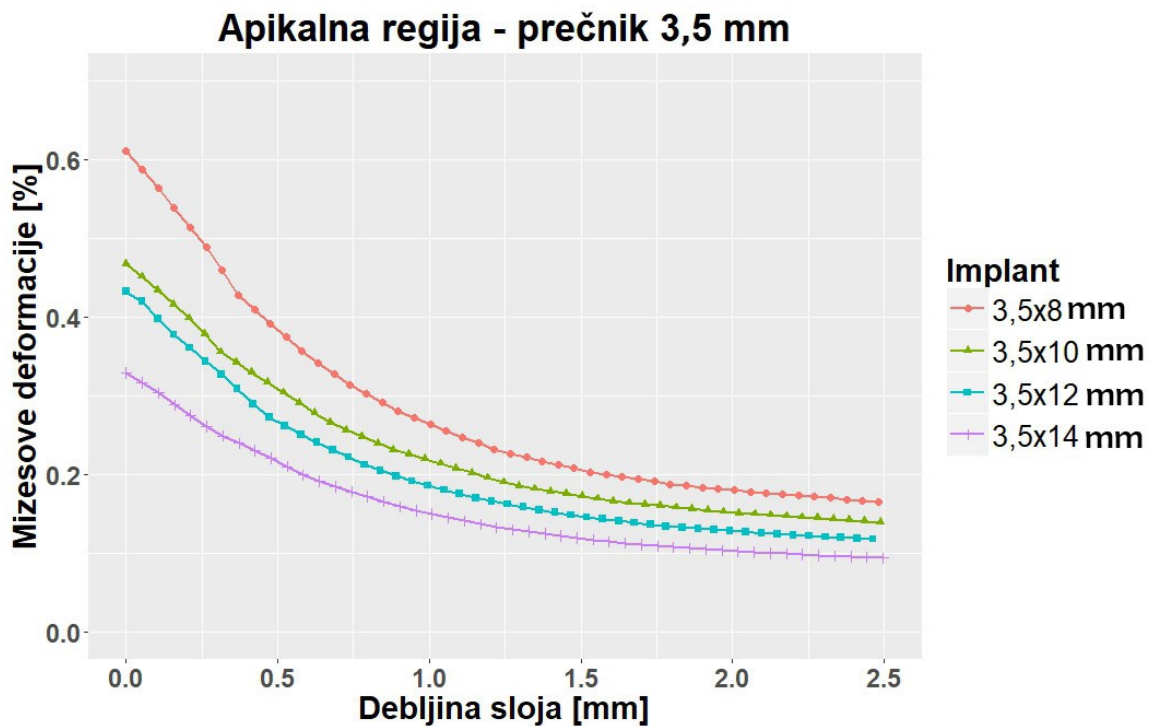
Slika 7.14. Zavisnost vrednosti deformacija od prečnika implanta i udaljenosti od kontaktne površine u krestalnoj regiji implanta

Na slici 7.14 se mogu videti razlike u vrednostima Misesovih deformacija u krestalnom delu implanata. Postoji jasna razlika između vrednosti deformacija između različitih prečnika implanata, ali je trend promene vrednosti u zavisnosti od rastojanja između kontaktne površine i površine od interesa veoma sličan.

#### 7.4 Glavni model - analiza uticaja prečnika i dužine na prenos opterećenja

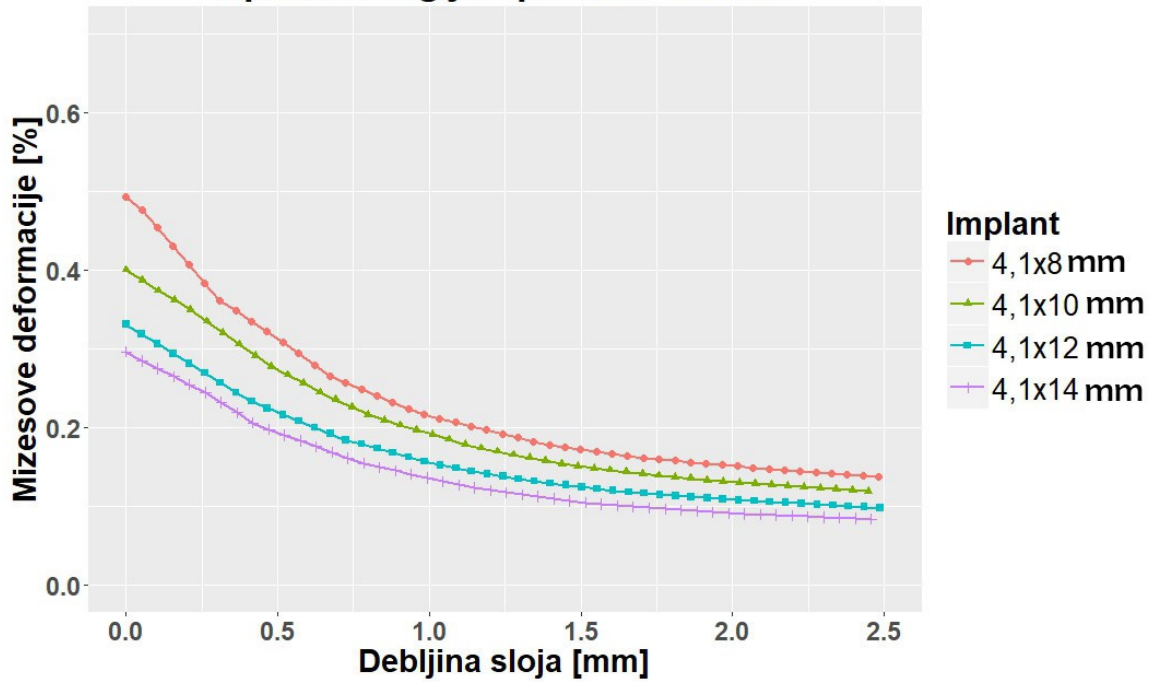
U okviru ovog poglavlja su prikazani uticaji prečnika i dužine implanta na deformacije duž sloja akrilata. Numerički model je razvijen prema glavnom eksperimentalnom modelu koji je opisan u okviru poglavlja 4.2.2 i 5.5. Rezultati numeričke analize za modele sa dentalnim implantima različitih prečnika i dužina su prikazani pomoću tri preseka koji se nalaze u apikalnoj, srednjoj i krestalnoj regiji implanta. Rezultati su grupisani prema prečniku i dužini. Kod implanata koji su grupisani prema prečniku, za isti prečnik implanta su upoređene

vrednosti Mizesovih deformacija prilikom promene dužine, za svaki od već pomenutih preseka (Slika 7.15. - Slika 7.17.).



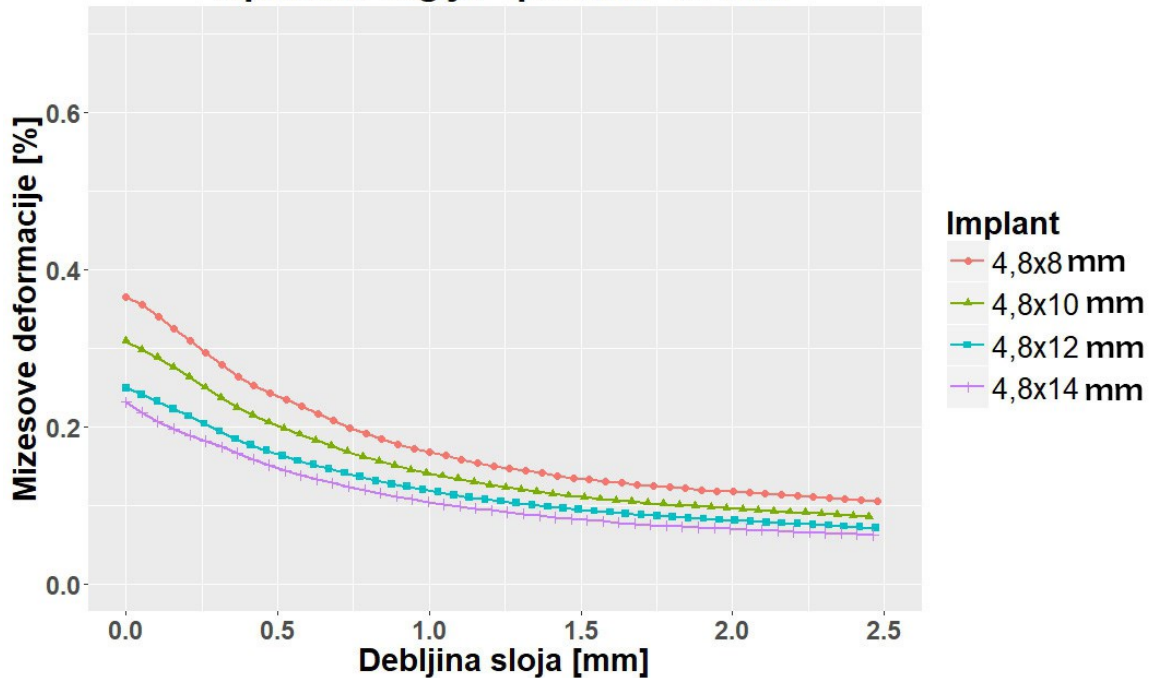
Slika 7.15. Misesove deformacije kod uzoraka sa implantom prečnika od 3,5 mm, u apikalnoj regiji

### Apikalna regija - prečnik 4,1 mm



Slika 7.16. Misesove deformacije kod uzoraka sa implantom prečnika od 4,1 mm, u apikalnoj regiji

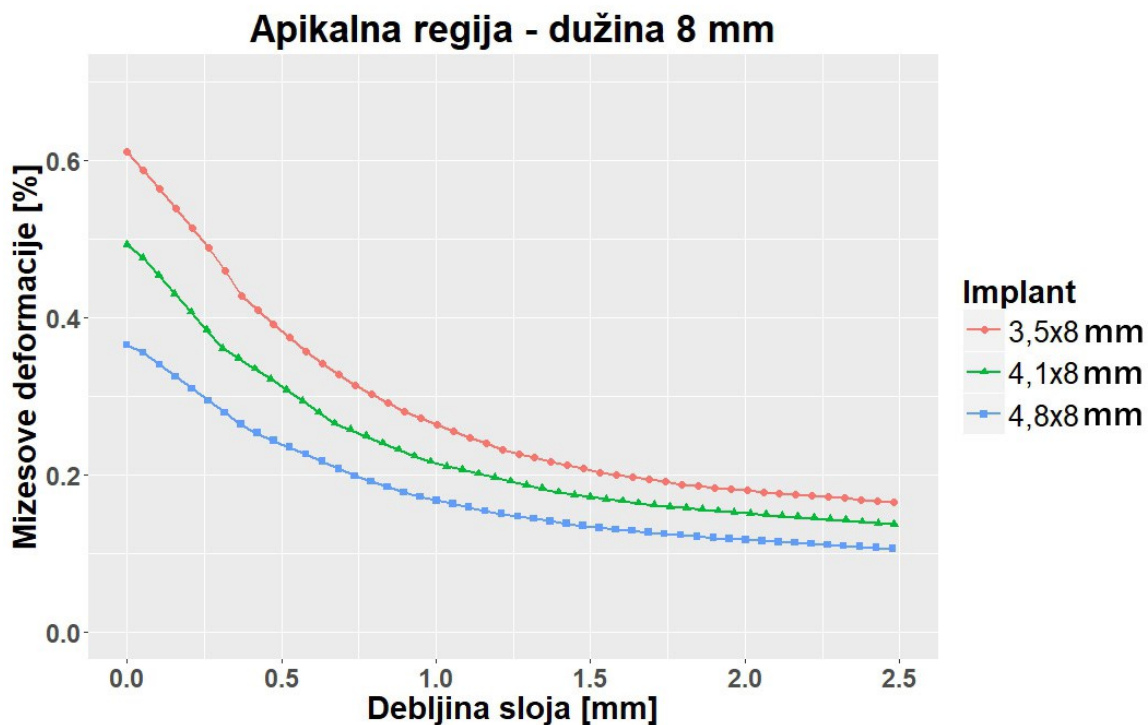
### Apikalna regija - prečnik 4,8 mm



Slika 7.17. Misesove deformacije kod uzoraka sa implantom prečnika od 4,8 mm, u apikalnoj regiji

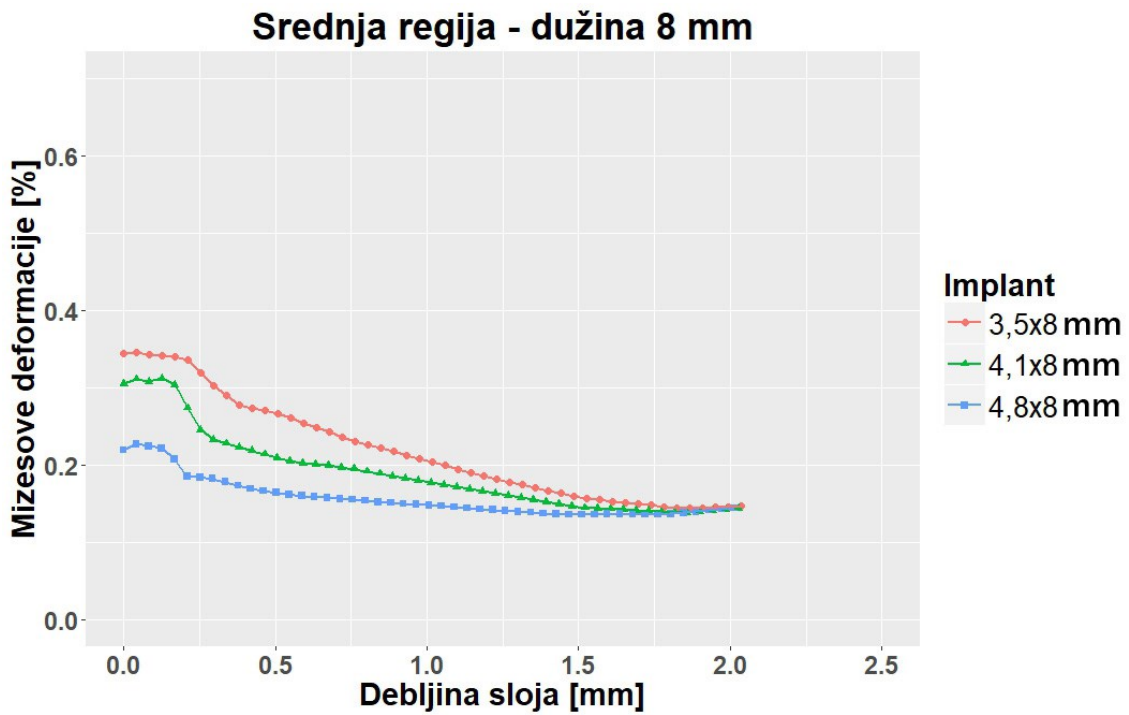
Rezultati (Slika 7.15. - Slika 7.17.) pokazuju isti trend opadanja vrednosti Mizesovih deformacija prilikom povećanja dužine implanta, za sva tri prečnika implanta.

Kod implanata koji su grupisani prema dužini, za isti prečnik implanta su upoređene vrednosti Mizesovih deformacija prilikom promene prečnika, za svaki od već pomenutih preseka (Slika 7.18. - Slika 7.20.).

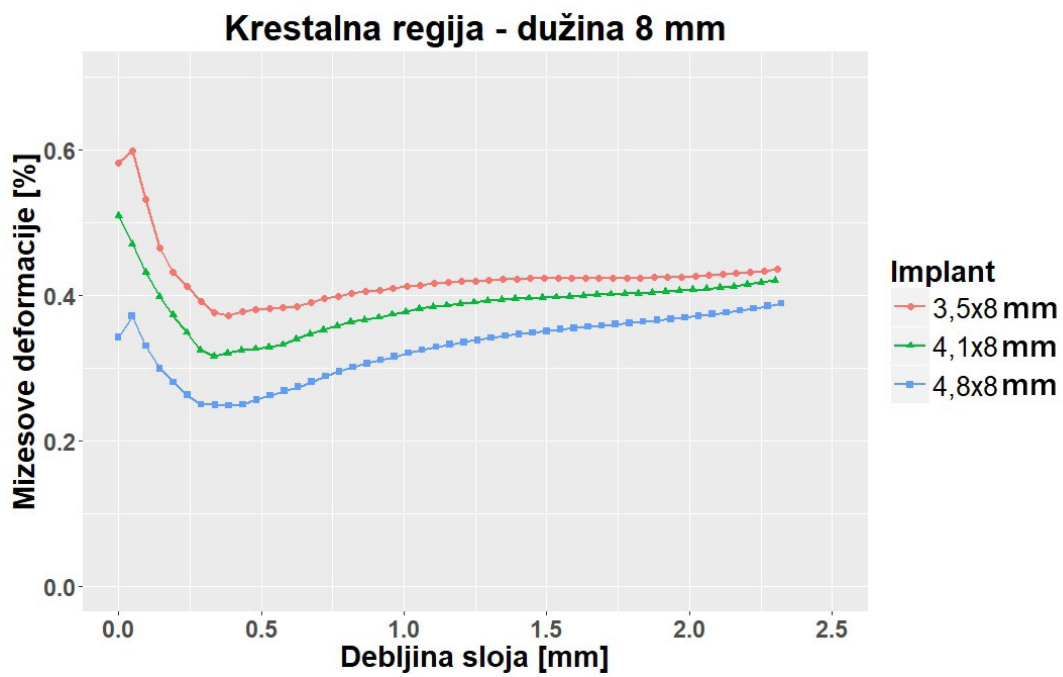


Slika 7.18. Misesove deformacije kod uzoraka sa implantima dužine 8 mm, u apikalnoj regiji





Slika 7.19. Misesove deformacije kod uzoraka sa implantima dužine 8 mm, u srednjoj regiji

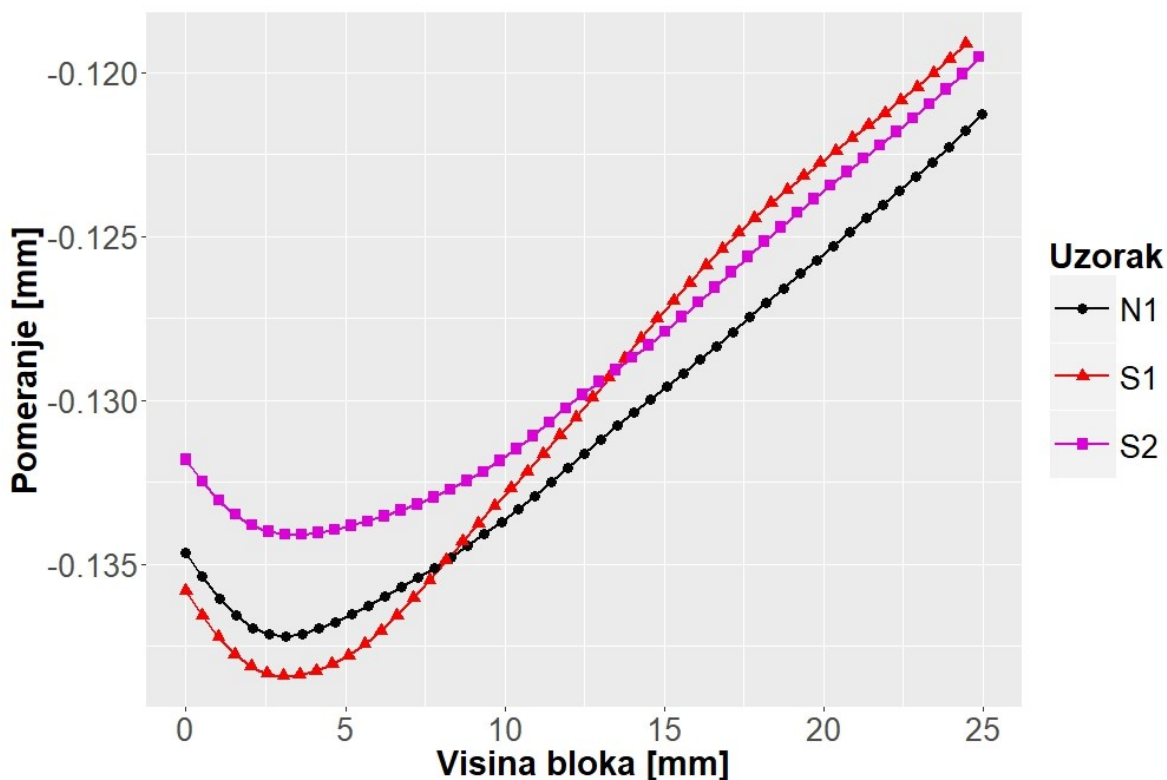


Slika 7.20. Misesove deformacije kod uzoraka sa implantima dužine 8 mm, u krestalnoj regiji

Rezultati (Slika 7.18. - Slika 7.20.) pokazuju isti trend opadanje vrednosti Mizesovih deformacija prilikom povećanja prečnika implanta, za sve četiri dužine implanta.

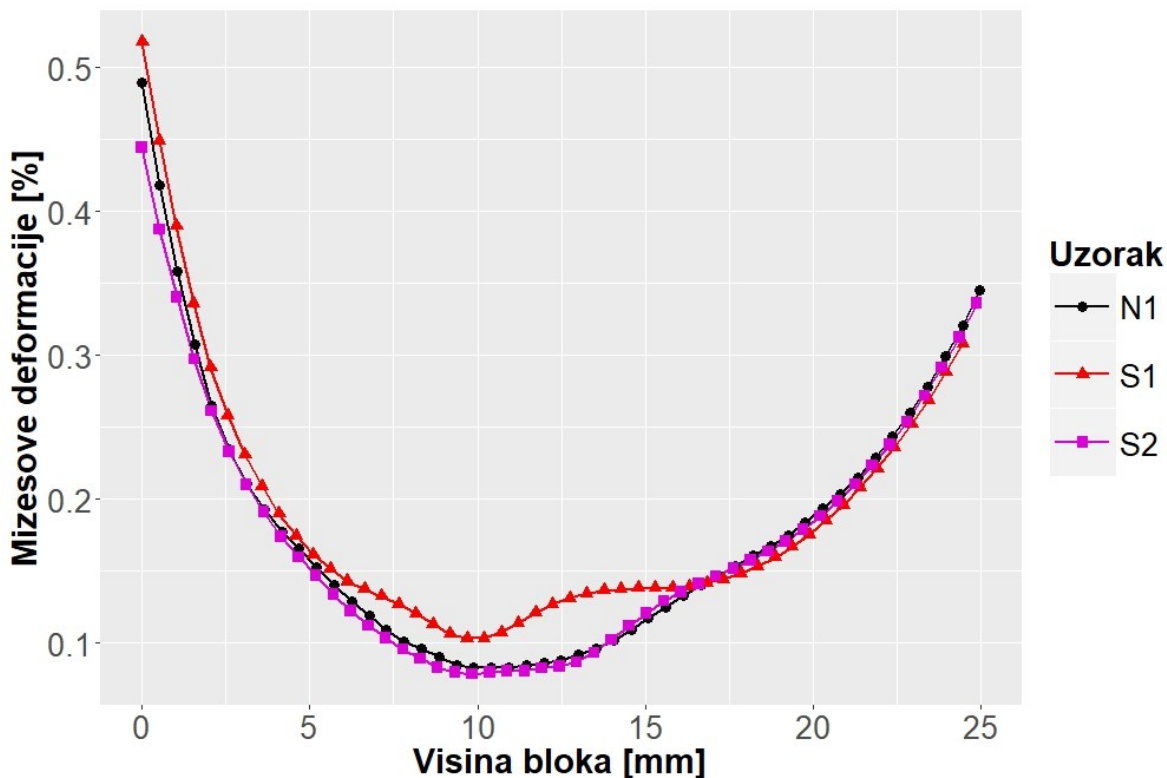
### 7.5 Glavni model - analiza prenosa opterećenja dentalnih implantata sa višeparametarskim razlikama

Proračunate su vrednosti pomeranja i Mizesovih deformacija na površini od interesa i grafički su prikazane za presek V0, duž podužne ose implantata. Veće vrednosti pomeranja su očitane pri dnu bloka prilikom opterećenja, a razlike između uzoraka su očiglednije u prvih 5 mm visine bloka, u blizini vrata implanta.



Slika 7.21. Vrednosti pomeranja na preseku V0 za sva tri implanta

Mizesove deformacije su jasno izražene na preseku V0, gde se najveće vrednosti mogu očitati u samom vrhu bloka, u tom delu dolazi do naglog opadanja u prvih 5 mm visine. Najveće razlike između uzoraka se mogu uočiti između 7 i 15 mm visine bloka.



Slika 7.22. Vrednosti Mizesovih deformacija za sva tri uzorka na preseku V0

### Poređenje eksperimentalnih i numeričkih podataka

U okviru dalje analize su ispitivani modeli koji aproksimiraju numeričke i eksperimentalne merne tačke. Za kreiranje funkcionalnog modela su uzimane tačke sa preseka V0. Linija preseka na eksperimentalnom modelu je izvršena na osnovu 20 pozicija koje su dobijene iz Aramis softvera. Presek V0 je aproksimiran brojnim vrednostima 49 tačaka koje su pribavljene iz softvera Ansys. Parametri oba modela su podešeni pomoću metode najmanjih kvadrata, čiji je cilj da maksimalno smanji grešku prilikom aproksimacije.

### 7.5.1 Funkcionalna zavisnost uzorka N1

Modeli su predstavljeni posebno za svaki model. Koordinata  $x$  predstavlja rastojanje od vrha bloka, odnosno od tačke na površini regije od interesa. Početna tačka (nulta) je tačka na vrhu bloka na preseku V0, u vratnom delu implanta. Vrednosti svih koeficijenata modela za uzorak N1 se nalaze u tabeli 7.2.

Funkcionalna zavisnost eksperimentalnih podataka za Mizesove deformacije uzorka N1 su opisani recipročnom kvadratnom funkcijom koja je oblika:

$$y(x) = \frac{1}{(a + bx + cx^2)} \quad (4)$$

gde je:

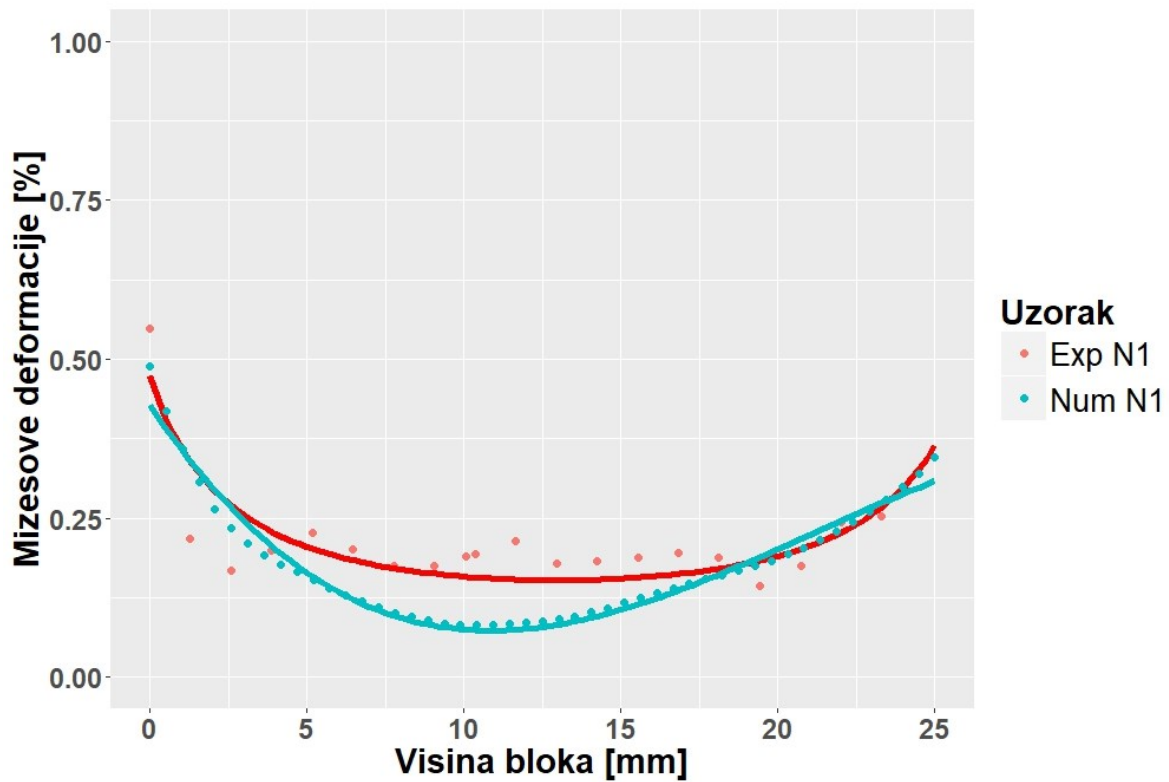
- $y(x)$  – vrednost Mizesovih deformacija,
- $x$  [mm] – koordinate tačke na preseku V0,
- $a, b, c$  – koeficijenti modela.

Funkcionalna zavisnost numeričkih podataka za Mizesove deformacije uzorka N1 je opisana polinomnom funkcijom:

$$y(x) = a + bx + cx^2 + dx^3 \quad (5)$$

gde je:

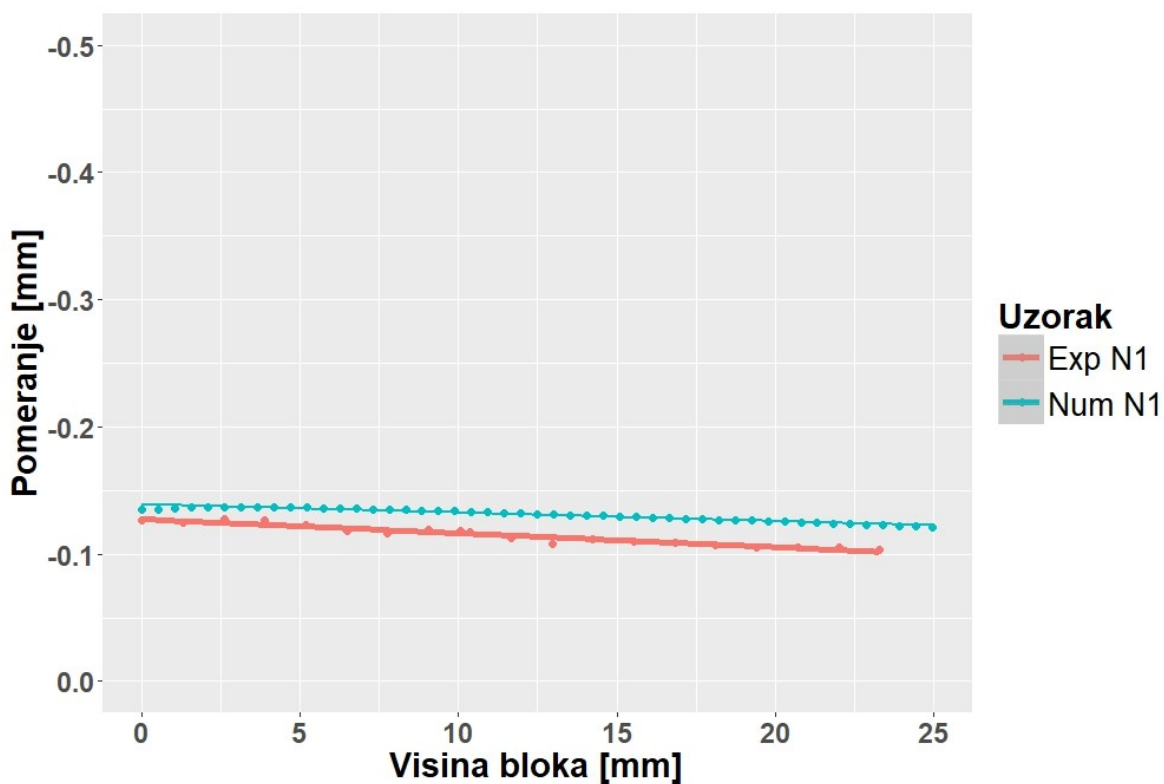
- $y(x)$  – vrednosti Mizesovih deformacija,
- $x$  [mm] – koordinata tačke na preseku V0,
- $a, b, c, d$  – koeficijenti modela.



Slika 7.23. Poređenje numeričkog i eksperimentalnog modela za Misesove deformacije uzorka N1

Funkcionalna zavisnost eksperimentalnih i numeričkih podataka za vertikalne pomeraje uzorka N1 su opisani linearnom funkcijom koja je oblika:

$$y(x) = ax + b \quad (6)$$



Slika 7.24. Poređenje numeričkog i eksperimentalnog modela pomeranja uzorka N1

Koeficijenti modela za uzorak N1 su prikazani u tabeli 7.2.

Tabela 7.2. Koeficijenti modela za uzorak N1

		Koeficijenti modela					R <sup>2</sup>
		a	b	c	d	g	
VM	Eksp	2,11	6,83E-01	-2,63E-02	/	/	0,62
	Num	4,28E-01	-7,38E-02	4,58E-03	-7,28E-05	/	0,79
Pomeranje	Eksp	0,01	-0,127	/	/	/	0,86
	Num	0,000629	-0,139	/	/	/	0,93

### 7.5.2 Funkcionalna zavisnost uzorka S1

Funkcionalna zavisnost eksperimentalnih podataka uzorka S1 je opisana polinomnom funkcijom drugog stepena koja je oblika

$$y(x) = a + bx + cx^2 + dx^3 \quad (7)$$

gde je:

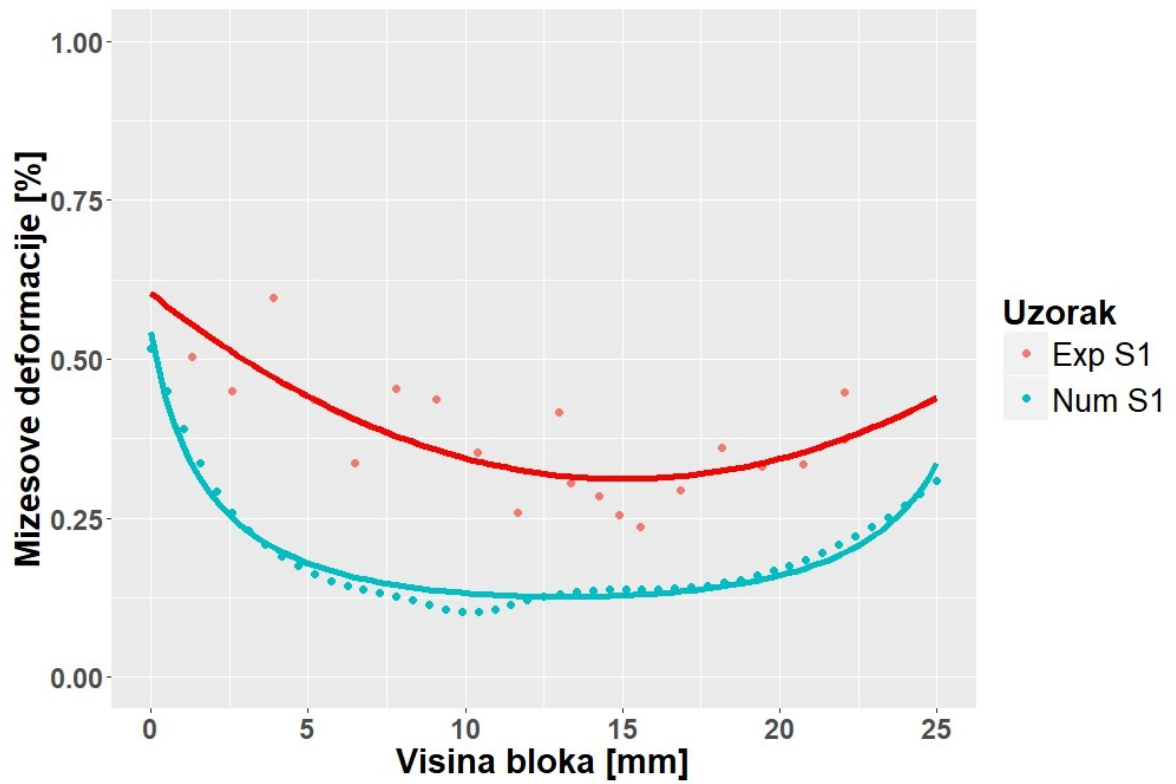
- $y(x)$  – vrednosti Mizesovih deformacija,
- $x$  [mm] – koordinate tačke na preseku V0,
- $a, b, c, d$  – koeficijenti modela.

Funkcionalna zavisnost numeričkih podataka uzorka S1 je opisana recipročnom kvadratnom funkcijom koja je oblika

$$y(x) = \frac{1}{(a + bx + cx^2)} \quad (8)$$

gde je:

- $y(x)$  – vrednost Mizesovih deformacija,
- $x$  [mm] – koordinate tačke na preseku V0,
- $a, b, c$  – koeficijenti modela.

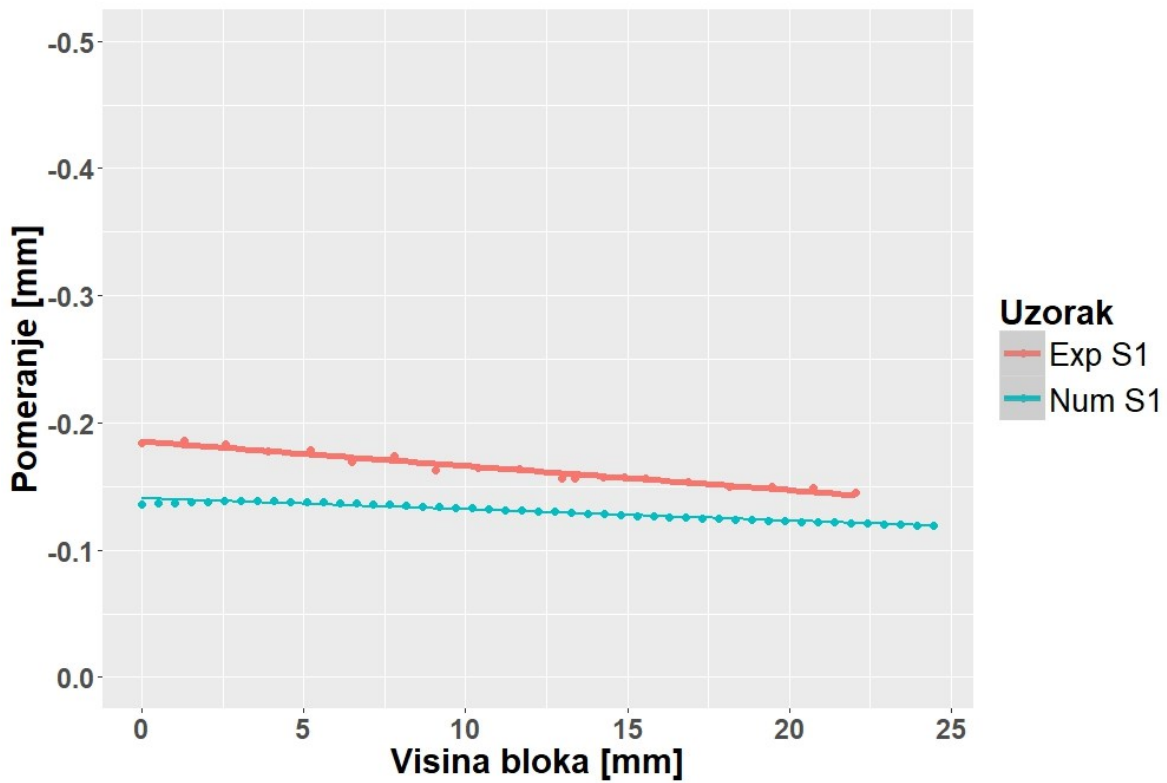


Slika 7.25. Poređenje numeričkog i eksperimentalnog modela za uzorak S1

Funkcionalna zavisnost eksperimentalnih i numeričkih podataka za vertikalna pomeranja uzorka S1 su opisani linearnom funkcijom koja je oblika:

$$y(x) = ax + b \quad (9)$$





Slika 7.26. Poređenje numeričkog i eksperimentalnog modela pomeranja uzorka S1  
 Koeficijenti modela za uzorak S1 su prikazani u tabeli 7.3.

Tabela 7.3. Koeficijenti modela za uzorak S1

		Koeficijenti modela					R <sup>2</sup>
		a	b	c	d	g	
VM	Eksp	6,04E-01	-3,88E-02	1,29E-0.3	/	/	0,57
	Num	1,84E+00	9,21E-01	-3,50E-02	/	/	0,87
Pomeranje	Eksp	0,0019	-0,185	/	/	/	0,9
	Num	0,00087	-0,141	/	/	/	0,93

### 7.5.3 Funkcionalna zavisnost uzorka S2

Funkcionalna zavisnost eksperimentalnih podataka uzorka S2 je opisana polinomnom funkcijom iz racionalne familije krivih oblika:

$$y(x) = \frac{a + bx}{1 + cx + dx^2} \quad (10)$$

gde je:

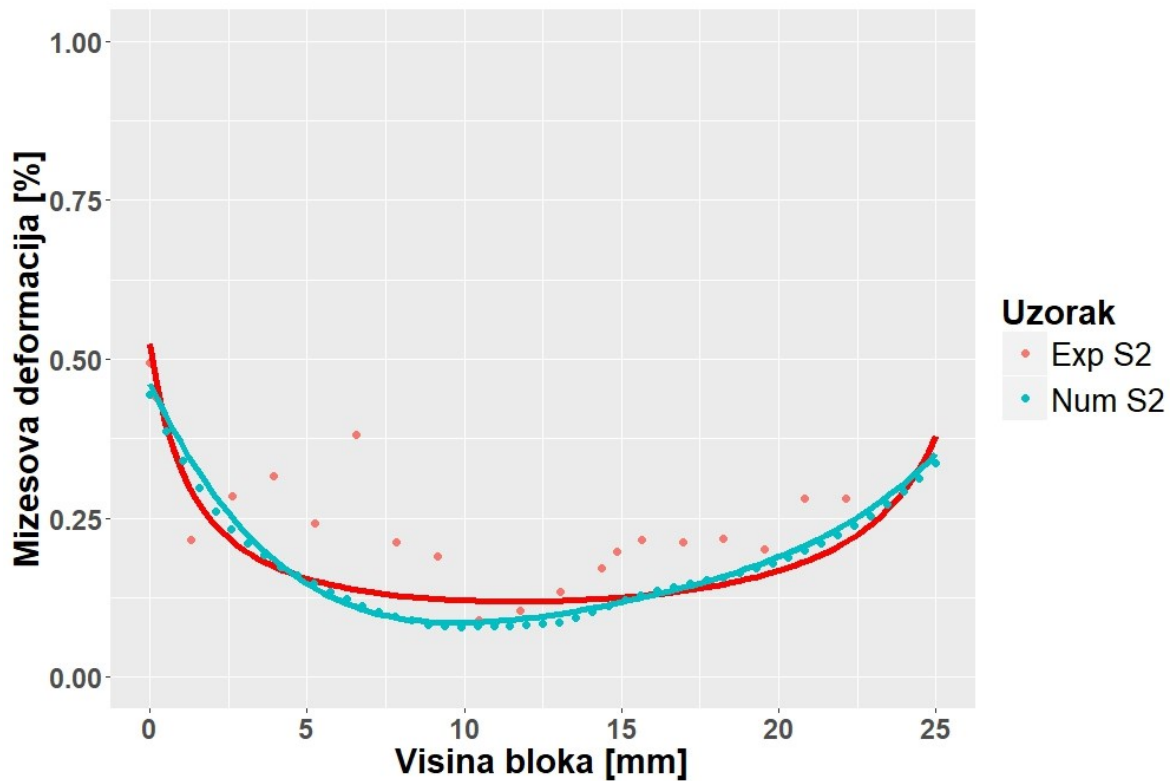
- $y(x)$  – vrednosti Mizesovih deformacija,
- $x$  [mm] – koordinatne tačke na preseku V0,
- $a, b, c$  – koeficijenti modela.

Funkcionalna zavisnost numeričkih podataka uzorka S2 je opisana polinomnom funkcijom četvrtog stepena koja je oblika:

$$y(x) = a + bx + cx^2 + dx^3 + gx^4 \quad (11)$$

gde je:

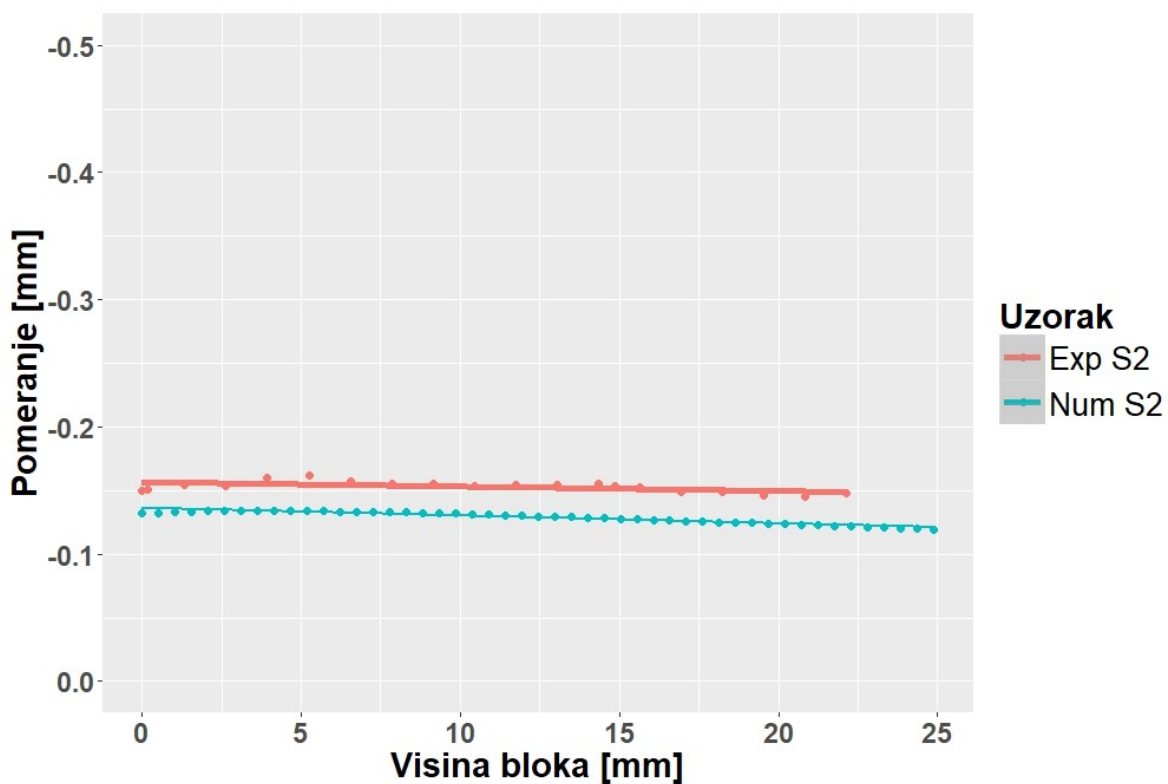
- $y(x)$  – vrednost Mizesovih deformacija,
- $x$  [mm] – koordinate tačke na preseku V0,
- $a, b, c, d, g$  – koeficijenti modela.



Slika 7.27. Poređenje numeričkog i eksperimentalnog modela za uzorak S2

Funkcionalna zavisnost eksperimentalnih i numeričkih podataka za vertikalne pomeraje uzorka S2 su opisani linearnom funkcijom koja je oblik:

$$y(x) = ax + b \quad (12)$$



Slika 7.28. Poređenje numeričkog i eksperimentalnog modela pomeranja uzorka S2

Koeficijenti modela za uzorak S2 su prikazani u tabeli 7.4.

Tabela 7.4. Koeficijenti modela za uzorak S2

		Koeficijenti modela					R <sup>2</sup>
		a	b	c	d	g	
VM	Eksp	5,24E-01	9,92E-03	6,64E-01	-2,49E-02	/	0,57
	Num	4,62E-01	-1,04E-01	1,02E-02	-4,26E-04	7,07E-06	0,82
Pomeranje	Eksp	0,0035	-0,157	/	/	/	0,89
	Num	0,00061	-0,136	/	/	/	0,96

## 8. Diskusija

Studije koje su opisane u prethodnim poglavljima su imale za cilj da ispituju uticaj geometrijskog aspekta različitih tipova dentalnih implanata. Takođe su uključena i istraživanja uticaja abatmenata, kao i sama pozicija dentalnih implanata u modelu, odnosno kosti. Modeli koji su korišćeni u okviru ovih ispitivanja su eksperimentalni i numerički, koji podrazumevaju primenu različitih materijala i uslovno slične vrste opterećenja. Prilikom poređenja rezultata, primećena je i kontradiktornost rezultata, odnosno zaključaka koji su proistekli iz ovih studija. Ovo se delimično može pripisati i razlikama između modela. Većina studija koje se bavile ovom tematikom se baziraju na numeričkim metodama koje zahtevaju najmanje resursa za sprovođenje, pa su iz tog razloga najpopularnije. Pomoću ovih modela se došlo do veoma značajnih uvida u uticaj dizajna dentalnih implanata, jer omogućavaju sprovođenje istraživanja koje bi u eksperimentalnoj ili kliničkoj praksi bile veoma teško izvodljive.

S druge strane, numerička istraživanja se oslanjaju na mnogo pretpostavki u vezi geometrije modela, karakteristike materijala i graničnih uslova [73, 212]. Iz ovog razloga je neophodna validacija numeričkog modela pomoću eksperimentalnog modela. Eksperimentalni modeli i eksperimentalna istraživanja koje su se bavile različitim merenjima deformacija u okolini dentalnih implanata su skoro zanemarljivi u poređenju sa brojem izvedenih numeričkih studija [24, 51, 112, 220]. Veliki broj eksperimentalnih studija se zasniva na metodama mernih traka i fotoelastičnoj analizi. Ove metode imaju značajna ograničenja. Merne trake omogućavaju samo lokalizovano merenje deformacija. Dodatno, za njihovu primenu je neophodan kontakt sa uzorkom. Fotoelastična metoda, koja spada u metode optičke metrologije, zahteva izradu modela od materijala sa svojstvom dvojnog prelamanja svetlosti, što izuzima primenu različitih materijala za izradu modela, koji mogu preciznije simulirati karakteristike kostiju. Obe metode zahtevaju posebnu pripremu uzorku i često ne zadovoljavaju eksperimentalne zahteve [103, 114, 115]. Takođe ne mogu obezbediti kvantitativne podatke o naponima [140, 213].

U okviru ove studije se istražuje mogućnost primene korelacije digitalnih slika (DIC) i akrilatnih blokova u određivanju uticaja dizajna implanta na njegove karakteristike prenosa opterećenja na noseću strukturu.

Korelacija digitalnih slika je metoda za optičko merenje deformacija, koja je bezkontaktna i omogućava merenje deformacija na većim površinama, odnosno merenja nisu lokalno ograničena. Na ovaj način, ova metoda prevazilazi ograničenje koja su postojala sa konvencionalnih metodama, pa je u skladu sa tim došlo i do njene povećane primene. Tiosi i saradnici [100, 101, 181] su koristili korelaciju digitalnih slika da bi ispitali uticaj različitih vrsta materijala i oblika krunica na prenos opterećenja. Ova metoda je primenjivana i za merenje pomeranja i deformacija periodoncijuma [129], za merenje deformacija u okolini oseointegrisanog i neoseintegrisanog implanta na modelima veštačke kosti [119]. Uprkos nedostacima primenjenih metoda, smatra se da modeli u koje se postavljaju dentalni implantati, mogu da predstavljaju kliničke uslove i pruže uvid u prenos opterećenja implanta i nadogradnji [113].

U stomatološkoj praksi ne postoji koncenzus o najboljem dizajnu implanta uprkos velikom uticaju dizajna oblika implanta na prenos opterećenja [51]. Iz ovog razloga postoji veliki broj različitih tipova implanata, od kojih su neki tipovi nastali više usled zahteva komercijalnog tržišta nego usled naučnog istraživanja [44]. Dizajn implanta je generalno jedan od najvažnijih faktora koji utiču na prenos opterećenja, a posledično i na uspeh terapije [10, 25, 51, 53]. Iz ovog razloga se uviđa potreba za standardnom eksperimentalnom metodologijom za ispitivanje uticaja geometrije na karakteristike prenosa opterećenja dentalnog implanta.

U okviru preliminarnih rezultata su predstavljena dva različita eksperimentalna akrilatna modela sa usađenim dentalnim implantima. Prvi oblik bloka u kome su korišćeni isti implantati tipa Strauman, sa dimenzijama  $\varnothing 4,1$  mm x 10 mm i abatmentima od  $0^\circ$  i  $35^\circ$ . Implantati su postavljeni vertikalno u blok akrilata, koji su potom obrađeni, i pripremljeni za merenje deformacije pomoću DIC metode. Ispitan je uticaj nagnuća abatmenata na deformacije koje su izmerene na površini od interesa, kao i razlike u vrednostima deformacija u zavisnosti od ugla abatmenta. Dodatno, analiziran je i uticaj rastojanja između implanta i površine od

interesa na vrednosti deformacija. Primenjena sila je isključivo aksijalna, sa intenzitetom 500 N. Drugi preliminarni model je korišćen samo za verifikaciju numeričkog modela, na kojem su sprovedene dalje numeričke analize kao što je uticaj nagiba implanta i uticaj prečnika implanta. U okviru glavnog eksperimentalnog modela, ispitan je uticaj oblika i geometrijskih karakteristika tri različita implanta na deformacije na površini od interesa. Ispitivani implantanti su NobelSpeadyReplace  $\varnothing 3,5$  mm x 15 mm, Strauman  $\varnothing 4,1$  mm x 10 mm, Strauman  $\varnothing 4,8$  mm x 12 mm. Svaki od ovih implanata je bio postavljen u blok akrilata sa dimenzijama 68 mm x 25 mm x 9 mm (š x v x d). Model ovog oblika i dimenzija simulira poluluk vilice koji je opterećen na savijanje u tri tačke [117]. Za razliku od preliminarne studije, blok akrilata nije naknadno obrađivan posle izrade, jer je eliminisana potreba za tim kada su pravljene kalupi pomoću tehnike 3D štampe. Pored numeričkog modela koji je razvijen na bloku akrilata iz preliminarne studije, razvijen je i numerički model bloka prema uzoru na eksperimentalni model bloka glavne studije, koji simulira oblik poluluka vilice. Na ovom modelu je sprovedena numerička analiza uticaja prečnika tri implanta pri čemu je kao dodatna promenljiva, uvedena i dužina implanta. Vrednosti su posmatrane u tri različita preseka koji se nalaze na karakterističnim delovima visine implanta kao što je predeo vrata implanta (krestalna regija), sredina tela implanta, kao i ispod samog vrha implanta (apikalna regija) [94].

## 8.1 Diskusija rezultata preliminarnog modela

### 8.1.1 Uticaj nagiba abatmenta na prenos opterećenja

Dentalni abamenti sa nagibom omogućavaju lakše postavljanje nadogradnje u slučajevima kada dentalni implantanti moraju biti postavljeni pod određenim uglom, zbog anatomije vilice. Broš i saradnici [113] su pomoću metoda mernih traka i fotoelastičnosti ustanovili da povećanjem nagiba abatmenta od  $15^\circ$  i  $25^\circ$  dolazi do povećanja od 2,9 i 3,65 puta u kompresivnim deformacijama u vratnom delu implanta, u odnosu na prave abamente ( $0^\circ$ ). Hasan i saradnici [222] su za povećanje ugla sa  $0^\circ$  na  $20^\circ$ , dobili dvostruko veće vrednosti deformacija, odnosno povećanje sa 1 % na 2 %, na eksperimentalnom modelu koji je napravljen od komada telećeg rebra, dužine 15 mm i visine oko 30 mm. Bahuguna i saradnici

[116] su pomoću MKE modela došli do zaključka da povećanje nagiba abatmenta utiče na povećanje napona i deformacija, ali da ta opterećenja ne prelaze pragove koji su već definisani u hipotezi mehanostata [114]. Prema modelu Hasana i saradnici [222], primena sile ovog intenziteta bi uveliko dovele do deformacija koje spadaju u patološko preopterećenje. U okviru literature mogu se naći istraživanja koja ukazuju da ugao abatmenta veći od  $0^\circ$  ima negativan uticaj na prenos opterećenja, odnosno da dovodi do većih napona i deformacija u okolini dentalnog implanta [113, 222]. S druge strane, određene studije ukazuju na povoljni uticaj većeg nagiba abatmenta [108, 111, 116]. U okviru ovog dela studije primenjeni su akrilatni modeli u cilju ispitivanja ovog aspekta dentalnih abatmenata. U ovoj studiji je napravljen eksperimentalni model koji se sastoji od dentalnog implanata postavljenog u akrilni blok u cilju vizuelizacije celog mernog polja testiranog materijala.

S obzirom na elastičnost PMMA, prve faze opterećenja ne igraju posebnu ulogu u određivanjem karakteristika prenosa opterećenja jer su manje sile amortizovane. Pri silama većim od 200 N dolazi do značajnijih deformacija u krestalnom i apikalnom delu implanta. S obzirom da je relativno malo rastojanje između površina od interesa i kontaktne površine između implanta i bloka, deformacije su odrazile uticaj nagiba abatmenata na prenos opterećenja. Ova karakteristika je veoma važna u određivanju položaja implanta, odnosno širine strukture oko implanta. Ona se kao takva može povezati sa kliničkim ispitivanjima, gde je pozicija tela implanta u kosti veoma važna za uspešnu terapiju. Očigledno se može i zaključiti da što je merna površina bliža kontaktnoj površini, dolazi i do većih deformacija kod obe vrste uzoraka. Ovo je potvrđeno kroz razliku dobijenih deformacija na površini koja je bila udaljena 4 mm i 6 mm. Naime, maksimalne vrednosti Mizesovih deformacija na kontaktnoj površini od 4 mm je bila 0,3 %, dok je na kontaktnoj površini od 6 mm iznosila 0,2 %. Na kontaktnoj površini od 6 mm je takođe uočena u minimalna vrednost deformacije od 0,01 %. Ugao nagiba abatmenta od  $35^\circ$  je dovelo do deformacija za 0,5 %, u odnosu na 0,3 % koliko je izmereno na uzorku sa pravim abatmentom ( $0^\circ$ ). Obe vrednosti su izmerene na kontaktnoj površini koja je bila udaljena 4 mm od dentalnog implanta. Vrednosti Mizesovih deformacija nagiba abatmenta na kontaktnoj površini od 6 mm su iznosile 0,2 % i 0,3 %, za uglove abatmenata od  $0^\circ$  i  $35^\circ$ , respektivno. Na osnovu ovoga je zaključeno da je



bolje merenje deformacija na kontaktnim površinama koje su bliže samom implantu jer ne samo da su vrednosti deformacija veće, već su i razlike između različitih uslova opterećenja kvantitativno uočljivije. U okviru ovog modela je dat komparativan prikaz uticaja dva različita ugla nagiba abatmenta i njihov uticaj na prenos opterećenja na model bloka od poli(metil metakrilata). Ovi rezultati su u saglasnosti sa pomenutim analizama koje potvrđuju da dolazi od većih napona i deformacija u okolini implanta [108, 111, 113, 222]. Iako generalno postoji saglasnost između istraživanja u ovom aspektu, ostaje otvoreno pitanje koliko povećano opterećenje utiče na održavanje terapije i da li je u dozvoljenim granicama ili nije. Prvenstveno se misli na opsege i pragove opterećenja koja su definisani u hipotezi mehanostata [143]. U okviru ovog preliminarnog modela je dat prikaz određivanja uticaja dva različita nagiba abatmenta, odnosno uticaj ugla abatmenta na vrednosti deformacija u okolini implanta.

#### 8.1.2 Uticaj nagiba implanta na prenos opterećenja

Prenos opterećenja implanata pod nagibom se često ispituje u dve različite postavke. Prva je kada su krunice nadogradnje spojene, a druga je kada se cela vilična proteza oslanja na dentalne implante [127, 183, 223–228]. Cilj ove numeričke studije je da se ispita uticaj nagiba dentalnog implanta na deformacije na površini regije od interesa i na samoj kontaktnoj površini između implanta i bloka. Analizirane su Mizesove, horizontalne i vertikalne deformacije, na akrilatnim modelima, slično sa već objavljenom studijom [41]. U ovu svrhu je razvijeno sedam numeričkih modela, sa različitim nagibima. Rezultati su ukazali da sa povećanjem ugla nagiba implanta dolazi i do povećanih deformacija na kontaktnoj površini između implanta i bloka, kao i na površini bloka uzorka, koja se nalazi na rastojanju od 2 mm od dentalnog implanta. Pozicija implanta koja prikazuje nagib implanta dalje od površine od interesa je označena sa pozitivnim uglom, dok je pozicija nagiba ka površini od interesa označena kao negativna. Model 2, odnosno model kod kojeg je implant postavljen pod uglom od  $0^\circ$  je nazvan pravim modelom. Vrednosti Mizesovih deformacija prvenstveno pokazuju povećanje regije zahvaćenim maksimalnim deformacijama prilikom povećanja nagiba implanta ka površini od interesa, posebno u donjem delu bloka. U gornjem delu bloka, najbližem krestalnom delu implanta, dolazi takođe do širenja oblasti sa većim oblastima

deformacijama. Prilikom povećanja nagiba implanta, krestalni deo implanta prenosi veće opterećenje u vidu kompresivnog opterećenja [51]. Sličan trend ispoljavaju i komponentne deformacije, odnosno u horizontalnom i vertikalnom pravcu. Komparativni dijagrami pokazuju vrednosti u tačkama visine bloka na preseku 0, koji predstavlja regiju na površini od interesa koja je najbliža kontaktnoj površini između implanta i bloka. Vrednosti deformacija duž preseka 0 su se povećavali kako se povećavao ugao nagiba implanta od  $+1^\circ$  do  $-5^\circ$ . Vrednosti Mizesovih deformacija su konvergirali ka maksimalnoj vrednosti od 0,4 %, na dnu uzorka. Dijagram Mizesovih deformacija pokazuje slične vrednosti deformacija na samom vrhu visine bloka i na dnu bloka, pri čemu su najveće razlike uočljive u srednjem delu implanta, na oko 8 mm visine implanta i bloka. Iz ovih dijagrama ukazano je da najoptimalnija raspodela deformacija uočena za model 0 ( $+1^\circ$ ), a najmanje povoljna raspodela za model 7 ( $-5^\circ$ ). Maksimalne deformacije su ispoljene na dnu bloka, što je prevashodno zbog oslonca bloka, odnosno reakcije između bloka i oslonca. Iznad ove regije, sledeće tačke sa najvećim deformacijama su u predelu apeksa implanta na 12 mm visine bloka. Kada se primenjuju modeli sa sunderastom (trabekularnom) kosti, najveće vrednosti deformacija nastaju baš u apikalnom delu implanta [41, 94, 180, 218]. Karakteristike PMMA koji je korišćen u okviru ove analize je takođe modeliran izotropno i homogeno kao i što je to slučaj sa modelima kosti u prethodnim studijama [87, 106, 226–228]. Dodatno, modul elastičnosti sunderaste kosti je oko 1,5 GPa [227], dok je modul elastičnosti PMMA oko 1,8 GPa [218].

Treba imati na umu da bi se ovaj efekat znatno jače ispoljio kod prave kosti, gde je krestalni deo implanta okružen kortikalnom kosti. Kortikalna kost podnosi znatno veće opterećenje u slučaju dentalnih implanata u odnosu na prirodnu denticiju prevashodno zbog nedostatka periodontalnog ligamenta [229]. Takođe, u ovom delu kosti su izražene i velike vrednosti napona usled 10 puta većeg modula elastičnosti u odnosu na modul elastičnosti sunderaste kosti koji podržava procentualno veću površinu dentalnog implanta. Zbog veće krutosti kortikalne kosti, deformacije se ne mogu preneti u dovoljnoj meri na elastičniju trabekularnu kost. Ovo znači da posledice nagiba dentalnog implanta mogu povećati verovatnoću za pojavu patoloških deformacija, odnosno do gubitka marginalnog dela kosti i potencijalnog prekida

terapije sa dentalnim implantima [124, 138]. Ovi rezultati ukazuju na nepovoljni prenos opterećenja prilikom delovanja aksijalne sile na implant pod nagibom [41, 220, 225].

## 8.2 Diskusija rezultata glavnog modela

### 8.2.1 Uticaj prečnika i dužine implanta na prenos opterećenja

Uticaj prečnika implanta je razmatran i na drugom eksperimentalnom modelu, sa dimenzijama 68 mm x 25 mm x 9 mm. Kao dodatna promenljiva je uvedena i dužina implanta, s obzirom da je njen uticaj na drugom mestu prema važnosti sa stanovišta prenosa opterećenja, odmah posle veličine prečnika [72, 86]. U akrilatnim blokovima, svako povećanje dužine utiče povoljno na prenos opterećenja, odnosno na smanjenje napona i deformacija. U kostima, smatra se da dužina implanta koja je veća od 60 % visine ukupne kosti nema uticaja na smanjenje napona u krestalnoj kosti [72]. Važniji faktor od same dužine, može biti odnos između dužine implanta i poprečnog preseka [38, 62, 86]. U rezultatima je prikazan je i uticaj prečnika implanta na deformacije u presecima, koji ima važniji uticaj na distribuciju opterećenja u odnosu na dužinu [72]. Ovo je važi za modele sa realnom kosti gde se primarno oslanjanje vrši u krestalnom delu implanta, koje prenosi najveći deo opterećenja [62, 74]. Povećanje prečnika implanta povećava kontaktnu površinu implanta sa ovim tipom kosti, dok dužina implanta ne utiče. Povećanje dužine implanta povećava kontaktnu površinu implanta sa trabekularnom kosti. S obzirom da najveće vrednosti napona nastaju u krestalnom delu implanta, neki autori smatraju da koncentracija napona nije zavisna od dužine implanta [74].

U okviru velikog broja modela razvijenog u ovom delu studije, ispitane su promene Mizesovih deformacija za različite kombinacije standardnih prečnika i dužine dentalnih implanata, proizvođača Strauman. Prečnici su dimenzija 3,5 mm, 4,1 mm, i 4,8 mm. Dužine su iznosile 8 mm, 10 mm, 12 mm i 14 mm. Poređene su vrednosti Mizesovih deformacija na celom sloju bloka od kontaktne površine do preseka V0, na površini od interesa. Određene su tri karakteristične regije: apikalna regiju u predelu vrha implanta, srednja regija na polovini visine dentalnog implanta i krestalna regija u visini vrata implanta. Kao što je prethodno potvrđeno, vrednosti Mizesovih deformacija su bile veće na samoj površini

između bloka akrilata i površine od interesa. Vrednosti Mizesovih deformacija koje su iznosile preko 0,6 % na kontaktnoj površini su iznosile samo 0,2 % na površini od interesa. Prilikom fiksnog parametra prečnika implanta, i promene dužine implanta, pokazano je da su najveće deformacije na kontaktnoj površini, i to 0,6 % za dužinu od 8 mm, a 0,37 % za dužinu od 14 mm. Prilikom promene ova dva parametra je pokazano da se Mizesove deformacije smanjuju sa povećanjem prečnika i dužine. Ovo važi bez obzira da li je u pitanju apikalna, srednja ili krestalna regija implanta u pitanju. Sami trendovi promene vrednosti deformacija, kao i njihove kvantitativne vrednosti su zavisne od regije. Naime, u apikalnoj regiji se mogu videti najveće vrednosti Mizesovih vrednosti deformacija, dok su najmanje u srednjoj regiji, na polovini visine implanta. Ovim je potvrđen uticaj prečnika i dužine dentalnog implanta na njihovu karakteristiku prenosa, odnosno raspodelu opterećenja [37, 57, 62, 72, 219] .

#### 8.2.2 Uticaj višeparametarskih geometrijskih razlika dentalnih implanata na prenos opterećenja

U istraživanjima postoji nedostatak eksperimentalnih studija koja se bave ovom tematikom. Eksperimentalna istraživanja koji su trenutno dostupna, su ispitivala silu zagrižaja i deformacije u okolini dentalnog implanta tokom okluzalne sile. Tiosi i saradnici [187] su ispitivali uticaj veze između protetskih nadoknada pomoću metode korelacije digitalnih slika. Morita i saradnici [191] su merili deformaciju periodoncijuma prilikom opterećenja prirodnog zuba. Veliki broj dostupnih dentalnih implanata na tržištu zahteva standardizovanu metodologiju za ispitivanje uticaja dizajna, koja omogućuje veliku poredivost između različitih uzoraka i njihovih rezultata. Cehreli i saradnici [51] su jedini ispitivali uticaj različitih implanata pomoću fotoelastične metode i mernih traka, pri čemu su dobili nedovoljno jasne rezultate. Naime, sa povećanjem dužine Branemark implanta je došlo do povećanja vrednosti napona. Autori su ukazali da je došlo do odvajanja između fotoelastičnog materijala i vrata implanta. Ovo je posledično dovelo do nejednake raspodele opterećenja, kao i smanjene površine preko koje deluje sile, što ukazuje na veći vrednosti napona. Njihov zaključak je da je moguće da dizajn implanta nije toliko bitan koliko sama realna veza između implanta i kosti, kao i funkcionalna adaptacija veze koja nastaje tokom

vremena [51]. Ova ispitivanja je jedino moguće sprovesti klinički s obzirom da je neophodno srastanje implanta i kosti. Ovaj tip istraživanja je i najzahtevniji zbog uloženog vremena i resursa. Drugi autori su imali više uspeha u određivanju prenosa opterećenja različitih nadoknada pomoću eksperimentalnih modela, pri čemu se sama metoda merenja navodi kao nedostatak [114, 115, 145]. Naime, fotoelastična metoda i merne trake poseduju svoja ograničenja u okviru izrade modela, pripreme uzoraka kao i dostupnih rezultate posle merenja. Jedan od zahteva za izradu fotoelastičnih modela je primena birefraktivnih materijala koji poseduju različit indeks prelamanja u zavisnosti od pravca prostiranja svetlosti. Takođe, merenja su više kvalitativnog karaktera. Takođe je zabeleženo i odvajanje fotoelastičnog materijala od uzorka prilikom opterećenja [51].

Radi prevazilaženja navedenih problema, u ovoj doktorskoj disertaciji je ispitavana mogućnost primene korelacije digitalnih slika za merenje pomeranja i deformacija. Prednosti metodu su bezkontaktnost i činjenica da se može uspešno primeniti na bilo koji model bez obzira na vrstu materijala. Ovaj fizički model, kao i modeli numeričkih analiza ne mogu pokazati iste rezultate kao i ispitivanja humanih kliničkih studija, jer ne mogu ispratiti sve granične uslove. S druge strane, ova metodologija je relativno jednostavna, pristupačna i može predstavljati uvod u buduća klinička istraživanja.

Glavna eksperimentalna analiza u okviru ove disertacije je izvršena na tri bloka akrilata sa dentalnim implantima različite geometrije. Pod ovim razlikama se podrazumevaju razlike u prečniku, dužini implanta, kao i njegovom obliku i karakteristikama navoja. Svi uzorci su opterećeni aksijalnom silom, koja predstavlja osnovno opterećenje u toku radnog veka implanta [231]. Maksimalni intenzitet ove sile je iznosio 600 N. U literaturi se može naći da su sile na prirodnoj denticiji kreću i do 2500 N [38, 99, 135], dok se u praksi sreću manje vrednosti sile. Ova vrednost je veoma visoka a u praksi se sreću daleko manje sile [232]. Treba imati i na umu da prirodni zubi i implanti drugačije reaguju na opterećenje, što se posebno može primetiti u vrednostima pomeranja. Vrednosti pomeranja za prirodne zube su veće nego za implante zbog peridontalnog ligamenta koji može vršiti pomeranje i do 100 mikrona [146].

U okviru rezultata pomeranja se može videti da je pomeranje najmanje za uzorak N1, odnosno blok sa implantom NobelSpeadyReplace  $\varnothing 3,5$  mm x 15 mm, zatim uzorak S2, sa implantom Strauman  $\varnothing 4,8$  mm x 12 mm, potom uzorak S1 sa Strauman  $\varnothing 4,1$  mm x 10 mm. Na osnovu ovoga se može zaključiti da je pomeranje svakog uzorka povezano sa njegovom kontaktnom površinom sa okolnim blokom. Kontaktna površina predstavlja jedan od najvažnijih faktora u prenosu opterećenja [233]. U kliničkim ispitivanjima, histološko ispitivanje se smatra najpouzdanijom metodom za merenje kontaktne površine. Sami uzorci se fiksiraju pomoću smole na bazi metakrilata i potom se seku na slojeve debljine 100  $\mu$ m. Zatim se vrši bojenje uzorka, što omogućava bolju vizualizaciju i procenu kontaktne površine [134]. Veća površina preko koje se prenosi sila posledično uzrokuje i manje vrednosti napona u okolini implanta. Kontaktna površina zavisi i od prečnika, pri čemu prečnik implanta S2 poseduje 27 % veći prečnik u odnosu na implant N1, dok je sama dužina manja za samo 25 %.

Uprkos ovoj činjenici, implant N1 ima veću kontaktnu površinu zbog manjeg koraka navoja, pri čemu se u vratnom delu nalazi i mikronavoj. Navoj predstavlja geometrijsku karakteristiku implanta koja najviše utiče na promenu veličine kontaktne površine [22]. Odnosno, sa najmanjom promenom geometrijske karakteristike navoja (korak, dubina navoja i profil) se dobijaju najveće promene vrednosti kontaktna površine. Manja vrednost pomeranja kod uzorka N1 se objašnjava manjim tangencijalnim opterećenjem, koje se usled veće dubine navoja u većoj meri svodi na kompresivno opterećenje. Mikronavoj u vratnom delu implanta povećava kontaktnu površinu implanta još u većoj meri [152]. Krestalni mikronavoj je u praksi prevashodno važan ne samo zbog povećanja površine već i svoje pozicije. S obzirom da se nalazi na vratu implanta on povećava opterećenje na kortikalnu kost i sprečava atrofiju marginalnog dela kosti, što je klinički dokazano [234]. Zanimljivo je da je u studiji sa životinjskim kostima, otkriveno je da kod abatmenata sa nagibom, na vrednost pomeranja u okolini implanata posebno utiču mikronavoji na vratu implanata, odnosno da su pomeranja manja kod implanata sa mikronavojem u odnosu na čisto hrapave implante [222]. U MKE studijama, zabeleženo je da se više od 70 % opterećenja prenosi na

sloj kortikalne kosti [3]. Na prenos opterećenja znatno utiče i relativno velika dužina implanta od 15 mm, koja posebno dolazi do izražaja kod uskih implanata [62].

U okviru Mizesovih rezultata, postoji slična tendencija gradacije rezultata kao u rezultatima pomeranja. Najveće deformacije se mogu uočiti u vratnom delu svih uzoraka, kao što je već objavljeno u literaturi [2, 57, 94]. Ovo sugeriše da je kod uzoraka nastala dobra veza u vratnom delu implanta i gornjeg dela bloka. Najmanje deformacije se mogu primetiti kod uzoraka N1 i S2, koje karakteriše veća kontaktna površina usled kombinacije prečnika, dužine i navoja implanata. U uzorku N1, dolazi do pada vrednosti deformacija koje su karakteristične za vratni region i spuštaju se na vrednost od oko 0,2 % duž skoro cele dužine preseka. Smatra se da veliku ulogu u tome ima i mikronavoj u vratnom delu koji obezbeđuje veću kontaktnu površinu i jaču vezu sa okolnim blokom. Uzorak S2 ima veće vrednosti deformacija u vratnom delu i pokazuje veću neravnomernost vrednosti deformacija duž linije preseka. Sličan trend se može primetiti i za uzorak S1 koji ima sličan trend kao i uzorak S2, sa bitnom razlikom u vrednostima Mizesovih deformacija. Posledica ove razlike su manje dimenzije prečnika i dužine. S obzirom da je debljina uzorka od 9 mm identična za sve implante, to podrazumeva da su implantati sa većim prečnikom bliži površini od interesa. Ovo se pripisuje boljoj raspodeli opterećenja kod implanata sa većim prečnikom što je potvrđeno u više istraživačkih studija [71, 72, 75, 219]. U preliminarnoj studiji je pokazano da razlika u debljini zida bloka akrilata utiče na deformacije na površini od interesa [235]. S obzirom da je prečnik implanta S2 najveći, to ukazuje da je i njegova površina najbliža površini od interesa, pa da posledično na toj regiji treba da se vide i najveće deformacije. Kao što se može videti, rezultati ukazuju drugačije, s obzirom da su deformacije veće na uzorku S1 i uzorku S2. Ovo ukazuje na važnost prečnika implanta, odnosno da sa većim prečnikom dolazi do manjih deformacija i u neposrednoj blizini implanta. Objašnjenje za ovo je veća kontaktna površina koja dolazi sa većim prečnikom i posledično boljim prenosom opterećenja što je u saglasnosti sa većim brojem studija [3, 57, 64, 66, 72, 233] i potvrđuju da je prečnik implanta veoma značajan faktor za manje deformacije u okolini implanta. Zanimljivo je da se prema ovim rezultatima čini da implant u uzorku N1 koji ima znatno manji prečnik, ima manja pomeranja i deformacije na površini od interesa. Ovo se može objasniti uticajem dužine

implanta i manjim korakom navoja, i mikronavojem u vratnom delu implanta. Korak navoja ima veći uticaj na smanjenje napona u odnosu na dužinu [86]. Prema literaturi, dužina implanta ima sekundarni uticaj u odnosu na prečnik navoja, ali treba imati na umu da je ovde opterećenje isključivo aksijalno i da prečnik najviše doprinosi na smanjenje opterećenja prilikom delovanja lateralnih sila. U kombinaciji sa većom gustinom navoja, dužina implanta može imati veći uticaj u ovom slučaju. Sa stanovišta napona, veličina kontaktne površine ima veći značaj nego sama veličina prečnika ili dužine implanta [71, 234]. Što je veća funkcionalna površina, sama vrednost napona je manja, a time i posledične vrednosti deformacija. Iako postoji tendencija da se svaki parametar dizajna analizira posebno, to često nije moguće jer dizajn implanta utiče na deformacije kao celina. Tačnije, kombinacija određenih parametara dizajna može da utiče na prenos opterećenja nekog implanta isto koliko i svaki parametar posebno [90, 92, 230].

### **Ograničenja studije**

Procenjuje se da je površinski kontakt između dentalnog implanta okolne kosti u najboljem slučaju oko 85 % [40, 235] i to kada je u pitanju gusta kompakta, odnosno kost tipa I prema Lekholm i Zarbu [9]. S obzirom na proces ulivanja u okviru metodologije ove disertacije, procenjuje se da je kontaktna površina između implanta i akrilata približno 100 %. Ovo s druge strane omogućava bolju poredivost sa rezultatima numeričkih analiza jer se u većini studija pretpostavlja pun kontakt između implanta i kosti. Ovo može dovesti do drugačijeg rasporeda opterećenja u odnosu na kliničke rezultate.

U okviru rezultata i polja dijagrama dolazi do grešaka u toku merenja, odnosno šuma koji se pojavljuje na regiji od interesa. Ove greške su predstavljene kao zone sa crvenom bojom, što označava da su to regije sa visokim vrednostima deformacija iako nema drugog osnova za to. Sila koja deluje na zube je uglavnom u opsegu od 390 N do 880 N [232], dok su implantati opterećeni sa silom u opsegu od 45 N do 255 N [239]. Potrebno je napomenuti da vrednost sile u okviru ove disertacije nije izabrana da bi odgovarala fiziološkim uslovima, već da bi naglasila deformacije na površini od interesa koje nastaju pri opterećenju. Debljina uzorka bloka od 9 mm je izabrana jer odgovara debljini alveolarne kosti [111], a sa druge strane je



dovoljno mala dimenzija da bi razlike u pomeranjima i Mizesovima deformacijama na površini od interesa bile vidljivije. Vrednosti deformacije koje su dobijene u okviru ovih analiza su često izvan AW i MOW (veće od 0,3 %) opsega deformacija za kost, koje su definisane u hipotezi mehanostata, i dosežu vrednosti i preko 0,9 %. Ovaj nivo deformacija, koji je tri puta veći od granice patološkog preopterećenja, bi doveo do gubitka koštane mase, i uklanjanja dentalnog implanta. Razlog zbog koje nastaju ovako visoke vrednosti deformacija je i intenzitet sile koji je duplo veći nego što je to inače slučaj sa dentalnim implantima, kao što je već napomenuto.

Cilj ove studije je uspostavljanje i primena novog eksperimentalnog modela, kao i metodologije za određivanja uticaja geometrijskih karakteristika dentalnih implanata na deformacije koje nastaju u njegovoj okolini usled primene aksijalne sile. Pomoću ovog modela je pokazano da se na površini od interesa mogu uočiti šabloni i vrednosti pomeranja i deformacija u zavisnosti od geometrije implanata. S obzirom na relativnu jednostavnost primene, ona se može primeniti na širok spektar različitih dentalnih implanata, i na standardan i uporediv način ukazati na geometrijske prednosti odnosno nedostatke dentalnih implanata. Sve ovo doprinosi boljem uvidu u dizajn implanta sa inženjerskog i biomehaničkog stanovišta.

### **Pravci daljeg istraživanja**

Vrednosti sila i momenti koje deluju na dentalne implante se mogu značajno razlikovati u zavisnosti od pacijenta, kao i pozicije na kojoj se implant nalazi. Pravci delovanja opterećenja mogu biti raznovrsni. U dalja istraživanja treba uključiti i različite pravce delovanja sila, odnosno primeniti sile pod uglom. Na realnost situacije takođe mogu uticati i zubne nadoknade kao što su krunice. Uključivanje različite nadogradnje, kao što su krunice, može doprineti realnijem prenosu opterećenja. Ispitivanje deformacija u okolini više uzastopnih implanata u istom bloku bi takođe moglo da utiče na različit šablon ponašanja, tako da bi bilo poželjno uključiti i ove faktore u dalja istraživanja radi dobijanja realnijih rezultata. Dodatno, primena različitih materijala koji bi simulirali kortikalnu i sponđerastu kost, s obzirom na

njihove prirodno različite mehaničke karakteristike, bi dovelo do unapređenja kvantitativne primenljivosti eksperimentalnog modela.

## 9. Zaključak

U okviru ove studije, izvršen je razvoj eksperimentalnog modela na bazi dentalnih implanata različitih geometrijskih karakteristika i bloka od poli(metil metakrilata). Razvijena je procedura za izradu kalupa pomoću metode trodimenzionalne štampe kao i procedura ulivanja akrilata u cilju dobijanja homogene strukture modela. Sprovedena su eksperimentalna merenja primenom korelacije digitalnih slika na blokovima akrilata sa različitim tipovima dentalnih implanata prilikom delovanja aksijalnom silom.

U okviru doktorske disertacije i zadataka koji su postavljeni pred nju, i na osnovu rezultata koji su dobijeni u toku ove studije, ispunjeni su sledeće zadaci:

- Predstavljen je prikaz dosadašnjeg naučnog rada u oblasti tematike istraživanja ove doktorske disertacije. Tematika istraživanja je ispitivanje uticaja geometrijskih karakteristika dentalnih implanata na prenos opterećenja pod opterećenjem aksijalne sile. Dat je pregled eksperimentalnih metoda koje su primenjivane za rešavanje problema u srodnim istraživanjima.
- Napravljen je pregled eksperimentalnih modela koji su primenjivani u sličnim istraživanjima. Prikazan je razvoj idejnog rešenja eksperimentalnih modela koji su korišćeni u okviru istraživanja ove disertacije. Prikazan je i razvoj izrade kalupa za izradu eksperimentalnog modela i procesa njegove izrade.
- Izrađeni su fizički modeli kalupa pomoću metode trodimenzionalne štampe. Ovi kalupi su potom primenjeni za izradu uzoraka od poli(metil metakrilata) i implanta različitih geometrijskih karakteristika.
- Ispitan je uticaj pravih i nagnutih abatmenata na deformacije u okolini dentalnih implanata, odnosno na površini od interesa.
- Izvršena je eksperimentalna analiza uticaja dentalnih implanata različite geometrije na deformacije i pomeranja na površini od interesa, prilikom delovanja aksijalnog opterećenja.
- Razvijeni su odgovarajući 3D CAD i numerički modeli. Izvršena je verifikacija numeričkog modela.

- Primenjen je numerički model za određivanje uticaja nagiba dentalnih implanata na prenos opterećenja prilikom delovanja aksijalnom silom.
- Primenjen je numerički model na određivanje uticaja prečnika dentalnog implanta
- Primenjen je numerički model sa savijanjem u tri tačke, za određivanje uticaja prečnika i dužine implanata na prenos opterećenja.
- Primenjen je numerički model za određivanje karakteristika prenosa opterećenja tri različita dentalna implanta po uzoru na eksperimentalnu studiju.
- Uspostavljene su funkcionalne zavisnosti eksperimentalnih modela.

#### Zaključak:

- U okviru istraživanja je prikazano da se modeli od poli(metil metakrilata) mogu uspešno primenjivati za ispitivanje uticaja geometrijskih karakteristika dentalnih implanata na prenos opterećenja prilikom delovanja aksijalne sile.
- Eksperimentalni model se pokazao odgovarajućim za ispitivanje uticaja ugla nagiba abatmenta na prenos opterećenja na okolnu strukturu, prilikom delovanja aksijalne sile.
- Povećanje ugla nagiba abatmenta utiče na pojavu povećanih vrednosti Mizesovih deformacija na površini od interesa, prilikom delovanja aksijalnom silom.
- Povećanje ugla nagiba dentalnog implanta dovodi do povećanih vrednosti Mizesovih deformacija u vratnom delu implanta, kao i u predelu apeksa implanta.
- Korelacija digitalnih slika predstavlja optimalnu metodu za merenje pomeranja i Mizesovih deformacija.
- Povećanje prečnika i dužine implanta utiče na smanjenje vrednosti deformacija na kontaktnoj površini i na površini od interesa.
- Uticaj dužine implanta i koraka navoja je važniji faktor sa aspekta prenosa opterećenja u odnosu na prečnik implanta, prilikom delovanja aksijalne sile. Uticaj koraka navoja se najviše ogleda u vidu promene kontaktne površine. S obzirom da gotovo svaki geometrijski parametar utiče na promenu kontaktne površine dentalnog implanta, dolazi se do zaključka da je pored uticaja pojedinačnih karakteristika veoma važan i njihov kombinovani uticaj.

- Kontaktna površina ima veliki uticaj kako na smanjenje vrednosti pomeranja tako i na smanjenje Mizesovih deformacija, prilikom delovanja aksijalnom silom.
- Blok od PMMA zadovoljavajuće predstavlja karakteristike kosti prilikom ispitivanja prenosa opterećenja dentalnih implanata tokom uticaja aksijalne sile

Ostvareni naučni doprinos obuhvata sledeće:

- 1) Predstavljena je nova metodologija izrade kalupa za izlivanje blokova sa dentalnim implantima.
- 2) Predstavljena je metodologija pozicioniranja uzoraka i merenja metodom korelacije digitalnih slika.
- 3) Ispitan je uticaj ugla nagiba abatmenta na prenos opterećenja pomoću akrilatnog modela i metode korelacije digitalnih slika.
- 4) Ispitan je uticaj nagiba implanta na prenos opterećenja pomoću verifikovanog numeričkog modela.
- 5) Ispitan je uticaj veličine prečnika i dužine implanta na prenos opterećenja.
- 6) Predstavljene su funkcionalne zavisnosti Mizesovih deformacija u zavisnosti od dužine dentalnih implanata i visine akrilatnog modela na površini od interesa.
- 7) Predstavljene su funkcionalne zavisnosti vrednosti vertikalnih pomeranja u zavisnosti od dužine dentalnih implanta i visine akrilatnog modela, na površini od interesa.
- 8) Predstavljena je nova metoda za ispitivanje uticaja makrodizajna, odnosno geometrije dentalnih implanata na okolone deformacije i pomeranja duž visine bloka.

## 10. Literatura

1. Albrektsson T., Zarb G., Worthington P., Eriksson A.R., The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1(1):11–25.
2. Esposito M., Murray-Curtis L., Grusovin M.G., Coulthard P., Worthington H. V., Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev*. 2014;(4):CD003815.
3. Curtis R. V., Watson T.F., Dental biomaterials Imaging, testing and modelling [Internet]. Vol. XXXIII. 2012. 81-87 p. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15003161><http://cid.oxfordjournals.org/lookup/doi/10.1093/cid/cir991><http://www.scielo.cl/pdf/udecada/v15n26/art06.pdf><http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84861150233&partnerID=tZOtx3y1>
4. Shetty M., Prasad K.D., Hetty N.H.G., Jaiman R., Implant abutment connection: Biomechanical perspectives. *Nitte Univ J Heal Sci* [Internet]. 2014;4(2):47–53. Available from: <http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L373546526><http://192.167.125.34:9003/unifi?sid=EMBASE&issn=22497110&id=doi:&atitle=Implant+abutment+connection:+Biomechanical+perspectives&style=Nitte+Univ.+J.+Health+Sci.&title>
5. Branemark P.I., Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J Plast Reconstr Surg* [Internet]. 1977 [cited 2015 Apr 27];16:1–132. Available from: <http://ci.nii.ac.jp/naid/10020444426/en/>
6. Elements of dental implant systems: [Internet]. Available from: <http://padentalwellness.com/wp-content/uploads/2016/08/how-dental-implants-work.jpg>

7. Esposito M., Murray-Curtis L., Grusovin M.G., Coulthard P., Worthington H. V., Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev.* 2007;(4):CD003815.
8. Duyck J., Naert I.E., Van Oosterwyck H., Van der Sloten J., De Cooman M., Lievens S., et al., Biomechanics of oral implants: a review of the literature. *Technol Health Care.* 1997;5(4):253–73.
9. Lekholm U., Zarb G., Patient selection and preparation. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (eds) *Tissue Integr Prostheses* Quintessence, Chicago. 1985;199–209.
10. Gaviria L., Salcido J.P., Guda T., Ong J.L., Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2014;40(2):50–60. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4028797&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
11. Goutam M., Chandu G.S., Mishra S.K., Singh M., Tomar B.S., Factors affecting Osseointegration : A Literature Review. *J Orofac Res.* 2013;3(September):197–201.
12. Cochran D.L., State of the Art Review A Comparison of Endosseous Dental Implant Surfaces \* State of the Art Review. *J Periodontol.* 1999;70 No.12(December):1523–39.
13. Elias C.N., Fernandes D.J., Resende C.R.S., Roestel J., Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants. *Dent Mater* [Internet]. 2014 Nov [cited 2014 Nov 18];1–13. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564114006356>
14. Elements of dental implants systems 2 [Internet]. Available from: <http://www.cortex-dental.com/CortexDental/UploadFiles/pgallery/BCSC-1033.jpg>
15. Hobkirk., *Introducing Dental Implants.*
16. Boggan R.S., Strong J.T., Misch C.E., Bidez M.W., Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. 1999;82(4).

17. Binon P.P., EVALUATION OF THREE SLIP FIT HEXAGONAL IMPLANTS. *Implant Dent* [Internet]. 1996;5(4). Available from: [http://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/1996/00540/EVALUATION\\_OF\\_THREE\\_SLIP\\_FIT\\_HEXAGONAL\\_IMPLANTS\\_2.aspx](http://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/1996/00540/EVALUATION_OF_THREE_SLIP_FIT_HEXAGONAL_IMPLANTS_2.aspx)
18. Faegh, S., Chou, H. Y., Müftü S., Load Transfer Along the Bone-Implant Interface and Its Effects on Bone Maintenance. *J Biomech*. 2010;1761–70.
19. Reilly, D. T., Burstein A.H., The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* [Internet]. 1975 Jan;8(6):393–405. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1206042>
20. Misch C.E., *Dental Implant Prosthetics*. 2nd ed. Elsevier M; 2015. 1001 p.
21. Misch C.E., *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis, Mo, USA: Mosby; 1993.
22. Strong J.T., Misch C.E., Bidez M.W., Nalluri P., Functional surface area: thread-form parameter optimization for implant body design. *Compend Contin Educ Dent*. 1998;19(3):4–9.
23. Alkan I., Sertgöz A., Ekici B., Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2004 Apr;91(4):319–25. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15116032>
24. Hekimoglu C., Anil N., Cehreli M.C., Analysis of strain around endosseous dental implants opposing natural teeth or implants. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2004 Nov;92(5):441–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15523333>
25. Siegele D., Soltesz U., Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(4):333–40.
26. Ali B., Chuikh O.E.B., Meddah M.H., Merdji A., Bouiadjra B. A. B., Effects of overloading in mastication on the mechanical behaviour of dental implants. *Mater Des* [Internet]. 2013 May [cited 2014 Oct 7];47:210–7. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0261306912008400>



27. Elias C.N., Factors Affecting the Success of Dental Implants. *Implant Dent - A rapidly Evol Pract.* 2011;
28. Lavernia C.J., Cook S.D., Weinstein A.M., Klawitter J.J., An analysis of stresses in a dental implant system. *J Biomech.* 1981;14(8):555–60.
29. Lee J.-H., Frias V., Lee K.-W., Wright R.F., Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2005 Oct;94(4):377–81. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16198176>
30. Jaffin R.A., Berman C.L., The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol.* 1991 Jan;62(1):2–4.
31. Misch C.E., Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *Int J Oral Implantol.* 1990;6(2):23–31.
32. Norton M.R., Gamble C., Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res.* 2001 Feb;12(1):79–84.
33. Glišić M. V., Analiza distribucije opterećenja kod primene rezilijentnih abatmenata i njihovih uticaj na implantantno-protetsku terapiju: doktorska disertacija. Beogr Stomatol Fak. 2016;
34. Rho J.Y., Kuhn-Spearing L., Zioupos P., Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Med Eng Phys* [Internet]. 1998 Mar;20(2):92–102. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21885114>
35. Lin C.-L., Kuo Y.-C., Lin T.-S., Effects of Dental Implant Length and Bone Quality on Biomechanical Responses in Bone Around Implants: a 3-D Non-Linear Finite Element Analysis. *Biomed Eng Appl Basis Commun.* 2005;17(01):44–9.
36. Kang N., Wu Y.-Y., Gong P., Yue L., Ou G.-M., A study of force distribution of loading stresses on implant-bone interface on short implant length using 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* [Internet]. 2014 Nov [cited 2014 Dec 23];118(5):519–23. Available from:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25220781>

37. Baggi L., Cappelloni I., Di Girolamo M., Maceri F., Vairo G., The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2008 Dec [cited 2014 Apr 30];100(6):422–31. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19033026>
38. Meijer H.J., Starmans F.J., Steen W.H., Bosman F., A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int J Prosthodont* [Internet]. 1994;7(3):271–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7916894>
39. Mohammed Ibrahim M., Thulasingham C., Nasser K.S.G.A., Balaji V., Rajakumar M., Rupkumar P., Evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: A finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2011;11(3):165–71.
40. Quaresma S.E.T., Cury P.R., Sendyk W.R., Sendyk C., A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol* [Internet]. 2008;34(1):1–6. Available from: [http://www.joionline.org/doi/10.1563/1548-1336\(2008\)34\[1:AFEAOT\]2.0.CO;2?url\\_ver=Z39.88-2003&rfr\\_id=ori:rid:crossref.org&rfr\\_dat=cr\\_pub=pubmed](http://www.joionline.org/doi/10.1563/1548-1336(2008)34[1:AFEAOT]2.0.CO;2?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub=pubmed)
41. Tanasić I., Tihaček-Šojić L., Mitrović N., Milić-Lemić A., Vukadinović M., Marković A., et al., An attempt to create a standardized (reference) model for experimental investigations on implant's sample. *Measurement* [Internet]. 2015;72:37–42. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0263224115002420>
42. Pilliar R.M., Deporter D. a., Watson P. a., Valiquette N., Dental implant design--effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res.* 1991;25(4):467–83.

43. Bozkaya D., Müftü S., Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech.* 2003;36(11):1649–58.
44. Brunski J.B., In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res.* 1999;13:99–119.
45. Mahajan A., Kadam K.N., The Influence of Mechanical Loads on the Biomechanics of Dental Implant. *Int J Sci Res.* 2014;3(11):1085–90.
46. Sahin S., Cehreli M.C., Yalçın E., The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent [Internet].* 2002;30(7–8):271–82. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12554107>
47. Watanabe F., Hata Y., Komatsu S., Ramos T.C., Fukuda H., Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology.* 2003;91(1):31–6.
48. O’Mahony A.M., Williams J.L., Katz J.O., Spencer P., Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res [Internet].* 2000 Oct;11(5):415–21. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11168233>
49. Goodacre C.J., Bernal G., Rungcharassaeng K., Kan J.Y.K., Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent [Internet].* 2003 Feb 21;90(2):121–32. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(03\)00212-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(03)00212-9)
50. Dincer B., Muftu S., Muftu A., Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Oral Implantol.* 2004;92(December):523–30.
51. Cehreli M., Duyck J., De Cooman M., Puers R., Naert I., Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(2):249–57.

52. Misch C.E., Contemporary Implant Dentistry. *Implant Dent* [Internet]. 1999;8(1). Available from: [http://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/1999/01000/Contemporary\\_Implant\\_Dentistry\\_.12.aspx](http://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/1999/01000/Contemporary_Implant_Dentistry_.12.aspx)
53. Jianping Geng, Weiqi Yan W.X., Application of the finite element method in implant dentistry. 2008.
54. Elias C.N., Factors Affecting the Success of Dental Implants. In: Turkyilmaz I, editor. *Implant Dentistry - A rapidly evolving practice*. Rijeka, Croatia: InTech; 2011. p. 319–64.
55. Schenk R.K., Buser D., Osseointegration: a reality. *Periodontol 2000*. 1998;17:22–35.
56. Schwarz M.S., Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11 Suppl 1:156–8.
57. Holmgren E.P., Seckinger R.J., Kilgren L.M., Mante F., Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*. 1998;24(2):80–8.
58. Mailath G., Stoiber B., Watzek G., Matejka M., [Bone resorption at the entry of osseointegrated implants--a biomechanical phenomenon. Finite element study]. *Z Stomatol* [Internet]. 1989;86(4):207–16. Available from: <http://europepmc.org/abstract/MED/2638071>
59. Rieger M.R., Fareed, K., Adams, W.K., Tanquist R.A., Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989;61(2):223–8.
60. Kong L., Sun Y., Hu K., Liu Y., Li D., Qiu Z., et al., Selections of the cylinder implant neck taper and implant end fillet for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *J Biomech*. 2008;41(5):1124–30.
61. Shi L., Li H., Fok A.S.L., Ucer C., Devlin H., Horner K., Shape optimization of dental

- implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(6):911–20.
62. Petrie C.S., Williams J.L., Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest - A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(4):486–94.
63. Faegh S., Load transfer along the bone-dental implant interface. *Statew Agric L*. 2010;1:1–18.
64. Vaillancourt H., Pilliar R.M., McCammond D., Finite element analysis of crestal bone loss around porous-coated dental implants. *J Appl Biomater*. 1995;6(4):267–82.
65. Lin S., Shi S., LeGeros R.Z., LeGeros J.P., Three-Dimensional Finite Element Analyses of Four Designs of a High-Strength Silicon Nitride Implant. *Implant Dent* [Internet]. 2000;9(1). Available from: [http://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/2000/09010/Three\\_Dimensional\\_Finite\\_Element\\_Analyses\\_of\\_Four.10.aspx](http://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/2000/09010/Three_Dimensional_Finite_Element_Analyses_of_Four.10.aspx)
66. Ricketts R.M., The biologic significance of the divine proportion and Fibonacci series. *Am J Orthod*. 1982;81(5):351–70.
67. Rieger M.R., Adams W.K., Kinzel G.L., A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1990 Oct 11;63(4):457–65. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913\(90\)90238-8](http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(90)90238-8)
68. Misch C.E., *Dental implant prosthetics*. 2005. 993 p.
69. Bidez M.W., Misch C.E., Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol*. 1992;18(3):264–74.
70. Ding X., Zhu X.H., Liao S.H., Zhang X.H., Chen H., Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*. 2009;18(5):393–402.
71. Guan H., van Staden R., Loo Y.-C., Johnson N., Ivanovski S., Meredith N., Influence

- of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(5):866–76.
72. Himmlova L., Dosta 'lova ' T., Ka 'covsky ', A., Konvic'kova ' S., Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent* [Internet]. 2004 Feb;30(1):89–95. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20224835>
  73. Iplikçiođlu H., Akça K., Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* [Internet]. 2002 Jan;30(1):41–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11741734>
  74. Saluja B., Alam M., Ravindranath T., Mubeen a., Adya N., Bhardwaj J., et al., Effect of length and diameter on stress distribution pattern of INDIDENT dental implants by finite element analysis. *J Dent Implant*. 2012;2(1):19.
  75. Qian L., Todo M., Matsushita Y., Koyano K., Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(5):877–86.
  76. Yacoub N., Ismail Y.H., Mao J.J., Transmission of bone strain in the craniofacial bones of edentulous human skulls upon dental implant loading. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2002 Aug;88(2):192–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12397247>
  77. Ivanoff C.J., Sennerby L., Johansson C., Rangert B., Lekholm U., Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1997;26(2):141–8.
  78. Huang H.L., Hsu J.T., Fuh L.J., Lin D.J., Chen M.Y.C., Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant. *Comput Biol Med* [Internet]. 2010;40(5):525–32. Available from:

<http://dx.doi.org/10.1016/j.combiomed.2010.03.008>

79. Langer B., Langer L., Herrmann I., Jorneus L., The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(4):400–8.
80. Mahon J.M., Norling B.K., Phoenix R.D., Effect of Varying Fixture Width on Stress and Strain Distribution Associated With an Implant Stack System. *Implant Dent* [Internet]. 2000;9(4). Available from: [http://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/2000/09040/Effect\\_of\\_Varying\\_Fixture\\_Width\\_on\\_Stress\\_and.6.aspx](http://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/2000/09040/Effect_of_Varying_Fixture_Width_on_Stress_and.6.aspx)
81. Matsushita Y., Kitoh M., Mizuta K., Ikeda H., Suetsugu T., Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol*. 1990;16(1):6–11.
82. Griffin T.J., Cheung W.S., The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: A retrospective investigation. *J Prosthet Dent*. 2004;92(2):139–44.
83. del Valle V., Faulkner G., Wolfaardt J., Craniofacial osseointegrated implant-induced strain distribution: a numerical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(2):200–10.
84. Pierrisnard L., Renouard F., Renault P., Barquins M., Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet]. 2003 Jan;5(4):254–62. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15127996>
85. Morita Y., Qian L., Todo M., Matsushita Y., Arakawa K., Strain Distribution around Dental Implants in Cortical / Cancellous Bone Models using DIC Method. 2009;(Dic):1–6.
86. Chun H.-J., Cheong S.-Y., Han J.-H., Heo S.-J., Chung J.-P., Rhyu I.-C., et al.,

- Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002;29(6):565–74.
87. Meijer, H., Bosman F., Kuiper J.H., Stress distribution around dental implants: Influence of supestructure,length of implants,and height of mandible. 1992;69(1):96–102.
  88. Lum L.B., Osier J.F., Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J Oral Implantol* [Internet]. 1992;18(4):343–8. Available from: <http://europepmc.org/abstract/MED/1298816>
  89. Lum L.B., A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol.* 1991;17(2):126–31.
  90. Misch C.E., Bidez M.W., A scientific rationale for dental implant design. In: *Contemporary Implant Dentistry.* 2nd editio. St. Louis, Mo, USA: Mosby; 1999. p. 329–43.
  91. Misch C.E., Short versus long implant concepts - functional surface area. *Oral Health.* 1999;(89):13–21.
  92. Skalak R., Stress transfer at the implant interface. *J Oral Implantol.* 1988;13(4):581–93.
  93. Pilliar R.M., Deporter D.A., Watson P.A., Valiquette N., Dental implant design--effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res.* 1991 Apr;25(4):467–83.
  94. Jian-Ping Geng, BDS, MSD, Keson B. C. Tan, BDS (Hons), MSD, and Gui-Rong Liu P., Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6).
  95. Ryu H.-S., Namgung C., Lee J.-H., Lim Y.-J., The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review. *J Adv Prosthodont* [Internet]. 2014;6(6):547–54. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4279055&tool=pmcentre>



z&rendertype=abstract

96. Roberts W.E., Smith R.K., Zilberman Y., Mozsary P.G., Smith R.S., Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod.* 1984;86(2):95–111.
97. Elements of dental implants systems 3 [Internet]. Available from: <http://glidewell dental.com/wp-content/uploads/2015/02/im0104-rd-implant-thread-02.jpg>
98. Elements of dental implant systems 4 [Internet]. Available from: [http://osseosource.com/dental-implants/images/products/leader/leader\\_cyl\\_int\\_pol\\_2.jpg](http://osseosource.com/dental-implants/images/products/leader/leader_cyl_int_pol_2.jpg)
99. Hansson S., Werke M., The implant thread as a retention element in cortical bone: The effect of thread size and thread profile: A finite element study. *J Biomech.* 2003;36(9):1247–58.
100. Steigenga J.T., al-Shammari K.F., Nociti F.H., Misch C.E., Wang H.L., Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent.* 2003;12(4):306–17.
101. Ao J., Li T., Liu Y., Ding Y., Wu G., Hu K., et al., Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: A finite element analysis. *Comput Biol Med* [Internet]. 2010;40(8):681–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.compbimed.2009.10.007>
102. Patra A.K., DePaolo J.M., D’Souza K.S., DeTolla D., Meenaghan M.A., Guidelines for Analysis and Redesign of Dental Implants. *Implant Dent.* 1998;7(4):355–68.
103. Kim W.-T., Cha Y.-D., Oh S.-J., Park S.-S., Kim H.-W., THE THREE DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS ACCORDING TO IMPLANT THREAD DESIGN UNDER THE AXIAL LOAD. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2001 Apr;27(2):111–7.

104. Mosavar A., Ziaei A., Kadkhodaei M., The effect of implant thread design on stress distribution in anisotropic bone with different osseointegration conditions: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(6).
105. Wiskott H.W., Belser U.C., Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. Vol. 10, *Clinical oral implants research*. 1999. p. 429–44.
106. Zhang G., Yuan H., Chen X., Wang W., Chen J., Liang J., et al., A three-dimensional finite element study on the biomechanical simulation of various structured dental implants and their surrounding bone tissues. *Int J Dent*. 2016;2016.
107. Sallam H., Kheiralla L.S., Aldawakly A., Microstrains around standard and mini implants supporting different bridge designs. *J Oral Implantol*. 2012;38(3):221–9.
108. Cavallaro J., Greenstein G., Angled Implant Abutments. *J Am Dent Assoc* [Internet]. 2011;142(2):150–8. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S000281771461494X>
109. Payer M., Kirmeier R., Jakse N., Pertl C., Wegscheider W., Lorenzoni M., Surgical factors influencing mesiodistal implant angulation. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(3):265–70.
110. Markarian R.A., Ueda C., Stress Distribution after Installation of Fixed Frameworks with Marginal Gaps over Angled and Parallel Implants : A Photoelastic Analysis. *J Prosthodont*. 2007;16(2):117–22.
111. Tian K., Chen J., Han L., Yang J., Huang W., Wu D., Angled abutments result in increased or decreased stress on surrounding bone of single-unit dental implants: a finite element analysis. *Med Eng Phys* [Internet]. 2012 Dec [cited 2014 Apr 5];34(10):1526–31. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23122601>
112. John A. Hobkirk, BDS, PhD, Dr Med, a and Thomas K. Havthoulas, DDS Ms., The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on

- detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *J Prosthet Dent*. 1998;80(2):169–74.
113. Brosh T., Pilo R., Sudai D., The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1998 Mar;79(3):328–34. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9553888>
114. Frost H.M., Bone “mass” and the “mechanostat”: a proposal. *Anat Rec*. 1987;219(1):1–9.
115. Hasan I., Heinemann F., Bourauel C., The relationship of bone resorption around dental implants to abutment design: a preliminary 1-year clinical study. *Int J Prosthodont*. 2011;24(5):457–9.
116. Bahuguna R., Anand B., Kumar D., Aeran H., Anand V., Gulati M., Evaluation of stress patterns in bone around dental implant for different abutment angulations under axial and oblique loading: A finite element analysis. *Natl J Maxillofac Surg* [Internet]. 2013;4(1):46–51. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3800384&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
117. Tioosi R., Lin L., Conrad H.J., Rodrigues R.C.S., Heo Y.C., de Mattos M.D.G.C., et al., Digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2012 Jan [cited 2013 Nov 30];56(1):25–31. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21684233>
118. Tioosi R., de Torres E.M., Rodrigues R.C.S., Conrad H.J., de Mattos M.D.G.C., Fok A.S.L., et al., Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2014 Jan 23 [cited 2014 Jul 10]; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24461947>

119. Morita Y., Matsushita Y., Todo M., Koyano K., Deformation measurement of bone model with a dental implant by DIC. *Int Work Nano, Bio Amorph Mater.* 2010;21–2.
120. Grédiac M., Hild F., Pineau A., Pineau A., Full-Field Measurements and Identification in Solid Mechanics. *Full-Field Measurements and Identification in Solid Mechanics.* 2012.
121. Shahar R., Weiner S., Insights into whole bone and tooth function using optical metrology. *J Mater Sci.* 2007;42(21):8919–33.
122. Ghosh R., Gupta S., Dickinson A., Browne M., Experimental validation of finite element models of intact and implanted composite hemipelvises using digital image correlation. *J Biomech Eng [Internet].* 2012 Aug [cited 2013 Dec 2];134(8):081003. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22938356>
123. Guichet D.L., Yoshinobu D., Caputo A.A., Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2000;87(5).
124. Celik G., Uludag B., Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent.* 2007;97(4):229–35.
125. Asundi A., Kishen A., A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Arch Oral Biol.* 2000;45(7):543–50.
126. Riley W.F., Dally W.J., *Experimental stress analysis.* London: McGraw-Hill Pub. Co; 1991.
127. Eser A., Akca K., Eckert S., Cehreli M., Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants [Internet].* 2009 [cited 2013 Nov 28];439–46. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19587865>
128. Qian L., Todo M., Morita Y., Matsushita Y., Koyano K., Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dent Mater.*

2009;25(10):1285–92.

129. Yasuyuki Morita, Mitsugu Todo, Yasuyuki Matsushita and K.K., Deformation Distribution Analysis of Alveolar Bone Model in the Vicinity of a Dental Implant Using a Digital Image Correlation Method. 2011. 153-155 p.
130. Markwardt J., Weber T., Modler N., Sembdner P., Lesche R., Schulz M.C., et al., One vs. two piece customized implants to reconstruct mandibular continuity defects: A preliminary study in pig cadavers. *J Craniomaxillofac Surg* [Internet]. 2014 Sep [cited 2014 Aug 26];42(6):790–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24342731>
131. Tanasic I., Sojic Lj. T.-., Milic Lemic A., Strain Behavior in the Restored Edentulous Mandible Bone. *J Bioeng Biomed Sci* [Internet]. 2012;1(2):2–5. Available from: <http://www.omicsonline.org/2155-9538/2155-9538-2-107.digital/2155-9538-2-107.html>
132. Sojic L.T., Milic Lemic A., Tanasic I., Mitrovic N., Milosevic M., Petrovic A., Compressive strains and displacement in a partially dentate lower jaw rehabilitated with two different treatment modalities. *Gerodontology* [Internet]. 2012;29(2):e851-7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22004157>
133. Albrektsson, T., Sennerby, L., Wennerberg A., State of the art of oral implants. *Periodontol 2000*. 2008;47:15–26.
134. Mathieu V., Vayron R., Richard G., Lambert G., Naili S., Meningaud J., et al., Biomechanical determinants of the stability of dental implants : Influence of the bone – implant interface properties. *J Biomech*. 2014;47:3–13.
135. Wolff J., Narra N., Antalainen A.-K., Valášek J., Kaiser J., Sándor G.K., et al., Finite element analysis of bone loss around failing implants. *Mater Des* [Internet]. 2014 Sep [cited 2014 May 30];61:177–84. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0261306914003550>

136. Merdji A., Bachir Bouiadjra B., Ould Chikh B., Mootanah R., Aminallah L., Serier B., et al., Stress distribution in dental prosthesis under an occlusal combined dynamic loading. *Mater Des* [Internet]. 2012;36:705–13. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.matdes.2011.12.006>
137. Hadi S.A., Ashfaq N., Bey A., Khan S., Biological factors responsible for failure of osseointegration in oral implants. *Biol Med*. 2011;3(2 SPECIALISSUE):164–70.
138. Brunski J.B., Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 1988 Jan;3(2):85–97. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3075195>
139. Adell R., Lekholm U., Rockler B., Brånemark P.-I., A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* [Internet]. 1981 Jan [cited 2014 Feb 2];10(6):387–416. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0300978581800774>
140. Brunski J.B., Biomechanical Factors Affecting the Bone-Dental Implant Interface. 1992;10:153–201.
141. Winter W., Klein D., Karl M., Micromotion of Dental Implants: Basic Mechanical Considerations. *J Med Eng* [Internet]. 2013;2013:1–9. Available from: <http://www.hindawi.com/journals/jme/2013/265412/>
142. Wolff J., *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: Hirschwald; 1892.
143. Frost H.M., A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthod*. 2004;74(1):3–15.
144. Frost H.M., Perspectives: Bone's mechanical usage windows. *Bone Miner*. 1992;19(3):257–71.
145. Roberts W.E., Huja S.S., Bone physiology, metabolism, and biomechanics in orthodontic practice. *Orthod Curr Princ Tech*. 2016;50:99.

146. Marcián P., Borák L., Valášek J., Kaiser J., Florian Z., Wolff J., Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone – a feasibility study. *J Biomech* [Internet]. 2014 Oct [cited 2014 Nov 18]; Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929014005405>
147. Citarella R., Armentani E., Caputo F., Lepore M., Stress Analysis of an Endosseous Dental Implant by BEM and FEM. *Open Mech Eng J*. 2012;115–24.
148. Sammartino G., Marenzi G., Citarella R., Ciccarelli R., Wang H.-L., Analysis of the Occlusal Stress Transmitted to the Inferior Alveolar Nerve by an Osseointegrated Threaded Fixture. *J Periodontol* [Internet]. 2008;79(9):1735–44. Available from: <http://www.joponline.org/doi/10.1902/jop.2008.080030>
149. Franciosa P., Martorelli M., Stress-based performance comparison of dental implants by finite element analysis. *Int J Interact Des Manuf*. 2012;6(2):123–9.
150. Ausiello P., Franciosa P., Martorelli M., Watts D.C., Effects of thread features in osseointegrated titanium implants using a statistics-based finite element method. *Dent Mater* [Internet]. 2012;28(8):919–27. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2012.04.035>
151. Gultekin B.A., Gultekin P., Yalcin S., Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry. 2012;
152. Abuhussein H., Pagni G., Rebaudi A., Wang H.-L., The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Feb;21(2):129–36.
153. McCracken M., Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *J Prosthodont* [Internet]. 1999;8(1):40–3. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10356553>
154. Wataha J.C., Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil* [Internet]. 1996;23(2):79–90. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8850057> <http://doi.wiley.com/10.1111/j>

1365-2842.1996.tb01214.x%5Cn<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8850057>

155. Oldani C., Dominguez A., Titanium as a Biomaterial for Implants. *Recent Adv Arthroplast* [Internet]. 2012;149–62. Available from: [http://www.intechopen.com/books/recent-advances-in-arthroplasty/titanium-as-a-biomaterial-for-implants%5Cnhttp://www.intechopen.com/source/pdfs/26862/InTech-Titanium\\_as\\_a\\_biomaterial\\_for\\_implants.pdf](http://www.intechopen.com/books/recent-advances-in-arthroplasty/titanium-as-a-biomaterial-for-implants%5Cnhttp://www.intechopen.com/source/pdfs/26862/InTech-Titanium_as_a_biomaterial_for_implants.pdf)
156. Bothe R.T., Beaton L.E., Davenport H.A., Reaction of bone to multiple metallic implants. *Surg Gynecol Obs.* 1940;71(6):598–602.
157. Williams D.F., On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials.* 2008;29(20):2941–53.
158. Bombač D., Brojan M., Fajfar P., Kosel F., Turk R., Review of materials in medical applications Pregled materialov v medicinskih aplikacijah. *RMZ – Mater Geoenvironment.* 2007;54(54):471–99.
159. Luckey H.A., Kubli F., Devices. A.C.F.-4 on M. and S.M. and., Alloys. A.C.B.-10 on R. and R.M. and., Titanium alloys in surgical implants : a symposium. In Philadelphia, Pa. (1916 Race St., Philadelphia 19103): American Society for Testing and Materials; 1983.
160. Davies J.E., *The bone-biomaterial interface.* University of Toronto Press; 1991.
161. Herman H., Plasma Spray Deposition Processes. *MRS Bull* [Internet]. 1988;13(12):60–7. Available from: <https://www.cambridge.org/core/article/div-class-title-plasma-spray-deposition-processes-div/2BE42EB476AFB508BFA14B2E09379648>
162. Hench L.L., Ethridge E.C., *Biomaterials: an interfacial approach.* 1982. New York.
163. Deporter D.A., Watson P.A., Pilliar R.M., Pharoah M., Smith D.C., Chipman M., et al., A prospective clinical study in humans of an endosseous dental implant partially



- covered with a powder-sintered porous coating: 3- to 4-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(1):87–95.
164. Clemow A.J.T., Weinstein A.M., Klawitter J.J., Koeneman J., Anderson J., Interface mechanics of porous titanium implants. *J Biomed Mater Res [Internet]*. 1981 Jan [cited 2017 Mar 3];15(1):73–82. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/jbm.820150111>
  165. Piconi C., Maccauro G., Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1–25.
  166. Nothdurft F.P., Doppler K.E., Erdelt K.J., Knauber A.W., Pospiech P.R., Fracture behavior of straight or angulated zirconia implant abutments supporting anterior single crowns. *Clin Oral Investig*. 2011;15(2):157–63.
  167. Reinhardt B., Beikler T., Dental Implants [Internet]. *Advanced Ceramics for Dentistry*. Elsevier; 2014 [cited 2014 Sep 17]. 51-76 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-394619-5.00004-3>
  168. Ananth H., Kundapur V., Mohammed H.S., Anand M., Amarnath G.S., Mankar S., A review on biomaterials in dental implantology. *Int J Biomed Sci*. 2015;11(3):113–20.
  169. Ratner, B. D., Hoffman A.S., *Biomaterials science : an introduction to materials in medicine*. 2013. 497 p.
  170. Lazzara R.J., Dental implant system design and its potential impact on the establishment and sustainability of aesthetics. *J Implant Reconstr Dent*. 2012;(1).
  171. Elshereksi N.W., Mohamed S.H., Arifin A., Ishak Z.A.M., Effect of Filler Incorporation on the Fracture Toughness Properties of Denture Base Poly(Methyl Methacrylate). *J Phys Sci*. 2009;20(2):1–12.
  172. Frazer R.Q., Byron R.T., Osborne P.B., West K.P., PMMA: an essential material in medicine and dentistry. *J Long Term Eff Med Implants*. 2005;15(6):629–39.

173. Boger A., Bisig A., Bohner M., Heini P., Schneider E., Variation of the mechanical properties of PMMA to suit osteoporotic cancellous bone. *J Biomater Sci Polym Ed.* 2008;19(9):1125–42.
174. O'Brien W.J., *Dental Materials and their selection. Dental Materials and Their Selection.* 2002. 24-37 p.
175. Leigh J.A., Use of PMMA in expansion dental implants. *J Biomed Mater Res.* 1975 Jul;9(4):233–42.
176. Dinesh K.S., Anandan R., Ekanthamoorthy J., Advances in Dental-PMMA based artificial teeth through Rapid Prototyping technology. *Biomed Res.* 2015;26(4):6–8.
177. Bhola R., Bhola S., Biocompatible denture polymers-a review. *Trends Biomater ...* [Internet]. 2010;23(3):129–36. Available from: <https://students.pomona.edu/2009/crp12009/Downloads/dentures.pdf>
178. Hoffman D., Miskioglu I., Drelich J., Aifantis K., Measuring the Elastic Modulus of Polymers By Nanoindentation With an Atomic Force Microscope. *EPD Congr.* 2011;(FEBRUARY):243–51.
179. Baloš S., Milutinović M., Potran M., Vuletić J., Puškar T., Pepelnjak T., The mechanical properties of moulded and thermoformed denture resins. *Stroj Vestnik/Journal Mech Eng.* 2015;61(2):138–45.
180. Tiozzi R., Vasco M. a a., Lin L., Conrad H.J., Bezzon O.L., Ribeiro R.F., et al., Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dent Mater* [Internet]. 2013 Jul [cited 2013 Nov 27];29(7):788–96. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23694844>
181. Merz B.R., Hunenbart S., Belser U.C., Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2000;15(4):519–26. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10960985>

182. Canay S., Hersek N., Akpınar I., Aşık Z., Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int* [Internet]. 1996;27(9):591–8. Available from: <http://europepmc.org/abstract/MED/9180415>
183. Ueda C., Markarian R.A., Sendyk C.L., Laganá D.C., Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res*. 2004;18(1):45–52.
184. Müller F., Heath M.R., Ott R., Maximum bite force after the replacement of complete dentures. *Gerodontology*. 2001;18(1):58–62.
185. Brunski, J.B., Hipp J.A., In vivo forces on endosteal implants: A measurement system and biomechanical considerations. 1984;51(1).
186. Elements of dental implants systems 5 [Internet]. Available from: <http://www.theodora.com/anatomy/images/image176.gif>
187. Tiozzi R., Lin L., Rodrigues R.C.S., Heo Y.C., Conrad H.J., de Mattos M.D.G.C., et al., Digital image correlation analysis of the load transfer by implant-supported restorations. *J Biomech* [Internet]. 2011 Apr 7 [cited 2013 Nov 27];44(6):1008–13. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21377159>
188. Sutton M.A., Ortu J.J., Schreier H.W., Image correlation for shape, motion and deformation measurements. Vol. 10, Springer, New York. 2009.
189. Wang Z., Kieu H., Nguyen H., Le M., Digital image correlation in experimental mechanics and image registration in computer vision: Similarities, differences and complements. *Opt Lasers Eng* [Internet]. 2015;65:18–27. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0143816614000906>
190. Sztefek P., Vanleene M., Olsson R., Collinson R., Pitsillides A. a., Shefelbine S., Using digital image correlation to determine bone surface strains during loading and after adaptation of the mouse tibia. *J Biomech* [Internet]. 2010 Mar 3 [cited 2013 Nov 11];43(4):599–605. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20005517>

191. Morita Y., Uchino M., Todo M., Matsushita Y., Arakawa K., Koyano K., Visualizing Displacement and Deformation Behavior of the Periodontium under Dental Occlusion Using a Digital Image Correlation Method. *J Biomech Sci Eng* [Internet]. 2007 [cited 2014 Apr 9];2(3):105–14. Available from: <http://joi.jlc.jst.go.jp/JST.JSTAGE/jbse/2.105?from=CrossRef>
192. Förster J., Theobald A., Engel S., Paßmann R., Using an Optical Measuring System for Identification of Material Parameters for Finite Element Analysis. 2012;
193. Everitt H., Evans S.L., Holt C. a., Bigsby R., Khan I., Acetabular Component Deformation under Rim Loading Using Digital Image Correlation and Finite Element Methods. *Appl Mech Mater* [Internet]. 2010 Jun [cited 2013 Dec 2];24–25:275–80. Available from: <http://www.scientific.net/AMM.24-25.275>
194. Zhang D., Arola D.D., Applications of digital image correlation to biological tissues. *J Biomed Opt* [Internet]. 2004 [cited 2013 Dec 2];9(4):691–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15250755>
195. Pan B., Qian K., Xie H., Asundi A., Two-dimensional digital image correlation for in-plane displacement and strain measurement: a review. *Meas Sci Technol*. 2009;20(6):062001.
196. Luo P.F., Chao Y.J., Sutton M.A., Peters W.H., Accurate measurement of three-dimensional deformations in deformable and rigid bodies using computer vision. *Exp Mech* [Internet]. 1993;33(2):123–32. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/BF02322488>
197. Luo P.-F., Chao Y.J., Sutton M.A., Application of stereo vision to three-dimensional deformation analyses in fracture experiments. *Opt Eng* [Internet]. 1994;33(3):981–90. Available from: <http://dx.doi.org/10.1117/12.160877>
198. Bruck H.A., McNeill S.R., Sutton M.A., Peters W.H., Digital image correlation using Newton-Raphson method of partial differential correction. *Exp Mech*.

1989;29(3):261–7.

199. Yoneyama S., Murasawa G., Digital Image Correlation. *Exp Mech.* 2009;
200. Chu T.C., Ranson W.F., Sutton M. a., Applications of digital-image-correlation techniques to experimental mechanics. *Exp Mech [Internet]*. 1985;25(3):232–44. Available from: [http://metalib.lib.ic.ac.uk:9003/sfx\\_local?genre=article&atitle=Applications of digital-image-correlation techniques to experimental mechanics&title=Experimental Mechanics&issn=00144851&date=1985-09-18&volume=25&issue=3&spage=232&authors=T. C. Chu, W. F.](http://metalib.lib.ic.ac.uk:9003/sfx_local?genre=article&atitle=Applications%20of%20digital-image-correlation%20techniques%20to%20experimental%20mechanics&title=Experimental%20Mechanics&issn=00144851&date=1985-09-18&volume=25&issue=3&spage=232&authors=T.%20C.%20Chu,%20W.%20F.)
201. Gillard F., Boardman R., Mavrogordato M., Hollis D., Sinclair I., Pierron F., et al., The application of digital volume correlation (DVC) to study the microstructural behaviour of trabecular bone during compression. *J Mech Behav Biomed Mater [Internet]*. 2014;29:480–99. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.09.014>
202. Wang Y., Cuitio A.M., Full-field measurements of heterogeneous deformation patterns on polymeric foams using digital image correlation. *Int J Solids Struct.* 2002;39(13–14):3777–96.
203. Tanasic I., Milic-Lemic A., Tihacek-Sojic L., Stancic I., Mitrovic N., Analysis of the compressive strain below the removable and fixed prosthesis in the posterior mandible using a digital image correlation method. *Biomech Model Mechanobiol [Internet]*. 2012 Jul [cited 2013 Dec 2];11(6):751–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21918835>
204. Wang R., Lu C., Arola D., Zhang D., Plastic damage induced fracture behaviors of dental ceramic layer structures subjected to monotonic load. *J Prosthodont [Internet]*. 2013 Aug [cited 2013 Dec 10];22(6):456–64. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23551817>

205. Miletic V., Manojlovic D., Milosevic M., Mitrovic N., Stankovic T.S., Maneski T., Analysis of local shrinkage patterns of self-adhering and flowable composites using 3D digital image correlation. *Quintessence Int (Berl)*. 2011;42(9):797–804.
206. Martinsen M., El-Hajjar R.F., Berzins D.W., 3D full field strain analysis of polymerization shrinkage in a dental composite. *Dent Mater* [Internet]. 2013 Aug [cited 2013 Dec 2];29(8):e161-7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23735752>
207. Chuang S.F., Chen T.Y., Chang C.H., Application of digital image correlation method to study dental composite shrinkage. *Strain*. 2008;44(3):231–8.
208. Farah J.W., Craig R.G., Sikarskie D.L., Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech*. 1973;6(5):511–20.
209. Khennane A., Introduction to Finite Element Analysis Using MATLAB® and Abaqus.
210. Rao S.S., The Finite Element Method in Engineering [Internet]. 2011. 688 p. Available from: <http://books.google.com/books?id=7n6k2NmGU48C&pgis=1>
211. Roylance D., Finite element analysis. *Mit* [Internet]. 2011;28:911–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22137147>
212. Mackerle J., SOME REMARKS ON PROGRESS WITH FINITE ELEMENTS. 1995;55(6).
213. Zienkiewicz O.C., Taylor R.L., Zhu J.Z., The Finite Element Method: its Basis and Fundamentals. *Finite Elem Method its Basis Fundam* [Internet]. 2013;493–543. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781856176330000150>
214. Barkanov E., Introduction to The Finite Element Method. Riga Tech Univ. 2001;
215. Mitrović N.R., NAPONI I DEFORMACIJE STRUKTURA KOMPLEKSNE

GEOMETRIJE CEVOVODNE ARMATURE. 2013;

216. Jang J., Han S., Mechanical properties of glass-fibre mat/PMMA functionally gradient composite. *Compos Part a-Applied Sci Manuf.* 1999;30:1045–53.
217. Wang C., Fu G., Deng F., Difference of natural teeth and implant-supported restoration: A comparison of bone remodeling simulations. *J Dent Sci [Internet].* 2015;10(2):190–200. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1991790214001354>
218. Lee C., Properties of Bone Cement : The Mechanical Properties of PMMA Bone Cement. *Well-Cemented Total Hip Arthroplast.* 2005;60–6.
219. Ding X., Liao S.H., Zhu X.H., Zhang X.H., Zhang L., Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(4):279–87.
220. Karl M., Graef F., Werner W., Determination of Micromotion at the Implant Bone Interface - An In-Vitro Methodologic Study. *Dentistry [Internet].* 2015;5(4). Available from: <http://omicsonline.org/open-access/determination-of-micromotion-at-the-implant-bone-interface-an-invitro-methodologic-study-2161-1122-1000289.php?aid=44702>
221. Clelland N.L., Yilmaz B., Seidt J.D., Three-dimensional image correlation analyses for strains generated by cement and screw-retained implant prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res [Internet].* 2011 Apr [cited 2015 Dec 5];15(2):271–82. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22171595>
222. Hasan I., Röger B., Heinemann F., Keilig L., Bourauel C., Influence of abutment design on the success of immediately loaded dental implants: experimental and numerical studies. *Med Eng Phys [Internet].* 2012 Sep [cited 2014 Nov 6];34(7):817–25. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21996356>
223. Gul, B. E. G.S.C., Finite Element Stress Analysis of Overdentures Supported by

Angled Implants. *Merit Res J Med Med Sci.* 2014;2(9):196–206.

224. Hong H.R., Pae A., Kim Y., Paek J., Kim H.-S., Kwon K.-R., Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2012;27(5):e69-76. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23057045>
225. Lan T.-H., Pan C.-Y., Lee H.-E., Huang H.-L., Wang C.-H., Bone stress analysis of various angulations of mesiodistal implants with splinted crowns in the posterior mandible: a three-dimensional finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2010;25(4):763–70. Available from: <http://europepmc.org/abstract/MED/20657872>
226. Chou H.Y., Muftu S., Bozkaya D., Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2010;104(5):293–300. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60142-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60142-4)
227. Alexander H., Ricci J.L., Hrico G.J., Mechanical Basis for Bone Retention Around Dental Implants. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater.* 2007;306–11.
228. Misch, Carl E., Qu, Zhimin, Bides W. M., Mechanical Properties in the Human Mandible: Implications for Dental Implant Treatment Planning and Surgical Placement. 1999;700–6.
229. Van Staden R.C., Guan H., Loo Y.C., Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006;9(4):257–70.
230. Almeida E.O., Rocha E.P., Júnior A.C.F., Anchieta R.B., Poveda R., Gupta N., et al., Tilted and Short Implants Supporting Fixed Prosthesis in an Atrophic Maxilla: A 3D-



FEA Biomechanical Evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;332–42.

231. Lin C.-L., Wang J.-C., Ramp L.C., Liu P.-R., Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2008;23(1):57–64. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18416413>
232. Stanford C.M., Brand R. a., Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1999 May;81(5):553–61. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10220659>
233. Jackson B.J., Occlusal principles and clinical applications for endosseous implants. *J Oral Implantol*. 2003;29(5):230–4.
234. Vidyasagar L., Apse P., Dental Implant Design and Biological Effects on Bone-Implant Interface. *Stomatol Balt Dent Maxillofac J*. 2004;6:51–4.
235. Tanasić I., Šarac D., Mitrović N., Tihacek-Šojić L., Mišković Ž., Milić-Lemić A., et al., Digital Image Correlation Analysis of Vertically Loaded Cylindrical Ti-Implants With Straight and Angled Abutments. *Exp Tech* [Internet]. 2015;(Dic):n/a-n/a. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/ext.12156>
236. Okumura N., Stegaroiu R., Kitamura E., Kurokawa K., Nomura S., Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res* [Internet]. 2010;54(3):133–42. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2009.12.004>
237. Misch C.E., Implant Design Considerations for the Posterior Regions of the Mouth. *Implant Dent* [Internet]. 1999;8(4). Available from: [http://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/1999/04000/Implant\\_Design\\_Considerations\\_for\\_the\\_Posterior.8.aspx](http://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/1999/04000/Implant_Design_Considerations_for_the_Posterior.8.aspx)
238. Johansson C., Albrektsson T., Integration of screw implants in the rabbit: a 1-year

follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2(2):69–75.

239. Carr A.B., Laney W.R., Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987;2(2):101–8.

## **Biografija kandidata**

Dušan Č. Šarac rođen je 10.03.1986. godine u Beloj Crkvi, gde je završio tehničku školu "Sava Munčan", sa usmerenjem za mašinskog tehničar za kompjutersko konstruisanje, sa odličnim uspehom. Osnovne akademske studije, na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu je završio 2010. godine, na odseku za biomedicinsko inženjerstvo, odbranivši rad na temu "Aparati i uređaji u stomatološkoj ordinaciji" sa ocenom 10 (deset). Prosečna ocena tokom osnovnih akademskih studija je iznosila 8,43 (osam i 43/100). Odbranom master rada na temu "Primena Opto-Magnetne spektroskopije u stomatološkoj dijagnostici", na modulu za Biomedicinsko inženjerstvo sa ocenom 10 (deset), stiče akademsko zvanje Master inženjer mašinstva. Prosečna ocena tokom master studija iznosila je 9,55 (devet i 55/100).

Školske 2010/2011. godine Dušan Šarac upisuje doktorske studije na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu, na modulu za biomedicinsko inženjerstvo. Od februara 2011. godine je zaposlen na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu kao istraživač pripravnik, da bi odlukom br. 21-239/4 Istraživačko-stručnog veća Mašinskog fakulteta sa sednice održane 21.03.2013. godine dobio istraživačko zvanje istraživač saradnik. Odlukom Nastavno-naučnog veća Mašinskog fakulteta Univerziteta u Beogradu broj 21-941/6 od 29.08.2016. godine, Šarac Dušan, master inženjer mašinstva, biva reizabran u zvanje istraživač saradnik. U periodu od 2011. godine do danas, kao saradnik u nastavi, učestvovao je u izvođenju više predmeta na Osnovnim i Master akademskim studijama na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu, na modulu za Biomedicinsko inženjerstvo pri katedri za Automatsko upravljanje: Spektroskopske metode i tehnike, Osnove optičkih pomagala i uređaja, Biomedicinsko optoinženjerstvo, Biomedicinska fotonika, Statistika u biomedicinskim merenjima.

U dosadašnjem stručnom i istraživačkom radu učestvovao je na dva naučno-istraživačka projekta finansirana od strane Ministarstva, prosvete, nauke i tehnološkog razvoja, III 41006 pod nazivom „Razvoj novih metoda i tehnika za ranu dijagnostiku kancera grlića materice, debelog creva, usne duplje i melanoma na bazi digitalne slike i ekscitaciono – emisionih spektara u vidljivom i infracrvenom domenu“ i na projektu III 45009 pod nazivom

„Funkcionalizacija nanomaterijala za dobijanje nove vrste kontaktnih sočiva i ranu dijagnostiku dijabetesa“.

Dušan Šarac tečno govori engleski jezik. Autor je i koautor na više od 25 radova koji su prezentovani na naučnim skupovima ili objavljeni u časopisima različitih kategorija.

Прилог 1.

## Изјава о ауторству

Потписани-а Душан Шарац

број индекса Д37/10

### Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

„Развој методологије за испитивање утицаја денталног импланта на носећу структуру“

- резултат сопственог истраживачког рада,
- да предложена дисертација у целини ни у деловима није била предложена за добијање било које дипломе према студијским програмима других високошколских установа,
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

Потпис докторанда

У Београду, \_\_\_\_\_

Шарац Душан

Прилог 2.

## Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора Душан Шарац

Број индекса Д37/10

Студијски програм Докторске студије

Наслов рада „Развој методологије за испитивање утицаја денталног импланта на носећу структуру“

Ментор доцент др. Ненад Митровић

Потписани/а Душан Шарац

Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла за објављивање на порталу **Дигиталног репозиторијума Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис докторанда

У Београду, \_\_\_\_\_

Шарац Душан

Прилог 3.

### Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

„Развој методологије за испитивање утицаја денталног импланта на носећу структуру“

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

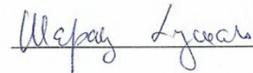
Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство
2. Ауторство - некомерцијално
3. Ауторство – некомерцијално – без прераде
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима
5. Ауторство – без прераде
6. Ауторство – делити под истим условима

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци дат је на полеђини листа).

Потпис докторанда

У Београду, \_\_\_\_\_



1. Ауторство - Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврхе. Ово је најслободнија од свих лиценци.

2. Ауторство – некомерцијално. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела.

3. Ауторство - некомерцијално – без прераде. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела. У односу на све остале лиценце, овом лиценцом се ограничава највећи обим права коришћења дела.

4. Ауторство - некомерцијално – делити под истим условима. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада.

5. Ауторство – без прераде. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела.

6. Ауторство - делити под истим условима. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада. Слична је софтверским лиценцама, односно лиценцама отвореног кода.