

UNIVERZITET U BEOGRADU

MAŠINSKI FAKULTET

Miloš S. Milošević

**TRODIMENZIONALNA OPTIČKA ANALIZA
DEFORMACIJA POLIMERIZACIJSKE
KONTRAKCIJE STOMATOLOŠKIH KOMPOZITNIH
MATERIJALA NA BAZI SMOLE**

doktorska disertacija

Beograd, 2012

UNIVERSITY OF BELGRADE

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

Miloš S. Milošević

**THREE-DIMENSIONAL OPTICAL STRAIN
ANALYSIS OF POLYMERISATION SHRINKAGE
OF RESIN-BASED DENTAL COMPOSITE
MATERIALS**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2012

Mentor doktorske disertacije

Dr Aleksandar Sedmak, redovni profesor,
Univerzitet u Beogradu Mašinski fakultet

Članovi komisije za odbranu doktorske disertacije:

Dr Taško Maneski, redovni profesor,
Univerzitet u Beogradu Mašinski fakultet

Dr Đuro Koruga, redovni profesor,
Univerzitet u Beogradu Mašinski fakultet

Dr Dragoslav Stamenković, redovni profesor,
Univerzitet u Beogradu Stomatološki fakultet

Dr Nenad Gubeljak, redovni profesor,
Univerzitet u Mariboru Mašinski fakultet

Datum odbrane:

PREDGOVOR

Ovaj rad je nastao nakon višegodišnjeg istraživanja na projektima finansiranim od strane Ministarstva za prosvetu i nauku Republike Srbije, a pre svega tokom rada na projektu "Razvoj savremenih metoda dijagnostike i ispitivanja mašinskih struktura", pod evidencionim brojem TR 35040.

Pre svega, zahvaljujem se prof. dr Aleksandru Sedmaku, mentoru, na nesebičnom zalaganju, podršci, brojnim korisnim savetima i primedbama koji su vešto usmeravali moj naučni rad i uticali na kvalitet ove disertacije. Zahvaljujem se prof. dr Tašku Maneskom, prof. dr Đuri Korugi i prof. dr Nenadu Gubeljaku, koji su doprineli da ova disertacija bude sadržajnije i preglednije. Takođe, zahvaljujem se prof. dr Dragoslavu Stamenkoviću na veoma korisnim savetima i kvalitetnoj literaturi neophodnoj za izradu disertacije.

Posebno se zahvaljujem dr Vesni Miletić, na nesebičnoj pomoći i podršci koja je prisutna od početka naše saradnje, a koja je u ovoj disertaciji bila od presudnog značaja. Zahvalnost za stručnu i kolegijalnu pomoć dugujem as. Nenadu Mitroviću, as. Dragici Manojlović, as. Nikoli Momčiloviću, as. Goranu Mladenoviću, Urošu Tatiću, Jeleni Nikolić i Aleksandri Đerić.

Najtoplije se zahvaljujem svojoj porodici na strpljenju, razumevanju, podršci i ohrabrenjima koja su me podsticala da istrajem u radu.

Autor

TRODIMENZIONALNA OPTIČKA ANALIZA DEFORMACIJA POLIMERIZACIJSKE KONTRAKCIJE STOMATOLOŠKIH KOMPOZITNIH MATERIJALA NA BAZI SMOLE

Rezime:

Svetlosno polimerizujući kompozitni materijali na bazi smole su na osnovu dobrih mehaničkih osobina, relativno niske cene, jednostavne primene, pozitivnog odgovora na aktuelne estetske zahteve, postali materijal izbora za stomatološke restauracije. Pojava polimerizacijske kontrakcije je jedan od najvažnijih nedostataka ovih materijala. Pomeranje i prostorna organizacija molekula monomera odgovorni su za promene zapremine u toku polimerizacije. Promena zapremine kompozitnog materijala usled svetlosne polimerizacije prouzrokuje stvaranje napona na spoju restauracija-zub. Takav napon nastaje u kompozitnoj masi i prenosi se na adhezivnu vezu i zubnu površinu, što često stvara oštećenje kvržica, mikroprslina u gleđi i dentinu, može da izazove pojavu marginalne diskoloracije, sekundarnog karijesa i postoperativne osetljivosti. Razumevanje polimerizacijske kontrakcije, lokalnog deformacionog polja i polja pomeranja u skladu sa strukturnim osobinama kompozita su izuzetno važni za dalje korišćenje postojećih i unapređivanje novih kompozitnih materijala.

U ovoj doktorskoj disertaciji prikazan je razvoj procedura za pripremu kaviteta ponovljivih dimenzija za *in vitro* istraživanja. Definisane su osnovne veličine i zavisnosti od kojih se polazi pri proučavanju deformacija tela i opšte naponskog stanja materijala. Eksperimentalno istraživanje kontrakcije kompozitnih materijala realizovano je trodimenzionalnim optičkim merenjem deformacija i pomeranja. U eksperimentalnom istraživanju korišćena su tri kompozitna materijala: Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent), Filtek Silorane (3M, ESPE) i Filtek Z250 (3M, ESPE). Prvi deo istraživanja obuhvatio je ispitivanje

slobodne kontrakcije kompozitnih materijala u teflonskim kalupima. U drugom delu materijal je analiziran u kavitetima na plastičnim zubima bez upotrebe adhezivnih sistema, a u trećem delu u kavitetima na ekstrahovanim zubima uz primenu odgovarajućih adhezivnih sistema, poštujući zahteve aktuelne kliničke prakse. Dobijeni podaci eksperimentalnim putem opisani su odgovarajućim analitičkim obrascem, pri čemu je izvršena obrada rezultata na osnovu ispitivanja velikog broja regresionih modela za svaki od ispitivanih kompozita. Takođe, prikazana su dobijena polja pomeranja/deformacija kompozita usled polimerizacije i funkcionalne veze pomeranja/deformacija i dužine karakterističnih sekcija analiziranih uzoraka.

U cilju izrade numeričkog proračunskog modela zuba izvršena je digitalizacija 2D slika presečenih slojeva eksperimentalnog modela. Numerički proračuni urađeni su u softverskom paketu za proračun metodom konačnih elemenata - ABAQUS, pri čemu su analizirana opterećenja na suprotnim zidovima kaviteta, pomeranja, deformacije i naponi koji se javljaju u dentinu i gleđi, a koji su posledica pomeranja naspramnih zidova kaviteta. Dobijeni rezultati pomeranja naspramnih zidova kaviteta primenom eksperimentalne, bezkontaktne metode upoređeni su sa numeričkim rezultatima na osnovu čega je izvršena verifikacija rezultata dobijenih numeričkim pristupom.

Ključne reči:

polimerizacijska kontrakcija, 3D optička analiza, deformacije, pomeranje, polimerizacija, kompozitni materijal na bazi smole, polimerizacijski napon, preparacija kaviteta, metoda konačnih elemenata

Naučna oblast: oblast tehničkih nauka, mašinstvo

Uža naučna oblast: Nauka o materijalima

UDK broj: 620.19:615.46:66.095.26(043.3)

THREE-DIMENSIONAL OPTICAL STRAIN ANALYSIS OF POLYMERISATION SHRINKAGE OF RESIN-BASED DENTAL COMPOSITE MATERIALS

Abstract:

Light-cured, resin-based composite materials have become the materials of choice for dental restorations, due to good mechanical properties, relatively low cost, easy application and a positive response to current aesthetic requirements. Polymerization shrinkage represents one of the main disadvantages of such materials. Movement and spatial arrangement of monomeric units are responsible for this volumetric change during polymerization. Volumetric changes in composite material cause polymerization stresses in the contact area between tooth and restorative material. This stress appears within the composite material and is transferred to the adhesive and tooth surface, may cause cusps movement, enamel fracture and cracked cusps, marginal discoloration, secondary caries and postoperative sensitivity. Understanding of polymerization shrinkage, local displacement/strain fields in accordance with the structural properties of composites are extremely important for proper use and further improvement of composite materials.

In this dissertation, procedure development for standardized tooth cavity preparation for *in vitro* research purposes is presented. Basic quantities and dependencies, required for stress/strain analysis were defined. Experimental testing of composite material shrinkage was performed using three-dimensional optical strain/displacement measurements. This research included three composite materials: Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent), Filtek Silorane (3M, ESPE) i Filtek Z250 (3M, ESPE). First stage of research included testing of free shrinkage behavior of composite materials in teflon molds.

During the second stage, materials were analyzed in cavities on plastic teeth without adhesive systems. Third stage was performed on extracted teeth using appropriate adhesive systems, in response to the demands of current clinical practice. The obtained experimental data were described using an appropriate analytical form, wherein the results are processed based on testing of a large number of regressive models for each of the tested composites. In addition, displacement/strain fields, due to polymerization, and functional relationships between displacement/strain values and lengths of characteristic sections are shown.

Digitalization of 2D images of cross-sectional layers of the experimental models was performed for the purpose of creating a numerical tooth model. Numerical calculations using the finite element method, were performed by ABAQUS software. The analysis included loads on the opposite cavity walls, displacements, stress and strain occurring in dentin and enamel, which are caused by the displacement of opposite cavity walls. Displacement values of opposite cavity walls obtained by experimental, non-contact method were compared with numerical results in order to verify the numerical analysis.

Keywords:

polymerization shrinkage, 3D optical analysis, strain, displacement, polymerization, resin-based composite, polymerization stress, cavity preparation, finite element method

Scientific field:

Technical sciences – Mechanical engineering

Narrow scientific field:

Material sciences

UDC number: 620.19:615.46:66.095.26(043.3)

SADRŽAJ

POGLAVLJE 1	1
UVOD	1
POGLAVLJE 2	3
KOMPOZITNI MATERIJALI NA BAZI SMOLE, MEHANIZMI STVRDNJAVANJA I POLIMERIZACIJSKA KONTRAKCIJA	3
2.1 Predmat istraživanja, istorijski osvrt i stanje nauke u predmetnoj oblasti.....	3
2.1.1 Sastav kompozitnih materijala na bazi smole.....	4
2.1.1.1 Organski deo.....	5
2.1.1.2 Neorganski deo - dispergovani punioci.....	6
2.1.1.3 Organsko-neorgansko vezivno sredstvo.....	7
2.1.1.4 Inicijatori polimerizacije.....	8
2.1.1.5 Inhibitori polimerizacije.....	9
2.1.1.6 Stabilizatori.....	9
2.1.2 Aktuelni kompozitni materijali.....	9
2.1.2.1 Kompoziti sa mikropunicima.....	10
2.1.2.2 Mikrohibridni kompoziti.....	11
2.1.2.3 Nanohibridni kompoziti.....	11
2.1.2.4 Gusto punjeni-kompoziti.....	12
2.1.2.5 Tečni kompoziti.....	12
2.2 Identifikacija problema i ciljevi istraživanja.....	13
2.2.1 Mehanizam stvrđnjavanja kompozitnih smola.....	13
2.2.2 Identifikacija problema usled nastanka polimerizacijskih napona i zapreminske kontrakcije kompozita.....	16
2.2.3 Aktuelne naučne metode za analizu polimerizacijske kontrakcije i uočavanje potrebe za primenu bezkontaktnih metoda.....	17
2.2.4 Primena metode konačnih elemenata u stomatologiji	18
2.2.5 Ciljevi istraživanja.....	20
POGLAVLJE 3	22

DEFORMACIJE I OPŠTE PROSTORNO NAPONSKO STANJE.....	22
3.1 Deformacije tela i deformacije malih površina.....	22
3.1.1 Vektor deformacije.....	26
3.1.2 Dilatacija.....	26
3.1.3 Ugao klizanja (ugaono pomeranje).....	27
3.2 Tenzor deformacije.....	27
3.3 Deformacije pri prostornom naponskom stanju.....	32
3.3.1 Dilatacija.....	32
3.3.2 Ugao klizanja.....	32
3.4 Pojam glavnih deformacija i položaj glavnih deformacija.....	33
3.5 Proračun vrednosti deformacija u referentnoj ravni pomoću glavnih dilatacija.....	36
3.5.1 Dilatacija u funkciji glavnih dilatacija.....	36
3.5.2 Ugao klizanja u funkciji glavnih dilatacija.....	37
3.6 Zapreminska dilatacija.....	37
3.7 von Mises deformacija.....	38
3.8 Teorema o konjugovanosti tangentnih napona.....	39
3.9 Opšte prostorno naponsko stanje.....	40
3.10 Konačni elementi tetraedra.....	42
POGLAVLJE 4.....	46
MATERIJAL, METODE I PROCEDURE MERENJA.....	46
4.1 Razvoj procedura za mašinsku pripremu kaviteta.....	46
4.1.1 Obrada okluzalne i aproksimalne strane zuba sečenjem.....	48
4.1.2 Obrada kaviteta glodanjem.....	49
4.1.3 Kontrola obrade.....	51
4.2 Metoda i materijali korišćeni za ulaganje i polimerizaciju.....	52
4.2.1 Materijal.....	52
4.2.2 Priprema uzoraka za eksperimentalnu analizu u teflonskim kalupima.....	54
4.2.3 Priprema uzoraka na plastičnim zubima.....	55

4.2.4 Priprema uzoraka na ekstrahovanim zubima.....	57
4.3 Trodimenzionalna optička analiza deformacija i pomeranja.....	58
4.3.1 Merni sistem za 3D optičku analizu deformacija/pomeranja i potrebni koraci merenja.....	59
4.3.2 Definisane mere zapremine.....	61
4.3.3 Kalibracija sistema.....	63
4.3.4 Priprema merne površine.....	66
4.3.5 Proračun deformacija/pomeranja.....	69
4.3.5.1 Dimenzionisanje male površine.....	69
4.3.5.2 Proračunski okviri.....	69
4.3.5.3 Definisane početne tačke za postupak proračuna.....	72
4.3.5.4 Proračun malih površina.....	73
4.3.5.5 Proračun deformacije.....	75
4.3.5.5.1 Metoda linearne deformacije.....	76
4.3.5.5.2 Parametarska metoda za proračun deformacije... 77	
4.3.6 Korišćeni modovi.....	78
4.3.7 Korekcija pomeranja.....	79
4.3.7.1 Korekcija pomeranja uzoraka kompozita u teflonskim kalupima.....	79
4.3.7.2 Korekcija pomeranja uzoraka kompozita u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima.....	80
4.3.8 Transformacije koordinatnog sistema.....	81
4.3.9 Definisane karakterističnih sekcija i tačaka za analizu.....	83
4.3.9.1 Definisane sekcija na uzorcima kompozita u teflonskim kalupima.....	83
4.3.9.2 Definisane sekcija na uzorcima kompozita u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima.....	84
4.3.10 Obrada rezultata funkcionalne veze.....	86
4.3.11 Statistička analiza.....	87
4.3.12 Vektorska analiza pomeranja.....	87

4.4	Primena metode konačnih elemenata na 3D modelu zuba.....	89
4.4.1	3D modeli zuba.....	89
4.4.2	Definisanje osobina materijala i oslonaca.....	90
4.4.3	Diskretizacija kontinuuma zuba.....	92
	POGLAVLJE 5.....	96
	REZULTATI.....	96
5.1	Rezultati merenja pomeranja/deformacija kompozita u teflonskim kalupima.....	96
5.1.1	Polje pomeranja/deformacija.....	96
5.1.2	Analiza pomeranja/deformacija i dužine karakterističnih sekcija reprezentativnog uzorka kompozita u teflonskom kalupu.....	97
5.1.2.1	Reprezentativni uzorak Z250.....	98
5.1.2.2	Reprezentativni uzorak Tetric EvoCeram.....	100
5.1.2.3	Reprezentativni uzorak Silorane.....	102
5.1.3	Obrada rezultata funkcionalne veze.....	104
5.1.3.1	Funkcionalne veze pomeranja u pravcu Z ose i dužine karakteristične sekcije analiziranih kompozita.....	104
5.1.3.2	Funkcionalne veze deformacije i dužine karakteristične sekcije analiziranih kompozita.....	108
5.1.4	Vektorska analiza pomeranja.....	111
5.2	Rezultati merenja pomeranja/deformacija kompozita u kavitetima na plastičnim zubima.....	114
5.2.1	Polje pomeranja/deformacija.....	114
5.2.2	Analiza pomeranja/deformacija i dužine karakterističnih sekcija reprezentativnog uzorka kompozita u plastičnim zubima.....	116
5.2.2.1	Reprezentativni uzorak Z250.....	116
5.2.2.2	Reprezentativni uzorak Tetric EvoCeram.....	118
5.2.2.3	Reprezentativni uzorak Silorane.....	120
5.2.3	Obrada rezultata funkcionalne veze.....	122

5.2.3.1 Funkcionalne veze pomeranja u pravcu Y ose i dužine karakteristične sekcije analiziranih kompozita u kavitetima na plastičnim zubima.....	122
5.2.3.2 Funkcionalne veze deformacije i dužine karakteristične sekcije analiziranih kompozita.....	126
5.2.4 Vektorska analiza pomeranja.....	129
5.3 Rezultati merenja pomeranja/deformacija kompozita na ekstrahovanim zubima.....	131
5.3.1 Polje pomeranja/deformacija.....	131
5.3.2 Analiza pomeranja/deformacija i dužine karakterističnih sekcija reprezentativnog uzorka kompozita u ekstrahovanim zubima.....	133
5.3.2.1 Reperzentativni uzorak Z250.....	133
5.3.2.2 Reperzentativni uzorak Tetric EvoCeram.....	135
5.3.2.3 Reperzentativni uzorak Silorane.....	137
5.3.3 Obrada rezultata funkcionalne veze.....	139
5.3.3.1 Funkcionalne veze pomeranja u pravcu Y ose i dužine karakteristične sekcije analiziranih kompozita na ekstrahovanim zubima.....	140
5.3.3.2 Funkcionalne veze deformacije i dužine karakteristične sekcije analiziranih kompozita.....	143
5.3.4 Vektorska analiza pomeranja.....	146
5.4 Rezultati statističke analize.....	147
5.4.1 Pomeranje.....	147
5.4.2 Mises deformacije.....	148
5.5 Rezultati dobijenih opterećenja zubnih tkiva usled polimerizacijske kontrakcije kompozita primenom metode konačnih elemenata i uzajamnog pomeranja naspramnih zidova kaviteta 3D metodom.....	149
POGLAVLJE 6.....	155
DISKUSIJA.....	155
6.1 Diskusija metodologije.....	155

6.2	Diskusija analize pomeranja/deformacija kompozita u teflonskim kalupima.....	161
6.3	Diskusija analize pomeranja/deformacija kompozita na ekstrahovanim i plastičnim zubima.....	164
6.4	Diskusija analize MKE.....	169
	POGLAVLJE 7.....	172
	ZAKLJUČNA RAZMATRANJA.....	172
	LITERATURA.....	178
	DODATAK 1: UPOREDNI PRIKAZ REZULTATA ZA PLASTIČNE I EKSTRAHOVANE ZUBE.....	191
	P.1 Funkcionalne veze pomeranja u pravcu Y ose i dužine karakteristične sekcije analiziranih kompozita.....	191
	P.1.1 Analiza pomeranja vertikalne sekcije.....	191
	P.1.2 Analiza pomeranja horizontalne sekcije.....	192
	P.1.3 Analiza pomeranja kružne sekcije.....	193
	P.2 Funkcionalne veze deformacije i dužine karakteristične sekcije analiziranih kompozita.....	194
	P.2.1 Analiza deformacije vertikalne sekcije.....	194
	P.2.2 Analiza deformacije horizontalne sekcije.....	195
	P.2.3 Analiza deformacije kružne sekcije.....	196

INDEKS POJMOVA, SKRAĆENICA I OZNAKA

Kompozit	Stomatološki kompozitni materijal na bazi smole
Restauracija	Postupak kojim se nadoknađuje izgubljena zubna struktura kao posledice karijesa ili lomova zuba uz maksimalno čuvanje zubnih struktura
Kaivtet	Prostor unutar zuba koji ostaje nakon što se ukloni tkivo
DIC	Digital Image Correlation, korelacija digitalnih slika
MKE	Metod konačnih elemenata
3D	Trodimenzionalna
LED	Svetlosno-emitujuća dioda
C-faktor	Odnos vezane i slobodne površine
DMA	Smolni matriks sa dimetakrilatnim monomerima
TEGDMA	Trieten-glikol-dimetakrilat
UDMA	Uretan dimetakrilat
Bis-GMA	Bisfenol-A-diglicidil etar dimetakrilat
BIS-EMA	Bisfenol-A-polietilen glikol dieter dimetakrilat
BIS-PMA	Bisfenol-A-propil metakrilat
HEMA	Hidroksietil metakrilat

CNC	Computer Numerical Control, kompjutersko upravljanje radom mašine
G58	Nulta tačka uzorka
ZUP	Zapreminski udeo punilaca, %
PVČ	Prosečnu veličinu čestica, μm
ZK	Zapreminska kontrakcija, %
F	Sila, N
\vec{f}	Vektor deformacije
D	Tenzor deformacije
ε_{mises}	von Mises deformacija, %
σ	Napon, MPa
E	Jangov modul elastičnosti, Gpa
N	Poasonov koeficijent
R	Koeficijent krivolinijske korelacije
S	Srednje kvadratno odstupanje
A, B, C, D, E i F	Koeficijenti

POGLAVLJE 1

UVOD

Kompozitni materijali na bazi smole su se zbog dobrih mehaničkih karakteristika, kao što su visoka otpornost na pritisak i habanje, relativno niska cena i jednostavna primena pojavili kao zamena za dentalni amalgam i postali materijal izbora za stomatološke restauracije. Interesovanje za dentalne amalgame počelo je da opada sedamdesetih godina proteklog veka i restaurativna stomatologija je tražila novi materijal, koji će biti sposoban da u potpunosti zameni amalgam, a pritom ispuni i sve veće estetske zahteve u restaurativnoj i rekonstruktivnoj stomatologiji. Kompozitni materijal je ponudio ispunjavanje ovih zahteva, jer je nemetalan, bez žive, termički i električki inertan, poseduje sposobnost posrednog vezivanja za tvrda zubna tkiva, i osigurava zadovoljavajući estetski izgled prirodnog zuba.

Pomeranje i prostorna organizacija molekula monomera odgovorni su za promene zapremine u toku polimerizacije. Polimerizacijska kontrakcija predstavlja negativno svojstvo kompozitnog materijala. Primećeno je da najčešći problemi koji se javljaju kao posledica polimerizacijske kontrakcije su pojava nastanka polimerizacijskih napona i prslina koje mogu prouzrokovati marginalnu pukotinu između ispuna i zuba, i lom i kod napona mnogo manjih od granice tečenja materijala. Razumevanje polimerizacijske kontrakcije i lokalnog deformacionog polja u skladu sa strukturnim osobinama kompozita su izuzetno važni za dalje korišćenje postojećih i unapređivanje novih kompozitnih materijala.

Predmet istraživanja u ovoj doktorskoj disertaciji je ispitivanje stomatoloških kompozitnih materijala na bazi smole (u daljem tekstu kompozitni materijali), tj. analiza polimerizacijske kontrakcije kompozitnih

materijala nastale usled polimerizacije LED (svetlosna-emitujuća dioda) diodom u teflonskim kalupima i kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima.

Osnovni naučni cilj ove disertacije je (1) sistematsko ispitivanje polimerizacijske kontrakcije 3D optičkom analizom deformacija i pomeranja, stomatoloških kompozitnih materijala na bazi smole, (2) dobijanje funkcionalnih zavisnosti pomeranja/deformacije i karakterističnih oblasti posmatranja materijala različitog sastava organskog matriksa i veličine punioca.

3D bezkontaktni optički sistem za proračun i analizu deformacija ne zavisi od vrste materijala i opterećenja. Za određivanje polja deformacija i pomeranja korišćena je GOM oprema (GOM, Braunschweig, Germany) za trodimenzionalno merenje deformacija i softver Aramis. Eksperimentalno dobijeni podaci za svaki od ispitivanih kompozita aproksimirani su analitičkim obrascima sa zadovoljavajućom tačnošću. Obrada eksperimentalnih rezultata je sprovedena metodama statističke analize, u cilju utvrđivanja relevantnih funkcionalnih zavisnosti posmatranih veličina i dobijanja dijagrama. Metoda konačnih elemenata je odabrana kao metod za analizu napona koji se javljaju u dentinu, a koji su posledica pomeranja naspramnih zidova kaviteta.

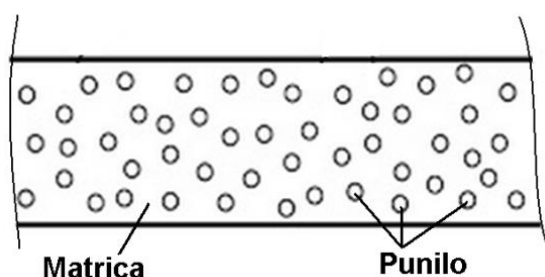
Dobijeni rezultati, utvrđene zavisnosti i definisane procedure daju realniji uvid u polimerizacijsku kontrakciju stomatoloških kompozita na bazi smole, u odnosu na do sada postojeće analize. Takođe, dobijeni rezultati otvaraju novi prostor za inovativno sistematsko ispitivanje svih vrsta stomatoloških kompozita na bazi smole u cilju kontrole kvaliteta postojećih i razvoja novih kompozita sa nižom zapreminskom kontrakcijom.

POGLAVLJE 2

KOMPOZITNI MATERIJALI NA BAZI SMOLE, MEHANIZMI STVRDNJAVANJA I POLIMERIZACIJSKA KONTRAKCIJA

2.1 Predmet istraživanja, istorijski osvrt i stanje nauke u predmetnoj oblasti

Mešanjem polimernog materijala sa puniocem, ili spajanjem više vrsta materijala, dobija se kompozit koji ima poboljšana svojstva, odnosno specifična svojstva za primenu u određenim uslovima. Osnovna komponenta polimernih kompozita je matrica koja ima ulogu veziva (Slika 2.1). Čestice punioca usled relativno visoke čvrstoće i modula elastičnosti, imaju ulogu da doprinesu poboljšavanju mehaničkih svojstava kompozita.



Slika 2.1 Polimerni kompoziti sa puniocem

Kompozitni materijali na bazi smole (u daljem tekstu kompoziti) su se zbog dobrih svojstava, kao što su visoka otpornost na pritisak i habanje, relativno niska cena i jednostavna primena pojavili kao zamena za dentalni amalgam, koji je bilo gotovo stotinu godina materijal izbora za kavitete na bočnim zubima [1-5]. Dentalni amalgam pored dobrih svojstava, pokazuje i niz nedostataka, kao što su: stvaranje bioelektričnih potencijala u oralnom medijumu, potencijalna opasnost od toksičnog delovanja žive, korozija i nemogućnost bilo kakvog vezivanja za tvrda zubna tkiva. Zbog toga je neophodna radikalna priprema kaviteta, uz žrtvovanje dosta zubnog tkiva da bi

se osigurao zadovoljavajući integritet ispuna, a pritom se dobija potpuno neestetski izgled koji mu značajno umanjuje sveukupnu vrednost [6, 7].

Zbog navedenih razloga interesovanje za dentalne amalgame počelo je da opada sedamdesetih godina proteklog veka i restaurativna stomatologija je tražila novi materijal, koji će biti sposoban da u potpunosti zameni amalgam, a pritom ispuni i sve veće estetske zahteve u restaurativnoj i rekonstruktivnoj stomatologiji [8-10]. Kompozit je ponudio ispunjavanje ovih zahteva, jer je bio nemetalan, bez žive, termički i električki inertan, imao je sposobnost posrednog vezivanja za tvrda zubna tkiva, i osiguravao zadovoljavajući estetski izgled prirodnog zuba [11, 12]. Još uvek ne postoji opšte prihvaćena definicija koja bi precizno opisala restaurativne kompozite, koji se danas koriste u stomatologiji. Najviše je prihvaćena definicija koju su ponudili Lutz i Phillips 1983. godine, po kojoj je kompozit trodimenzionalna kombinacija najmanje dva različita materijala, koji su međusobno povezani jasno prepoznatljivom silanskom vezom [8]. Predmet istraživanja ove doktorske disertacije je ispitivanje stomatoloških kompozitnih materijala na bazi smole, tj. analiza polimerizacijske kontrakcije i napona kompozitnih materijala nastale usled polimerizacije LED (svetlosna-emitujuća dioda) diodom u teflonskim kalupima i kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima.

2.1.1 Sastav kompozitnih materijala na bazi smole

Kompoziti se sastoje od tri osnovna dela [11-13]:

- organskog matriksa na bazi smole,
- neorganskih čestica punilaca ili neorganske dispergovane faze i
- organsko-neorganskog vezivnog sredstva, silana.

Pored osnovnih, postoje još brojni dodaci u malim količinama, koji doprinose poboljšanju sveukupnog kvaliteta materijala, kao što su: stabilizatori boje, inhibitori i aktivatori polimerizacije, rentgen kontrastna sredstva i različiti pigmenti [14]. Veliki je broj istraživača koji su u proteklih pola veka dali doprinos razvoju kompozita, a među najznačajnijim su:

- Michael G. Buonocore, koji je godine 1955., predložio nagrizanje gleđi ortofosfornom kiselinom, kao jednostavnog postupka u povećavanju adhezije restaurativnih kompozitnih materijala na tvrde zubne strukture [13, 15],
- Rafael L. Bowen, koji je razvio kompozitnu smolu kao estetski restaurativni materijal (bisfenol- A-glicidildimetakrilat, danas poznat kao akronim Bis-GMA ili Bowenova smola) [15].
- Nobuo Nakabayashi, koji je predložio hibridizaciju dentalnog supstrata i tako ostvario promociju adhezije pomoću infiltracije monomera u zubnu strukturu. (1)

2.1.1.1 Organski deo

Bowen je otkrio da najvažniji organski sastojak kompozitnog materijala čini smolni matriks, sa dimetakrilatnim monomerima (DMA) visoke molekulske težine [9, 15, 16]. To je aromatski bisfenol-A-glicidil dimetakrilat, koji pokazuje visoku viskoznost zbog čega se mora razrediti s manje viskoznim ko-monomerima, kao što su trietilen-glikol-dimetakrilat (TEGDMA) [17].

Drugi značajan sastojak, koji se koristi kao glavna organska matrica na bazi smole kod niza kompozitnih materijala je uretan dimetakrilat (UDMA), koji pokazuje nižu viskoznost i bolju sposobnost polimerizacije od Bowenove smole [15, 16]. Osnovom ove dve dominantne smole, različiti proizvođači su razvili smolaste kompozitne sisteme koji sadrže Bis-GMA kao glavnu smolu ili

UDMA kao glavnu smolu. I jedni i drugi sistemi imaju svoje prednosti i nedostatke. Do sada u literaturi ne postoji dovoljan broj naučnih i kliničkih potvrda da su globalno kompozitni materijali temeljeni na Bis-GMA bolji od onih temeljenih na UDMA ili obratno.

Pored ovih postoji i niz drugih oligomera (manji polimeri npr. do 50 jedinica monomera) koji imaju molekule slične Bis-GMA. Ovi oligomeri su bez hidroksilne (-OH) i estarskih grupa, npr. polimeri koji imaju nižu viskoznost. To su polimeri bisfenol-A-etilmetakrilat (BIS-EMA) i bisfenol-A-propil metakrilat (BIS-PMA) i drugi manje značajni monomeri, koji se u manjoj meri dodaju organskom matriksu [18, 19].

2.1.1.2 Neorganski deo - dispergovani punioci

Neorganska raspršena (dispergovana) faza ili punioci obuhvataju različite čestice čisto neorganskog porekla, kao što su: kristalni kvarc, pirogeni koloidni silicijum dioksid, borosilikatno staklo, alumosilikati barijuma, stroncijuma, litijuma, cirkonijuma, zatim barijum sulfat (BaSO_4) i itrijum trifluorid [12, 14, 17, 20, 21].

Čestice neorganskih punilaca su različite veličine i oblika, a dodaju se organskom matriksu do njegovog zasićenja. Ove čestice su odgovorne za fizičko-mehanička svojstva materijala. Veličina čestica varira od materijala do materijala, a svaka vrsta čestica poseduje zasebna svojstva npr. [19, 22-26]:

- čestice pirogenog koloidnog silicijuma (veličine od 0,1 do 0,05 mikrona), inertne su i imaju nizak koeficijent termičke ekspanzije, a doprinose boljoj kondenzibilnosti i poliranosti kompozitne smole,
- barijumovo silikatno staklo i itrijum trifluorid (poseduju srednju tvrdoću i mogućnost otpuštanja jona fluora u okolinu),

- kvarc je vrlo stabilan s visokim koeficijentom termičke ekspanzije i velike tvrdoće, što može uticati na slabiju poliranost površine.

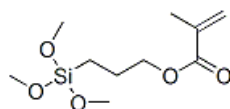
Punioci po svojoj strukturi i hemijskom sastavu mogu da imaju 5 potencijalnih uloga u kompozitnom materijalu:

1. Povećani udeo punioca smanjuje zapreminsku kontrakciju. Kompozit pri smanjenom udelu polimernih matrica, nastao inkorporiranjem većih količina neorganskih punioca, koji ne podležu polimerizaciji, za posledicu ima smanjenu kontrakciju pri polimerizaciji.
2. Poboljšavaju mehaničke osobine kao što su tvrdoća i otpornost na pritisak.
3. Dodavanjem punilaca na bazi stakla, visok koeficijent termičkog širenja monomera na bazi metakrilata se značajno kompenzuje, tako da se održi smanjeni koeficijent širenja na zubnom tkivu.
4. Razne estetske karakteristike, kao što su boja, translucenost i florescentnost, mogu biti poboljšane dodavanjem punilaca (Raspršenje svetlosti događa se kod materijala koji sadrži male čestice s različitim indeksom prelamanja od matrice u kojoj su te čestice raspršene. Deo svetlosti prolazi kroz takav materijal, a deo se rasprši, pa se za takav materijal kaže da je translucentan).
5. Stakleni punioci mogu da deluju kao nosioci rezistencije sekundarnog karijesa.

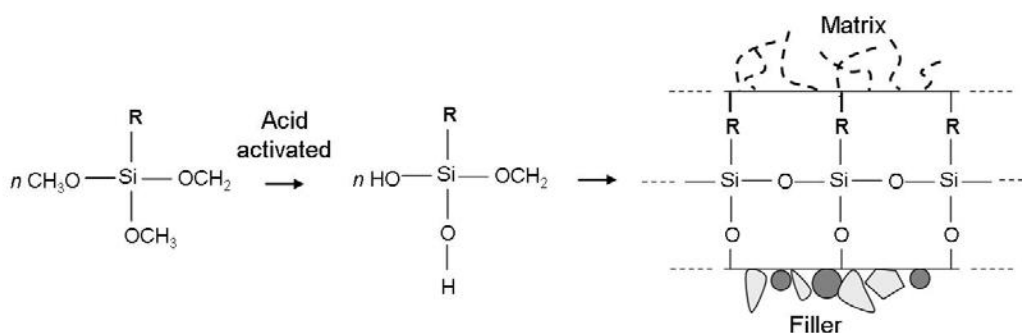
2.1.1.3 Organsko-neorgansko vezivno sredstvo

Primarno svojstvo organsko-neorganskog vezivnog sredstva je osiguravanje trajne veze čestica neorganskog punilaca sa organskom matricom na bazi smole. Ovo sredstvo omogućuje sprečavanje hidrolitičke degradacije veze punioci/smola i dobru raspodelu napona između smole i punilaca [16, 27]. Najčešće vezivno sredstvo za povezivanje čestica neorganskog punilaca i

matriksa na bazi smole su organosilani, među kojima glavno mesto zauzima 3-metaksiloksipropiltrimetoksisilan, ili jednostavnije silan. Silanizirajući agens je bifunkcijski molekul koji se na jednom kraju vezuje za hidroksilne grupe neorganskih punilaca putem reakcije kondenzacije, ostvarujući na taj način siloksanske veze (Slika 2.2). Na drugom kraju molekula metakrilne grupe podležu polimerizaciji pri hemijskoj ili fotohemijskoj aktivaciji stvrdnjavanja smole. Dakle, silani omogućavaju formiranje veze sa silicijumskim puniocima sa jedne strane i umrežavanje preko metakrilnih grupa sa druge strane. Time se obezbeđuje optimalna veza između organskog i neorganskog dela kompozitnog materijala.



(3metaksiloksipropiltrimetoksisilan)



Slika 2.2 Formula i reakcija silana [28]

2.1.1.4 Inicijatori polimerizacije

Inicijatori polimerizacije kod većine kompozitnih materijala na bazi smole sadrže kamforhinon i tercijarni amin, koji imaju sposobnost absorpcije elektromagnetne energije izvora u plavom delu vidljivog spektra.

Molekuli nekih fotoinicijatora (kao što je benzoilmetiletar) daju slobodne radikale potrebne za početak procesa polimerizacije, tako što apsorbuju svetlosnu energiju određene talasne dužine i razlažu se. Molekuli drugih fotoinicijatora (kao što je kamforhinon) apsorbuju svetlosnu energiju različitih talasnih dužina i samo se pobuđuju. U tako pobuđenom stanju reaguju s molekulima druge supstance, koja se naziva koinicijatorom. U reakciji fotoinicijatora i koinicijatora molekuli koinicijatora postaju slobodni radikali. U prisustvu slobodnih radikala molekuli monomera se za kratko vreme vežu u duge polimerne lance.

2.1.1.5 Inhibitori polimerizacije

Inhibitori su hemijski agensi koji imaju sposobnost da spreče autopolimerizaciju kompozitne smole [9, 29].

2.1.1.6 Stabilizatori

Stabilizatori ultraljubičastog svetla dodaju se zbog stabilnosti boje kompozitne smole [30]. U novije vreme intenziviran je napor da se otkriju u potpunosti novi organsko-neorganski sistemi, koji imaju sposobnost da poboljšaju stepen konverzije i smanjenje polimerizacijskog skupljanja i povećanja otpornosti na habanje [9, 12, 14-19, 22-24, 27, 31].

2.1.2 Aktuelni kompozitni materijali

Nakon mnogobrojnih pokušaja u proteklih trideset godina da se ponudi odgovarajuća vrsta kompozitnog smolastog materijala, koji bi stomatologu

olakšao izbor najpovoljnijeg materijala za pojedine indikacije restaurativnog postupka, danas se smatra da su veličina čestica i količina punilaca osnovno polazište za svrstavanje, odnosno klasifikaciju kompozitnog smolastog materijala [9, 22, 32-34].

Poslednjih petnaestak godina dogodila su se značajna poboljšanja. Smanjivanjem veličine i povećavanjem kvaliteta čestica punilaca, poboljšanjem adhezije između punilaca i organske matrice, a uvođenjem monomera niske molekulske težine, poboljšana je polimerizacija i rukovanje kompozitnim materijalom [9, 35]. Brojne podele koje su na osnovu ovih dostignuća ponuđene radi boljeg snalaženja stomatologa dosta su složene i neprikladne, pa mogu stvoriti zbrku i nesnalaženje u svakodnevnoj kliničkoj praksi. Za kliničke potrebe najprikladnija je podela na osnovu veličine čestica, udela neorganskog punioca i fizičkih svojstava čestica punilaca na [34, 36]:

- kompozitne materijale s mikropuniocima
- hibridne kompozitne materijale
- nanohibridne kompozitne materijale
- gusto-punjen (eng. *packable*) kompozitne materijale
- tečne kompozitne materijale.

2.1.2.1 Kompoziti sa mikropuniocima

Kompoziti sa mikropuniocima imaju zapreminski udeo punilaca (ZUP) između 20-59 %, prosečnu veličinu čestica (PVČ) od 0,04-0,75 mikrometra, zapreminsku kontrakciju (ZK) od 2-3 % [34]. Ovi kompoziti su nastali zbog potrebe da se materijal povećanih fizičkomehaničkih svojstava upotrebi i u području prednjih zuba, s težnjom da uz to iskaže viši stepen površinske poliranosti od hibridnog materijala. Čestice manje veličine osiguravaju bolju poliranost i sjaj površine, sličan materijalu s mikropuniocima, zadržavajući pritom viši stepen otpornosti na habanje [34, 36, 37].

2.1.2.2 Mikrohibridni kompoziti

Hibridni kompoziti imaju ZUP između 57-72 %, PVC od 0,2-3 mikrometra, ZK od 1.6-4.7 % [34]. Nastali su kao potreba da se ujedine prednosti dobre površinske poliranosti kompozitnih smola s mikropuniocima i visoka otpornost na habanje kompozitnih smola sa makropuniocima [9, 34, 37]. Na taj način se izbegavaju najvažniji nedostaci i jedne i druge vrste i nastaje novi hibridni kompozitni materijal. Neorganski punilac sadrži kvarc, borosilikatno staklo, stroncijum, cirkonijum, amorfni silicijum, litijum i aluminijum fluorosilikatno staklo. Ovakav sastav, pored spomenutog, osigurava i bolja fizičkomehanička svojstva od kompozitnog materijala s mikropuniocima [38, 39]. Hibridni kompozitni materijal poseduje visok modul elastičnosti i ima niži nivo polimerizacijske kontrakcije u odnosu na materijale s mikropuniocima, veći stepen konverzije i otpornost na apsorpciju vode, a time i niži stepen biodegradacije, što značajno utiče na dugotrajnost restaurativnog zahvata [38-41].

2.1.2.3 Nanohibridni kompoziti

Nanohibridni kompoziti imaju ZUP između 58-71 %, PVC od 0,015-0,05 mikrometra, ZK od 2-3.4 %. Istraživanja su pokazala da nanohibridni kompoziti imaju unapređena estetska i mehanička svojstva u odnosu na mikrohibridne kompozite [42-44]. Usled male veličine punioca ovi kompoziti imaju unapređena mehanička svojstva, kao što su povišena savojna čvrstoća, povećana otpornost na habanje, smanjena zapreminska kontrakcija pri polimerizaciji [42, 44].

2.1.2.4 Gusto punjeni-kompoziti

Gusto-punjeni kompoziti imaju ZUP između 43-61 %, PVC od 0,7-0,8 mikrometra ZK od 2,6-3,4 %. Ovaj kompozitni materijal nastao je kao prava alternativa dentalnom amalgamu, jer se pokazalo da su restauracije zuba sa dosadašnjim kompozitnim materijalom pokazale brojne nedostatke, kao što su: poteškoće oblikovanja aproksimalnih kontaktnih delova, postojanost boje i oblika, rubna adaptacija i propuštanje i posleoperativna osetljivost zuba [6-9]. U cilju prevazilaženja spomenutih poteškoća, daljim istraživanjima pojavio se ALERT-a 1998 godine. Materijal je preporučen kao idealno sredstvo koje se može naneti u kavitet slično kao amalgam. Smatralo se da je na taj način moguće postići optimalne aproksimalne kontaktne odnose, zaobljenje rubova, kao i visoku otpornost na trošenje i očuvanje anatomske izgleda restauracije. Nažalost, ovi materijali nisu ispunili očekivanja, jer su istraživanja pokazala da hibridni kompozitni materijali optimalno primenjeni, pokazuju bolja fizičko-mehanička i estetska svojstva od gusto-punjenih [45, 46].

2.1.2.5 Tečni kompoziti

Tečni kompoziti imaju ZUP između 30-55 %, PVC od 0,6-1 mikrometra, ZK od 4-8 % [34, 36, 37]. Tečne kompozitne smole uvedene su u kliničku praksu 1995. godine, kao novi materijal koji će omogućiti brže, bolje i jednostavnije rukovanje. Zbog svog sastava pokazuju nešto slabija fizičko-mehanička svojstva od ostalih kompozitnih materijala, ali izrazita sposobnost tečenja materijala i niži modul elastičnosti daju im sposobnost podnošenja napona i zbog toga prednost u određenim specifičnim indikacijama [5, 47, 48].

2.2 Identifikacija problema i ciljevi istraživanja

Polimerizacijska kontrakcija i naponi koje ona izaziva predstavljaju negativna svojstva kompozitnog materijala. Primećeno je da najčešći problemi koji se javljaju kao posledica polimerizacijske kontrakcije su pojava nastanka polimerizacijskih napona i prslina, koje mogu prouzrokovati marginalnu pukotinu između ispuna i zuba, i lom i kod napona mnogo manjih od granice tečenja materijala. Razumevanje polimerizacijske kontrakcije, lokalnog deformacionog polja i napona u skladu sa strukturnim osobinama kompozita su izuzetno važni za dalje korišćenje postojećih i unapređivanje novih kompozitnih materijala.

2.2.1. Mehanizam stvrdnjavanja kompozitnih smola

Kompozitni materijal na bazi smole odlikuje se specifičnim načinom stvrdnjavanja, koji se opisuje konverzijom molekula monomera u makromolekule polimere unakrsnim (cross linking) ili zapreminskim povezivanjem, stvarajući mrežu u koju se uklješte čestice neorganskog punioca [49]. Pri radikalnoj polimerizaciji dolazi do približavanja monomernih jedinica, kako bi se ostvarila kovalentna veza u polimeru.

Radikalna polimerizacija kompozita je proces stvrdnjavanja, a odvija se u tri koraka [50-54]:

- 1) inicijacija - homolitičkom razgradnjom fotoinicijatora dolazi do oslobađanja primarnog radikala, koji adicijskom reakcijom s monomerom stvara novi slobodni radikal,
- 2) rast ili propagacija lančane reakcije - uzastopna adicija velikog broja molekula monomera uz nastanak makromolekulskih radikala,

- 3) zaustavljanje ili terminacija rasta makromolekula - povećanjem koncentracije polimerizacije dolazi do bimolekulskih reakcija nastalih radikala i zaustavljanja rasta lančanih makromolekula.

Siloran se sastoji iz siloksanskog jezgra funkcionalizovanog oksiranskim prstenovima čije otvaranje pri polimerizaciji nadoknađuje skraćivanje distance između monomernih jedinica [49]. Monomeri silorana se umrežavaju tokom katjonske polimerizacije sa otvaranjem prstena, koja počinje kada se stvori dovoljan broj katjonskih reaktivnih centara u materijalu, za šta je potrebno određeno vreme. Ovo je bitna promena u odnosu na slobono-radikalnu adiciju metakrilata koja počinje onog trenutka kada inicijatorski sistem primi elektromagnetnu energiju svetlosnog izvora.

Stvrđnjavanje kompozita je inicirano osvetljavanjem plavim svetlom, koje emituje halogena lampa ili dioda (LED svetlosna-emitujuća dioda). Inicijator u većini kompozitnih materijala na bazi smole je kamforhinon, koji reaguje u spektru opsega od 400-500 nm s maksimumom apsorpcije na 468 nm [54].

Kvalitet polimerizacije može da se meri stepenom konverzije monomera u polimer (koji nikada nije 100 %), a zavisi od [27, 31, 35, 50, 54]:

- hemijskog sastava monomera,
- koncentracije inicijatora polimerizacije,
- veličine, vrste i količine neorganskih čestica punioca – veći udeo punioca smanjiće polimerizacijsku kontrakciju, ali i stepen konverzije,
- intenziteta, vremena i udaljenosti izvora svetlosti od površine kompozita.

Pomeranje i prostorna organizacija molekula monomera odgovorni su za promene zapremine u toku polimerizacije. Na početku procesa polimerizacije smola ulazi u pre-gel fazu, u kojoj je organski matriks u viskoznoj plastičnoj formi, koja joj omogućava «razlivanje» odnosno «tečenje». U toj fazi se

monomeri još uvek mogu pomerati ili „skliznuti“ u novi položaj u organskom matriksu. Proces polimerizacije se dalje nastavlja pri čemu se stvaraju sve veći molekuli, a kompozit se stvrdnjava i homogenizuje u tvrdo telo. Tačka u kojoj više nije moguće bilo kakvo kretanje naziva se gel tačka, a označava prelaz iz pre-gel faze u post-gel fazu. Materijal je u kruto elastičnom stanju, ali još uvek se skuplja. Skupljanje izaziva nastanak napona. Gelacija se može prikazati kao trenutak kada molekul u materijalu više ne može kompenzovati skupljanje. Ukupno skupljanje materijala određuje pre-gel faza, u kojoj materijal još uvek može kontrolisati i kompenzovati polimerizacijsku kontrakciju [51, 55]. Post-gel faza, ili faza vitifikacije, smatra se odgovornom za pojavu zaostalih napona.

Polimerizacijske kontrakcije najčešće se smanjuju na dva načina:

1. smanjivanjem reakcione površine po jedinici zapremine,
2. korišćenjem različitih vrsta smola.

Kako bi se prebrodili problemi s polimerizacijskom kontrakcijom, stručnjaci biraju različite tehnike, uključujući i sredstva za vezivanje s dentinom [56], nisko-kontraktione kompozitne materijale [57], premaze od glas-jonomer cementa [58] i različite načine ulaganja [59].

Pokazalo se da nijedna od navedenih tehnika u potpunosti ne može ukloniti pojavu kontrakcije i naprezanja.

Postoje 3 osnovna oblika polimerizacijske kontrakcije:

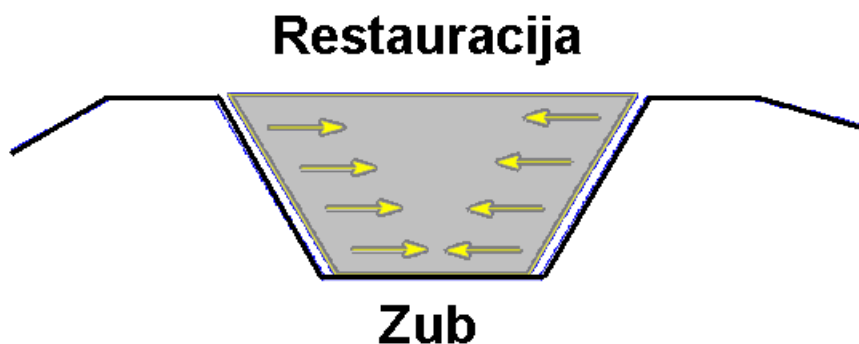
- Slobodno skupljanje. Ako kompozitni materijal ne leži na čvrstoj površini, skupljaće se prema centru. Budući da skupljanje nije ometano neće se razviti zaostali naponi.
- Efektivno skupljanje. Ako je kompozitni materijal pričvršćen za samo jednu čvrstu površinu, na skupljanje će uticati novostvoreni granični uslovi i neće se razviti gotovo nikakvi zaostali naponi, jer će gubitak zapremine biti kompenzovan skupljanjem naspram površine vezivanja.

- Skupljanje između suprotnih zidova kaviteta. Napon nastao polimerizacijskom kontrakcijom će se razviti ako je skupljanje ometano suprotnim zidovima, kao sila koja vuče kompozit od zidova kaviteta [31, 60]. Ako napon prekorači snagu adhezijske veze, doći će do kidanja te veze i pojave ivičnih mikroprslina. Polimerizacijska kontrakcija kompozitnih materijala može stvoriti kontrakcijske sile i oštetiti vezu sa tkivom zuba, izazvati ivične prsline i mikropropustljivost [61].

2.2.2 Identifikacija problema usled nastanka polimerizacijskih napona i zapreminske kontrakcije kompozita

Većina kompozitnih materijala na bazi smole, koji se upotrebljavaju u restaurativnoj stomatologiji, imaju zajedničku osnovu da polimerizuju slobodne radikale metakrilata ili se umrežavaju tokom katjonske polimerizacije sa otvaranjem prstenova [49]. Ti procesi menjaju zapreminu materijala, što prouzrokuje stvaranje napona na spoju restauracija-zub, poznatu pod nazivom "kontrakcioni napon" [60] (Slika 2.3). Takav napon nastaje u kompozitnoj masi i prenosi se na adhezivnu vezu [55, 62] i zubnu površinu, što često stvara oštećenje kvržica [63] i mikroprslina u gleđi i dentinu [64] i kod pacijenata često prouzrokuje postoperativnu osetljivost [65]. Polimerizacijski napon može ugroziti marginalni integritet zuba i restauracije, omogućiti prodor bakterija između ispuna i zuba [66] i na kraju prouzrokovati nastanak marginalne diskoloracije, sekundarnog karijesa, oštećenja dela zuba [67], upale zubne pulpe [68].

Naprezanja na adhezivnom spoju kompozit-zub i u zubu zavise od oblika kaviteta, veličine, C-faktora, modula elastičnosti zuba i kompozita, brzine polimerizacije i stepena konverzije [69, 70]. Svi navedeni faktori su međusobno povezani i složeno deluju i prouzrokuju polimerizacijske napone.



Slika 2.3 Napon usled polimerizacijske kontrakcije

Na pojavu napona najviše utiču:

- zapremina i konfiguracija kaviteta
- svojstva smolastog materijala
- tehnika postavljanja materijala
- polimerizacija smolastog materijala.

Moderni kompoziti pri polimerizaciji izazivaju kontrakcije od 2,6 do 4 %, pri čemu ni adhezivni sistemi koji stvaraju snažne veze, jače od 20 MPa, a koje su snažnije od napona izazvanog kontrakcijom (13-17 MPa), ponekad ne mogu podneti naprezanja i tada počinju odvajanja i pojavljuju se prsline [61].

Deformisanje zidova kaviteta može delimično kompenzovati kontrakcijske napone kod kompozita u kavitetima na bočnim zubima, s tim što polimerizacijska kontrakcija može uzrokovati prsline i potpune frakture kvržica [71-73].

2.2.3 Aktuelne naučne metode za analizu polimerizacijske kontrakcije i uočavanje potrebe za primenu bezkontaktnih metoda

U toku poslednjih nekoliko decenija, razvilo se nekoliko metoda za merenje polimerizacijske kontrakcije i analizirane su posledice koje ona izaziva. Razvoj monomera privukao je veliku pažnju hemičara da ispituju slobodnu polimerizacijsku kontrakciju, koja može biti merena npr. Arhimedovom

metodom, živinim dilatometrom ili optičkim praćenjem promena zapremine [74-76]. Za direktnu primenu u stomatologiji naučnici su više bili zainteresovani za istraživanja polimerizacijske kontrakcije u zubnom tkivu i izazvanog polimerizacijskog napona [62, 77-84]. Polimerizacijska kontrakcija se može meriti korišćenjem mikro kidalice (tensilometer) [45, 77], mernih traka [85], digitalne korelacije slika [86], linearno varijabilni diferencijalnih transformera (LVDT) tj., primenom metode Watts and Cash [87]. Neka od ovih merenja ne odgovaraju u potpunosti kliničkim situacijama, jer postavka eksperimenta uglavnom idealizuje kliničke uslove. Prikazivanje posledica polimerizacijske kontrakcije moguća je korišćenjem metode konačnih elemenata (MKE) sa ograničenjima u tačnosti proračuna i neophodne verifikacije eksperimentalnim putem. Takođe, dosadašnje kontaktne metode mogu pruzrokovati nastanak dodatnih gravitacionih ili adhezivnih sila i samim tim mogu deformisati kompozitni materijal i pre polimerizacije [83, 88-90]. U trenutno dostupnoj literaturi nema mnogo podataka o trodimenzionalnoj, optičkoj, bezkontaktnoj analizi deformacija/pomeranja kompozita koje nastaje usled svetlosno inicirane polimerizacije. Razumevanje polimerizacijske kontrakcije, lokalnog deformacionog polja i polja pomeranja u skladu sa strukturnim osobinama kompozita su izuzetno važni za dalje korišćenje postojećih i unapređivanje novih kompozitnih materijala.

2.2.4 Primena metode konačnih elemenata u stomatologiji

Metod konačnih elemenata (MKE) je savremeni numerički metod, koji se uz primenu računara koristi za projektovanje i proračun konstrukcija i elemenata rešavanjem problema mehanike kontinuuma [91-94]. MKE spada u metode diskretne analize, zasnovane na fizičkoj diskretizaciji posmatranog domena, gde osnovu za sva razmatranja predstavlja deo domena konačnih dimenzija, poddomen ili konačni element. Za razliku od drugih numeričkih

metoda, koje se zasnivaju na matematičkoj diskretizaciji jednačina graničnih problema, MKE se zasniva na fizičkoj diskretizaciji razmatranog domena [95]. Sa stanovišta fizičke interpretacije, ovo znači da se razmatrani realni fizički domen (linija, površina ili zapremina), kao realni kontinuum sa beskonačno mnogo stepeni slobode kretanja tačaka u njemu, zamenjuje diskretnim (fiktivnim - zamišljenim) geometrijskim modelom. Takav model sastavljen je od međusobno povezanih (u konačnom broju tačaka-čvorova) zapreminskih konačnih elemenata, koji imaju konačne dimenzije, konačne fizičke karakteristike i konačne brojeve stepeni slobode kretanja. Kako je geometrija konačnih elemenata po pravilu jednostavna, to praktično znači da se realni kompleksni problem raščlanjuje na niz jednostavnih problema. Način diskretizacije, izbor oblika konačnog elementa, kao i izbor ukupnog broja konačnih elemenata zavise od prirode problema koji se analizira i potrebne tačnosti željenog i traženog rešenja.

Na ovaj način, analizom pojedinačnih elemenata, uz pretpostavku o načinu njihove međusobne povezanosti, analizira se celina problema. Ovaj pristup u analizi je poznat kao induktivni pristup, gde se od posebnog ide ka opštem, od individualnog ka univerzalnom. Kod inženjerskih i drugih problema kod kojih se opšta rešenja ne mogu dobiti u zatvorenom (direktnom, tačnom) obliku, induktivni pristup je od posebnog značaja.

Kod primene MKE u stomatologiji javlja se veliki problem pri definisanju geometrije realnog fizičkog modela, usled činjenice da zubi, potporne strukture, vilična kost ili temporomandibularni zglobovi imaju kompleksnu geometriju [96-111]. Uopšteno uzevši, analize iz oblasti stomatologije, povezane sa primenom MKE, mogu se po predmetu istraživanja svrstati u nekoliko grupa [112], i to:

- ispitivanje oblika i dizajna ispuna, krune, dentalnih implantata, livenih ili fabričkih nadogradnji, retencionih kočica, mobilnih proteza i mostova;

- ispitivanje interakcije pojedinih potpornih struktura sistema kosti, zuba;
- ispitivanje zaostalih napona kao posledica vezivne i termalne ekspanzije u krunama i ispunima;
- ispitivanje fizioloških i biohemijskih efekata sile žvakanja, ponašanja zuba pri dejstvu okluzalnih sila, njihove interakcije i koncentracije napona;
- istraživanje i primena u ortodonciji;
- istraživanje i primena u implantologiji.

U dostupnoj naučnoj literaturi gotovo da nema podataka o intenzitetu, orijentaciji i raspodeli opterećenja na suprotnim zidovima kaviteta nastalog usled polimerizacione kontrakcije. U najvećem broju radova dobijeni rezultati polimerizacijskih napona primenom MKE nisu eksperimentalno verifikovani.

2.2.5 Ciljevi istraživanja

Osnovni naučni cilj ove disertacije je (1) sistematsko ispitivanje polimerizacijske kontrakcije 3D optičkom analizom deformacija i pomeranja, stomatoloških kompozitnih materijala na bazi smole, (2) dobijanje funkcionalnih zavisnosti pomeranja/deformacije i karakterističnih oblasti posmatranja materijala različitog sastava organskog matriksa i veličine punioca.

Posebni ciljevi su:

- razvijanje procedura za mašinsku pripremu kaviteta na plastičnim i ekstrahovanim zubima, radi dobijanja ponovljivih i unapred definisanih oblika kaviteta za analizu slobodne polimerizacijske kontrakcije i kontrakcije između suprotnih zidova kaviteta;

- definisanje metodologije za eksperimentalno ispitivanje polimerizacijske kontrakcije zasnovane na primeni trodimenzionalnog optičkog mernog sistema;
- ispitivanje zavisnosti vektora pomeranja pri polimerizaciji kompozitnih materijala na bazi smole i primenjenih simuliranih kliničih uslova;
- razvijanje 3D numeričkih modela digitalizacijom 2D slika presečenih slojeva eksperimentalnih modela;
- odrediti opterećenja koja najbolje opisuju stvarno, realno opterećenje, a koje je posledica dejstva polimerizacione kontrakcije kompozita na zidove kaviteta primenom MKE. U prvom koraku potrebno je odrediti napon, tj. odrediti orijentaciju i raspodelu opterećenja na suprotnim zidovima kaviteta. U drugom koraku potrebno je verifikovati numerički model primenom 3D analize pomeranja naspramnih zidova kaviteta.

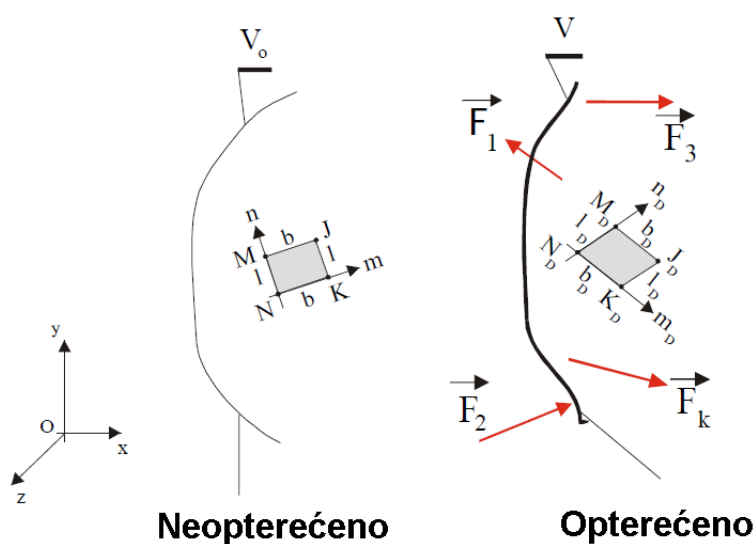
POGLAVLJE 3

DEFORMACIJE I OPŠTE PROSTORNO NAPONSKO STANJE

U ovom poglavlju definisane su osnovne veličine od kojih se polazi pri proučavanju deformacija tela, malih površina i opšte naponskog stanja materijala. Postavljene su dobro poznate fizičko-matematičke osnove neophodne za naučno-stručnu strukturu rada. U ovom poglavlju dat je i sistematizovan prikaz najznačajnijih veličina kao što su dilatacije, uglovi klizanja, vektori pomeranja, tenzori deformacija i napona, von Mises deformacija i dr., koje će biti predmet istraživanja u disertaciji [113-115].

3.1 Deformacije tela i deformacije malih površina

Posmatrajmo jedno telo proizvoljnog oblika i proizvoljne zapremine, koje je vezano za pravougli koordinatni sistem (Sl. 3.1). Označimo unutar tela jednu tačku, za koju je vezan pravougli koordinatni sistem, čije se ose poklapaju sa stranicama elementarnog pravougaonika.



Slika 3.1

Ako je telo opterećeno sistemom opterećenja

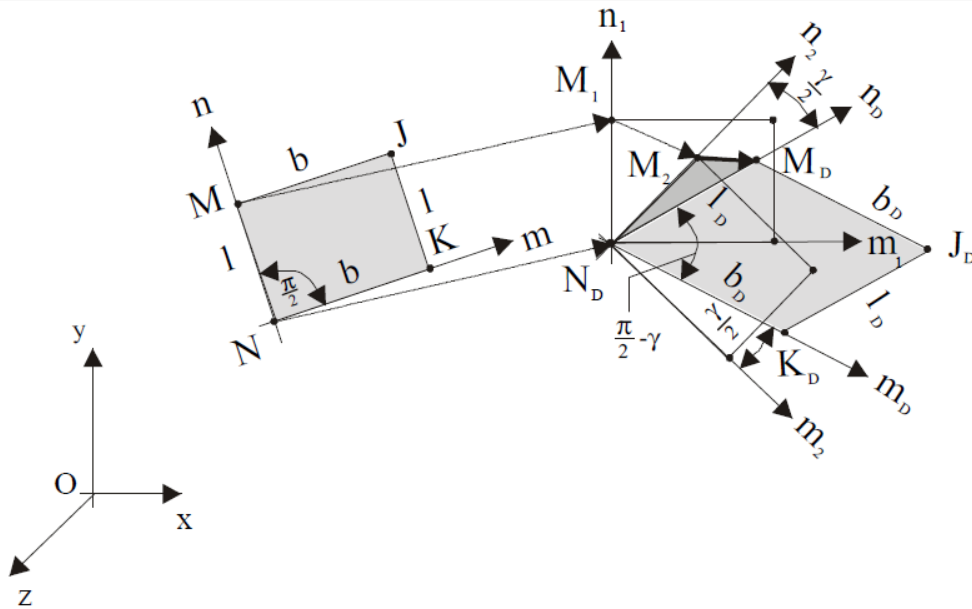
$$(\vec{F}_1, \vec{F}_2, \dots, \vec{F}_3) \quad (1)$$

ono će promeniti oblik i zapreminu. Promena oblika i zapremine tela naziva se deformacija. Kao što je na Slici 3.1 prikazano, tokom deformacije tačka (N) dospeva u novi položaj (N_D), a elementarni pravougaonik se deformiše (menja svoje dimenzije i oblik) u površinu (N_D, M_D, J_D, K_D). Ukupnu deformaciju možemo razložiti (prikazati u više faza) pomoću komponentnih deformacija.

Ako su deformacije, koje su kao posledica sistema opterećenja male u odnosu na dimenzije mernog elementa u celini i ukoliko ne utiču evidentno na osnovnu geometriju, onda takva hipoteza omogućava sabiranje (superpoziciju) deformacija, kao i pojednostavljanje korišćenog geometrijskog aparata. U skladu sa hipotezom o superpoziciji deformacija, fazne deformacije možemo superponirati, i dobiti ukupnu deformaciju (Slika 3.2).

- 1) Faza: Koordinatni sistem (nm) se translatorno pomeri u novi položaj gde su sada koordinate (n_1, m_1) , a pri tome se oblik elementarnog pravougaonika ne menja.
- 2) Faza: Koordinatni sistem (n_1, m_1) se zarotira u položaj (n_2, m_2) , a pri tome se oblik elementarnog pravougaonika ne menja.
- 3) Faza: Pravi ugao koordinatnog sistema (n_2, m_2) se menja (deformiše), i dobija vrednost $(90^\circ - \gamma)$, dok koordinatne ose zamenjuju položaje (n_D, m_D) .
- 4) Faza: U pravcu osa (n_D, m_D) dolazi do promene dužina stranica pravougaonika ($l \rightarrow l_D, b \rightarrow b_D$).

Prve dve faze deformacije predstavljaju relativnu promenu položaja tačke (N) i elementarnog pravougaonika ($NMJK$), dok poslednje dve faze predstavljaju deformaciju elementarnog pravougaonika ($NMJK$).



Slika 3.2

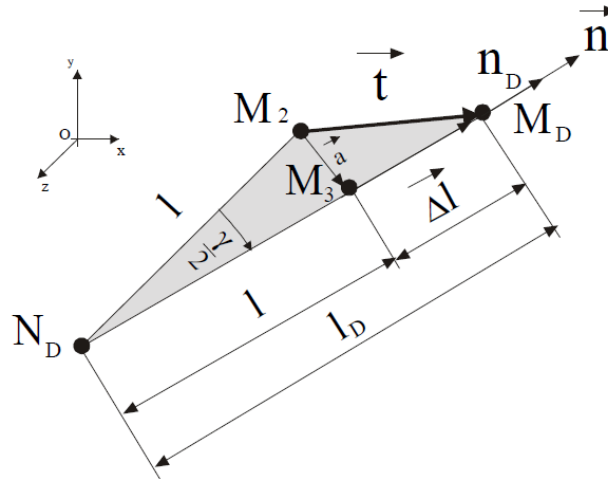
Na osnovu stava o konjugaciji tangentialnih napona elementarnog pravougaonika ($NMJK$) deluju tangentialni naponi istog inteziteta, a mereni su od ili ka koordinatnom početku, pa se i ugaone deformacije koje su posledica dejstva tangentialnih napona iste, i imaju vrednost $(\frac{1}{2}\gamma)$.

$$\alpha n_2 \rightarrow n_D = \alpha m_2 \rightarrow m_D = \frac{1}{2}\gamma \quad (2)$$

Ukupna ugaona deformacija elementarnog pravogaunika ($NMJK$) je:

$$\gamma = \alpha n_2 \rightarrow n_D + \alpha m_2 \rightarrow m_D = \frac{1}{2}\gamma + \frac{1}{2}\gamma = \frac{\pi}{2} - n_D \rightarrow m_D \quad (3)$$

U daljem tekstu je prikazana analiza trouglova (N_D, M_D, M_2) i (M_2, M_3, M_D) (Slika 3.3), pri čemu su stranice trougla (M_2, M_3, M_D) posmatrane kao vektori.



Slika 3.3

U koordinatnom sistemu (x, y, z) deformaciju elementarnog pravugaonika $(NMJK)$ možemo opisati pomeranjem $(\overline{M_2M_D})$, koje ćemo obeležiti vektorom (\vec{t}) . Vektor (\vec{t}) se naziva elementarni vektor pomeranja.

Razložićemo elementarni vektor pomeranja (\vec{t}) na dve komponente, i to na osu koja je upravna na osu (n_D) i na pravac koji je paralelan sa osom (n_D) :

$$\vec{t} = \vec{a} + \overline{\Delta l} \quad (4)$$

Podelimmo vektorsku jednačinu (4) sa (l) , da bi izračunali graničnu vrednost:

$$\begin{aligned} \lim_{l \rightarrow 0} \left(\frac{\vec{t}}{l} = \frac{\vec{a}}{l} + \frac{\overline{\Delta l}}{l} \right) \\ \lim_{l \rightarrow 0} \left(\frac{\vec{t}}{l} \right) = \lim_{l \rightarrow 0} \left(\frac{\vec{a}}{l} \right) + \lim_{l \rightarrow 0} \left(\frac{\overline{\Delta l}}{l} \right) \end{aligned} \quad (5)$$

3.1.1 Vektor deformacije

Granična vrednost jednačine (6) se obeležava vektorom \vec{f} , a naziva se vektor deformacije.

$$\lim_{l \rightarrow 0} \left(\frac{\vec{t}}{l} \right) = \frac{d\vec{t}}{dl} = \vec{f} \quad (6)$$

Vektor deformacije \vec{f} je vezan za tačku (N). Za tačku (N) se može vezati beskonačno veliki broj koordinatnih sistema (nm), što navodi na zaključak da je i broj vektora deformacije \vec{f} u jednoj tački (N) beskonačno veliki. Skup svih vektora deformacije \vec{f} u tački (N) naziva se stanje deformacije. Vektor deformacije \vec{f} je bezdimenziona veličina.

3.1.2 Dilatacija

$$\lim_{l \rightarrow 0} \left(\frac{\Delta \vec{l}}{l} \right) = \frac{\Delta d\vec{l}}{dl} = \vec{\varepsilon} \quad (7)$$

Granična vrednost jednačine (7) se po definiciji naziva dilatacija (relativna promena dužine). Ako osi n odgovara jedan jedini vector \vec{n} , tada se intenzitet dilatacije ε izračunava kao skalarni proizvod vektora deformacije \vec{f} i jediničnog vektora \vec{n} :

$$\varepsilon = \vec{f} \bullet \vec{n} \quad (8)$$

3.1.3 Ugao klizanja (ugaono pomeranje)

Granična vrednost jednačine (9) se po definiciji zove ugao klizanja (ugaono pomeranje).

$$\lim_{l \rightarrow 0} \left(\frac{\bar{a}}{l} \right) = \frac{\bar{\gamma}}{2} \quad (9)$$

U daljem radu će se za komponente vrednosti ugla klizanja koristiti sledeći način obeležavanja:



Na uzajamno upravnim ravnima, uglovi klizanja su po intenzitetu jednaki, a usmereni su ili prema, ili od presečne linije tih ravni (teorema o konjugovanosti tangentskih napona, deformacija).

$$\gamma_{xy} = \gamma_{yx}; \gamma_{xz} = \gamma_{zx}; \gamma_{yz} = \gamma_{zy} \quad (9a)$$

Dilatacije $\bar{\epsilon}$ i uglovi klizanja $\bar{\gamma}$ se po konvenciji zovu činioći deformacije.

3.2 Tenzor deformacije

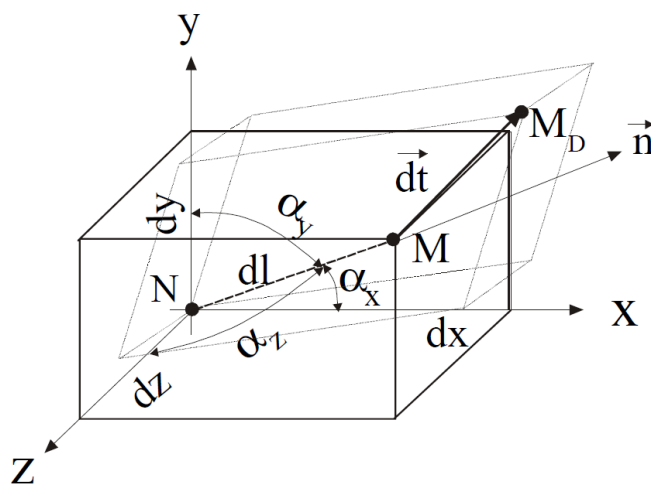
Za analizu izdvojen je iz deformisanog tela, iz okolne tačke (N) jedan diferencijalno mali paralelepiped, čije su stranice dimenzija (dx, dy, dz) (Slika 3.4). Velika dijagonala diferencijalnog paralelepipeda je (dl) . Ivice paralelepipeda se podudaraju sa osama koordinatnog sistema (x, y, z) . Paralelno sa dijagonalom postavimo jedinični vektor \vec{n} . Jedinični vektor \vec{n} zaklapa uglove sa koordinatnim osama $(\alpha_x; \alpha_y; \alpha_z)$:

$$\cos \alpha_x = l, \cos \alpha_y = m, \cos \alpha_z = n;$$

Uvedimo kolonu:

$$\vec{n} = \begin{vmatrix} \cos \alpha_x \\ \cos \alpha_y \\ \cos \alpha_z \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} l \\ m \\ n \end{vmatrix} \quad (10)$$

Ukoliko se optereti diferencijalno mali paralelepiped javljaju se kao posledica opterećenja prostorne deformacije. Prostorne deformacije se ogledaju promenom dužine i položaja dijagonale dl , odnosno diferencijalnim vektorom pomeranja $d\vec{t}$ tačke M . Izraz "diferencijalni" je odgovarajući diferencijalnim dimenzijama paralelopipeda.



Slika. 3.4

Veze između dužina stranica paralelopipeda, i dužine velike dijagonale su sledeće:

$$\begin{aligned} dx &= dl \cos \alpha_x \\ dy &= dl \cos \alpha_y \\ dz &= dl \cos \alpha_z \end{aligned} \quad (11)$$

Potrebno je odrediti komponentu diferencijalnog vektora pomeranja \overline{dt}_x u pravcu ose x .

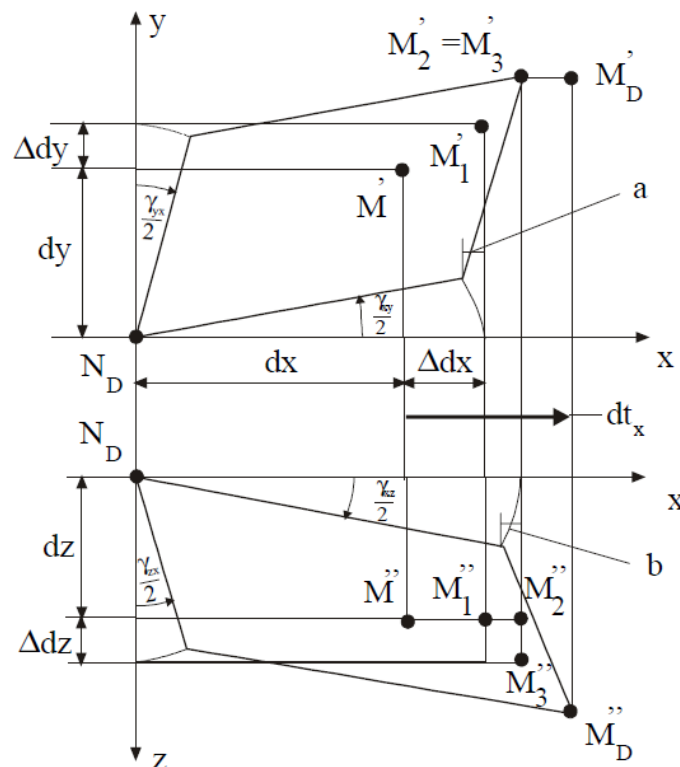
$$\overline{dt}_x = dt_x \quad (12)$$

Vektor pomeranja u pravcu ose x je posledica deformacija u ravnima xy i zx . Shodno stavu o superpoziciji deformacija, ukupno pomeranje u pravcu ose x se prvo razloži na više faza, zatim se komponentna pomeranja sabiraju, i tako dobije ukupan iznos pomeranja (Sl. 3.5).

- 1) Faza: pomeranja u pravcima osa xy u ravni xy - M, M_1 .
- 2) Faza: ugaona pomeranja u ravni xy - M_1, M_2
- 3) Faza: pomeranja u pravcima osa zx u ravni zx - M_2, M_3
- 4) Faza: ugaona pomeranja u ravni zx - M_3, M_D

Super pozicija (zbir) pomeranja u pravcu ose x je:

$$dt_x = dt_{x_1} + dt_{x_2} + dt_{x_3} + dt_{x_4} \quad (13)$$



Slika 3.5

Sa Slike 3.5 se mogu odrediti komponente pomeranja označene u jednačini (13).

$$\begin{aligned}
 dt_{x_1} &= \Delta dx = \varepsilon_x dx \\
 dt_{x_2} &= \frac{1}{2} \gamma_{yx} (dy + \Delta dy) - a \\
 a &= \frac{1}{2} \gamma_{xy} (dx + \Delta dx) - \frac{1}{2} \gamma_{xy} \cong 0 \\
 dt_{x_3} &= 0 \\
 dt_{x_4} &= \frac{1}{2} \gamma_{zx} (dz + \Delta dz) - b \\
 b &= \frac{1}{2} \gamma_{zy} [(dt_x)_1 + (dt_x)_2] - \frac{1}{2} \gamma_{zy} \cong 0
 \end{aligned} \tag{14}$$

Ukoliko se uvrste vrednosti iz jednačina (14) u jednačinu (13) a diferencijalne veličine drugog reda zanemare, dobija se:

$$dt_x = \varepsilon_x dx + \frac{1}{2} \gamma_{yx} dy + \frac{1}{2} \gamma_{zx} dz \tag{15}$$

Ako se prethodna jednačina (3.15) podeli sa dl i u skladu sa relacijama (6, 7, 9, 10), dobija se komponenta vektora deformacije u pravcu ose x .

$$f_x = \varepsilon_x l + \frac{1}{2} \gamma_{yx} m + \frac{1}{2} \gamma_{zx} n \tag{16}$$

Na identičan način se mogu odrediti komponente vektora deformacije i u pravcima osa yz . Kao rezultat pokazuju se 3 skalarne jednačine, koje u stvari predstavljaju komponente vektora deformacije \vec{f} u pravcima osa xyz :

$$\begin{aligned}
 f_x &= \varepsilon_x l + \frac{1}{2} \gamma_{yx} m + \frac{1}{2} \gamma_{zx} n \\
 f_y &= \frac{1}{2} \gamma_{xy} l + \varepsilon_y m + \frac{1}{2} \gamma_{zy} n \\
 f_z &= \frac{1}{2} \gamma_{xz} l + \frac{1}{2} \gamma_{yz} m + \varepsilon_z n
 \end{aligned} \tag{17}$$

Prethodno predstavljeni sistem jednačina može se predstaviti u matricnoj formi:

$$\vec{f} = \begin{pmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \varepsilon_x & \frac{1}{2}\gamma_{yx} & \frac{1}{2}\gamma_{zx} \\ \frac{1}{2}\gamma_{xy} & \varepsilon_y & \frac{1}{2}\gamma_{zy} \\ \frac{1}{2}\gamma_{xz} & \frac{1}{2}\gamma_{yz} & \varepsilon_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} l \\ m \\ n \end{pmatrix} \quad (18)$$

Ili jednostavnije:

$$\vec{f} = D \cdot \vec{n} \quad (19)$$

U jednačini (19), tenzor (D) se zove tenzor deformacija.

Iz matricnog oblika jednačine (19) može se zaključiti da u svakoj tački N koja je karakterisana jediničnim vektorom \vec{n} , mogu se odrediti vektori deformacija \vec{f} , kao funkcije dilatacija i uglova klizanja u ravnima xy, yz, zx , a koji su obuhvaćeni tenzorom deformacija D .

Tenzor u matematici predstavlja veličinu koja je, u poređenju sa skalarnim i vektorskim veličinama, mnogo složenije strukture (npr. tenzor deformacije i tenzor napona u teoriji elastičnosti). Određuje se sistemom brojeva i izražava, kratko, simbolima oblika a_{ij}, a_{mn} i slično, gde indeksi uzimaju redom vrednosti 1, 2 ili 1, 2, 3 ili uopšte 1, 2, 3 ..., n.

Tenzorski račun je oblast matematike u kojoj se proučavaju tenzori i operacije s njima. Obuhvata tenzorsku algebru i tenzorsku analizu. Primenjuje se u geometriji, teorijskoj fizici, mehanici i primenjenoj mehanici. Zbog svoje proste simbolike ušao je kao aparat u niz savremenih tehničkih disciplina.

Reč tenzor je 1846-te uveo Vilijam Rouan Hamilton da opiše normu operacije u određenoj vrsti algebarskog sistema (poznatijeg kao Klifordova algebra).

3.3 Deformacije pri prostornom naponskom stanju

3.3.1 Dilatacija

Dilatacija predstavlja projekciju vektora deformacija \vec{f} na pravac jediničnog vektora \vec{n} i tada se intenzitet dilatacije ε izračunava kao skalarni proizvod vektora deformacije \vec{f} i jediničnog vektora \vec{n} , kako je to pokazano u jednačini (8).

$$\varepsilon = \vec{f} \cdot \vec{n} = \begin{vmatrix} f_x & l \\ f_y & m \\ f_z & n \end{vmatrix}$$

$$\varepsilon = (\varepsilon_x l + \frac{1}{2} \gamma_{yx} m + \frac{1}{2} \gamma_{zx} n) \cdot l + (\frac{1}{2} \gamma_{xy} l + \varepsilon_y m + \frac{1}{2} \gamma_{zy} n) m + (\frac{1}{2} \gamma_{xz} l + \frac{1}{2} \gamma_{yz} m + \varepsilon_z n) n \quad (22a)$$

Određivanje vršimo na osnovu veza (9a i 22a).

$$\varepsilon = \varepsilon_x l^2 + \varepsilon_y m^2 + \varepsilon_z n^2 + \gamma_{xy} lm + \gamma_{yz} mn + \gamma_{zx} nl \quad (23)$$

3.3.2 Ugao klizanja

Ugao klizanja prikazan je preko veza između vektora deformacija (\vec{f}), jediničnog vektora (\vec{n}) i dat je u obliku vektorskog proizvoda:

$$\frac{\vec{\gamma}}{2} = \vec{n} \times (\vec{f} \times \vec{n}) \quad (23a)$$

Skalarna vrednost ugla klizanja se može izraziti iz odnosa:

$$f = \pm \sqrt{|\varepsilon|^2 + \left| \frac{\vec{\gamma}}{2} \right|^2} = \pm \sqrt{|f_x|^2 + |f_y|^2 + |f_z|^2} \quad (23b)$$

$$\gamma = \pm 2 \sqrt{f_x^2 + f_y^2 + f_z^2 - \varepsilon^2} \quad (24)$$

3.4 Pojam glavnih deformacija i položaj glavnih deformacija

Ako se odabere presečna ravan (α) tako da se pravac jediničnog vektora normale (\vec{n}) poklopi sa pravcem vektora deformacije (\vec{f}), tada će vrednost dilatacije ($\vec{\varepsilon}$) biti maksimalna, a vrednost ugla klizanja ($\vec{\gamma}$) će biti jednaka nuli. Ovakvo deformaciono stanje se naziva glavno deformaciono stanje, a odgovarajuće dilatacije se nazivaju glavne dilatacije.

$$\begin{aligned}\vec{f} &= \vec{\varepsilon}_{\max} = \vec{\varepsilon}_{(g)} = \vec{\varepsilon}_{(1,2,3)}; \\ \vec{\gamma} &= 0\end{aligned}\tag{24a}$$

Sa oznakom $g = 1, 2, 3$ ukazujemo na to, da postoji više glavnih naponskih stanja. Glavne ravni su ravni u kojima se nalaze glavne deformacije, odgovarajući pravci se nazivaju glavni pravci, a koordinatni sistem čije se ose poklapaju sa glavnim pravcima naziva glavni koordinatni sistem. U glavnom stanju deformacija (24a) vektor deformacije (\vec{f}) i vektor dilatacije ($\vec{\varepsilon}$) se po intenzitetu i pravcu podudaraju, dok je vrednost uglova klizanja ($\vec{\gamma}$) jednaka nuli.

Ovom deformacionom stanju odgovara jedan normalni vektor koji definiše glavne pravce:

$$\vec{n} = \vec{n}_{(g)} = \begin{vmatrix} l_g \\ m_g \\ n_g \end{vmatrix}\tag{24b}$$

Projekcija glavnih deformacija ($\vec{\varepsilon}_{(g)}$) u pravcima koordinatnih osa x, y, z može se napisati u matičnom obliku:

$$\vec{\varepsilon}_{(g)} = \begin{vmatrix} \varepsilon_{(g)} & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{(g)} & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{(g)} \end{vmatrix} \begin{vmatrix} l_g \\ m_g \\ n_g \end{vmatrix} = \varepsilon \cdot \vec{n}_g\tag{24c}$$

Izraz vektora deformacija (\vec{f}) koji odgovara glavnom deformacijskom stanju, može se napisati na osnovu jednačine:

$$\vec{f} = D \cdot \vec{n}_{(g)} \quad (24d)$$

Jednačina (24a) se može napisati koristeći veze (24c i 24d):

$$\begin{aligned} \vec{f} &= \vec{\varepsilon}_{(g)} \\ \Downarrow \\ D \cdot \vec{n}_{(g)} &= \varepsilon \cdot \vec{n}_{(g)} \end{aligned} \quad (24e)$$

Iz relacije (24e) može se zaključiti da su projekcije deformacije (\vec{f}) i vektora glavnih dilatacija ($\vec{\varepsilon}_{(g)}$) na pravce koordinatnih osa (x, y, z) po pravcu i intenzitetu podudarne. Ukoliko napišemo matričnu jednačinu (24e) u skalarnom obliku, dobija se:

$$\begin{aligned} \varepsilon_x l_g + \frac{1}{2} \gamma_{yx} m_g + \frac{1}{2} \gamma_{zx} n_g &= \varepsilon_{(g)} l_g \\ \frac{1}{2} \gamma_{xy} l_g + \varepsilon_y m_g + \frac{1}{2} \gamma_{zy} n_g &= \varepsilon_{(g)} m_g \\ \frac{1}{2} \gamma_{xz} l_g + \frac{1}{2} \gamma_{yz} m_g + \varepsilon_z n_g &= \varepsilon_{(g)} n_g \end{aligned} \quad (24f)$$

Skalarni sistem jednačina (24f) se može srediti na sledeći način:

$$\begin{aligned} (\varepsilon_x - \varepsilon_{(g)}) l_g + \frac{1}{2} \gamma_{yx} m_g + \frac{1}{2} \gamma_{zx} n_g &= 0 \\ \frac{1}{2} \gamma_{xy} l_g + (\varepsilon_y - \varepsilon_{(g)}) m_g + \frac{1}{2} \gamma_{zy} n_g &= 0 \\ \frac{1}{2} \gamma_{xz} l_g + \frac{1}{2} \gamma_{yz} m_g + (\varepsilon_z - \varepsilon_{(g)}) n_g &= 0 \end{aligned} \quad (24g)$$

Sistem (24g) predstavlja tri linearne algebarske jednačine sa četiri nepoznate $\varepsilon_{(g)}, l_g, m_g, n_g$. Ako nepoznatu ($\varepsilon_{(g)}$) tretiramo kao parameter, tada rešenje sistema (24g) postoji samo ako je karakteristična determinanta sistema jednaka nuli:

$$\begin{vmatrix} (\varepsilon_x - \varepsilon_{(g)}) & \frac{1}{2}\gamma_{yx} & \frac{1}{2}\gamma_{zx} \\ \frac{1}{2}\gamma_{xy} & (\varepsilon_y - \varepsilon_{(g)}) & \frac{1}{2}\gamma_{zy} \\ \frac{1}{2}\gamma_{xz} & \frac{1}{2}\gamma_{yz} & (\varepsilon_z - \varepsilon_{(g)}) \end{vmatrix} = 0 \quad (24h)$$

Determinanta (24h) se naziva determinanta deformacija. Njenim daljim razvijanjem se dobija kubna jednačina, koja se zove karakteristična jednačina sistema.

$$\begin{aligned} & \varepsilon_{(g)}^3 - (\varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z) \cdot \varepsilon_{(g)}^2 + \\ & + \left[(\varepsilon_x \varepsilon_y + \varepsilon_y \varepsilon_z + \varepsilon_z \varepsilon_x) - \left[\left(\frac{1}{2}\gamma_{xy} \right)^2 + \left(\frac{1}{2}\gamma_{yz} \right)^2 + \left(\frac{1}{2}\gamma_{zx} \right)^2 \right] \right] \cdot \varepsilon_{(g)} - \\ & - \left[\varepsilon_x \varepsilon_y \varepsilon_z + 2 \left(\frac{1}{2}\gamma_{xy} \right) \left(\frac{1}{2}\gamma_{yx} \right) \left(\frac{1}{2}\gamma_{zx} \right) - \varepsilon_x \left(\frac{1}{2}\gamma_{yz} \right)^2 - \varepsilon_y \left(\frac{1}{2}\gamma_{zx} \right)^2 - \varepsilon_z \left(\frac{1}{2}\gamma_{xy} \right)^2 \right] = 0 \end{aligned} \quad (24i)$$

Jednostavniji oblik karakteristične jednačine sistema je:

$$\varepsilon_{(g)}^3 - T_1 \cdot \varepsilon_{(g)}^2 + T_2 \cdot \varepsilon_{(g)} - T_3 = 0 \quad (24j)$$

Koeficijenti T_1, T_2, T_3 se nazivaju invarijante deformacija (ne zavise od položaja presečne ravni).

$$\begin{aligned} T_1 &= \varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z \\ T_2 &= \varepsilon_x \varepsilon_y + \varepsilon_y \varepsilon_z + \varepsilon_z \varepsilon_x - \left[\left(\frac{1}{2}\gamma_{xy} \right)^2 + \left(\frac{1}{2}\gamma_{yz} \right)^2 + \left(\frac{1}{2}\gamma_{zx} \right)^2 \right] \\ T_3 &= \varepsilon_x \varepsilon_y \varepsilon_z + 2 \left(\frac{1}{2}\gamma_{xy} \right) \left(\frac{1}{2}\gamma_{yx} \right) \left(\frac{1}{2}\gamma_{zx} \right) - \varepsilon_x \left(\frac{1}{2}\gamma_{yz} \right)^2 - \varepsilon_y \left(\frac{1}{2}\gamma_{zx} \right)^2 - \varepsilon_z \left(\frac{1}{2}\gamma_{xy} \right)^2 \end{aligned} \quad (24k)$$

Karakteristična jednačina sistema (24i) ima tri rešenja $g = 1, 2, 3$, odnosno opštem prostornom elementu odgovaraju 3 glavne deformacije, pri čemu važi:

$$\varepsilon_1 \geq \varepsilon_2 \geq \varepsilon_3 \quad (24l)$$

Nakon dobijanja vrednosti $\varepsilon_1, \varepsilon_2, \varepsilon_3$, iste treba redom uvrstiti u jednačine (24g). Na taj način se dobija tri sistema linearnih algebarskih

jednačina sa po tri nepoznate l_g, m_g, n_g . Rešavanjem tako dobijenih sistema određuju se, za svaki od glavnih dilatacija, komponente normalnih vektora glavnih ravni l_g, m_g, n_g .

$$\vec{n}_{(1)} = \begin{pmatrix} l_1 \\ m_1 \\ n_1 \end{pmatrix}; \vec{n}_{(2)} = \begin{pmatrix} l_2 \\ m_2 \\ n_2 \end{pmatrix}; \vec{n}_{(3)} = \begin{pmatrix} l_3 \\ m_3 \\ n_3 \end{pmatrix}; \quad (24m)$$

3.5 Proračun vrednosti deformacija u referentnoj ravni pomoću glavnih dilatacija

3.5.1 Dilatacija u funkciji glavnih dilatacija

Određivanje se vrši na osnovu veza (3.43 i 22).

Odabran je referentni koordinatni sistem tako da se podudara sa glavnim koordinatnim sistemom:

$$[x \equiv (1); y \equiv (2); z \equiv (3)] \quad (24n)$$

Pošto u glavnim ravnima (odgovaraju glavnim pravcima) ne postoje uglovi klizanja, tenzor deformacije (D) ima sledeći oblik:

$$D = \begin{pmatrix} \varepsilon_1 & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_2 & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_3 \end{pmatrix} \quad (24o)$$

U ovom slučaju, vrednost dilatacije dobijamo na osnovu jednačine (23), koristeći podatke obuhvaćene tenzorom deformacija D (24).

$$\varepsilon = \varepsilon_1 l^2 + \varepsilon_2 m^2 + \varepsilon_3 n^2 \quad (25)$$

Pri čemu su l, m, n projekcije jediničnog vektora dilatacije \vec{n} u odnosu na glavne ose.

3.5.2 Ugao klizanja u funkciji glavnih dilatacija

Skalarna vrednost ugla klizanja γ se određuje na osnovu jednačine (24), na taj način što se u istu uvrste komponente vektora deformacije (17) i vrednost dilatacije (25). Pri uvrštavanju vrednosti potrebno je obratiti pažnju na oznake (24n) i na vrednosti obuhvaćene tenzorom deformacija D (24o).

$$\gamma = 2\sqrt{\varepsilon_1 - \varepsilon_2^2 l^2 m^2 + \varepsilon_2 - \varepsilon_3^2 m^2 n^2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_1^2 n^2 l^2} \quad (26)$$

U specijalnom slučaju, ako jedinični vektor dilatacije \vec{n} sa glavnim osama zaklapa identične uglove tada je:

$$l^2 + m^2 + n^2 = 1 \quad (26a)$$

U tom slučaju su izrazi za dilataciju i ugao klizanja na osnovu jednačina (25, 26 i 26a):

$$\varepsilon = \frac{1}{3} (\varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3) \quad (26b)$$

$$\gamma = 2\sqrt{\varepsilon_1 - \varepsilon_2^2 + \varepsilon_2 - \varepsilon_3^2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_1^2} \quad (26c)$$

3.6 Zapreminska dilatacija

Nedeformisana zapremina diferencijalno malog paralelopipeda (Sl. 4) je:

$$dV_0 = dx \cdot dy \cdot dz \quad (27)$$

Pri deformaciji menjaju se dužine stranica, pa se shodno tome menja i zapremina. Deformisana zapremina je:

$$dV = (dx + \Delta dx) \cdot (dy + \Delta dy) \cdot (dz + \Delta dz) \quad (28)$$

Na osnovu jednačine (7), mogu se napisati vrednosti komponente dilatacije $\bar{\varepsilon}$ u pravcima koordinatnih osa $x y z$:

$$\varepsilon_x = \frac{\Delta dx}{dx}; \varepsilon_y = \frac{\Delta dy}{dy}; \varepsilon_z = \frac{\Delta dz}{dz} \quad (29)$$

Koristeći veze (29), jednačina (28) se može napisati u sledećem obliku:

$$dV = 1 + \varepsilon_x \cdot 1 + \varepsilon_y \cdot 1 + \varepsilon_z \cdot dx dy dz \quad (30)$$

Zapreminska dilatacija po definiciji:

$$\varepsilon_v = \frac{dV - dV_0}{dV_0} \quad (31)$$

Ako se u jednačinu (31) uvrste vrednosti (27) i (30), dobija se potpuni oblik zapreminske dilatacije kao funkcija linearnih dilatacija:

$$\varepsilon_v = \frac{dV - dV_0}{dV_0} = \frac{1 + \varepsilon_x \cdot 1 + \varepsilon_y \cdot 1 + \varepsilon_z \cdot dV_0}{dV_0} - 1 \quad (32)$$

↓

$$\varepsilon_v = \varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z + \varepsilon_x \cdot \varepsilon_y + \varepsilon_y \cdot \varepsilon_z + \varepsilon_z \cdot \varepsilon_x + \varepsilon_x \cdot \varepsilon_y \cdot \varepsilon_z$$

Ako u jednačini (32) diferencijalne veličine višeg reda zanemarimo, dobijamo približnu vrednost zapreminske dilatacije, kao algebarski zbir dilatacija u pravcima koordinatnih osa $x y z$.

$$\varepsilon_v \cong \varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z \quad (33)$$

3.7 von Mises deformacija

von Mises deformacija je jedan od tipova proračuna ekvivalentnih deformacija koji je našao široku primenu u inženjerskoj praksi [116, 117]. Veliki

broj softvera pri analizi metodom konačnih elemenata i korelacijom digitalnih slika koristi proračun deformacija po von Mises-ovm kriterijumu. On uključuje u obzir dilatacije i uglove klizanja u trodimenzionalnom koordinatnom sistemu i proračunava se prema formuli [116]:

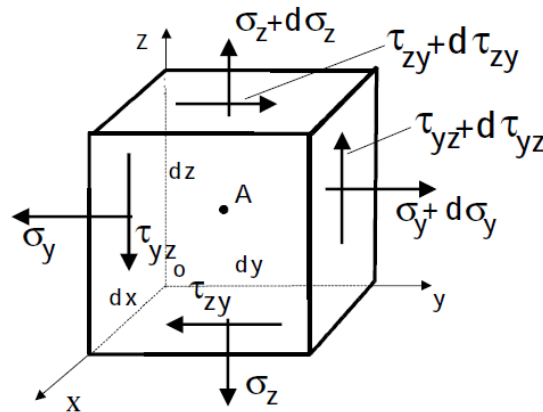
$$\varepsilon_{mises} = \frac{2}{3} \sqrt{\frac{3(e_{xx}^2 - e_{yy}^2 + e_{zz}^2)}{2} + \frac{3(\gamma_{xy}^2 + \gamma_{yz}^2 + \gamma_{zx}^2)}{4}} \quad (33a)$$

pri čemu je:

$$\begin{aligned} e_{xx} &= \frac{2}{3}\varepsilon_{xx} - \frac{1}{3}\varepsilon_{yy} - \frac{1}{3}\varepsilon_{zz} \\ e_{yy} &= -\frac{1}{3}\varepsilon_{xx} + \frac{2}{3}\varepsilon_{yy} - \frac{1}{3}\varepsilon_{zz} \\ e_{zz} &= -\frac{1}{3}\varepsilon_{xx} - \frac{1}{3}\varepsilon_{yy} - \frac{2}{3}\varepsilon_{zz} \end{aligned} \quad (33b)$$

3.8 Teorema o konjugovanosti tangentskih napona

Elementarni paralelopiped dimenzija je izdvojen iz tela koje je opterećeno ravnotežnim sistemom opterećenja (dx, dy, dz) , (Slika 3.6). Ivice paralelopipeda su ujedno i ose koordinatnog sistema (x, y, z) , uz pretpostavku da su vektori napona na stranicama koje odgovaraju osama (yz) jednaki nuli. Na stranicama tetraedra u kojima postoji vektor napona (\vec{p}) naznačene su odgovarajuće normalne i tangentske komponente napona.



Slika 3.6

Elementarni paralelepiped je u ravnotežnom stanju, tako da je moguće postaviti statičke jednačine ravnoteže. U ovom slučaju momentna jednačina ravnoteže u odnosu na presečnu tačku (A) velikih dijagonala paralelepipeda je:

$$\begin{aligned} \Sigma M_A &= -\tau_{yz} \cdot (dx \cdot dz) \cdot \frac{1}{2} \cdot dy - (\tau_{yz} + d\tau_{yz}) \cdot (dx \cdot dz) \cdot \frac{1}{2} \cdot dy + \tau_{zy} \cdot (dy \cdot dx) \cdot \frac{1}{2} \cdot dz + \\ &+ (\tau_{zy} + d\tau_{zy}) \cdot (dy \cdot dx) \cdot \frac{1}{2} \cdot dz \end{aligned} \quad (34)$$

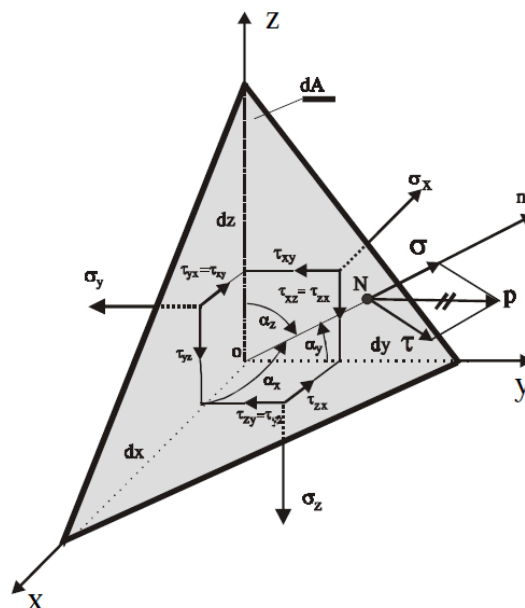
$$\Downarrow$$

$$\tau_{zy} = \tau_{yz}$$

Obrazac (34) predstavlja teorem o konjugovanosti tangentskih napona i glasi da na uzajamno upravnim ravnima, tangentski naponi su po intezitetu jednaki, a usmereni prema, ili od presečne linije tih ravni.

3.9 Opšte prostorno naponsko stanje

Iz proizvodno odabranog tela, iz okoline tačke (N) izdvojen je elementarni tetraedar sa diferencijalno kratkim stranicama (dx, dy, dz) i isti presečen sa proizvoljno postavljenom ravni (dA), (Slika 3.7). Telo, a samim tim i tetraedar se nalazi u stanju statičke ravnoteže. Ivice tetraedra se poklapaju sa osama koordinatnog sistema (x, y, z).



Slika 3.7

Na međusobno upravnim ravnima, označene su normalne i tangentne komponente, dok na proizvoljno postavljenoj presečnoj ravni (dA), označen je totalni vektor napona (\vec{p}) sa svojim komponentama (σ, τ). Matematička struktura vektora napona (\vec{p}) odgovara matematičkoj strukturi vektora deformacija \vec{f} (matematički strukturni identitet).

$$\vec{p} \equiv \vec{f} \quad (35)$$

Jednačina 18 omogućava da u jednoj tački N uz definisani pravac pomoću jediničnog vektora \vec{n} se odrede svi činioči deformacije ε, γ , identična je i analogija kod definisanja naponskih stanja. U tom slučaju je potrebno izvršiti zamenu oznaka shodno matematičkom strukturnom identitetu (20). Matematički strukturni identitet (20) se može prikazati matričnom formom tenzora napona i tenzora deformacija, pošto obe strane jednačine identiteta (20) sadrže identične vektore:

$$\begin{aligned} T\vec{n} &\equiv D\vec{n} \\ \Downarrow \\ \left\| \begin{array}{ccc} \sigma_x & \tau_{yx} & \tau_{zx} \\ \tau_{xy} & \sigma_y & \tau_{zy} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \sigma_z \end{array} \right\| &\equiv \left\| \begin{array}{ccc} \varepsilon_x & \frac{1}{2}\gamma_{yx} & \frac{1}{2}\gamma_{zx} \\ \frac{1}{2}\gamma_{xy} & \varepsilon_y & \frac{1}{2}\gamma_{zy} \\ \frac{1}{2}\gamma_{xz} & \frac{1}{2}\gamma_{yz} & \varepsilon_z \end{array} \right\| \end{aligned} \quad (36)$$

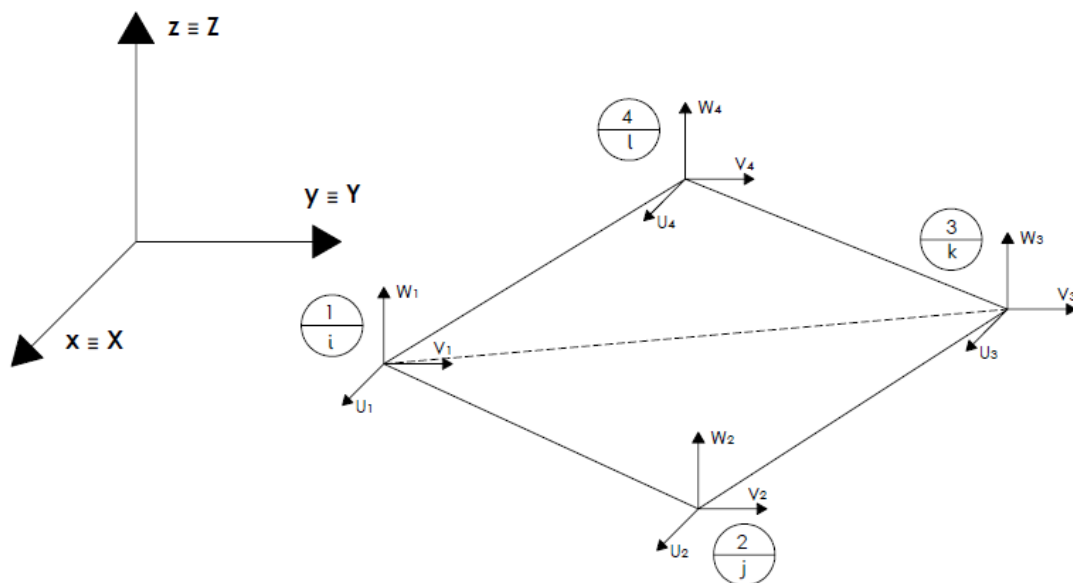
U skladu sa opisanim matematičkim strukturnim identitetom može se napisati:

$$\begin{aligned} \sigma &\equiv \varepsilon \\ \sigma_{1,2,3} &\equiv \varepsilon_{1,2,3} \\ \tau &\equiv \frac{1}{2}\gamma \end{aligned} \quad (37)$$

3.10 Konačni elementi tetraedra

MKE se zasniva na rešavanju sistema od velikog broja algebarskih linearnih jednačina u matričnoj formi. Kada u telu postoji promena deformacija i napona po sve tri dimenzije ravnopravno onda se u MKE najčešće koriste zapreminski konačni elementi. Broj stepeni slobode svakog čvora iznosi samo tri translacije. Izvođenje ovih elemenata se uglavnom obavlja direktno u globalnom koordinatnom sistemu, odnosno lokalni je identičan sa njim [113].

Najjednostavniji zapreminski element je tetraedar (četiri čvorne tačke sa po tri stepena slobode translacije) prikazan je na Slici 3.8.



Slika 3.8 Tetraedar [113]

Stepeni slobode pomeranja tačke unutar elementa su pretpostavljene linearnom funkcijom (polinomom) koordinata tačke:

$$f = \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix}_{x, y, z} = \begin{Bmatrix} a_1 + a_2x + a_3y + a_4z \\ a_5 + a_6x + a_7y + a_8z \\ a_9 + a_{10}x + a_{11}y + a_{12}z \end{Bmatrix} = N \delta_e, \quad (38)$$

$$3 \times 1 = 3 \times 12 = 12 \times 1$$

Vektori deformacije ε , napona σ , pomeranja δ_e , sila F_e i koordinate tačke unutar elemenata i matrice diferencijalnih operatora L , matrice veze pomeranja bilo koje tačke elementa x, y, z i pomeranja čvornih tačaka elementa N , matrice veze deformacija i pomeranja čvorova elementa B i elastičnosti materijala D ovog problema glase [113]:

$$\varepsilon = \begin{Bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \partial_u / \partial_x \\ \partial_v / \partial_x \\ \partial_w / \partial_x \\ \partial_v / \partial_x + \partial_u / \partial_y \\ \partial_v / \partial_z + \partial_w / \partial_y \\ \partial_u / \partial_z + \partial_w / \partial_x \end{Bmatrix} = L f = L N \delta_e = B \delta_e, \quad (39)$$

$$\sigma = \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{Bmatrix} = D \varepsilon = D B \delta_e, \quad L = \begin{bmatrix} \partial / \partial_x & 0 & 0 \\ 0 & \partial / \partial_y & 0 \\ 0 & 0 & \partial / \partial_z \\ \partial / \partial_y & \partial / \partial_x & 0 \\ 0 & \partial / \partial_z & \partial / \partial_y \\ \partial / \partial_z & 0 & \partial / \partial_x \end{bmatrix}, \quad (40)$$

$$\delta_e = u_1 v_1 w_1 u_2 v_2 w_2 u_3 v_3 w_3 u_4 v_4 w_4^T, \quad (41)$$

$$F_e = F_{x1} F_{y1} F_{z1} F_{x2} F_{y2} F_{z2} F_{x3} F_{y3} F_{z3} F_{x4} F_{y4} F_{z4}^T, \quad (42)$$

$$N = \begin{bmatrix} N_1 & 0 & 0 & N_2 & 0 & 0 & N_3 & 0 & 0 \\ 0 & N_1 & 0 & 0 & N_2 & 0 & 0 & N_3 & 0 \\ 0 & 0 & N_1 & 0 & 0 & N_2 & 0 & 0 & N_3 \end{bmatrix}, \quad (43)$$

$$N_i = \frac{1}{2A} a_i + b_i x + c_i y + d_i z, \quad (44)$$

$$B = [B_1 \ B_2 \ B_3 \ B_4], \quad B_i = \frac{1}{6V} \begin{bmatrix} b_i & 0 & 0 \\ 0 & c_i & 0 \\ 0 & 0 & d_i \\ c_i & b_i & 0 \\ 0 & d_i & c_i \\ d_i & 0 & b_i \end{bmatrix}, \quad (45)$$

$$V = \frac{1}{6} \begin{vmatrix} 1 & x_1 & y_1 & z_1 \\ 1 & x_2 & y_2 & z_2 \\ 1 & x_3 & y_3 & z_3 \\ 1 & x_4 & y_4 & z_4 \end{vmatrix}, \quad a_i = \begin{vmatrix} x_j & y_j & z_j \\ x_k & y_k & z_k \\ x_l & y_l & z_l \end{vmatrix}, \quad b_i = \begin{vmatrix} 1 & y_j & z_j \\ 1 & y_k & z_k \\ 1 & y_l & z_l \end{vmatrix}, \quad (46)$$

$$c_i = \begin{vmatrix} x_j & 1 & z_j \\ x_k & 1 & z_k \\ x_l & 1 & z_l \end{vmatrix}, \quad d_i = - \begin{vmatrix} x_j & y_j & 1 \\ x_k & y_k & 1 \\ x_l & y_l & 1 \end{vmatrix}$$

$i=1,2,3,4$

$j=2,3,4,1$

$k=3,4,1,2$

$l=4,1,2,3$

$$D = \frac{E}{1+v + 1-2v} \begin{bmatrix} 1-v & v & v & 0 & 0 & 0 \\ v & 1-v & v & 0 & 0 & 0 \\ v & v & 1-v & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2v}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2v}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2v}{2} \end{bmatrix} \quad (47)$$

Matrica krutosti elemenata glasi:

$$k_c = \int B^T D B dV = V B^T D B \quad (48)$$

Red matrice krutosti je: $[12 \times 6] \times [6 \times 6] \times [6 \times 12] = [12 \times 12]$. Matrica krutosti svakog, pa i ovog elementa, se može dekomponovati na blokove po broju čvornih tačaka. Red svakog bloka, koji je kvadratni, iznosi broj stepeni

slobode čvorova i u ovom slučaju iznosi $[3 \times 3]$. Dekomponovana matrica krutosti glasi [113]:

$$k_e = \begin{bmatrix} k_{11e} & k_{12e} & k_{13e} & k_{14e} \\ k_{21e} & k_{22e} & k_{23e} & k_{24e} \\ k_{31e} & k_{32e} & k_{33e} & k_{34e} \\ k_{41e} & k_{42e} & k_{43e} & k_{44e} \end{bmatrix}, [k_{ij}]_e = [k_{ji}]_e^T \text{ za } i \neq j; i, j = 1, 2, 3, 4 \quad (49)$$

Dobijanje svakog bloka dekomponovane matrice krutosti je omogućeno na osnovu pravila matričnog računa u vidu:

$$[k_{ij}]_e = V B_i^T D [B_j] \quad (50)$$

Ukupan vektor spolašnjeg opterećenja elemenata glasi:

$$F_e = F_e^i + F_e^v + F_e^A = \int_V B^T D \varepsilon_0 dV + \int_V N^T F dV + \int_V N^T \sigma dA \quad (51)$$

Za slučaj termičke inicijalne deformacije opterećenje glasi:

$$F_e^i = V B^T D \varepsilon_0 = \frac{VE\alpha T}{1-2\nu} B^T [111000]^T \quad (52)$$

Vektor spoljašnjeg zapreminskog opterećenja elementa usled konstantnih zapreminskih sila F_x, F_y, F_z glasi:

$$F_e^v = \int_V N^T \begin{Bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{Bmatrix} dV = \frac{V}{4} [F_x F_y F_z F_x F_y F_z F_x F_y F_z F_x F_y F_z]^T \quad (53)$$

Površinsko opterećenje bi trebalo razmatrati na svakoj površini. Uzimamo samo površinu označenu sa čvorovima ijk i za nju imamo sledeće opterećenje:

$$F_e^{A^{ijk}} = \int_{A^{ijk}} N^T \begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \end{Bmatrix} dV = \frac{A^{ijk}}{3} [\sigma_x \sigma_y \sigma_z \sigma_x \sigma_y \sigma_z \sigma_x \sigma_y \sigma_z \sigma_x \sigma_y \sigma_z 000]^T \quad (54)$$

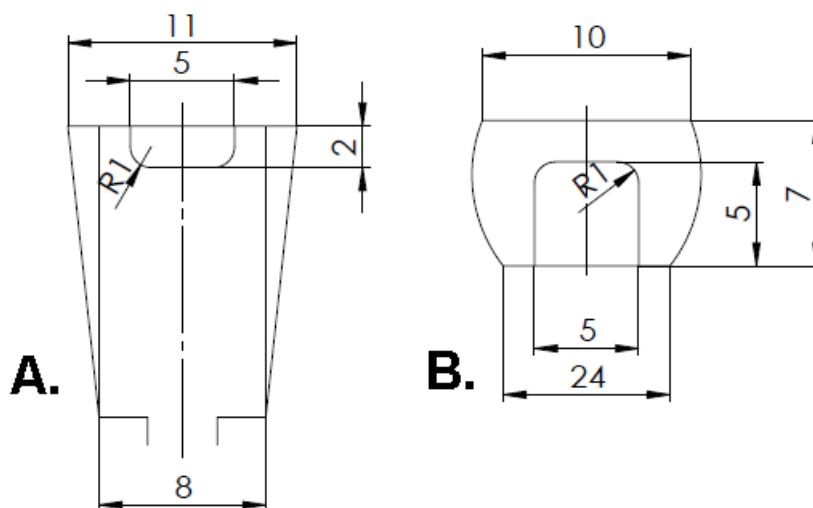
Opterećenje ostalih površina je analogno površini ijk .

POGLAVLJE 4

MATERIJAL, METODE I PROCEDURE MERENJA

4.1 Razvoj procedura za mašinsku pripremu kaviteta

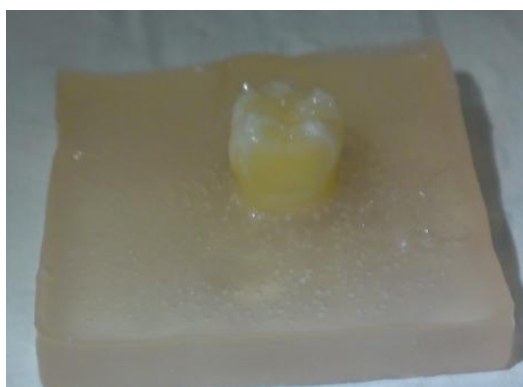
Za potrebe razvoja procedure za dobijanje modifikovanog kaviteta po Trišu na plastičnim i ekstrahovanim molarima korišćen je postupak obrade zuba glodanjem i sečenjem. Korišćeni alati su loptasto glodalo od tvrdog metala i kružna dijamantska testera. Dimenzije modifikovanog kaviteta prikazane su na Slici 4.1. Pripreme i obrada svih uzoraka izvedene su istom procedurom tako da su na slikama prikazane dimenzije, izgled kalupa, polaganje i obrada za plastične i ekstrahovane zube (Slike 4.1-4.5).



Slika 4.1 Dimenzije modifikovanog kaviteta po Tiršu na plastičnom zubu A. Pogled spreda; B. Pogled odozgo

Za pripremu kaviteta za potrebe ove doktorske disertacije odabrano je 17 molara ekstrahovanih iz ortodontskih razloga i 17 plastičnih molara. Za ulaganje materijala i snimanje korišćeno 15 ekstrahovanih i 15 plastičnih

molara. Plastični molari su imali slične dimenzije obzirom da su fabrički proizvedeni (KaVo Dental GmbH, Biberach, Nemačka) dok su ekstrahovani molari imali različite dimenzije. Na svim zubima su zadate iste dimenzije kaviteta (Slika 4.1). Radi postizanja ponovljivih uslova za ispitivanje polimerizacijske kontrakcije kompozita prikazan je izbor opreme, optimalni režimi rezanja i razvoj procedura za pripremu kaviteta. Svaki zub je uložen u akrilat do gleđno-cementne granice (Slika 4.2). Akrilat je izliven u kubne kalupe dimenzija 30x30 mm.

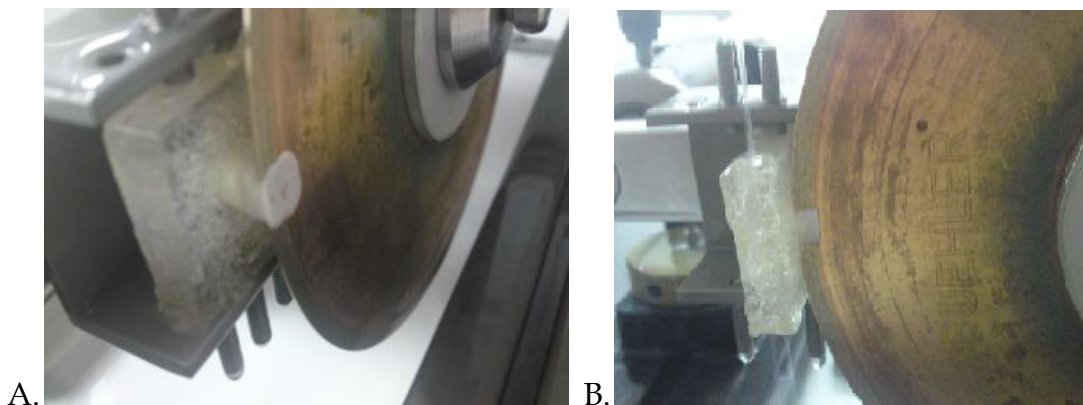


Slika 4.2 Ekstrahovani zub uložen u akrilat

Zubi su uloženi u kalupe od akrilata radi lakšeg pozicioniranja i stezanja u pomoćni pribor. Pri formiranju kalupa neophodno je promešati tečnu i praškovitu fazu u razmeri 1:1. Usled različitih dimezija molara, dubina rezanja okluzalne i aproksimalne površine direktno zavisi od dimenzija ispupčenja – krunica i širine zuba. Okluzalna i aproksimalna površina zuba preparisana je na mašini Izomet 4000 (Buehler, Lake Bluff, IL, USA; Univerzitet u Beogradu Stomatološki fakultet, Klinika za Bolesti zuba), dok je preparacija kaviteta urađena na obradnom centru LOLA HMC 500 (LOLA Institut, Beograd, Srbija; Univerzitet u Beogradu Mašinski fakultet, Katedra za proizvodno mašinstvo).

4.1.1 Obrada okluzalne i aproksimalne strane zuba sečenjem

Svaki uzorak je u mašini Izomet položen horizontalno i ručno pozicioniran uz pomoć graničnika mašinske stege tako da je strana zuba koja je pripremana za obradu uvek paralelna sa osom testere (Slika 4.3). Obrada sečenjem je korišćena za realizaciju proizvodne operacije odsecanja (sečenja) slojeva okluzalne (Slika 4.3.A) i aproksimalne (Slika 4.3.B) površine zuba.



Slika 4.3 Polaganje i obrada zuba u mašini Izomet: A. Okluzalne strane;
B. Aproksimalne strane

Glavno kretanje testere predstavlja obrtno kretanje alata definisano brzinom rezanja n [o/min]. Pomoćno kretanje je definisano kao pravolinijsko kretanje alata u jedinici vremena [mm/min].

Režimi rezanja na mašini Izomet:

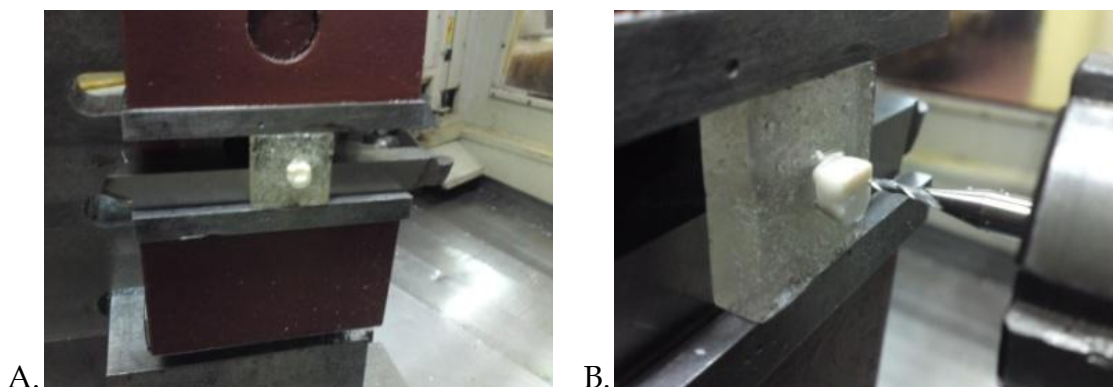
- brzina pomoćnog kretanja alata: 5,3 mm/min
- brzina obrtanja testere: 1000 obr/min
- hlađenje: cirkulacija rashladne tečnosti.

Preciznim cilindričnim merilom (preciznosti 0,01 mm) u mašini Izomet uzorak je pozicioniran do prvog kontakta najviše tačke zuba sa testerom. Ta tačka predstavlja nultu tačku za određivanje dubine rezanja. Postepeno povećanje dubine praćeno je vizuelnom kontrolom radi dobijanja neophodne

optimalne površine mernog uzorka koja je kasnije kontrolisana pomičnim kljunastim merilom sa digitalnim pokazivačem.

4.1.2 Obrada kaviteta glodanjem

Nakon obrade okluzalne i aproksimalne površine zuba, uzorci su stegnuti u univerzalnoj mašinskoj stegi (Slika 4.4.A) i preparisani u CNC glodalici glodalom za obradu alatnih čelika F2 mm (Slika 4.4.B).



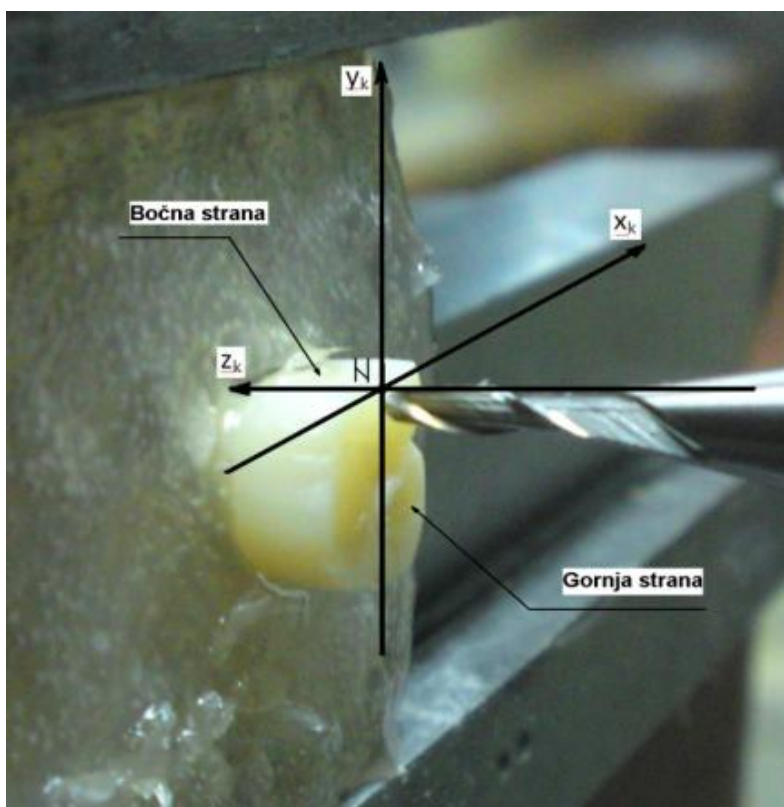
Slika 4.4 Obrada glodanjem u CNC mašini: A. Polaganje; B. Pozicioniranje glodala

Režimi rezanja na CNC mašini :

- brzina pomoćnog kretanja alata za plastične zube: 60 mm/min
- brzina pomoćnog kretanja alata za ekstrahovane zube: 5 mm/min
- brzina obrtanja testere je 1500 obr/min
- hlađenje: cirkulacija rashladne tečnosti.

Programsko upravljanje se zasniva na automatskom upravljanju radnih delova mašine po unapred zadatom redosledu kretanja. Trajektorija kretanja glodala prikazana je na Slici 4.6. Redosled operacija i zahvata pojedinih delova mašine je definisan programom koji se unosi u upravljačku jedinicu mašine. Međutim, svaki zub ima različit oblik i dimenzije, na osnovu čega je pre obrade

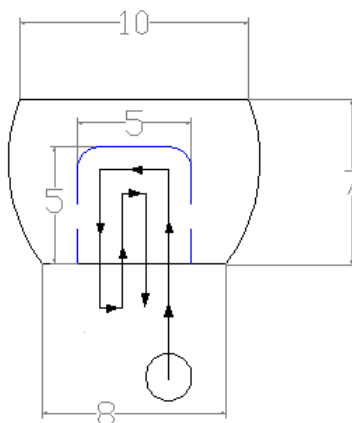
bilo neophodno definisati nultu tačku za svaki uzorak (G58). Pozicija uzorka u odnosu na referentnu tačku CNC mašine definisa je nultom tačkom (G58) uzorka tj. x_n y_n z_n koordinatom.



Slika 4.5 Definisavanje nulte tačke G58 (N) pomoću referentnih osa kaviteta u odnosu na aproksimalnu (bočnu) i okluzalnu (gornju) površinu

Nulta koordinata x_n definiše položaj uzdužne ose kaviteta y_k na zubi i predstavlja centar kaviteta. Koordinata y_n definiše položaj bočne strane zuba koja je paralelna sa osom alata i osom y_k . Koordinata z_n definiše položaj gornje strane uzorka (Slika 4.5). Osetljivost pomeranja alata i čela vretena je 0,001 mm. Koordinata x_n je definisana finim primicanjem alata do preseka ose kaviteta (y_k) sa x_k osom, koordinata y_n do prvog kontakta sa okluzalnom površinom zuba, a koordinata z_n do prvog kontakta sa aproksimalnom površinom uzorka. Posle definisanja nulte tačke uzorka, loptastim glodalom

uzorak je obrađen iz dva prolaza tako da je dobijen željeni oblik modifikovanog kaviteta po Tiršu.



Slika 4.6 Trajektorija kretanja glodala pri jednom prolazu

Za svaki uzorak definisana je različita nulta tačka (G58) zbog različitih dimenzija uzoraka. Loptastim glodalom svi uzorci su obrađeni sa dva prolaza pri čemu je dubina rezanja bila 1 mm po prolazu.

4.1.3 Kontrola obrade

Nakon obrade izvršena je kontrola obrade tj. provera da li se kontrolisana dimenzija (veličina) nalazi unutar propisanih granica tolerancije. Tačnost obrade predstavlja stepen podudarnosti (bliskosti) oblika i dimenzija obrađenih površina i polazne geometrije modela definisanog na Slici 4.1. Nakon obrade sečenjem, za kontrolu upravnosti reznih površina korišćeni su sat komparatori. Kod zuba koji su bili izvan usvojene granice tolerancije upravnosti (5 %) izvedena je dodatna obrada skidanjem minimalne debljine sloja zuba. Konačna provera vrednosti odstupanja je pokazala da za 3 zuba ova vrednost je prešla dozvoljenu granicu, i takvi zubi su odbačeni jer bi dodatna obrada oštetila pulpnu komoru. Za kontrolu dubine, širine i dužine kaviteta nakon obrade glodanjem korišćeno je pomično kljunasto merilo sa digitalnim

pokazivačem, a vrednosti odstupanja nisu prešle 5 % u odnosu na referentne dimenzije.

4.2 Metoda i materijli korišćeni za ulaganje i polimerizaciju

4.2.1 Materijal

Eksperimentalna istraživanja kontrakcije kompozitnih materijala realizovana su u tri pravca. Prvi deo istraživanja obuhvatio je ispitivanje kontrakcije kompozitnih materijala u teflonskim kalupima. U drugom delu materijal je aplikovan u kavitete na plastičnim zubima bez upotrebe adhezivnog sistema, a u trećem delu u kavitete na ekstrahovanim zubima uz primenu odgovarajućeg adhezivnog sistema.

Kao materijal u sva tri dela istraživanja korišćeni su svetlosno-polimerizujući kompozitni materijali različitog organskog i neorganskog sastava A3 nijanse (Tabela 4.1). U istraživanje su uključena tri kompozitna materijala: Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent), Filtek Silorane (3M, ESPE) i Filtek Z250 (3M, ESPE). Uz svaki kompozitni materijal korišćen je odgovarajući adhezivni sistem preporučen od strane proizvođača: ExciTE F, (Ivoclar Vivadent), Silorane System Adhesive (3M, ESPE) i Adper Single Bond 2 (3M, ESPE) (Tabela 4.1). Za polimerizaciju je korišćena LED lampa, Bluephase (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechestein) talasne dužine 380-515 nm. Intenzitet svetlosnog izvora izmeren je radiometrom Bluemeter (Ivoclar Vivadent) i iznosio je u proseku 800 mW/cm².

Tabela 4.1 Kompozitni materijali korišćeni u istraživanju

Materijal	Tip	Proizvođač / LOT	Sastav
Tetric EvoCeram	Nano-hibridni kompozit	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein/P876 57	Bisfenol A-diglicidil etar dimetakrilat (BisGMA), uretan dimetakrilat (UDMA), bisfenol A-polietilen glikol dieter dimetakrilat (BisEMA), punioci barijumskog stakla, iterbijum fluorida i mešovutih oksida, prepolimeri, aditivi, katalizatori, stabilizatori, pigmenti
Filtek Silorane	Mikro-hibridni, nisko-kontrakcioni kompozit	3M ESPE, St. Paul, MN, USA/N316858	Siloran monomer, punioci kvarca i itrijum fluorida, inicijator (kamforhinon, jodonijum so, hidrogen donor), stabilizator, pigmenti
Filtek Z250	Mikro-hibridni kompozit	3M ESPE/N291190	Bisfenol A-diglicidil etar dimetakrilat (BisGMA), trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA), uretan dimetakrilat (UDMA), bisfenol A-polietilen glikol dieter dimetakrilat (BisEMA), punioci, inicijatori, stabilizatori, pigmenti
Siloran adhezivni sistem	Samo-nagrizajući dvofazni sistem (prajmer i bond)	3M ESPE/N366470 (Prajmer)/N366469 (Bond)	Prajmer: Vitrebond kopolimer, metakrilne soli fosforne kiseline, bisfenol A-diglicidil etar dimetakrilat (BisGMA), hidroksietil metakrilat (HEMA), etanol, voda, nanopunioci silike, inicijatorski sistem Bond: hidrofobni funkcionalni dimonomer, kiseli monomer, nanopunioci silike, inicijatorski sistem
Adper Single Bond 2	Dvofazni sistem sa kiselinskim nagrizanjem (kiselina i bond)	3M ESPE/N387022	Bisfenol A-diglicidil etar dimetakrilat (BisGMA), hidroksietil metakrilat (HEMA), dimetakrilati, etanol, voda, inicijator, metakrilni kopolimer poliakrilne i poliitakonske kiseline, nanopunioci silike
ExciteF	Dvofazni sistem sa kiselinskim nagrizanjem (kiselina i bond)	Ivoclar Vivadent/R23729	Akrilat fosforne kiseline, hidroksietil metakrilat (HEMA), dimetakrilati, dispergovana silica, etanol, katalizatori, stabilizatori, fluorid

Na Slici 4.7 prikazana je oprema za pripremu eksperimentalnih modela i materijali za ulaganje.

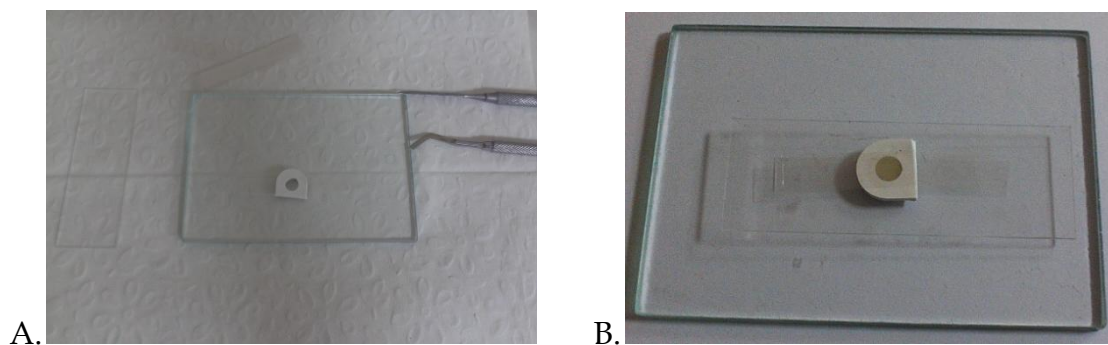


Slika 4.7 Oprema za pripremu eksperimentalnih modela i materijali za ulaganje

4.2.2 Priprema uzoraka za eksperimentalnu analizu u teflonskim kalupima

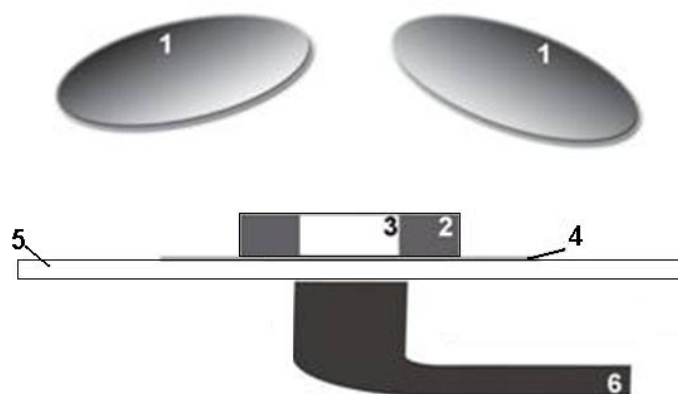
Za prvi deo istraživanja uzorci su pravljani u plastičnim kalupima cilindričnog oblika prečnika 5,8 mm i 2 mm debljine. Dimenzije svih kalupa proverene su digitalnim kljunastim merilom tačnosti 0,01 mm. Pripremljeno je po 5 uzoraka za svaki od tri kompozitna materijala.

Kalup je postavljen na polietilensku tračicu na staklenoj pločici (Slika 4.8.A) i napunjen kompozitnim materijalom. Materijal je aplikovan metalnom šesticom u jednom sloju vodeći računa da se izbegnu vazdušni mehurići (Slika 4.8.B).



Slika 4.8 Teflonski kalup: A. Pre ulaganja kompozita; B. Posle ulaganja kompozita

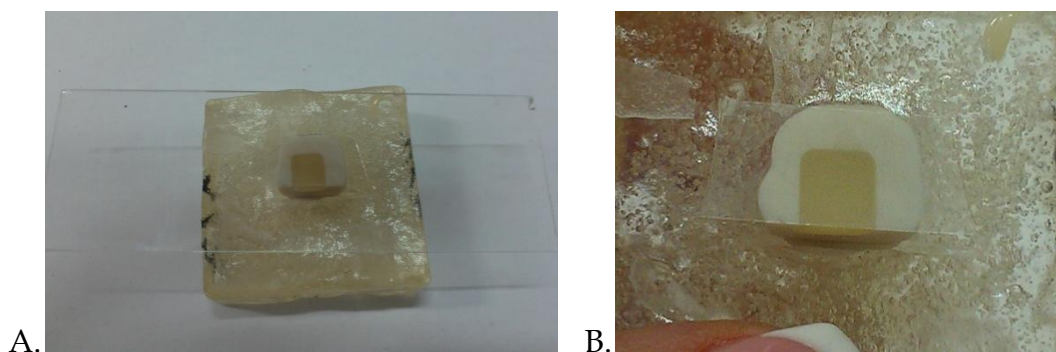
Na mernu površinu modela okrenutu ka kamerama u prvom koraku nanet je mat beli sloj boje. Kao drugi korak, nanet je crni stohastično disperzovani sloj crne boje i na taj način dobijena je pogodna površina za merenje. Dok se sušila naneta boja, uzorci su čuvani u neprovidnoj crnoj kutiji, kako bi se eliminisao uticaj polimerizacije usled spoljašnje svetlosti. Naspramna strana modela sa polietilenskom tračicom prosvetljena je LED lampom u trajanju od 20 s. Korišćen je standardni režim polimerizacije. Ponovljivost iste udaljenosti lampe od površine prosvetljavanja omogućena je korišćenjem nosača-fiksatora i stakla debljine 1 mm. Nakon polimerizacije slikano je stanje kompozita (stage 1). Zatim je uzorak polimerizovan dodatnih 20 s i ponovo slikan (stage 2). Šema eksperimentalne postavke polimerizacije kompozita u teflonskim kalupima prikazana je na Slici 4.9.



Slika 4.9 Šema eksperimentalne postavke ispitivanja kompozita u teflonskim kalupima: 1. Kamere; 2. Teflonski kalupi; 3. Kompozit; 4. Polietilenska tračica; 5. Staklena plčica; 6. LED lampa

4.2.3 Priprema uzoraka na plastičnim zubima

Drugi deo istraživanja sproveden je na 15 plastičnih molara. Svaki zub je pozicioniran na sredinu silikonskog kalupa i uronjen u akrilat, tako da je krunični deo zuba ostao slobodan. Nakon vezivanja akrilata, zubi su preparisani pri čemu je dobijen modifikovani kavitet po Tiršu. Potom su dobijeni kaviteti restaurisani odgovarajućim kompozitnim materijalom bez upotrebe adhezivnog sistema. Materijal je aplikovan metalnom šesticom u jednom sloju. Svi kaviteti su nakon punjenja prekrivani polietilenskom tračicom i potom pritisnuti staklom, kako bi se istisnuo višak materijala (Slika 4.10.A). Zatim je šesticom izravnana materijal na slobodnoj aproksimalnoj površini, koja je bila dostupna za snimanje. Na okluzalnu površinu je potom postavljena još jedna polietilenska, tračica kako bi se sprečio prodor nanete boje na površinu, koja će biti izložena svetlosnom izvoru za polimerizaciju (Slika 4.10.B).



Slika 4.10 Ulaganje kompozitnog materijala: A. Istiskanje viška materijala staklom;

B. Izgled uzorka nakon ulaganja kompozita

Na slobodnu aproksimalnu stranu u prvom koraku nanet je mat beli sloj boje. Kao drugi korak, nanet je crni stohastično disperzovani sloj crne boje i na taj način dobijena je pogodna površina za merenje- šara. Dok se sušila naneta boja, uzorci su čuvani u neprovidnoj crnoj kutiji. Uzorak je potom postavljen u stegu u okviru definisane merne zapremine. LED lampa je fiksirana nosačem na rastojanju od 1 mm od mernog uzorka. Otklonjen je jedan od dva sloja tanke celuloidne folije, a zatim je slikana aproksimalna starana neposredno pre

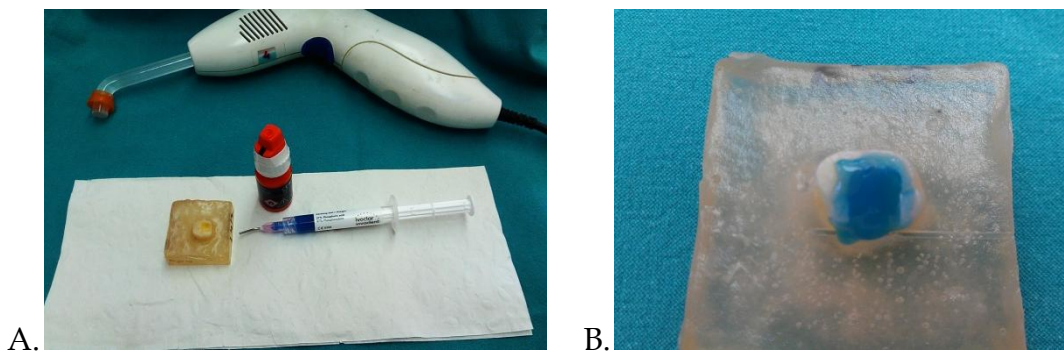
polimerizacije (stage 0). Merni objekat je polimerizovan iz okluzalnog paravca LED lampom 20 s na rastojanju od 1mm. Nakon polimerizacije slikano je stanje kompozita (stage 1). Potom je uzorak polimerizovan dodatnih 20 s i ponovo slikan (stage 2). Za svaku eksperimentalnu grupu je napravljeno po 5 uzoraka.

4.2.4 Priprema uzoraka na ekstrahovanim zubima

U trećem delu istraživanja korišćeno je 15 sveže ekstrahovanih, intaktnih, humanih molara. Zubi su do istraživanja čuvani u 0,02 % timolu u frižideru na +4 °C. Humani molari su pripremljeni na isti način kao i plastični. Zubi su podeljeni u 3 grupe, u zavisnosti od kompozitnog materijala koji je korišćen za restauraciju. Napravljeno je po 5 uzoraka za svaku eksperimentalnu grupu. Uz svaki kompozitni materijal korišćen je odgovarajući adhezivni sistem preporučen od strane proizvođača.

Za kavitete na ekstrahovanim zubima iz grupe Filtek™ Silorana korišćen je Silorane System Adhesive, koji pripada grupi dvofaznih samonagrizajućih adhezivnih sistema. Na kavitet je nanet samonagrizajući Primer Silorane System Adhesive, zatim je blago izduvan mlazom vazuha i polimerizovan 10s. Nakon sloja Primera nanet je Silorane System Adhesive Bond, izduvan mlazom vazduha i polimerizovan 10 s.

Kaviteti na grupi zuba gde je korišćen kompozitni materijal Filtek Z250 tretirani su tehnikom potpunog nagrizanja. 37 % ortofosforna kiselina (Kerr Corp., Orange, CA, SAD) naneta je na kavitet u trajanju od 15 s, a potom isprana vodenim sprejom u trajanju od 15 s (Slika 4.11). Nakon sušenja na kavitet je laganim pokretima utrljan Single Bond 2 u trajanju od 15 s. Komprimiranim mlazom vazduha blago je raspršen sloj adheziva i potom polimerizovan u trajanju od 10 s.



Slika 4.11 Priprema uzorka u fazi nanošenja adhezivnog sistema: A. Materijal i lampa;
B. Aplikacija kiseline na kavitet

Za grupu gde je testiran kompozitni materijal Tetric EvoCeram kaviteti su tretirani na isti način 37 % ortofosfornom kiselinom. Zatim je aplikovan adhezivni sistem ExciTE F u trajanju od 15 s, raspršen blagim mlazom vazduha i polimerizovan 10 s. U svim eksperimentalnim grupama, nakon aplikacije adhezivnog sistema, kompletna dalja procedura (aplikacija kompozitnog materijala, polimerizacija i snimanje) bila je identična kao na plastičnim zubima.

4.3 Trodimenzionalna optička analiza deformacija i pomeranja

Metoda za trodimenzionalnu (3D) optičku analizu deformacija i pomeranja zasniva se na korelaciji digitalnih slika (DIC-Digital image correlation). Ova tehnika uključuje digitalizaciju pripremljene merne površine slikanog objekta pre i posle dejstva opterećenja tj. pomeranja ili deformisanja. Sve promene početnih tačaka ili malih površina na slikama se porede sa prethodnim slikama u nizu, korišćenjem korelacionih funkcija, do pronalaženja što približnije sličnosti. Svaki piksel na slici ima svoju numeričku vrednost i poređenjem slika porede se nizovi tih vrednosti. Tehnika korelacije digitalnih slika je našla široku primenu u eksperimentalnoj mehanici [118]. DIC u mehanici je prvi put korišćena 1982. za merenje deformacija malih vrednosti [119]. Od tada do danas, ova metoda se razvila i postala popularan sistem za

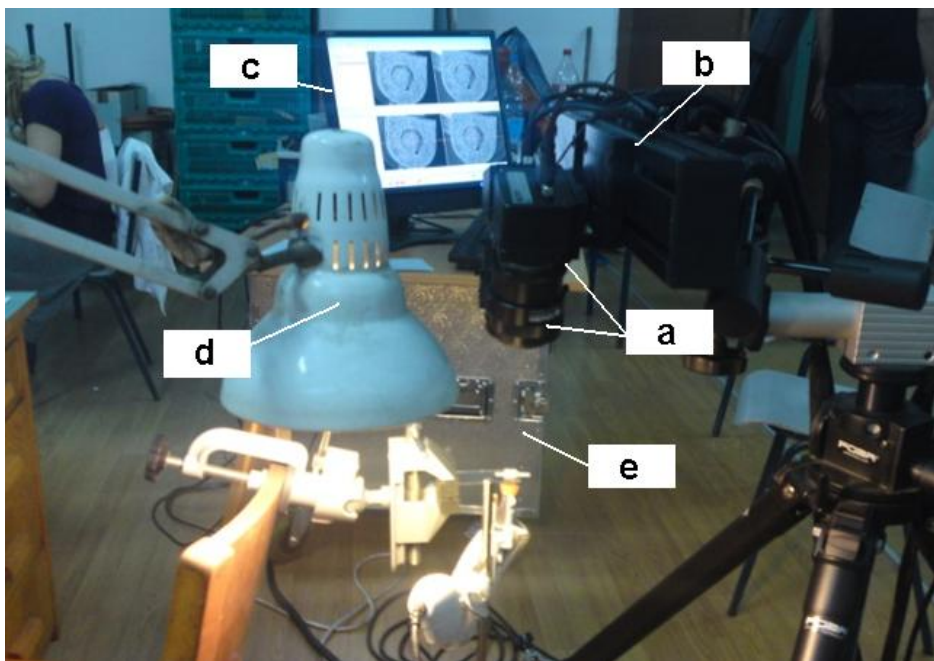
analizu pomeranja i deformacija za merne objekte koji zahtevaju bezkontaktna i visoko senzitivna merenja [78, 89, 116, 120-130].

Softver Aramis i oprema za snimanje predstavlja komercijalni sistem za 3D optičku analizu deformacija/pomeranja. Aramis vrši, kroz niz stereo slika, prevođenje promena koordinata piksela u vektore pomeranja. Aramis prihvata TIFF format slika za sve prethodno kalibrisane stereo CCD kamere.

4.3.1 Merni sistem za 3D optičku analizu deformacija/pomeranja i potrebni koraci merenja

Oprema za eksperimentalnu analizu sastoji se iz sistema za 3D optičku analizu deformacija/pomeranja, sistema za ulaganje, fiksiranje i polimerizaciju mernih uzoraka (Slika 4.12).

Oprema za eksperimentalnu 3D optičku analizu deformacija/pomeranja sastoji se iz programskog paketa Aramis, senzorske jedinice, postolja, PC, svetla I *trigger* kutije (Slika 4.12).



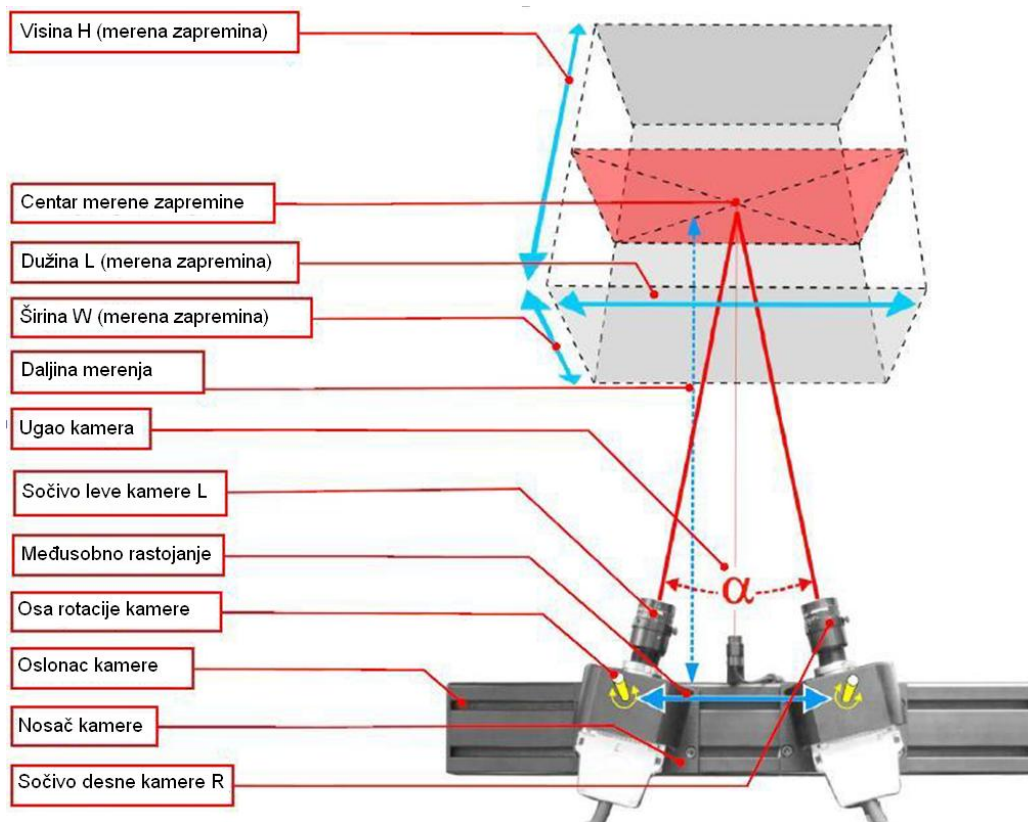
Slika 4.12 Postavka za 3D optičku analizu deformacija/pomeranja: a) kamere; b) postolje; c) PC; d) svetlo; e) trigger kutija

Potrebni koraci za izvođenje procedure merenja:

- Definisane merne zapremine. Pre početka merenja potrebno je definisati dimenzije mernog objekta, tako da se merni objekat nalazi unutar definisane merne zapremine u svim koracima deformisanja
- Priprema uzorka.
- Kalibracija merne zapremine.
- Otvaranje novog projekta u programu i definisanje njegovih parametara (male površine, opseg deformacija, ključne reči, parametri koraka...).
- Podešavanje načina snimanja slika, na primer jednostavno (simple measurements) ili brzo merenje (fast measurements).
- Snimanje slika tokom merenja.
- Definisane proračunskog okvira u slikama za merenje.
- Definisane početne tačke za postupak proračuna.
- Proračun projekta.
- Izbor prikazivanja rezultata.
- Transformacije koordinatnog sistema.
- Pretprocesiranje podataka radi uklanjanja smetnji pri merenju, interpoliranje nedostajućih 3D tačaka, naglašavanje lokalnih uticaja itd.
- Definisane elemenata za analizu, preseka i tačaka u koracima.
- Dokumentovanje rezultata (izveštaji, prikazivanje u drugim softverima...).

4.3.2 Definisiranje merne zapremine

Pre početka merenja potrebno je izabrati odgovarajuću zapreminu merenja (u daljem tekstu merna zapremina) koja zavisi od dimenzija mernog objekta, odnosno od dimenzija merne površine. Merna površina predstavlja analizirano polje pomeranja i deformacija i mora da se nalazi unutar merne zapremine u svakom trenutku snimanja. U zavisnosti od veličine merne površine i raspoloživih sočiva, odgovarajuća merna zapremina se može izabrati iz tablica po uputstvu proizvođača [118]. Izabranom mernom zapreminom određuje se rastojanje između senzorske jedinice i mernog uzorka, Slika 4.13 Za različite dimenzije mernih površina potrebno je obezbediti odgovarajuća sočiva za senzorsku jedinicu.

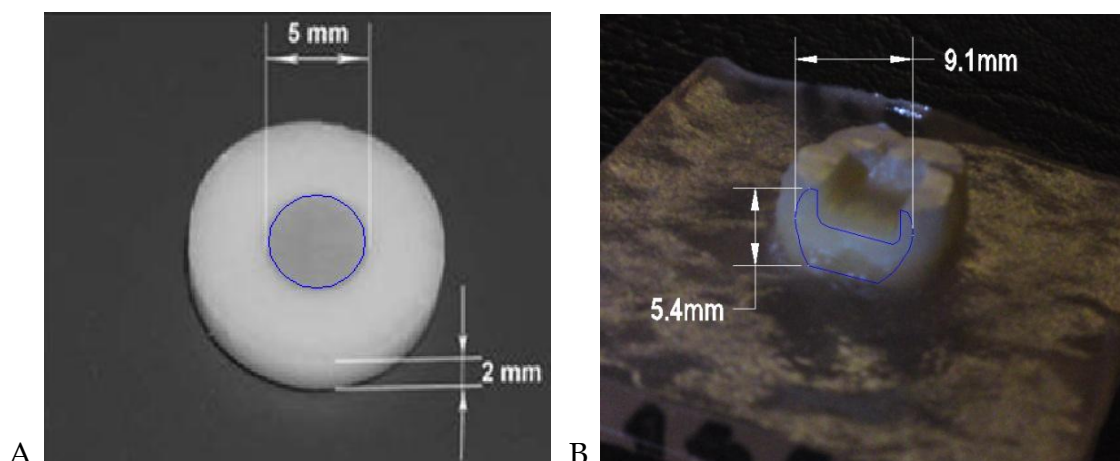


Slika

4.13 Senzorska jedinica i zapremina merenja [118]

Oblik i dimenzije mernih površina na reprezentivnim eksperimentalnim modelima prikazane su na Slici 4.14. Spoljašnje dimenzije svih mernih površina

definisane su digitalnim kljunastim merilom, pri čemu najveće dimenzije definišu dimenzije merne zapremine.



Slika 4.14 Oblik i dimenzije merne površine eksperimentalnih modela: A. Teflonski kalup; B. Ekstrahovani zub

Izmerene maksimalne vrednosti mernih površina u sva tri pravca iznose:

$$x_{\max} = 11.2 \text{ mm}; y_{\max} = 6 \text{ mm}; z_{\max} = 2 \text{ mm}.$$

Merna zapremina (Tabela 4.2) izabrana je na osnovu dobijenih maksimalnih vrednosti dimenzija mernih površina u sva tri pravca nezavisno za svaki od eksperimentalnih modela [118].

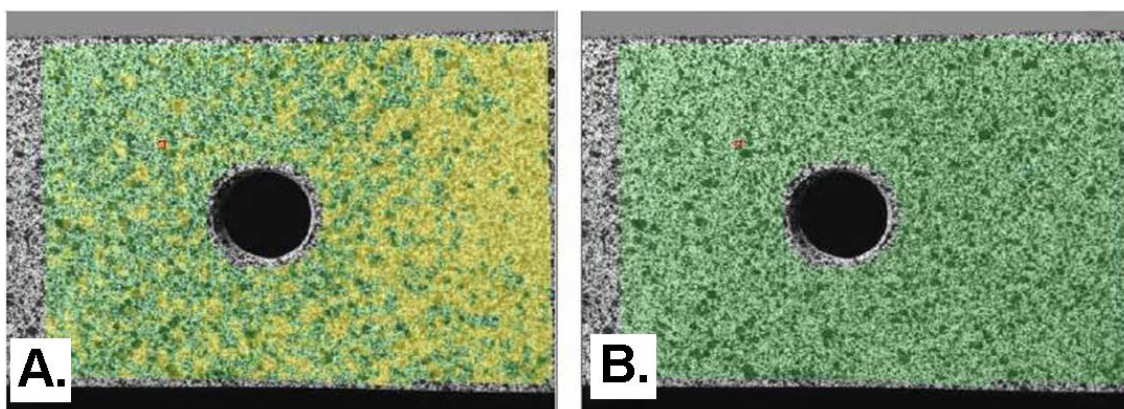
Tabela 4.2 Neophodni parametri podešavanja za sočiva od 50 mm [118]

Sočivo	Zapremina merenja (mm x mm)	Distancer (mm)	Međusobno rastojanje (mm)	Min. dužina postolja za kamere (mm)	Daljina merenja (mm)	Ugao kamera (°)	Kalibraciono telo (kodirano)	Kalibraciono telo (kodirano)	Dubina polja (mm) pri blendi							
									(-) Sočivo ne podržava ovu blendu (n.a.) Nije moguće podesiti oštrinu slike							
									1,4	2	2,8	4	5,6	8	11	16
10x7,5	25	100	500	190	28	-	10x8	-	-	n.a.	n.a.	n.a.	n.a.	0,2	1,4	
15x11	Ne	100	500	210	25	-	15x12	-	-	n.a.	n.a.	n.a.	0,5	1,9	4,3	

Pre početka eksperimentalnog merenja odgovarajuća merna zapremina mora biti kalibrisana. Pre početka kalibracije potrebno je podesiti sve parametre sistema, kao što su udaljenost kamera od centra merne zapremine, orijentacija kamera, otvor blende, fokus, osvetljenje (Tabela 4.2).

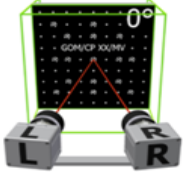
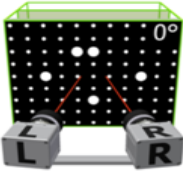
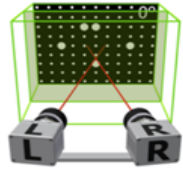
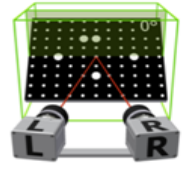
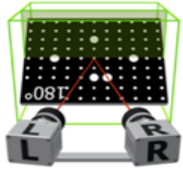
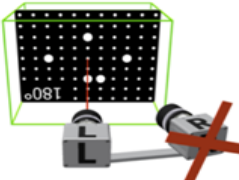
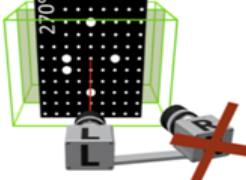
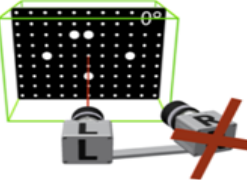
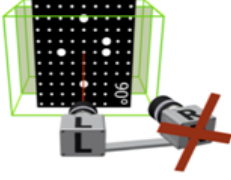
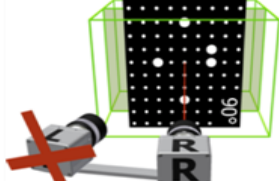
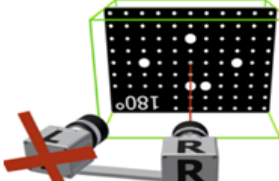
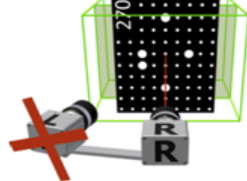
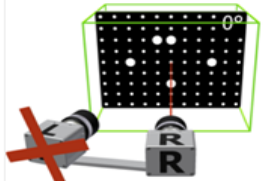
4.3.3 Kalibracija sistema

Kalibracija je proces obezbeđivanja dimenzione konzistencije sistema za merenje. Kalibracija se vrši uz pomoć kalibraconog tela, koje u zavisnosti od dimenzija merne zapremine može biti ploča ili krst. Kalibracione ploče se koriste za male, a kalibracioni krstovi za velike merne zapremine [118]. U zavisnosti od tipa kalibracione ploče, definisane su jedna ili dve razmere. Razmera na ploči predstavlja definisano rastojanje između dve određene tačke. U ovom istraživanju korišćeno je kodirano kalibraciono telo tipa ploča simple 15x12 (Tabela 4.2). Takođe, ukoliko se pozicija kamera jedne u odnosu na drugu promeni, sistem zahteva ponovnu kalibraciju. Dekalibracija sistema na ekranu se prikazuje velikim brojem žutih malih površina na slikama, tj. ukoliko je greška preklapanja malih površina veća od 0,3 piksela (Slika 4.15).



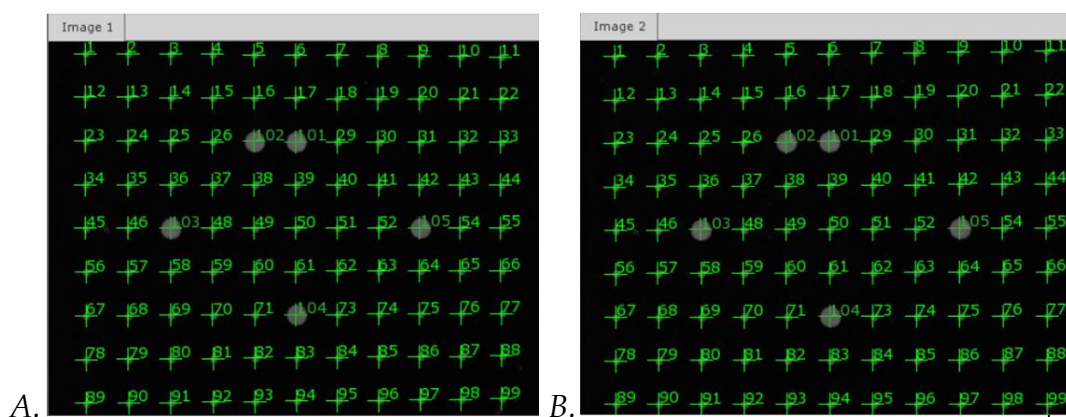
Slika 4.15 Preklapanje malih površina: A. Dekalibrisano stanje; B. Kalibrisano stanje[118]

Postupak kalibracije se sastoji iz 13 koraka, pri čemu za ispravnu kalibraciju softver mora u svakom koraku da prepozna referentne tačke na kalibracionoj ploči (Slika 4.16 i 4.17).

<p>Korak 1:</p>  <p>- Sredina merene zapremine - Položaj ploče 0°</p>	<p>Korak 2:</p>  <p>- Blíže senzoru - Položaj ploče 0°</p>	<p>Korak 3:</p>  <p>- Dalje od senzora - Položaj ploče 0°</p>
<p>Korak 4:</p>  <p>- Sredina merene zapremine - Položaj ploče 0° - Tačka zarotirana za 40°</p>	<p>Korak 5:</p>  <p>- Sredina merene zapremine - Položaj ploče 180° - Dve tačke zarotirana za 40°</p>	<p>Korak 6:</p>  <p>- Samo leva kamera - Položaj ploče 180°</p>
<p>Korak 7:</p>  <p>- Samo leva kamera - Položaj ploče 270°</p>	<p>Korak 8:</p>  <p>- Samo leva kamera - Položaj ploče 0°</p>	<p>Korak 9:</p>  <p>- Samo leva kamera - Položaj ploče 90°</p>
<p>Korak 10:</p>  <p>- Samo desna kamera - Položaj ploče 90°</p>	<p>Korak 11:</p>  <p>- Samo desna kamera - Položaj ploče 180°</p>	<p>Korak 12:</p>  <p>- Samo desna kamera - Položaj ploče 270°</p>
<p>Korak 13:</p>  <p>- Samo desna kamera - Položaj ploče 0°</p>		

Slika 4.16 Procedura kalibracije kroz 13 koraka

U prvom koraku, kalibraciono telo je postavljeno u sredinu merne zapremine, tako da se laser za pozicioniranje poklopi sa centralnom tačkom kalibracionog tela (Slika 4.16). Nakon toga, kalibraciono telo je pozicionirano tako da se vertikalna i horizontalna crvena linija na ekranu približno podudaraju sa tačkama na slikama sa leve i desne kamere (Slika 4.16). Jedan od parametara uspešne kalibracije je da sistem sa obe kamere prepozna i numeriše referentne tačke na kalibracionoj ploči u svakom koraku (Slika 4.17).



Slika 4.17 Numeracija tačaka u toku kalibracije: A. Leva kamera; B. Desna Kamera

U radnim uslovima, senzor se ne sme izlagati nepotrebnim promenama temperature, dejstvu visoke temperature u slučaju jakog osvetljenja objekta [118]. Preduslov za uspešnu kalibraciju je ispravan postupak podešavanja senzora. Na kraju postupka kalibracije, sačuvani su rezultati kalibracije. Za ispravnu kalibraciju, odstupanje može biti između 0,01 i 0,04 piksela. Dobijeno odstupanje (calibration deviation) iznosi 0,038 piksela, što po uputstvu proizvođača opreme ulazi u okvire prihvatljivosti.

Ispravna kalibracija podrazumeva odgovarajuće podešavanje senzora, udaljenost kamera od mernog uzorka i njihovu međusobnu orijentisanost. Na osnovu ovih podešavanja, program proračunava na osnovu referentnih tačaka kalibracionog tela na slikama njihove 3D koordinate. Izračunate 3D koordinate se zatim ponovo dodeljuju 2D slikama sa kamera. Ovakav pristup dovodi do takozvanog odstupanja referentnih tačaka i prikazivanja greški preklapanja,

odnosno pozicije referentnih tačaka. Ukupno odstupanje kalibracije se izračunava na osnovu prosečnog odstupanja svih referentnih tačaka koje su snimane tokom procesa kalibracije.

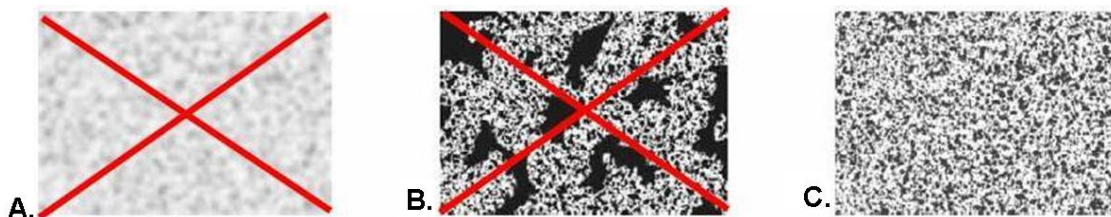
4.3.4 Priprema merne površine

Struktura površine je veoma važna pri pripremi merne površine i realizacije meranja. Površina uzorka mora da zadovolji sledeće zahteve:

- Površina mernog objekta mora imati nanetu fino dispergovanu boju, kako bi se jasno definisali pikseli na slikama snimljenim kamerama. Iz tog razloga, oblast piksela na referentnoj slici može biti dodeljena odgovarajućoj oblasti piksela na narednoj slici.
- Naneta dispergovana boja mora pratiti konturu merne površine, ne sme se razlivati i lomiti.
- Optimalna površina je relativno ravna. Izrazito hrapave površine mogu napraviti problem pri određivanju malih površina i proračuna 3D tačaka.
- Naneta dispergovana boja na uzorku mora da ima dobar kontrast, jer u suprotnom dodeljivanje piksela neće biti uspešno.
- Naneta dispergovana boja na površini mora biti mat, kako bi se eliminisala pojava refleksije. Reflektovana svetlost izaziva loš kontrast i razliku u osvetljenju između leve i desne kamere, koja nije poželjna i daje loše rezultate pri proračunu malih površina u oblastima gde se ona javlja.

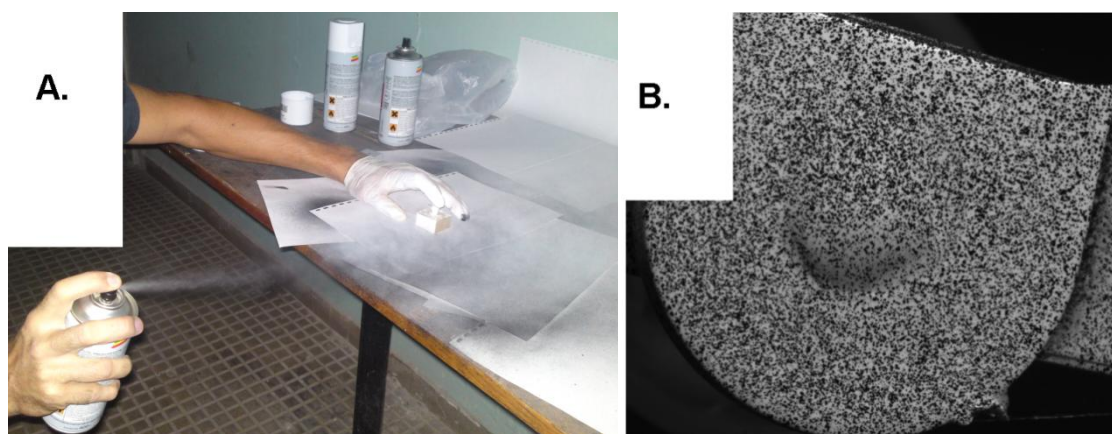
Sa jedne strane, veličina fino dispergovanih tačaka mora biti dovoljno mala da omogući fini raspored malih površina tokom proračuna, a sa druge mora biti dovoljno krupna da bi u potpunosti bila prepoznatljiva za kamere. Od strane proizvođača preporučuju se stohastične fino dispergovane površine koje

su prilagođene kontrolnoj zapremini, rezoluciji kamere i veličini malih površina.



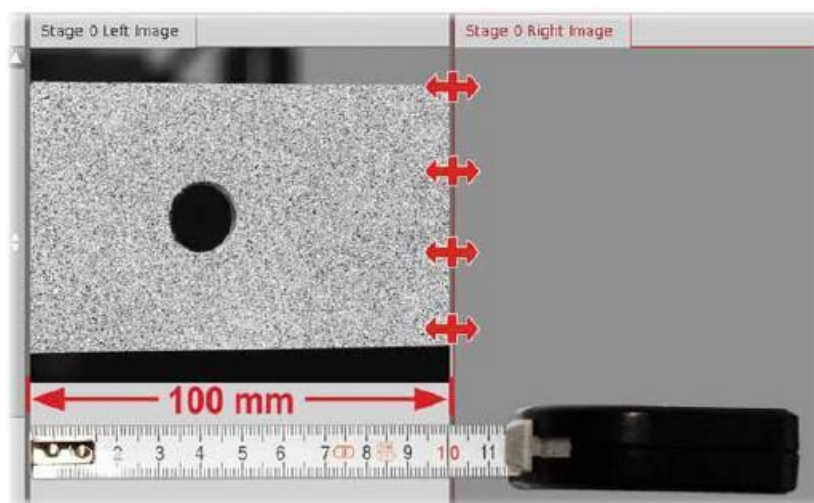
Slika 4.18 Primeri stohastične dispergovane površine A. i B. Neodgovarajuća C. Pogodna

Uzorci se pre početka merenja tretiraju sa odgovarajućim bojama u spreju. Izabrani kompozitni materijali pripadaju beloj boji A3, koja u kombinaciji sa neophodnim osvetljenjem prouzrokuje refleksiju svetlosti. Direktno nanošenje crnog dispergovanog sloja ne prikazuje adekvatno polje deformacija i pomeranja, tako da je bilo neophodno naneti mat belu osnovu. Pre početka nanošenja boje, potrebno je obezbediti čistu površinu. U prvom koraku potrebno je naneti beli i mat sloj. Kao drugi korak, potrebno je naneti crni stohastično dispergovani sloj i na taj način se dobija pogodna površina za merenje - šara. Da bi se ovo izvelo, potrebno je lagano pritisnuti mlaznicu crnog spreja tako da umesto jakog mlaza od boje kroz nju izlaze sitne kapi (Slika 4.19.A) i kao rezultat postiže se stohastična šara visokog kontrasta (Slika 4.19.B).



Slika 4.19 A. Princip nanošenja stohastično fino dispergovane boje; B. Dobijena stohastična šara

Manje merne zapremine zahtevaju finiju šaru od velikih. Da bi se proverilo da li je postignuta odgovarajuća šara za određenu kontrolnu zapreminu, potrebno je dobijene uporediti sa referentnim šarama preporučenih od strane proizvođača. Prihvatljivost pripremljene merne površine se može odrediti pomoću kompjuterskog ekrana. Za upoređivanje nanete merne površine, potrebno je iskoristiti ekran kompjutera i referentnu šaru 100x80, nezavisno od stvarne merne zapremine (Slika 4.20).



Slika 4.20 Šabloni za proveru prihvatljivosti ostvarene šare u zavisnosti od veličine zapremine merenja[118]

Nakon pripreme, probni uzorak je postavljen na definisanu daljinu merenja ispred kamera. Zatim, na ekranu kompjutera je podešen prozor na kome se vidi slika sa kamere, tako da bude istih dimenzija kao referentna šara 100x80 mm. Na osnovu dobrog slaganja je konstatovano da je stohastična šara na uzorku pogodna za snimanje.

4.3.5 Proračun deformacija/pomeranja

4.3.5.1 Dimenzionisanje male površine

Dimenzije malih površina korišćene u ovom istraživanju su 15x13 piksela za sve uzorke i ta dimenzija predstavlja optimalan odnos između vremena i tačnosti proračuna. Za dimenzionisanje male površine, mogu se primeniti preporuke proizvođača opreme koje su prikazane u Tabeli 4.3:

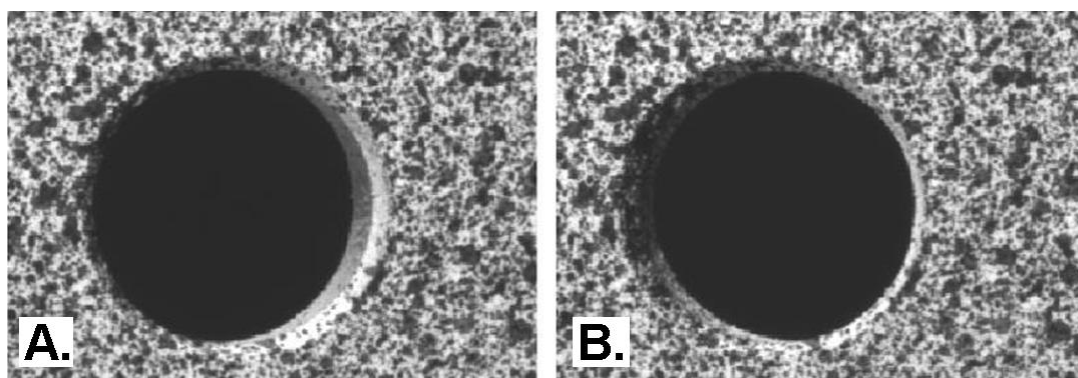
Tabela 4.3 Uticaj promene veličine malih površina na tačnost i brzinu proračuna [118]

Veličina male površine je veća od one programom definisane	<ul style="list-style-type: none"> - Poboljšava se tačnost rezultata merenja - Proračun zahteva više vremena - Lokalna dešavanja unutar male površine se ne mogu snimiti
Veličina male površine je manja od one programom definisane	<ul style="list-style-type: none"> - Tačnost rezultata merenja se smanjuje - Za proračun je potrebno manje vremena - Lokalna dešavanja unutar male površine se mogu bolje snimiti
Korak malih površina je manji od programom definisane vrednosti	<ul style="list-style-type: none"> - Gustina mernih tačaka se povećava - Proračun zahteva više vremena - Oblasti preklapanja do 50 % su validne za prikazivanje vrednosti merenja
Korak malih površina je veći od programom definisane vrednosti	<ul style="list-style-type: none"> - Gustina mernih tačaka se smanjuje - Proračun zahteva manje vremena

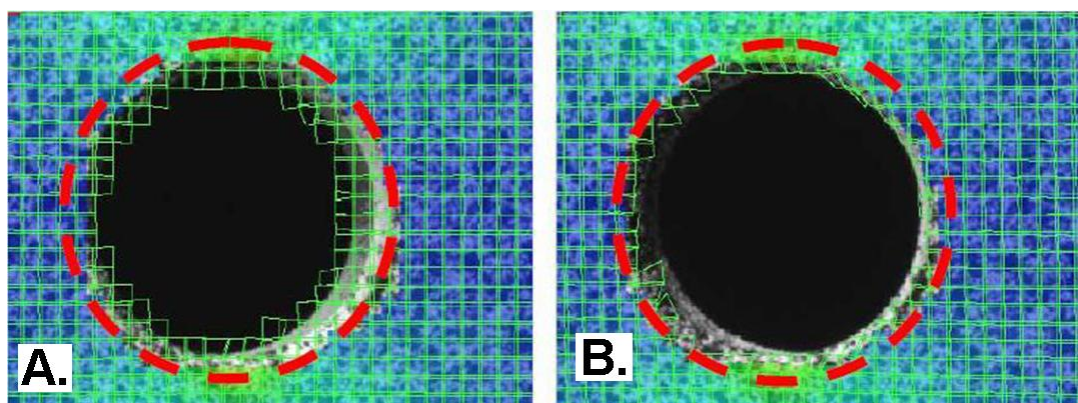
4.3.5.2 Proračunski okviri

Proračunski okvir omogućava programu da izvede proračun malih površina u definisanim oblastima 2D slika sa kamera. Sa proračunskim okvirom je omogućeno da samo oblasti koje su relevantne za deformaciju budu proračunate. Tačan 3D proračun i određivanje deformacija nije moguće za ivice uzorka i nagle skokove u konturi, jer se 3D proračun mernih tačaka zasniva na malim površinama koje moraju da se vide i na levoj i na desnoj kameri sa

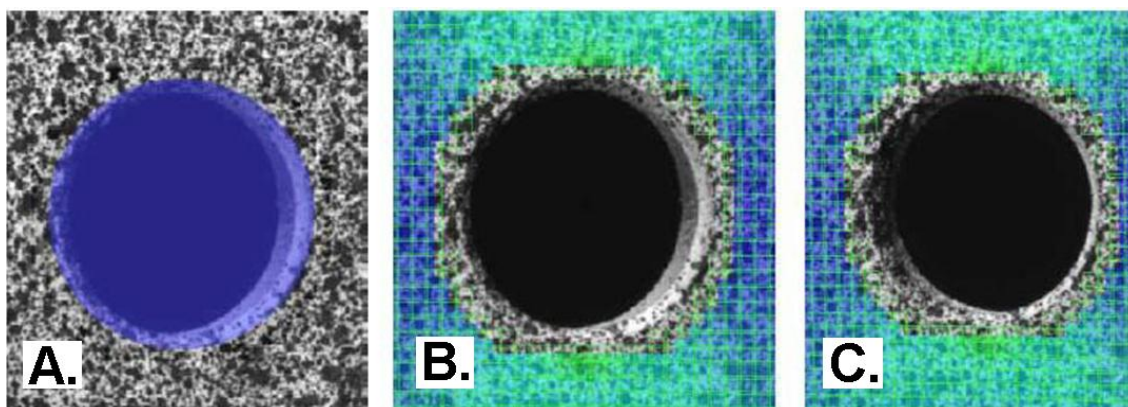
svojim odgovarajućim šarama. Na Slici 4.21 je prikazan izgled šare pri ispitivanju uzorka sa kružnim otvorom opterećenim na zatezanje, gde zbog razlike u slikama nije moguće potpuno izmeriti pomeranja na uzorku [118].



Slika 4.21 Slike uzoraka za ispitivanje zatezanjem: A. Leva kamera; B. Desna kamera [118]

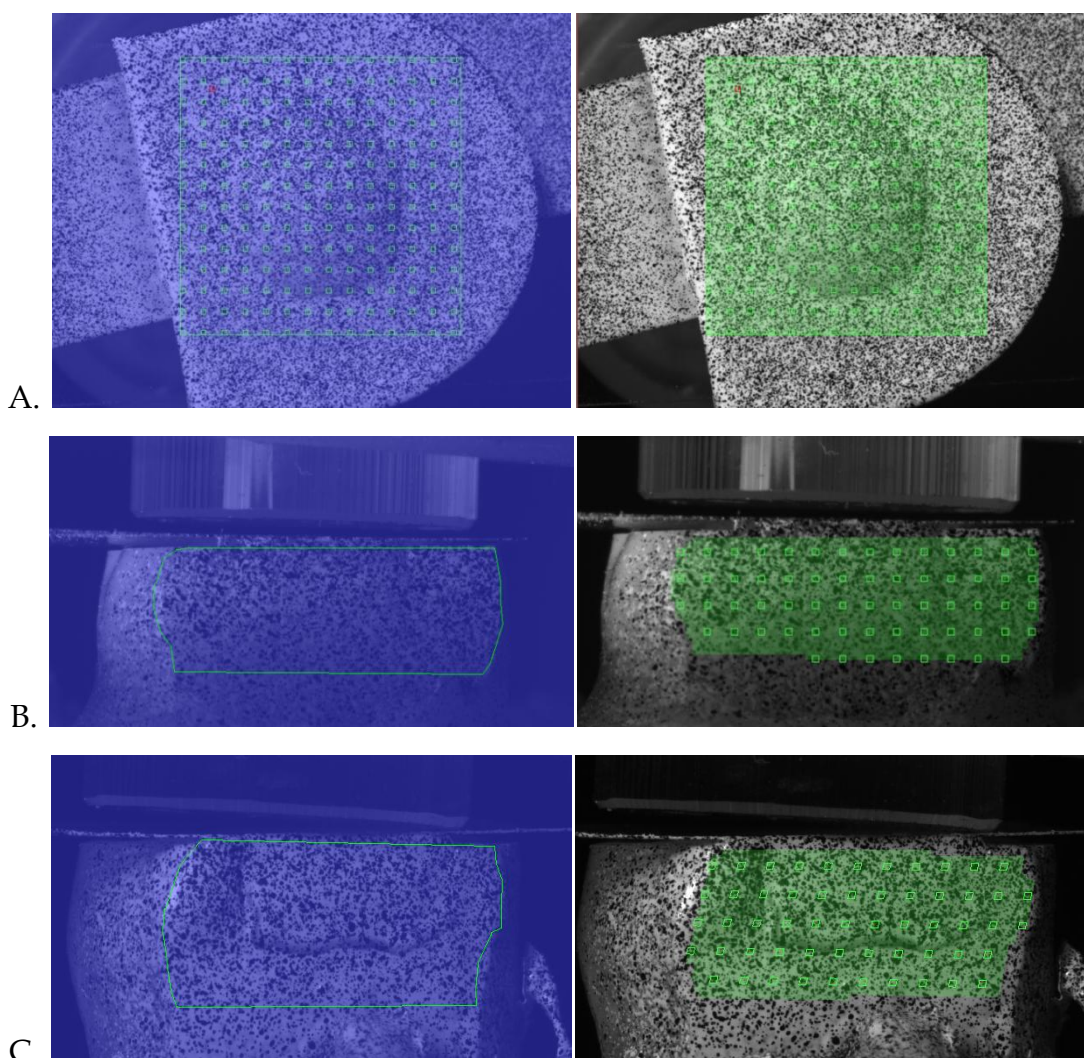


Slika 4.22 Definisane malih površina bez proračunskog okvira: A. Leva kamera; B. Desna kamera [118]



Slika 4.23 Prednost korišćenja proračunskog okvira: A. Definisane proračunskog okvira kružnim primitivom; B. Polje sa definisanim proračunskim okvirom, leva kamera; C. Polje sa definisanim proračunskim okvirom, desna kamera [118]

Na Slici 4.22 prikazan je prethodni primer, koji je već proračunat bez definisanja proračunskog okvira. Oblast unutar crvenog kruga ne može biti tačno izračunata, jer se ne vide i na levoj (Slika 4.22.A) i na desnoj (Slika 4.22.B) kameri isti delovi šara. Na Slici 4.23 je definisan proračunski okvir koji izuzima spornu oblast iz proračuna. Na Slici 4.23.A i 4.23.B je izvršen proračun sa definisanim proračunskim okvirom [118]. Na Slici 4.24 prikazani su definisani proračunski okviri za sve tri vrste eksperimentalnih modela.



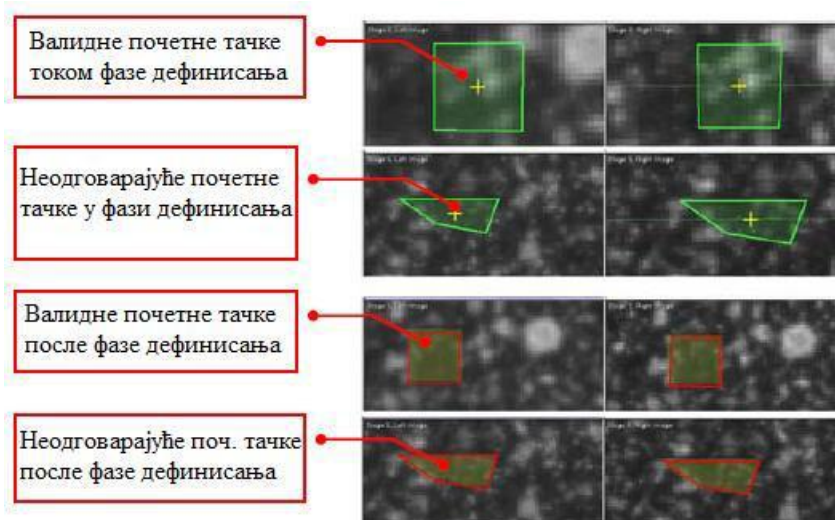
Slika 4.24 Proračunski okvir prilikom definisanja (levo) i definisani proračunski okvir (desno)

A. Teflonski kalupi; B. Plastični molari; C. Ekstrahovani molari

Definisanjem proračunskog okvira, oslonci uzorka, pozadina, ivice uzorka, skokovi na ivicama itd. neće biti uključeni u proračun.

4.3.5.3 Definisane početne tačke za postupak proračuna

Za proračun malih površina u svim koracima definisane su početne tačke. U opštem slučaju, početna tačka se odnosi na istu malu površinu u svim koracima. Moguće je koristiti i više različitih početnih tačaka u jednom projektu merenja, ukoliko nakon proračuna za određene korake, program nije uspeo da proračuna nijednu malu površinu. Početna tačka je izračunata mala površina. Za merenje pomeranja i deformacija stomatoloških kompozita korišćen je ručni način definisanja početne tačke u zoni najmanjih pomeranja i deformacija tj. u zoni teflona, plastičnog ili ekstrahovanog zuba. Za svaki uzorak proverene su početne tačke na slikama, a na Slici 4.25, po upustu proizvođača, prikazan je primer dobro i loše definisane početne tačke u projektu [118].



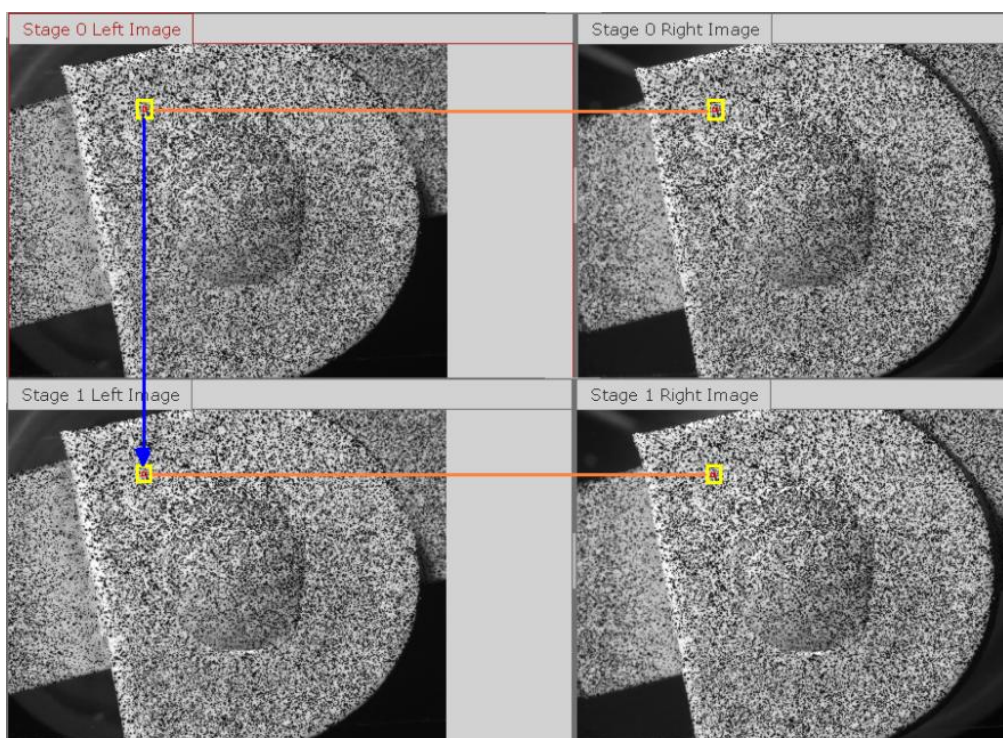
Slika 4.25 Primer odgovarajuće i neodgovarajuće definisane početne tačke [118]

Pri odabiru početnih tačaka posebna pažnja je posvećena tome da unutar male površine bude odgovarajuća šara. Takođe, da pozicija početnih tačaka ne

ulazi u polje najvećih pomeranja, kako one ne bi napustile vidno polje jedne od kamera u svim koracima snimanja.



4.3.5.4 Proračun malih površina

Koristeći dimenzije jedne male površine na eksperimentalnom uzorku prikazan je princip proračuna 3D modela kroz nekoliko koraka pri deformisanju (Slika 4.26).

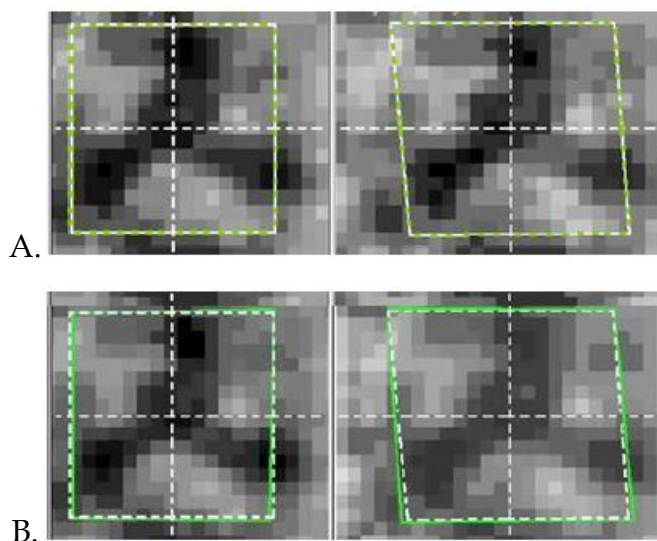


Slika 4.26 Primer proračuna malih površina kroz korake za reprezentativan uzorak kompozita u teflonskim kalupima

- Proračun malih površina zahteva koordinate početnih tačkaka u svim koracima. Veličina male površine određena je pri definisanju polja malih površina pri započinjanju svakog novog projekta.
- Proračun počinje u nultom koraku.

-  Pri definisanju početne tačke, program prepoznaje poziciju početne tačke i njenih susednih početnih tačaka na 2D slikama. Identifikacijom pojedinačnih šara malih površina na levoj i na desnoj slici sa kamera, kvadratna oblast je optimizovana. Iz rezultujućih koordinata početne tačke sa 2D slika leve i desne kamere, izračunata je 3D pozicija početne tačke.
-  Posle proračuna 3D pozicije jednog koraka, program automatski prelazi na drugi korak. Ovde je takođe poznata početna pozicija male površine zbog definisane početne tačke. Proračun 3D pozicije male površine urađen je ponovo.
- Rezultati proračuna deformacije proizilaze iz pomeranja 3D tačaka.

Na Slici 4.27 su prikazane male površine sa leve i desne kamere, čije su vrednosti nivoa sive boje praćene kroz dva koraka deformisanja (od 0 do 1). Korak (*Stage*) 0 je nedeformisani korak, a korak 1 je konačno stanje deformisanosti.



Slika 4.27 Prikaz deformacija malih površina: A. Korak 0; B. Korak 1

Na ovim slikama belom isprekidanom linijom je prikazano nedeformisano stanje, a zelenom punom linijom deformisano stanje, radi boljeg objašnjenja odnosa između malih površina i prouzrokovanih deformacija. *Aramis* određuje 2D koordinate malih površina na osnovu uglova zelene linije malih površina i centara. Korišćenjem postupka digitalne korelacije mernih slika, 2D koordinate male površine posmatrane kroz levu kameru i 2D koordinate iste male površine posmatrane kroz desnu kameru dovode do zajedničke 3D koordinate (Slika 4.27). Nakon uspešnog proračuna, podaci mogu proći kroz proceduru naknadnog procesiranja, radi smanjenja šuma merenja ili radi otklanjanja nepravilnosti. Izmereni rezultat je tada dostupan u 3D prikazu.

Oblik male površine (kvadrat, pravougaonik) utiče na kvalitet proračuna projekta merenja. Za merenje deformacija gde je uzorak izložen velikim deformacijama, po uputstvu proizvođača potrebno je koristiti pravougaoni oblik male površine. Očekivane dobijene deformacije su veće od 1 %, na osnovu čega je izabran pravougaoni oblik malih površina radi adekvatnog dobijanja polja malih površina.

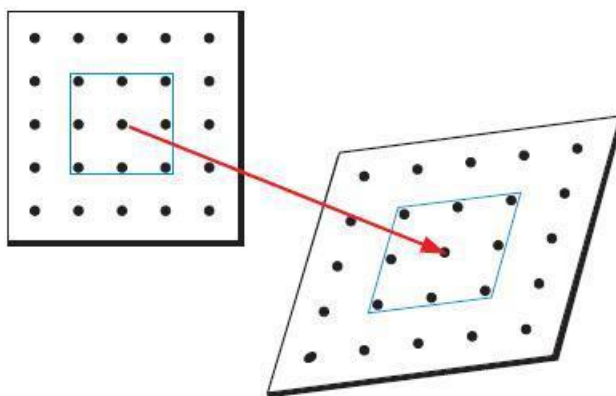
4.3.5.5 Proračun deformacije

Za proračun deformacije *Aramis* koristi dve metode, proračun linearne deformacije i proračun parametarskom metodom deformacije. U ovom radu je korišćen proračun metodom linearne deformacije, koji se koristi kod većine merenja, koja se izvode sa ovim sistemom. Izuzetak predstavlja potreba za određivanjem deformacija u oblastima malih radijusa tj. velikih geometrijskih diskontinuiteta na uzorcima, kada se koristi proračun parametarskom metodom deformacije.

4.3.5.5.1 Metoda linearne deformacije

Na Slici 4.28 su prikazani delovi uzorka u deformisanom i nedeformisanom stanju. U ovom primeru uzeta je u obzir deformacija merne tačke (crvena strelica) zajedno sa okolnim tačkama (plavi četvorougao). Deformacija se određuje u vezi sa okolnim mernim tačkama koje direktno proističu iz malih površina. Prednosti ove metode su: brzi proračun deformacija, male smetnje pri merenju i stvarne tačke su referentne lokacije za deformaciju. Mane primene ove metode ogledaju se u tome što je teško odrediti deformaciju za krivine malih radijusa, koje su manje ili jednake veličini male površine. Važno je da na Slici 4.28 plavi četvorougao nema veliko zakrivljenje, jer u suprotnom slučaju nastaje neodgovarajuća površina za proračun deformacije, što zahteva primenu druge metode proračuna.

Pri metodi linearne deformacije najznačajniji parametar je proračunska veličina polja, koja podrazumeva broj okolnih tačaka oko tačke proračuna deformacije. Najčešće korišćena vrednost za veličinu ovog polja je i najmanja moguća, a to je tri. Ovo znači da se 3D polje tačaka veličine 3x3 koristi da bi se izračunala vrednost deformacije središnje tačke. Ova veličina polja je naročito korisna za određivanje lokalnih deformacija. Sa povećanjem ove vrednosti dolazi do smanjenja šuma pri snimanju, a u graničnim oblastima se mogu odrediti i manje deformacije.

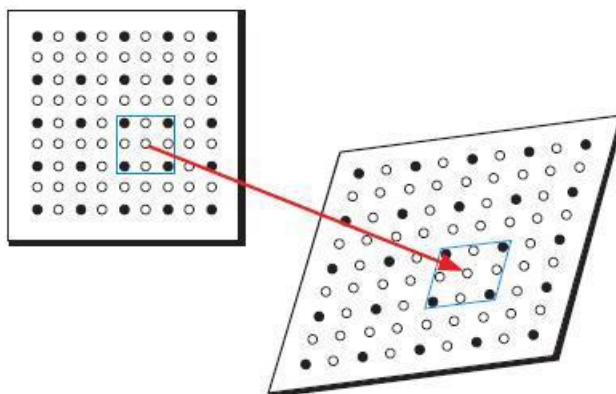


Slika 4.28 Grafički prikaz principa linearne metode proračuna deformacije [118]

Ukoliko ne postoje sve okolne tačke, proračun deformacije središnje tačke se opet može izračunati. Kvota validnosti određuje koliko tačaka mora postojati da bi se izveo proračun. Kvota vrednosti 100% znači da svih devet tačaka mora postojati (za polje 3x3). U ovom istraživanju korišćena je vrednost kvote validnosti od oko 55 %.

4.3.5.2 Parametarska metoda za proračun deformacije

Na Slici 4.29 prikazan je izgled nedeformisanog i deformisanog stanja. Crne tačke na slici predstavljaju merne tačke koje proističu direktno iz malih površina, dok su bele tačke dobijene interpolacijom iz crnih tačaka koristeći parametarsku funkciju. U ovom, slučaju pri proračunu deformacija uzimaju se u obzir i vrednosti belih tačaka. Prednost ove metode je odgovarajuća vrednost dobijene deformacije u svim slučajevima oblika uzorka. Mane ove metode su duže vreme proračuna deformacija usled većeg broja tačaka, veći nivo šuma pri merenju, i to što interpolirane tačke predstavljaju referentnu lokaciju za proračun deformacija.



Slika 4.29 Grafički prikaz principa parametarske metode proračuna deformacije [118]

Zbog ograničenja sistema, proračun 3D tačaka u *Aramis*-u se uvek izvodi na površini uzoraka. Međutim, na primer, u slučaju savijanja materijala, deformacija na površini, u sredini i na zadnjoj strani nije ista i ovaj efekat se

može kompenzovati ako se unesu vrednosti deformacije za sredinu debljine uzorka. Za definisanje lokacije proračuna potrebno je uneti stvarnu debljinu mernog materijala.

4.3.6 Korišćeni modovi

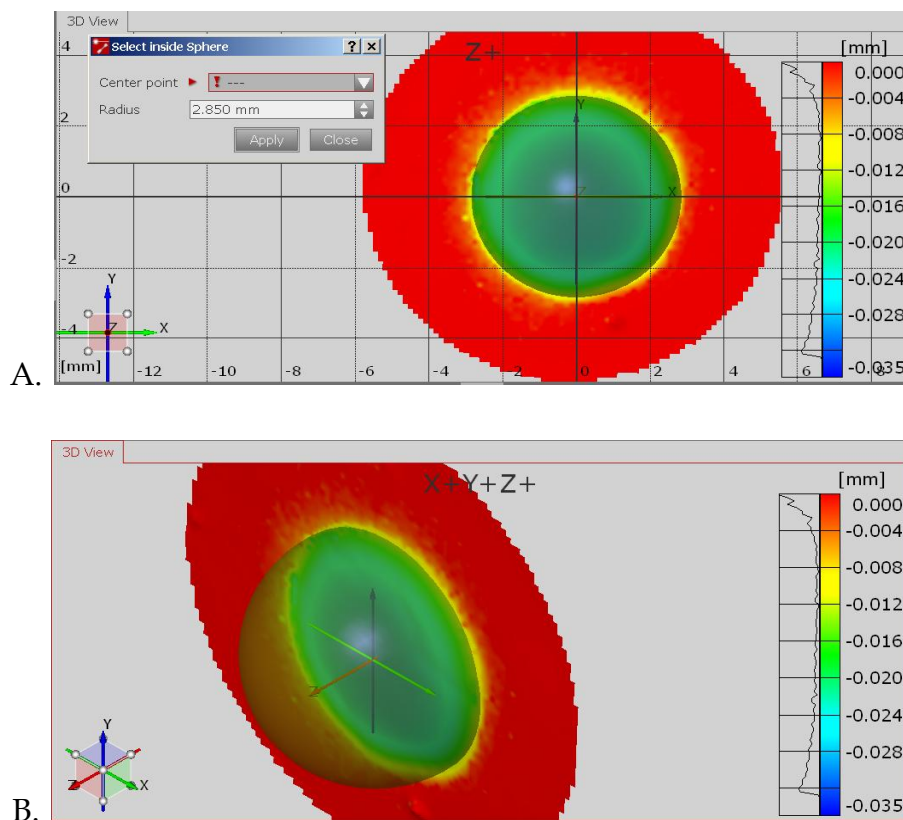
Posle pokretanja novog projekta i definisanja njegovih parametara, *Aramis* automatski prelazi u *Projektni mod*. U ovom modu je kalibrisan sistem i snimane su slike. Posle snimanja, slike su pripremane za proračun. Za ovu svrhu, definisan je okvir na levoj slici nultog koraka za nedeformisano stanje pri čemu je određena merna oblast (zelena oblast) uzorka koja će biti uzeta u obzir za proračun (Slika 4.24).

Nakon definisanja merne oblasti, ručno i automatski su definisane početne tačke. Ova tačka je određena na osnovu nivoa sive boje koja je tipična za tu tačku u nultom i u svim ostalim koracima (Slika 4.27). Ova tačka je korišćena kao osnova za ceo proračun posmatranog uzorka. Površina koja se nalazi izvan zelene oblasti ne ulazi u rezultate proračuna (Slika 4.24). Nakon proračuna uzorka, mod za izračunavanje (*Evaluation mode*) je automatski aktiviran. U ovom modu, svi dobijeni rezultati deformacija/pomeranja su vizuelno prikazani po celoj mernoj površini uzorka. Da bi se razumelo ponašanje ispitivanog uzorka, u ovoj disertaciji korišćene su razne alatke kao što su preseki (*section*), karakteristične tačke (*point*), merenja rastojanja (*point-point distance*). U ovom modu, rezultati za reprezentativne uzorke su predstavljeni u izveštajima tipa *Aramis report*.

4.3.7 Korekcija pomeranja

4.3.7.1 Korekcija pomeranja uzoraka kompozita u teflonskim kalupima

ARAMIS sistem je u mogućnosti da ukloni neželjeno kretanje 3D tačaka krutih tela u uzorku. Korekcija pomeranja (*movement correction*) predstavlja transformaciju oba koraka projekta bez uticaja na globalni koordinatni sistem. Ovo je veoma korisna alatka za analizu pomeranja materijala u uzorku [118]. Eliminacija uticaja polimerizacije sloja kompozita koji pri ulaganju može ostati na ivicama kalupa urađena je korišćenjem primitiva oblika sfere (Slika 4.30) i korekcijom pomeranja. Prečnik sfere određen je prečnikom kalupa i iznosi 5.8 mm.



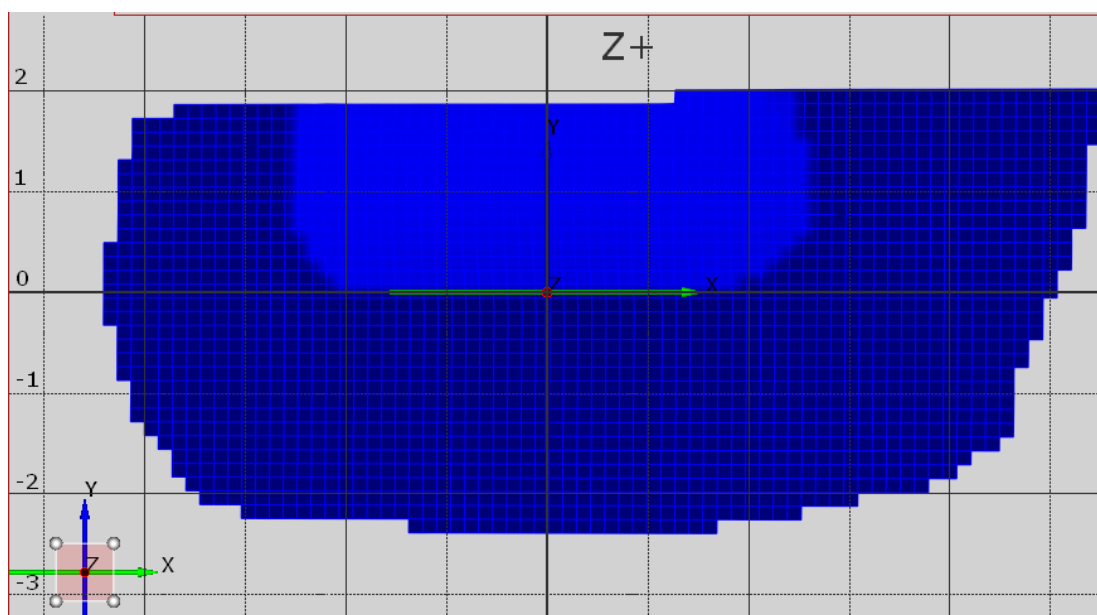
Slika 4.30 Definisane primitiva u obliku sfere na reprezentativnom uzorku kompozita Z250.

Vizualizacija: A. Z+ pravac; B. X+Y+Z+ pravac

Opcijom korekcije pomeranja, selektovana je oblast izvan sfere (prsten) i eliminisana su moguća pomeranja relativnog koordinatnog sistema kalupa. U tom slučaju dobijeni rezultati pomeranja u pravcu Z ose predstavljaju apsolutno pomeranje kompozita u odnosu na teflonske kalupe u kojima su ulagani.

4.3.7.2 Korekcija pomeranja uzoraka kompozita u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

Eliminacija uticaja polimerizacije sloja kompozita koji pri ulaganju može ostati na ivicama kaviteta na plastičnim i ekstrahovanim zubima urađena je selektovanjem aproksimalne površine zuba izvan oblasti kaviteta i korekcijom pomeranja (Slika 4.31). Dubina kaviteta je 2 mm (pravac Y ose), širina 5 mm (pravac Z ose) sa radijusom zaobljenja na dnu od 1mm (Slika 4.31). Opcijom korekcije pomeranja, selektovana je oblast izvan kaviteta i eliminisana su moguća pomeranja relativnog koordinatnog sistema plastičnih i ekstrahovanih zuba.



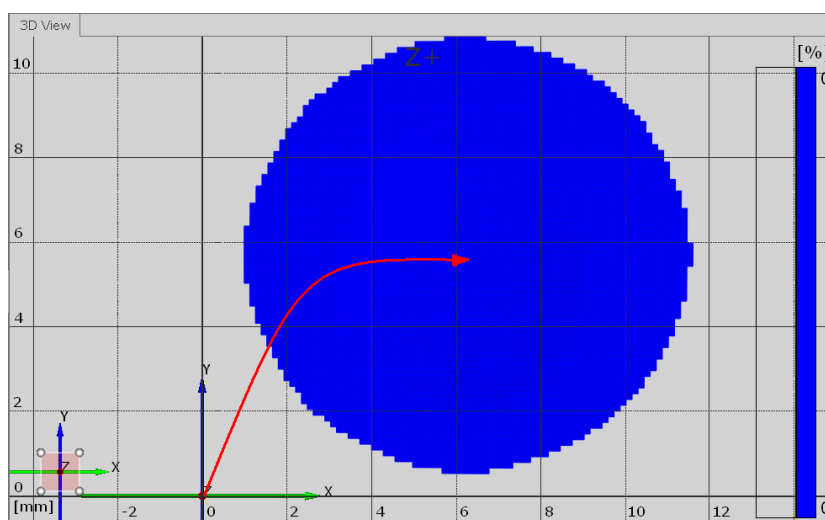
Slika 4.31 Definisiranje aproksimalne površine zuba u kojoj je preparisan kavitet na reprezentacionom uzorku za kompozit Tetric EvoCeram

U tom slučaju, dobijeni rezultati pomeranja predstavljaju apsolutno pomeranje kompozita u odnosu na zube u koje su ulagani. Kordinatni početak odgovara tački koja se nalazi na dnu kaviteta, sredini rastojanja naspramnih zidova kaviteta i spoju okluzalne i aproksimalne površine kaviteta. Potrebno je naglasiti da korekcija pomeranja nije korišćena za analizu pomeranja naspramnih zidova kaviteta posle polimerizacije u cilju verifikacije metode konačnih elemenata.

4.3.8 Transformacije koordinatnog sistema

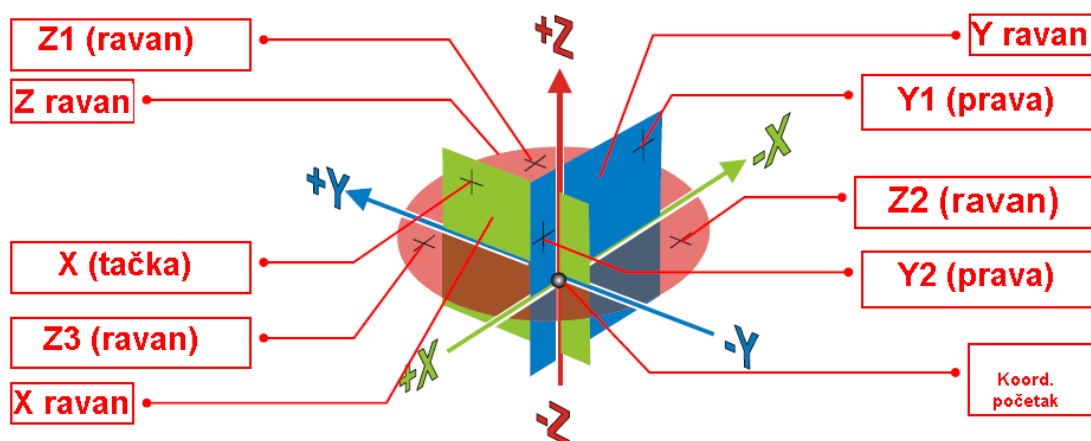
Pozicija koordinatnog sistema pri obradi rezultata u programu *Aramis* često je definisana kalibracijom sistema i nema logičku vezu sa mernim uzorkom. Rezultati vizualizovani na taj način često mogu da dovedu u zabunu korisnike rezultata, pa je na osnovu toga, u ovoj analizi izvršena transformacija koordinatnog sistema 3-2-1.

Pošto su vrednosti svih tačaka date u automatski kreiranom lokalnom koordinatnom sistemu, neophodno je izvršiti transformaciju koordinata i prevesti ih u globalni koordinatni sistem (Slika 4.32). Kako su lokalni i globalni sistem ortogonalni, transformacija koordinata je relativno jednostavna.



Slika 4.32 Transformacija koordinatnog sistema za reprezentativni uzorak kompozita u teflonskim kalupima

Oznaka 3-2-1 znači da tri 3D tačke (Z_1, Z_2, Z_3 , koje se nalaze što dalje jedna od druge i nisu u istoj liniji) definišu ravan, dve dodatne 3D tačke opisuju pravu (Y_1, Y_2 , koje se nalaze što dalje jedna od druge po X pravcu) i definišu Y ravan, i tačka X_1 definiše X ravan (X-zelena ravan). U preseku sve tri ravni je koordinatni početak definisanog sistema. Slika 4.33, ilustruje veze između tačaka, pravih i ravni. Moguće su i varijacije za određivanje koordinatnog sistema kao što je na primer XXX-YY- Z.



Slika 4.33 Pozicioniranje koordinatnog sistema transformacijom 3-2-1

Smer Z ose (pozitivan ili negativan) zavisi od redosleda kojim su definisane tri referentne tačke. Pravac proističe iz redosleda tačaka i posledičnog „osećaja rotacije“ definisane ravni. Nezavisno od ovoga, smer Z ose (pozitivan ili negativan) se može definisati nezavisno od redosleda izbora referentnih tačaka. Smer Y ose (pozitivan ili negativan) takođe zavisi od redosleda kojim se definišu dve Y referentne tačke i dobija se definisanjem obe tačke prave. Smer Y ose može takođe biti određen nezavisno od redosleda izbora tačaka. Preostala X osa se definiše tako što izabrana tačka treba da formira pravougli Dekartov koordinatni sistem.

Transformacija za uzorke kompozita u teflonskim kalupima je urađena tako da se koordinatni početak nalazi u centru teflonskih kalupa, Z ravan se podudara sa mernom površinom, dok su Y i X ravni međusobno ortogonalne.

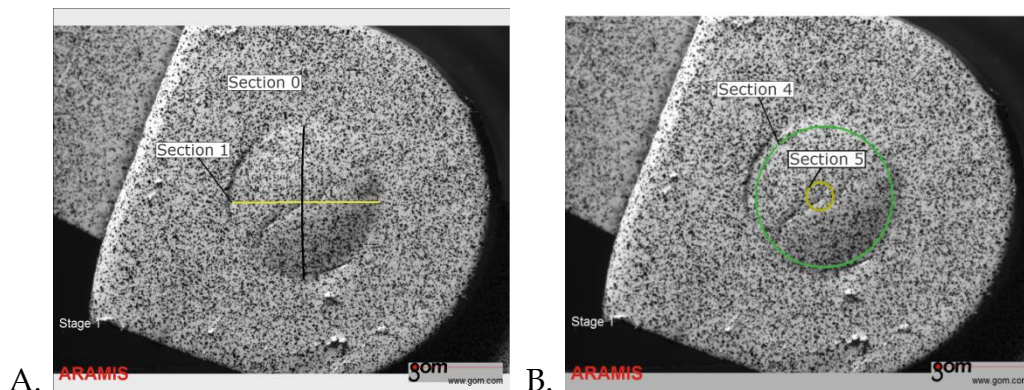
Transformacija za zube je urađena tako da se Z ravan poklapa sa mernom površinom, Y ravan predstavlja bukalnu osu simetrije restauracije i X ravan se poklapa sa dnom kaviteta. U tom slučaju, dno kaviteta se poklapa sa X osom, Y osa predstavlja bukalnu osu simetrije restauracije, a Z osa je upravna na površinu snimanja.

4.3.9 Definisane karakterističnih sekcija i tačaka za analizu

Posle proračuna, dobijeni podaci su dostupni u 2D i 3D obliku u svakom koraku. Pre sređivanja rezultata, potrebno je odabrati odgovarajući način predstavljanja 3D rezultata. Za prikazivanje rezultata u dijagramima i 3D modelu mogu se napraviti tačke koraka, sekcije (sekcije ravni, kružne sekcije, parametarske sekcije) i primitivi. Program omogućava izdvajanje proračunatih 3D podataka.

4.3.9.1 Definisane sekcija na uzorcima kompozita u teflonskim kalupima

Svaki uzorak kompozita u teflonskom kalupu ispitan je sa po 2 radijalne i 2 kružne sekcije (centralna i periferna) (Slike 4.34). Dužina radijalnih sekcija u ovom slučaju odgovara prečniku kalupa za ulaganje kompozita i iznosi 5,7 mm (Slika 4.34.A). Prečnik kružne centralne (u daljem tekstu centralne) sekcije iznosi 1mm, a kružne periferne (u daljem tekstu periferne) sekcije 5 mm (Slika 4.34.B). Svaka radijalna sekcija se prosečno sastoji iz 40 tačaka, periferna iz 140 tačaka, a centralna iz 30 tačaka. Za svaku tačku izmerene su koordinate pre i posle polimerizacije i prouzrokovano pomeranje/deformacija. Svaki kompozit u teflonskim kalupima eksperimentalno je analiziran sa 10 radijalnih (400 mernih tačaka), 5 centralnih (150 mernih tačaka) i 5 perifernih (700 mernih tačaka) sekcija.



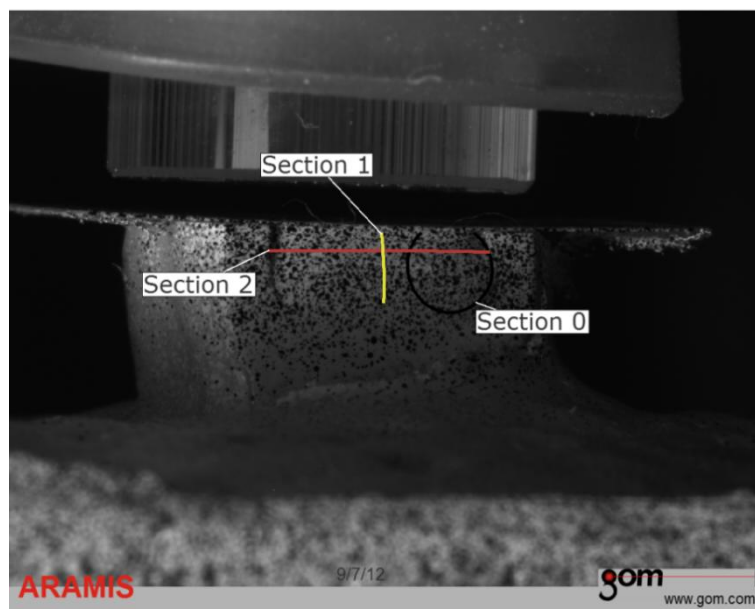
Slika 4.34 Analiza deformacija/pomeranja: A. 0 i 1 - Radijalne sekcije; B. 4 -Periferna sekcija; 5 - Centralna sekcija

Podaci dobijeni eksperimentalnim putem, prikazani su grafički za svaki od karakterističnih pravaca reprezentativnog uzorka u cilju dobijanja krivi deformacija/pomeranja u funkciji dužine karakteristične sekcije.

4.3.9.2 Definisane sekcije na uzorcima kompozita u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

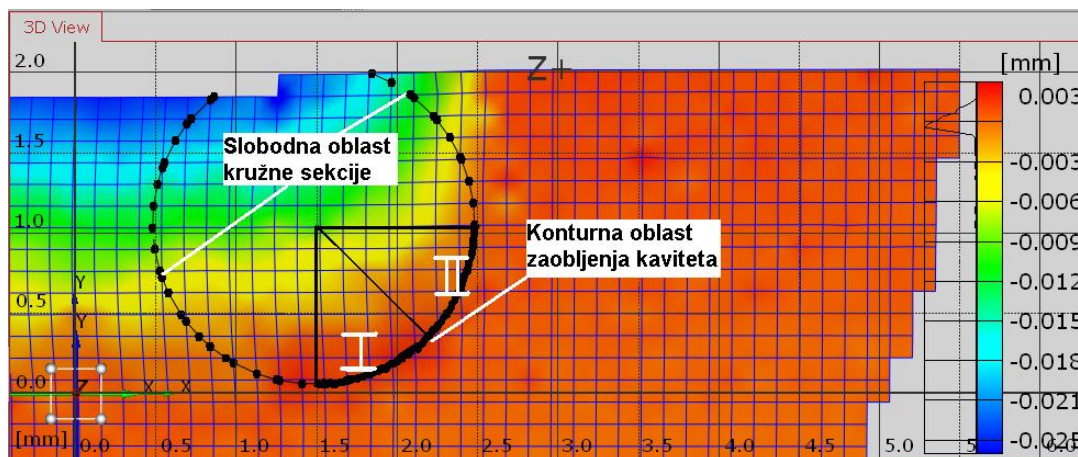
Svaki uzorak kompozita u plastičnim i ekstrahovanim zubima ispitan je sa po 2 ortogonalne (vertikalna i horizontalna) i 1 kružnom sekcijom (Slika 4.35). Dužina vertikalne sekcije u ovom slučaju odgovara dubini kaviteta i iznosi 2 mm (Slika 4.35). Početnih oko 0,1 mm vertikalne sekcije nije uzeto u obzir zbog otežanog snimanja polja usled postojanja celuloidne matrice. Dužina horizontalne sekcije iznosi 5mm (odgovara širini kaviteta) i nalazi se na mernoj površini kaviteta 0,5 mm ispod površine, koja je direktno izložena zračenju lampe (Slika 4.35). Odstupanje dužine sekcije na dijagramima od maksimalnih 5 mm je posledica otežane identifikacije 3D tačaka u zoni samog spoja kompozita i zida kaviteta. Poluprečnik kružne sekcije iznosi 1mm, i jednak je poluprečniku zaobljenja ivice kaviteta (Slika 4.35). Svaka vertikalna sekcija se prosečno sastoji iz 15 tačaka, horizontalna 30 tačaka, a kružna iz 45 tačaka. Za svaku mernu tačku izmerene su koordinate pre i posle polimerizacije i prouzrokovano

pomeranje/deformacija. Svaki kompozit u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima eksperimentalno je analiziran sa 5 vertikalnih (75 mernih tačaka), 5 horizontalnih (150 mernih tačaka), 5 kružnih (225 mernih tačaka) sekcija.



Slika 4.35 Definisane karakteristične sekcije: 0. Kružna; 1. Vertikalna;
2. Horizontalna

Kružna sekcija radijusa 1mm podeljena je na konturnu oblast zaobljenja kaviteta i slobodnu oblast kružne sekcije (2.26). Obim kružne sekcije jednak je $O = 2R\pi = 6,28$ mm. Konturna oblast zaobljenja kaviteta se odnosi na grupu 3D tačaka neposredno uz zaobljenu ivicu kaviteta i iznosi $\frac{1}{4}$ obima kružne sekcije (Slika 4.36). Slobodna oblast kružne sekcije nalazi se između naspramnih zidova kaviteta (Slika 4.36).



Slika 4.36 Definisane slobodne oblasti kružne sekcije i konturne oblasti zaobljenja kaviteta na reprezentativnom uzorku Tetric EvoCeram

4.3.10 Obrada rezultata funkcionalne veze

U cilju opisivanja podataka dobijenih eksperimentalnim putem odgovarajućom matematičkom funkcijom, tj. analitičkim obrascem, izvršena je dalja obrada rezultata ispitivanjem velikog broja regresionih modela za svaki od ispitivanih kompozita. Tražena je što jednostavnija funkcija promene posmatrane veličine po dužini sekcije za karakteristične sekcije. Ekperimentalni rezultati za svaki od ispitivanih kompozita aproksimirani su analitičkim obrascima sa zadovoljavajućom tačnošću. Obrada eksperimentalnih rezultata je sprovedena metodama statističke analize, u cilju utvrđivanja relevantnih funkcionalnih zavisnosti posmatranih veličina i dobijanja dijagrama. Izbor oblika regresione jednačine tj., empirijske formule određen je na osnovu dijagrama rasipanja eksperimentalnih tačaka. Princip najmanjih kvadrata je formulisao Ležandr (Legendre): najverovatnija vrednost bilo koje veličine, koju određujemo na bazi ponovljenih merenja, je ona za koju je suma kvadrata odstupanja merenja od te vrednosti najmanja [131].

Mera za odstupanja empirijske formule, čiji su parametri izračunati metodom najmanjih kvadrata, od eksperimentalnih podataka koristi se srednje

kvadratno odstupanje empirijske formule ili regresione jednačine i definisano je kao:

$$s^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - y^{rac})^2}{n - (k + 1)} = \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - f^*(x, b_0, b_1, \dots, b_k))^2}{n - (k + 1)} \quad (55)$$

Suma kvadrata odstupanja eksperimentalnih od računskih vrednosti iz dobijene empirijske formule, deli se razlikom ukupnog broja eksperimentalnih tačaka i ukupnog broja parametara u formuli [131].

4.3.11 Statistička analiza

Podaci su statistički obrađeni u programskom paketu Minitab 16 (Minitab Corp, State College, PA, USA) primenom dvofaktorske analize varijanse (ANOVA) za faktore “materijal (Siloran, Tetric, Z250)” i “granični uslov (teflonski kalupi, plastični zubi, ekstrahovani zubi)”. Tukey post-hoc testom su poređene vrednosti pomeranja i Mises deformacija između pojedinih grupa na nivou značajnosti $\alpha=0,05$. U slučajevima kada je interakcija između faktora bila značajna, urađena je jednofaktorska ANOVA za svaki faktor posebno.

4.3.12 Vektorska analiza pomeranja

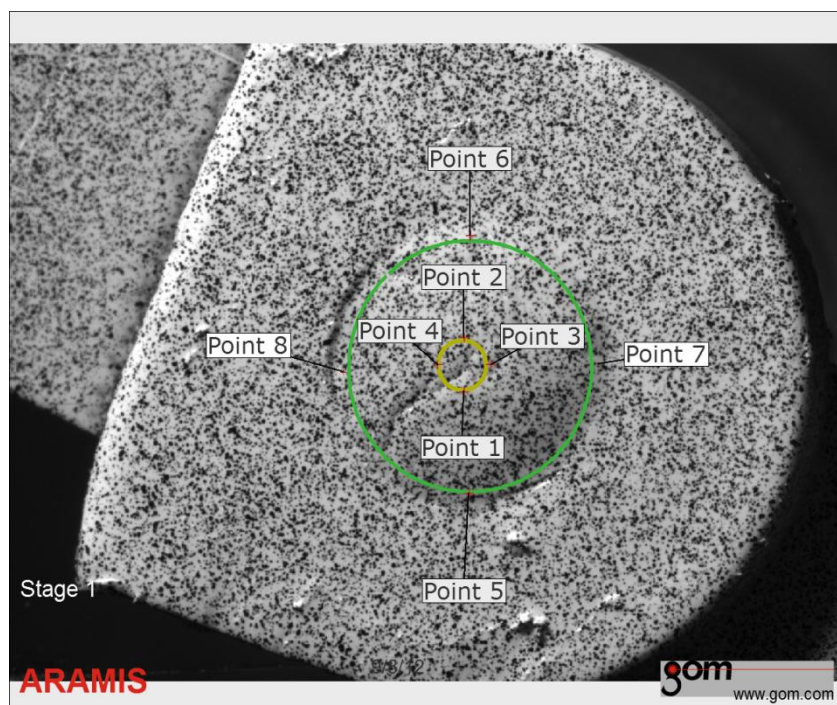
Svaki prikazani vektor na površini mernog uzorka se može razložiti na tri nekomplanarna vektora. Npr. neka je razlaganje vektora \vec{t} dato sa:

$$\vec{t} = X\vec{a} + Y\vec{b} + Z\vec{c} \quad (56)$$

Vektori $X\vec{a}, Y\vec{b}, Z\vec{c}$ se nazivaju komponente vektora \vec{t} , a skalari X, Y, Z koordinate vektora \vec{t} u izabranom Dekartovom koordinatnom sistemu. To znači da vector \vec{t} ima X, Y, Z koordinate koje su zapisane u obliku $\vec{t} = t \ X, Y, Z$, pri čemu je:

$$v = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2} \quad (57)$$

Prema tome, vektor \vec{t} je određen uređenom trojkom brojeva. Dakle, preslikavanje koje svaki vector \vec{t} preslikava u uređenu trojku realnih brojeva, koje su njegove koordinate naziva se bijekcija. Zbog bijekcije, računске operacije sa vektorima, možemo zameniti sa računskim operacijama među njihovim koordinatama. Principi proračuna pomeranja tačke pre i posle polimerizacije prikazani su u poglavlju br. 2. U cilju vektorske analize pomeranja korišćene su vrednosti koordinata tačaka merne površine, a za kompozite u teflonskim kalupima kao primer definisane su centralne i periferne karakteristične 3D tačke (Slika 4.37). Koordinate karakterističnih tačaka prikazane su pre i posle polimerizacije (Tabele 4.7 - 4.9). U cilju definisanja pravca i smera pomeranja ispitivanih kompozita usled polimerizacije prikazana je vektorska vizualizacija pomeranja merne površine.

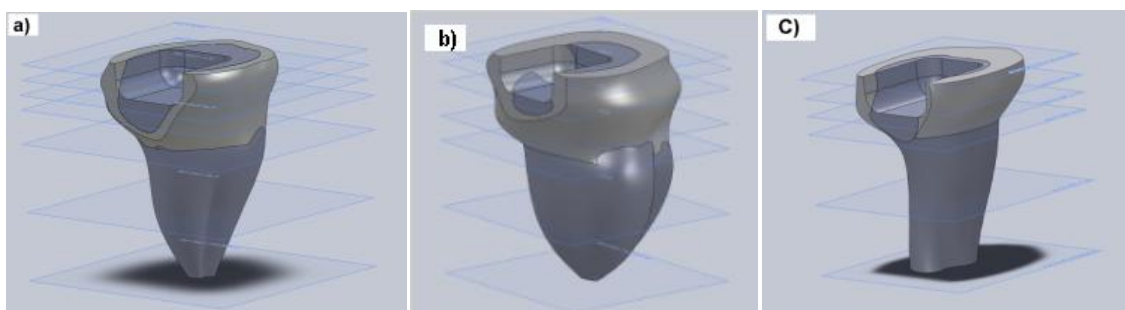


Slika 4.37 Periferne i centralne tačke

4.4 Primena metode konačnih elemenata na 3D modelu zuba

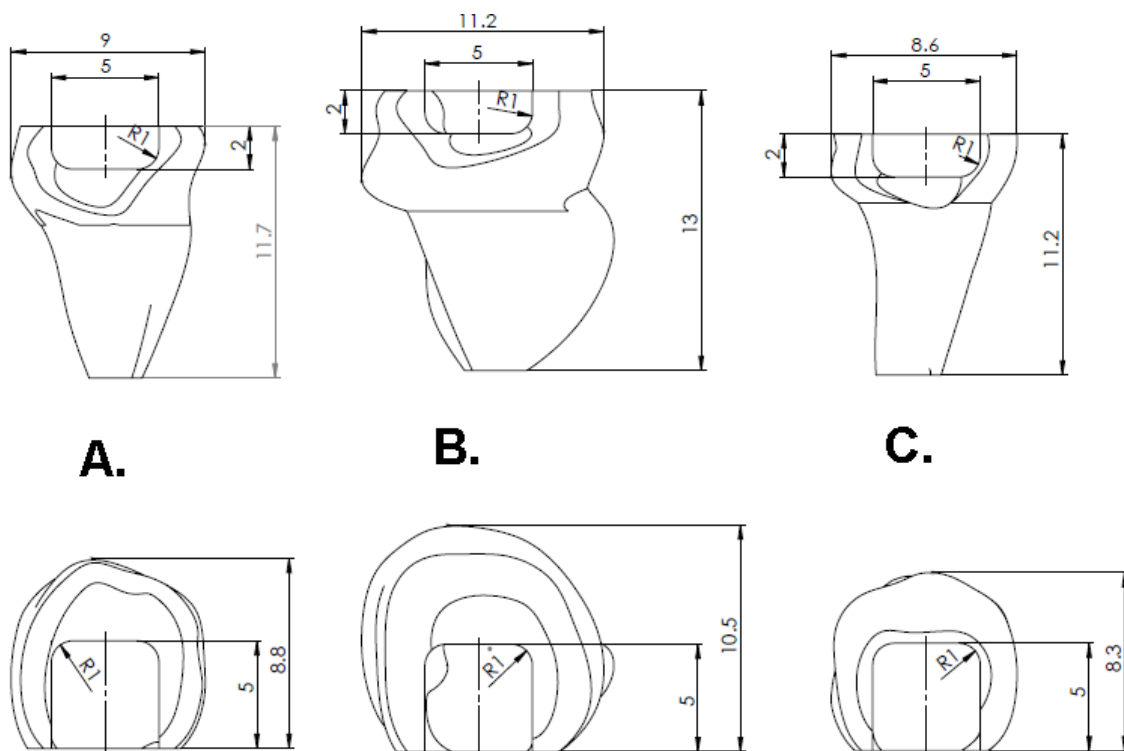
4.4.1 3D modeli zuba

Kompjutersko modeliranje u ovom istraživanju zasnovano je na digitalizaciji 2D slika okluzalno presečenih slojeva eksperimentalnog modela, pri čemu je povezivanjem svih preseka dobijen 3D solid u kome je moguća formiranje i reprezentacija geometrijski nepravilnih površina (u daljem tekstu: nepravilne površine) eksperimentalnog zuba [95]. Nepravilne površine su od posebnog značaja pri definisanju geometrije pojedinih delova modela, npr. prelaza iz oblasti dentina u gleđ i spoljnih površina zuba jer oblik znatno utiče na celokupan proračun modela. Najčešći zadatak u virtuelnom konstruisanju sastoji se u prilagođavanju postojećih procedura novim zahtevima. Na osnovu metodologije za isecanje zuba i digitalizacije 2D slika prikazanih u radu [95], u ovom radu prikazane su procedure razvoja 3D kompjuterskog modela bočnih zuba sa standardizovanim dimenzijama kaviteta i proračun napona, deformacija i pomeranja nastalih usled polimerizacione kontrakcije ispitivanih kompozitnih materijala. Formiranje 3D objekta zasnovano je na povezivanju susednih preseka i automatskom generisanju nepravilnih površina između njih (Slika 4.38) (komanda *loft*).



Slika 4.38 3D modeli a) Filtek Silorane; b) Filtek Z250; c) Tetric EvoCeram

Tehnički crteži bočnih zuba sa različitim dimenzijama nakon polimerizacije prikazani su na Slici 4.39.

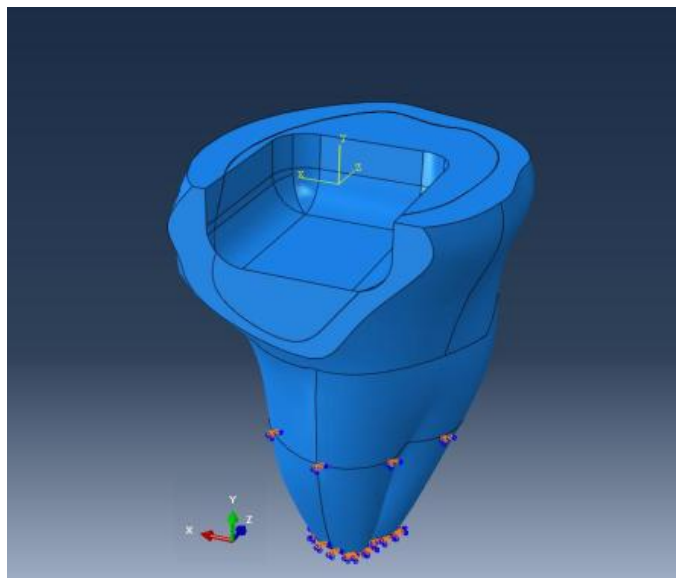


Slika 4.39 Projekcije bočnih zuba posle polimerizacije kompozita sa odgovarajućim adhezionim sistemom A. Filtek Silorane B. Filtek Z250; C. Tetric EvoCeram

Na Slici 4.73 prikazane su aproksimativne površine naspramnih zidova kaviteta na kojima se javljaju kontrakcione sile usled zapreminske kontrakcije kompozita posle polimerizacije. Naspramne površine određene su po kriterijumu da pravac vektora normale površine konačnih elemenata preseca naspramu površinu kaviteta.

4.4.2 Definisane osobine materijala i oslonaca

Pre generisanja mreže na obimnoj površini u zoni korena i na dnu korena definisani su nepokretni oslonci, koji zajedno predstavljaju uklještenje zuba (Slika 4.40). Oslonci su definisani tako da simuliraju eksperimentalne uslove u ovom radu.



Slika 4.40 Definisiranje obimne površine i oslonaca

Obimna površina predstavlja poziciju pri definisanju oslonaca (Slika 4.40). Oslonci su tipa uklještenja pri čemu su u zadatim čvorovima na obimnoj površini sprečena sva pomeranja i rotacije, a pozicionirani su tako da oslonci budu dovoljno daleko od dejstva opterećenja.

Fizičke osobine materijala koje je neophodno poznavati u analizi izotropnih, linearno elastičnih problema, su: Jangov modul elastičnosti - E (Young's modulus), Poasonov koeficijent - ν (Poisson's ratio) i modul smicanja - G (shear modulus). Ove tri karakteristike materijala povezane su jednačinom:

$$G = E / 2 (1 + \nu) \quad (58)$$

te zbog toga postoje samo dve nezavisne konstante materijala, koje u tom slučaju treba uneti u model za proračun [112].

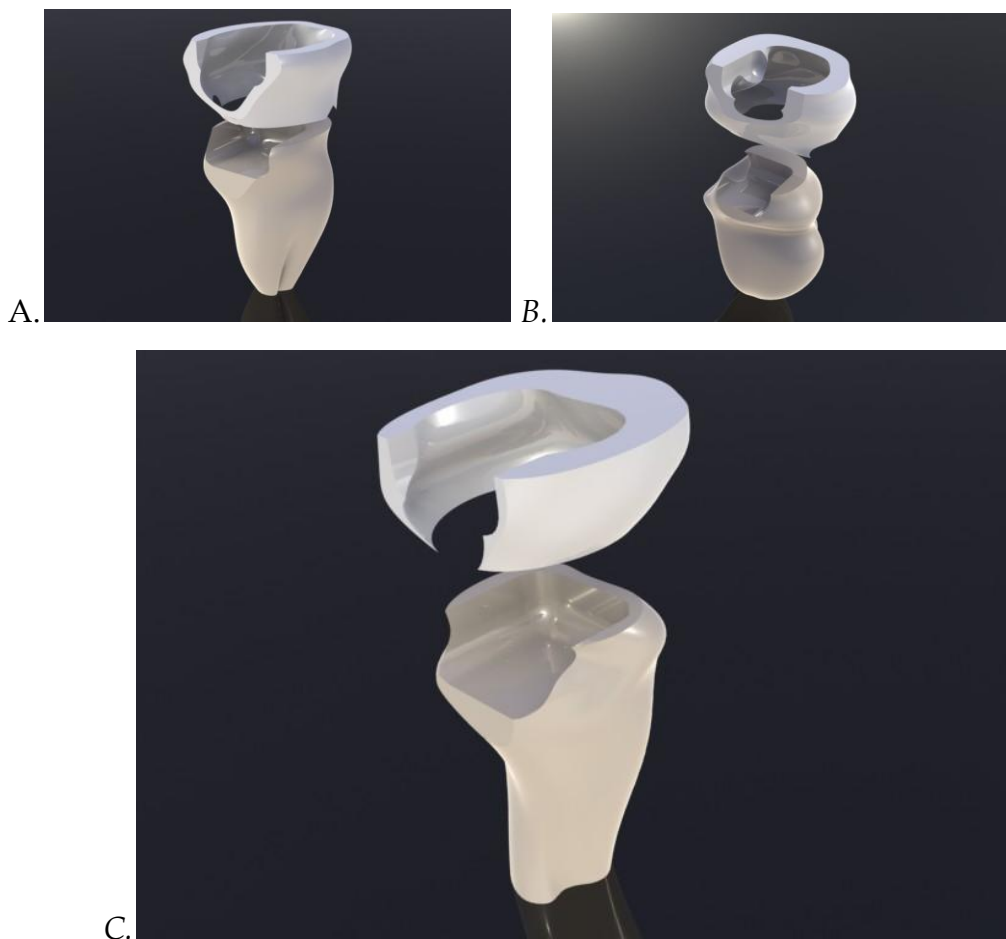
Tabela 4.4 Mehaničke karakteristike dentina i gleđi [95]

Vrsta tkiva	E- modul (Mpa)	Poasonov koeficijent
Gleđ	84100	0.2
Dentin	18600	0.31

Veza između gleđi i dentina definisana je opcijom *tie constraint* koja se koristi za definisanje krutih veza u kompozitnim materijalima preko kontaktnih površina.

4.4.3 Diskretizacija kontinuuma zuba

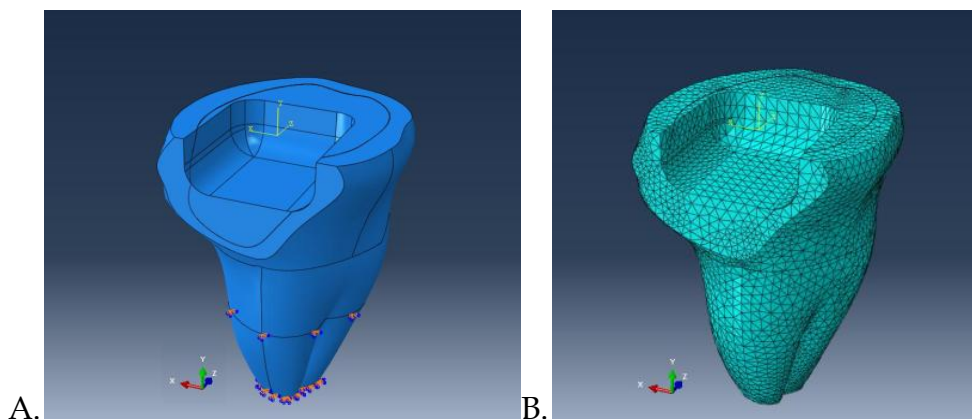
Po završetku definisanja geometrije modela, model se dalje deli na konačan broj elemenata tetraedarskog tipa, pri čemu se dobija tzv. mreža konačnih elemenata. Sama procedura generisanja mreže uglavnom se odvija automatski, mada postoji i mogućnost „ručnog“ definisanja geometrije mreže [132, 133]. Generisanja mreže u ovom istraživanju sprovedena je automatski, u okviru programa (softvera) *Abaqus* koji je korišćen za proračun. Eksportovanje modela iz *SolidWorks*-a izvršeno je u *.IGS* ekstenziji posebno za dentin, posebno za zubnu gleđ u obliku dva nezavisna tela-domena sa definisanim pozicijama u prostoru (Slika 4.41). U cilju postizanja idealnog kontaktnog naleganja, u softver *Abaqus* uvezena su oba nezavisna domena sa definisanim međusobnim odnosima (*tie constraint*) i međusobnim pozicijama u prostoru (Slika 4.41).



Slika 4.41. Prikaz domena gleđi I dentina za numeričke modele: A. Filtek Silorane B. Filtek Z250; C. Tetric EvoCeram

Analiza MKE zahteva fizičku diskretizaciju domena i izbor konačnih elemenata koji adekvatno opisuju njegovo ponašanje pri spoljašnjim uticajima. Raznovrsnost uticaja u geometriji struktura, uslovila je veliki broj vrsta i podvrsta konačnih elemenata. Osnovna razlika među njima ogleda se u različitosti "unutrašnjih" funkcija. Te "unutrašnje" funkcije, funkcije oblika (shapefunction), opisuju polje pomeranja u elementu i određuju aproksimacije kontinuuma u MKE. Izbor konačnog elementa osim topologije podrazumeva izbor interpolacione funkcije koja indirektno određuje tačnost metode. Osnovni tipovi konačnih elemenata su određeni prostorom koji koriste. Diskretizacija problema domena izvršena je na osnovu kreiranja mreže elemenata

tetraedarskog tipa, njihovih čvorova i graničnih uslova. Ukupan broj korišćenih konačnih elemenata je prikazan za reprezentativni zub na Slici 4.42.



Slika 4.42 3D model bočnog zuba: A. Pre diskretizacije B. Posle diskretizacije

Na Slici 4.42 prikazano je šta u praksi predstavlja diskretizacija domena. Pre definisanja oslona i mreže svaka tačka realnog deformabilnog objekta na levoj strani ima beskonačan broj stepeni slobode (tj. nezavisnih promenljivih koje opisuju stanje deformacije), dok svaka tačka (čvor) diskretizovanog modela na desnoj strani ima konačan broj stepeni slobode. Deljenjem domena na konačan broj elemenata i čvorova, kontinuum se svodi na rešiv matematički model, pa se svakom čvoru nakon proračuna dodeljuju određene vrednosti pomeranja, koje predstavljaju reakciju sistema na zadata opterećenja i granične uslove. Vrednosti pomeranja unutar samih konačnih elemenata (između čvorova) određuju se interpolacijom vrednosti u samim čvorovima i konačnog broja parametara koji predstavljaju osnovne nepoznate veličine. Ovaj postupak naziva se definisanje graničnih uslova konačnih elemenata. Sile ne mogu delovati po površini konačnog elementa ili po nekoj njegovoj ivici, već samo u čvorovima. Za analizu i proračun sistema konačnih elemenata važe svi principi i postupci koji važe i za klasične diskretne sisteme.

U ovom istraživanju korišćeno je automatsko generisanje mreže sa definisanim rastojanjem između čvorova, pri čemu je softver na mestima nagle

promene geometrije, spoja gleđi i dentina automatski prilagodio gustinu mreže. Kod modela koji imaju nepravilnu geometriju, neophodno je korišćenje velikog broja konačnih elemenata i fine podele kako bi se obuhvatila svaka značajnija zakrivljenost modela. Posebna pažnja posvećena je tzv. singularnim tačkama i linijama. Ukoliko su se na numeričkom modelu javili oštri vrhovi, odnosno ivice-singulariteti, a posebno ako se javljaju na mestima koja su od većeg značaja za tačnost proračuna, onda su takve ivice uklonjene, odnosno zaobljene, kako ne bi postale generatori izrazito visokih vrednosti izračunatih napona [112]. Pre proračuna vizuelnom kontrolom detaljno je proverena celokupna zapremina modela svih čvorova zbog mogućih odstupanja i geometrijskih diskontinuiteta koji mogu izazvati nerealnu koncentraciju napona. Mreža konačnih elemenata je tetraedarskog tipa sa korakom od 0,5 mm (rastojanje između čvorova) i sa 10 % tolerancije.

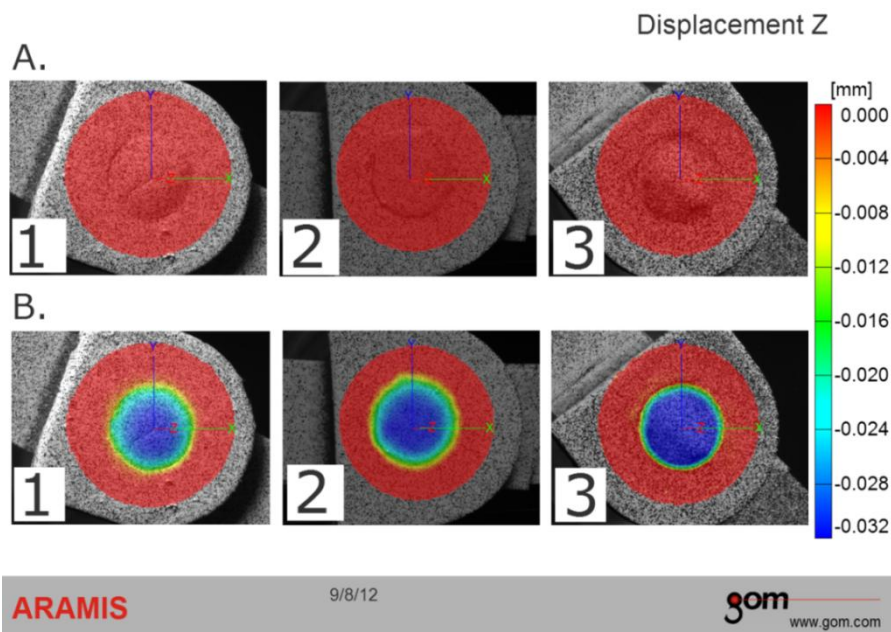
POGLAVLJE 5

REZULTATI

5.1 Rezultati merenja pomeranja/deformacija kompozita u teflonskim kalupima

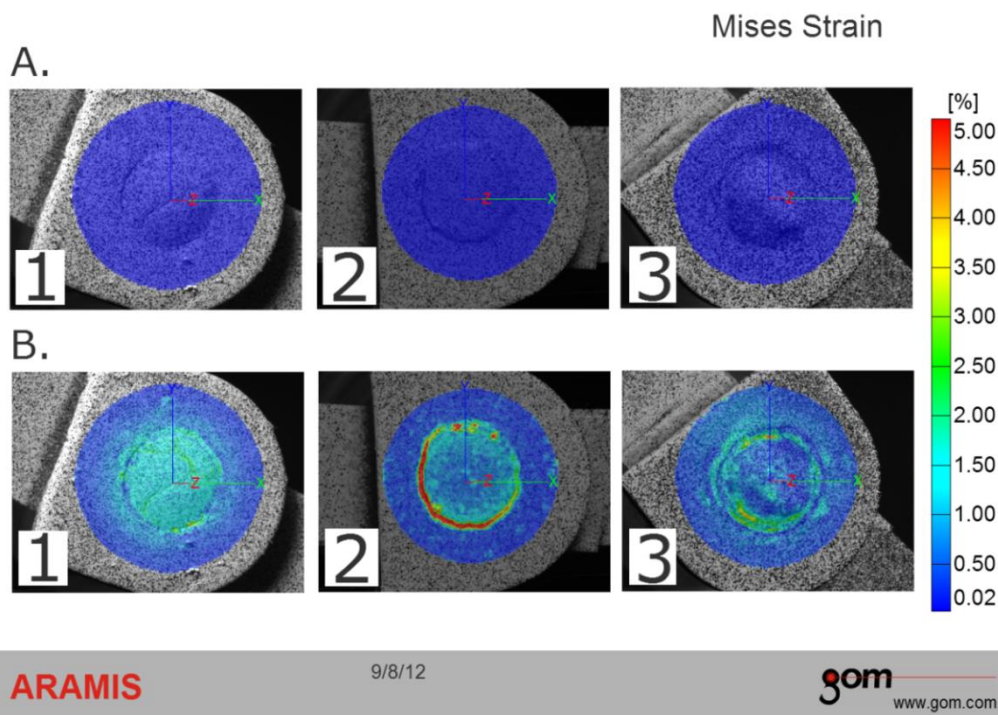
5.1.1 Polje pomeranja/deformacija

Polja pomeranja i deformacija reprezentativnih uzorka prikazana su za kompozite Z250 (Slika 5.1.1 i 5.2.1), Tetric EvoCeram (Slika 5.1.2 i 5.2.2) i Silorane (Slika 5.1.3 i 5.2.3) pre i posle polimerizacije u teflonskim kalupima (Slika 5.1 i 5.2). Crvenom bojom (Slika 5.1.A) prikazana su polja pomeranja pre polimerizacije, a spektrom boja (Slika 5.1.B) prikazana su polja pomeranja u pravcu Z ose posle polimerizacije. Plavom bojom na slikama (Slika 5.2.A) prikazana su deformaciona polja pre polimerizacije, a spektrom boja na slikama (Slika 5.2.B) prikazana su deformaciona polja posle polimerizacije.



Slika 5.1 Polje pomeranja u pravcu Z ose kompozita u teflonskim kalupima. Uzorci: 1 – Z250; 2- Tetric EvoCeram; 3- Silorane; A. Pre polimerizacije; B. Posle polimerizacije

Sva tri kompozita pokazuju promenljivo polje pomeranja sa manjim vrednostima periferno i većim centralno.



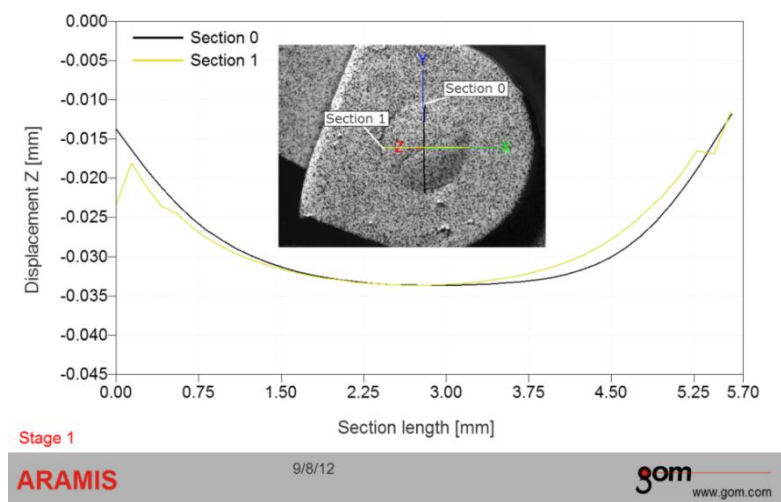
Slika 5.2 Deformaciono polje kompozita u teflonskim kalupima. Uzorci: 1 – Z250; 2- Tetric EvoCeram; 3 - Silorane; A. Pre polimerizacije; B. Posle polimerizacije

Sva tri kompozita pokazuju nehomogeno deformaciono polje.

5.1.2 Analiza pomeranja/deformacija i dužine karakterističnih sekcija reprezentativnog uzorka kompozita u teflonskom kalupu

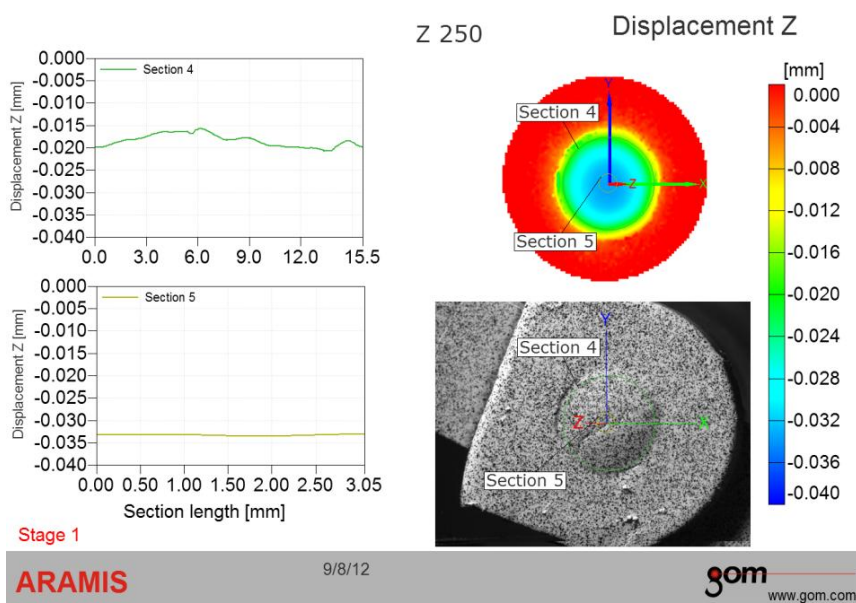
Podaci dobijeni eksperimentalnim putem, prikazani su grafički za svaki od karakterističnih pravaca reprezentativnog uzorka, pri čemu su dobijene krive deformacija/pomeranja (Z pravac) u funkciji dužine karakteristične sekcije (Slika 5.3, 5.4, 5.5 i 5.6).

5.1.2.1 Reprezentativni uzorak Z250



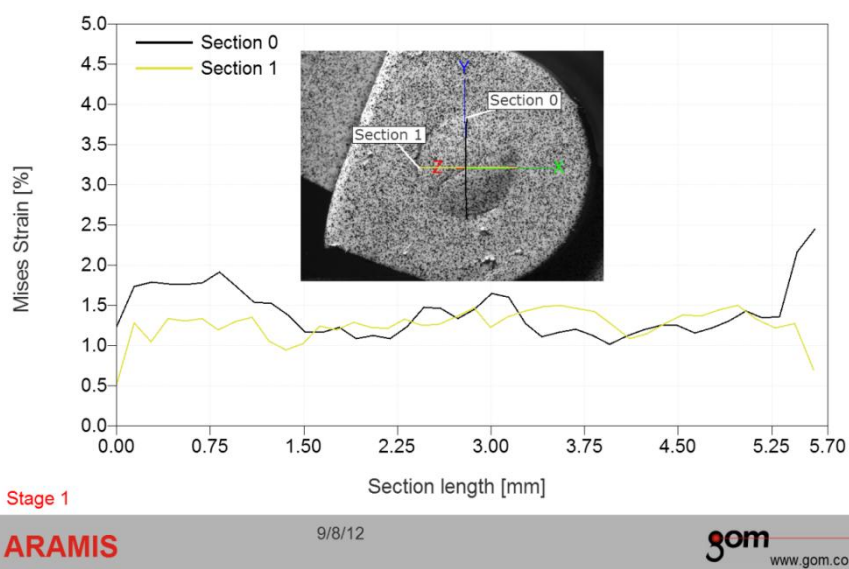
Slika 5.3 Zavisnost pomeranja radijalnih sekcija u pravcu Z ose i dužine radijalnih sekcija za reprezentivni uzorak kompozita Z250 posle polimerizacije

Obe radijalne sekcije pokazuju gotovo identičan trend pomeranja u pravcu Z ose celom dužinom sa identičnim najvećim vrednostima pomeranja koja iznose 0,032 mm u negativnom smeru Z ose, tj. u suprotnom smeru od izvora svetlosti.

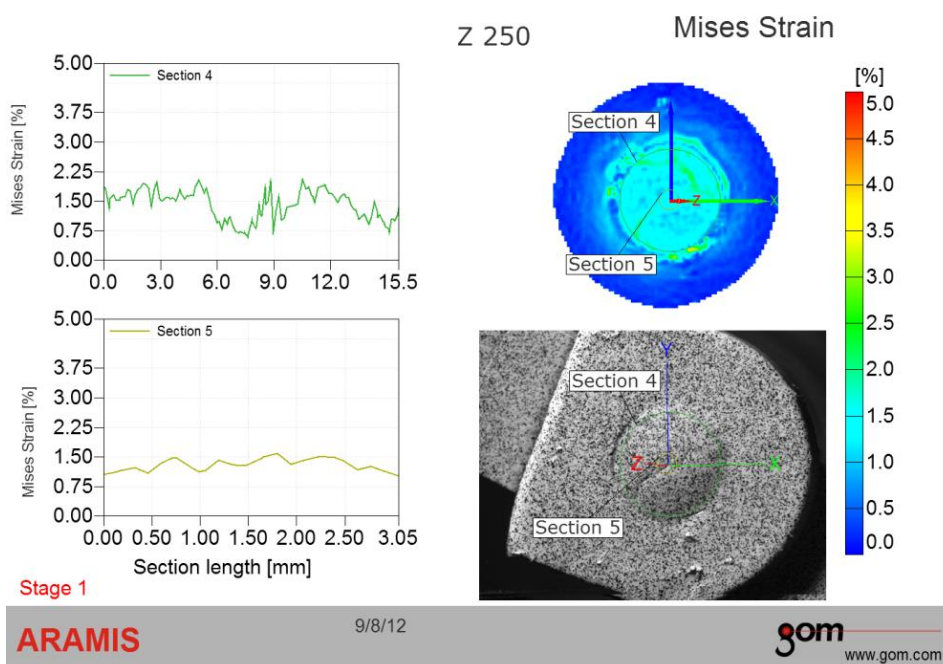


Slika 5.4 Zavisnost pomeranja periferne (sekcija 4) i centralne sekcije (sekcija 5) u pravcu Z ose i dužine sekcija za reprezentivni uzorak kompozita Z250 posle polimerizacije

Reprezentativni uzorak Z250 pokazuje varijabilne vrednosti pomeranja duž periferne sekcije sa vrednostima pomeranja između 0,015 i 0,020 mm u negativnom smeru Z ose. Linearna zavisnost pomeranja primećena je duž centralne sekcije i iznosi 0,033 mm.



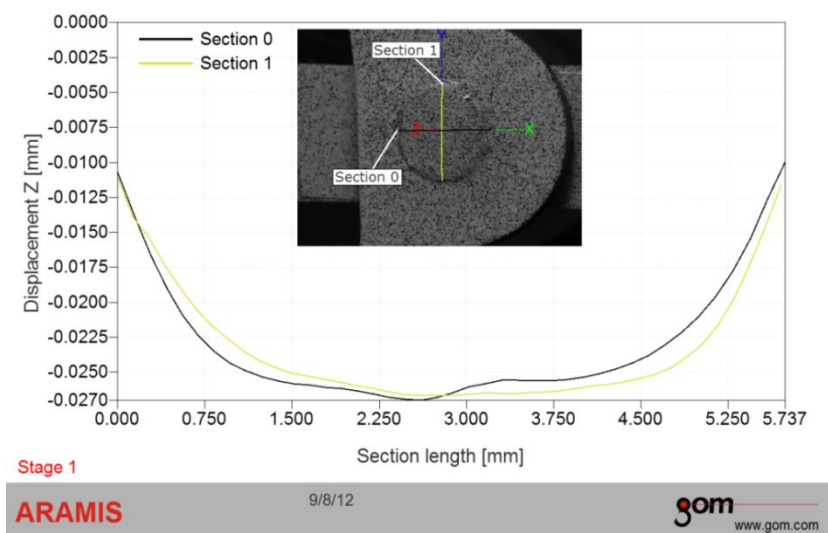
Slika 5.5 Zavisnost deformacije i dužine radijalnih sekcija za reprezentativni uzorak kompozita Z250 posle polimerizacije



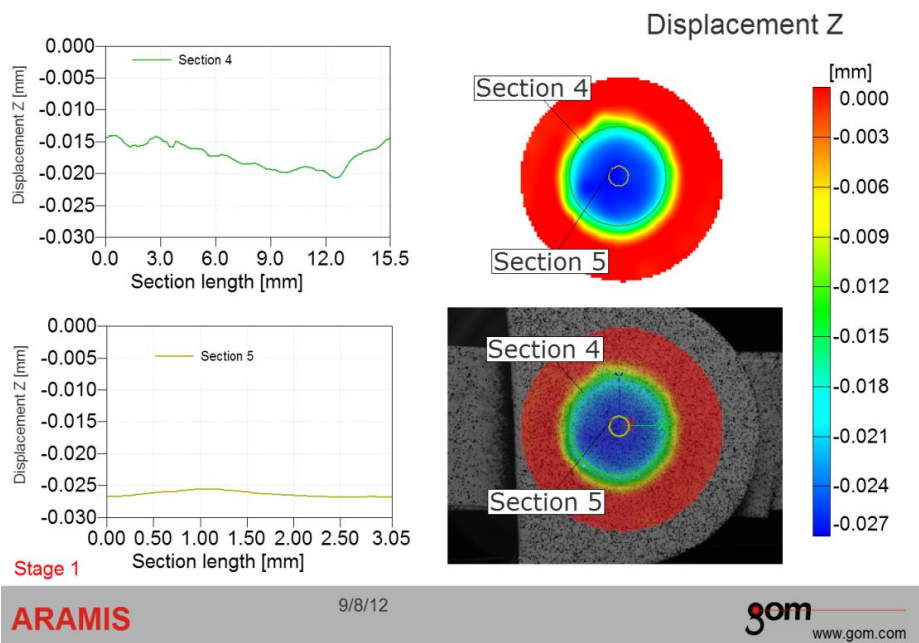
Slika 5.6 Zavisnost deformacija periferne (sekcija 4) i centralne sekcije (sekcija 5) i dužine sekcija za reprezentativni uzorak kompozita Z250 posle polimerizacije

Reprezentativni uzorak Z250 pokazuje varijabilne vrednosti deformacija duž periferne i centralne sekcije sa vrednostima deformacija od 0,7 do 2 % (periferna sekcija) i od 0,9 do 1,6 % (centralne).

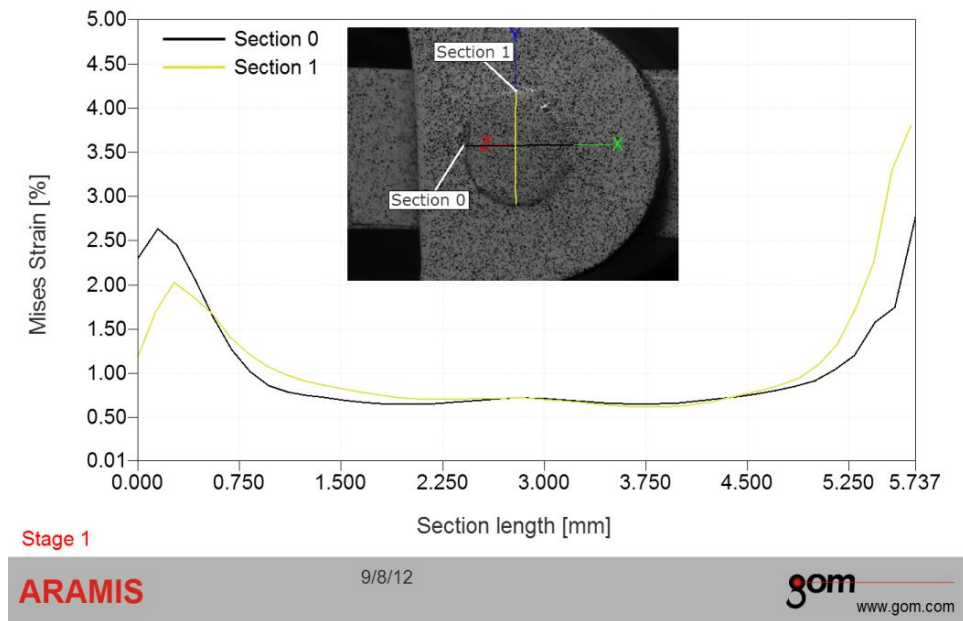
5.1.2.2 Reprezentativni uzorak Tetric EvoCeram



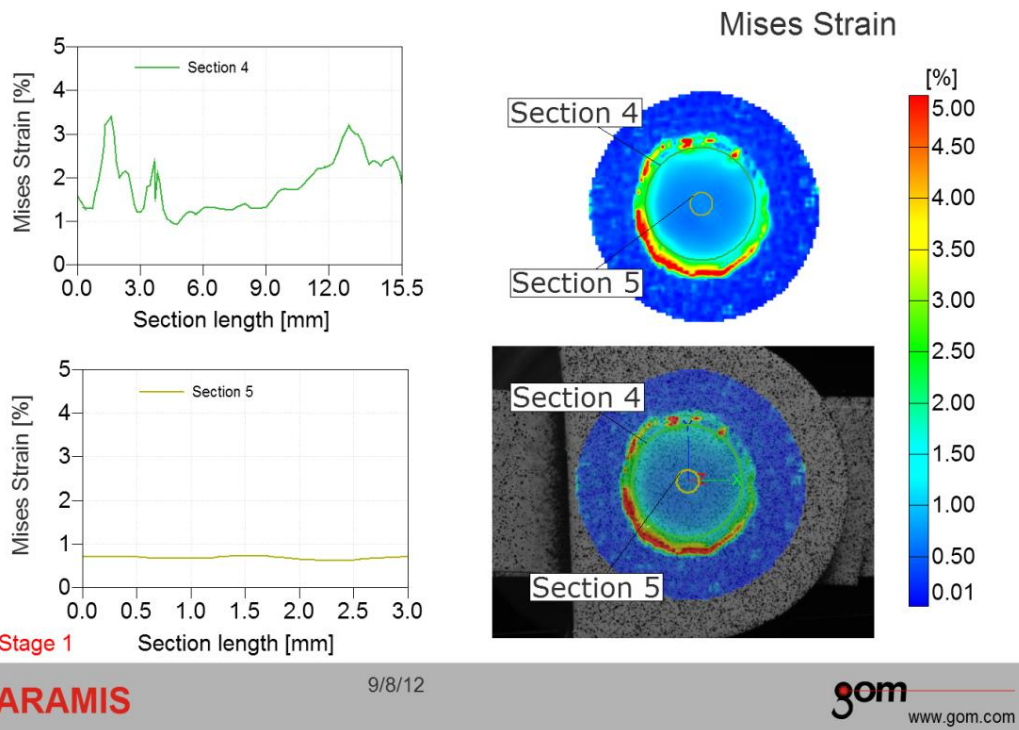
Slika 5.7 Zavisnost pomeranja radijalnih sekcija u pravcu Z ose i dužine radijalnih sekcija za reprezentativni uzorak kompozita Tetric EvoCeram posle polimerizacije



Slika 5.8 Zavisnost pomeranja periferne (sekcija 4) i centralne sekcije (sekcija 5) u pravcu Z ose i dužine sekcija za reprezentativni uzorak kompozita Tetric EvoCeram posle polimerizacije

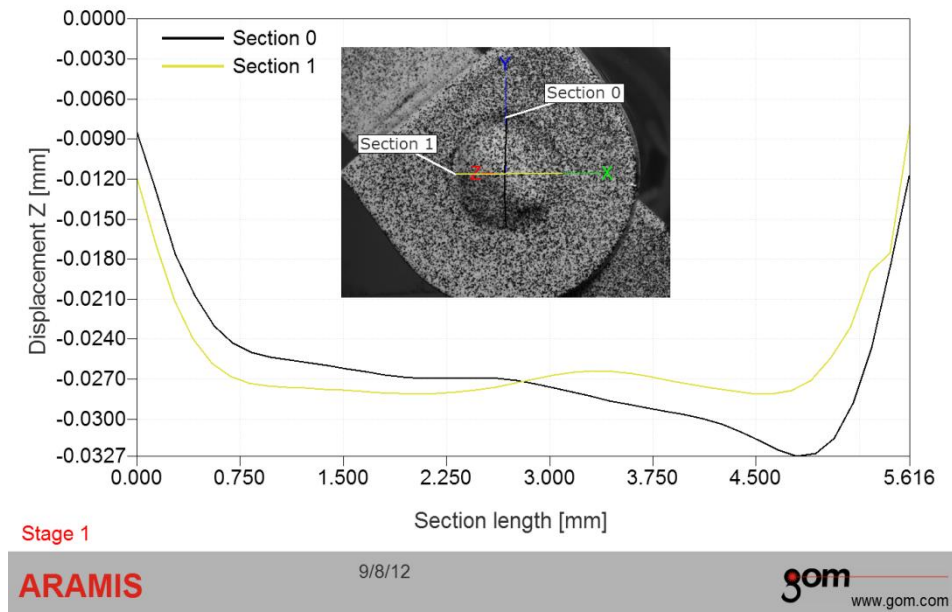


Slika 5.9 Zavisnost deformacije i dužine radijalnih sekcija za reprezentativni uzorak kompozita Tetric EvoCeram posle polimerizacije

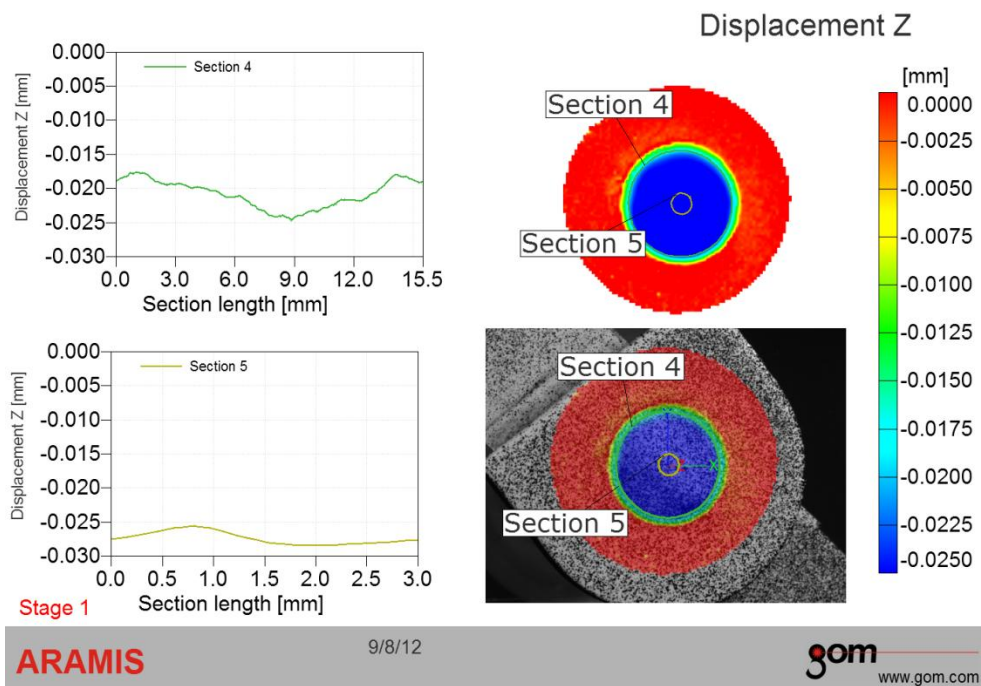


Slika 5.10 Zavisnost deformacija periferne (sekcija 4) i centralne sekcije (sekcija 5) i dužine sekcija za reprezentativni uzorak kompozita Tetric EvoCeram posle polimerizacije

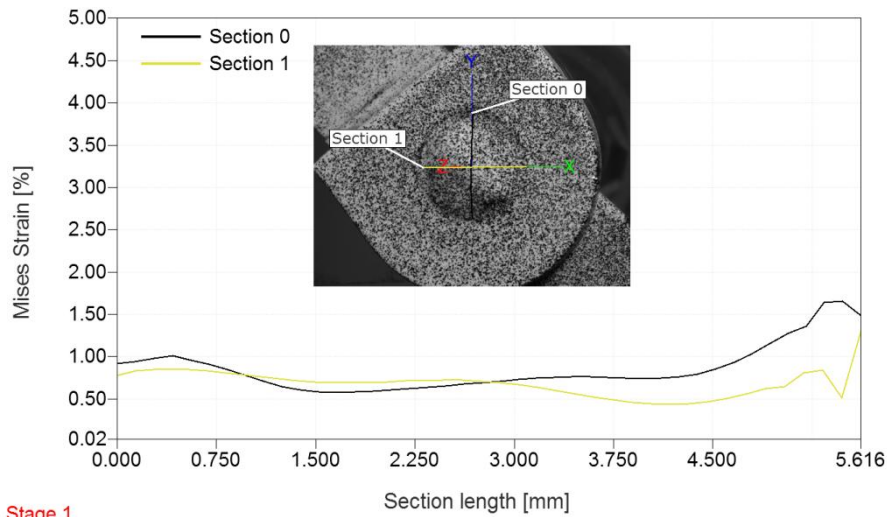
5.1.2.3 Reprezentativni uzorak Silorane



Slika 5.11 Zavisnost pomeranja radijalnih sekcija u pravcu Z ose i dužine radijalnih sekcija za reprezentivni uzorak kompozita Silorane posle polimerizacije



Slika 5.12 Zavisnost pomeranja periferne (sekcija 4) i centralne sekcije (sekcija 5) u pravcu Z ose i dužine sekcija za reprezentivni uzorak kompozita Silorane posle polimerizacije



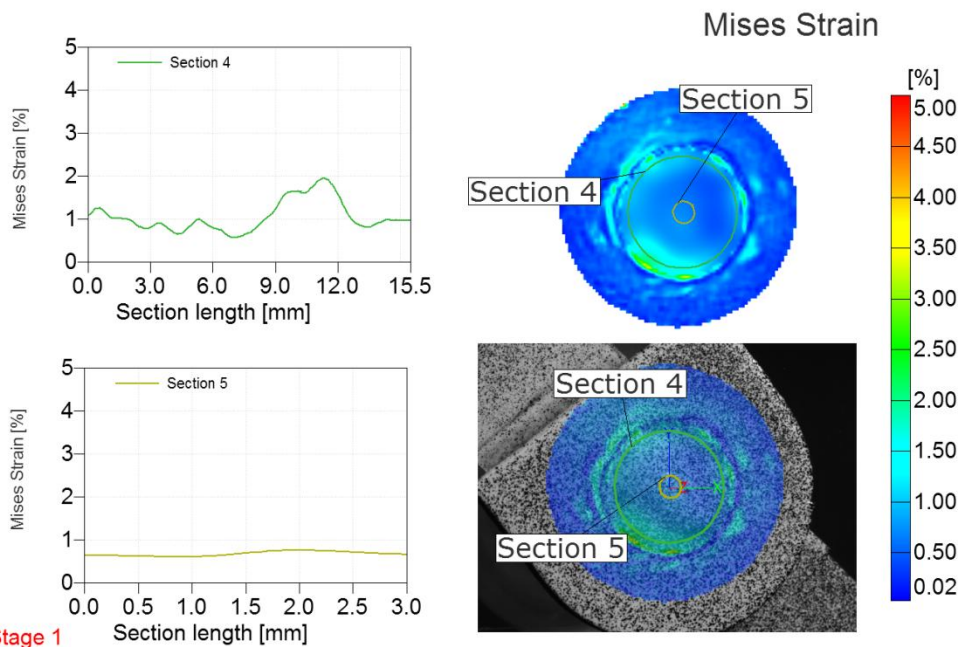
Stage 1

ARAMIS

9/8/12

gom
www.gom.com

Slika 5.13 Zavisnost deformacije i dužine radijalnih sekcija za reprezentivni uzorak kompozita Silorane posle polimerizacije



Stage 1

ARAMIS

9/8/12

gom
www.gom.com

Slika 5.14 Zavisnost deformacija periferne (sekcija 4) i centralne sekcije (sekcija 5) i dužine sekcija za reprezentivni uzorak kompozita Silorane posle polimerizacije

5.1.3 Obrada rezultata funkcionalne veze

U cilju opisivanja podataka dobijenih eksperimentalnim putem odgovarajućom matematičkom funkcijom, tj. analitičkim obrascem, izvršena je dalja obrada rezultata ispitivanjem velikog broja regresionih modela za svaki od ispitivanih kompozita. Tražena je što jednostavnija funkcija promene posmatrane veličine po dužini sekcije za karakteristične sekcije. Ekperimentalni rezultati za svaki od ispitivanih kompozita aproksimirani su analitičkim obrascima sa zadovoljavajućom tačnošću.

5.1.3.1 Funkcionalne veze pomeranja u pravcu Z ose i dužine karakteristične sekcije analiziranih kompozita

Analizom su utvrđene funkcionalne veze izazvanog pomeranja nastalog ulsed polimerizacije u pravcu Z ose i dužine karakteristične sekcije za izabrani kompozit, (Tabele 5.1, 5.2 i 5.3).

Tabela 5.1. Obrazac promene pomeranja u pravcu Z ose i dužine radijalne sekcije sa koeficijentima

Kompozit	Obrazac promene pomeranja u pravcu Z ose i dužine radijalne sekcije						Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Fx^5 + Ex^4 + Dx^3 + Cx^2 + Bx + A$							
	A	B	C	D	E	F	R ²	S
Tetric CvoCeram	- 0,012	- 0,015	0,007	- 0,001	- 6E-05	2E-05	0,708	0,0022
Silorane	- 0,014	- 0,013	0,005	4E-05	0	5E-05	0,357	0,003
Z250	- 0,013	- 0,021	0,011	0,002	0	7E-06	0,769	0,0023

Tabela 5.2. Obrazac promene pomeranja u pravcu Z ose i dužine periferne sekcije sa koeficijentima

Kompozit	Obrazac promene pomeranja u pravcu Z ose i dužine periferne sekcije						Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Fx^5 + Ex^4 + Dx^3 + Cx^2 + Bx + A$							
	A	B	C	D	E	F	R ²	S
Tetric CvoCeram	- 0,013	0	0	0	1E-05	- 3E-07	0,162	0,003
Silorane	- 0,017	0	0	- 8E-05	7E-06	- 2E-07	0,370	0,0042
Z250	- 0,017	0,003	- 0,001	0	-2E-05	5E-07	0,549	0,0015

Tabela 5.3. Obrazac promene pomeranja u pravcu Z ose i dužine centralne sekcije sa koeficijentima

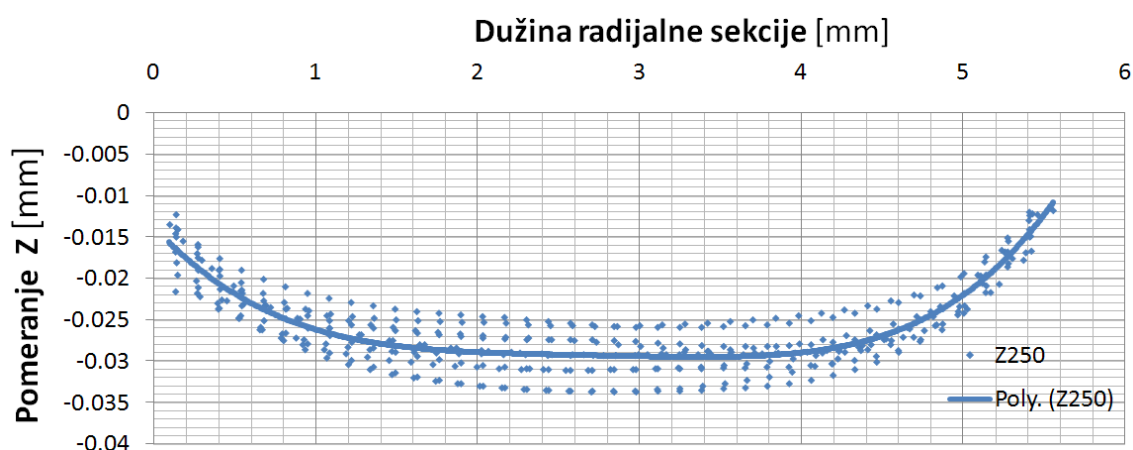
Kompozit	Obrazac promene pomeranja u pravcu Z ose i dužine centralne sekcije		Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Bx + A$			
	A	B	R ²	S
Tetric CvoCeram	- 0,024	-9E-05	0,002	0,001
Silorane	- 0,018	0	0,001	0,007
Z250	- 0,029	-2E-05	4E-05	0,027

gde su:

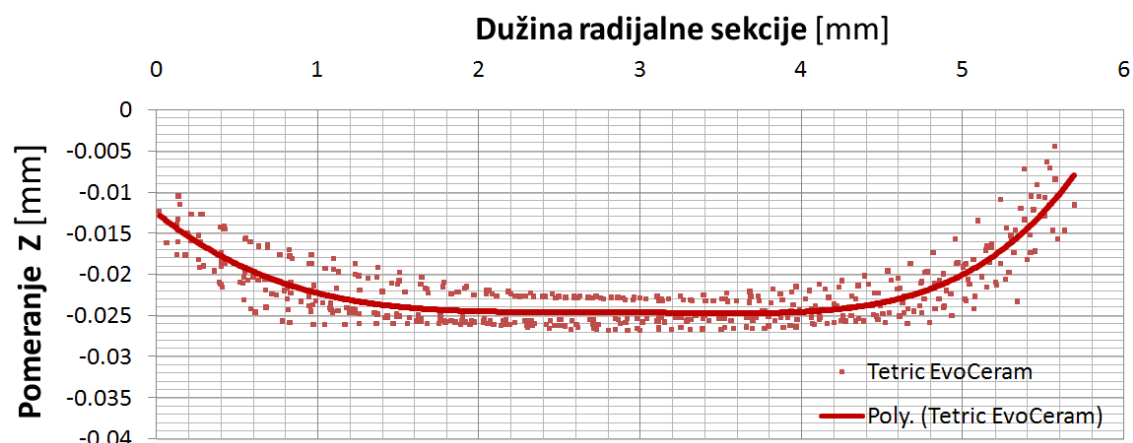
- y vrednosti pomeranja [mm]
- A, B, C, D, E i F koeficijenti i
- x- dužina karakteristične sekcije [mm].

Koeficijenti A, B, C, D, E i F uz promenljivu (x) za svaki od ispitivanih kompozita imaju svoje vrednosti (Tabela 5.1, 5.2 i 5.3). Dobro slaganje pretpostavljene funkcije zavisnosti sa vrednostima pomeranja su potvrđeni kroz vrednosti srednjeg kvadratnog odstupanja (σ^2) i koeficijent krivolinijske korelacije (R) (Tabela 5.1, 5.2 i 5.3).

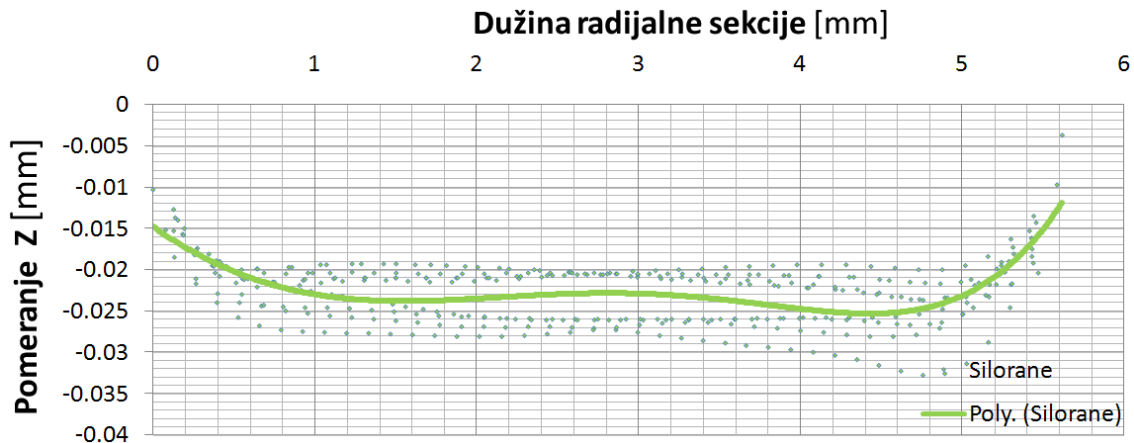
Obrada eksperimentalnih rezultata je sprovedena metodama statističke analize, u cilju utvrđivanja relevantnih funkcionalnih zavisnosti posmatranih veličina i dobijanja dijagrama (Slika 5.15 - 5.20).



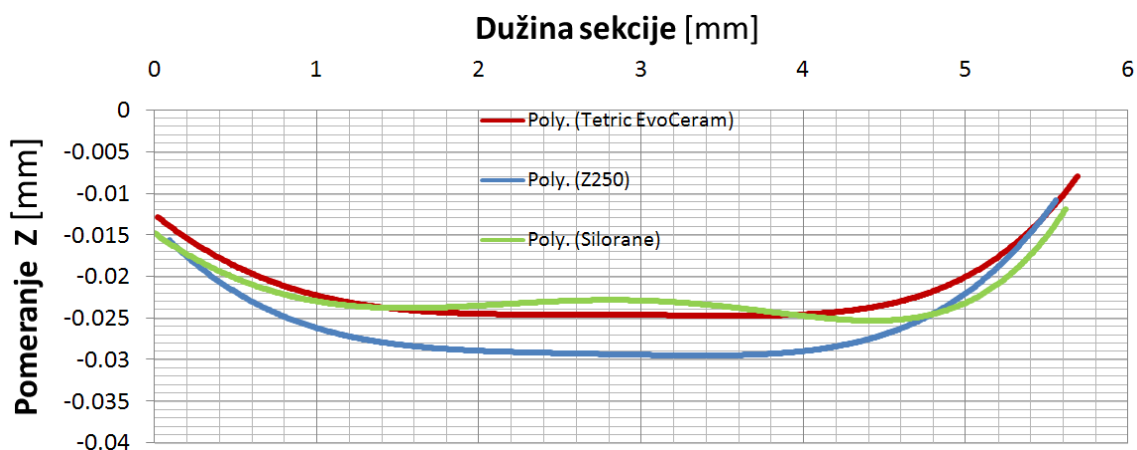
Slika 5.15 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Z ose i dužine radijalne sekcije za komp. Z250



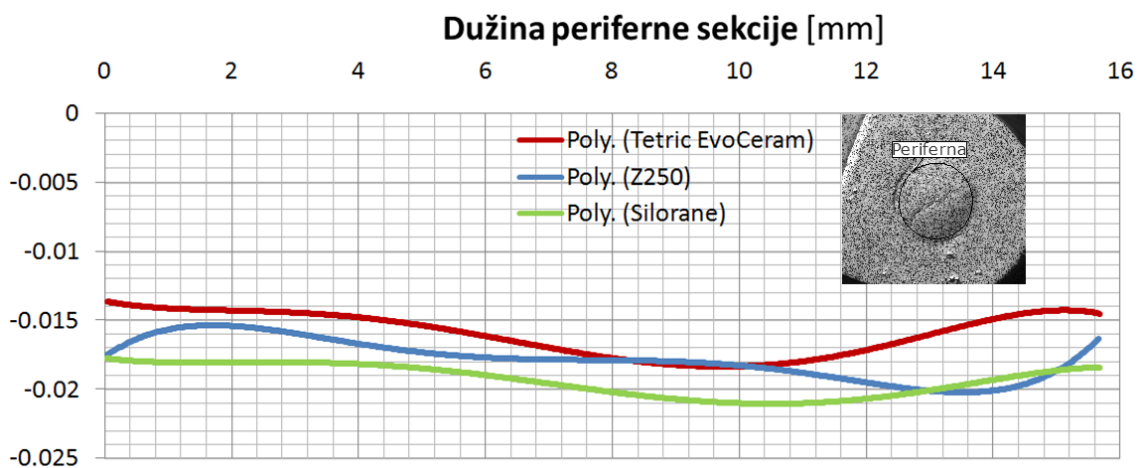
Slika 5.16 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Z ose i dužine periferne sekcije za komp. Tetric EvoCeram



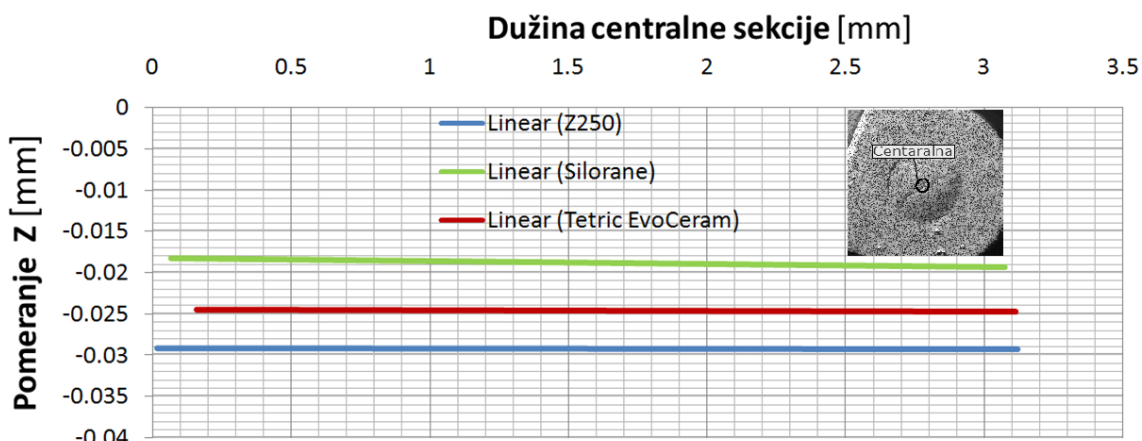
Slika 5.17 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Z ose i dužine centralne sekcije za komp. Silorane



Slika 5.18 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Z ose i dužine radialne sekcije definisanog kompozita



Slika 5.19 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Z ose i dužine periferne sekcije definisanog kompozita



Slika 5.20 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Z ose i dužine centralne sekcije definisanog kompozita

5.1.3.2 Funkcionalne veze deformacije i dužine karakteristične sekcije analiziranih kompozita

Analizom su utvrđene funkcionalne veze izazvanog pomeranja nastalog ulsed polimerizacije u pravcu Z ose i dužine karakteristične sekcije za izabrani kompozit, (Tabele 5.4, 5.5 i 5.6) (Slike 5.21 - 5.23).

Tabela 5.4 Obrazac promene deformacije i dužine radijalne sekcije sa koeficijentima

Kompozit	Obrazac promene deformacije i dužine radijalne sekcije						Kof. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Fx^5 + Ex^4 + Dx^3 + Cx^2 + Bx + A$							
	A	B	C	D	E	F	R ²	
Tetric CvoCeram	1,140	- 0,22	- 0,140	0,126	- 0,031	0,002	0,221	0,261
Silorane	1,662	- 2,294	1,515	- 0,421	0,046	-0,001	0,244	0,494
Z250	1,644	- 0,876	0,468	- 0,112	0,010	-8E-05	0,268	0,247

Tabela 5.5 Obrazac promene deformacije i dužine periferne sekcije sa koeficijentima

Kompozit	Obrazac promene deformacije i dužine periferne sekcije						Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Fx^5 + Ex^4 + Dx^3 + Cx^2 + Bx + A$							
	A	B	C	D	E	F	R ²	S
Tetric CvoCeram	1,221	0,172	- 0,086	0,012	0	2E-05	0,080	0,498
Silorane	1,093	0,891	- 0,528x	0,098	- 0,007	0	0,194	0,800
Z250	1,584	0,024	0,038	- 0,015	0,001	-6E-05	0,085	0,610

Tabela 5.6 Obrazac promene deformacije i dužine centralne sekcije sa koeficijentima

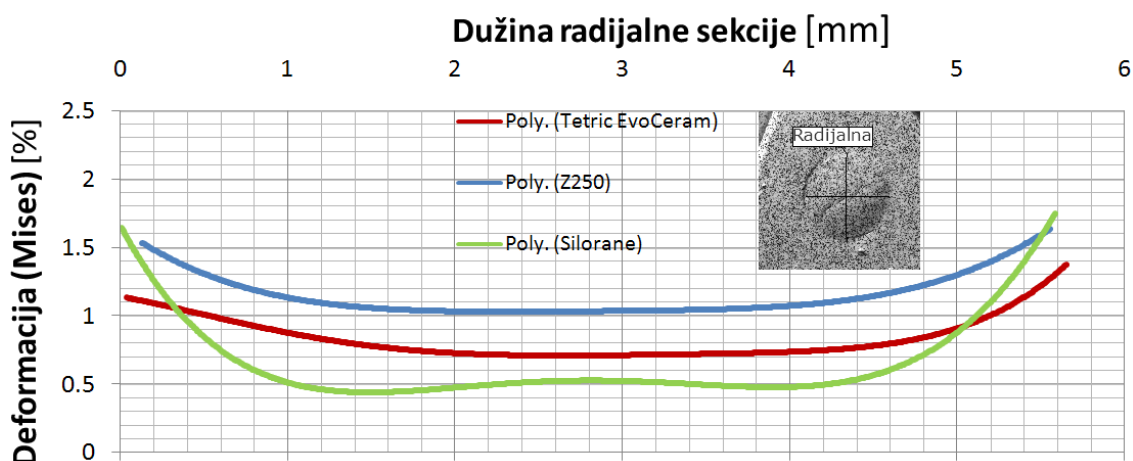
Kompozit	Obrazac promene deformacije i dužine centralne sekcije						Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Fx^5 + Ex^4 + Dx^3 + Cx^2 + Bx + A$							
	A	B	C	D	E	F	R ²	S
Tetric CvoCeram	0,879	- 0,703	0,665	- 0,148	- 0,05	0,016	0,048	0,185
Silorane	0,692	- 0,662	0,403	0,242	- 0,244	0,046	0,058	0,285
Z250	1,056	- 0,310	0,298	- 0,071	- 0,003	0,001	0,028	0,196

gde su:

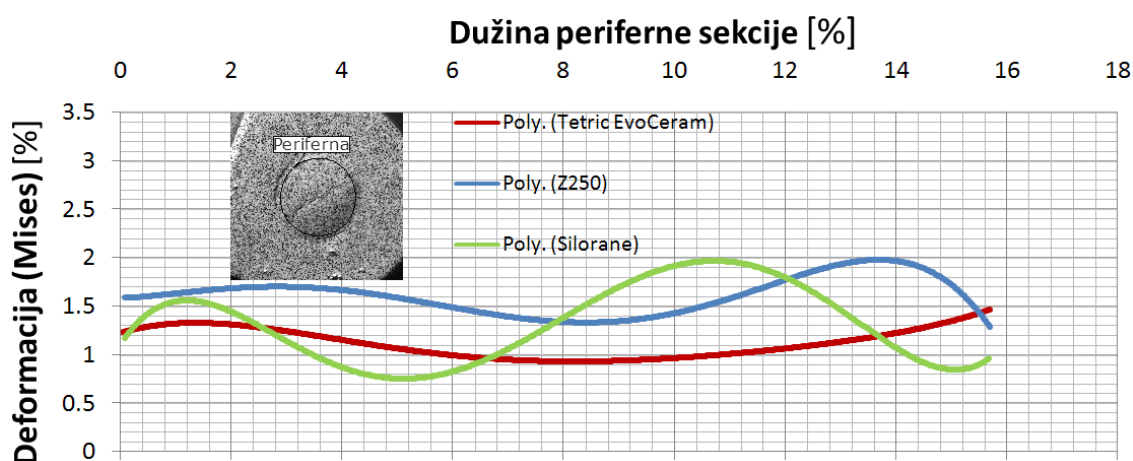
- y vrednosti deformacije [%]
- A, B, C, D, E i F koeficijenti i
- x- dužina karakteristične sekcije [mm].

Koeficijenti A, B, C, D, E i F uz promenljivu (x) za svaki od ispitivanih kompozita imaju svoje vrednosti (Tabela 5.1, 5.2 i 5.3). Dobro slaganje pretpostavljene funkcije zavisnosti sa vrednostima pomeranja su potvrđeni

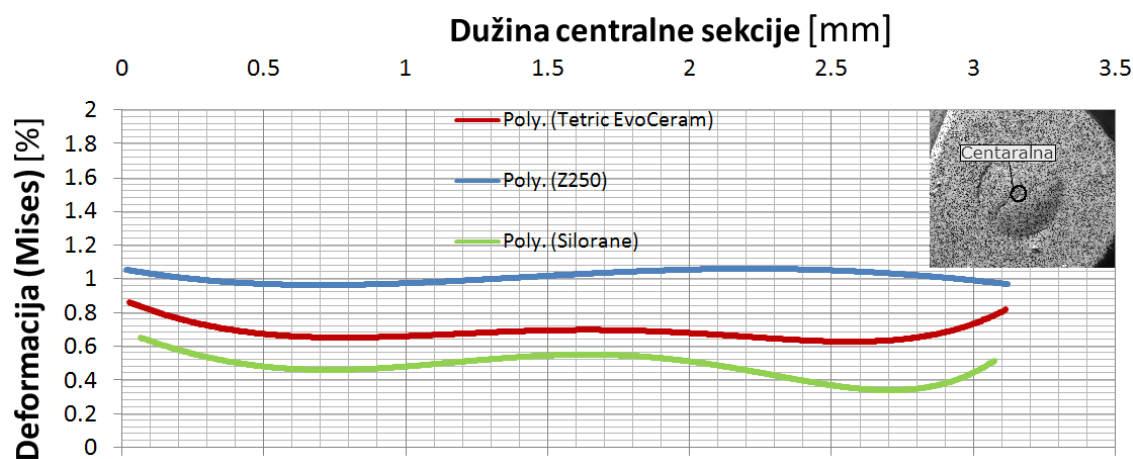
kroz vrednosti srednjeg kvadratnog odstupanja i koeficijent krivolinijske korelacije (Tabela 5.4, 5.5 i 5.6).



Slika 5.21 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine radijalne sekcije definisanog kompozita



Slika 5.22 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine periferne sekcije definisanog kompozita



Slika 5.23 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine centralne sekcije definisanog kompozita

5.1.4 Vektorska analiza pomeranja

U cilju definisanja pravca i smera pomeranja ispitivanih kompozita usled polimerizacije prikazana je vektorska vizualizacija pomeranja u kavitetima na plastičnim zubima. Svaki prikazani vektor na površini mernog uzorka je prikazan na osnovu eksperimentalno dobijenih vrednosti koordinata u sva tri pravca.

Tabela 5.7 Koordinate pre i posle polimerizacije reprezentativnog kompozita Z250 A. Centralnih tačaka; B. Perifernih tačaka

A. Analiza pomeranja centralnih tačaka				B. Analiza pomeranja perifernih tačaka			
Naziv	Nominalna Koord. [mm]	Izmerena Koord. [mm]	Pomeranje [mm]	Naziv	Nominalna Koord. [mm]	Izmerena Koord. [mm]	Pomeranje [mm]
Point 1				Point 5			
Ukupno			0.033	Ukupno			0.03
X	-0.029	-0.03	-0.002	X	0.012	0.01	-0.002
Y	-0.474	-0.47	0.004	Y	-2.516	-2.499	0.016
Z	-0.071	-0.104	-0.033	Z	-0.28	-0.305	-0.026
Point 2				Point 6			
Ukupno			0.034	Ukupno			0.027
X	-0.025	-0.025	0	X	0.041	0.04	-0.001
Y	0.614	0.611	-0.003	Y	2.659	2.641	-0.018
Z	-0.077	-0.111	-0.034	Z	-0.363	-0.384	-0.021
Point 3				Point 7			
Ukupno			0.035	Ukupno			0.025
X	0.528	0.524	-0.004	X	2.678	2.662	-0.016
Y	0.069	0.07	0.001	Y	0.068	0.066	-0.001
Z	-0.065	-0.1	-0.035	Z	-0.307	-0.326	-0.019
Point 4				Point 8			
Ukupno			0.035	Ukupno			0.029
X	-0.578	-0.574	0.004	X	-2.6	-2.586	0.014
Y	0.071	0.071	0.001	Y	-0.061	-0.061	0
Z	-0.098	-0.132	-0.035	Z	-0.383	-0.408	-0.025

Tabela 5.8 Koordinate pre i posle polimerizacije reprezentativnog kopmozita Tetric EvoCeram

A. Centralnih tačaka; B. Perifernih tačaka

A. Analiza pomeranja centralnih tačaka				B. Analiza pomeranja perifernih tačaka			
Naziv	Nominalna Koord. [mm]	Izmerena Koord. [mm]	Pomeranje [mm]	Naziv	Nominalna Koord. [mm]	Izmerena Koord. [mm]	Pomeranje [mm]
Point 1				Point 5			
Ukupno			0.024	Ukupno			0.034
X	0.024	0.023	-0.001	X	0.058	0.057	-0.001
Y	-0.526	-0.525	0.001	Y	-2.429	-2.421	0.008
Z	0.16	0.137	-0.024	Z	-0.021	-0.055	-0.033
Point 2				Point 6			
Ukupno			0.026	Ukupno			0.027
X	0.047	0.047	0	X	-0.024	-0.026	-0.002
Y	0.56	0.555	-0.005	Y	2.603	2.603	0
Z	0.063	0.037	-0.025	Z	-0.238	-0.264	-0.027
Point 3				Point 7			
Ukupno			0.026	Ukupno			0.031
X	0.6	0.598	-0.002	X	2.458	2.453	-0.006
Y	0.016	0.013	-0.003	Y	0.014	0.012	-0.003
Z	0.073	0.047	-0.026	Z	-0.135	-0.166	-0.031
Point 4				Point 8			
Ukupno			0.027	Ukupno			0.029
X	-0.535	-0.535	0	X	-2.432	-2.424	0.008
Y	0.017	0.014	-0.003	Y	0.02	0.019	-0.001
Z	0.187	0.16	-0.027	Z	-0.013	-0.04	-0.027

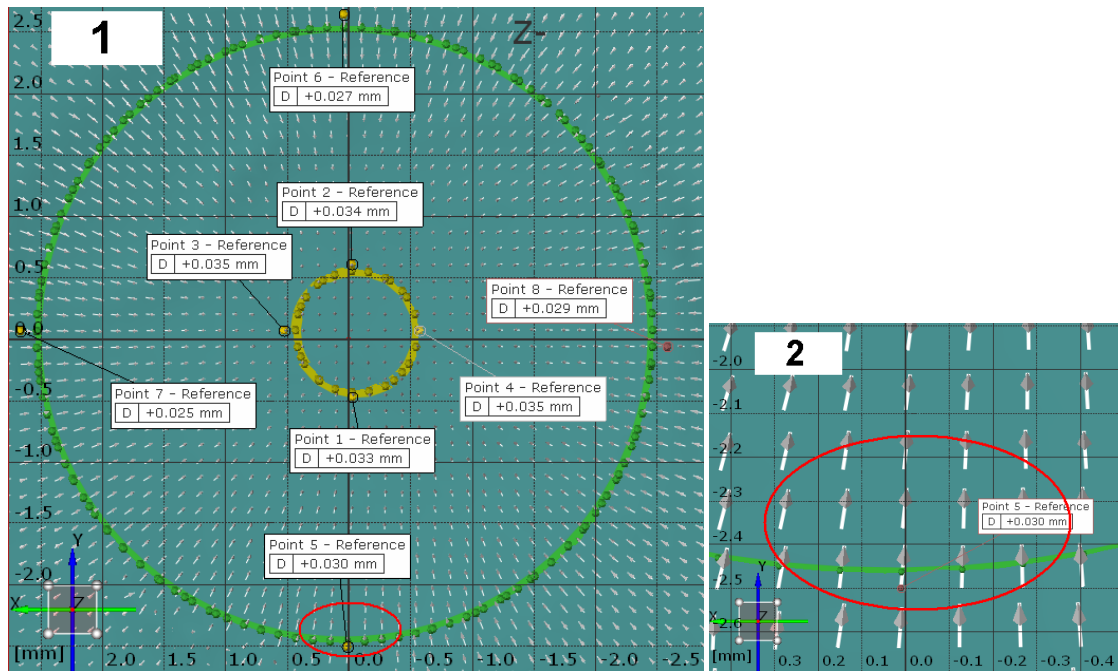
Tabela 5.9 Koordinate pre i posle polimerizacije reprezentativnog kopmozita Silorane A.

Centralnih tačaka; B. Perifernih tačaka

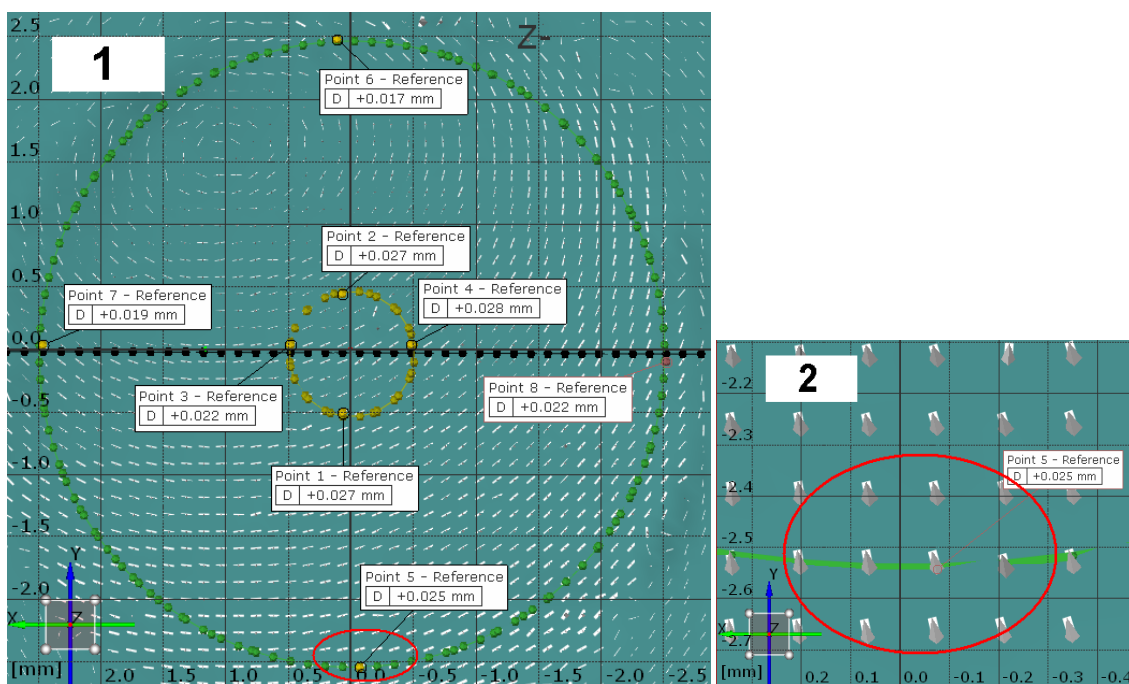
A. Analiza pomeranja centralnih tačaka				B. Analiza pomeranja perifernih tačaka			
Naziv	Nominalna Koord. [mm]	Izmerena Koord. [mm]	Pomeranje [mm]	Naziv	Nominalna Koord. [mm]	Izmerena Koord. [mm]	Pomeranje [mm]
Point 1				Point 5			
Ukupno			0.024	Ukupno			0.034
X	0.024	0.023	-0.001	X	0.058	0.057	-0.001
Y	-0.526	-0.525	0.001	Y	-2.429	-2.421	0.008
Z	0.16	0.137	-0.024	Z	-0.021	-0.055	-0.033
Point 2				Point 6			
Ukupno			0.026	Ukupno			0.027
X	0.047	0.047	0	X	-0.024	-0.026	-0.002
Y	0.56	0.555	-0.005	Y	2.603	2.603	0
Z	0.063	0.037	-0.025	Z	-0.238	-0.264	-0.027
Point 3				Point 7			
Ukupno			0.026	Ukupno			0.031
X	0.6	0.598	-0.002	X	2.458	2.453	-0.006
Y	0.016	0.013	-0.003	Y	0.014	0.012	-0.003
Z	0.073	0.047	-0.026	Z	-0.135	-0.166	-0.031
Point 4				Point 8			
Ukupno			0.027	Ukupno			0.029
X	-0.535	-0.535	0	X	-2.432	-2.424	0.008
Y	0.017	0.014	-0.003	Y	0.02	0.019	-0.001
Z	0.187	0.16	-0.027	Z	-0.013	-0.04	-0.027

Analizom koordinata pre i posle polimerizacije (Tabele 5.7, 5.8 i 5.9)

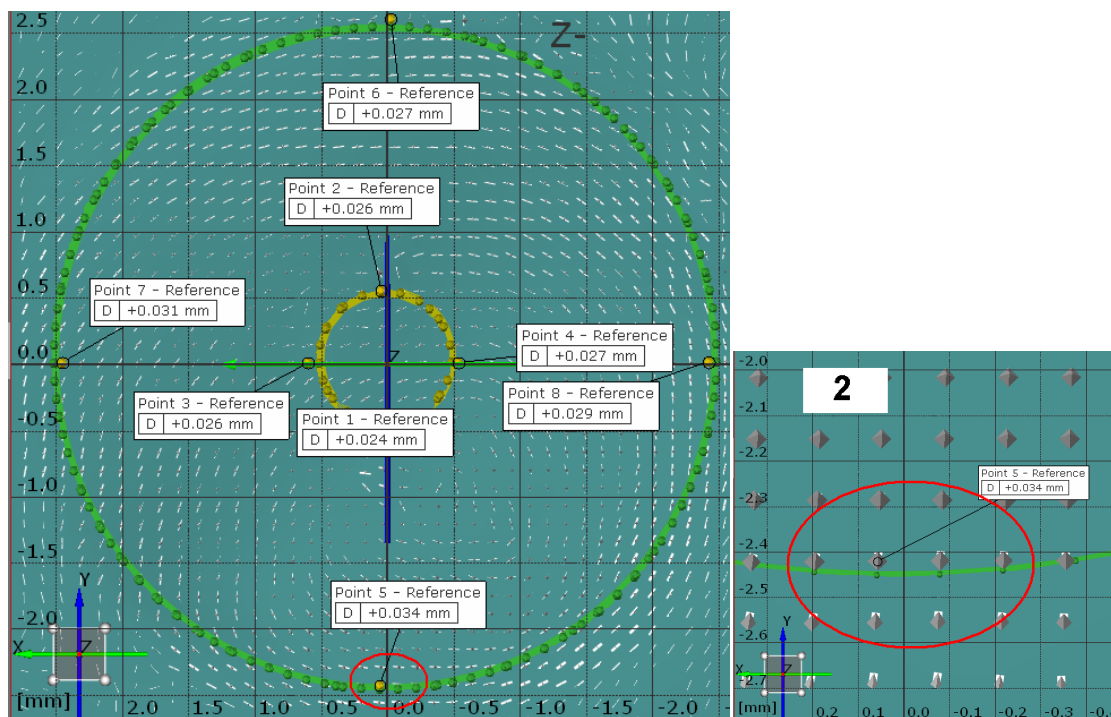
određen je pravac, smer i intezitet vektora pomeranja karakterističnih tačaka. Vektorska vizualizacija pomeranja karakterističnih tačaka, ukupne merne površine i lokalnog polja prikazana je skaliranim vektorima (Slike 5.24 – 5.26).



Slika 5.24 Vizualizacija vektora pomeranja kompozita Z 250 u teflonskim kalupima; 1 –Celog polja; 2 - Lokalnog polja



Slika 5.25 Vizualizacija vektora pomeranja kompozita Tetric EvoCeram u teflonskim kalupima; 1 –Celog polja; 2 - Lokalnog polja

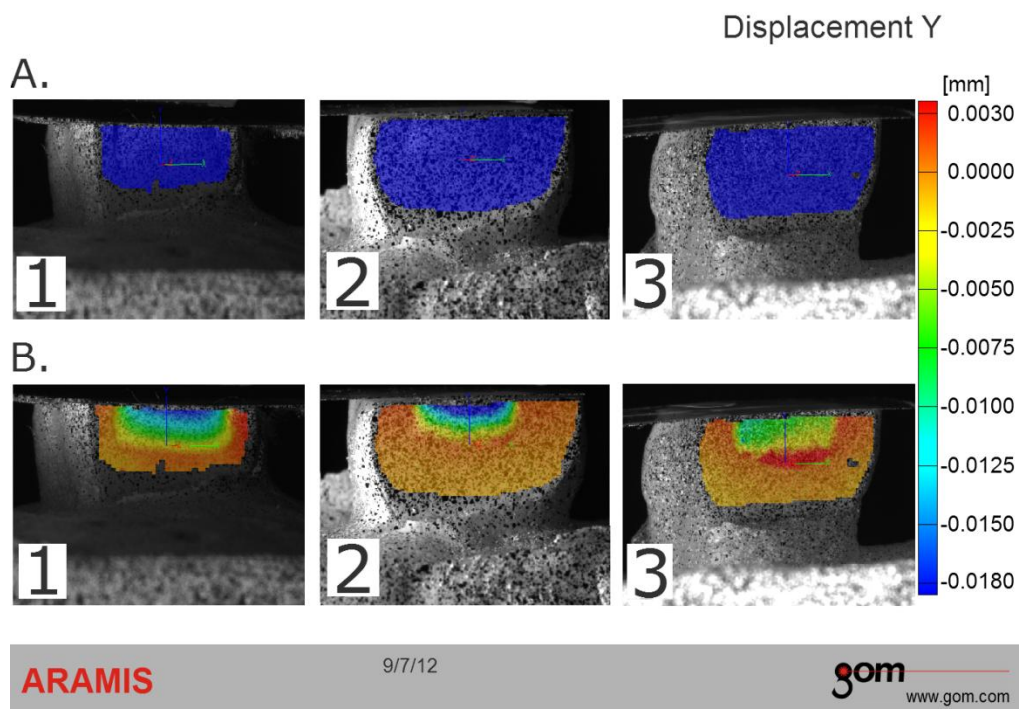


Slika 5.26 Vizualizacija vektora pomeranja kompozita Siloran u teflonskim kalupima; 1 –Celog polja; 2 - Lokalnog polja

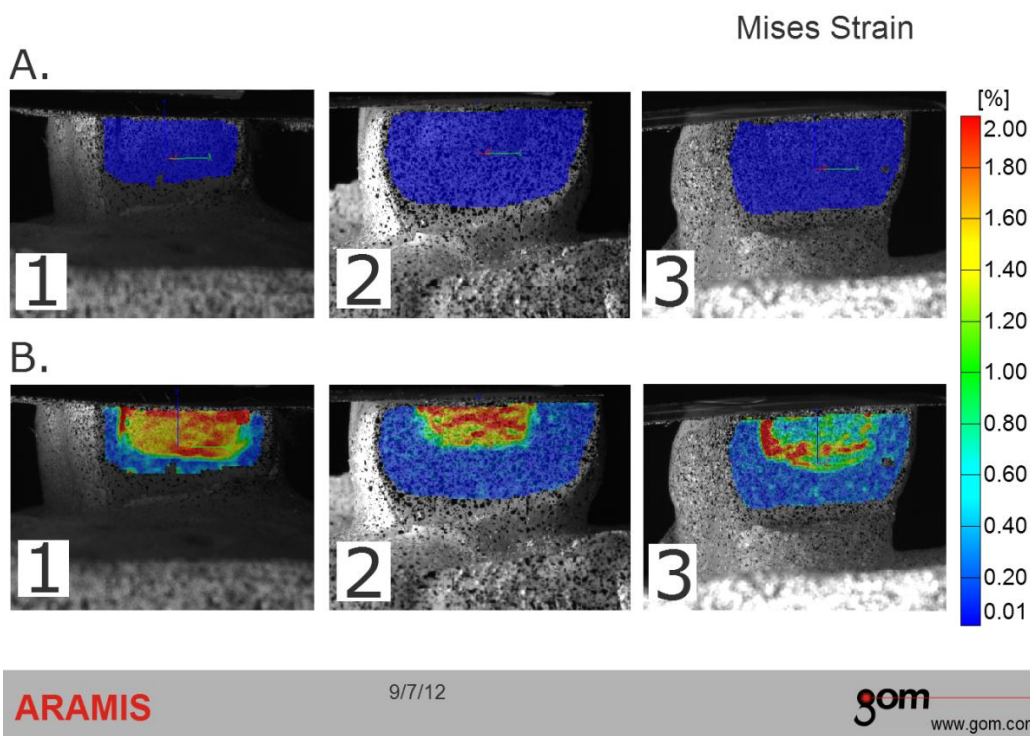
5.2 Rezultati merenja pomeranja/deformacija kompozita u kavitetima na plastičnim zubima

5.2.1 Polje pomeranja/deformacija

Polja pomeranja i deformacija reprezentativnih uzorka prikazana su za kompozite Z250 (Slika 5.27.1 i 5.28.1), Tetric EvoCeram (Slika 5.27.2 i 5.28.2) i Silorane (Slika 5.27.3 i 5.28.3) pre i posle polimerizacije u kavitetima na plastičnim zubima (Slika 5.27 i 5.28). Početak koordinantnog sistema definisan je donjom ivicom kaviteta simetrično u odnosu na zidove kaviteta (slika 5.27). Plavom bojom (Slika 5.27.A i 5.28.A) prikazana su početna polja pomeranja i deformacija pre polimerizacije, a spektrom boja (Slika 5.27.B i 5.28.B) prikazana su polja pomeranja u pravcu Y ose i deformacija posle polimerizacije.



Slika 5.27 Polje pomeranja u pravcu Y ose merne površine na plastičnim zubima. Uzorci: 1 – Z250; 2- Tetric EvoCeram; 3- Silorane; A. Pre polimerizacije; B. Posle polimerizacije

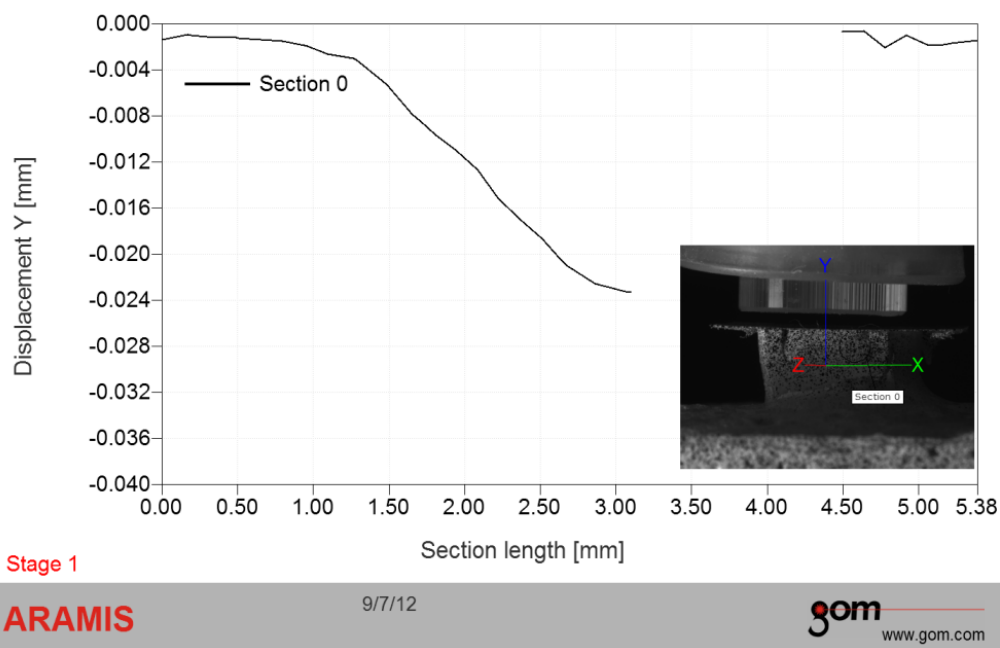


Slika 5.28 Deformaciono polje merne površine na plastičnim zubima. Kompozit: 1 – Z250; 2- Tetric EvoCeram; 3 - Silorane; A. Pre polimerizacije; B. Posle polimerizacije

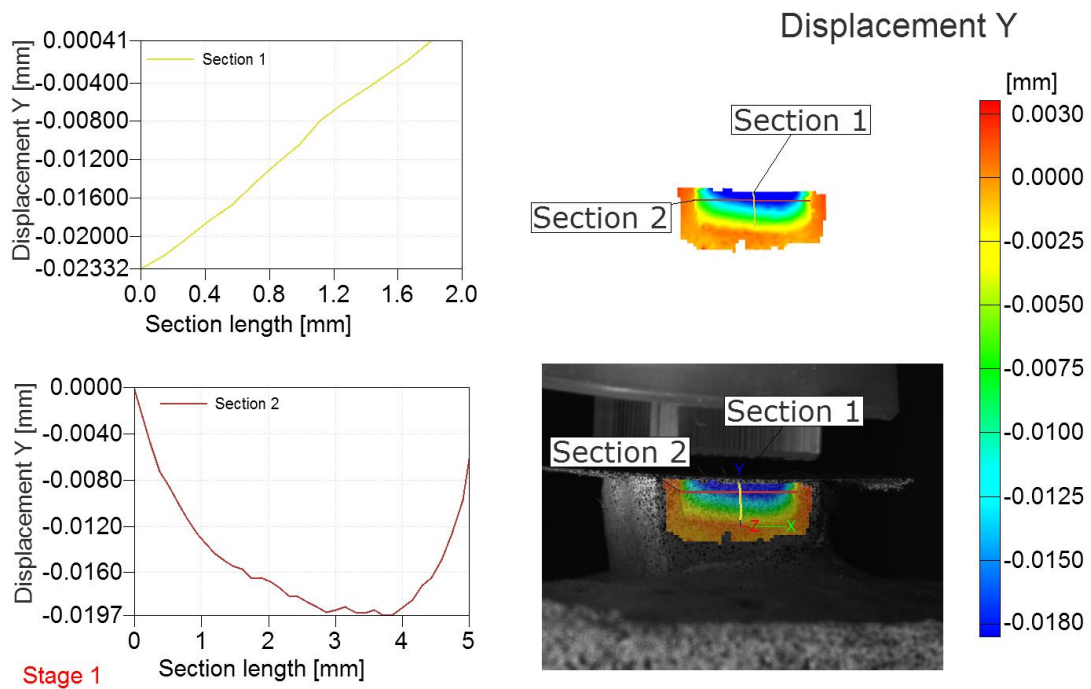
5.2.2 Analiza pomaranja/deformacija i dužine karakterističnih sekcija reprezentativnog uzorka kompozita u plastičnim zubima

Podaci dobijeni eksperimentalnim putem, prikazani su grafički za svaki od karakterističnih preseka reprezentativnog uzorka, pri čemu su dobijene krive deformacija/pomeranja (Y pravac) u funkciji dužine karakteristične sekcije (Slike 5.29 - 5.40).

5.2.2.1 Reprezentativni uzorak Z250



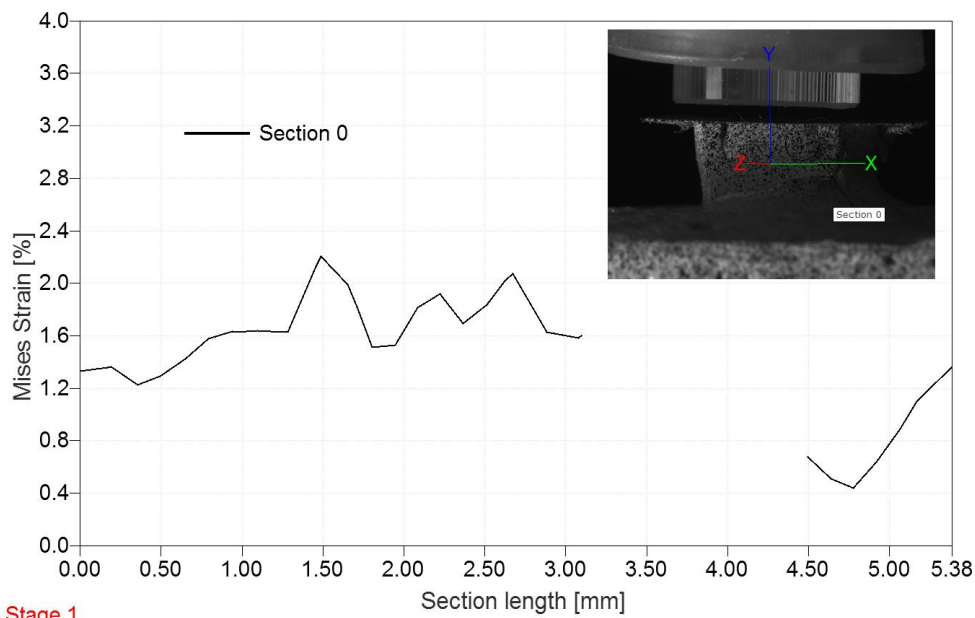
Slika 5.29 Zavisnost pomaranja kružne sekcije u pravcu zračenja lampe i dužine sekcije za reprezentativni uzorak Z250 posle polimerizacije



Stage 1

ARAMIS 9/7/12 gom www.gom.com

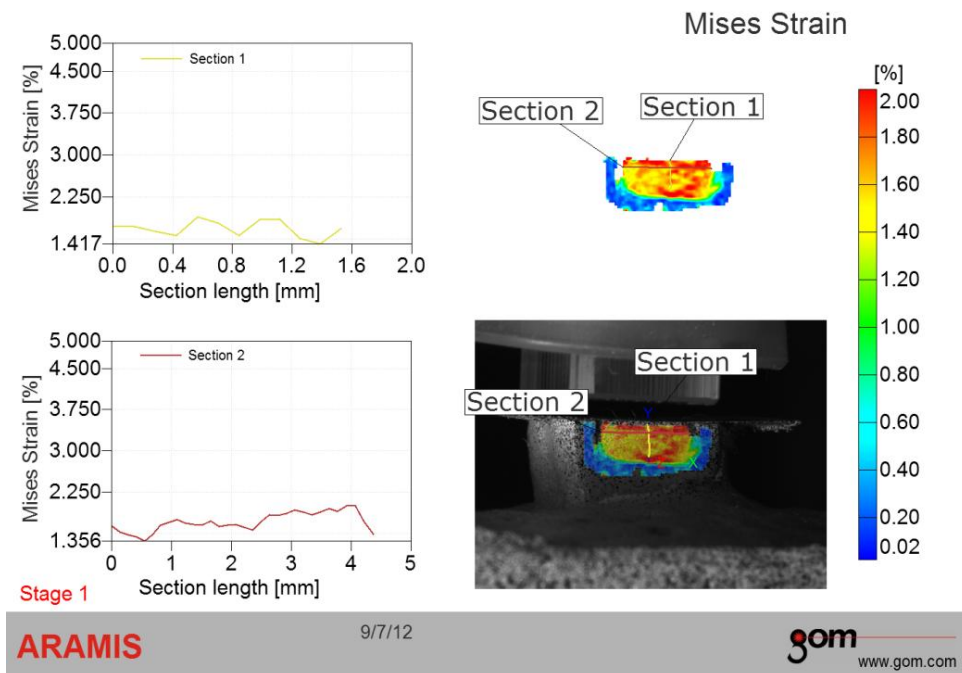
Slika 5.30 Zavisnost pomeranja ortogonalnih sekcija u pravcu Y ose i dužine sekcije za reprezentativni uzorak Z250 posle polimerizacije



Stage 1

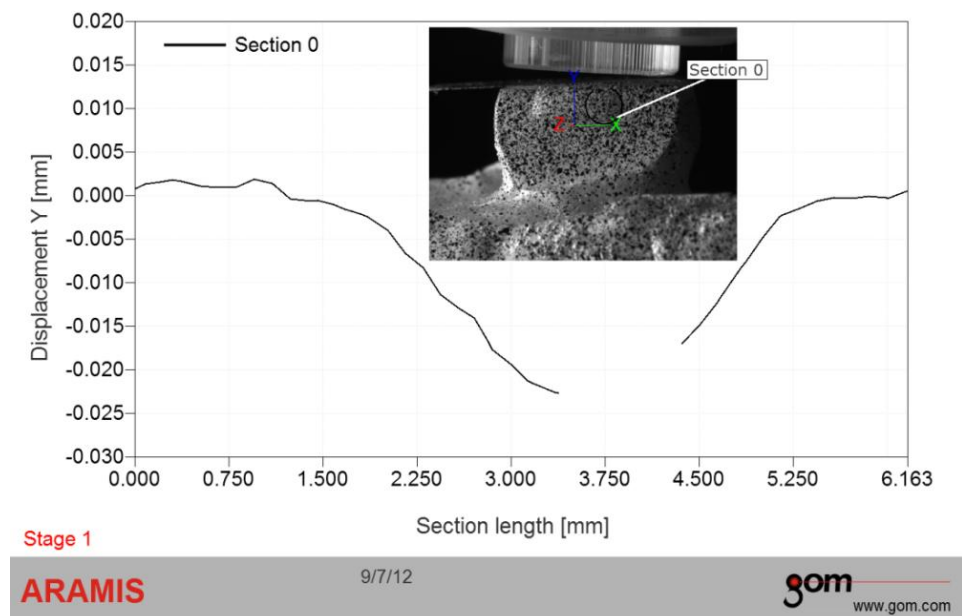
ARAMIS 9/7/12 gom www.gom.com

Slika 5.31 Zavisnost deformacija ortogonalnih sekcija i dužine sekcija za reprezentativni uzorak Z250 posle polimerizacije

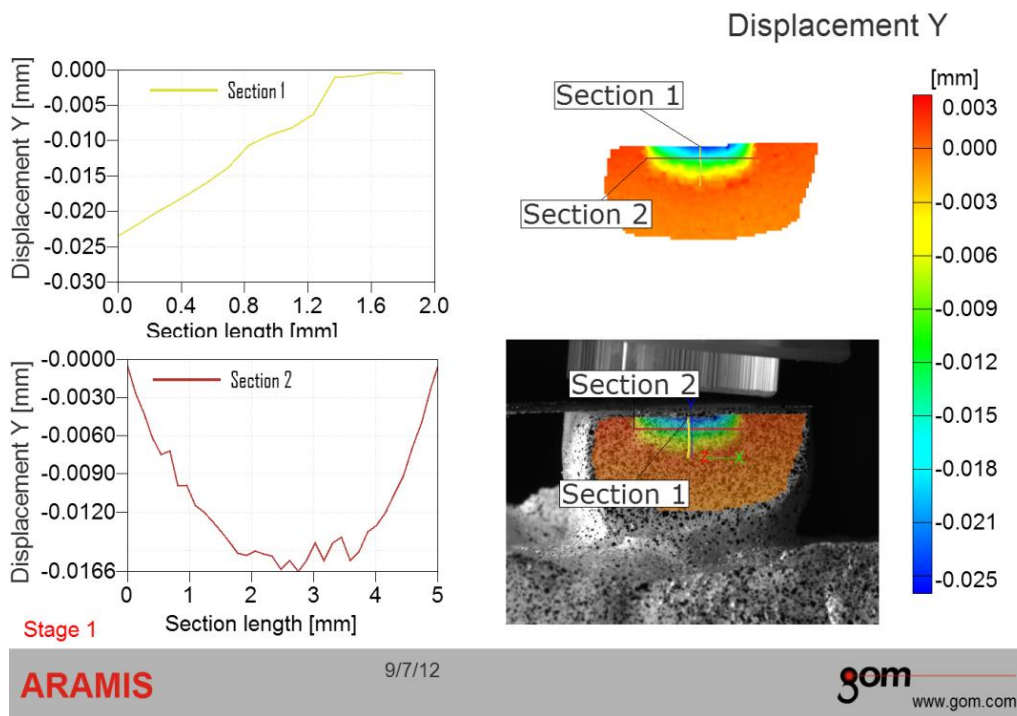


Slika 5.32 Zavisnost deformacije i dužine kružne sekcije za reprezentivni uzorak Tetric Z250 posle polimerizacije

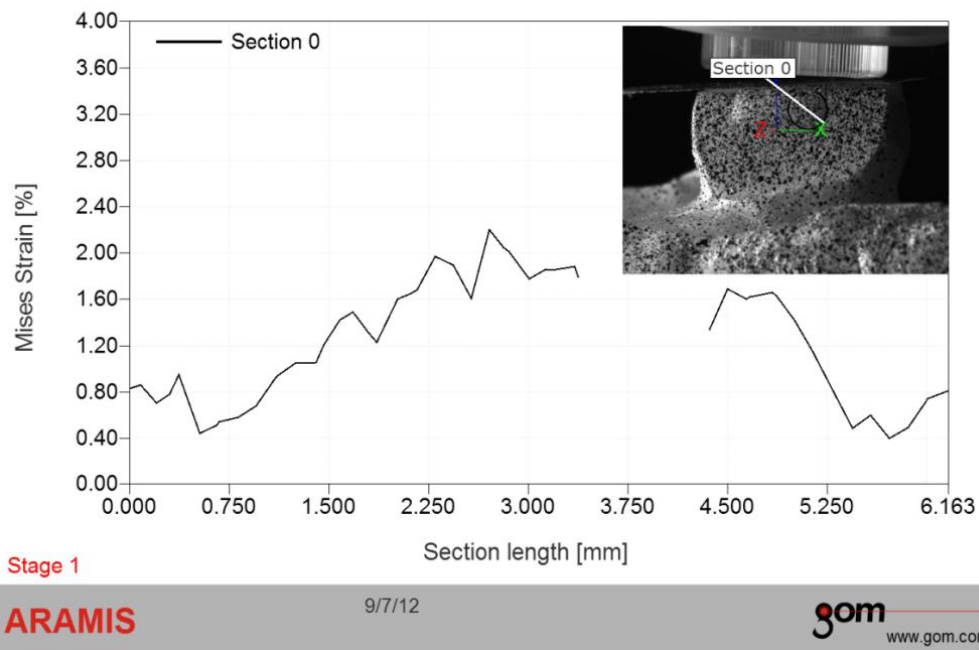
5.2.2.2 Reprezentivni uzorak Tetric EvoCeram



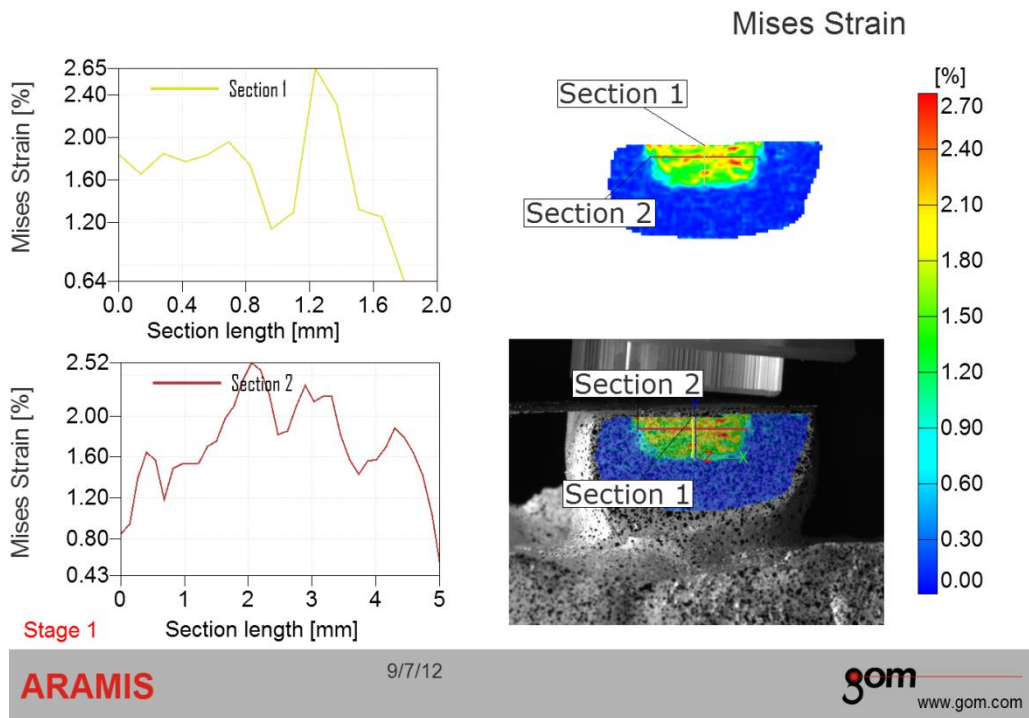
Slika 5.33 Zavisnost pomeranja kružne sekcije u pravcu zračenja lampe i dužine sekcije za reprezentivni uzorak Tetric EvoCeram posle polimerizacije



Slika 5.34 Zavisnost pomeranja ortogonalnih sekcija u pravcu Y ose i dužine sekcije za reprezentivni uzorak Tetric EvoCeram posle polimerizacije

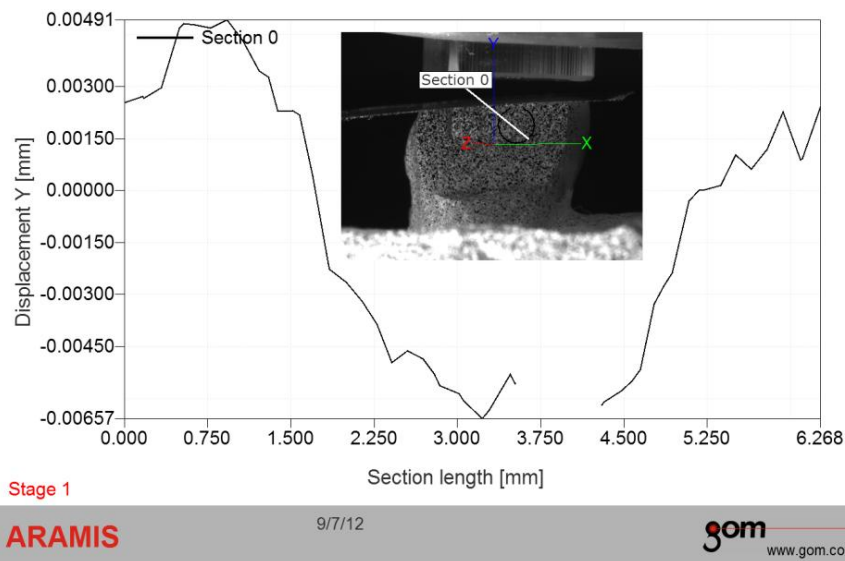


Slika 5.35 Zavisnost deformacije i dužine kružne sekcije za reprezentivni uzorak Tetric EvoCeram posle polimerizacije

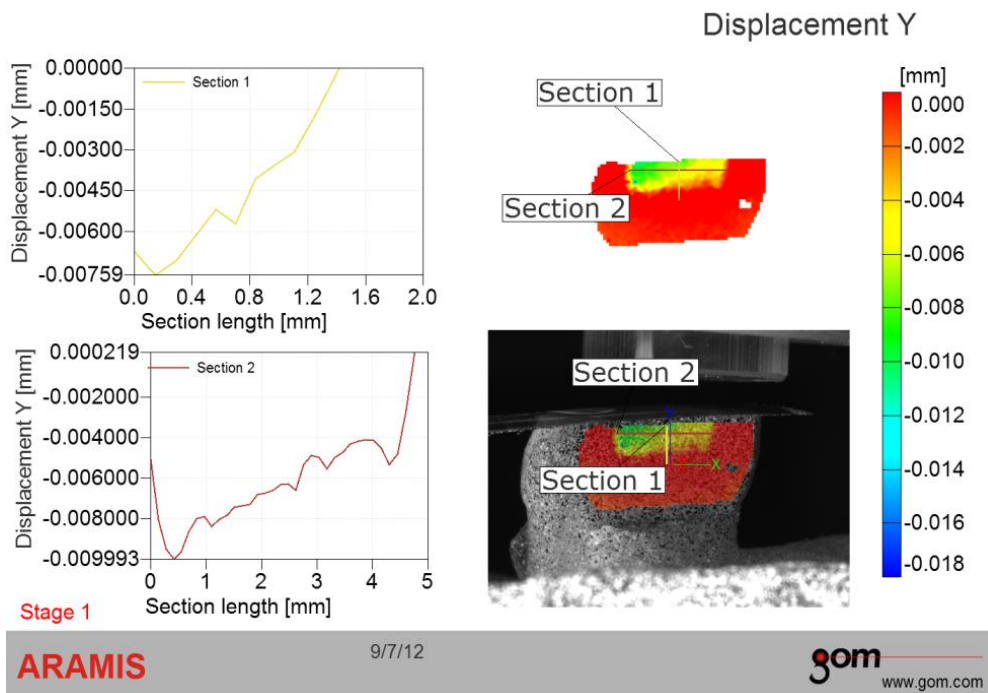


Slika 5.36 Zavisnost deformacija ortogonalnih sekcija i dužine sekcija za reprezentativni uzorak Tetric EvoCeram posle polimerizacije

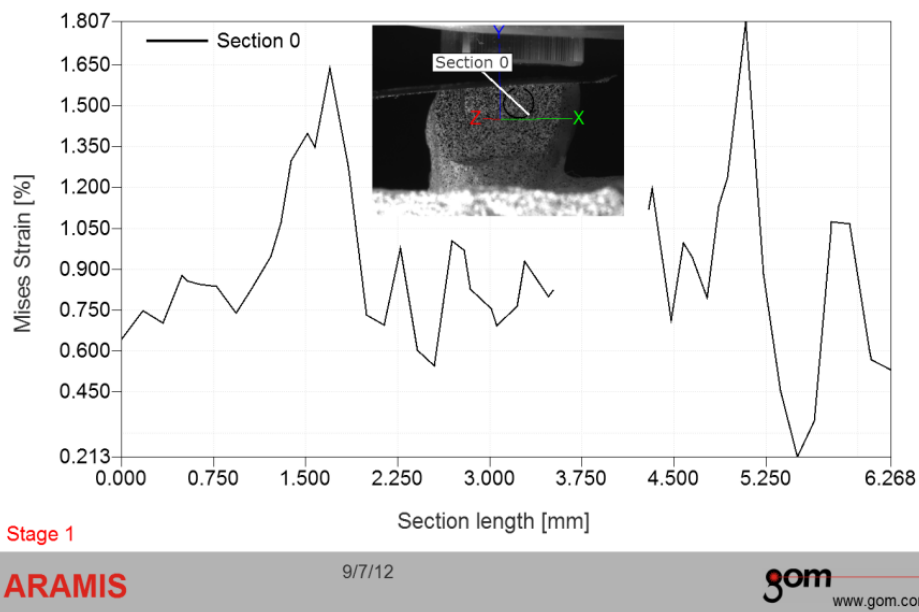
5.2.2.3 Reprezentativni uzorak Silorane



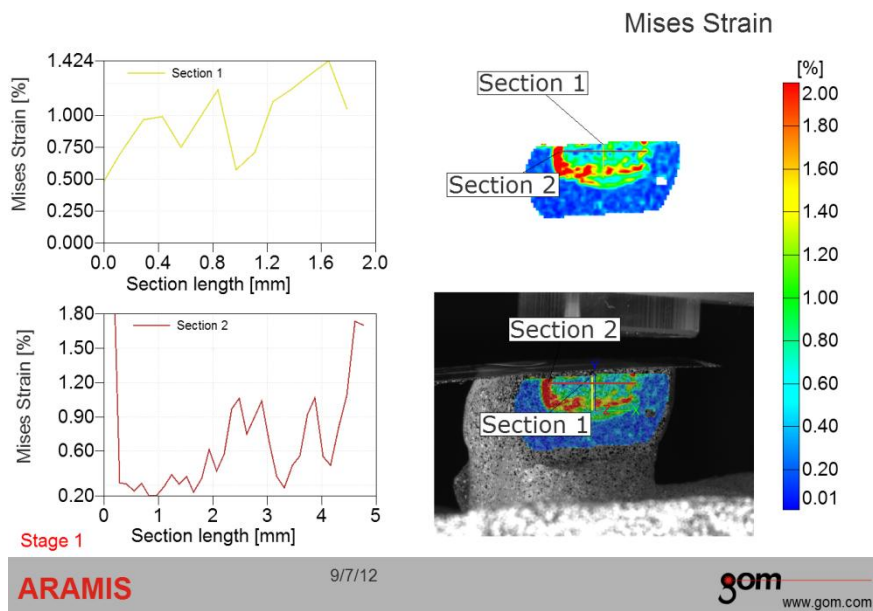
Slika 5.37 Zavisnost pomeranja kružne sekcije u pravcu Z ose i dužine sekcije za reprezentativni uzorak Silorane posle polimerizacije



Slika 5.38 Zavisnost pomeranja ortogonalnih sekcija u pravcu Y ose i dužine sekcije za reprezentivni uzorak Silorane posle polimerizacije



Slika 5.39 Zavisnost deformacije i dužine kružne sekcije za reprezentivni uzorak Silorane posle polimerizacije



Slika 5.40 Zavisnost deformacija ortogonalnih sekcija i dužine sekcija za reprezentivni uzorak Silorane posle polimerizacije

5.2.3 Obrada rezultata funkcionalne veze

U cilju opisivanja podataka dobijenih eksperimentalnim putem odgovarajućom matematičkom funkcijom, tj. analitičkim obrascem, izvršena je dalja obrada rezultata ispitivanjem velikog broja regresionih modela za svaki od ispitivanih kompozita. Tražena je što jednostavnija funkcija promene posmatrane veličine po dužini sekcije za karakteristične sekcije. Ekperimentalni rezultati za svaki od ispitivanih kompozita aproksimirani su analitičkim obrascima sa zadovoljavajućom tačnošću.

5.2.3.1 Funkcionalne veze pomeranja u pravcu Y ose i dužine karakteristične sekcije analiziranih kompozita u kavitetima na plastičnim zubima

Ekperimentalni rezultati za svaki od ispitivanih kompozita aproksimirani su analitičkim obrascima sa zadovoljavajućom tačnošću (Tabele 5.10, 5.11 i 5.12).

Analizom su utvrđene funkcionalne veze izazvanog pomeranja nastalog usled polimerizacije u pravcu Z ose i dužine karakteristične sekcije za izabrani kompozit (Tabele 5.10, 5.11 i 5.12).

Tabela 5.10 Obrazac promene pomeranja u pravcu u pravcu Y ose i dužine horizontalne sekcije sa koeficijentima

Kompozit	Obrazac promene pomeranja u pravcu Y ose i dužine horizontalne sekcije kompozita u kavitetima na plastičnim zubima						Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Fx^5 + Ex^4 + Dx^3 + Cx^2 + Bx + A$							
	A	B	C	D	E	F	R ²	S
Tetric CvoCeram	0	- 0,020	0,011	- 0,003	0	- 2E-05	0,526	0,004
Silorane	- 0,004	- 0,009	0,009	- 0,004	0	- 6E-05	0,208	0,003
Z250	- 0,003	- 0,013	0,002	0,001	0	1E-04	0,303	0,006

Tabela 5.11 Obrazac promene pomeranja u pravcu Y ose i dužine vertikalne sekcije sa koeficijentima

Kompozit	Obrazac promene pomeranja u pravcu Y ose i dužine vertikalne sekcije kompozita u kavitetima na plastičnim zubima		Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Bx + A$			
	A	B	R ²	S
Tetric CvoCeram	-0,020	0,011	0,639	0,004
Silorane	0,005	-0,012	0,321	0,004
Z250	0,012	-0,018	0,613	0,005

Tabela 5.12 Obrazac promene pomeranja u pravcu Y ose i dužine kružne sekcije sa koeficijentima

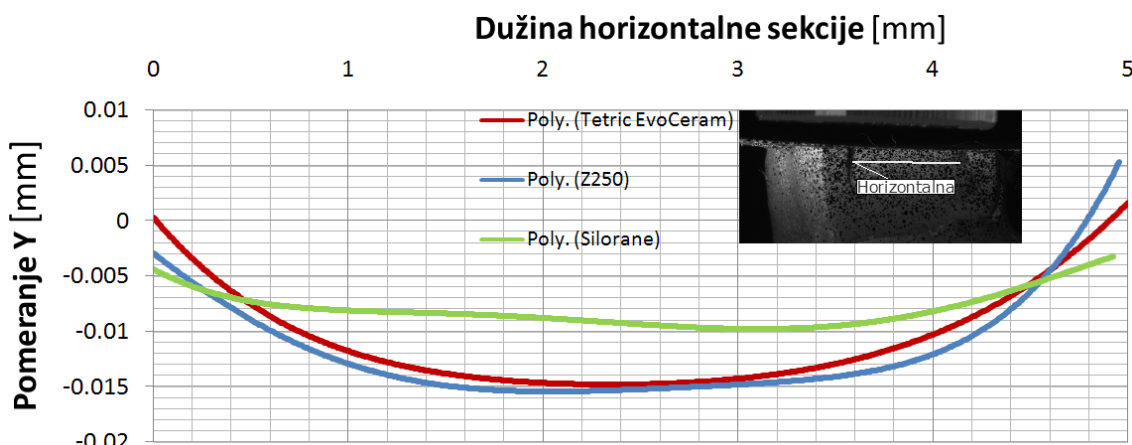
Kompozit	Obrazac promene pomeranja u pravcu Y ose i dužine kružne sekcije kompozita u kavitetima na plastičnim zubima						Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Fx^5 + Ex^4 + Dx^3 + Cx^2 + Bx + A$							
	A	B	C	D	E	F	R ²	S
Tetric CvoCeram	0	0,001	0,007	-0,008	0,002	0	0,716	0,004
Silorane	0	0,009	-0,012	0,004	0	2E-05	0,499	0,003
Z250	0,001	0,011	-0,011	0,001	0	-7E-05	0,666	0,005

gde su:

- y vrednosti pomeranja [mm]
- A, B, C, D, E i F koeficijenti i
- x- dužina karakteristične sekcije [mm].

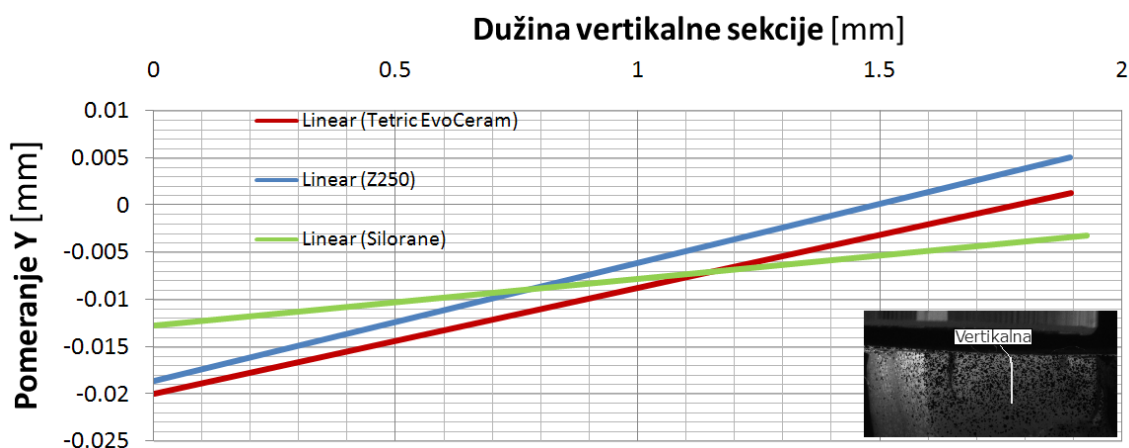
Koeficijenti A, B, C, D, E i F uz promenljivu (x) za svaki od ispitivanih kompozita imaju svoje vrednosti (Tabele 5.10 - 5.12). Dobro slaganje pretpostavljene funkcije zavisnosti sa vrednostima pomeranja su potvrđeni kroz vrednosti srednjeg kvadratnog odstupanja i koeficijent krivolinijske korelacije.

Obrada eksperimentalnih rezultata je sprovedena metodama statističke analize, u cilju utvrđivanja relevantnih funkcionalnih zavisnosti posmatranih veličina i dobijanja dijagrama (Slika 5.41 - 5.46).



Slika 5.41 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Y ose i dužine horizontalne sekcije definisanog kompozita

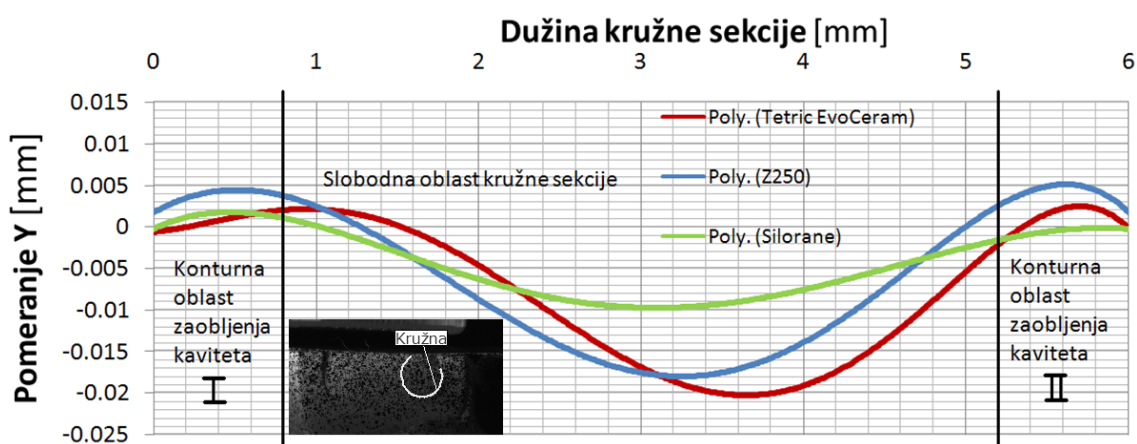
Tetric EvoCeram i Z250 pokazuju gotovo identičan trend pomeranja celom dužinom horizontalne sekcije, pri čemu su najveće vrednosti pomeranja između 0,013 i 0,015 mm u negativnom smeru Y ose, tj. u suprotnom smeru od izvora svetlosti. Silorane je pokazao ujednačeno pomeranje dužinom horizontalne sekcije, pri čemu najveće vrednosti ni u jednom segmentu nisu prešle vrednosti 0,01 mm.



Slika 5.42 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Y ose i dužine vertikalne sekcije definisanog kompozita

Tetric EvoCeram i Z250 pokazuju gotovo identičan trend pomeranja u negativnom smeru Y ose celom dužinom vertikalne sekcije pri čemu su najveće vrednosti pomeranja 0,018 mm (Z250) i 0,02 mm (Tetric EvoCeram). Delovi

vertikalne sekcije koji odgovaraju dubini kaviteta od 1,6 do 2 mm (Z250) i 1,9 do 2 mm (Tetric EvoCeram) pokazuju pomeranje do 0,005 mm (Z250) i 0,001 mm (Tetric EvoCeram) u pozitivnom smeru Y ose, tj. u smeru izvora svetlosti. Silorane je pokazao ujednačenije pomeranje u odnosu na prethodna dva kompozita, pri čemu je to pomeranje celom dužinom vertikalne sekcije u negativnom smeru Y ose. Maksimalno pomeranje za Silorane je iznosilo 0,013 mm.



Slika 5.43 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Y ose i dužine kružne sekcije definisanog kompozita

5.2.3.2 Funkcionalne veze deformacije i dužine karakteristične sekcije analiziranih kompozita

Analizom su utvrđene funkcionalne veze izazvanog pomeranja nastalog ulsed polimerizacije u pravcu Y ose i dužine karakteristične sekcije za izabrani kompozit, (Tabele 5.13 – 5.15).

Tabela 5.13 Obrazac promene deformacije i dužine horizontalne sekcije sa koeficijentima

Kompozit	Obrazac promene deformacije i dužine horizontalne sekcije u kavitetima na plastičnim zubima						Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Fx^5 + Ex^4 + Dx^3 + Cx^2 + Bx + A$							
	A	B	C	D	E	F	R ²	S
Tetric CvoCeram	1,145	-0,796	1,431	-0,843	0,161	-0,012	0,111	0,58
Silorane	1,839	-3,922	3,922	-1,555	0,264	-0,015	0,139	0,689
Z250	1,617	0,195	0,082	-0,153	0,063	-0,007	0,080	0,49

Tabela 5.14 Obrazac promene deformacije i dužine vertikalne sekcije sa koeficijentima

Kompozit	Obrazac promene deformacije i dužine vertikalne sekcije u kavitetima na plastičnim zubima						Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Fx^5 + Ex^4 + Dx^3 + Cx^2 + Bx + A$							
	A	B	C	D	E	F	R ²	S
Tetric CvoCeram	1,564	1,864	-12,23	20,20	-12,96	2,885	0,073	0,58
Silorane	1,258	4,334	-18,39	21,06	-9,185	1,334	0,231	0,7
Z250	1,979	-0,303	-1,938	2,874	-1,236	0,134	0,213	0,41

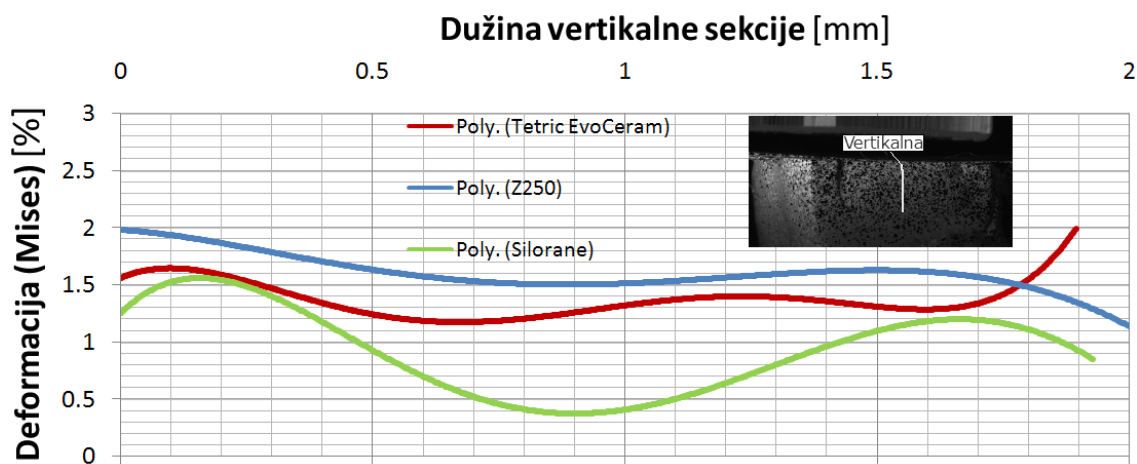
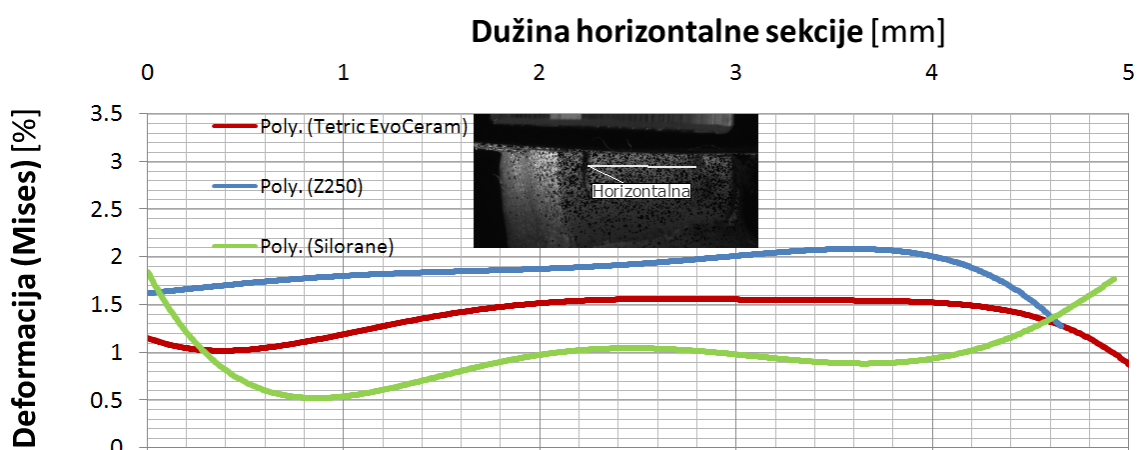
Tabela 5.15 Obrazac promene deformacije i dužine križne sekcije sa koeficijentima

Kompozit	Obrazac promene deformacije i dužine kružne sekcije u kavitetima na plastičnim zubima						Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Fx^5 + Ex^4 + Dx^3 + Cx^2 + Bx + A$							
	A	B	C	D	E	F	R ²	S
Tetric CvoCeram	1,254	-0,232	0,339	-0,089	0,006	-5E-05	0,129	0,56
Silorane	0,014	-0,241	1,458	-3,593	3,076	0,802	0,141	0,77
Z250	0,991	2,576	-3,155	1,503	-0,288	0,019	0,147	0,92

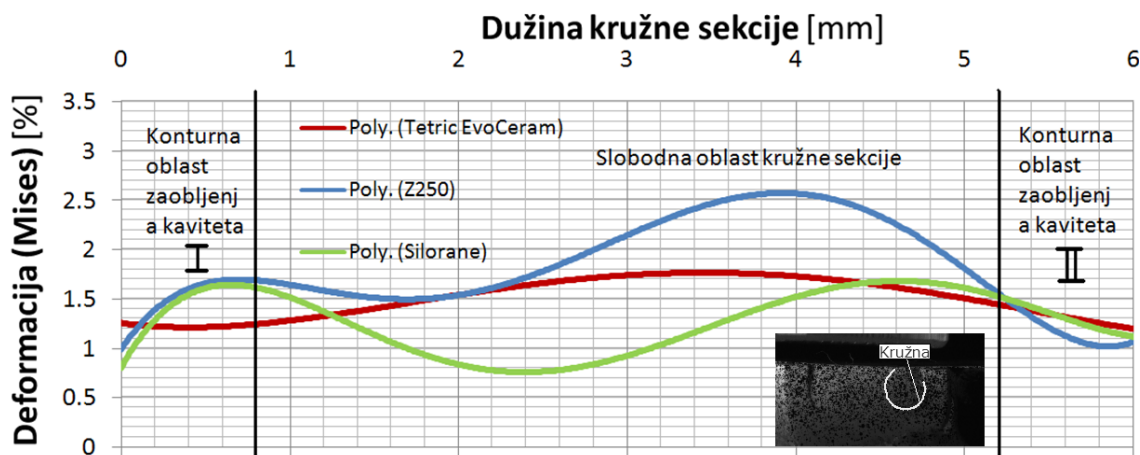
gde su:

- y vrednosti deformacije [%]
- A, B, C, D, E i F koeficijenti i
- x - dužina karakteristične sekcije [mm].

Koeficijenti A, B, C, D, E i F uz promenljivu (x) za svaki od ispitivanih kompozita imaju svoje vrednosti (Tabele 5.13 - 5.15). Dobro slaganje pretpostavljene funkcije zavisnosti sa vrednostima pomeranja su potvrđeni kroz vrednosti srednjeg kvadratnog odstupanja i koeficijent krivolinijske korelacije (Tabele 5.13 - 5.15).



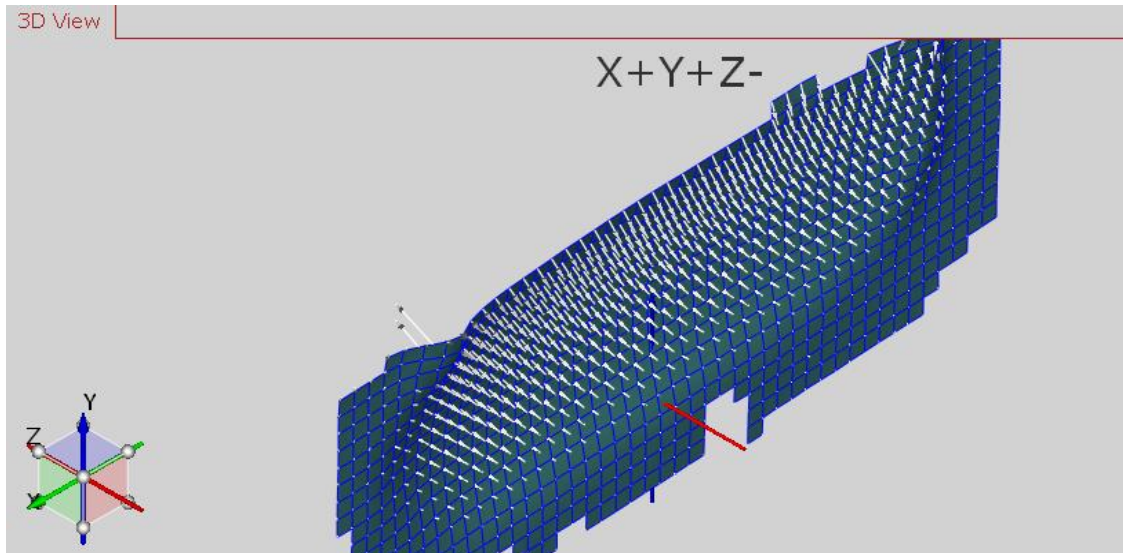
Tetric EvoCeram i Z250 najvećim delom vertikalčne sekcije pokazuju vrednosti deformacije između 1,5 i 2 % (Z250) i 1,2 i 1,6 % (Tetric EvoCeram). Silorane u centralnom delu sekcije dužine 1 mm pokazuje vrednosti deformacije manje od 1 %, dok se u preostalom delu vrednosti deformacije između 1 i 1,6 %.



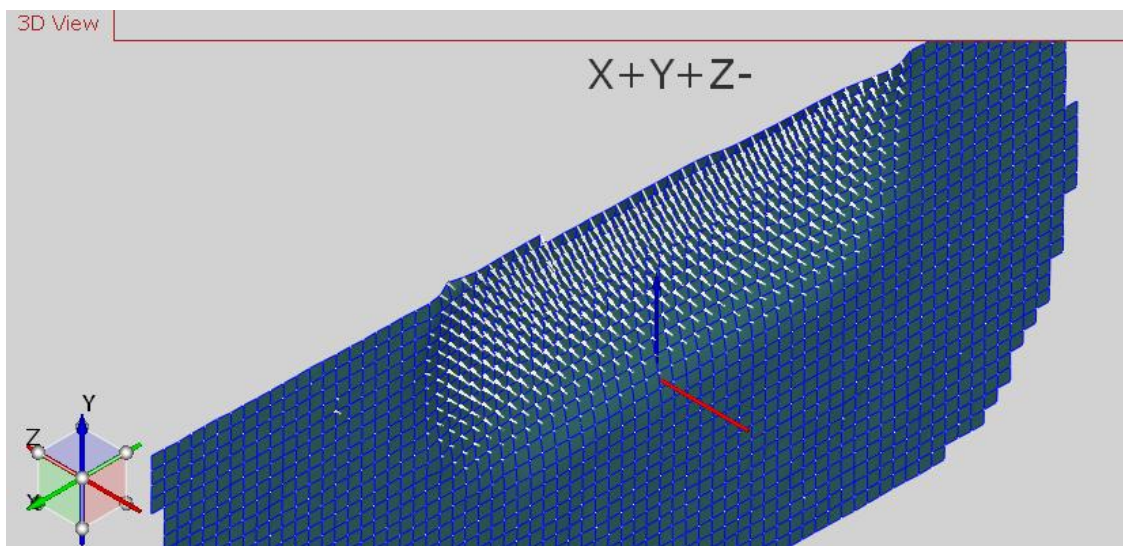
Slika 5.46 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine kružne sekcije definisanog kompozita

5.2.4 Vektorska analiza pomeranja

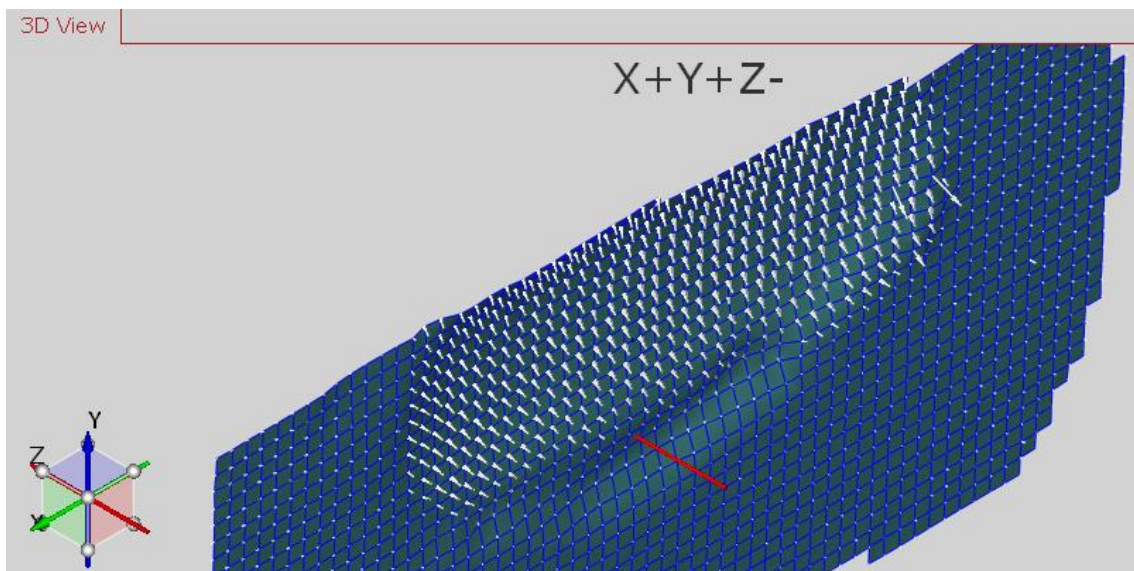
U cilju definisanja pravca i smera pomeranja ispitivanih kompozita usled polimerizacije, prikazana je vektorska vizualizacija pomeranja u kavitetima na plastičnim zubima. Svaki prikazani vektor na površini mernog uzorka je prikazan na osnovu eksperimentalno dobijenih vrednosti koordinata u sva tri pravca. Analizom koordinata pre i posle polimerizacije određen je pravac, smer i intezitet vektora pomeranja karakterističnih tačaka. Vizualizacija pomeranja karakterističnih tačaka ukupne merne površine prikazana je skaliranim vektorima pomeranja (Slike 5.47 - 5.49).



Slika 5.47 Vizualizacija vektora pomeranja kompozita Z 250 u kavitetima na plastičnim zubima posle polimerizacije



Slika 5.48 Vizualizacija vektora pomeranja kompozita Tetric EvoCeram u kavitetima na plastičnim zubima posle polimerizacije

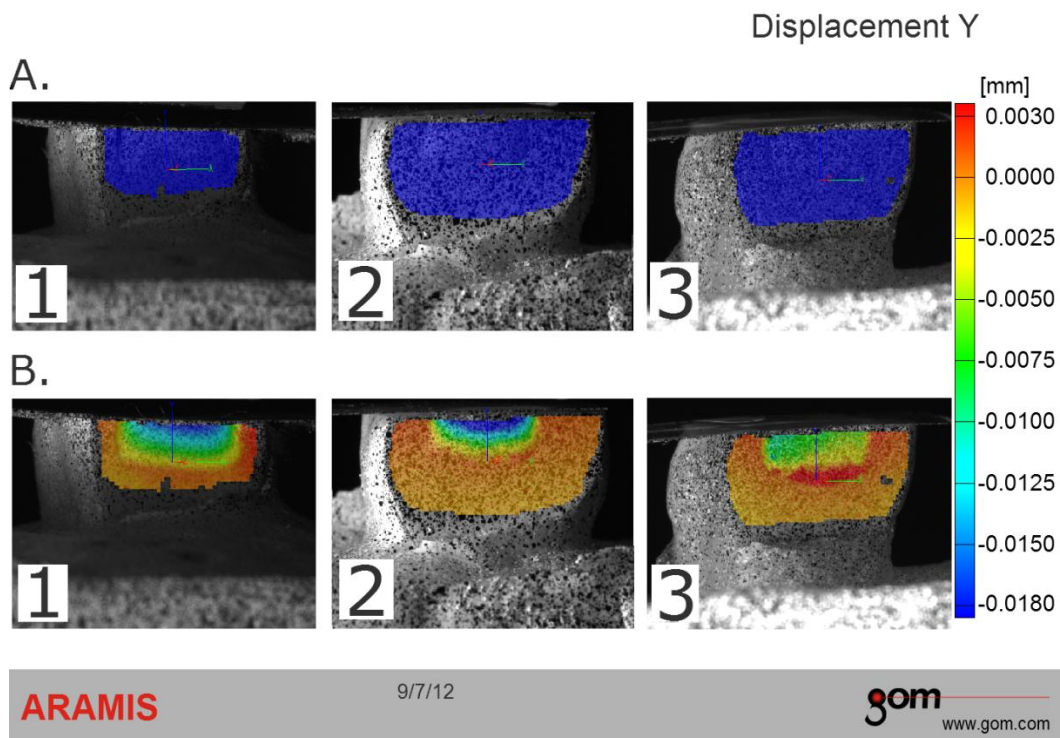


Slika 5.49 Vizualizacija vektora pomeranja kompozita Siloran u kavitetima na plastičnim zubima posle polimerizacije

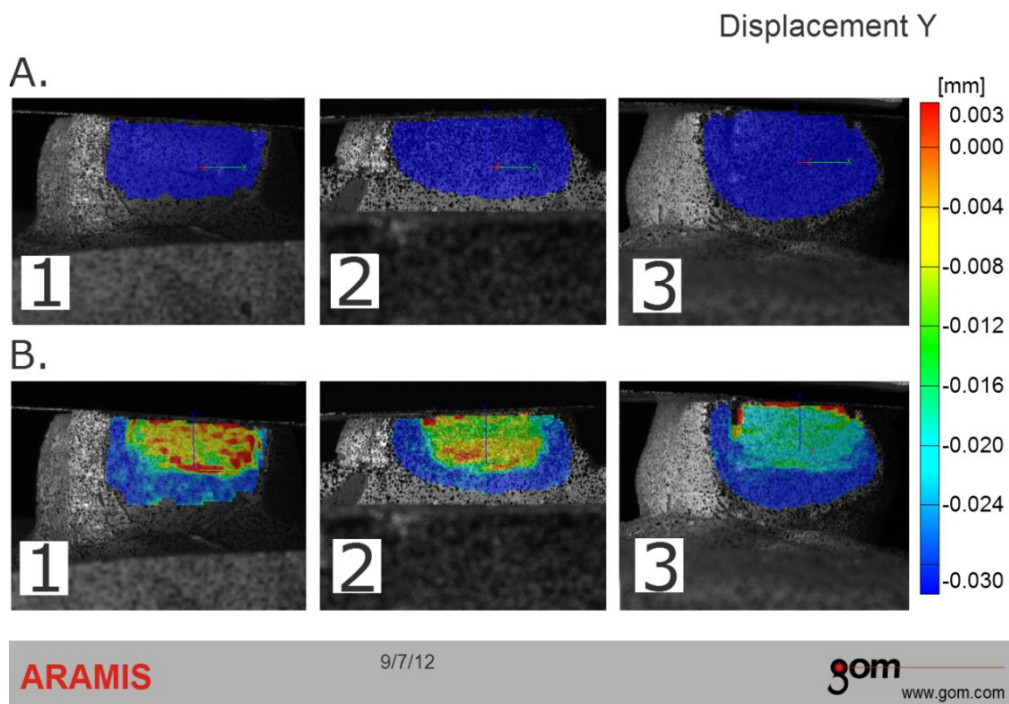
5.3 Rezultati merenja pomeranja/deformacija kompozita u kavitetima na ekstrahovanim zubima

5.3.1 Polje pomeranja/deformacija

Polja pomeranja i deformacija reprezentativnih uzorka prikazana su za kompozite Z250 (Slika 5.50.1 i 5.51.1), Tetric EvoCeram (Slika 5.50.2 i 5.51.2) i Silorane (Slika 5.50.3 i 5.51.3) pre i posle polimerizacije u kavitetima na ekstrahovanim zubima (Slika 5.50 i 5.51). Plavom bojom (Slika 5.50.A i 5.51.A) prikazana su početna polja pomeranja i deformacija pre polimerizacije, a spektrom boja (Slika 5.50.B i 5.51.B) prikazana su polja pomeranja u pravcu Y ose i deformacija posle polimerizacije.



Slika 5.50 Polje pomeranja u pravcu Y ose merne površine na ekstrahovanim zubima. Uzorci: 1 – Z250; 2- Tetric EvoCeram; 3- Silorane; A. Pre polimerizacije; B. Posle polimerizacije

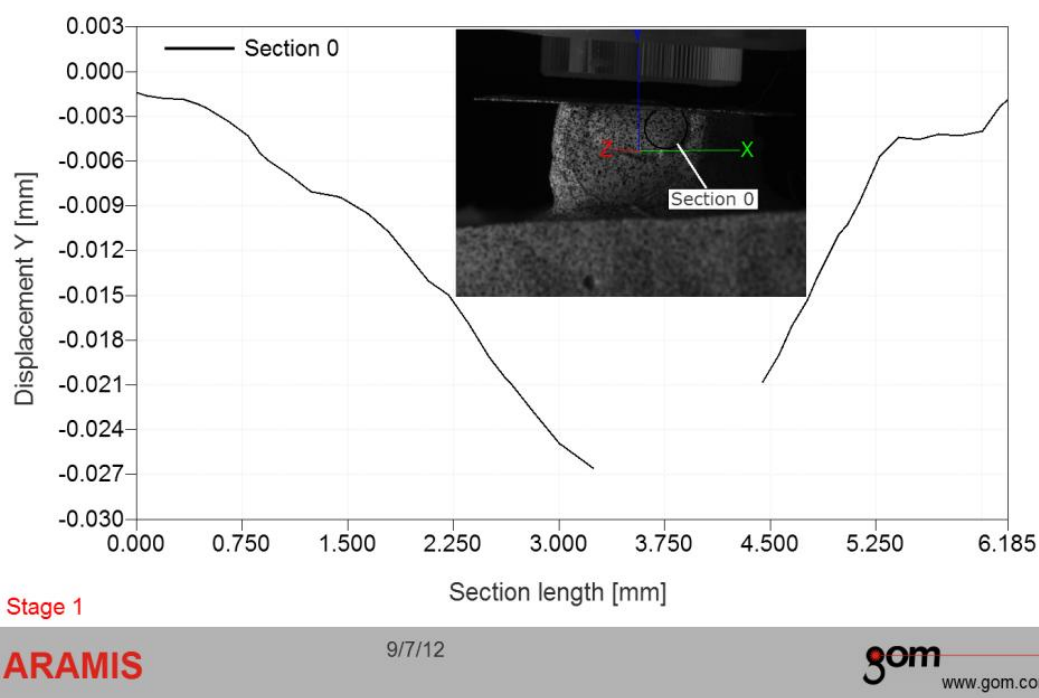


Slika 5.51 Deformaciono polje merne površine na ekstrahovanim zubima. Uzorci: 1 – Z250; 2- Tetric EvoCeram; 3 - Silorane; A. Pre polimerizacije; B. Posle polimerizacije

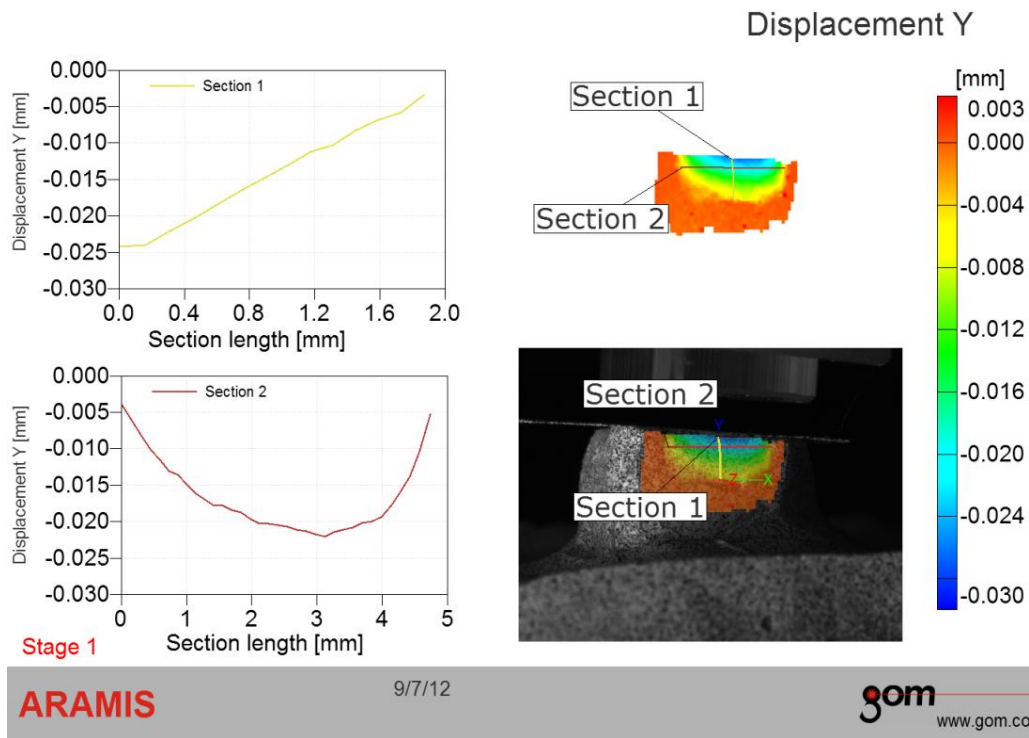
5.3.2 Analiza pomeranja/deformacija i dužine karakterističnih sekcija reprezentativnog uzorka kompozita u ekstrahovanim zubima

Podaci dobijeni eksperimentalnim putem, prikazani su grafički za svaki od karakterističnih preseka reprezentativnog uzorka, pri čemu su dobijene krive deformacija/pomeranja (Y pravac) u funkciji dužine karakteristične sekcije, respektivno (Slike 5.52 – 5.63).

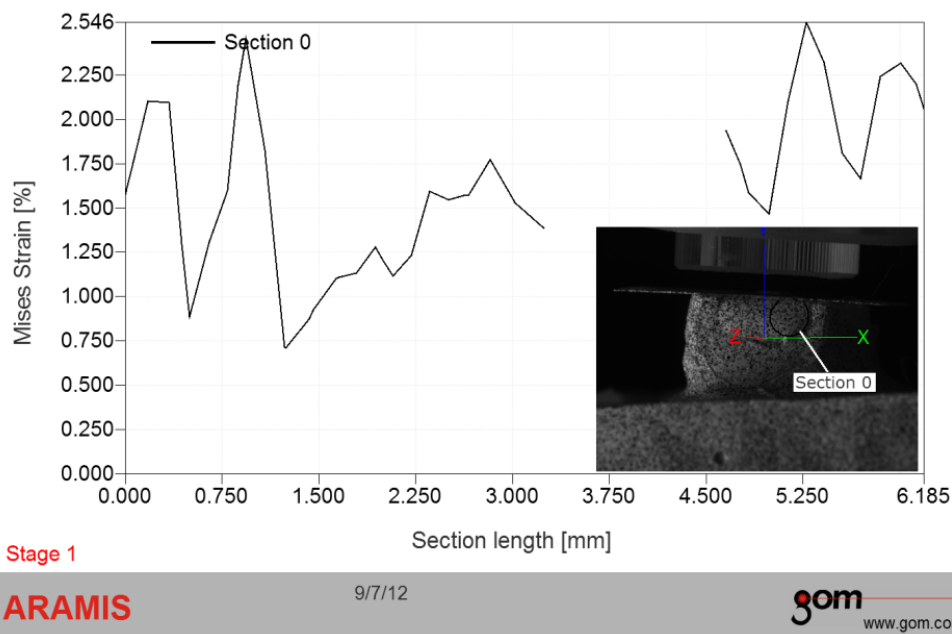
5.3.2.1 Reperzentativni uzorak Z250



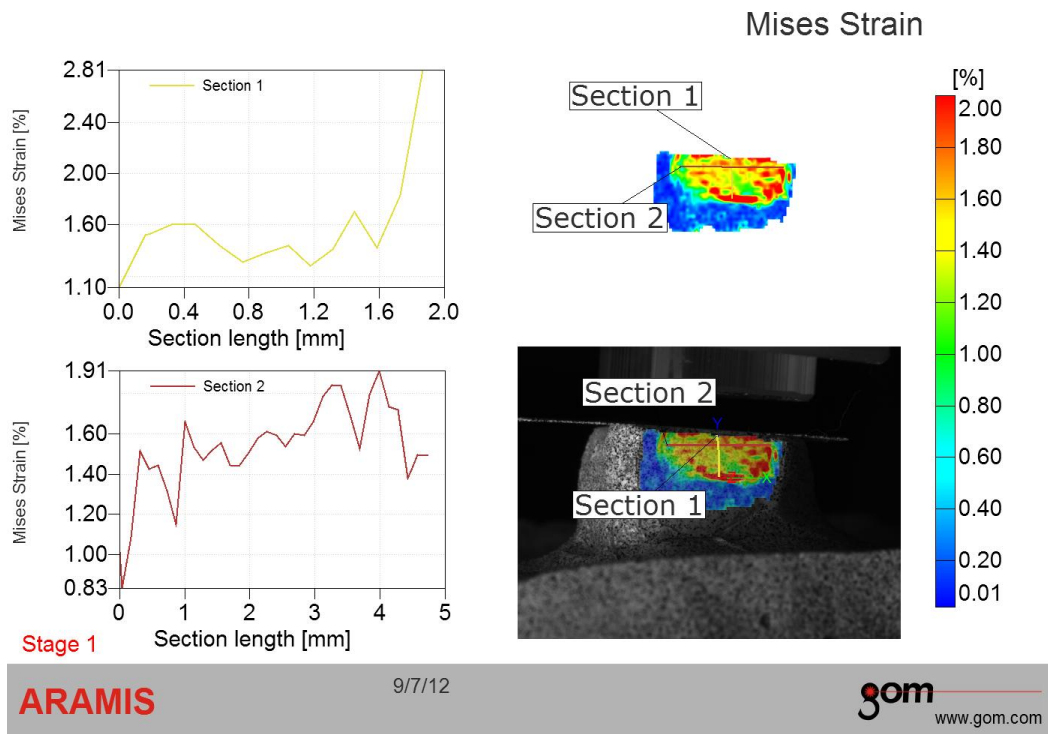
Slika 5.52 Zavisnost pomeranja kružne sekcije u pravcu Y ose i dužine sekcije za reprezentativni uzorak kompozita Z250 u kavitetu na ekstrahovanom zubu posle polimerizacije



Slika 5.53 Zavisnost pomeranja ortogonalnih sekcija u pravcu Y ose i dužine sekcije za reprezentivni uzorak kompozita Z250 u kavitetu na ekstrahovanom zubu posle polimerizacije

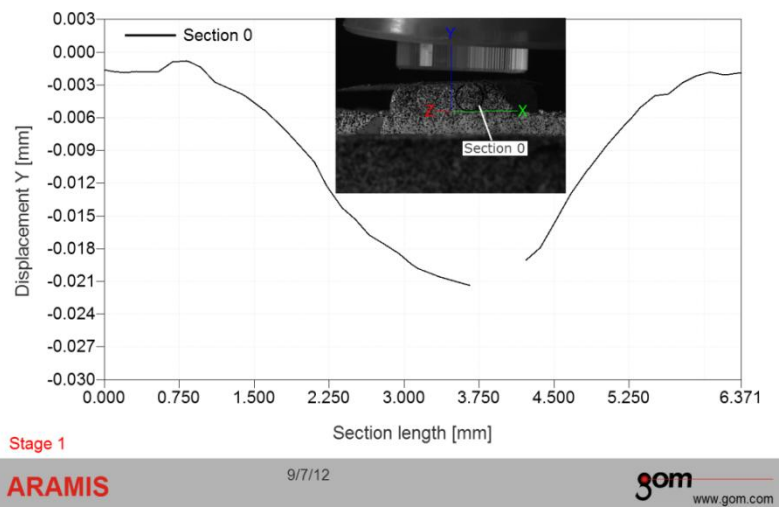


Slika 5.54 Zavisnost deformacije i dužine kružne sekcije za reprezentivni uzorak kompozita Z250 u kavitetu na ekstrahovanom zubu posle polimerizacije

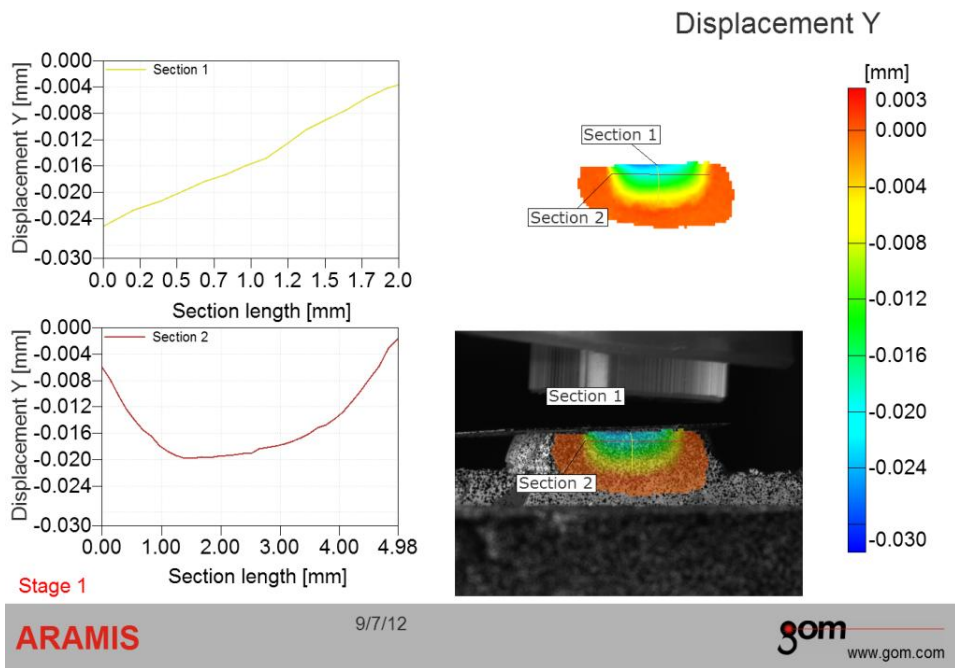


Slika 5.55 Zavisnost deformacija ortogonalnih sekcija i dužine sekcija za reprezentivni uzorak kompozita Z250 u kavitetu na ekstrahovanom zubu posle polimerizacije

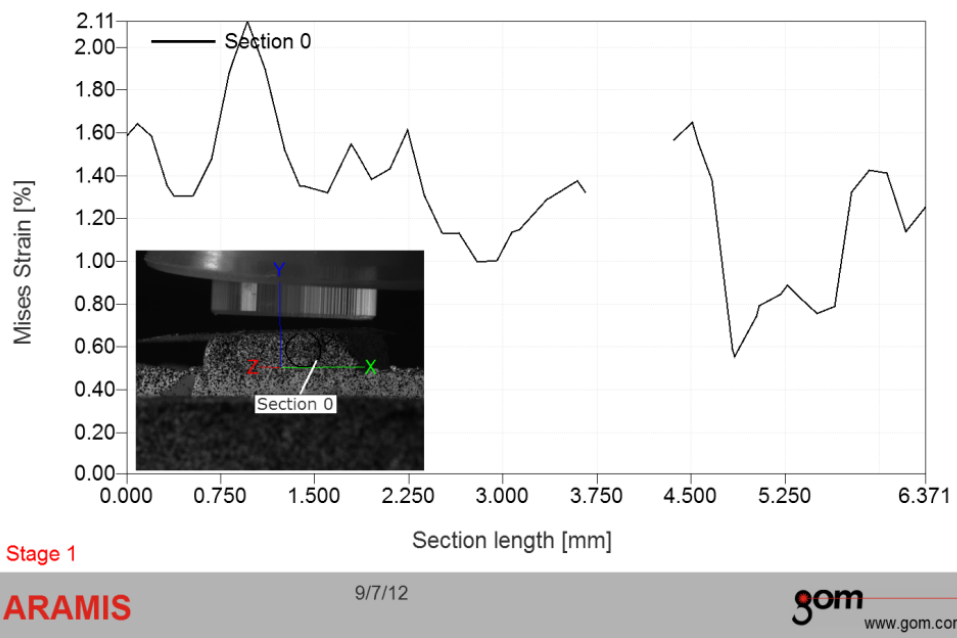
5.3.2.2 Reperzentativni uzorak Tetric EvoCeram



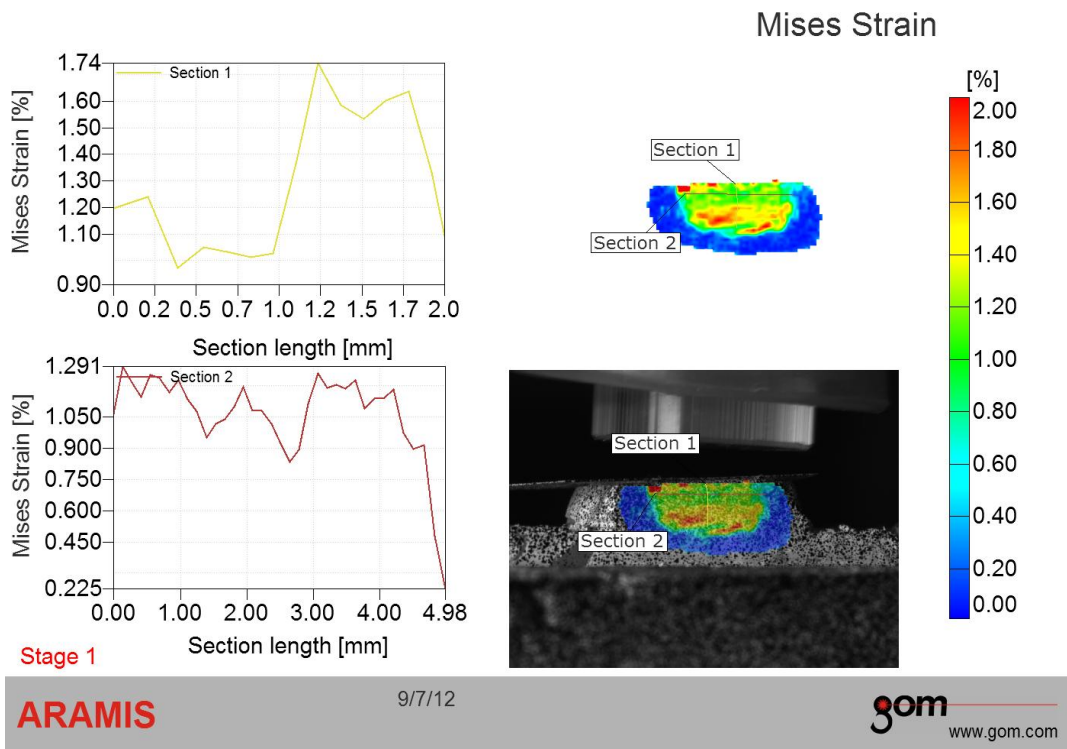
Slika 5.56 Zavisnost pomeranja kružne sekcije u pravcu Y ose i dužine sekcije za reprezentivni uzorak kompozita Tetric EvoCeram u kavitetu na ekstrahovanom zubu posle polimerizacije



Slika 5.57 Zavisnost pomeranja ortogonalnih sekcija u pravcu Y ose i dužine sekcije za reprezentivni uzorak kompozita Tetric EvoCeram u kavitetu na ekstrahovanom zubu posle polimerizacije

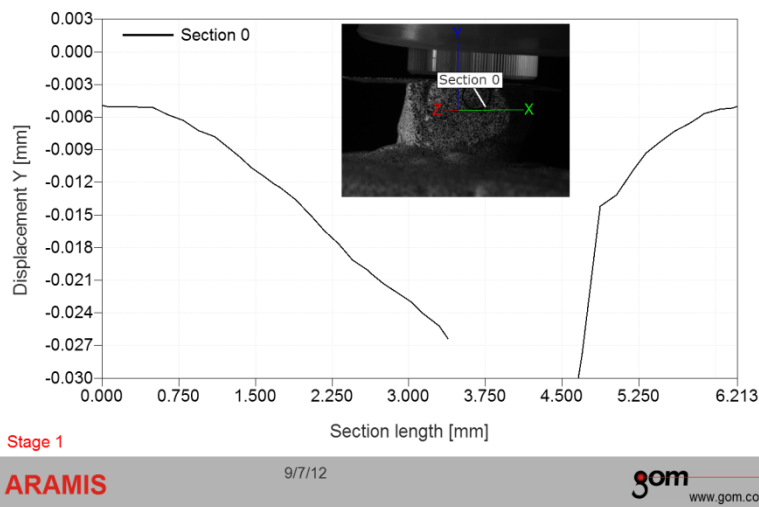


Slika 5.58 Zavisnost deformacije i dužine kružne sekcije za reprezentivni uzorak kompozita Tetric EvoCeram u kavitetu na ekstrahovanom zubu posle polimerizacije

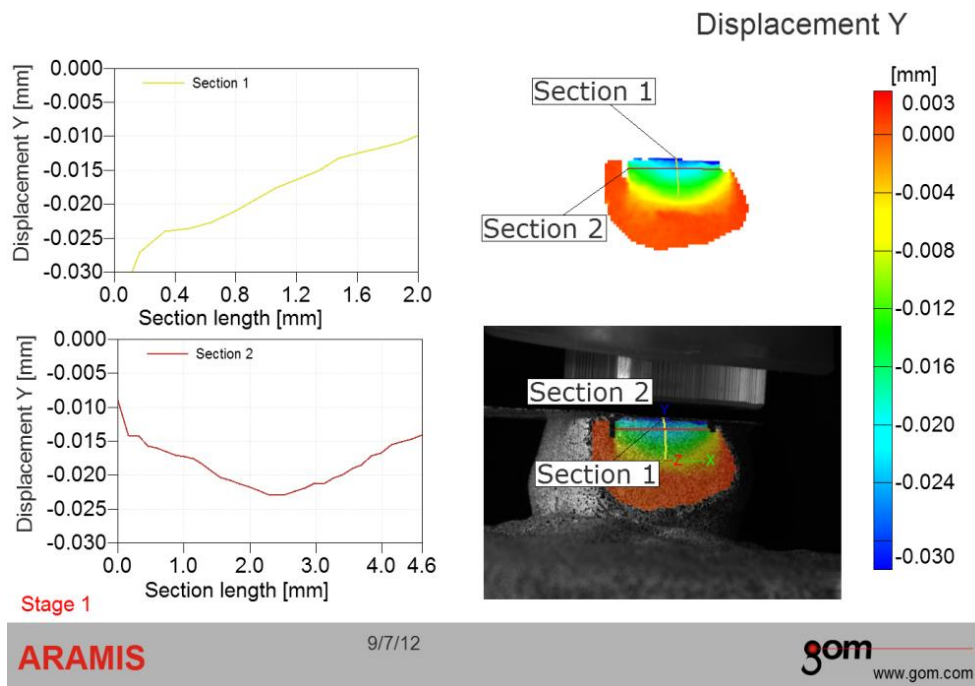


Slika 5.59 Zavisnost deformacija ortogonalnih sekcija i dužine sekcija za reprezentivni uzorak kompozita Tetric EvoCeram u kavitetu na ekstrahovanom zubu posle polimerizacije

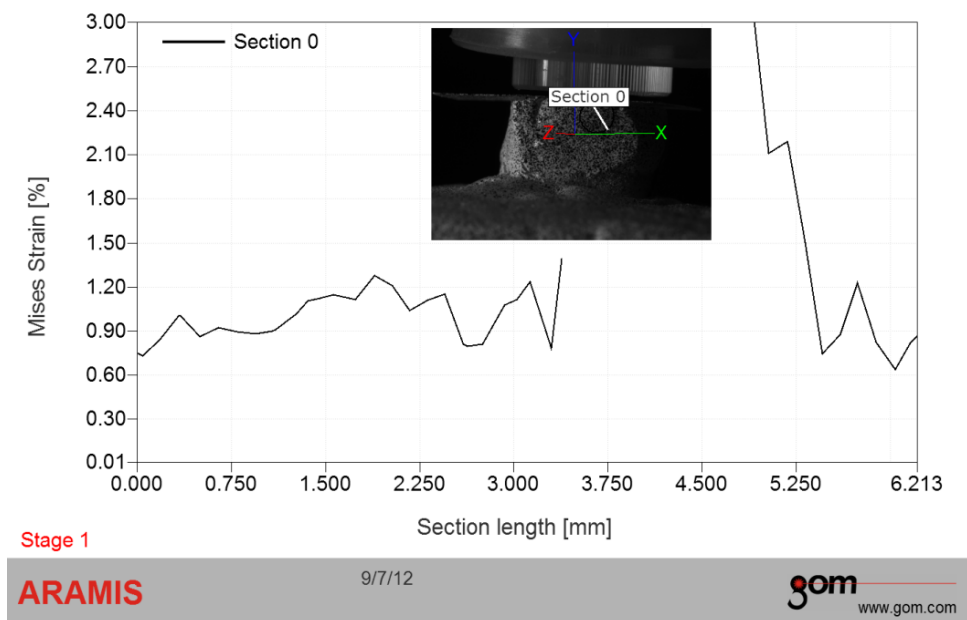
5.3.2.3 Reperzentativni uzorak Silorane



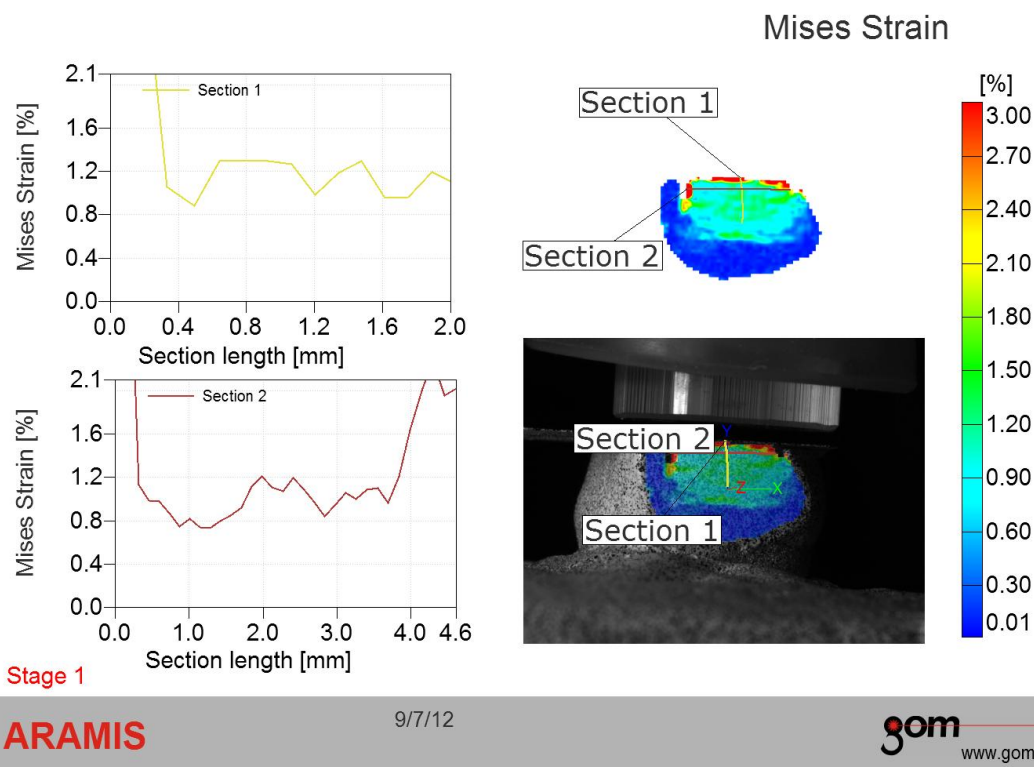
Slika 5.60 Zavisnost pomeranja kružne sekcije u pravcu Y ose i dužine sekcije za reprezentivni uzorak kompozita Silorane u kavitetu na ekstrahovanom zubu posle polimerizacije



Slika 5.61 Zavisnost pomeranja ortogonalnih sekcija u pravcu Y ose i dužine sekcije za reprezentivni uzorak kompozita Silorane u kavitetu na ekstrahovanom zubu posle polimerizacij



Slika 5.62 Zavisnost deformacije i dužine kružne sekcije za reprezentivni uzorak kompozita Silorane u kavitetu na ekstrahovanom zubu posle polimerizacije



Slika 5.63 Zavisnost deformacija ortogonalnih sekcija i dužine sekcija za reprezentativni uzorak kompozita Silorane u kavitetu na ekstrahovanom zubu posle polimerizacije

5.3.3 Obrada rezultata funkcionalne veze

U cilju opisivanja podataka dobijenih eksperimentalnim putem odgovarajućom matematičkom funkcijom, tj. analitičkim obrascem, izvršena je dalja obrada rezultata ispitivanjem velikog broja regresionih modela za svaki od ispitivanih kompozita. Tražena je što jednostavnija funkcija promene posmatrane veličine po dužini karakteristične sekcije. Ekperimentalni rezultati za svaki od ispitivanih kompozita aproksimirani su analitičkim obrascima sa zadovoljavajućom tačnošću.

5.3.3.1 Funkcionalne veze pomeranja u pravcu Y ose i dužine karakteristične sekcije analiziranih kompozita u kavitetima na ekstrahovanim zubima

Ekperimentalni rezultati za svaki od ispitivanih kompozita su aproksimirani analitičkim obrascima sa zadovoljavajućom tačnošću (Tabele 5.16 - 5.18).

Analizom su utvrđene funkcionalne veze izazvanog pomeranja nastalog ulsed polimerizacije u pravcu Y ose i dužine karakteristične sekcije za izabrani kompozit u kavitetima na ekstrahovanim zubima (Tabele 5.16 - 5.18).

Tabela 5.16 Obrazac promene pomeranja u pravcu Y ose i dužine horizontalne sekcije sa koeficijentima

Kompozit	Obrazac promene pomeranja u pravcu Z ose i dužine horizontalne sekcije kompozita u kavitetima na ekstrahovanim zubima						Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Fx^5 + Ex^4 + Dx^3 + Cx^2 + Bx + A$							
	A	B	C	D	E	F	R ²	S
Tetric CvoCeram	- 0,004	- 0,019	0,009	- 0,002	0	-2E-05	0,888	0,001
Silorane	- 0,007	- 0,005	0	0,001	0	4E-05	0,122	0,007
Z250	- 0,008	- 0,017	0,006	0	0	7E-05	0,855	0,002

Tabela 5.17 Obrazac promene pomeranja u pravcu Y ose i dužine vertikalne sekcije sa koeficijentima

Kompozit	Obrazac promene pomeranja u pravcu Z ose i dužine vertikalne sekcije kompozita u kavitetima na ekstrahovanim zubima		Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Bx + A$			
	A	B	R ²	S
Tetric CvoCeram	- 0,020	0,011	0,902	0,002
Silorane	- 0,012	0,005	0,321	0,008
Z250	- 0,018	0,012	0,933	0,001

Tabela 5.18 Obrazac promene pomeranja u pravcu Y ose i dužine kružne sekcije sa koeficijentima

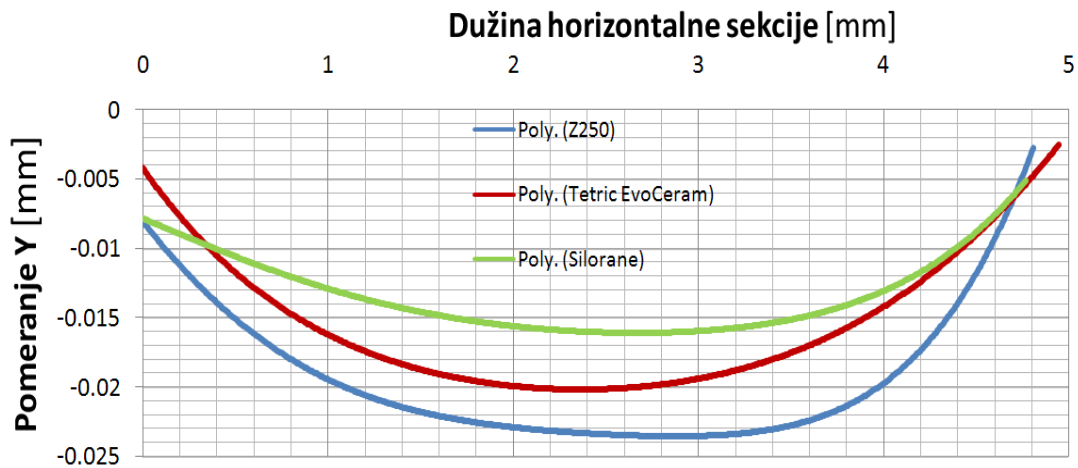
Kompozit	Obrazac promene pomeranja u pravcu Y ose i dužine kružne sekcije kompozita u kavitetima na ekstrahovanim zubima						Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Fx^5 + Ex^4 + Dx^3 + Cx^2 + Bx + A$							
	A	B	C	D	E	F	R ²	S
Tetric CvoCeram	-0,003	0,006	-0,005	-0,001	0	-8E-05	0,909	0,002
Silorane	-0,001	-0,004	0,003	-0,003	0	-8E-05	0,357	0,007
Z250	-0,003	0,003	-0,001	-0,003	0,001	0	0,935	0,002

gde su:

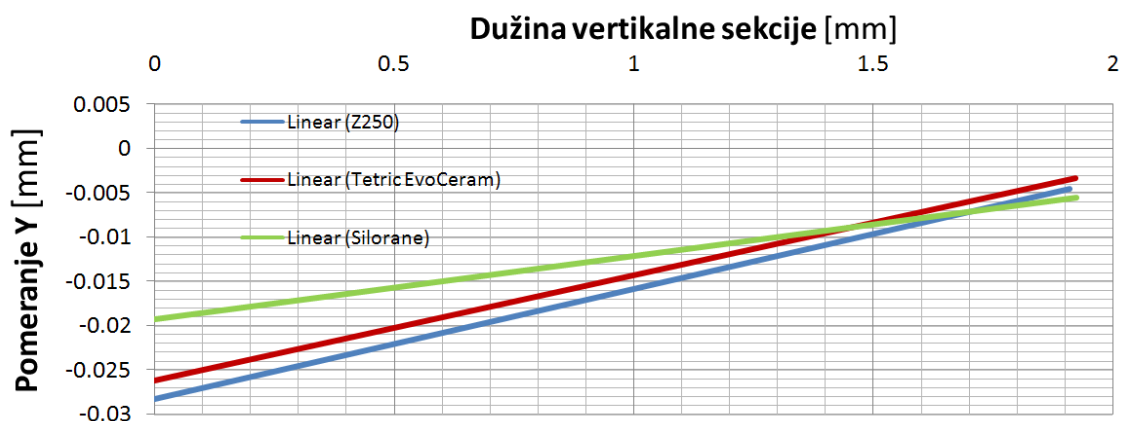
- y vrednosti pomeranja [mm]
- A, B, C, D, E i F koeficijenti i
- x- dužina karakteristične sekcije [mm].

Koeficijenti A, B, C, D, E i F uz promenljivu (x) za svaki od ispitivanih kompozita imaju svoje vrednosti (Tabele 5.16 - 5.18). Dobro slaganje pretpostavljene funkcije zavisnosti sa vrednostima pomeranja su potvrđeni kroz vrednosti srednjeg kvadratnog odstupanja i koeficijent krivolinijske korelacije (R) (Tabele 5.16 - 5.18).

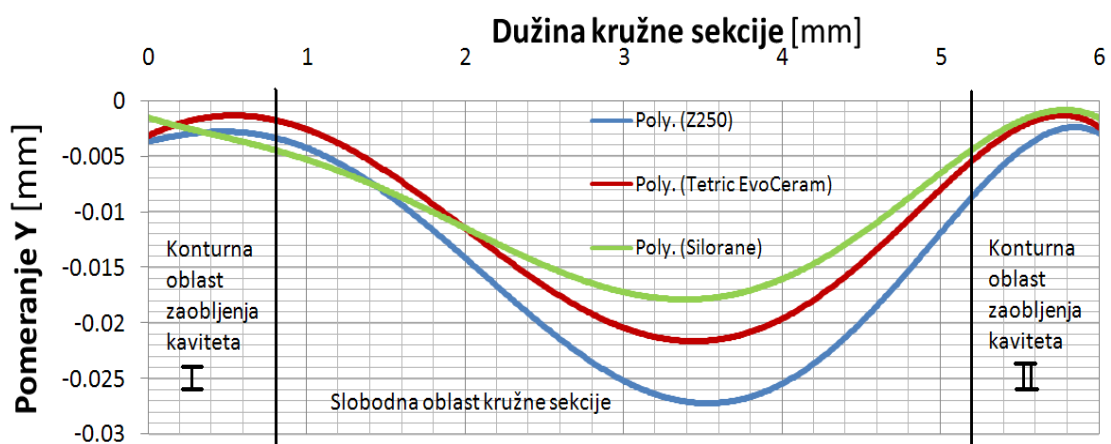
Obrada eksperimentalnih rezultata je sprovedena metodama statističke analize, u cilju utvrđivanja relevantnih funkcionalnih zavisnosti posmatranih veličina i dobijanja dijagrama (Slika 5.64 - 5.69).



Slika 5.64 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Y ose i dužine horizontalne sekcije definisanog kompozita



Slika 5.65 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Y ose i dužine vertikalne sekcije definisanog kompozita



Slika 5.66 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Y ose i dužine kružne sekcije definisanog kompozita

5.3.3.2 Funkcionalne veze deformacije i dužine karakteristične sekcije analiziranih kompozita

Analizom su utvrđene funkcionalne veze izazvanog pomeranja nastalog ulsed polimerizacije u pravcu Y ose i dužine karakteristične sekcije za izabrani kompozit (Tabele 5.19 – 5.21) (Slike 7.13 – 7.15).

Tabela 5.19 Obrazac promene deformacije i dužine horizontalne sekcije sa koeficijentima

Kompozit	Obrazac promene deformacije i dužine horizontalne sekcije u kavitetima na ekstrahovanim zubima						Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Fx^5 + Ex^4 + Dx^3 + Cx^2 + Bx + A$							
	A	B	C	D	E	F	R ²	S
Tetric CvoCeram	1,470	- 0,975	1,088	- 0,493	0,100	-0,007	0,097	0,358
Silorane	1,321	- 0,508	0,197	- 0,038	0,004	0	0,364	0,431
Z250	1,051	1,438	- 0,750	0,025	0,057	0,009	0,230	0,41

Tabela 5.20 Obrazac promene deformacije i dužine vertikalne sekcije sa koeficijentima

Kompozit	Obrazac promene deformacije i dužine vertikalne sekcije u kavitetima na ekstrahovanim zubima						Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Fx^5 + Ex^4 + Dx^3 + Cx^2 + Bx + A$							
	A	B	C	D	E	F	R ²	S
Tetric CvoCeram	2,055	- 6,469	16,04	16,60	7,629	- 1,301	0,261	0,372
Silorane	1,988	- 2,109	7,820	- 12,73	8,154	- 1,739	0,252	0,645
Z250	2,476	- 8,657	16,50	- 14,75	6,230	-1,005	0,314	0,413

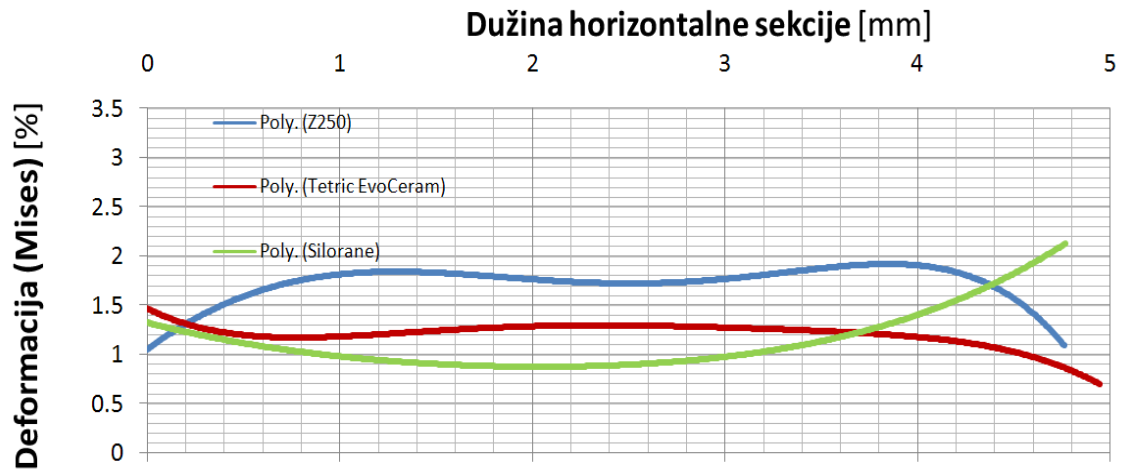
Tabela 5.21 Obrazac promene deformacije i dužine kružne sekcije sa koeficijentima

Kompozit	Obrazac promene deformacije i dužine kružne sekcije u kavitetima na ekstrahovanim zubima						Koef. kriv. korel.	Sr. kv. odst.
	$y = Fx^5 + Ex^4 + Dx^3 + Cx^2 + Bx + A$							
	A	B	C	D	E	F	R ²	S
Tetric CvoCeram	0,445	4,66	-5,21	2,234	-0,40	0,025	0,247	0,656
Silorane	0,404	2,26	-3,19	1,583	-0,30	0,019	0,406	0,605
Z250	1,385	-0,29	0,38	-0,129	0,01	0	0,049	0,648

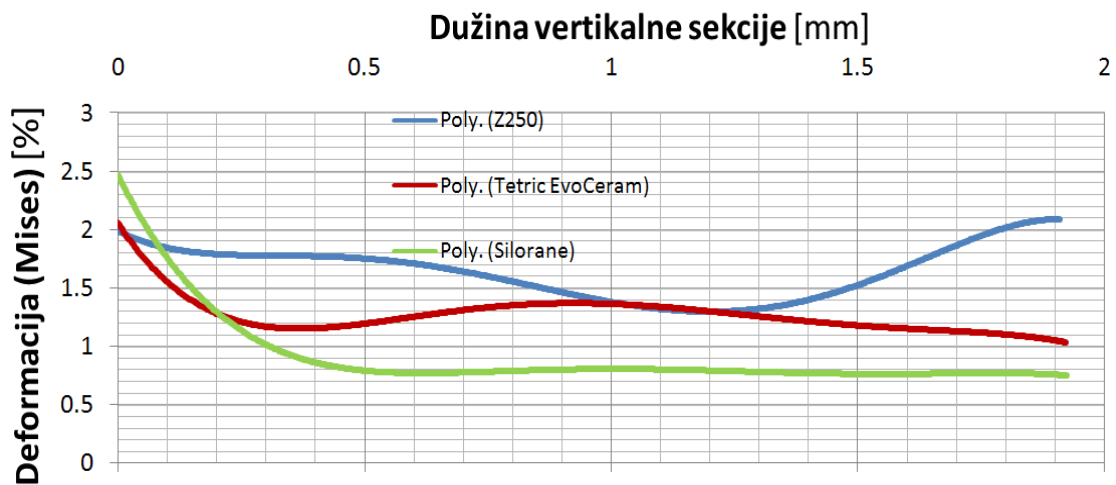
gde su:

- y vrednosti deformacije [%]
- A, B, C, D, E i F koeficijenti i
- x- dužina karakteristične sekcije [mm].

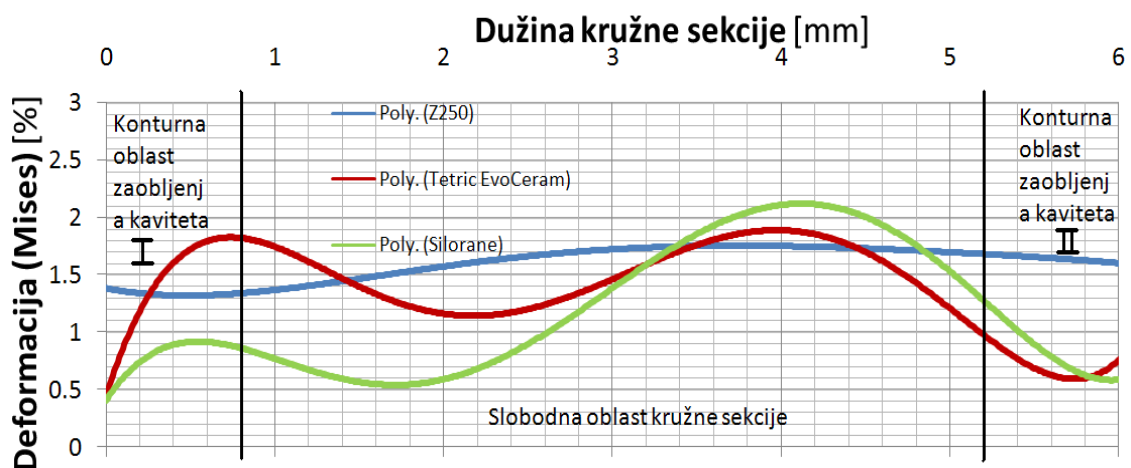
Koeficijenti A, B, C, D, E i F uz promenljivu (x) za svaki od ispitivanih kompozita imaju svoje vrednosti (Tabele 5.19 - 5.21). Dobro slaganje pretpostavljene funkcije zavisnosti sa vrednostima pomeranja su potvrđeni kroz vrednosti srednjeg kvadratnog odstupanja i koeficijent krivolinijske korelacije (Tabele 5.19 - 5.21).



Slika 5.67 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine horizontalne sekcije definisanog kompozita



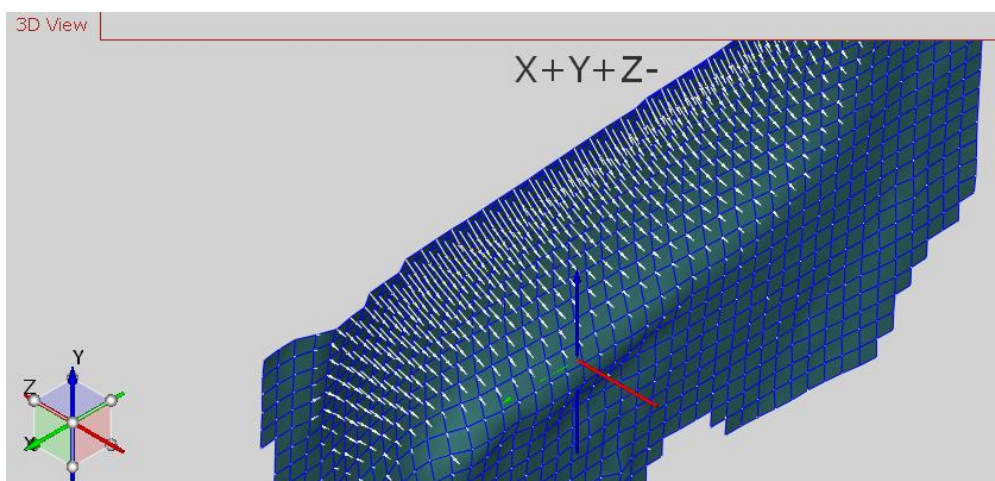
Slika 5.68 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine vertikalne sekcije definisanog kompozita



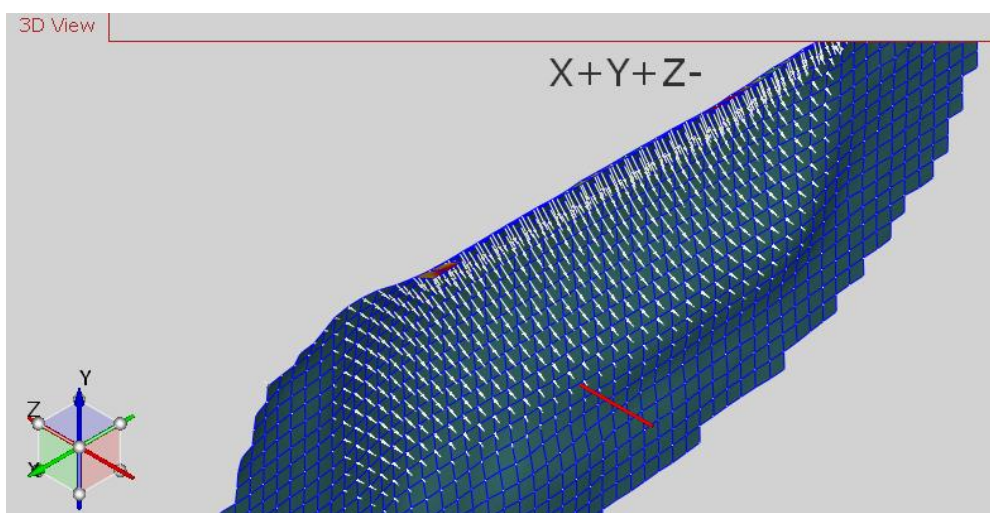
Slika 5.69 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine kružne sekcije definisanog kompozita

5.3.4 Vektorska analiza pomeranja

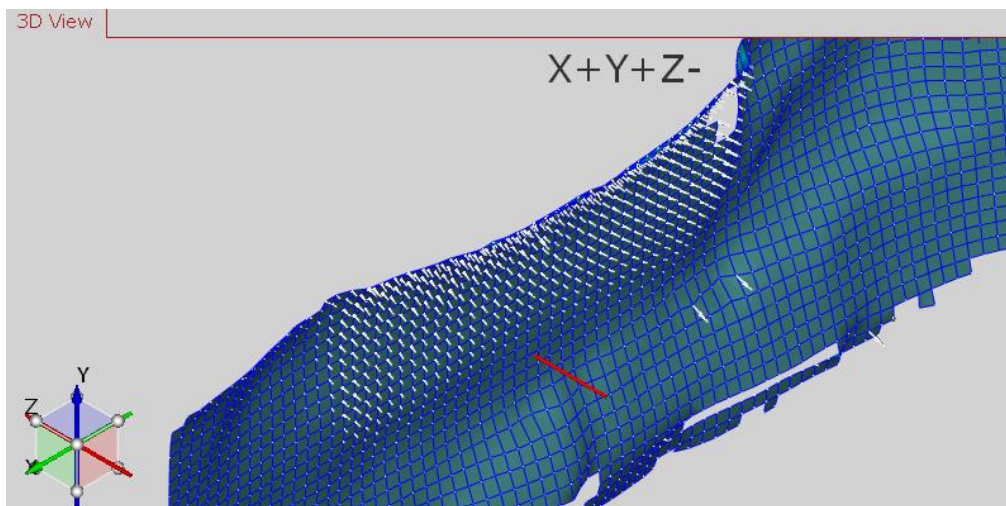
U cilju definisanja pravca i smera pomeranja ispitivanih kompozita usled polimerizacije prikazana je vektorska vizualizacija pomeranja u kavitetima na plastičnim zubima. Svaki prikazani vektor na površini mernog uzorka je prikazan na osnovu eksperimentalno dobijenih vrednosti koordinata u sva tri pravca. Analizom koordinata pre i posle polimerizacije određen je pravac, smer i intezitet vektora pomeranja karakterističnih tačaka. Vizualizacija pomeranja karakterističnih tačaka, ukupne merne površine prikazana je skaliranim vektorima pomeranja (Slike 5.70 - 5.72).



Slika 5.70 Vizualizacija vektora pomeranja kompozita Z 250 u kavitetima na ekstrahovanim zubima posle polimerizacije



Slika 5.71 Vizualizacija vektora pomeranja kompozita Tetric EvoCeram u kavitetima na ekstrahovanim zubima posle polimerizacije



Slika 5.72 Vizualizacija vektora pomeranja kompozita Siloran u kavitetima na ekstrahovanim zubima posle polimerizacije

5.4 Rezultati statističke analize

5.4.1 Pomeranje

Tabela 22 Vrednosti pomeranja (srednja vrednost±standardna devijacija) za tri kompozitna materijala u različitim graničnim uslovima. Sve vrednosti su date u mm

Materijal	Teflonski kalupi	Plastični zubi	Ekstrahovani zubi
Siloran	16,269±4,648E-3 ^{A,a}	8,225±5,171E-3 ^{A,b}	12,832±9,063 ^{A,c}
Tetric EvoCeram	16,203±3,349E-3 ^{A,a}	10,133±7,261E-3 ^{A,b}	14,848±7,394 ^{A,B,a}
Z250	17,892±1,719E-3 ^{B,a}	9,565±7,138E-3 ^{A,b}	17,041±7,438 ^{B,a}

Ista velika slova u superskriptu znače da nema statistički značajne razlike između grupa posmatrano po kolonama ($p > 0.05$). Ista mala slova u superskriptu znače da nema statistički značajne razlike između grupa posmatrano po redovima ($p > 0.05$).

Dvofaktorska ANOVA je pokazala značajnost interakcije faktora “materijal” i “granični uslov” ($p < 0,001$) ukazujući da je efekat svakog od njih

različit na različitim nivoima drugog faktora. Zbog toga je daljom jednofaktorskom analizom varijanse praćen efekat graničnih uslova za svaki materijal posebno, i obrnuto.

U teflonskim kalupima, vrednosti pomeranja za Z250 su bile statistički značajno veće nego za Siloran i Tetric EvoCeram ($p < 0,05$). U plastičnim zubima nije bilo značajne razlike između kompozita ($p > 0,05$), dok je u ekstrahovanim zubima, Siloran pokazao najniže, a Z250 najviše vrednosti pomeranja ($p < 0,05$).

Siloran je pokazao različita pomeranja za svaki granični uslov, pri čemu su vrednosti bile najniže u plastičnim zubima, a najviše u teflonskim kalupima ($p < 0,05$). Tetric EvoCeram i Z250 su pokazali najmanje pomeranje u plastičnim zubima, dok razlika između ekstrahovanih zuba i teflonskih kalupa nije bila statistički značajna ($p > 0,05$).

5.4.2 Mises deformacije

Tabela 23 Vrednosti Mises deformacija (srednja vrednost \pm standardna devijacija) za tri kompozitna materijala u različitim graničnim uslovima. Sve vrednosti su date u %.

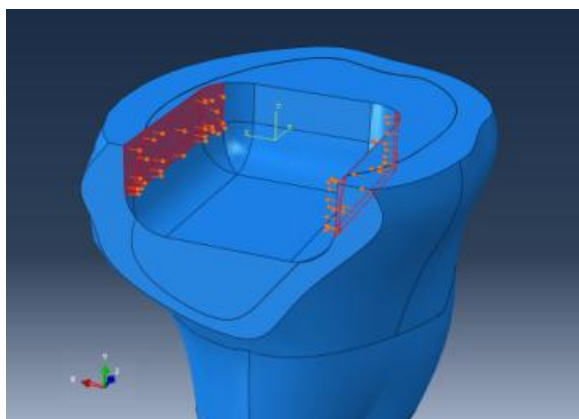
Materijal	Teflonski kalupi	Plastični zubi	Ekstrahovani zubi
Siloran	0,6392 \pm 0,5652 ^{A,a}	0,9490 \pm 0,7706 ^{A,b}	0,9429 \pm 0,7550 ^{A,b}
Tetric EvoCeram	0,8290 \pm 0,2947 ^{B,a}	1,3737 \pm 0,5862 ^{B,b}	1,2844 \pm 0,4173 ^{B,b}
Z250	1,1510 \pm 0,2875 ^{C,a}	1,6212 \pm 0,4496 ^{C,b}	1,6673 \pm 0,4600 ^{C,b}

Ista velika slova u superskriptu znače da nema statistički značajne razlike između grupa posmatrano po kolonama ($p > 0,05$). Ista mala slova u superskriptu znače da nema statistički značajne razlike između grupa posmatrano po redovima ($p > 0,05$).

Dvofaktorska ANOVA je pokazala značajne razlike između materijala za svaki granični uslov i između teflonskih kalupa i zuba za svaki materijal ($p < 0.05$). Interakcija između faktora "materijal" i "granični uslov" nije bila statistički značajna ($p = 0.334$). To znači da je za svaki granični uslov (teflon kalupi, plastični i ekstrahovani zubi), Siloran imao najniže, a Z250 najviše vrednosti Mises deformacija. Posmatrano za svaki kompozit posebno, vrednosti Mises deformacija su u svim slučajevima bile niže u teflonskim kalupima nego na zubima, pri čemu nije bilo statistički značajne razlike između deformacija na plastičnim i ekstrahovanim zubima.

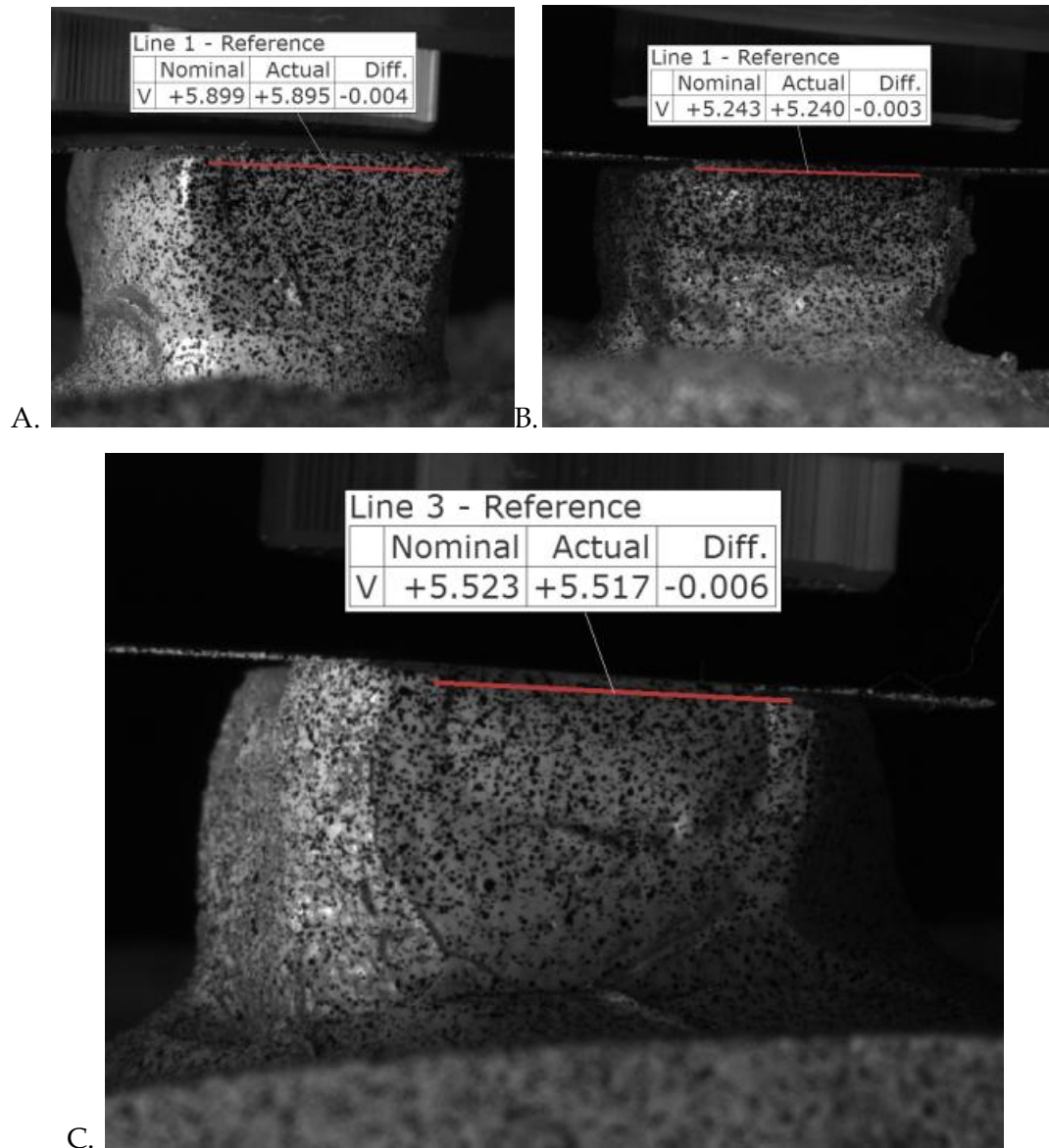
5.5 Rezultati dobijenih opterećenja zubnih tkiva usled polimerizacijske kontrakcije kompozita primenom metode konačnih elemenata i uzajamnog pomeranja naspramnih zidova kaviteta 3D metodom

Opterećenje je zadavano na naspramnim površinama (Slika 5.73) iterativnim postupkom u obliku polimerizacijskog napona u cilju dobijanja istih vrednosti pomeranja 3D beskontaktnom optičkom metodom za sve ispitivane modele (Slika 5.74).



Slika 5.73 Definisavanje kontrakcionih sila između naspramnih zidova kaviteta

Najveće vrednosti polimerizacijskih napona dobijene su za materijal Filtek Z250, a najmanja za Tetric EvoCeram (Tabela 5.22).



Slika 5.73.1 Definisane kontrakcijske sile između naspramnih zidova kaviteta A. Tetric EvoCeram B. Filtek Silorane; C. Filtek Z250

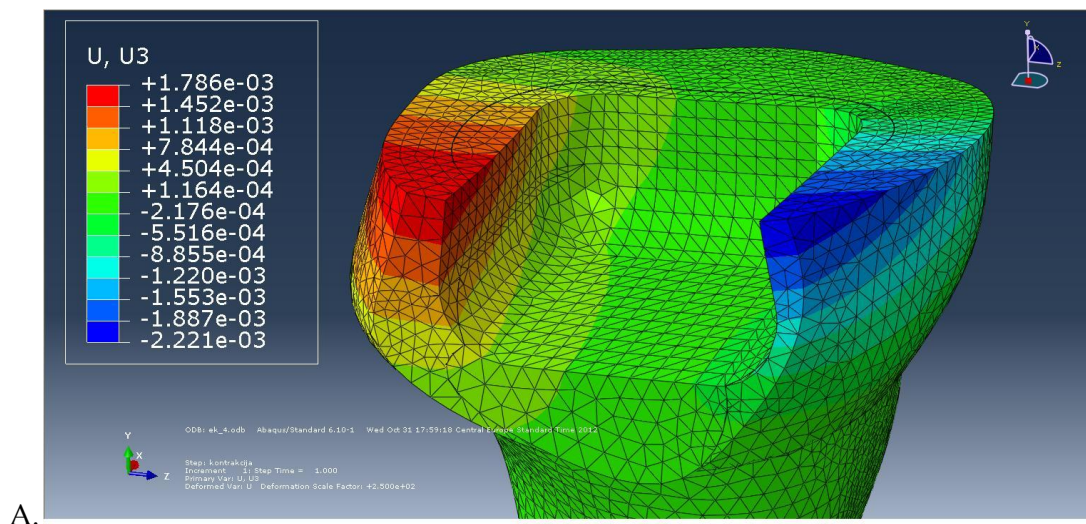
Najveće vrednosti uzajamnog pomeranja naspramnih zidova kaviteta dobijene su za materijal Filtek Z250, a najmanja za Silorane. Vrednost dobijenih napona i pomeranja prikazana su u Tabeli 5.22.

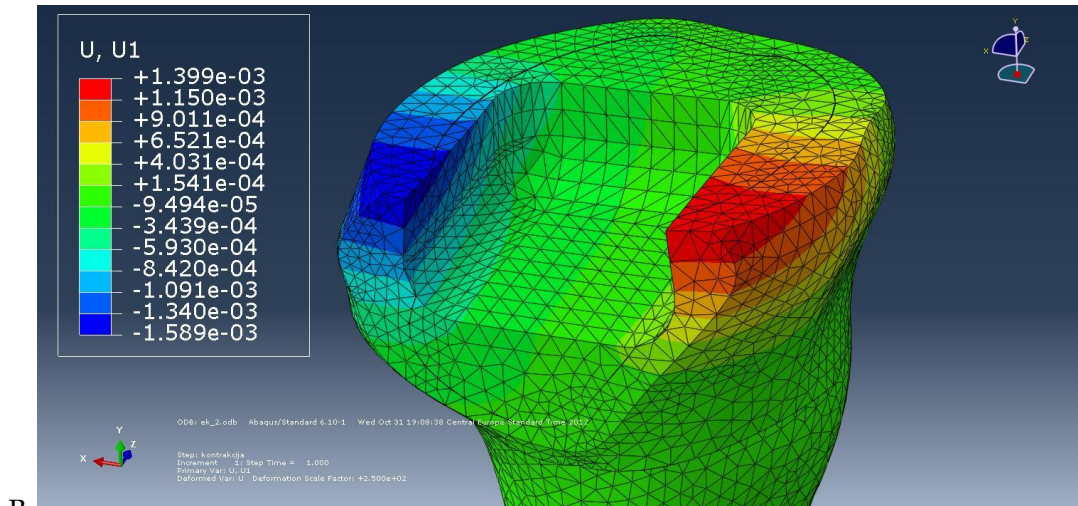
Tabela 5.24 Karakteristike modela, polimerizacioni napon i pomeranje naspramnih zidova kaviteta

Model (Materijal)	Br. elemenata	Br. čvorova	Br. promenljivih	Napon [MPa]	Pomeranje zidova kaviteta [μm]
Tetric EvoCeram	94638	19799	59397	1,8	4
Filtek Silorane	74961	15882	47646	2,1	3
Filtek Z250	119760	24901	74703	8,5	6

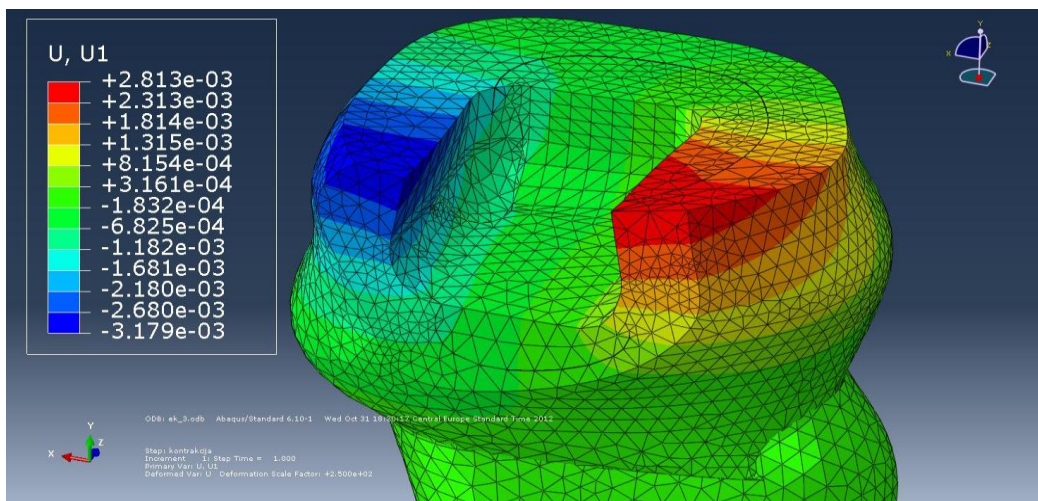
Dobijani rezultati polja pomeranja, deformacija i napona izazvanih polimerizacionom kontrakcijom ispitivanih materijala, prikazani su na Slikama 5.74-5.76. C-faktor predstavlja odnos vezane i slobodne površine i za sve

kavitete u ovom istraživanju je isti i iznosi $C = \frac{46.56mm^2}{34.14mm^2} = 1.36$.



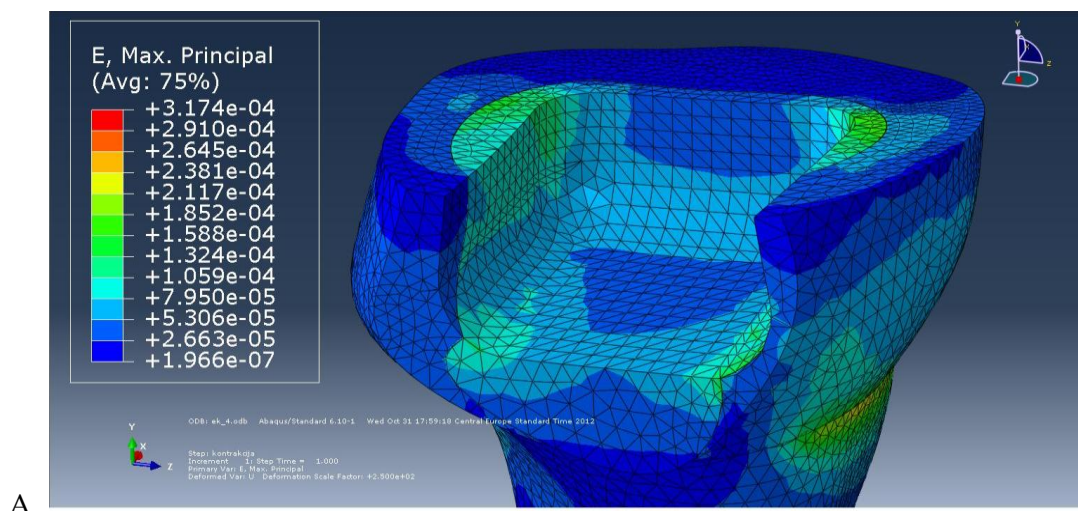


B.

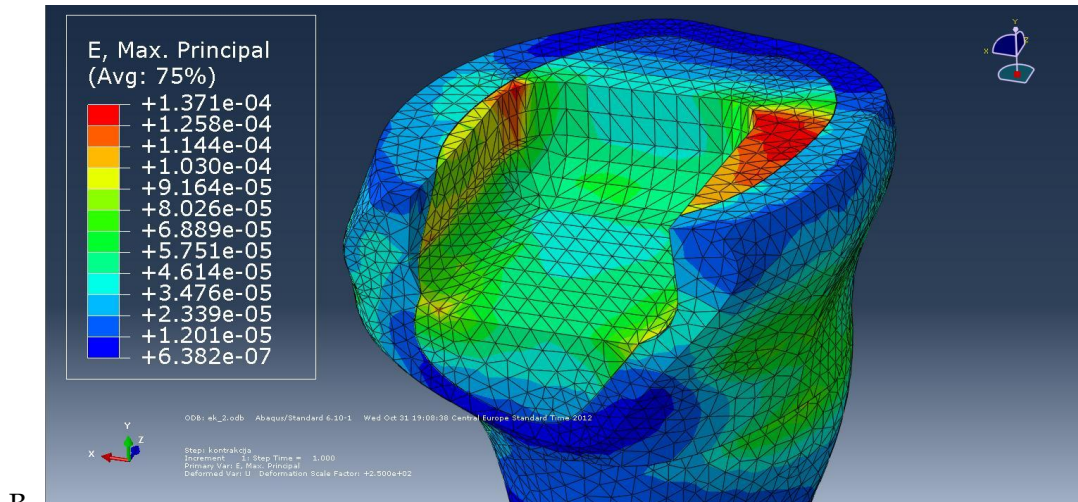


C.

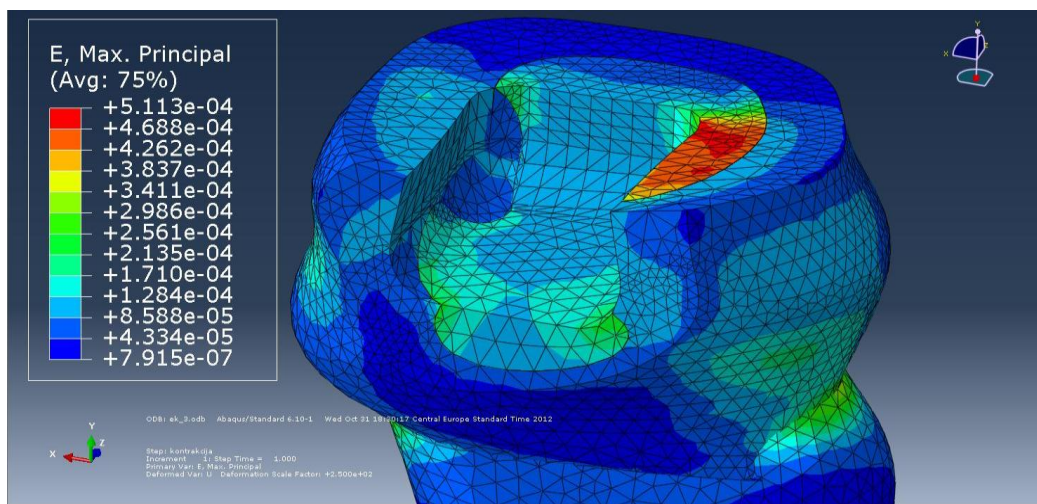
Slika 5.74 Polje pomeranja nastalo usled polimerizacije materijala: A. Tetric EvoCeram B. Filtek Silorane; C. Filtek Z250



A.

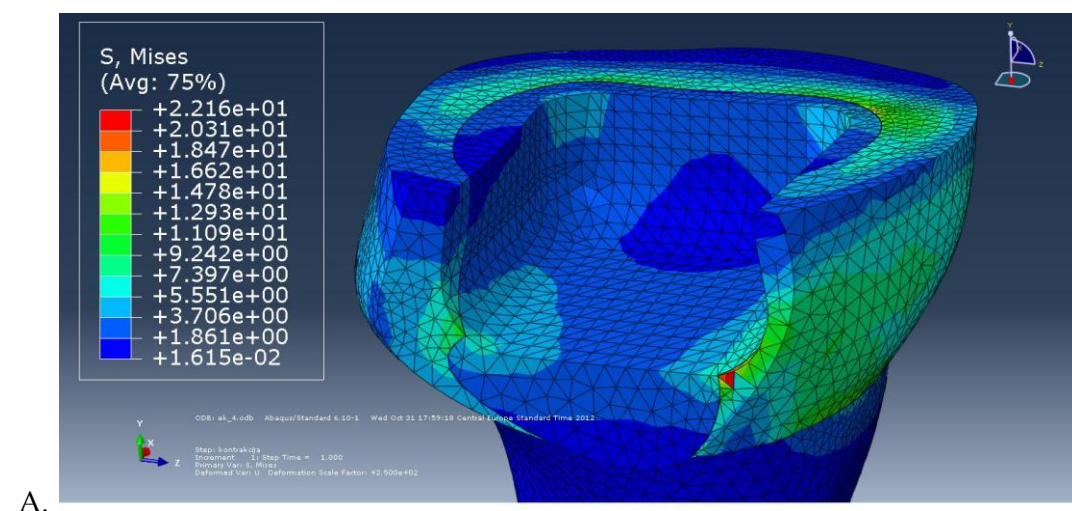


B.

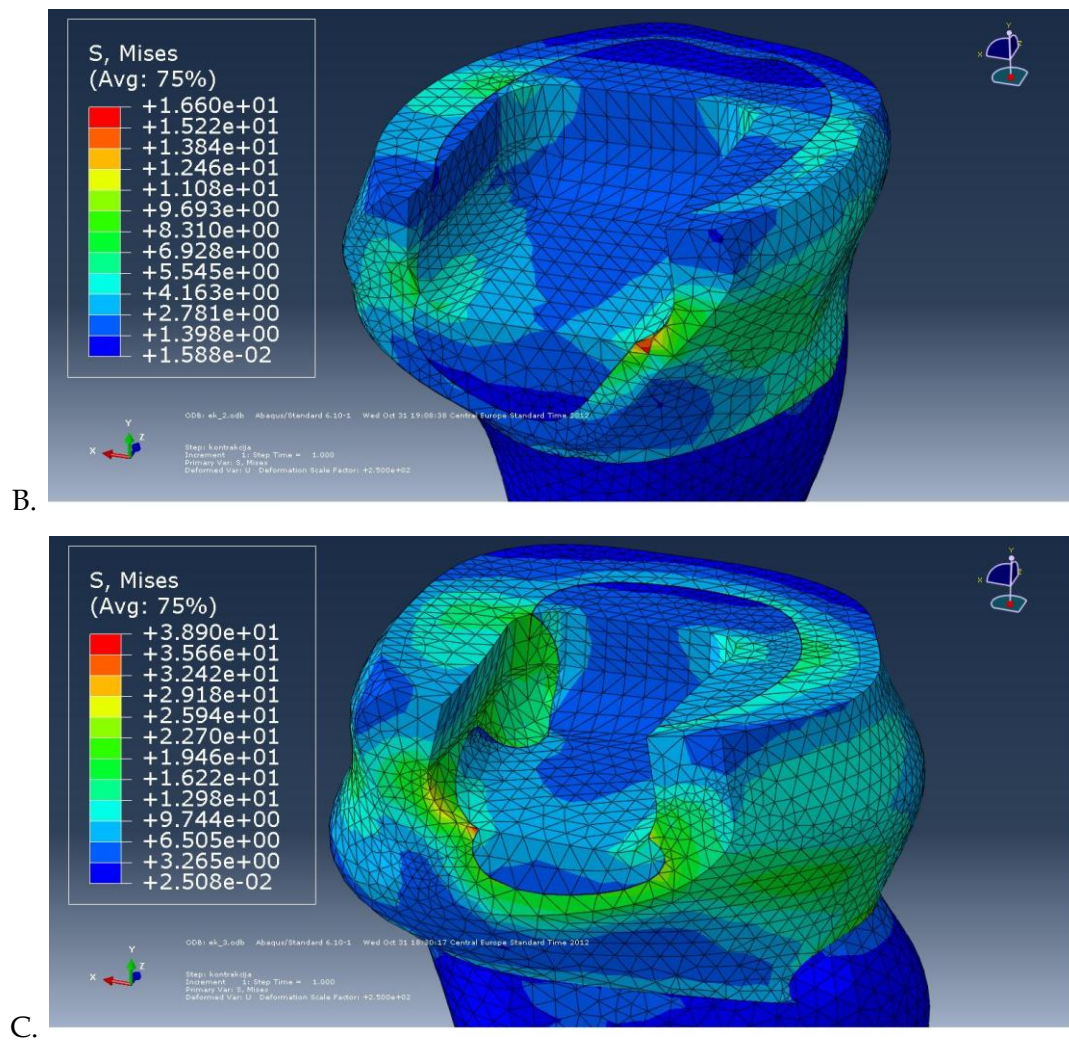


C.

Slika 5.75 Deformaciono polje nastalo usled polimerizacije materijala: A. Tetric EvoCeram B. Filtek Silorane; C. Filtek Z250



A.



Slika 5.76 Naponsko polje usled polimerizacije materijala: A. Tetric EvoCeram B. Filtek Silorane; C. Filtek Z250

POGLAVLJE 6

DISKUSIJA

6.1 Diskusija metodologije

Istraživanja u ovoj doktorskoj disertaciji su sprovedena u laboratorijama Katedre za otpornost konstrukcija i Katedre za proizvodno mašinstvo, Mašinskog fakulteta, Univerziteta u Beogradu i na Klinici za Bolesti zuba Stomatološkog fakulteta, Univerziteta u Beogradu.

U ovom istraživanju su odabrana tri materijala različitog sastava organskog matriksa i veličine punioca, kako bi se ispitala polimerizaciona kontrakcija više grupa savremenih kompozita. Siloran je materijal na bazi siloranskog monomera sa puniocima prosečne veličine oko 1 mikrona, što ga svrstava u grupu mikrohibridnih kompozita. Polimerizacija ovog materijala je po svom tipu katjonska sa otvaranjem oksiranskih prstenova u siloranskom molekulu, za šta se smatra da može kompenzovati kontrakciju usled skraćanja intramolekulskih veza. S druge strane Z250 je takođe mikrohibridni kompozit, ali na bazi metakrilnih smola čija je polimerizacija po svom tipu slobodna radikalna adicija, prilikom koje se dvogube veze u metakrilnoj grupi raskidaju i konvertuju u jednogube, koje nemaju kapacitet da kompenzuju polimerizacionu kontrakciju. Tetric EvoCeram je materijal iz grupe nanohibridnih kompozita uključen u ispitivanje zbog značaja i zastupljenosti ovih materijala u svakodnevnoj kliničkoj praksi. Svaki kompozit je korišćen sa svojim adhezivom kako bi eksperimentalni uslovi odgovarali kliničkom radu sa kompozitima i kako bi mogao biti procenjen uticaj odgovarajućeg adheziva na polimerizacionu kontrakciju svakog kompozita.

Eksperimentalno ispitivanje je podeljeno u tri celine prema tipu kalupa u koje je ulagan materijal. Teflonski kalupi su imali izgled cilindra prečnika 5,8 mm i debljine 2 mm, otvoreni sa gornje i donje strane. Ova debljina je odgovarala klinički preporučenoj debljini svakog sloja koji se aplikuje u aktuelnoj slojevitoj tehnici postavljanja kompozita. Prečnik od 5,8 mm obezbeđivao je da prečnik uzorka kompozita odgovara dimenzijama svetlosnog izvora kako bi mogao biti ravnomerno prosvetljen. U teflonskom kalupu nije korišćen adheziv, pa je to omogućilo praćenje pomeranja i deformacija slobodne površine svakog kompozita, koje je bilo određeno strukturom samog materijala i tipom polimerizacije.

U cilju obezbeđivanja istih uslova ispitivanja, rastojanje između uzorka i lampe uvek je bilo konstantno korišćenjem stakla debljine 1mm i nepomičog držača lampe. Pre polimerizacije svi pripremljeni uzorci su čuvani u neprovidnoj crnoj kutiji kako bi se eliminisao uticaj polimerizacije usled spoljašnje svetlosti. Ulaganje iste količine materijala za svaku analiziranu grupu omogućeno je korišćenjem istih dimenzija kaviteta i teflonskih kalupa.

Pre preparacije kaviteta u plastičnim i ekstrahovanim zubima, dijamantskom testerom je na svakom zubu odsečena okluzalna trećina krunice sa kvržicama kako bi se dobila ravna površina dentina i kako bi u preostalom delu krunice mogli biti preparisani kaviteti standardnog oblika i dimenzija. Ovim je na ekstrahovanim zubima isključen uticaj različite visine kvržica i dubine jamica na udaljenost svetlosnog izvora od kompozitnog materijala.

Svaki zub je pozicioniran na sredinu silikonskog kalupa i uronjen u akrilat, tako da je krunični deo zuba ostao slobodan, što je omogućilo lakšu manipulaciju i pozicioniranje uzorka pri obradi zuba. Akrilat je izliven u kubne kalupe dimenzija 30x30 mm pri čemu je bilo neophodno promešati tečnu i praškastu fazu u razmeri 1:1. Primećeno je da ukoliko je smeša sadržala veću količinu tečne faze od optimalne dobijeni akrilat je pokazivao negativne osobine

(čvrstoću-tvrdoću), što za posledicu ima: slabiju vezu zub-akrilat, poteškoće za pozicioniranje uzorka u stegi i povećane vibracije zuba pri obradi. Neadekvatna razmera tečne i praškaste faze za posledicu ima nekontrolisanu obradu zuba. Kontrolnim merenjem pokazano je da usled vibracija zuba koji su uloženi u akrilat sa većom količinom tečne faze, dimenzije kaviteta su uvećane za oko 0,2 mm u sva tri pravca (širina, dubina i dužina kaviteta).

Testera je izvodila glavno obrtno i pomoćno pravolinijsko kretanje, čime je ostvareno primicanje alata ka uzorku i obrada zuba. Pri velikim brzinama pomoćnog kretanja alata (15 mm/min) i usled nepravilne geometrije i glatkih površina gleđi dolazilo je do promene pravca kretanja testere usled čega se dobijala zakrivljena, tzv. nepravilno obrađena površina zuba. Nepravilna površina pri daljoj obradi prouzrokovala je greške i do 1mm (50 %) u odnosu na željene dimenzije dubine kaviteta. Ukoliko bi alat u kontaktu sa uzorkom, koji ima nepravilnu površinu, pri daljoj obradi došao u kontakt sa pulpnom komorom, takvi zubi su odbačeni i nisu korišćeni za dalju obradu. Da ne bi došlo do ovakvih neželjenih pojava, neophodno je bilo prilagoditi tj. smanjiti brzinu kretanja alata na 5,3 mm/min, kako bi testera postepeno prodirala u zubnu gleđ i dentin, obezbedila željeni pravac i dubinu rezanja. Upravnost površina kontrolisana je pomoću komparatera tačnosti 0,001 mm. Dobijana srednja vrednost dubina rezanja okluzalno iznosi 2,6 mm, a aproksimalno 1,29 mm.

Na osnovu prikazane analize dat je optimalan broj prolaza i dubine rezanja zuba za preparaciju modifikovanog kaviteta po Tiršu. Greške obrade zuba mogu biti slučajnog karaktera, retko sistematskog, i ne mogu se unapred predvideti. Međutim, pravilnim izborom tehnologija i režima rezanja greške se mogu svesti na minimum, u granice dozvoljenih odstupanja. Pri obradi sečenjem javljaju se greške upravnosti obrađenih površina, dok se moguće greške pri obradi glodanjem odnose na odstupanje oblika, položaja i dimenzija kaviteta. Kod zuba koji su bili izvan usvojene granice tolerancije

upravnosti (5 %) izvedena je dodatna obrada skidanjem minimalne debljine sloja zuba. Zubi sa neusaglašenom geometrijom se mogu doraditi ako je kontrolisana dimenzija iznad gornje granice kod spoljašnje, odnosno ispod donje granice kod unutrašnje dimenzije, tako da pri naknadnoj obradi alat ne dođe u kontakt sa pulpnom komorom. Dobijanje ponovljivih i unapred definisanih oblika kaviteta za analizu slobodne polimerizacijske kontrakcije i kontrakcije između suprotnih zidova kaviteta korelacijom digitalnih slika je izvodljivo korišćenjem mašinske obrade zuba.

Na dizajn kaviteta na zubima su osim kliničkih uslova uticaj imali i uslovi snimanja. Naime, u cilju registrovanja i praćenja promena u materijalu tokom polimerizacije, bilo je neophodno naprskati površinu snimanja belim i crnim sprejom. Izabrani kompozitni materijali pripadaju beloj boji A3, koja u kombinaciji sa neophodnim osvetljenjem prilikom snimanja prouzrokuje refleksiju svetlosti. Direktno nanošenje crnog dispergovanog sloja pri proračunu ne prikazuje adekvatno polje deformacija i pomeranja, tako da je neophodno naneti mat belu osnovu a u drugom koraku sloj fino dispergovanih crnih tačaka. Ovaj postupak bi svakako izmenio uslove polimerizacije, jer bi otežao ili sasvim onemogućio fotonima iz svetlosnog izvora da eksitiraju inicijatorski sistem na bazi kamforhinona u svakom ispitivanom kompozitu. To bi dalje redukovalo stepen konverzije, a samim tim i polimerizacionu kontrakciju, pa bi se dobile arteficiono niske vrednosti pomeranja i deformacije koje ne bi odgovarale uslovima kliničke polimerizacije halogenim ili LED izvorima.

Zbog svega navedenog je odlučeno da se prepariše modifikovani kavitet po Tiršu, kako bi se u datim uslovima snimanja maksimalno reprodukovao klinički oblik kaviteta, a istovremeno omogućila nesmetana svetlosna polimerizacija materijala sa okluzalne površine i snimanje digitalnim kamerama sa aproksimalne površine.

Adhezivni tip preparacije je izveden u skladu sa savremenom praksom za kompozitne materijale, a dubina kaviteta od 2 mm omogućila je rad sa samo jednim slojem materijala. Time je izbegnuta varijabilnost prilikom postavljanja više slojeva materijala u dublji kavitet. Osim toga, dubina kaviteta od 2 mm u preostalom delu zuba nakon odsecanja okluzalne trećine je obezbeđivala očuvanje integriteta pulpne komore. Širina kaviteta od 5,8 mm je odgovarala prečniku svetlosnog izvora i, kao i u slučaju teflonskih kalupa, omogućavala ravnomerno prosvetljavanje materijala.

Kompozit je aplikovan u kavitete u plastičnim zubima bez prethodne aplikacije adheziva, dok je adheziv primenjivan u kavitetima na ekstrahovanim zubima. Ovim je omogućeno ispitivanje uticaja adheziva na kontrakciju ispitivanih materijala, a istovremeno i smanjen broj neophodnih ekstrahovanih zuba. Aplikacija adheziva je u svemu bila u skladu sa uputstvima proizvođača kako bi se najpribližnije simulirali klinički uslovi.

Polimerizacijska kontrakcija je do sada često analizirana kontaktnim metodama, kao što su živini ili vodeni dilatometri [134, 135], merne trake [136], LVDT i DCDT uređaji, [87, 88, 137] i bond diskovi [138]. Takav pristup neizbežno uključuje kontakt mernih uređaja sa radnim medijumom. Kontaktne metode mogu pruzrokovati nastanak dodatnih gravitacionih ili adhezivnih sila i samim tim mogu deformisati kompozit i pre polimerizacije. Bezkontaktne metode kao što su lasersko skeniranje [139], video snimanje [76] i koleracija digitalnih slika [140] ne dovode do kontakta mernih uređaja sa ispitivanim objektom. Laserska metoda za ispitivanje pomeranja nedavno je počela da se koristi za određivanje polimerizacijske kontrakcije tečnih i univerzalnih stomatoloških kompozitnih materijala. Ovaj metod se zasniva na difuznoj refleksiji koja preko visoko preciznog senzora detektuje promenu geometrije ispitivanog materijala [139]. Takođe, polimerizacijska kontrakcija stomatoloških kompozitnih materijala je izmerena korišćenjem metode korelacije digitalnih slika sa jednom kamerom što je omogućilo praćenje promene geometrije samo u

2 pravca (x, y pravci). Komponenta deformacije upavna na ravan merenja, ε_z , u proračunu ukupne polimerizacije kontrakcije pretpostavljena je da bude jednaka transverzalnoj komponenti ε_y . Autor je naglasio da korišćenje sistema sa 2 kamere bi u potpunosti omogućilo dobijanje komponente i u pravcu Z ose, na osnovu čega bi se dobila preciznija vrednost ukupnog skupljanja [140]. U ovom istraživanju, kontrolom promenljivih, kao što je debljina uzorka, rastojanje između lampe za polimerizaciju i mernog uzorka, intezitet svetlosti, i korišćenje softvera Aramis i sistema sa dve kamere omogućena je reproduktivnost ove metode.

Podaci dobijeni eksperimentalnim putem obrađeni su ispitivanjem velikog broja regresionih modela za svaki od ispitivanih kompozita, pri čemu su dobijeni analitički obrasci. Traženi su što jednostavniji analitički obrasci koji predstavljaju funkcionalne zavisnosti posmatrane veličine po dužini sekcije za karakteristične sekcije. Ekperimentalni rezultati za svaki od ispitivanih kompozita aproksimirani su analitičkim obrascima sa zadovoljavajućom tačnošću. Obrada eksperimentalnih rezultata je sprovedena metodama statističke analize, u cilju utvrđivanja relevantnih funkcionalnih zavisnosti posmatranih veličina i dobijanja dijagrama. Primenom metode najmanjih kvadrata određene su funkcionalne zavisnosti posmatrane veličine za karakteristične oblasti na bazi 5 puta ponovljenih merenja, po kriterijumu da je suma kvadrata odstupanja merenja od dobijenih vrednosti na krivoj najmanja. Zavisnost pomeranja u pravcu svetlosti/deformacija od dužine karakterističnog preseka za sve kompozitne materijale u svim presecima je opisana polinomalnom funkcijom petog reda sa promenljivim koeficijentima, nezavisno od različitog sastava organskog matriksa i veličine punioca. Izuzeci su zavisnosti pomeranja u pravcu zračenja svetlosti od dužine preseka u centralnoj zoni (za kompozite u teflonskim Slika 5.20) i dužine vertikalne sekcije između naspramnih zidova kaviteta (za kompozite u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima Slike 5.42 i 5.65) koje su linearne.

Srednje kvadratno odstupanje u ovoj regresionoj analizi se koristilo za poređenje kvaliteta regresionih jednačina. Dobijene zavisnosti promenljivih vrednosti pomeranja od dužine karakteristične sekcije, pokazale su manje vrednosti kvadratnog odstupanja od zavisnosti promenljivih vrednosti deformacija. Veće vrednosti srednjeg kvadratnog odstupanja, a niže vrednosti koeficijenta krivolinijske korelacije za deformacije u poređenju sa pomeranjem, dobijene su zbog neuniformne/uniformne raspodele deformacija/pomeranja za sve merne uzorke, respektivno. Takođe, ova pojava se može povezati sa dobijenim nepredviđenim (slučajnim) pikovima (zonama) deformacija na karakterističnim sekcijama. Dobijeni rezultati srednjeg kvadratnog odstupanja i koeficijenta krivolinijske korelacije su očekivani jer su svuda primenjeni isti granični uslovi a materijali su homogeni.

6.2 Diskusija analize pomeranja/deformacija kompozita u teflonskim kalupima

Najčešće metode za određivanje polimerizacijske kontrakcije su Arhimedova metoda i metoda po Wats & Cash-u [36, 87]. Po Arhimedovoj metodi polimerizacijska kontrakcija se proračunava na osnovu promene gustine kompozita pre i posle polimerizacije, pri čemu su uzorci mereni na vazduhu i pod degaziranom vodom. Arhimedovom metodom se beleži promena zapremine i omogućava direktno praćenje prostornog skupljanja. Metodom zalepljenog diska po Wats & Cash-u merenje dimenzionih promena vrši se u jednom pravcu, i zatim se ta vrednost proračunava u trodimenzionalnu vrednost. Ovom metodom dobijene vrednosti polimerizacijske kontrakcije su niže od stvarnih, jer ne uključuju normalnu komponentu skupljanja.

Dobijene vrednosti polimerizacijske kontrakcije na radijalnoj sekciji u ovoj doktorskoj disertaciji su za Silorane između 0,4 i 1,6 %, Tetric EvoCeram između 0,7 i 1,2 % i za Z250 između 1 i 1,6 % (Slika 5.21). Veće vrednosti

dobijene periferno a niže centralno. Najveći deo dužine sekcije ($2/3$ od ukupne dužine radijalne sekcije) odgovara prosečnim vrednostima centralne sekcije (Slika 5.22), a manji deo ($1/3$ od ukupne dužine radijalne sekcije) odgovara prosečnim vrednostima periferne sekcije (Slika 5.23). Weinmann i saradnici (3M ESPE, Seefeld, Germany) su prikazali da su vrednosti po metodi Wats & Cash za Silorane oko 1 %, Tetric EvoCeram oko 2,3 %, Filtek Z250 oko 1,8 % [36]. Prosečne vrednosti deformacija dobijene u ovoj doktorskoj disertaciji za Siloran i Tetric EvoCeram odgovaraju vrednostima dobijenim u istraživanjima koje su sprovedli Weinmann i saradnici, osim za kompozit Tetric EvoCeram, koji predstavlja noiju generaciju kompozita, i u to vreme nije bio ispitivan.

Za polja pomeranja uočavaju se razlike u distribuciji vrednosti pomeranja za 3 kompozita u kalupima (najšire zone su kod Z250, Tetric nešto manje, a Siloran je imao najpravnomernije pomeranje celom slobodnom površinom).

Dobijeni rezultati kompozita polimerizovanog u teflonskim kalupima ukazuju na neravnomernu distribuciju lokalnog deformacionog polja sa većim vrednostima deformacija periferno i sa manjim vrednostima centralno za sve ispitivane uzorke. Dobijene vrednosti lokalnih deformacija u funkciji dužine karakterističnog preseka na uzorku, potvrđuju heterogen karakter čitavog deformacionog polja. Neuniformna raspodela deformacija nije ranije primećena korišćenjem pomenutih kontaktnih metoda, prvi put je prikazana korišćenjem metode korelacije digitalnih slika. Na osnovu polja pomeranja za sve tri vrste kompozitnih materijala na bazi smole može se zaključiti da se usled polimerizacijske kontrakcije naspramna površina od površine zračenja kontrahuje u pravcu centra mase materijala. Raspodela deformacija po dužini karaktističnih preseka je opisana polinomalnom funkcijom 5 reda, sa promenljivim koeficijentima u zavisnosti od vrste materijala. Treba napomenuti da se na osnovu merenja u teflonskim kalupima ne može zaključiti kako se materijal ponaša po debljini uzorka, tj da li je smer pomeranja površine izložene

zračenju ka izvoru svetlosti ili ka sredini kompozita. Na osnovu date napomene razvijena je i procedura merenja deformacija i pomeranja slobodne aproksimalne strane kaviteta na plastičnim zubima, kako bi se dobio kompletan uvid u ponašanje materijala i po dubini kaviteta.

Postoje razlike u izgledu vektora pomeranja pri polimerizaciji za sva tri kompozitna materijala (kod Z250 pomeranje tj. kontrakcija je usmerena ka središtu materijala; kod Tetric-a je oko $\frac{3}{4}$ slobodne površine imalo usmerenu kontrakciju ka središtu, a oko $\frac{1}{4}$ površine se kontrahovalo nezavisno pri čemu je zona kontrakcije imala vrtložast izgled i gravitirala je ka drugom centru kontrakcije u poređenju sa ostatkom posmatrane površine; kod Silorana je tek nešto manje od $\frac{1}{2}$ slobodne površine imalo usmerenu kontrakciju dok se ostatak materijala kontrahovao u nezavisnim vrtložastim zonama.

Oblike krive pomeranja po sekcijama tj. preneseno na zone ispuna (u sredini ispuna je centralna sekcija) za sva 3 kompozita pomeranje je bilo ujednačeno pri čemu su najveće vrednosti uočene kod Z250, a najmanje kod Silorana; najveći deo slobodne površine u dužini od 4 mm (Slika 5.18) se pomerio za više od 0,02 mm kod sva 3 kompozita a periferni deo se najviše pomerio kod Silorana što je u korelaciji sa izgledom polja pomeranja (Slika 5.1).

Oblike krive deformacije po sekcijama tj. preneseno na zone ispuna (u sredini ispuna- centralna sekcija- i najveći deo slobodne površine u dužini od 4 mm - vidi radijalne sekcije - Siloran je imao najmanju deformaciju oko 0,5 %, Tetric srednju oko 0,7 %, a Z250 najveću oko 1 %; u perifernoj zoni ispuna najveću varijabilnost deformacije je pokazao Siloran sa zonama deformacija od manje od 1 % do čak 2 % što je maksimalna vrednost koja je odgovarala Z250.

Eksperimentalnim 3D optičkim merenjem koordinata mernih tačaka u različitim zonama određen je pravac, smer i intezitet vektora pomeranja na mernim površinama posle polimerizacije. Karakteristične tačke kompozita u teflonskim kalupima definisane su u perifernoj i centralnoj zoni merne

površine. Intezitet vektora (ukupno pomeranje) je predstavljen kao kvadratni koren zbira kvadrata njegovih koordinata. Vrednosti razlika koordinata tačaka pre i posle polimerizacije predstavljaju vrednosti projekcije vektora pomeranja. U pravu X ose one variraju od 2 do 16 μ_m , u pravcu Y ose variraju od 1 do 18 μ_m , i u pravcu Z ose variraju od 24 do 33 μ_m . Dužine strelica (vektora) karakterističnih tačaka (Slike 5.24 - 5.26) su proporcionalne intezitetu vektora pomeranja (Tabele 5.7 - 5.9), i predstavljaju ukupno pomeranje karakterističnih tačaka. Vektori su različitih dužina, nalaze se na mernoj površini i nisu međusobno ortogonalni. Najveće vrednosti projekcije pomeranja u pravcu Z ose za kompozite u teflonskim kalupima su sa negativnim predznakom, što znači da je smer vektora pomeranja tačaka naspramne površine zračenja kompozita jednoznačno određen i uvek je u suprotnom smeru u odnosu na smer izvora svetlosti.

Poređenjem mehaničkih osobina pokazano je da Filtek Silorane ima manje vrednosti polimerizacijske kontrakcije i polimerizacijskog napona u odnosu na niz komercijalnih metakrilnih kompozita na osnovu Arhimedes-ove metode i metode zalepljenog diska [36, 87]. Sa druge strane, vrednosti modula elastičnosti, savojna i pritisna čvrstoća Silorane-a su bile slične kontrolnim komercijalnim kompozitima, a jedino je Filtek Z250 pokazao veću pritisnu i savojnu čvrstoću [36, 141].

6.3 Diskusija analize pomeranja/deformacija kompozita na ekstrahovanim i plastičnim zubima

Raspodela deformacija stomatoloških kompozitnih materijala ima važne kliničke implikacije, posebno kod dubokih kaviteta Klase II ili MOD. Jako je teško u kliničkim uslovima predvideti zone sa najvećim vrednostima deformacija unutar materijala gde je uključen veliki broj promenljivih. Neki od njih su uticaj operatera, kao što je način ulaganja materijala ili izbor svetlosne

jedinice, i neki su uticaj zuba, kao što je kvalitet zubnog tkiva u različitim oblastima u kavitetu. U cilju što približnije simulacije kliničkih uslova prečnik kalupa nije prelazio prečnik lampe, debljina sloja koji se polimerizuje bila je 2 mm, svi uzorci su polimerizovani samo sa jedne strane, rastojanje između uzorka i lampe uvek je bilo konstantno u skladu sa preporukama proizvođača, korišćen je nepomičan držač lampe, pre polimerizacije svi uzorci su čuvani u neprovidnoj crnoj kutiji kako bi se eliminisao uticaj polimerizacije usled spoljašnje svetlosti. Zatim je metodom najmanjih kvadrata određena kriva za karakterističnu oblast na bazi 5 puta ponovljenih merenja, po kriterijumu da je suma kvadrata odstupanja merenja od dobijene krive najmanja.

Vrednosti pomeranja u pravcu zračenja svetlosti od vrha prema dnu kaviteta (debljini materijala) linearno opadaju za sva tri kompozita, sa većim vrednostima pomeranja na plastičnim u odnosu na ekstrahovane zube (Silke P.1 - P3).

- (1) Polje pomeranja je analogno polju pomeranja slobodne površine kompozita u teflonskim kalupima, najšire zone su vidljive za Z250, a najuže za Siloran ukazujući na relativno ujednačeno pomeranje.
- (2) Polje deformacija – kod Z250 i Tetrica maximum deformacije od oko 2 % je široko distribuiran po celoj površini materijala, dok je kod Silorana koncentrisan u perifernim zonama, koje odgovaraju rubovima kaviteta. To može da se poveže sa otvaranjem oksiranskih prstenova, za šta se smatra da može kompenzovati kontrakciju usled skraćanja intramolekulskih veza. Na rubovima broj intramolekulskih veza je manji nego u središnjoj oblasti materijala i samim tim je vrednost deformacija veća periferno nego centralno. Povećana vrednost deformacija primećena je na rubovima na radijalnim sekcijama kod teflonskih kalupa (Slika 5.21), na horizontalnim sekcijama kod plastičnih i ekstrahovanih zuba (Slika 5.44 i 5.67).

(3) Horizontalne sekcije na zubima su analogne radijalnim sekcijama na teflonu – trendovi su relativno slični, ali su pomeranja u teflonu veća nego u zubima, pri čemu su postojale razlike u zubima – za sva 3 materijala veće pomeranje je registrovano u ekstrahovanim nego u plastičnim zubim. Pođimo od hipoteze da se pri polimerizaciji slobodna površina kaviteta kompozitnog materijala uvek kontrahuje ka sredini materijala. Na radijalnim sekcijama kod merenja na teflonu pomeranja su veća, jer po debljini naspramna merna površina je najudaljenija (1 mm) od sredine materijala, dok kod zuba horizontalna sekcija je udaljena 0,5 mm (ka površini zračenja) i ima manje vrednosti pomeranja. Za sva tri materijala dobijene vrednosti pomeranja na dnu kaviteta (Slika 5.42) i u zoni zaobljena (Slika 5.43) su u pozitivnom pravcu Y ose, što znači da se materijal pri slobodnoj kontrakciji skupljao ka sredini. Naspramna površina od površine zračenja kod zuba je prikazana u obliku krive na dnu kaviteta, a kod teflona ona predstavlja mernu površinu. Na osnovu toga početna hipoteza je potvrđena. Sa vektorskog polja pomeranja za plastične (Slike 5.47-5.49) i ekstrahovane (Slike 5.70-5.72) zube vidi se da je najveća komponenta vektora pomeranja u pravcu sredine materijala (pravac Z ose), što je u skladu sa kretanjem slobodnih površina usled polimerizacije. Komponente u pravcu izvora svetlosti (Y osa) su manje, ali definišu smer pomeranja u odnosu na sredinu materijala.

Vrednosti pomeranja na dnu kaviteta na plastičnim zubima (Slika 5.42) su manje nego vrednosti pomeranja na radijalnoj sekciji kod teflona (Slika 5.18). To se može objasniti uticajem gravitacionih sila i potencijalnim vezivanjem kompozita za plastičan zub i bez adhezivnog sredsta. Pri uporedoj komparaciji dobijenih vrednosti različitih kompozitnih materijala, ovaj uticaj je približno isti i može se zanemariti.

Pomeranje u vertikalnoj sekciji na zubima – ujednačenije pomeranje Silorana je u korelaciji sa poljem pomeranja na sl. 6.1 odnosno 7.1. U najdubljem delu kaviteta na plastičnim zubima (1,5-2 mm) Z250 i Tetric su

imali pomeranje u smeru izvora svetlosti. Mogući uzrok - odsustvo adheziva u predelu dna kaviteta uticao je na slobodnu kontrakciju materijala uslovljenu samo karakteristikama materijala. Kod Z250 i Tetrica, pretežno linearni rast polimera i skraćivanje intermolekulskih rastojanja polimera uslovljeni su arhitekturom monomernih molekula metakrilata, koji se razlikuje od strukture siloranskog monomera, kod koga polimer raste trodimenzionalno, pa je manje linearno skupljanje. Zato je i pomeranje Silorana u celini znatno manje nego metakrilnih polimera. Na ekstrahovanim zubima vertikalno pomeranje sva 3 kompozita imalo je negativni predznak tj. bilo je usmereno od izvora svetlosti, odnosno prema dnu kaviteta. To se može objasniti uticajem sloja adheziva sa kojim je organski matriks kompozita ostvarivao hemijsku, kovalentnu vezu preko metakrilnih grupa. Veza između kompozita i adheziva je verovatno ometala pomeranje kompozita prilikom polimerizacije i uticala da dominantan smer pomeranja bude prema spoju adheziv-kompozit u predelu dna kaviteta.

Pomeranje u zoni zaobljenja - u plastičnim zubima kod sva 3 materijala je bilo ka izvoru svetlosti i u sličnom opsegu do 0,005 mm. Ukupno gledano u zoni zaobljenja je najveće pomeranje (mada ne nužno statistički značajno) registrovano kod Z250, a najmanje kod Silorana. U ekstrahovanim zubima je kod sva 3 materijala pomeranje u zoni zaobljenja bilo od izvora svetlosti, moguće zbog veze sa adhezivom, ali su vrednosti pomeranja bile slične onima u plastičnim zubima. Najveće pomeranje je registrovano za Z250, a najmanje za Siloran. Pomeranje kod sva 3 materijala je bilo veće u ekstrahovanim nego u plastičnim zubima što je slično kao i kod pomeranja u horizontalnim sekcijama. Mogući uzrok ove pojave je nastala kompenzacija pomeranja zbog postojanja okluzalne slobodne površine. Kod ekstrahovanih zuba aproksimalna površina snimanja i okluzalna površina zračenja su slobodne, dok su ostale površine vezane adhezivnim sistemom. Usled novonastalih graničnih uslova kod ekstrahovanih zuba, gubitak zapremine

je kompenzovan većim vrednostima pomeranja (pravac Y ose) naspramne površine vezivanja, u odnosu na plastične zube (Slike A.1-A.3).

Pri analizi deformacija primećeno je da:

- (1) Deformacije u funkciji sekcije odnosno zone ispuna - horizontalne i vertikalne sekcije tj. u najvećem delu širine i dubine ispuna- najmanje deformacije su registrovane za Siloran, a najveće za Z250. Odnos deformacija je bio sličan u plastičnim i ekstrahovanim zubima ukazujući na zanemarljiv uticaj adheziva na proračun deformacija.
- (2) Deformacije u zoni zaobljenja - na plastičnim zubima je Tetric, a na ekstrahovanim zubima je Z250 pokazao ujednačenije deformacije u zoni zaobljenja, ukazujući da ne postoji obrazac ponašanja svojstven za pojedine materijale u ovoj zoni. Ukupno gledano, Siloran je pokazao slične ili manje vrednosti deformacija u odnosu na metakrilne kompozite.
- (3) Vektori pomeranja - sva 3 materijala su imala usmerenu kontrakciju, sličnu za plastične i ekstrahovane zube, a različitu od slobodnih površina u teflonima. Mogući uzrok - razlike u geometriji uzoraka i u rasporedu slobodnih površina na zubima i u teflonima. Na ekstrahovanim zubima, Z250 i Tetric su imali veći ugao vektorskog pomeranja nego isti materijali u plastičnim zubima. Mogući uzrok - ograničenje pomeranja zbog veze sa ekstrahovanim zubima preko sloja adheziva.

Manje pomeranje kvržica kod Silorana može se povezati sa sporim početkom polimerizacije, jer je u drugim istraživanjima [142] primećeno da je katjonskoj reakciji potrebno više vremena nego slobodno radikalskoj adiciji omogućujući da materijal teče i kompenzuje napon. Na osnovu ovoga, u budućim istraživanjima poželjno je korišćenje filtera, koji bi pri polimerizaciji eliminisali visok intezitet svetlosti upućen lampom ka kamerama. Pri snimanju bi se pratila polimerizacijska kontakcija u toku polimerizacije. Takođe, predlaže se da se dalja analiza koncentracije napona dobijene u zubnom ktivu MKE

poveže sa SEM analizom mikro-prslina na spoju dentin/adhezivni sistem/kompozit.

6.4 Diskusija analize MKE

Dobijeni rezultati napona primenom MKE često predstavljaju krajnji podatak u analizi uz predhodnu eksperimentalnu verifikaciju celokupne metode. Veliki problem predstavlja usavršavanje eksperimentalnih metoda za proveru rezultata dobijenih metodom konačnih elemenata. Rešenja dobijena MKE su približna ili aproksimativna rešenja. Zato je potrebno postaviti pitanje njihove tačnosti uzimajući u obzir niz pretpostavki. Pod pojmom tačnosti se podrazumeva odstupanje približnog od tačnog rešenja. Verifikacija numeričkog modela urađena je poređenjem dobijenih vrednosti pomernja naspramnih zidova kaviteta sa 3D beskontaktnom metodom, pri čemu ukupno maksimalno pomeranje predstavlja zbir pojedinačnih pomeranja svakog zida kaviteta. Usvojeno je da opterećenje koje simulira uticaj polimerizacione kontrakcije na zubna tkiva deluje između suprotnih zidova kaviteta, (Slika 5.73). Ovo se objašnjava činjenicom da napon koji je posledica polimerizacione kontrakcije se javlja ako je skupljanje ometano suprotnim zidovima usled nastanka sila koje vuku kompozit od zidova kaviteta [31, 60]. Metode koje su dostupne u literaturi a koje se koriste u analizi kontrakcionih napona su brojne, a najčešće korišćene su merenje sila kod kompozitnog diska ili cilindra [31, 55, 77, 132, 133, 143, 144], fotoelastične analize [145-147], metode konačnih elemenata [148-150]. Vrednosti pri analizi polimerizacionih napona u navedenim radovima variraju od 1MPa do 15 MPa, a zavise od niza faktora kao što su postavka opreme, pravac dejstva polimerizacione svetlosti, modula elastičnosti materijala, primene restaurativne tehnike, C-faktor itd. Jačina veze između kompozita i zubnog tkiva izražava se preko zatezne čvrstoće veze. Za Tetric EvoCeram ona iznosi oko 14 MPa za kompozit vezan za gleđ, a oko 9 MPa za dentin. Za Siloran zatezna čvrstoća iznosi oko 20 MPa za dentin i gleđ, a za Z250 oko 35 MPa [151, 152]. Vrednosti

zateznih čvrstoća veze su dosta veće od dobijenih polimerizacionih napona ispitivanih materijala.

Primećeno je da komora pulpe pri analizi MKE može biti zamenjena dentinom u potpunosti, jer ne utiče na dobijene napone, deformacije i pomeranja za opterećenja izazvana polimerizacionom kontrakcijom kompozita.

Veza između kompozitnog materijala i zuba oduvek je bila osetljivo područje u nauci, a pojava adhezivne stomatologije veliki korak u rešavanju ovog problema. Jedan od najvećih nedostataka restaurativnih materijala je njihovo ograničeno trajanje nakon restauracije koje može da nastane kao posledica pojave polimerizacione kontrakcije i napona [153]. Usled pojave polimerizacione kontrakcije i napona često se javljaju mikroprslina koje uz surove uslove u usnoj šupljini, kao što su promena temperature, zamor veze zbog zubne fleksije, bakterijski enzimi i vodena sredina [154] ubrzano dovode do otkaza veze. Dobra marginalna adaptacija restaurativnih materijala smanjuje mikropropustljivost, postoperativnu osetljivost i pojavu sekundarnog karijesa, a samim tim i trajanje restauracije. Prisustvo mikroprslina može povećati rizik od bakterijske kolonizacije i pojave karijesa [155].

Polimerizacioni napon se može povezati i sa modulom elastičnosti kompozitnog materijala. S jedne strane, povećani udeo neorganskog punioca smanjuje polimerizacionu kontrakciju, a sa druge strane povećava krutost materijala. Zbog toga Youngov modul elastičnosti i udeo neorganskog punioca značajno utiču na ukupan iznos napona pri kontrakciji.

Polimerizaciona kontrakcija kompozita često se dovodi u vezu sa nastankom postoperativne osetljivosti. Jedno od najčešćih objašnjenja ove pojave opisana je hidrodinamičkom teorijom [156, 157]. Nadražaj se može javiti usled sušenja dentina, promene temperature, a osmotski nadražaj dovodi do kretanja tubularne tečnosti brzinom od 4-6 mm u sekundi. Hidrodinamički pritisak dovodi do kretanja tela ćelija odontoblasta i do istezanja terminalnih završetaka nervnih pleksusa, što se oseća kao intenzivan bol [156, 157]. Aplikovanjem kiseline na dentin, dentinski kanalići mogu ostati potpuno

otvoreni. Da bi se sprečilo intertubularno kretanje tečnosti, a samim tim i postoperativna osetljivost, neophodno je zatvoriti u potpunosti dentinske kanaliće adhezivnim sistemom u toku postupka restauracije. Za pojavu bola okrivljuje se nastanak međuprostora između ispuna i zidova kaviteta, kao posledica polimerizacione kontrakcije, tj. deformisanja dentina i pojave napona. U toku polimerizacije kompozita javlja se kontrakcija materijala, koja smanjuje početnu zapreminu ispuna. Usled smanjivanja zapremine, materijal se odvaja od zidova kaviteta formirajući mikroprslina [3-8]. Prekid adhezivnog sloja na površini kaviteta usled nastanka mikroprslina na zidovima kaviteta mogu uzrokovati nastanak hidrodinamičkog kretanja tubularne tečnosti i nastanak postoperativne osetljivosti (2).

Najveće vrednosti deformacija javljaju se u dentinu (Slika 5.75). Dentin ima niži modul elastičnosti od gleđi, tako da je koncentracija deformacija u dentinu, a koncentracija napona u gleđi. Deformisanje dentina usled polimerizacijskog napona se može povezati sa rezidualnim naponima u zubu, čije smanjivanje u funkciji zuba može ugroziti integritet adhezivnog sloja i prouzrokovati pojavu hidrodinamičkog kretanja. Usled pomeranja kvržica može se javiti koncentracija napona na spoljnoj konturi zuba, što kod pacijenata može izazvati pojavu mikropukotina na gleđi.

POGLAVLJE 7

ZAKLJUČNA RAZMATRANJA

U ovoj doktorskoj disertaciji:

- Data su početna razmatranja koja obuhvataju predmet istraživanja i stanje nauke u predmetnoj oblasti. Predmet istraživanja ove doktorske disertacije je ispitivanje stomatoloških kompozitnih materijala na bazi smole, tj. analiza polimerizacijske kontrakcije kompozitnih materijala nastale usled polimerizacije LED (svetlosna-emitujuća dioda) diodom u teflonskim kalupima i kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima. Dat je kratak prikaz prednosti i nedostataka kompozitnih materijala. Primećeno je da su najčešće posledice polimerizacijske kontrakcije polimerizacijski napon i prsline, koje mogu prouzrokovati marginalnu pukotinu između ispuna i zuba, i lom i kod napona mnogo manjih od granice tečenja materijala. Prikazano je da su razumevanje polimerizacijske kontrakcije i lokalnog deformacionog polja u skladu sa strukturnim osobinama kompozita izuzetno važni za dalje korišćenje postojećih i unapređivanje novih kompozitnih materijala. Definisani su predmet istraživanja i detaljno obrazloženi ciljevi i naučne metodologije rešavanja postavljenih zadataka.
- Definisani su osnovni pojmovi neophodni za proučavanje problematike polimerizacijske kontrakcije. Sakupljeni i obrađeni su podaci koji identifikuju probleme, koji se javljaju kao posledica polimerizacijske kontrakcije, kao što su pojava polimerizacijskih napona i prsline. Primećeno je da dosadašnje kontaktne metode mogu prouzrokovati nastanak dodatnih gravitacionih ili adhezivnih sila i samim tim mogu deformisati kompozitni materijal i pre polimerizacije. U trenutno

dostupnoj literaturi nema mnogo podataka o trodimenzionalnoj optičkoj analizi deformacija/pomeranja kompozita, koje nastaje usled svetlosno inicirane polimerizacije. Pomeranje i prostorna organizacija molekula monomera odgovorni su za promene zapremine u toku polimerizacije.

- Definisane su osnovne veličine od kojih se polazi pri proučavanju, a to su deformacija tela, malih površina i opšte naponsko stanje materijala. Postavljene su dobro poznate fizičko-matematičke osnove neophodne za naučno-stručnu strukturu rada. U ovom poglavlju dat je i sistematizovan prikaz najznačajnijih veličina, kao što su dilatacije, uglovi klizanja, vektori pomeranja, tenzori deformacija i napona, von Mises deformacija i dr., koje će opisivati predmet istraživanja u disertaciji.
- Prikazane su eksperimentalne, analitičke i numeričke metode, materijali i razvijene procedure. Eksperimentalno istraživanje kontrakcije kompozitnih materijala realizovano je u tri pravca. Prvi deo istraživanja obuhvatio je ispitivanje kontrakcije kompozitnih materijala u teflonskim kalupima. U drugom delu materijal je aplikovan u kavitete na plastičnim zubima bez upotrebe adhezivnog sistema, a u trećem delu u kavitete na ekstrahovanim zubima uz primenu odgovarajućeg adhezivnog sistema. Predstavljen je razvoj procedura za mašinsku pripremu modifikovanog kaviteta po Tiršu na plastičnim i ekstrahovanim zubima, pri čemu su dobijeni ponovljivi i unapred definisani oblici kaviteta za analizu slobodne polimerizacijske kontrakcije i kontrakcije između suprotnih zidova kaviteta. Na osnovu prikazane procedure, dat je optimalan broj prolaza, dubine rezanja, i režim obrade zuba za dobijanje unapred definisanog kaviteta.
- Detaljno su opisani korišćeni materijali i oprema u svakoj fazi istraživanja. Takođe su prikazane tehnike i procedure ulaganja materijala u teflonske kalupe, kavitete na plastičnim i ekstrahovanim zubima,

poštujući zahteve aktuelne kliničke prakse. Detaljno je prikazana metodologija trodimenzionalne optičke analize deformacija i pomeranja ispitivanih kompozita usled polimerizacije sa posebnim osvrtom na proračun malih površina i korelaciju digitalnih slika. Definisane su karakteristične sekcije i tačke za analizu pomeranja/deformacija i vizualizaciju vektora pomeranja. Eksperimentalnim 3D optičkim merenjem koordinata mernih tačaka u različitim zonama određen je pravac, smer i intezitet vektora pomeranja na mernim površinama posle polimerizacije. Takođe je prikazana procedura razvoja 3D kompjuterskih modela zuba, izvršena je diskretizacija kontinuuma i definisani su materijali i oslonci.

- Prikazani i objašnjeni su rezultati istraživanja koji valorizuju uočene probleme i postavljene ciljeve. Dobijeni su originalni rezultati merenja pomeranja/deformacija kompozita u teflonskim kalupima, kavitetima na plastičnim zubima i ekstrahovanim zubima. Takođe, obrada eksperimentalnih rezultata je sprovedena metodama statističke analize, u cilju utvrđivanja relevantnih funkcionalnih zavisnosti posmatranih veličina i dobijanja dijagrama. Dobijeni podaci eksperimentalnim putem opisani su odgovarajućim analitičkim obrascem, pri čemu je izvršena obrada rezultata na osnovu ispitivanja velikog broja regresionih modela za svaki od ispitivanih kompozita. Prikazana su dobijena polja pomeranja/deformacija kompozita usled polimerizacije i funkcionalne veze pomeranja/deformacija i dužine karakterističnih sekcija analiziranih uzoraka. Uporedno su analizirani različiti materijali u teflonskim kalupima, kavitetima na plastičnim zubima i ekstrahovanim zubima. Takođe, prikazani su rezultati analize opterećenja zubnog tkiva usled polimerizacijske kontrakcije kompozita primenom metode konačnih elemenata na prethodno verifikovanom 3D modelu zuba.

- Na osnovu dobijenih rezultata diskusijom su pojašnjena pitanja o ponašanju analiziranih kompozitnih materijala, koje je izazvano polimerizacijom. Razjašnjeni su odgovori na pitanja oko izbora analiziranih materijala različitog sastava organskog matriksa i veličine punioca, oko različitog tipa polimerizacije, tipa i dimenzija kalupa i kaviteta u koje je materijal ulagan, obezbeđivanju istih uslova ispitivanja i načinu obrade zuba. U ovom poglavlju je prikazana detaljna diskusija o obezbeđivanju simuliranih kliničkih uslova, uslova za pripremu uzoraka za snimanje kamerama i izboru korišćenih metoda.

Na osnovu ovih podataka, u ovoj disertaciji dati su najvažniji zaključci:

- Generalno gledano, Siloran je pokazao najniže vrednosti pomeranja i deformacija, tj. parametara kojima je opisivana polimerizacijska kontrakcija u ovom istraživanju. Z250 je imao slične ili veće vrednosti ispitivanih parametara u odnosu na Tetric EvoCeram.
- Polimerizaciona kontrakcija slobodne površine kompozita nije uvek usmerena ka jednom centru kao u slučaju za Z250, već može biti sačinjena od više nezavisnih centara kontrakcije kao kod Silorana. Ova pojava je određeno rastom polimerne mreže, koja u slučaju Silorana ima manje predvidljiv tok zbog pristustva četiri oksiranske grupe, koje se otvaraju tokom polimerizacije, naspram samo dve kod metakrilnih monomera konvencionalnih kompozita.
- Veza kompozita i odgovarajućeg adheziva je uticala na vrednosti pomeranja, i to tako što je u svim sekcijama pomeranje bilo veće u ekstrahovanim zubima, odnosno u prisustvu adheziva. Nasuprot tome, adheziv nije uticao na vrednosti deformacije koje su u proseku bile vrlo slične kod svakog posmatranog kompozita.

- Zavisnost deformacije/pomeranja od dužine karakterističnog preseka za ispitivane kompozite u svim presecima je opisana polinomalnom funkcijom petog reda sa promenljivim koeficijentima. Izuzeci su zavisnosti pomeranja u pravcu zračenja svetlosti od dužine centralne sekcije (za kompozite u teflonskim) i dužine vertikalne sekcije (za kompozite u kavitetima na plastčnim i ekstrahovanim zubima) koje su linearne.
- Vrednosti pomeranja od vrha prema dnu kaviteta (debljini materijala u pravcu zračenja svetlosti) linearno opadaju za sva tri kompozita, sa većim vrednostima pomeranja na plastičnim u odnosu na ekstrahovane zube.

Ostvareni **naučni doprinos** doktorske disertacije „Trodimenzionalna optička analiza deformacija polimerizacijske kontrakcije stomatoloških kompozitnih materijala na bazi smole“:

- Analizirana je i objašnjena pojava polimerizacijskih kontrakcija i napona koje ona izaziva usled pomeranja naspramnih zidova kaviteta, u smislu prepoznavanja potrebe za analizom polimerizacijske kontrakcije stomatoloških kompozitnih materijala na bazi smole čime je jasno ukazano na aktuelnost problema koji su rešavani u tezi.
- Eksperimentalno su određene funkcionalne zavisnosti pomeranja/deformacija i dužine karakterističnih preseka za definisane oblasti posmatranja kod tri savremena kompozitna materijala na bazi smole Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent), Filtek Silorane (3M, ESPE) i Filtek Z250 (3M, ESPE); definisana je metodologija ispitivanja, koja uključuje primenu trodimenzionalne optičke analize za dobijanje vrednosti deformacija i pomeranja, polja deformacija materijala i vektorskog polja pomeranja nakon polimerizacije.

- Određen je smer vektora pomeranja tačaka na naspramoj površini zračenja kompozitnih materijala na bazi smole pri slobodnoj polimerizaciji u odnosu na smer izvora svetlosti.
- Razvijene su procedure za mašinsku pripremu kaviteta na plastičnim i ekstrahovanim zubima, pri čemu su dobijeni ponovljivi i unapred definisani oblici kaviteta za analizu slobodne polimerizacijske kontrakcije i kontrakcije između suprotnih zidova kaviteta.
- Razvijeni su originalni trodimenzionalni numerički modeli ekstrahovanih zuba i upotrebom odgovarajućeg MKE softvera dobijeni su i objašnjeni rezultati simulacije ponašanja zubnog tkiva usled polimerizacijske kontrakcije aplikovanog kompozita;
- Verifikovani su trodimenzionalni numerički modeli uporednom analizom sa eksperimentalnim rezultatima; primenom verifikovanih numeričkih modela izvršena je analiza polimerizacijskih napona usled pomeranja naspramnih zidova kaviteta.
- Dobijeni polimerizacijski naponi MKE nisu u direktnoj korelaciji sa vrednostima deformacija i pomeranja, potvrđujući da postoje dodatni faktori koji utiču na razvoj polimerizacijskog napona.

LITERATURA:

1. Causton BE, Miller B, Sefton J. The deformation of cusps by bonded posterior composite restorations: an in vitro study. *Br Dent J.* 1985 Dec 21;159(12):397-400.
2. Geurtsen W, Schoeler U. A 4-year retrospective clinical study of Class I and Class II composite restorations. *J Dent.* 1997 May-Jul;25(3-4):229-32.
3. Raskin A, Michotte-Theall B, Vreven J, Wilson NH. Clinical evaluation of a posterior composite 10-year report. *J Dent.* 1999 Jan;27(1):13-9.
4. Oberlander H, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. Clinical evaluation of packable composite resins in Class-II restorations. *Clin Oral Investig.* 2001 Jun;5(2):102-7.
5. Rasmusson CG, Kohler B, Odman P. A 3-year clinical evaluation of two composite resins in class-II cavities. *Acta Odontol Scand.* 1998 Apr;56(2):70-5.
6. Papadogiannis DY, Lakes RS, Papadogiannis Y, Palaghias G, Helvatjoglu-Antoniades M. The effect of temperature on the viscoelastic properties of nano-hybrid composites. *Dent Mater.* 2008 Feb;24(2):257-66.
7. Arola D, Galles LA, Sarubin MF. A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. *J Dent.* 2001 Jan;29(1):63-73.
8. Brett CMA, Trandafir F. The corrosion of dental amalgam in artificial salivas: an electrochemical impedance study. *Journal of Electroanalytical Chemistry.* 2004 Nov 1;572(2):347-54.
9. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent.* 1983 Oct;50(4):480-8.
10. Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006 Mar;11(2):E215-20.
11. Maserejian NN, Hauser R, Tavares M, Trachtenberg FL, Shrader P, McKinlay S. Dental Composites and Amalgam and Physical Development in Children. *J Dent Res.* 2012 Sep 12.
12. Alb C MM, Alb S, Moldovan M, Dudea D. The structure, composition and visual opacity of some dental composite resins. *European Cells and Materials* 2005;10:10.

13. Tamas C, Moldovan M, Prejmerean C, Colceriu A, Furtos G, Vezensyi L, et al. Structure and properties of inorganic fillers for dental composites. *Journal of Optoelectronics and Advanced Materials*. 2005 Dec;7(6):2849-52.
14. Babu NV JRDMB. 'Adhesive Dentistry - 1955'. *J Conserv Dent* 2005;8:43-4.
15. Emami N, Sjodahl M, Soderholm KJ. How filler properties, filler fraction, sample thickness and light source affect light attenuation in particulate filled resin composites. *Dent Mater*. 2005 Aug;21(8):721-30.
16. Holter D, Frey H, Mulhaupt R, Klee JE. Branched bismethacrylates based on Bis-GMA - A systematic route to low shrinkage composites. *Abstracts of Papers of the American Chemical Society*. 1997 Sep 7;214:9-Poly.
17. Culbertson BM, Wan QC, Tong YH. Preparation and evaluation of visible light-cured multi-methacrylates for dental composites. *Journal of Macromolecular Science-Pure and Applied Chemistry*. 1997;A34(12):2405-21.
18. R v. *Introduction to Dental Materials*, 3rd Edition. Mosby Elsevier. 2007.
19. Vasudeva G. Monomer systems for dental composites and their future: a review. *J Calif Dent Assoc*. 2009 Jun;37(6):389-98.
20. Arcis RW, Lopez-Macipe A, Toledano M, Osorio E, Rodriguez-Clemente R, Murtra J, et al. Mechanical properties of visible light-cured resins reinforced with hydroxyapatite for dental restoration. *Dent Mater*. 2002 Jan;18(1):49-57.
21. Lu H, Lee YK, Oguri M, Powers JM. Properties of a dental resin composite with a spherical inorganic filler. *Oper Dent*. 2006 Nov-Dec;31(6):734-40.
22. Rastelli AN, Jacomassi DP, Faloni AP, Queiroz TP, Rojas SS, Bernardi MI, et al. The filler content of the dental composite resins and their influence on different properties. *Microsc Res Tech*. 2012 Jun;75(6):758-65.
23. Piyanart Ekworapoj RM, David C Martin Heat Effect on Viscosity and Curing of Light-Cured Dental Resin and Mechanical Strength of Conventional Dental Composites. *Journal of Metals, Materials and Minerals*. 2002;12 (1):39-50
24. T.P. Narasimha Bharadwaj PSaAP. Tooth restored with composite resin- A comparative Analysis. *Trends Biomater, Artif Organs*. 2002;15(2):57 – 60.
25. Rada RE. Class II direct composite resin restorations with beta-quartz glass-ceramic inserts. *Quintessence Int*. 1993 Nov;24(11):793-8.

26. Masouras K, Silikas N, Watts DC. Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dent Mater.* 2008 Jul;24(7):932-9.
27. Chung SM, Yap AU, Koh WK, Tsai KT, Lim CT. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. *Biomaterials.* 2004 Jun;25(13):2455-60.
28. Chiang Y-C. Polymerization Shrinkage with Light-Initiated Dental Composites. Dissertation, LMU München: Faculty of Medicine. 2009.
29. Antonucci JM, Dickens SH, Fowler BO, Xu HHK, McDonough WG. Chemistry of silanes: Interfaces in dental polymers and composites. *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology.* 2005 Sep-Oct;110(5):541-58.
30. Asmussen E. Setting time of composite restorative resins vs. content of amine, peroxide, and inhibitor. *Acta Odontol Scand.* 1981;39(5):291-4.
31. Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *Eur J Oral Sci.* 2004 Jun;112(3):280-5.
32. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater.* 2005 Oct;21(10):962-70.
33. Papadogiannis Y, Lakes RS, Palaghias G, Helvatjoglu-Antoniades M, Papadogiannis D. Fatigue of packable dental composites. *Dent Mater.* 2007 Feb;23(2):235-42.
34. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater.* 1992 Sep;8(5):310-9.
35. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J. Direct composite restorative materials. *Dent Clin North Am.* 2007 Jul;51(3):659-75, vii.
36. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater.* 1999 Mar;15(2):128-37.
37. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater.* 2005 Jan;21(1):68-74.
38. D.T. Chimelloa RGPD, S.A.M. Coronaa, E.H.G. Larab. Assessing Wear and Surface Roughness of Different Composite Resins After Toothbrushing. *Materials Research.* 2001;4(4):285-9.

39. R Perry PMAgK. One-year evaluation of a hybrid composite for posterior restorations. *J Dent Res.* 1995;74 Abstr. no 32:404.
40. Leinfelder KF. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. *J Am Dent Assoc.* 1995 May;126(5):663-4, 7-8, 71-2 passim.
41. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2003 Feb;24(4):655-65.
42. Berger SB, Palialol AR, Cavalli V, Giannini M. Characterization of water sorption, solubility and filler particles of light-cured composite resins. *Braz Dent J.* 2009;20(4):314-8.
43. Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater.* 2007 Jan;23(1):51-9.
44. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003 Oct;134(10):1382-90.
45. Lohbauer U, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Strength and fatigue performance versus filler fraction of different types of direct dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006 Jan;76(1):114-20.
46. Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater.* 2001 May;17(3):253-9.
47. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent Mater.* 2000 Jan;16(1):33-40.
48. Gallo JR, Burgess JO, Ripps AH, Walker RS, Bell MJ, Turpin-Mair JS, et al. Clinical evaluation of 2 flowable composites. *Quintessence Int.* 2006 Mar;37(3):225-31.
49. Gallo JR, Burgess JO, Ripps AH, Walker RS, Maltezos MB, Mercante DE, et al. Three-year clinical evaluation of two flowable composites. *Quintessence Int.* 2010 Jun;41(6):497-503.
50. Miletic V. Siloran tehnologija u restaurativnoj stomatologiji – osobine materijala i specifičnosti kliničke primene. *Stomatolog.* 2010;2/3:37-47.
51. Masuki K, Nomura Y, Bhawal UK, Sawajiri M, Hirata I, Nahara Y, et al. Apoptotic and necrotic influence of dental resin polymerization initiators in human gingival fibroblast cultures. *Dent Mater J.* 2007 Nov;26(6):861-9.

52. Atsumi T, Ishihara M, Kadoma Y, Tonosaki K, Fujisawa S. Comparative radical production and cytotoxicity induced by camphorquinone and 9-fluorenone against human pulp fibroblasts. *J Oral Rehabil.* 2004 Dec;31(12):1155-64.
53. Moreau MF, Chappard D, Lesourd M, Montheard JP, Basle MF. Free radicals and side products released during methacrylate polymerization are cytotoxic for osteoblastic cells. *J Biomed Mater Res.* 1998 Apr;40(1):124-31.
54. Atsumi T, Iwakura I, Fujisawa S, Ueha T. The production of reactive oxygen species by irradiated camphorquinone-related photosensitizers and their effect on cytotoxicity. *Arch Oral Biol.* 2001 May;46(5):391-401.
55. Joe C, Ontiveros RP. Light-emitting diode polymerization: a review of performance, part I. *Acta Stomatologica Naissi.* 2006;22(53):601-10.
56. Bowen RL, Nemoto K, Rapson JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: forces developing in composite materials during hardening. *J Am Dent Assoc.* 1983 Apr;106(4):475-7.
57. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research.* 2005 Feb;84(2):118-32.
58. Yap AU, Soh MS. Post-gel polymerization contraction of "low shrinkage" composite restoratives. *Oper Dent.* 2004 Mar-Apr;29(2):182-7.
59. Alomari QD, Reinhardt JW, Boyer DB. Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. *Oper Dent.* 2001 Jul-Aug;26(4):406-11.
60. Tjan AH, Bergh BH, Lidner C. Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *J Prosthet Dent.* 1992 Jan;67(1):62-6.
61. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent.* 1997 Nov;25(6):435-40.
62. Fabianelli A. A study into the significance of tracing microleakage by color die infiltration Siena: School of dental medicine, University of Siena. 2004.
63. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res.* 1984 Dec;63(12):1396-9.
64. Jorgensen KD, Asmussen E, Shimokobe H. Enamel damages caused by contracting restorative resins. *Scand J Dent Res.* 1975 Mar;83(2):120-2.

65. Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int.* 1986 Feb;17(2):103-11.
66. Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *J Prosthet Dent.* 1990 Dec;64(6):658-64.
67. Tantbirojn D, Versluis A, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *Dent Mater.* 2004 Jul;20(6):535-42.
68. Letzel H. Survival rates and reasons for failure of posterior composite restorations in multicentre clinical trial. *J Dent.* 1989;17 Suppl 1:S10-7; discussion S26-8.
69. Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater.* 2005 Jan;21(1):36-42.
70. Yamamoto T, Nishide A, Swain MV, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Momoi Y. Contraction stresses in dental composites adjacent to and at the bonded interface as measured by crack analysis. *Acta Biomater.* 2011 Jan;7(1):417-23.
71. Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int.* 2004 Apr;35(4):281-6.
72. Ausiello P, De Gee AJ, Rengo S, Davidson CL. Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. *Am J Dent.* 1997 Oct;10(5):237-41.
73. Brackett WW, Covey DA, St Germain HA, Jr. One-year clinical performance of a self-etching adhesive in class V resin composites cured by two methods. *Oper Dent.* 2002 May-Jun;27(3):218-22.
74. de Gee AJ, Davidson CL, Smith A. A modified dilatometer for continuous recording of volumetric polymerization shrinkage of composite restorative materials. *J Dent.* 1981 Mar;9(1):36-42.
75. de Gee AF, Feilzer AJ, Davidson CL. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater.* 1993 Jan;9(1):11-4.
76. Sharp LJ, Choi IB, Lee TE, Sy A, Suh BI. Volumetric shrinkage of composites using video-imaging. *J Dent.* 2003 Feb;31(2):97-103.
77. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res.* 1984 Feb;63(2):146-8.

78. Fard MY, Liu YT, Chattopadhyay A. Characterization of Epoxy Resin Including Strain Rate Effects Using Digital Image Correlation System. *J Aerospace Eng.* 2012 Apr;25(2):308-19.
79. Park HY, Kloxin CJ, Abuelyaman AS, Oxman JD, Bowman CN. Novel dental restorative materials having low polymerization shrinkage stress via stress relaxation by addition-fragmentation chain transfer. *Dent Mater.* 2012 Nov;28(11):1113-9.
80. Frassetto A, Navarra CO, Marchesi G, Turco G, Di Lenarda R, Breschi L, et al. Kinetics of polymerization and contraction stress development in self-adhesive resin cements. *Dent Mater.* 2012 Sep;28(9):1032-9.
81. Rullmann I, Schattenberg A, Marx M, Willershausen B, Ernst CP. Photoelastic determination of polymerization shrinkage stress in low-shrinkage resin composites. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2012;122(4):294-9.
82. Oliveira KM, Consani S, Goncalves LS, Brandt WC, Ccahuana-Vasquez RA. Photoelastic evaluation of the effect of composite formulation on polymerization shrinkage stress. *Braz Oral Res.* 2012 May-Jun;26(3):202-8.
83. Boaro LC, Goncalves F, Guimaraes TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dent Mater.* 2010 Dec;26(12):1144-50.
84. Min SH, Ferracane J, Lee IB. Effect of shrinkage strain, modulus, and instrument compliance on polymerization shrinkage stress of light-cured composites during the initial curing stage. *Dent Mater.* 2010 Oct;26(10):1024-33.
85. Clifford SS, Roman-Alicea K, Tantbirojn D, Versluis A. Shrinkage and hardness of dental composites acquired with different curing light sources. *Quintessence Int.* 2009 Mar;40(3):203-14.
86. Chuang SF, Chang CH, Chen TY. Spatially resolved assessments of composite shrinkage in MOD restorations using a digital-image-correlation technique. *Dent Mater.* 2011 Feb;27(2):134-43.
87. Watts DC, Cash AJ. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *Dent Mater.* 1991 Oct;7(4):281-7.
88. Fleming GJ, Hall DP, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with posterior filling materials of varying reported volumetric shrinkage values. *J Dent.* 2005 Feb;33(2):139-46.

89. Hertele S, de Waele W, Denys R, Verstraete M. Investigation of strain measurements in (curved) wide plate specimens using digital image correlation and finite element analysis. *J Strain Anal Eng.* 2012 Jul;47(5):276-88.
90. Sakaguchi RL, Versluis A, Douglas WH. Analysis of strain gage method for measurement of post-gel shrinkage in resin composites. *Dental Materials.* 1997 Jul;13(4):233-9.
91. Younise B, Rakin M, Medjo B, Gubelj N, Kozak D, Sedmak A. Numerical Analysis of Constraint Effect on Ductile Tearing in Strength Mismatched Welded Cct Specimens Using Micromechanical Approach. *Teh Vjesn.* 2011 Sep;18(3):333-40.
92. Milovic L, Sedmak A, Sedmak S, Putic S, Zrilic M. Numerical and analytical modeling of elastic-plastic fracture mechanics parameters. *Mater Sci Forum.* 2007;555:565-70.
93. Sedmak S, Sedmak A, Arsic M, Tuma JV. An experimental verification of numerical models for the fracture and fatigue of welded structures. *Mater Tehnol.* 2007 Jul-Aug;41(4):173-8.
94. Perovic M, Veljic D, Rakin M, Radovic N, Sedmak A, Bajic N. Friction-Stir Welding of High-Strength Aluminium Alloys and a Numerical Simulation of the Plunge Stage. *Mater Tehnol.* 2012 May-Jun;46(3):215-21.
95. Lin CL, Chang CH, Cheng CS, Wang CH, Lee HE. Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar. *Comput Meth Prog Bio.* 1999 Jun;59(3):187-95.
96. Mohammed Ibrahim M, Thulasingham C, Nasser KS, 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 Sep;11(3):165-71.
97. Perez MA, Prados-Frutos JC, Bea JA, Doblare M. Stress transfer properties of different commercial dental implants: a finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2012;15(3):263-73.
98. Lee JS, Cho IH, Kim YS, Heo SJ, Kwon HB, Lim YJ. Bone-implant interface with simulated insertion stress around an immediately loaded dental implant in the anterior maxilla: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Mar-Apr;27(2):295-302.
99. Kasai K, Takayama Y, Yokoyama A. Distribution of occlusal forces during occlusal adjustment of dental implant prostheses: a nonlinear finite element analysis

- considering the capacity for displacement of opposing teeth and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Mar-Apr;27(2):329-35.
100. Hasegawa A, Shinya A, Lassila LV, Yokoyama D, Nakasone Y, Vallittu PK. Accuracy of three-dimensional finite element modeling using two different dental cone beam computed tomography systems. *Odontology*. 2012 Jun 23.
101. Frisardi G, Barone S, Razionale AV, Paoli A, Frisardi F, Tullio A, et al. Biomechanics of the press-fit phenomenon in dental implantology: an image-based finite element analysis. *Head Face Med*. 2012;8:18.
102. Fatalla AA, Song K, Du T, Cao Y. A Three-Dimensional Finite Element Analysis for Overdenture Attachments Supported by Teeth and/or Mini Dental Implants. *J Prosthodont*. 2012 Jul 27.
103. Desai SR, Desai MS, Katti G, Karthikeyan I. Evaluation of design parameters of eight dental implant designs: a two-dimensional finite element analysis. *Niger J Clin Pract*. 2012 Apr-Jun;15(2):176-81.
104. Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Hubalkova H, Nesvit V, Shevchenko A. Importance of diameter-to-length ratio in selecting dental implants: a methodological finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2012 May 22.
105. Chu CM, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. *J Periodontol*. 2012;83(1):111-8.
106. Chang CL, Chen CS, Huang CH, Hsu ML. Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization method. *Med Eng Phys*. 2012 Sep;34(7):999-1008.
107. Winter W, Steinmann P, Holst S, Karl M. Effect of geometric parameters on finite element analysis of bone loading caused by nonpassively fitting implant-supported dental restorations. *Quintessence Int*. 2011 Jun;42(6):471-8.
108. Vasco MA, Hecke MB, Bezzon OL. Analysis of short implants and lateralization of the inferior alveolar nerve with 2-stage dental implants by finite element method. *J Craniofac Surg*. 2011 Nov;22(6):2064-71.
109. Vanegas-Acosta JC, Landinez PN, Garzon-Alvarado DA, Casale RM. A finite element method approach for the mechanobiological modeling of the osseointegration of a dental implant. *Comput Methods Programs Biomed*. 2011 Mar;101(3):297-314.
110. Sarmah A, Mathur AK, Gupta V, Pai VS, Nandini S. Finite element analysis of dental implant as orthodontic anchorage. *J Contemp Dent Pract*. 2011 Jul-Aug;12(4):259-64.

111. Han XL, Liu ZW, Li YT. [Three dimensional finite element analysis of biomechanical distribution of dental implants with immediate loading]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2011 Apr;29(2):121-4.
112. Stamenković D. et al. *Stomatološki materijali*. knjiga 2 Stomatološki fakultet, Beograd. 2012.
113. Maneski T. *Kompjutersko modeliranje i proračun struktura*. MF Beograd, 1998, ISBN 86-7083-319-0. 1998.
114. Rašković D. *Otpornost materijala*. Beograd: Građevinska knjiga. 1990.
115. Šimić V. *Otpornost materijala 1*. Školska knjiga, Zagreb. 1992.
116. Miletic V, Manojlovic D, Milosevic M, Mitrovic N, Stankovic TS, Maneski T. Analysis of local shrinkage patterns of self-adhering and flowable composites using 3D digital image correlation. *Quintessence Int*. 2011 Oct;42(9):797-804.
117. Thomas TY. Combined Elastic and Von Mises Stress-Strain Relations. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 1955 Nov 15;41(11):908-10.
118. ***:www.gom.com.
119. W.H. Peters WR. "Digital imaging techniques in experimental stress analysis". *Optical Engineering*. 1982;21:427-31.
120. Aleksandar Sedmak MM, Nenad Mitrovic, Aleksandar Petrovic, Tasko Manevski. Digital image correlation in experimental mechanical analysis. *Structural Integrity and Life*. 2012;12(1):39–42.
121. Milosevic M, Miletic V, Mitrovic N, Manojlovic D, Stankovic TS, Maneski T. Measurement of Local Deformation Fields in Dental Composites Using 3d Optical System. *Chem Listy*. 2011;105:S751-S3.
122. Mitrovic N. MM, Sedmak A., Petrovic A., Prokic-Cvetkovic R. Application and Mode of Operation of Non-Contact Stereometric Measuring System of Biomaterials. *FME Transactions*. 2011;39(2):55-60.
123. Sojic LT, 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*. 2012 Jun;29(2):e851-7.
124. Tanasic I, Tihacek-Sojic L, Lemic AM, Djuric M, Mitrovic N, Milosevic M, et al. Optical Aspect of Deformation Analysis in the Bone-Denture Complex. *Collegium Antropol*. 2012 Mar;36(1):173-8.

125. Besnard G, Leclerc H, Hild F, Roux S, Swiergiel N. Analysis of image series through global digital image correlation. *J Strain Anal Eng.* 2012 May;47(4):214-28.
126. Bruck P, Esselman T, Fallin M. Digital image correlation for nuclear. *Nucl Eng Int.* 2012 Apr;57(693):28-31.
127. Caminero MA, Pavlopoulou S, Lopez-Pedrosa M, Nicolaisson BG, Pinna C, Soutis C. Using Digital Image Correlation Techniques for Damage Detection on Adhesively Bonded Composite Repairs. *Adv Compos Lett.* 2012;21(2):51-7.
128. Kerl J, Parittotokkaporn T, Frasson L, Oldfield M, Baena FRY, Beyrau F. Tissue deformation analysis using a laser based digital image correlation technique. *J Mech Behav Biomed.* 2012 Feb;6:159-65.
129. Peng MK, Ho YC, Wang WC, Chui YH, Gong M. Measurement of wood shrinkage in jack pine using three dimensional digital image correlation (DIC). *Holzforschung.* 2012 Jul;66(5):639-43.
130. Reu P. Introduction to Digital Image Correlation: Best Practices and Applications. *Exp Techniques.* 2012 Jan-Feb;36(1):3-4.
131. Klefsjo B. Statistical quality control: Using Excel. *Qual Prog.* 1999 Nov;32(11):121-+.
132. Bouschlicher MR, Vargas MA, Boyer DB. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Am J Dent.* 1997 Apr;10(2):88-96.
133. Condon JR, Ferracane JL. Reduction of composite contraction stress through non-bonded microfiller particles. *Dent Mater.* 1998 Jul;14(4):256-60.
134. Feilzer AJ, Dauvillier BS. Effect of TEGDMA/BisGMA ratio on stress development and viscoelastic properties of experimental two-paste composites. *J Dent Res.* 2003 Oct;82(10):824-8.
135. Skrtic D, Stansbury JW, Antonucci JM. Volumetric contraction and methacrylate conversion in photo-polymerized amorphous calcium phosphate/methacrylate composites. *Biomaterials.* 2003 Jun;24(14):2443-9.
136. Fleming GJ, Khan S, Afzal O, Palin WM, Burke FJ. Investigation of polymerisation shrinkage strain, associated cuspal movement and microleakage of MOD cavities restored incrementally with resin-based composite using an LED light curing unit. *J Dent.* 2007 Feb;35(2):97-103.
137. Jantarat J, Panitvisai P, Palamara JE, Messer HH. Comparison of methods for measuring cuspal deformation in teeth. *J Dent.* 2001 Jan;29(1):75-82.

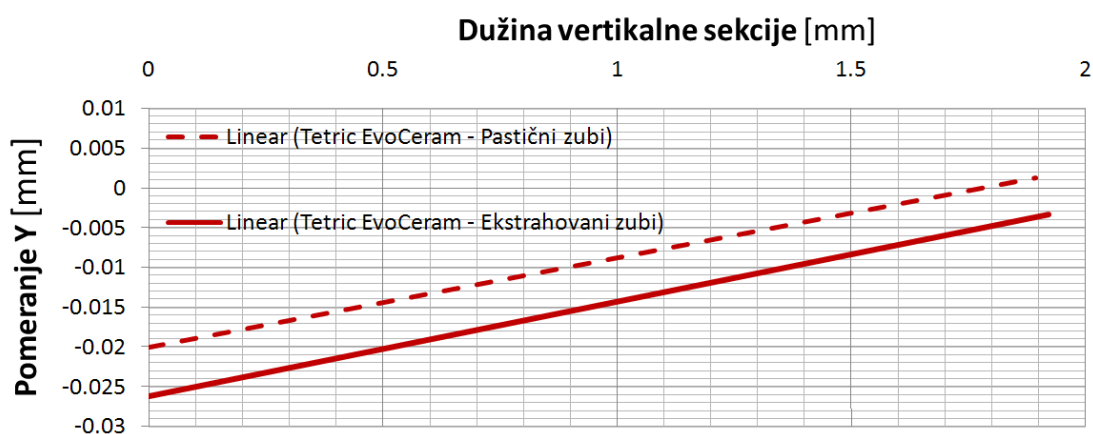
138. Atai M, Watts DC. A new kinetic model for the photopolymerization shrinkage-strain of dental composites and resin-monomers. *Dent Mater.* 2006 Aug;22(8):785-91.
139. Miyasaka T, Okamura H. Dimensional change measurements of conventional and flowable composite resins using a laser displacement sensor. *Dent Mater J.* 2009 Sep;28(5):544-51.
140. Li J, Fok AS, Satterthwaite J, Watts DC. Measurement of the full-field polymerization shrinkage and depth of cure of dental composites using digital image correlation. *Dent Mater.* 2009 May;25(5):582-8.
141. Leprince J, Palin WM, Mullier T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. *J Oral Rehabil.* 2010 May 1;37(5):364-76.
142. Stansbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites. *Dent Mater.* 2005 Jan;21(1):56-67.
143. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987 Nov;66(11):1636-9.
144. Watts DC, Marouf AS, Al-Hindi AM. Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development. *Dent Mater.* 2003 Jan;19(1):1-11.
145. Kinomoto Y, Torii M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J Dent.* 1998 Mar;26(2):165-71.
146. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites. *J Dent.* 1999 Jul;27(5):383-9.
147. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Polymerization contraction stresses of resin-based composite restorations within beveled cavity preparations of Class I restorations. *Am J Dent.* 2003 Apr;16(2):139-43.
148. Versluis A, Tantbirojn D. Theoretical considerations of contraction stress. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 1999 Nov(25):S24-32; quiz S73.
149. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations--a 3D finite element analysis. *Dent Mater.* 2002 Jun;18(4):295-303.
150. Laughlin GA, Williams JL, Eick JD. The influence of system compliance and sample geometry on composite polymerization shrinkage stress. *J Biomed Mater Res.* 2002;63(5):671-8.

151. Perdigao J, Geraldeli S. Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15(1):32-41; discussion 2.
152. Powers RY, JM. Bond Strength of Filtek™LS System to Tooth Structure. *The Dental Advisor* 12. 2007.
153. Nakabayashi N. Dental biomaterials and the healing of dental tissue. *Biomaterials.* 2003 Jun;24(13):2437-9.
154. Burrow MF, Harada N, Kitasako Y, Nikaido T, Tagami J. Seven-year dentin bond strengths of a total- and self-etch system. *Eur J Oral Sci.* 2005 Jun;113(3):265-70.
155. Chuang SF, Chang CH, Yaman P, Chang LT. Influence of enamel wetness on resin composite restorations using various dentine bonding agents: part I-effects on marginal quality and enamel microcrack formation. *J Dent.* 2006 May;34(5):343-51.
156. Brannstrom M, Astrom A. The hydrodynamics of the dentine; its possible relationship to dentinal pain. *Int Dent J.* 1972 Jun;22(2):219-27.
157. Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A. Composite resin restoration and postoperative sensitivity: clinical follow-up in an undergraduate program. *J Dent.* 2001 Jan;29(1):7-13.

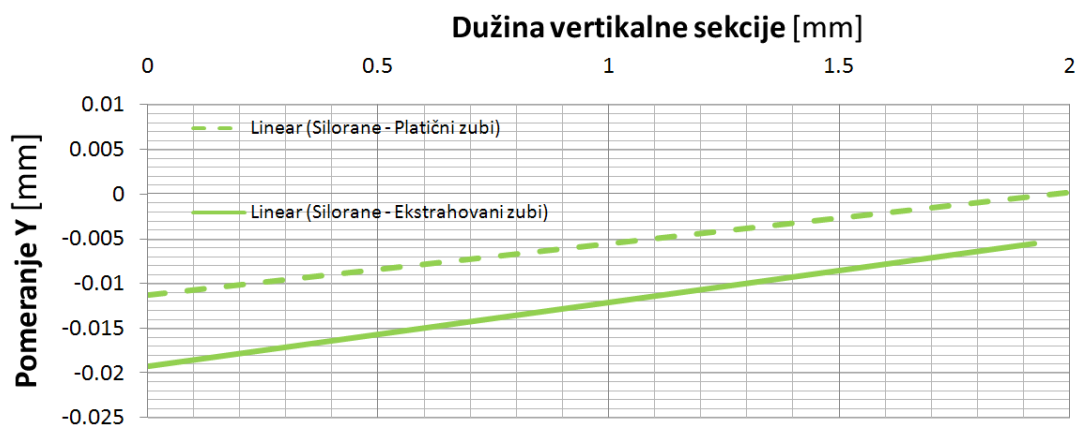
DODATAK 1

UPOREDNI PRIKAZ REZULTATA ZA PLASTIČNE I EKSTRAHOVANE
ZUBEP.1 Funkcionalne veze pomeranja u pravcu Y ose i dužine karakteristične
sekcije analiziranih kompozita

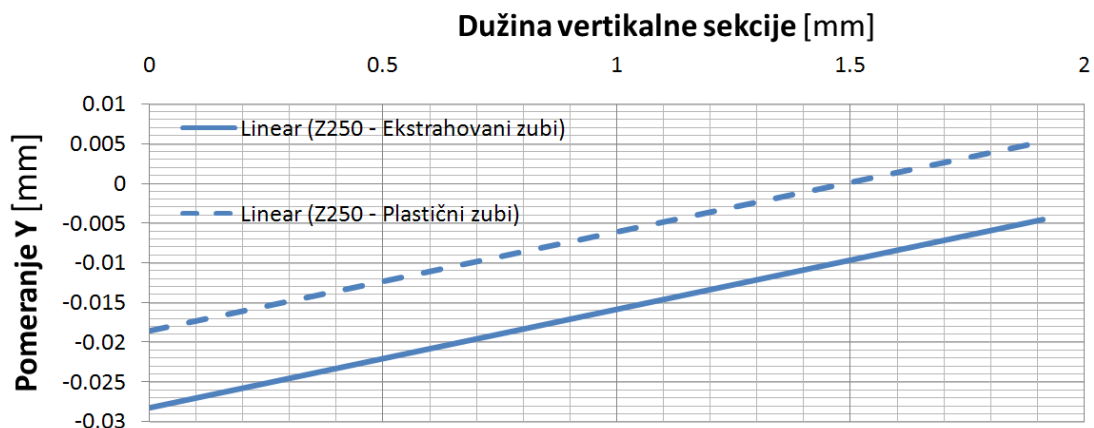
P.1.1 Analiza pomeranja vertikalne sekcije



Slika P.1 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Y ose i dužine vertikalne sekcije za Tetric EvoCeram u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

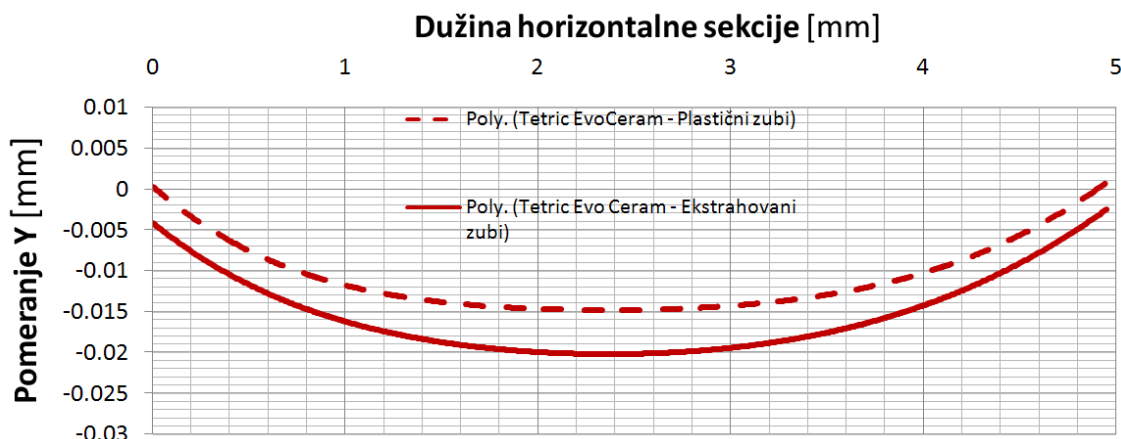


Slika P.2 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Y ose i dužine vertikalne sekcije za Silorane u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

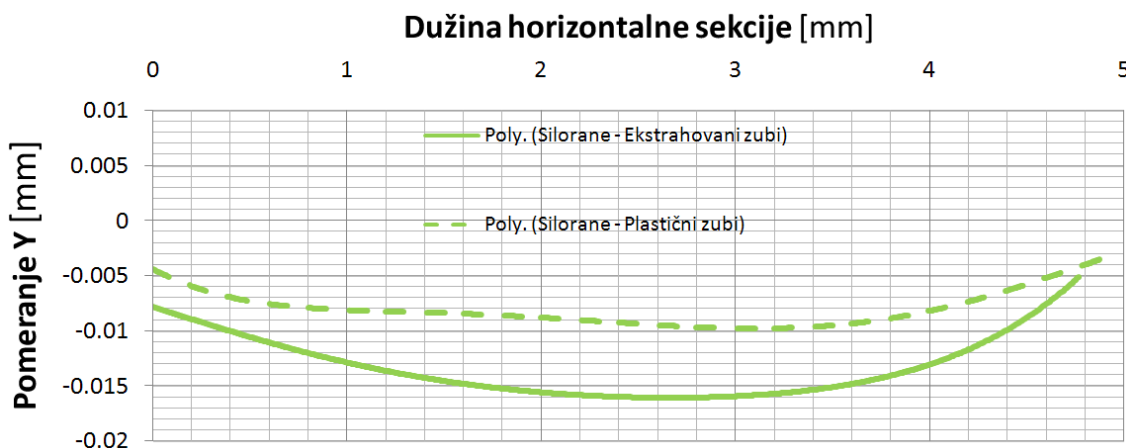


Slika P.3 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Y ose i dužine vertikalne sekcije za Z250 u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

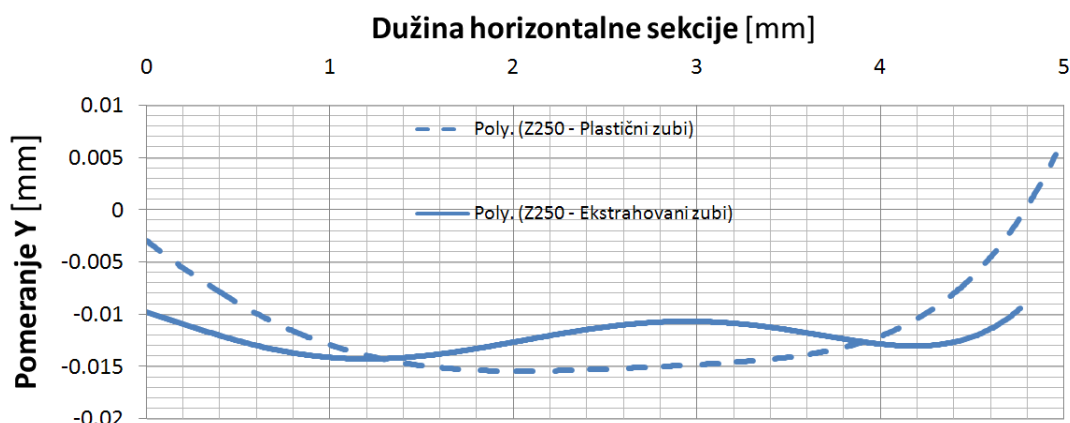
P.1.2 Analiza pomeranja horizontalne sekcije



Slika P.4 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Y ose i dužine horizontalne sekcije za Tetric EvoCeram u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

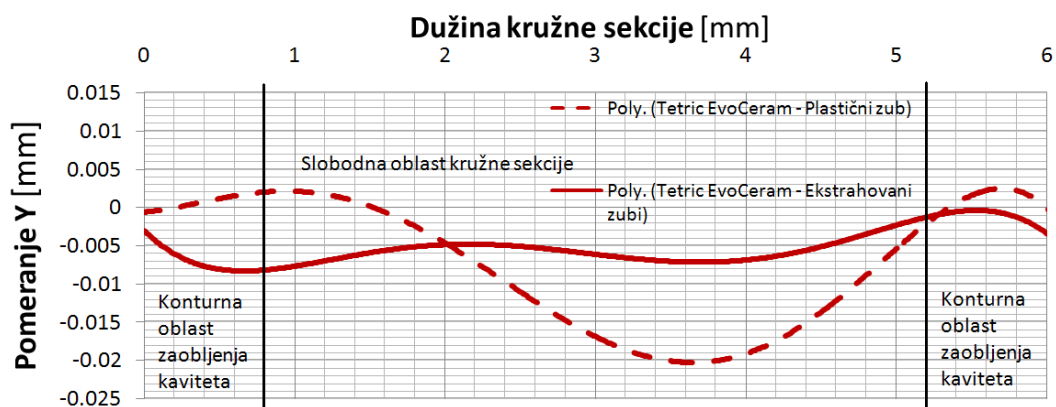


Slika P.5 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Y ose i dužine horizontalne sekcije za Silorane u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

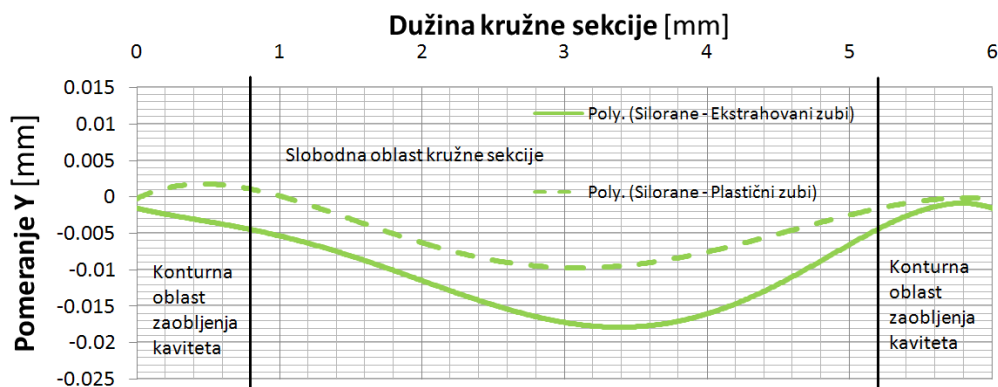


Slika P.6 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Y ose i dužine horizontalne sekcije za Z250 u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

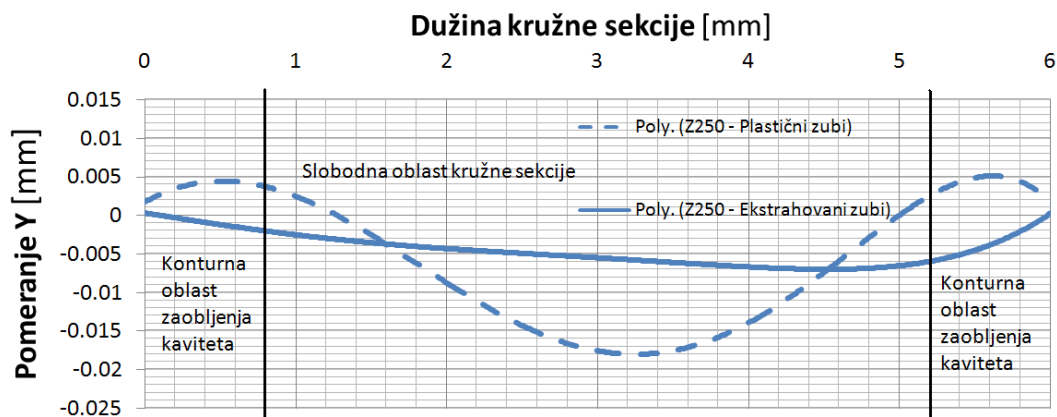
P.1.3 Analiza pomeranja kružne sekcije



Slika P.7 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Y ose i dužine kružne sekcije za Tetric EvoCeram u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima



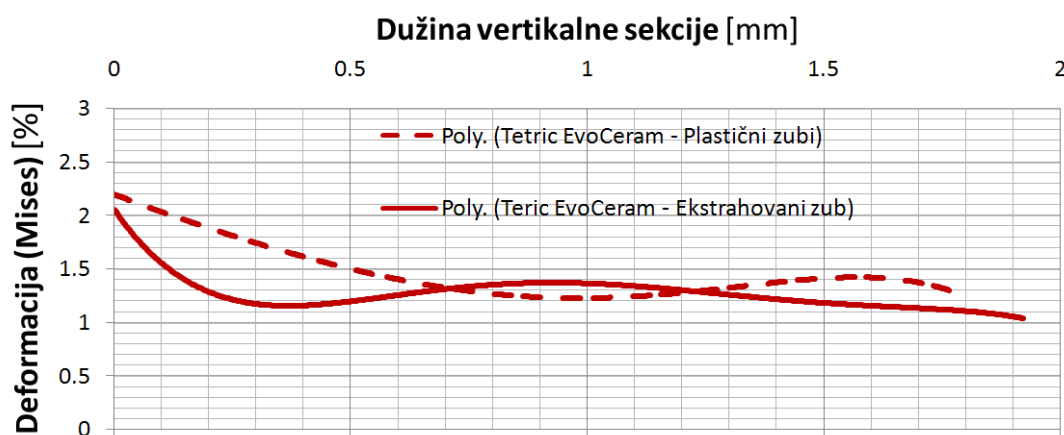
Slika P.8 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Y ose i dužine kružne sekcije za Silorane u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima



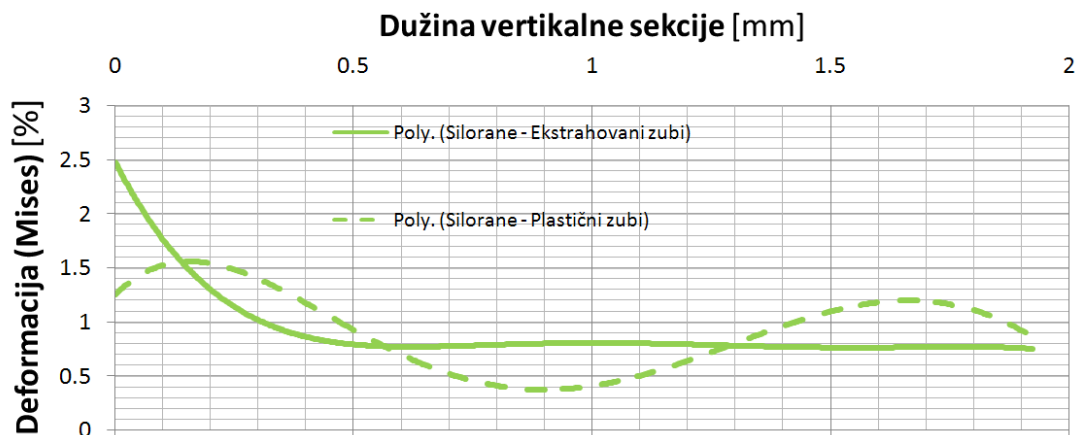
Slika P.9 Funkcionalna zavisnost pomeranja u pravcu Y ose i dužine kružne sekcije za Z250 u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

P.2 Funkcionalne veze deformacije i dužine karakteristične sekcije analiziranih kompozita

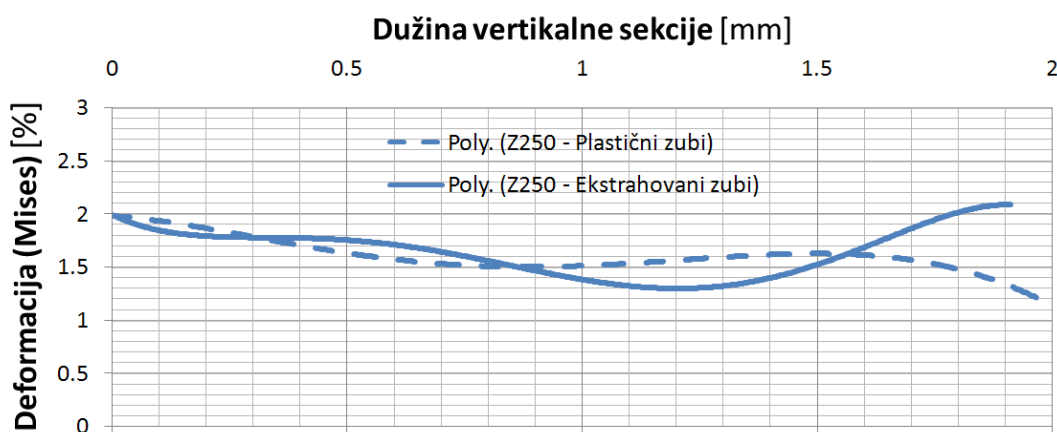
P.2.1 Analiza deformacije vertikalne sekcije



Slika P.10 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine vertikalne sekcije za Tetric EvoCeram u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

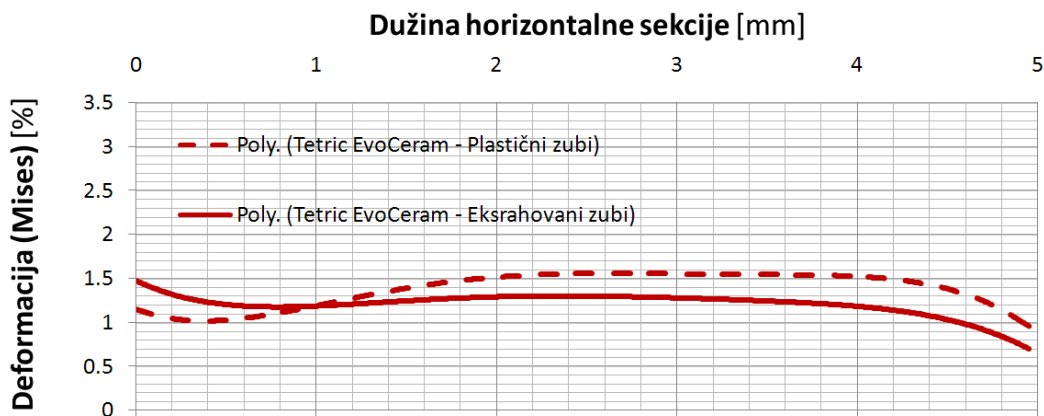


Slika P.11 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine vertikalne sekcije za Silorane u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

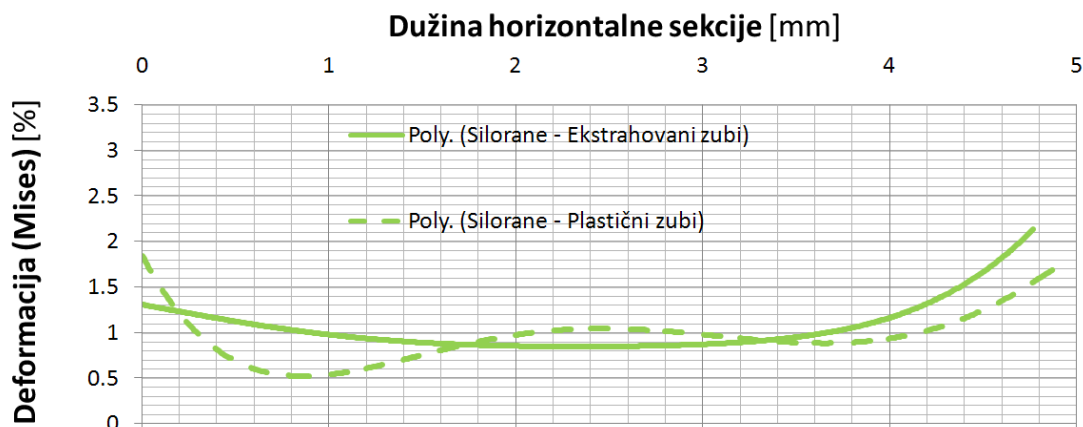


Slika P.12 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine vertikalne sekcije za Z250 u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

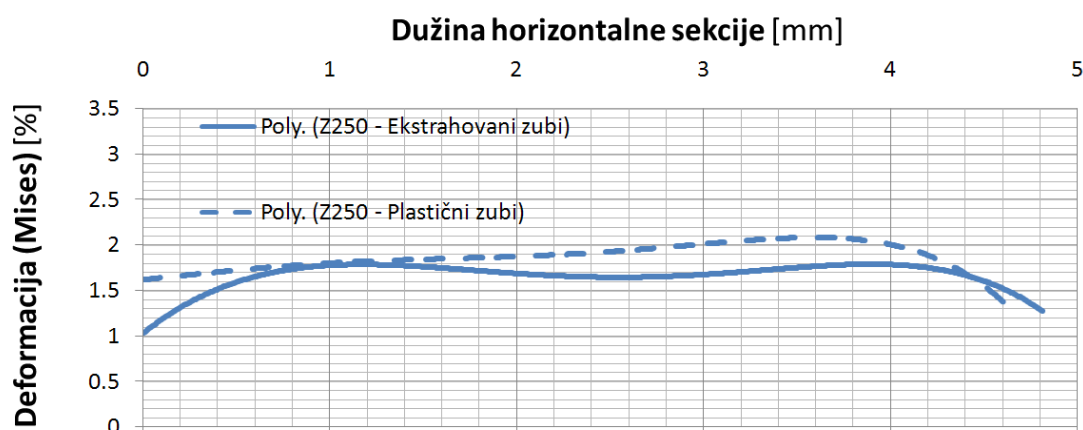
P.2.2 Analiza deformacije horizontalne sekcije



Slika P.13 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine horizontalne sekcije za Tetric EvoCeram u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

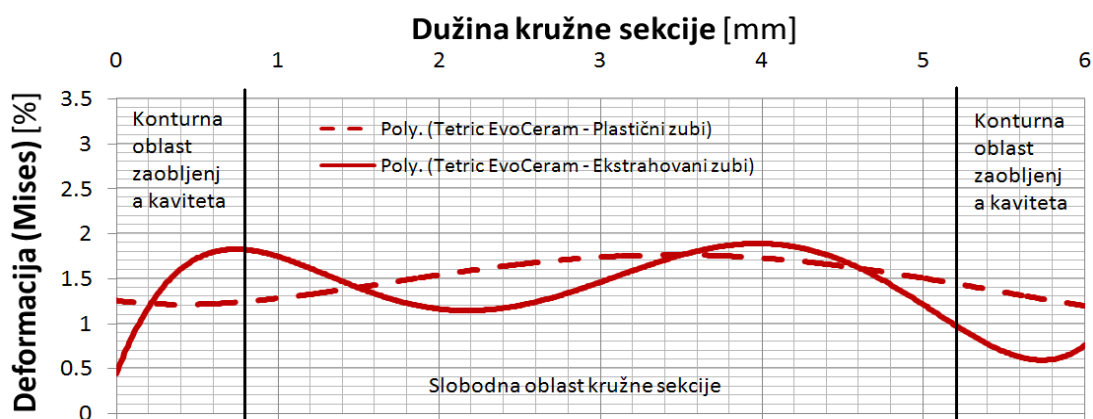


Slika P.14 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine horizontalne sekcije za Silorane u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

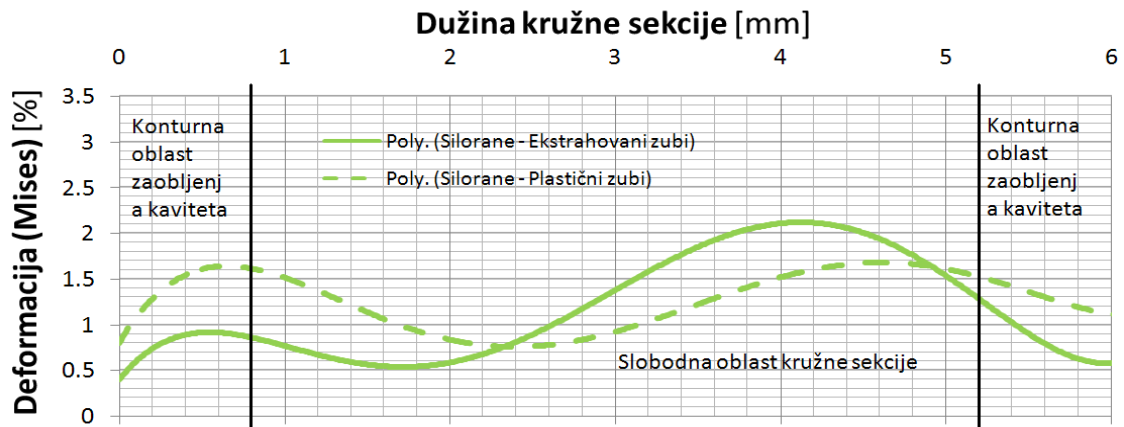


Slika P.15 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine horizontalne sekcije za Z250 u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

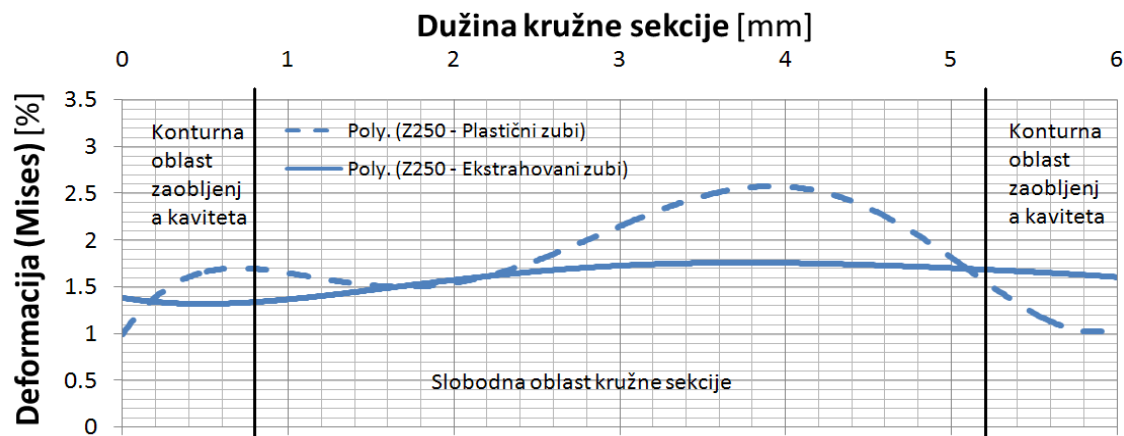
P.2.3 Analiza deformacije kružne sekcije



Slika P.16 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine kružne sekcije za Tetric EvoCeram u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima



Slika P.17 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine kružne sekcije za Silorane u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima



Slika P.18 Funkcionalna zavisnost deformacije i dužine kružne sekcije za Z250 u kavitetima na plastičnim i ekstrahovanim zubima

BIOGRAFSKI PODACI AUTORA

Miloš Milošević rođen je 28.07.1984. godine u Beogradu. Osnovnu školu Ilija Birčanin i Zemunsku gimnaziju završio je u Beogradu. Diplomirao je na Mašinskom fakultetu, Univerziteta u Beogradu 2008. godine na Katedri za procesnu tehniku, sa prosečnom ocenom 9,05 (devet i 5/100). Odbranio je diplomski rad sa ocenom 10 (deset) na temu "Idejno rešenje postrojenja za peletiranje drvnog otpada, kapaciteta 8 t/h". Doktorske studije upisao je na Mašinskom fakultetu, Univerziteta u Beogradu 2008. godine.

Zaposlen je u zvanju istraživač-saradnik u Inovacionom centru Mašinskog fakulteta u Beogradu od 2008. godine. Tokom dosadašnjeg rada ovladao je korišćenjem programa za eksperimentalnu 3D optičku analizu deformacija i pomeranja različitih materijala i konstrukcija. Tokom doktorskih studija angažovan je kao saradnik u izvođenu nastave na predmetu "Integritet konstrukcija" na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu. Akreditovani predavač, autor i koordinator bio je na programu stručnog usavršavanja u obrazovanju i vaspitanju pod nazivom "Program zaštite životne sredine-savremena tehnologija i održivi razvoj", Zavoda Za Unapređivanje Obrazovanja i Vaspitanja, Republike Srbije od 2009. do 2012. godine.

U dosadašnjem stručnom i istraživačkom radu učestvovao je u više međunarodnih projekata, uključujući projekte koje je finansiralo Ministarstvo za nauku. Aktivan je član istraživačke grupe DentalNet Univerziteta u Beogradu i Društva za integritet i vek konstrukcija. Koristi engleski jezik na konverzacijskom nivou, a na osnovnom nivou vlada ruskim jezikom. Autor je i koautor na više od 25 stručnih i naučnih radova, koji su saopšteni na naučnim skupovima ili objavljeni u časopisima različitih kategorija, a od toga 7 (sedam) radova štampano je u međunarodnim časopisima koji imaju impakt faktor na SCI listi. Za tri prezentovana rada, kao autor i koautor, dobio je nagrade za najbolje selektovane radove na međunarodnim konferencijama.

Прилог 1.

Изјава о ауторству

Потписан Милош С. Милошевић

број индекса D9/08

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

ТРОДИМЕНЗИОНАЛНА ОПТИЧКА АНАЛИЗА ДЕФОРМАЦИЈА
ПОЛИМЕРИЗАЦИЈСКЕ КОНТРАКЦИЈЕ СТОМАТОЛОШКИХ КОМПОЗИТНИХ
МАТЕРИЈАЛА НА БАЗИ СМОЛЕ

- 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 ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

Потпис докторнда

У Београду, 09.11.2012.



Прилог 2.

**Изјава о истоветности штампане и електронске
верзије докторског рада**

Име и презиме аутора Милоша С. Милошевића
Број индекса D9/08
Студијски програм _____
Наслов рада ТРОДИМЕНЗИОНАЛНА ОПТИЧКА АНАЛИЗА
ДЕФОРМАЦИЈА ПОЛИМЕРИЗАЦИЈСКЕ КОНТРАКЦИЈЕ СТОМАТОЛОШКИХ
КОМПОЗИТНИХ МАТЕРИЈАЛА НА БАЗИ СМОЛЕ
Ментор Проф. др Александар Седмак

Потписан _____ Милош С. Милошевић _____

Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао 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, 09.11.2012.



Прилог 3.

Изјава о коришћењу

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

ТРОДИМЕНЗИОНАЛНА ОПТИЧКА АНАЛИЗА ДЕФОРМАЦИЈА ПОЛИМЕРИЗАЦИЈСКЕ КОНТРАКЦИЈЕ СТОМАТОЛОШКИХ КОМПОЗИТНИХ МАТЕРИЈАЛА НА БАЗИ СМОЛЕ

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предала 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 одлучла.

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, 09.11.2012.



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.