



UNIVERZITET U BEOGRADU
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Milica S. Jovanović-Medojević

ANALIZA DEFORMACIJA I LOMA
ROTIRAJUĆIH NIKLTITANIJUMSKIH
INSTRUMENATA NAKON PREPARACIJE
RAZLIČITIH KANALSKIH SISTEMA

Doktorska disertacija

BEOGRAD, 2020.



UNIVERSITY OF BELGRADE
SCHOOL OF DENTAL MEDICINE

Milica S. Jovanović-Medojević

ANALYSIS OF DEFORMATION AND
FRAGMENT BREAKAGE OF ROTARY NICKEL-
TITANIUM INSTRUMENTS AFTER
PREPARATION OF DIFFERENT
ROOT CANAL SYSTEMS

Doctoral Dissertation

BEOGRAD, 2020.

Mentor:

Prof. dr Slavoljub Živković,

redovni profesor, Klinika za bolesti zuba, Stomatološki fakultet, Univerzitet u Beogradu

Članovi komisije:

Prof. dr Đurica Grga,

redovni profesor, Klinika za bolesti zuba, Stomatološki fakultet, Univerzitet u Beogradu

Prof. dr Lidija Matija,

redovni profesor, Katedra za biomedicinsko inženjerstvo, Mašinski fakultet, Univerzitet u Beogradu

Prof. dr Kristina Šarić,

redovni profesor, Katedra za petrologiju i geochemiju, Rudarsko-geološki fakultet, Univerzitet u Beogradu

Prof. dr Jugoslav Ilić,

vanredni profesor, Klinika za bolesti zuba, Stomatološki fakultet, Univerzitet u Beogradu

Doc. dr Violeta Petrović,

Klinika za bolesti zuba, Stomatološki fakultet, Univerzitet u Beogradu

Datum odbrane:

Želela bih da se zahvalim Prof dr Vladimiru Filipoviću, za ukazano poverenje i neizmernu pomoć na početku profesionalnog razvoja.

Najveću zahvalnost dugujem svom mentoru, Prof dr Slavoljubu Živkoviću, za strpljenje i podršku u mojoj naučnoj karijeri. Njegova posvećenost i stručnost su bili od neprocenjive vrednosti tokom izrade ove teze, ali i motiv za nove ciljeve i izazove.

Deo eksperimentalnog istraživanja u sklopu ovog rada je izvršen u SEM-EDS laboratoriji Rudarsko-geološkog fakulteta Univerziteta u Beogradu i ovom prilikom se zahvaljujem Prof dr Suzani Erić, Prof dr Vladići Cvetković, Aleni Zdravković, Bojanu Kostiću, koji su mi otvorili vrata svoje laboratorije. Svojom stručnošću i strpljenjem uveli su me u svet elektronske mikroskopije, omogućili izvođenje eksperimenta i nastanak sjajnih mikrofotografija i analiza.

Zahvalnost dugujem prof dr Lidiji Matiji na pruženoj šansi za rad u Nanolab laboratoriji na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Beogradu, pod nesebičnim rukovodstvom profesora dr Đure Koruge. Velika zahvalnost na stručnoj pomoći tokom izvođenja i obradi rezultata OMIS metode Aleksandri Dragičević.

Zahvalnost za Prof dr Đuricu Grgu koji je uvek imao pravu reč u pravom trenutku.

Doc dr Đorđu Stratimiroviću, na izvođenju statističke analize i stručnim savetima u vezi fizičkih pojmova kojima ovaj rad obiluje.

Zahvalnost Prof dr Jugoslavu Iliću i Doc dr Violeti Petrović na stručnoj pomoći i savetima.

Posebna zahvalnost, Prof dr Kristini Šarić na nesebičnoj pomoći, stručnim savetima i smernicama, ali i podršci u svakom pogledu.

Divnim damama Biblioteke Stomatološkog fakulteta, dr Jeleni Jaćimović, Ružici Petrović i Nataši Perović-Zarić, na velikoj pomoći u prikupljanju i obradi literaturnih podataka.

Zahvalnost svim zaposlenim na Klinici za Bolesti zuba, na razumevanju i divnim zajedničkim trenucima.

I na kraju, zahvalnost mojoj porodici na podršci i ljubavi koju mi pružaju.

ANALIZA DEFORMACIJA I LOMA ROTIRAJUĆIH NIKLTITANIJUMSKIH INSTRUMENATA NAKON PREPARACIJE RAZLIČITIH KANALSKIH SISTEMA

SAŽETAK

Savremena klinička endodoncija je težak i zahtevan mikrohiruški zahvat koji se sastoji se od niza postupaka, počev od formiranja kaviteta i pristupa kanalima pa sve do adekvatne trodimenzionalne opturacije očišćenog endodontskog prostora. Da bi bila uspešna, endodontska terapija mora zadovoljiti biološke i mehaničke ciljeve. Biološki aspekt se sprovodi adekvatnim debridmanom i dezinfekcijom unutrašnjeg endodontskog prostora, dok se mehanički ostvaruje preparacijom kanala u vidu konusa, uz maksimalno čuvanje originalne endodontske morfologije.

Tokom poslednjih decenija, mašinska obrada kanala korena uz primenu niktitanijumskih (NiTi) instrumenata, postala je standardna klinička procedura. Mašinski NiTi instrumenti, različitog dizajna i veličine, omogućili su lakšu i bržu instrumentaciju uklanjajući manju količinu dentina, uz značajno manju kanalnu transportaciju, bolju mogućnost centritanja duž kanala i bolju prilagođenost povijenosti kanala korena, posebno u apikalnoj zoni. Primena NiTi za izradu rotirajućih endodontskih instrumenata iskoristila je superelastična svojstva legure, njenu sposobnost povratka u prvobitni oblik (*shape-memory effect*), kao i visok stepen otpornosti na koroziju. Upotreba rotirajućih NiTi instrumenata u endodontskoj proceduri znatno olakšava i ubrzava njeno izvođenje, ali sa mogućnošću pojave proceduralnih greški (promena oblika kanala, formiranje stepenika i useka, transportacija, perforacija zida kanala, formiranje peščanog sata i fraktura instrumenta u kanalu).

Fraktura NiTi instrumenta je najkompleksnija greška tokom mašinske instrumentacije. Za razliku od instrumenata od nerđajućeg čelika koji se vidno deformišu pre frakture, rotirajući NiTi instrumenti se vrlo često lome bez upozorenja i vidljivih znakova deformacije. Fraktura mašinskih NiTi instrumenata može nastati kao rezultat torzionog naprežanja, cikličnog zamora, ili kombinacijom ova dva faktora. Mogućnost frakture NiTi instrumenata svakako je povećana njihovom primenom u povijenim kanalskim sistemima ali i korišćenjem prekomerne sile tokom instrumentacije. Prisustvo iregularnosti površinske strukture i taloženje različitih naslaga na novim nekorišćenim instrumentima takođe može uticati na deformaciju i lom ovih instrumenata. Mogućnost deformacije ili čak loma instrumenata zavisi od brojnih različitih faktora: vrste materijala od kog su izrađeni instrumenti, anatomskih osobina kanala koji se obrađuju, dinamike i učestalosti primene instrumenata u kanalu, načina pripreme i sterilizacije, dizajna radnog dela instrumenta, kao i primene različitih hemijskih sredstava tokom instrumentacije. Svi ovi faktori su svakako i u bliskoj vezi sa manuelnom spretnošću i stručnošću terapeuta.

Zalomljeni instrumenti su definitivno smetnja pri obradi, irigaciji i opturaciji kanala korena i mogu nepovoljno uticati na ishod endodontske terapije. Teškoće pri uklanjanju zalomljenih fragmenata mogu uzrokovati prekomerno uklanjanje dentina korena, što dodatno može oslabiti koren, ili čak dovesti do njegove perforacije. Posledice koje ova komplikacija uzrokuje, najčešći su razlog izbegavanja mašinske instrumentacije u endodontskoj proceduri.

Imajući u vidu važnost predviđanja eventualnog loma NiTi rotirajućih turpija postavljen je osnovni **CILJ** istraživanja analize i provere površinskih i strukturnih promena, odnosno, nanostrukturnih karakteristika novih i NiTi rotirajućih instrumenata upotrebljenih u kanalskim sistemima različite povijenosti.

Ispitivano je pet različitih sistema NiTi instrumenata različitog dizajna i bez ikakve prethodne pripreme: K3 (SybronEndo Co, USA), M Two (VDW, Munich, Germany), Pro Taper Universal (Dentsply Maillefer, Switzerland), Hy Flex (Coltene Whaledent gruppe, Switzerland) i BioRaCe (FKG DENTAIRE Swiss Dental Produkts, Switzerland).

Skening Elektronska Mikroskopija (SEM) sa energetske-disperzivnom spektrometrijom (EDS) je izvedena u SEM-EDS laboratoriji Rudarsko-geološkog fakulteta Univerziteta u Beogradu i primenjena je na novim i instrumentima nakon instrumentacije u kanalima različite povijenosti. Analizirane su apeksna i srednja trećina instrumenta iz dva različita pravca, za svaku površinu instrumenta su napravljena po tri snimka, na uvećanjima od 150 do 2000X. SEM fotografije novih instrumenata (540 slika) i instrumenata nakon instrumentacije (700 slika) su pregledane i verifikovale prisustvo različitih tipova defekata: Ocena 1 - Bez vidljivog defekta, Ocena 2 – jamičasta udubljenja (Pitting), Ocena 3 – žljebovi (Fretting), Ocena 4 – mikrofrakture (Microfractures), Ocena 5 – potpune frakture (Complete fracture), Ocena 6 -metalna uglačanost (Metal flash), Ocena 7 – metalni opiljci (Metal strips), Ocena 8 – tupe sečivne ivice (Blunt cutting edge), Ocena 9 - Prekid sečivne ivice (Disruption of cutting edge), Ocena 10 – Korozija (Corrosion), Ocena 11 – prisustvo debrija (Debris). Urađena je kvalitativna analiza ali bez kvantifikovanja dobijenih rezultata. Semikvantitativnom, EDS analizom, utvrđen je hemijski sastav zatečene nečistoće.

Rezultati analize prisustva različitih nepravilnosti i grešaka tokom procesa izrade su pokazali da su svi novi ispitivani instrumenti imali bar jedan defekt na svojoj površini. Najviše defekata je uočeno u sistemima K3 (27,43%) i ProTaper grupe (27,21%). Pojava defekata na novim NiTi instrumentima je u MTwo grupi zabeležena u 20,43% a u HyFlex grupi 17,2%. Najmanji procenat zastupljenosti defekata na apikalnoj i srednjoj površini pokazali su BioRaCe setovi instrumenata (7,67%). Prisustvo žljebova na površini radnog dela novih NiTi setova instrumenata. Najučestaliji tip defekta na površinama radnog dela novih rotirajućih NiTi endodontskih instrumenata je pojava žljebova, a zatim pojava debrisa i metalnih opiljaka.

Analiza defekata na setovima nakon instrumentacije je pokazala najveću zastupljenost defekata u na instrumentima koji su upotrebljeni za preparaciju izrazito povijenih kanala (41%). Najzastupljeniji defekt je pojava korozije u procentu od 62,8%. Korozija nije uočena na BioRace instrumentima, koji su imali najmanji stepen defekata uopšte.

Kompletna fraktura nakon instrumentacije je uočena na pet instrumenata, u setovima MTwo, Pro Taper i BioRaCe, dok u sistemima K3 i HyFlex nije zapažena. Frakturirani MTwo i BioRaCe instrumenti su pokazali torzioni tip frakture, a proTaper instrument usled cikličnog zamora. Na Mtwo i HyFlex instrumentima nakon instrumentacije uočeno je odmotavanje, ispravljanje i uvijanje navoja NiTi instrumenata a zastupljenost ovog defekta je bila najveća u apikalnoj trećini najkompleksnije eksperimentalne grupe oba seta. EDS analiza frakturnih površina je ukazala na veliki maseni udeo kisenika na frakturnoj površini instrumenata, i time dokazala uticaj kontaminacije legure i njihovu osetljivost na frakturu. Različite vrednosti masenog procenta nikla i titanijuma na različitim mestima frakturnih površina svih ispitivanih instrumenata ukazuju na promenu mikrostrukture, koja je i uzrokovala njihovu frakturu.

Rezultati ove studije su pokazali da stereomikroskopija (Stereomikroskop, Boeco BSZ-405, Germany, sa integrisanom digitalnom kamerom, na uvećanju od trideset puta), nije pouzdana metoda u detekciji deformacija NiTi instrumenata pre i nakon instrumentacije.

Analiza frakturiranih instrumenata je osim pomoću SEM-a, izvršena i mikroskopskom tehnologijom (na nanonivou), primenom optomagnetne imidžing spektroskopije (OMIS). OMIS metoda je proistekla iz AFM metode (mikroskopija atomske sile) a patentirana je i sprovedena u NanoLab-u Mašinskog fakulteta Univerziteta u Beogradu.

Rezultati studije su pokazali da nakon instrumentacije dolazi do promene magnetnih svojstava rotirajućih NiTi instrumenata. Elektropoliranost površine BioRaCe instrumenata uslovljava potpuno različit elektromagnetni odgovor u odnosu na ostale ispitivane setove

Na kvalitet i uspešnost mehaničke i hemijske obrade kanala mogu da utiču mnogi faktori, koji su uglavnom pod kontrolom terapeuta. Međutim, morfologija kanalnog sistema koja može biti izuzetno složena, potpuno je van uticaja stomatologa, te prepoznavanje komplikovanosti i utvrđivanje tačnog stepena trebao bi da utiče na izbor adekvatne tehnike preparacije kanala korena.

Ključne reči: NiTi instrumenti, deformacije, frakture, SEM-EDS, OMIS

Naučna oblast: Stomatologija

Uža naučna oblast: Kliničke stomatološke nauke

UDK broj: 616.314.16:615.465(043.3)

ANALYSIS OF DEFORMATION AND FRAGMENT BREAKAGE OF ROTARY NICKEL-TITANIUM INSTRUMENTS AFTER PREPARATION OF DIFFERENT ROOT CANAL SYSTEMS

SUMMARY

Modern clinical endodontics is a difficult and demanding microsurgical procedure that consists of a series of procedures, ranging from cavity formation and access to the canals to adequate three-dimensional obturation of the cleaned endodontic space. To be successful, endodontic therapy must meet biological and mechanical goals. The biological aspect is carried out by adequate debridement and disinfection of the internal endodontic space, while mechanically it is achieved by cone preparation, with maximum preservation of the original endodontic morphology.

In past decades, rotary root canal treatment using nickel-titanium (Ni-Ti) instruments has become a standard clinical procedure. Rotary Ni-Ti instruments of different design and size, have made instrumentation easier and faster by removing less dentin, with significantly less canal transportation, better centering along the canal, and better adaptation to root canal curvature, especially in the apical zone. The use of Ni-Ti for the manufacture of rotary endodontic instruments utilizes the super-elastic properties of the alloy (shape-memory effect) as well as a high degree of corrosion resistance. The use of rotary Ni-Ti instruments in the endodontic procedure greatly facilitates and accelerates the performance, but with the possibility of procedural errors (change of canal shape, step and ledge formation, transportation, canal wall perforation, hourglass formation and instrument fracture in the canal).

Ni-Ti instrument fracture is the most complex error during rotary instrumentation. Unlike stainless steel instruments that are visibly deformed before fracture, rotating Ni-Ti instruments often break without warning and visible signs of deformation. Fracture of rotary Ni-Ti instruments can result from torsional stress, cyclic fatigue, or a combination of these two factors. The possibility of fracture of Ni-Ti instruments is certainly increased by their application in curved canal systems but also by the use of excessive force during instrumentation. The presence of irregularities in the surface structure and the deposition of different deposits on new unused instruments can also influence the deformation and fracture of these instruments. The possibility of deformation or even fracture of instruments depends on a number of factors: the type of material from which the instruments are made, the anatomical properties of the canals being processed, the dynamics and frequency of application of the instruments in the canal, the method of preparation and sterilization, the design of the working part of the instrument, as well as the application of different chemical agents during instrumentation. All of these factors are certainly closely related to the therapist's manual dexterity and expertise.

Broken instruments are a serious impediment to the treatment, irrigation, and obturation of the root canal and may adversely affect the outcome of endodontic therapy. Difficulties in removing broken fragments can cause excessive dentin removal of the root, which can further weaken the root, or even lead to its perforation. The consequences of this complication are the most common reason for avoiding rotary instrumentation in an endodontic procedure.

With all this in mind, the basic AIM of the research was to analyse and verify the surface and structural changes, that is, the nanostructural characteristics of new and Ni-Ti rotary instruments used in canal systems of different curvature.

Five different Ni-Ti systems instruments of different design were tested without any prior preparation: K3 (SybronEndo Co, USA), M Two (VDW, Munich, Germany), Pro Taper Universal (Dentsply Maillefer, Switzerland), Hy Flex (Coltene Whaledent groups, Switzerland) and BioRaCe (FKG DENTAIRE Swiss Dental Products, Switzerland). Scanning Electron Microscopy (SEM) with energy-dispersive spectrometry (EDS) was performed in the SEM-EDS laboratory of the Faculty of Mining and Geology, University of Belgrade, and was applied to new and post-instrumentation instruments in canals with different curvatures. The apical and middle thirds of the instrument were analysed from two different directions, three shots were taken for each instrument surface, at magnifications of 150 to 2000X. SEM photos of new instruments (540 images) and post-instrumentation instruments (700 images) were reviewed and verified for the presence of different types of defects: Grade 1 - No visible defect, Grade 2 - Pitting, Grade 3 - Fretting, Grade 4 - Microfractures, Grade 5 - Complete fractures, Grade 6 - Metal flash, Grade 7 - Metal strips, Grade 8 - Blunt cutting edge, Grade 9 - Disruption of cutting edge, Grade 10 - Corrosion, Grade 11 - Debris. Semi-quantitative, EDS analysis, determined the chemical composition of the impurity found. The results of the analysis showed that all new tested instruments had at least one defect on their surface. Most defects were observed in the K3 (27.43%) and ProTaper (27.21%) systems. The occurrence of defects on new Ni-Ti instruments was recorded in the MTwo group in 20.43% and in the HyFlex group 17.2%. The lowest percentages of defects in the apical and middle surfaces occurred in BioRaCe instrument kits (7.67%). The presence of grooves on the work surface of new Ni-Ti instrument kits. The most common type of defect at the surfaces of the working part of new rotating Ni-Ti endodontic instruments are the appearance of grooves, followed by the appearance of debris and metal scraps.

The analysis of defects on the sets after instrumentation showed the highest representation of defects in the instruments used for the preparation of highly curved canals (41%). The most common defect is the occurrence of corrosion with the percentage of 62.8%. Corrosion was not observed on BioRace instruments, which had the lowest defect rate at all.

Complete fracture after instrumentation was observed on five instruments, in the MTwo, Pro Taper, and BioRaCe sets, whereas it was not observed in the K3 and HyFlex systems. Fractured MTwo and BioRaCe instruments showed torsional fracture type and proTaper instrument, fracture due to cyclic fatigue. Mtwo and HyFlex instruments after instrumentation exhibited unwinding, correction, and twisting of the Ni-Ti instrument windings were observed, and the representation of this defect was highest in the apical third of the most complex experimental group of both sets. EDS analysis of fractured surfaces indicated a high mass fraction of oxygen on the fractured surface of the instruments, thus demonstrating the impact of alloy contamination and their sensitivity to fracture. The different values of the percentage by mass of nickel and titanium at different locations of the fractured surfaces of all the instruments tested indicate a change in the microstructure that caused their fracture.

The results of this study showed that stereomicroscopy (Stereomicroscope, Boeco BSZ-405, Germany, with integrated digital camera, at a magnification of thirty times), is not a reliable method in the detection of deformations of Ni-Ti instruments before and after instrumentation.

The analysis of fractured instruments was performed using microscopic technology (at the nanoscale), using SEM, using optomagnetic imaging spectroscopy (OMIS). The OMIS method was derived from the AFM method (atomic force microscopy) and was conducted at the NanoLab of the Faculty of Mechanical Engineering, University of Belgrade.

The results of the study showed that after the instrumentation, the magnetic properties of the rotating Ni-Ti instruments change. Electropolishing of the surface of the BioRaCe instruments causes a completely different electromagnetic response compared to the other test kits.

The quality and success of the mechanical and chemical treatment of the canal can be influenced by many factors, which are largely controlled by the therapist. However, the morphology of the canal system can be extremely complex and completely outside the influence of the dentist, so recognizing the degree of complexity and choosing the appropriate technique for root canal preparation, is one of the most important preconditions for the success of endodontic treatment.

Keywords: Ni-Ti instruments, deformation, fracture, SEM-EDS, OMIS

Scientific field: Dentistry

Specific scientific field: Clinical Dental Science

UDK number: 616.314.16:615.465(043.3)

SADRŽAJ

| | |
|---|----|
| 1. UVOD | 1 |
| 2. PREGLED LITERATURE | 5 |
| 2.1. Razvoj rotirajućih endodontskih instrumenata | 5 |
| 2.2. Razvoj NiTi endodontskih instrumenata | 5 |
| 2.2.1. Karakteristike NiTi legure..... | 6 |
| 2.2.2. Istorijat razvoja rotirajućih NiTi instrumenata..... | 10 |
| 2.3. Frakture NiTi rotirajućih instrumenata | 16 |
| 2.3.1. Ciklični zamor i torzioni napon..... | 16 |
| 2.3.2. Faktori koji utiču na pojavu defekta i frakturu mašinskih NiTi instrumenata..... | 19 |
| 2.3.3. Metode za poboljšanje otpornosti na zamor NiTi endodontskih instrumenata..... | 28 |
| 3. CILJEVI ISTRAŽIVANJA | 30 |
| 4. MATERIJAL I METODOLOGIJA | 31 |
| 4.1. Materijal | 31 |
| 4.1.1. Ekstrahovani zubi..... | 31 |
| 4.1.2. Instrumenti..... | 33 |
| 4.2. Metodologija | 42 |
| 4.2.1. Skenirajuća elektronska mikroskopija sa energetsko-disperzivnom spektrometrijom (SEM-EDS)..... | 42 |
| 4.2.2. Stereomikroskopija..... | 44 |
| 4.2.3. Optomagnetna Imidžing Spektroskopija (OMIS) | 44 |
| 4.3. Statistička analiza | 50 |
| 5. REZULTATI | 51 |
| 5.1. Rezultati SEM analize površine radnog dela novih NiTi instrumenata | 51 |
| 5.1.1. Rezultati SEM analize prikazani po setovima novih NiTi instrumenata..... | 52 |
| 5.1.2. Analiza prisustva defekata ispitivanih novih NiTi instrumenata..... | 64 |
| 5.1.3. SEM-EDS analiza prisustva kontaminacije na površini radnog dela ispitivanih novih NiTi instrumenata..... | 69 |
| 5.2. Rezultati Stereomikroskopske analiza površine radnog dela NiTi instrumenata nakon instrumentacije | 74 |
| 5.3. Rezultati SEM analize površine radnog dela NiTi instrumenata nakon instrumentacije | 78 |

| | |
|---|------------|
| 5.3.1. Rezultati SEM analize površine radnog dela K3 NiTi instrumenata nakon instrumentacije..... | 82 |
| 5.3.2. Rezultati SEM analize površine radnog dela MTwo NiTi instrumenata nakon instrumentacije..... | 84 |
| 5.3.3. Rezultati SEM analize površine radnog dela K3 NiTi instrumenata nakon instrumentacije..... | 95 |
| 5.3.4. Rezultati SEM analize površine radnog dela K3 NiTi instrumenata nakon instrumentacije..... | 99 |
| 5.3.5. Rezultati SEM analize površine radnog dela K3 NiTi instrumenata nakon instrumentacije..... | 103 |
| 5.3.6. SEM-EDS analiza analiza frakturnih površina ispitivanih NiTi rotirajućih instrumenata..... | 111 |
| 5.4. Uporedna analiza rezultata ispitivanja površine radnog dela NiTi instrumenata dobijenih stereomikroskopijom i SEM-om..... | 120 |
| 5.5. Rezultati OMIS analize | 122 |
| 5.5.1. Rezultati OMIS analize ispitivanih površina upoređivanih po setovima instrumenata..... | 122 |
| 5.5.2. Rezultati OMIS analize za nove instrumente..... | 138 |
| 5.5.3. Rezultati OMIS analize za instrumente sa frakturom..... | 139 |
| 6. DISKUSIJA..... | 140 |
| 6.1. Diskusija materijala i metoda..... | 140 |
| 6.2. Diskusija rezultata..... | 141 |
| 6.2.1. Diskusija rezultata SEM analize novih instrumenata..... | 141 |
| 6.2.2. Diskusija rezultata SEM analize rotirajućih NiTi instrumenata nakon instrumentacije..... | 146 |
| 6.2.3. Diskusija rezultata EDS analize frakturnih površina..... | 158 |
| 6.2.4. Diskusija rezultata mikroskopske analize..... | 158 |
| 6.2.5. Diskusija rezultata OMIS analize..... | 159 |
| 7. ZAKLJUČCI..... | 162 |
| 8. LITERATURA..... | 164 |
| 9. BIOGRAFIJA..... | 197 |

1. UVOD

Savremena klinička endodoncija je težak i zahtevan mikrohiruški zahvat koji se sastoji se od niza postupaka, počev od formiranja kaviteta i pristupa kanalima pa sve do adekvatne trodimenzionalne opturacije očišćenog endodontskog prostora. Da bi bila uspešna, endodontska terapija mora zadovoljiti biološke i mehaničke ciljeve. Biološki aspekt se sprovodi adekvatnim debridmanom i dezinfekcijom unutrašnjeg endodontskog prostora, dok se mehanički ostvaruje preparacijom kanala u vidu konusa, uz maksimalno čuvanje originalne endodontske morfologije.

Klinička endodoncija, podrazumeva takozvani “cleaning and shaping” koncept, koji je ustanovio Schilder, iznoseći osnovne zahteve u obradi endodontskog prostora (Schilder, 1974; Nešković et al., 2018). Endodontska procedura se sprovodi čišćenjem kompleksne kanalne anatomije od zaostalog vitalnog, nekrotičnog ili inficiranog pulpnog tkiva, bakterija i njihovih produkata, obradom ovog prostora sa tendencijom očuvanja zatečene forme radiksnog kanala (Gonzalez-Rodriguez et al., 2004; Souza et al., 2011). Preparacija podrazumeva oblikovanje kanalnog prostora u obliku izduženog konusa, sa minimalnim otvorom na apeksu i maksimalnim otvorom u kruničnom delu korena posle koje sledi adekvatna, trodimenzionalna, hermetička opturaciju (Bergmans et al., 2001; Anderson et al., 2006). Dokazano je da je hemo-mehanička preparacija, najznačajnija faza endodontskog zahvata (Allison et al., 1979; Siqueira, 2005; Young & Van Vliet 2005; Spicciarelli et al., 2019) i da samo pravilna instrumentacija sa adekvatnom irigacijom može dovesti do efikasne redukcije i eliminacije bakterija i njihovih produkata iz samog kanala i parakanalnog sloja dentina, odnosno iz nepristupačnih delova kanalskog sistema (Yun & Kim, 2003; Veltri et al., 2004; 2005; Loizides et al., 2007; Zupanc et al., 2018).

Na kvalitet endodontske preparacije utiču mnogobrojni faktori, a prvenstveno anatomomorfološke karakteristike kanala, adekvatan izbor endodontskih instrumenata i tehnika preparacije, odnosno, sredstava i tehnika irigacije i opturacije ali, i znanje, stručnost i iskustvo terapeuta.

Preparacija kanala korena može biti realizovana ručnim endodontskim instrumentima, mašinskim rotirajućim endodontskim instrumentima, tj. instrumentima od nerđajućeg čelika ili instrumentima od nikltitanijumske legure, odnosno, soničnim ili ultrasoničnim tipom preparacije. Postoje različiti literaturni podaci o efikasnosti i sigurnosti endodontskih instrumenata i korišćenih tehnika preparacije (Johnson, 2002; Ruddle, 2002a; Alovisi et al., 2017).

Karakteristike instrumenata od nerđajućeg čelika, koji pokazuju veću otpornost na ciklični zamor, bolju otpornost na torziono opterećenje i na koroziju tokom sterilizacije u odnosu na instrumente od ugljeničnog čelika favorizovali su njihovu ulogu u endodontskoj proceduri (Craig & Peyton, 1963; Craig et al., 1968; Young & Van Vliet, 2005). Međutim, nefleksibilni endodontski instrumenti od nerđajućeg čelika mogu uzrokovati pojavu grešaka tokom instrumentacije kanala zbog osobine da se nakon savijanja ispravljaju i vraćaju u svoj početni oblik (Widley et al., 1992; Nešković et al., 2018).

Najčešće greške tokom instrumentacije ručnim instrumentima od nerđajućeg čelika dovode do pojava kao što su: stepenik na intrakanalnom dentinu, transportacija, tj. izmeštanje (zip) apeksnog dela, preekstendiranje apeksne matrice, perforacija (probijanje) zida kanala, blokada kanala i prebacivanje detritusa u periapeks, odnosno, njegovo sabijanje u apeksne delte. Nastanak proceduralnih grešaka je direktno povezano sa mehaničkim osobinama instrumenata od nerđajućeg čelika, pa zbog rigidnosti legure instrumenti od nerđajućeg čelika imaju ograničene mogućnosti obrade, posebno povijenih i komplikovanih kanalskih sistema (Weine et al., 1975; Allison, 1979).

Tendencija formiranja proceduralnih grešaka prilikom njihove upotrebe, dovela je do zahteva za novim istraživanjima na polju materijala. U prevazilaženju nepovoljnih mehaničkih svojstava legure od nerđajućeg čelika, radi smanjenja proceduralnih grešaka, kliničari i proizvođači su promovisali novi materijal. Naime, legura niktitanijuma (NiTi legura) je ponudila nove perspektive u obradi endodontskog prostora, sa značajnim potencijalom izbegavanja grešaka tokom instrumentacije.

Tokom poslednjih decenija, mašinska instrumentacija kanala korena uz primenu NiTi instrumenata, postala je standardna klinička procedura. Mašinski NiTi instrumenti, različitog dizajna i veličine, omogućili su lakšu i bržu instrumentaciju sa predvidivim ishodom (Thompson, 2000; Živković & Dačić, 2003; Peters, 2004; Živković et al., 2018). Mnoge kliničke studije su dokazale da NiTi mašinski instrumenti uzrokuju značajno manju kanalnu transportaciju, uklanjaju manju količinu dentina, imaju bolju mogućnost centritanja duž kanala i bolje se prilagođavaju povijenosti kanala korena, posebno u apikalnoj zoni, u odnosu na instrumente izrađene od nerđajućeg čelika (Glossen et al., 1995; Short et al., 1997; Kum et al., 2000; Bertrand et al., 2001; Schäfer & Lohmann 2002a; 2002b). Primena NiTi za izradu rotirajućih endodontskih instrumenata iskoristila je superelastična svojstva legure, sposobnost povratka legure u prvobitni oblik (*shape-memory effect*), kao i visok stepen otpornosti na koroziju. Upotreba rotirajućih NiTi instrumenata u endodontskoj proceduri znatno olakšava i ubrzava njeno izvođenje, ali sa mogućnošću pojave proceduralnih greški (Glossen et al., 1995; Bergmans et al., 2001; Daugherty et al., 2001; Ruddle, 2002a; Cohen et al., 2005; Spanaki-Voreadi et al., 2006; Hargreaves & Berman, 2016). To su najčešće:

- a) promena oblika kanala,
- b) formiranje stepenika i useka (transportacija),
- c) perforacija zida kanala,
- d) formiranje pešćanog sata i
- e) fraktura instrumenta u kanalu.

Preparacija kanala rotirajućim NiTi endodontskim instrumentima obezbeđuje poželjniji oblik kanala sa manje grešaka pri instrumentaciji u odnosu na ručne instrumente. Međutim, zatečene karakteristike anatomskog prostora mogu otežati mašinsku preparaciju. To se odnosi na mandibularne sekutiće (zbog mezio-distalno spljoštenih kanala), jako široke kanale i endodontske prostore u vidu delti. U ovim slučajevima je ručna endodontska tehnika uspešnija od mašinske (Hargreaves & Berman, 2016).

Stepenik (eng. ledge) i usek su jatrogeno nastale nepravilnost na zidu korenskog kanala (Slika 1.1), koje onemogućavaju postizanje radne dužine (Jaferzadeh & Abbott; 2007, Živković, 2013). Veštačko ispravljanje kanala (eng. transportation) nastaje apikalnije od krivine kanala kada je uklonjen zid nasuprot krivine. Iako ređe nego kod čeličnih instrumenata problem transportacije kanala apikalno može se pojaviti i tokom mašinske instrumentacije rotirajućim NiTi instrumentima kod povijenih korenskih kanala. Da bi se prevenirala ova komplikacija proizvođači preporučuju što kraće zadržavanja debljih instrumenata u apikalnom segmentu povijenog kanala. Apikalnim napredovanjem instrumenta nakon formiranja ovih nepravilnosti može doći kompletne perforacije zida korenskog kanala (slika 1.1) (Živković, 2013).



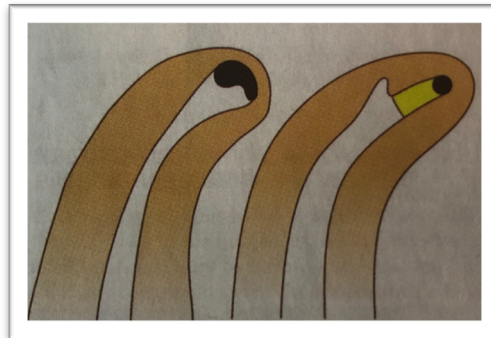
a)

b)

c)

Slika 1.1. Komplikacije tokom instrumentacije: a) formiranje stepenika, b) useka i c) perforacija na zidu kanalu¹

Formiranje pešćanog sata ili eliptikacija apeksnog foramena (zipping) nastaje kada instrument uklanja dentinski zid nasuprot krivini u vidu obrnutog levka (slika 1.2) (Živković, 2013). Problem koji ova komplikacije uzrokuje predstavlja postizanje adekvatne hermetičke opturacije sa dobrim zaptivanjem apikalnog segmenta.



Slika 1.2. Eliptikacija apeksnog foramena²

Fraktura NiTi instrumenta je najkompleksnija greška tokom mašinske instrumentacije. Za razliku od instrumenata od nerđajućeg čelika koji se vidno deformišu pre frakture (savijanje, odmotavanje navoja) (Zuolo et al., 1992; Zuolo & Walton, 1997), rotirajući NiTi instrumenti se vrlo često lome bez upozorenja i vidljivih znakova deformacije (Pruett et al., 1997; Sattapan, 2000a; Parashos & Messer, 2006; Di Fiore, 2007; Cheung, 2009; Lacono et al., 2016; Tewari et al., 2017). Fraktura mašinskih NiTi instrumenata može nastati kao rezultat torzionog naprezanja, cikličnog zamora, ili kombinacijom ova dva faktora (Wei et al., 2007; Cheung, 2009; Inan & Gonulol, 2009; Lopes et al., 2009; McGuigan et al., 2013; Gil et al., 2018).

¹ Slika preuzeta iz: Živković, (2013)

² Slika preuzeta iz: Živković(2013)

Zalomljeni instrumenti su ozbiljna smetnja pri obradi, irigaciji i opturaciji kanala korena i mogu nepovoljno uticati na ishod endodontske terapije (Spili et al., 2005; Di Fiore et al., 2006; Jimenez-Ortiz et al., 2014). Teškoće pri uklanjanju zalomljenih fragmenata mogu uzrokovati prekomerno uklanjanje dentina korena, što dodatno može oslabiti koren, ili čak dovesti do njegove perforacije (Ruddle, 2002b; Ward et al., 2003; Souter & Messer, 2005; Alapati et al., 2009; Cheung, 2009).

Posledice koje ova komplikacija uzrokuje, najčešći su razlog izbegavanja mašinske instrumentacije u endodontskoj proceduri. Shodno tome, urađeno je mnogo studija da bi se razumeli tačni uzroci nastanka frakture rotirajućih NiTi instrumenata i načini kojima se mogu prevenirati (Suter et al., 2005; Parashos et al., 2006; McGuigan et al., 2013; Tang et al., 2015; Al-Fouzan & Jamleh, 2018; Boutsoukis & Lambrianidis, 2018).

2. PREGLED LITERATURE

2.1. Razvoj rotirajućih endodontskih instrumenata

Moderna endodoncija se danas ne može zamisliti bez tehnika mašinske obrade kanala korena i primene mašinskih rotirajućih NiTi instrumenata (West, 2009; Živković, 2013; Gavini et al., 2018).

Oltramar je prvi opisao upotrebu rotirajućih instrumenata, i to tankih igala pravougaonog preseka, koje su mogle da se montiraju na nasadni instrument (Hülsman et al., 2005). William Rollins je 1889. godine izumeo prvi nasadni instrument za automatizovanu kanalnu preparaciju kada je koristio specijalno dizajnirane igle sa rotacijom od 360° i maksimalnim brojem obrtaja od 100 o/min. Austrijska fabrika W&H je 1928. godine, predstavila kolenjak koji je koristio vertikalne pokrete sa pokretima rotacije. Tek kasnije su proizvedeni nasadni instrumenti, različitih proizvođača (Racer-handpiece (W&H) 1958; Giromatic (MicroMega, Besancon, France) 1964; Endolift (Kerr, Karlsruhe, Germany); Canal Finder System (Grobenzell, Germany); Excalibur (W&H)). Pokretanje endodontskih instrumenata u nasadnom instrumentu je bilo varijabilno: rotacija 360°, kombinacija rotacije od 90° stepeni i vertikalne kretenje, recipročne kretnje za 90°, odnosno oscilatorne kretnje (Hülsman et al., 2005).

Sedamdesetih i osamdesetih godina prošlog veka, postaju popularne ultrazvučna i zvučna preparacije kanala, a 1971. je prvi put upotrebljen laser za preparaciju i dezinfekciju kanalnog sistema (Ruddle, 2006).

Početakom devedesetih godina prošlog veka uvedene su značajne novine u endodontskoj ergonomiji. Novi koncept razvoja fleksibilnih endodontskih instrumenata je određen primenom novog tipa materijala, legure niktitanijuma, kao zamene za dugo korišćeni nerđajući čelik u izradi endodontskih instrumenata (Peters & Paque, 2010).

2.2. Razvoj NiTi endodontskih instrumenata

Pojava NiTi legure, kao materijala za izradu endodontskih instrumenata je jedan od najvećih evolutivnih pomaka u stomatologiji, koji je doprineo uvođenju brojnih novih terapijskih mogućnosti u dentalnoj medicini (Gavini et al., 2018).

U ranim šezdesetim godinama prošlog veka istraživana je legura sa nemagnetskim svojstvima koja je istovremeno otporna na soli u uslovima vlažne sredine. Metalurg W. A. Buehler je napravio leguru nikla i titanijuma i nazvao je NITINOL (Arantes et al., 2014). Legura je dobila ime po sastavu i mestu istraživanja (Ni-nikal, Ti- Titan, NOL-Naval Ordnance Laboratory, Silver Springs, Maryland, USA) (Thompson, 2000). Predstavljajući leguru sa izvanrednom sposobnošću višestruke defomacije (visoko elastična svojstva), na sastanku šefova laboratorija, dr David Muzzey je upaljačem zagrejao deformisanu traku NITINOL-a, koja se pod dejstvom toplote ispravila. Tada je slučajno otkriven efekat pamćenja oblika (svojstvo memorije oblika) (Ćubela, 2002). U Šangaju je 1973. godine proizvedena NiTi legura nazvana "NITALLOY". Obe varijante (NITINOL i NITALLOY) su sačinjene od 56 mas. % nikla i 44 mas. % titanijuma, čime je postignut njihov ekvatomski odnos (Thompson, 2000).

Legura NiTi je zaslužna za veliki napredak u instrumentaciji korenskih kanala, ali je prvo primenjena u ortodonciji, kada su i nastale prve opširnije studije (Oshida et al., 1992). Andreasen i Hilleman su uočili da se upotrebom NiTi lukova, zbog njihove snage i elastičnosti, smanjio ukupan

broj lukova neophodnih za završetak ortodontskog tretmana (Andreasen & Hilleman, 1971), dok su Andreasen i Morrow zapazili da elastičnost NiTi lukova omogućava simultane rotacije, niveliranje i okretanje zuba u ranim fazama ortodontske terapije (Andreasen & Morrow, 1978).

Ove prve studije su omogućile razumevanje NiTi legure i ukazale na njihove pozitivne efekte u drugim kliničkim granama stomatologije. Civian i koautori su 1975. godine prvi istražili svojstva NiTi legure u izradi dentalnih proteza (Civian et al., 1975). Kimura i Sohmura su u svojim istraživanjima 1987. godine, uočili povećanu mogućnost vezivanja između NiTi legure i kosti (Kimura & Sohmura, 1987). Koristeći razne tehnike nanošenja čestica titana u što tanjem sloju, pokazali su bolje vezivanje takvih implantata u koštanom tkivu. Njihova saznanja su bila osnova u daljnim istraživanjima dentalnih implantata.

Mogućnost primene NiTi legure u oralnoj hirurgiji prvi je istraživali Schettler i koautori (Schettler et al., 1979). Oni su konstruisali NiTi ploču koja je imala funkciju stabilizacije alveolarnog grebena posle transverzalne frakture mandibule. Odlične mehaničke osobine i biološka inheretnost NiTi legure, uz odličnu korozivnu postojanost i netoksičnost, omogućila je njenu primenu kao biomaterijala u medicini i stomatologiji (Okazaki & Gotoh, 2008).

Prvi ručni NiTi endodontski instrument, nastao obradom ortodontske žice predstavili su 1988.g Walia, Brantlei i Gerstein (Walia et al., 1988).

2.2.1. Karakteristike NiTi legure

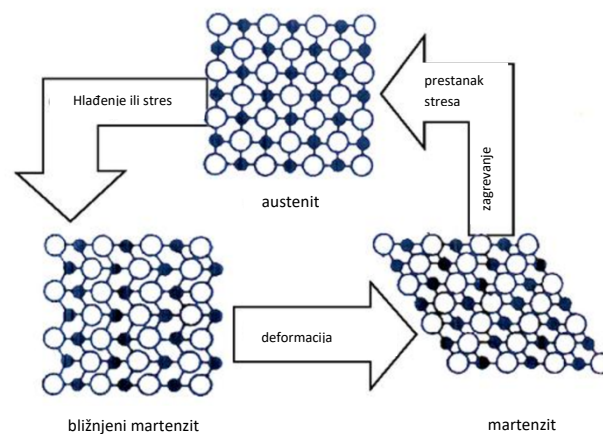
Nikltitanijum legura se ubraja u savremene, "pametne legure". Pojam "pametni materijali" podrazumeva legure koje menjaju svoju mikrostrukturu i svojstva pod delovanjem uslova sredine, tj. temperature, mehaničkog naprezanja, hemijskog delovanja, električnog ili magnetnog polja, svetlosti i dr. Pametni materijali mogu da daju odgovor na uslove sredine, menjajući svoja svojstva na više ili manje reverzibilan način (Ćubela, 2002). Iz velike grupe materijala koji pamte oblik, najčešće eksploatisana je legura nikltitanijuma, zbog svojih dobrih mehaničkih svojstava, duktilnosti, otpornosti na koroziju, biokompatibilnosti, niskog modula elastičnosti i posebnih karakteristika kao što su superelastičnost i mogućnost memorije oblika (Serene, 1995; Otsuka & Wayman, 1998; Otsuka & Ren; 2005; Jokanović et al., 2019). Memorijski efekat i superelastičnost se definišu kao sposobnost legure da prolazi kroz velike deformacije i da se vrati u svoj izvorni oblik nakon zagrevanja (svojstvo memorije oblika) ili nakon rasterećenja (superelastično svojstvo) (Ćubela, 2002; Johnson et al., 2008).

Većina metala poseduje elastično ponašanje u kojem je, nastala deformacija direktno proporcionalna primenjenoj sili (Hukov zakon) (Gavini, 2018). Ukoliko primenjena sila prelazi određenu granicu, ona uzrokuje trajnu deformaciju materijala (plastična deformacija). Metali se nakon deformacije na niskim temperaturama, zagrevanjem vraćaju u prvobitni oblik. Ovaj fenomen je poznat kao 'Shape Memory Effect' (SME), a legure koje ga poseduju 'Shape Memory Alloys' (SMA) (Auricio et al., 1997; Ćubela, 2002). Većina metalnih legura može biti elastično deformisana do 0,1 ili 0,2% iznad granice njihove elastičnosti ili granice tečenja i svaka deformacija iznad te granice, ima trajni efekat. NiTi legure, zbog svojih super elastičnih (SE) svojstava mogu biti deformisane do 10% bez trajnih posledica, što je skoro četrdeset puta više od žice od nerđajućeg čelika iste geometrije (Thompson, 2000; Shen et al., 2016; Gavini, 2018).

Fenomen NiTi legure su njene direktne i jake veze među elektronima koje su odgovorne za memorijski efekat i omogućavaju vraćanje instrumenta u prvobitno stanje. NiTi legura, nakon

elastične ili pseudoplastične deformacije, prolazi kroz termoelastičnu transformaciju iz austenitne u martenzitnu fazu, te je efekat memorije oblika (SME) sposobnost legure da potpuno povрати svoj prvobitni oblik zagrevanjem iznad temperature transformacijom martenzita u austenit (ova temperatura varira u zavisnosti od hemijskog sastava legure). Napomena: u ovoj tezi pod terminima austenite i martenzit se podrazumevaju faze NiTi legure, a ne prirodni mineral austenite ($\text{CaZn(AsO}_4\text{)(OH)}$) i Fe martenzit faza.

Za elastična svojstva NiTi legure zaslužna je promena faze u čvrstom stanju, tj martenzitna transformacija (MT) koja je indukovana naponom ili redukcijom temperature (Miyazaki et al., 1982; Thompson, 2000; Gavini, 2018). Spoljašnji napon transformiše austenitnu kristalnu formu u martenzitnu fazu kristalne rešetke. U ovoj fazi, sasvim mala sila je dovoljna da izazove savijanje legure. Pri prestanku napona, cela struktura se oporavlja, vraćajući se u austenitnu fazu gde poprima originalni oblik. Ovaj fenomen se naziva stresom indukovana termoelastična transformacija (Bergmans, 2001). Znači, martenzitna faza je generisana naprežanjem materijala u austenitnom stanju, tako da je martenzit kod ove legure faza sposobna za velika naprežanja (Lee et al., 1988; Philips, 1991). U martenzitnoj fazi atomi se koordinirano kreću mehanizmom tipa smicanja i preraspoređuju se u novu, stabilniju kristalnu strukturu, bez promene u hemijskom sastavu matrice, ali sa makroskopskom promenom oblika materijala. Ova fazna transformacija se javlja između visokotemperaturne, prostorno centrirane teseralne austenitne faze (matične faze), u rombičnu ili monokliničnu martenzitnu fazu. Ova transformacija nastaje silom smicanja i najčešće prolazi kroz srednju tetragonalnu fazu (R faza). Martenzitna područja imaju istu kristalnu strukturu, ali su prostorne orijentacije kristala različite (Otsuka & Wayman, 1998; Uehara & Tamai, 2006; Hou et al., 2011; Peters et al., 2012). Zagrevanjem materijala u martenzitnoj fazi, martenzit postaje nestabilan što dovodi do reverzibilne transformacije (RT). Martenzit se tako vraća u austenitnu fazu, a transformacija prati inverzni put MT (slika 2.1) (Otsuka & Wayman, 1998).



Slika 2.1. Kristalna struktura NiTi legure i njene fazne transformacije, promene u kristalnoj strukturi legure koje utiču na superelastičnost (indukovanu stresom) i efekat pamćenja oblika (indukovan zagrevanjem)³

Termoelastičnost nikltitanijuma određena je kristalografskim osobinama legure koja, u zavisnosti od temperature, kristališe u dva različita sistema. Pojava promena tipa rešetke se naziva polimorfija ili alotropija, kao i prekrizalizacija koja je pojava promene tipa rešetke u zavisnosti od temperature (Gutmann & Gao, 2011). Nikltitanijumova legura ima intersticijalne i substicijalne

³ Slika preuzeta iz: Jokanović et al., 2019

kristale a njegova deformisana mešovita kristalna rešetka odlikuje se povećanom čvrstoćom. Legure titanijuma se mogu podeliti prema prisustvu α i β faze u njihovoj mikrostrukturi na sobnoj temperaturi. Razlikuju se α , približno α , $\alpha+\beta$ i β legure. Dodatkom različitih elemenata menjaju se delovi α i β faze kao i temperatura α/β prekrizalizacije (Anusavice & Phillips 2003). α -faza označava heksagonalnu kristalnu strukturu, koja na temperaturama od oko 882,5°C prelazi u teseralno centriranu rešetku zvanu β -faza. Dodavanjem legirajućih elemenata moguće je održavati β -fazu na sobnoj temperature (Anusavice, & Phillips 2003).

NiTi legura ima sposobnost menjanja strukture iz austenita u martenzit bez obzira na brzinu hlađenja. Tokom procesa hlađenja u temperaturnom opsegu kritične transformacije, NiTi legura pokazuje specifične promene modula elastičnosti, električnog otpora i granice tečenja (Lee et al., 1988; Uehara & Tamai, 2006).

Temperaturna transformacija NiTi legure zavisi od njenog sastava i zapreminskog odnosa nikla i titana i može se kretati između -50 ° C do + 100 ° C (Thompson, 2000). Izlaganjem legure tretmanu žarenja omogućava se stvaranje optimalnije fazno-prelazne tačke između martenzita i austenita. Transformacija iz martenzitne u austenitnu formu kod NiTi legure zavisi samo od temperature i naprezanja dok je kod čelika ova promena i u funkcija vremena (Sattapan, 2000a; Thompson, 2000; Hou et al., 2011; Jakanović et al., 2019).

U komparaciji sa čelikom koji dozvoljava samo 3% elastične deformacije, legura NiTi može izdržati deformaciju čak 10% bez trajnih oštećenja ili plastične deformacije (Chen & Thouas, 2015). Čelik može izdržati do 20 ciklusa savijanja, dok NiTi može biti savijen i do 1000 puta. Legura niktitanijuma je pet puta fleksibilnija od nerđajućeg čelika i do deset puta otpornija na primenjeni napon (stres). Jedan od nedostataka NiTi legure je njena niska čvrstoća uzrokovana istezanjem i niska granica tečenja, u poređenju sa čeličnim instrumentima, što je čini podložnijom prelomima na nižim opterećenjima (Philips, 1991; Peters & Paque, 2010).

Kao što je ranije napomenuto, NiTi legura je sastavljena od ekvatomskog odnosa nikla i titanijuma, 56% Ni i 44% Ti. Razlika u težinskim procentima nastaje zbog različite molekulske mase ova dva elementa (Ni 58,69g/mol i Ti 47,87g/mol). Legura NiTi je sastavljena od jednog toksičnog i kancerogenog elementa (nikl) i jednog netoksičnog elementa, čak i u visokim dozama (titanijum). Prema rezultatima istraživanja Chen-a i Thoua-sa, kada se koristi visoko reaktivni material (u ovom slučaju nikl), od velikog je značaja prisustvo elemenata otpornih na koroziju (titanijum) (Chen & Thouas, 2015).

Nikal (Ni, lat. niccolum) metal je iz VIIIb grupe Periodnog sistema. Najzastupljeniji je u Zemljinom omotaču i okeanskoj kori, dok je u gornjoj kontinentalnoj kori prisutan podređeno (Cvetković et al., 2019). U prirodi se javlja 14 izotopa ovog elementa, od kojih su pet izotopa stabilni. Po fizičkim osobinama je tipičan metal (sjajan, kovan, dobro se polira sa dobrom toplotnom i elektroprovodljivošću), centrirano teserelne kristalne rešetke. Nikal je element zastupljen u ljudskom organizmu kao mikroelement (slično kobaltu, molibdenu i volframu) u veoma maloj količini. Ekstremno je toksičan u dozama većim od 1mg dnevno (Gupta & Gupta, 2014; Klein & Costa, 2015). Veoma je važan za normalnu funkciju ljudskog organizma, jer prisustvom u urezi pomaže hidrolizu uree i ojačava kosti, pomažući apsorpciju gvožđa (Gupta & Gupta, 2014; Chen & Thouas, 2015). Ne postoje literaturni podaci o problemima koje izaziva nedostatak nikla u ljudskom telu zbog male količine koja je potrebna za normalnu funkciju organizma. Međunarodna organizacija za istraživanje karcinoma (IARC) je 2012. godine procenila karcinogenost nikla i njegovih jedinjenja (hidroksida, sulfida i acetata) ali nije dala jasan stav o štetnosti ovih jedinjenja (Brown et al., 2015). Nekoliko studija se bavilo toksikologijom nikla (dermatitis uslovljen naušnicama sa niklom (Santucci et al., 1989); akutna pneumonija i hronični rinitis i sinusitis usled inhalacije nikkarbonila (Takamura et

al., 1998; Chen & Thouas, 2015). Visok sadržaj nikla utiče na biokompatibilnost njegove legure. Mnoga istraživanja su dokazala superiornost NiTi legure u odnosu na druge materijale (nerđajući čelik, Co-Cr-Mo i Co-Cr-Mo-Ni-Fe) vezana za biokompatibilna svojstva (Michiardi et al., 2006; Okazaki & Gotoh 2008). Ovi rezultati su posledica debelog sloja titanijum oksida na površini legure.

Suprotno od nikla, titanijum se ne nalazi u ljudskom telu. Svoju primenu je našao kao materijal za implante u koštanoj hirurgiji, osteosintezi i oralnoj implantologiji, čime su potvrđena odgovarajuća mehanička svojstva NiTi legure sa titanijumskom prevlakom, ali i odličnom biokompatibilnošću, otpornošću na koroziju, kao i antialergijskim svojstvima (Pohler, 2000; Moller et al., 2012).

Titanijum (Ti, lat. *titanium*) je element iz IV_b grupe Periodnog sistema. To je specifično lak i mekan metal srebrnosive boje, visokog sjaja, male gustine, velike tvrdoće i nemagnetnih svojstava (Kimura & Sohmura, 1987). Pripada grupi prelaznih metala, koje karakteriše više valentnih stanja (dvo-, tro- i tetra-valentno stanje). Veoma je reaktivan i ima 22 izotopa (5 stabilnih izotopa), mada postoje i nestabilni radioaktivni izotopi (Emsley, 2005).

Titanijum je metal sa niskom termalnom ($21.9 \frac{W}{m \cdot K}$) i električnom (420 nΩ·m (na 20°C)) provodljivošću. To je polimorfan metal koji poseduje alotropske modifikacije kristalne rešetke. Na sobnoj temperaturi ima gusto sleganu heksagonsku kristalnu rešetku, α – titan, koja na temperaturi 885 °C prelazi u teserelnu površinski centriranu rešetku, β – titan.

Po zastupljenosti elemenata u Zemljinoj kori titanijum spada u prvih deset hemijskih elemenata, ali se može pronaći i u meteoritima (Mc Donough & Sun, 1995; Gale et al., 2013). U hladnom stanju je krt i može se pretvoriti u prah, dok se zagrevanjem do užarenosti postaje elastičan i lako izvlači u žicu. Osnovna fizička osobina ovog metala je visoka otpornost na koroziju na većinu kiselina i mineralnih soli, sve do 500°C. Titanijum ima stabilna mehanička svojstva u temperaturnom intervalu od 200°C do 600°C, čvrst je kao čelik, a upola manje gustine od čelika (Gojić, 2010).

Titan je teško obradiv odvajanjem čestica jer je vrlo žilav i lepljiv, a postoji i velika opasnost od paljenja strugotine tokom procesa obrade (Ćorić & Filetin, 2010/11). Cena titana je visoka zbog njegove izrazite reaktivnosti i visoke temperature žarenja (1670 °C). Proizvodni troškovi a naročito troškovi obrade titana su još uvek vrlo visoki, što ograničava njegovu širu primenu (Ćorić et al., 2010/11).

Legura titanijuma i nikla, dodatno poboljšava svojstva čistih metala nakla i titanijuma, dajući joj još veću otpornost na koroziju i visoke temperature, i olakšavajući njenu duktilnost i obradu (Ćorić et al., 2010).

2.2.2. Istorijat razvoja rotirajućih NiTi instrumenata

Legura niktitanijuma, od koje se izrađuju rotirajući instrumenti, kombinuje dobre mehaničke (superelastičnost i efekat memorije oblika), fizičko-hemijske (otpornost na koroziju) karakteristike i biokompatibilnost. Najznačajnija prednost endodontskih instrumenata proizvedenih od NiTi legure, jeste njihova visoka fleksibilnost.

Na tržištu danas postoji više desetina sistema mašinskih endodontskih instrumenata. Oni se međusobno razlikuju po koničnosti, tipu vrha, sečivnim ivicama, dužini radnog dela, veličini upadnog ugla itd.

Civjan i saradnici (Civian et al., 1975) su 1975. godine prvi dali predlog za proizvodnju endodontskih instrumenata od NiTi legure, dok su Walia, Brantley i Gerstein (Walia et al., 1988), prvi opisali upotrebu instrumenata od niktitanijuma, primenom kolenjaka sa redukovanim brojem obrtaja i rotacijom od 360°. Ova grupa istraživača je pretpostavila da upotreba NiTi turpija može smanjiti pojavu proceduralnih grešaka vezanih za inherentnu krutost čeličnih instrumenata i dokazala da NiTi instrumenti mogu da podnesu i deformaciju od 90 stepeni, dok se trajna deformacija čeličnih instrumenata dešava i kod krivine od 30 stepeni. Njihova studija je takođe pokazala da su NiTi turpije imale veći torzioni otpor sa srednjom vrednošću od 2½ rotacije pre torzione frakture u poređenju sa čeličnim turpijama, koje su imale srednju vrednost od 1¾ rotacije (Walia et al., 1988). Ove osobine su dovele do boljeg centriranja NiTi instrumenta unutar kanala, pa je usled instrumentacije sa manjim brojem obrtaja smanjena mogućnost formiranja stepenika, perforacija, a time i smanjenja mogućnosti kanalne transportacije (Jain et al., 2015).

Walia i koautori su predložili Nitinol, niktitanijumsku (NiTi) leguru za izradu instrumenata za oblikovanje kanala, jer je takva turpija dva do tri puta fleksibilnija od turpije napravljene od nerđajućeg čelika. Velika prednost kanalne turpije proizvedene od niktitanijuma je da se povijeni kanali mogu mehanički pripremiti korišćenjem kontinuiranog rotacionog kretanja (Walia et al., 1988).

Serene i saradnici su prvi testirali turpiju K-tipa, izrađenu od NiTi legure, a prvi NiTi rotirajući instrumenti su se pojavili na tržištu 1993. godine (Serene et al., 1995). U početku, ovi instrumenti su proizvedeni isključivo konvencionalnom mašinskom obradom, sa različitim varijacijama dizajna instrumenata, poprečnog preseka, fiksne ili varijabilne koničnosti, broja i izgleda sečiva, rasporedu površina za sečenje duž aktivnog dela i prisustvu ili odsustvu radijalnih površina (Hamanaka et al., 1985; Gavini et al., 2018;). Fokus endodontske dentalne industrije je bio usmeren ka povećanju sečivne efikasnosti instrumenata, smanjenju komplikacija tokom instrumentacije, a posebno mogućnosti njihovog loma.

Tokom poslednjih decenija predstavljeno je mnoštvo setova rotirajućih NiTi instrumenata i trenutno je na raspolaganju više od 160 automatizovanih NiTi sistema (Gavini et al., 2018). Hronološki su podeljeni u pet generacija i svaka nova generacija je nastala sa tendencijom unapređenja u odnosu na prethodne, sa maksimalnom redukcijom eventualnih komplikacija. Proizvođači su proizveli savremene generacije sa inovativnim dizajnom turpija, površinskim i termičkim promenama u metalurgiji NiTi legure, broju instrumenata potrebnih za instrumentaciju, uveli nove i ponudili i hibridizaciju postojećih sistema aktivacije NiTi rotirajućih instrumenata. Dokazano je da različiti proizvodni procesi, dizajnerska rešenja, ali i fizička svojstva legure, utiču na kliničke performanse mašinskih NiTi instrumenata, tj na njihovu efikasnost i sigurnost pri instrumentaciji (Haapasalo & Shen, 2013).

Prva generacija rotirajućih NiTi instrumenata uvedena je u stomatološku praksu 1993. godine. Instrumenti ove generacije su karakteristični po zaravnjenim poljima za pasivno rezanje i fiksnim konicitetom od 4% i 6% celom dužinom aktivnog dela. Ova generacija zahtevala je upotrebu celog seta instrumenata da bi se ostvarili željeni ciljevi preparacije. Najvažnije svojstvo NiTi turpija prve generacije bilo je pasivno radijalno polje, koje je omogućavalo turpiji da za vreme rada ostane centrirana u krivinama kanala. ProFile, Lightspeed i Quantec (Ticon Inc., Chattanooga, TN, SAD) su primeri sistema prve generacije (Haapasalo & Shen, 2013).

Ključna razlika u odnosu na prvu generaciju bila je da su instrumenti **druge generacije** imali aktivne sečivne ivice, a sam terapijski proces zahtevao je manji broj instrumenata za potpunu preparaciju kanala. Da bi se izbeglo zaglavljanje usled povećanog koniciteta ("taper lock"), kao i efekat "ušrafljivanja" koji nastaje kod svih NiTi rotirajućih instrumenata sa konstantnim konicitetom, konstruisani su instrumenti (Turpije EndoSequence (Brassler USA), Mtwo (VDW) i BioRaCe (FKG Dentaire)) sa sečivima koja imaju promenljive kontaktne tačke sa zidovima kanala (Haapasalo & Shen, 2013). Veliki pomak u endodontskoj praksi se dogodio kada se na tržištu pojavio ProTaper sistem (Dentsply Tulsa Dental Specialties), koji ima višestruko povećanje ili smanjenje procenta koničnosti na jednoj istoj turpiji. Ovaj revolucionarni dizajn progresivne multikoničnosti ograničava efekat sečenja svake turpije na specifični i ograničeni deo kanala i omogućava da se sa kraćim radnim sekvencama turpija bezbedno napravi zadovoljavajući Šilderovski oblik kanala (Haapasalo & Shen, 2013).

Poboljšanja u metalurgiji NiTi instrumenata su ključni adut **treće generacije** rotirajućih endodontskih instrumenata. Od 2007. godine, proizvođači su se fokusirali na metode termičke obrade (zagrevanja i hlađenja) legure, kako bi smanjili ciklični zamor i poboljšali bezbednost rada NiTi instrumenata u komplikovanim kanalima. Toplotni tretman menja temperaturu prelaska iz martenzitne faze u austenitnu fazu legure, pa treća generacija NiTi instrumenata ima značajno manji ciklični zamor, a samim tim i manji broj fraktura (Shen et al., 2011; 2013). Transformacija od martenzita do austenita završava se na oko 50°C te instrumenti imaju (fleksibilnu) martenzitnu strukturu kada se koristi na telesnoj temperaturi u ustima (Shen et al., 2013). Neki od brendova koji nude tehnologiju termičke obrade turpija su Twisted File / TF (SybronEndo), HyFlex (Coltene Whaledent) i GT, Vortex i WaveOne (Dentsply Tulsa Dental Specialties). K3KSF (SybronEndo, Orange, CA), PROFIL GT SERIJA Ks (GTKS; Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), PROFIL VORTEKS (Vortek) i VORTEKS BLUE (Dentsply Tulsa), TIPHON™ Infinite Flek NiTi (TIP CM; Novi Milford, CT)

Četvrta generacija mašinskih NiTi instrumenata se pojavila na tržištu 2011. godine i njihov napredak se ogleda u uključivanju recipročnih pokreta instrumenta u kanalu, koji se mogu definisati kao ponavljajući pokreti gore-dole, ili napred-nazad, odnosno desno-levo. U poređenju sa punom rotacijom, recipročna kretnja instrumenata, zahteva veći pritisak tokom apikalnog napredovanja, a njena sečivna efikasnost i mogućnost uklanjanja detritusa iz kanala je manja od rotacione turpija iste veličine (Sattapan, 2000a). Ova generacija instrumenata je ostvarila davnu želju za tehnikom koja koristi samo jednu turpiju (Yared, 2008). ReDent-Nova i Henry Schein su uveli samopodešavajuću/samoadaptirajuću turpiju (SAF), čija je namena da ostvari uniformni pritisak na zidove kanala, bez obzira na konfiguraciju zatečenog endodontskog prostora (Haapasalo & Shen, 2013). Druge tehnike "jedne turpije" su One Shape (Micro Mega) i WaveOne (Dentsply Tulsa Dental Specialties and Maillefer) i Reciproc (VDW) instrumenti, koji se aktiviraju inovativnom recipročnom rotacijom (Haapasalo & Shen, 2013).

Peta generacija NiTi instrumenata je dizajnirana tako da težište i centar rotacije nisu u istoj osi. Prilikom rotacije, turpije koje imaju ovakvu konstrukciju proizvode mehanički talas kretanja koji putuje duž aktivnog radnog dela turpije. Ovakav dizajn mašinskih instrumenata služi da još više smanji kontakt između turpije i zidova kanala, ali i da poboljša evakuaciju detritusa iz kanala i poveća fleksibilnost duž njegovog radnog dela. Primeri komercijalnih brendova turpija koji nude varijacije na temu ove tehnologije su Revo-S, One Shape (Micro Mega) i ProTaper Next (Dentsply Tulsa Dental Specialties/Dentsply Maillefer) (Shen & Haapasalo, 2013). Dentsply Tulsa je 2014. godine predstavila ProTaper Gold sistem, duplo otporniji na ciklični zamor u odnosu na ProTaper Universal a 2015. godine WaVeOne Gold sistem sa tehnikom jednog instrumenta (Cassai, 2016).

2016. godine Coltene (Vahledent, Cuiahoga Falls, OH) je uvela u endodontsku praksu HyFlex EDM sistem, napravljen od NiTi CM 495 legure, ali proizveden tehnologijom iskre (varnice), koja se koristi u inženjerstvu (Pirani et al., 2016). Specifičnost dizajna radnog dela ovog instrumenta doveo je do efikasnije i sigurnije endodontske obrade kanala. Trougaoni poprečni presek pored drške, omogućava bolju sečivnu efikasnost, trapezoidan u srednjem delu pruža veći otpor a vrh je četvougao, čime se poboljšava penetracija instrumenta i smanjuje mogućnost frakture (Gavini et al., 2018).

Dva nova instrumenta, ONE Endo, EKSO Endo (OBTURA SPARTAN ENDODONTICS USA), razvijeni su konceptom multikoničnosti jednog instrumenta koji proizvođači nazivaju "dizajn tipa Delta". Instrumenti imaju takozvani "cut flip tip", koji su prema proizvođaču, u mogućnosti da obrade uske i komplikovane kanale efikasnije, sa manjim generisanjem torzionog stresa uz manju transportaciju detritusa. Ovakav dizajn instrumenta maksimalno štedi zubnu strukturu tokom pripreme cervikalnog dela kanala, istovremeno pružajući povećanje apikalnog regiona, što postaje zahtevani trend endodontske terapije poslednjih godina. Instrument ONE Endo koristiti se za početno proširenje a EKSO Endo za finalno oblikovanje kanala (Gavini et al., 2018). Nedavno je MicroMega predstavila TWO Shape sistem, koji se sastoji od dva instrumenta (#25/.04 i #25/.06), plus dva instrumenta za šire kanale (#35/.06 i #40/.04). Oni imaju iste osobine kao i jednokratni One Shape instrumenti, ali sa novim asimetričnim dizajnom sečivne ivice koji poboljšava uklanjanje ostataka i povećava snagu sečenja. Pored toga, uveden je novi način toplotne obrade NiTi legure, koji predstavlja novi sistem, poznat kao T-Wire Tehnologija. Prema navodima proizvođača, T-Wire legura ima veću otpornost na ciklični zamor za 40% (Gavini et al., 2018).

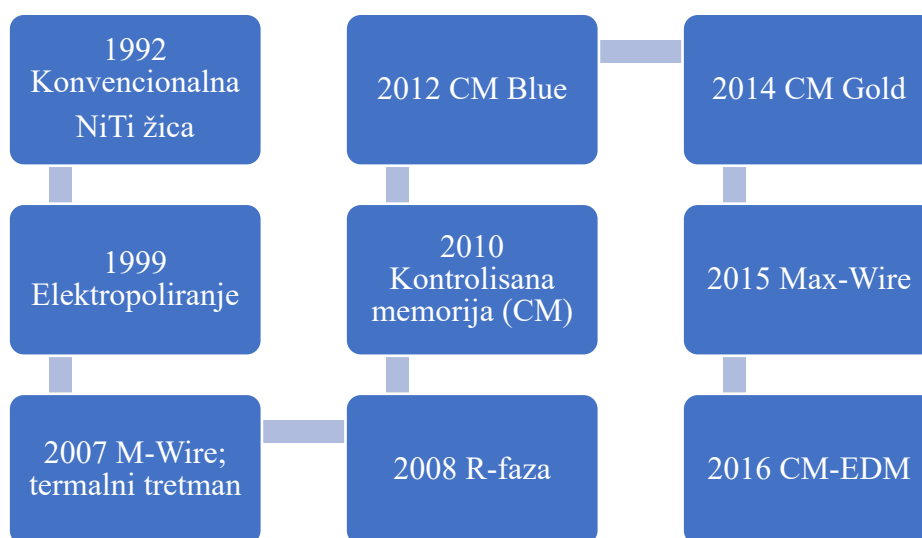
Savremena endo-industrija NiTi rotirajućih instrumenata u cilju nastanka najbezbednijeg, najsigurnijeg i najjednostavnijeg sistema koristi najbolje dokazana dizajnerska i proizvodna rešenja iz prošlosti, u kombinaciji sa najnovijim tehnološkim dostignućima (Cassai, 2016).

Metode za povećanje efikasnosti i bezbednosti NiTi rotirajućih instrumenata rotacionih uključuju poboljšanja u procesu proizvodnje ili upotrebu novih legura koje pružaju superiorne mehaničke osobine (Gambarini et al., 2011; Shen et al., 2011). Mehanička svojstva i ponašanje rotirajućih endodontskih instrumenata (super elastičnost i memori efekat) zavise i variraju od hemijskog sastava i završne površinske obrade NiTi legure tokom procesa proizvodnje (Lee et al., 1996; Rapisarda et al., 2000; Tripi et al., 2003; Otsuka & Ren, 2005; Guttman & Gao, 2012; Ye & Gao, 2012). Evolucija razvoja tretmana NiTi žice i površine instrumenata data je na slici 2.2 i tabeli 2.1.

Elektrohemijska obrada površine NiTi legure (elektropoliranje) uvedena od strane FKG (La Chauk-de-Fonds, Švajcarska) 1999g. je bila ključni faktor odgovoran za promenu kliničkog ponašanja ovih instrumenata (Gavini et al., 2018). Nakon procesa izrade, instrumenti se izlažu ovom

tretmanu, čime se povećava sečivna efikasnost i istovremeno smanjuju defekti nastali u proizvodnom procesu. Na ovaj način se povećava otpornost instrumenata na ciklični zamor (Anderson et al., 2007; Gao et al., 2012).

Važan korak u razvoju NiTi instrumenata prema rezultatima studije Haapasala i Shen-a iz 2013 godine je termo-mehanička obrada njihove površine koja je dovela do poboljšanja fizičkih osobina, a time i povećanja otpornosti na frakturu (Haapasala & Shen, 2013).



Slika 2.2. Shema evolucije tretmana NiTi legure

Tulsa Dental je 2007. godine razvio novu leguru NiTi poznatu kao M-Vire, sastavljenu od Nitinola 508 (težina 55,8% Ni, Ti 44,2%), koja sadrži i martenzitnu i R fazu, uz zadržavanje pseudoelastičnosti. Legura je podvrgnuta jedinstvenim termičkim tretmanima na različitim temperaturama, pre definitivne obrade instrumenata. U poređenju sa instrumentima proizvedenim od konvencionalnih NiTi legura, instrumenti napravljeni od M-Vire legure imaju veću otpornost na ciklični zamor i poboljšane mehaničke osobine (Grande et al., 2006; Johnson et al., 2008; Gambarini et al., 2008a; 2011).

Sibron Endo je 2008. godine uveo seriju rotirajućih NiTi instrumenata podvrgnutih posebnoj toplotnoj obradi nakon završetka procesa proizvodnje, uzrokujući dodatnu faznu promenu u kristalnoj strukturi legure (R faza, međufaza između martenzita i austenita) kako bi se poboljšala fleksibilnost i čvrstoća instrumenata (Otsuka & Wayman, 1998; Thompson, 2000).

DS Dental (Johnson Citi, TN, USA) 2010. godine i Coltene / Vhaledent (Cuiahoga Falls, OH) su 2011.godine predstavili instrumente proizvedene od CM-Wire (žica sa kontrolisanom memorijom). Nakon obrade Nitinol SE508 legure, termičkim tretmanom kroz procese naizmeničnog grejanja i hlađenja, NiTi instrumenti su postali fleksibilniji (Zinelis et al., 2007; Testarelli et al., 2011) i otporniji na zamor (Pereira et al., 2013; 2015).

Tabela 2.1. Pregled NiTi legure korišćene za izradu endodontskih rotirajućih instrumenata ⁴

| Tip legure | Fazne karakteristike legure | NiTi sistem |
|---|--|---|
| Konvencionalna NiTi legura | Austenit: superelastičnost | Mtwo, OneShape, K3 ProFile, ProTaper Universal, |
| Elektropolirana konvencionalna legura | Austenit: superelastičnost | RaCe, BioRaCe, iRace F360, F6 Skytaper |
| R-faza | Austenit: superelastičnost | Twisted File, Twisted File Adaptive, K3XF |
| M-žica | Austenit sa malim udelom R-faze i Martenzita: superelastičnost dve faze stresom indukovane transformacije zbog R-faze | ProFile Vortex, ProFile GT, Series X ProTaper Next, Reciproc, WaveOne |
| CM-žica Gold toplotni tretman Blue toplotni tretman | Martenzit sa različitim udelom austenita i R-faze: efekat kontrolisane memorije, deformacija, pseudoplastičnost, superfleksibilnost, poboljšana otpornost na ciklični zamor, veći ugao rotacije koji dovodi do frakture, manji maksimalni tork | Hyflex CM, THYPOON Infinite Flex NiTi Files, V-Taper 2H Hyflex EDM, ProTaper Gold, WaveOne Gold, ProFile Vortex Blue, Reciproc Blue |
| Max-žica | Martenzit(20°C), austenit (35°C): efekat memorije oblika, superelastičnost | XP-endo Finisher, XP-endo Shaper |

Dentsply Sirona je 2012.godine uvela novi proces toplotne obrade za NiTi CM legure, pri čemu se instrumenti više puta toplotno tretiraju i zatim hlade, što rezultira površinskom bojom koja odgovara debljini sloja titanijum oksida (Shen et al., 2016). Ovaj termomehanički proces poboljšava površinsku tvrdoću NiTi instrumenata (Gao & Gutmann, 2012). U NiTi Blue Wire leguri, debljina sloja titan oksida je 60-80 nm, dok je u NiTi Gold leguri ta debljina 100-140 nm (VDW Brochure, 2020).

U 2015-oj godini je razvijena specijalna NiTi legura poznata kao Max-Wire (Martensite-Austenite Electropolishing-Flex, FKG) za proizvodnju instrumenata u porodici KSP-endo. U ovom procesu obrade legure, na temperaturama jednakim ili višim od 35°C, legura prelazi iz martenzitne u austenitnu fazu, dajući instrumentu polukružni oblik koji mu omogućava da u kanalu korena izvodi ekscentrično rotaciono kretanje. Usled toga, KSP-endo instrumenti su sposobni da se prilagode

⁴ Tabela preuzeta iz: Zupanc et al., 2018

morfologiji sistema korenskog kanala, proširujući se ili kontrahujući dok napreduju duž kanala (Trobe et al., 2017; Gavini et al., 2018; Živković et al., 2019).

Tip legure koji se koristi u proizvodnji rotirajućih instrumenata utiče na njegova mehanička svojstva. Poboljšanje metalurških karakteristika NiTi legure, dovelo je do povećanja fleksibilnosti i otpornosti na torziona naprezanja ovih endodontskih instrumenata (Galal, 2019).

U istraživanjima mehaničkih svojstava instrumenata od različite NiTi legure (M-žica, CM-žica, R-faza i konvencionalna), Galal je dokazao da NiTi legure R-faze imaju najveću fleksibilnost i torzionu otpornost a CM-žica je fleksibilnija i otpornija na torziju od M-žice. Najmanju fleksibilnost i torzionu otpornost su pokazali instrumenti proizvedeni od konvencionalne NiTi legure (Galal, 2019).

Kriogeni tretman (podvrgavanje legure dejstvu niskih temperature), utiče na ceo presek materijala, a ne samo na površinski sloj endodontskih instrumenata (Lal et al., 2001; Bensely et al., 2006). Postoji plitki (temperature -80°C) i duboki (-185° , -196°) kriogeni tretmani, kao i suvi i vlažni, u zavisnosti od toga da li je legura uronjena u tečni azot ili ne (Barron, 1982; Mollinari et al., 1982; Bensely et al., 2006).

Instrumenti od nerđajućeg čelika izloženi kriogenom tretmanu nisu poboljšali svoje mehaničke osobine (Bramipour et al., 2001), nasuprot NiTi instrumentima koji su nakon dubokog vlažnog kriogenog tretmana pokazali bolju mikrotvrdoću (Kim et al., 2005).

Površinska tvrdoća NiTi legure se može modifikovati implantacijom bora (Lee et al., 1996), procesom toplotnog nitriranja (Rapisarda et al., 2000), implantacijom azota (Rapisarda et al., 2001), taloženjem pare metalnim organskim sistemima (Tripi et al., 2003). Na ovaj način se postiže povećanje otpornosti na habanje i poboljšava sečivna efikasnost (Shafer, 2002).

Tretmani površine NiTi legure u vidu elektropoliranja, toplotnog tretmana i premaza različitim elementima uglavnom imaju za cilj poboljšanje biokompatibilnosti i otpornosti na koroziju (Pedulla et al., 2016; Seifried et al., 2018).

Za svrhu izrade endodontskih instrumenata koristi se legura u razmeri komponenti 56:44=Ti:Ni. Iako je samo jedan proizvođač (Dentsply, Maillefer Instruments SA, Ballaigues, Švajcarska) objavio apsolutni sastav i detaljan tehnološki proces izrade rotirajućih instrumenata, pretpostavlja se da je to jedini odnos elemenata koji leguri daje super-elastična svojstva. Varijacijom sastava NiTi legure se omogućava proizvodnja instrumenata sa dominacijom željenih osobina osobina: ili super-elastična legura ili legura sa izraženijim efektom memorije. Povećanjem udela nikla ili njegovom zamenom elemenata u tragovima, npr. kobaltom (manje od 2 mas%), rezultuje smanjenom temperaturom fazne transformacije dok je povećanje temperature žarenja, povećava temperaturu fazne transformacije (Thompson, 2000).

Za razliku od instrumenata od čeličnih legura koji se izrađuju hladnim uvijanjem prethodno profilisanih žičanih konusa, NiTi instrumenti nastaju specifičnim urezivanjem u zadate oblike procesom brušenja, odnosno urezivanja određenog profila u centralno stablo NiTi žice (Hamanaka et al., 1985). Novije tehnike proizvodnje uključuju kombinaciju termičke obrade i istovremenog uvijanja, te su tako nastali NiTi mašinski instrumenti veće fleksibilnosti i otpornosti na torziju, intenzivnijeg memorijskog efekta i višestruko manjeg cikličnog zamora. Ovo je omogućilo uvođenje rotirajućih sistema i tehnika instrumentacije sa značajnim prednostima nad ručnim: lakše širenje i oblikovanje, efikasnije uklanjanje detritusa, ređe greške i odstupanja od originalnog oblika kanala, kao i smanjenja mogućnost transportacije i transapeksne ekstruzije detritusa.

2. 3. Frakture NiTi rotirajućih instrumenata

In vitro studije na ekstrahovanim zubima su dokazale da endodontska instrumentacija sprovedena NiTi rotirajućim instrumentima prati originalnu kompleksnu anatomiju kanala korena (Glossen et al., 1995; Short et al., 1997; Schafer & Fritzenschaft, 1999; Bertrand et al., 2001; Kuhn & Jordan, 2002; Hubscher et al., 2003). NiTi rotirajući endodontski instrumenti zbog karakteristika legure imaju visok memorijski efekat, superelastičnost, povećanu otpornosti na koroziju i odličnu biokompatibilnost, pa se u poređenju sa instrumentima izrađenim od nerđajućeg čelika odlikuju visokom fleksibilnošću i otpornošću na torzionu frakturu (Vinothkumar et al., 2007).

Iako su NiTi rotirajući instrumenti efikasniji u odnosu na ručne u gotovo svim aspektima (brzina, jednostavnost i ujednačenost instrumentacije) oni uzrokuju komplikaciju u vidu neočekivane deformacije i frakture. Pojava komplikacija pri mašinskoj instrumentaciji najčešće nastaje usled neadekvatne manipulacije ili karakteristika same legure (NiTi legura ima niži stepen mikrotvrdoće) (Thompson, 2000). Zalomljeni instrumenti mogu povećati rizik za neuspešnu terapiju, što uzrokuje stres, i kod kliničara i kod pacijenta. Preoblikovanje i promena prvobitne morfologije endodontskog prostora može smanjiti mogućnost uspešne instrumentacije, usled perzistencije neinstrumentiranih endodontskih prostora (Al-Sudani & Al-Shahrani, 2006).

Veliki broj studija se bavio procentualnom incidencijom frakture rotirajućih NiTi instrumenata i njihovi rezultati variraju od 0,3% do 23%, dok su stope frakture instrumenata od nerđajućeg čelika u rasponu od 0,25% do 6% (Sattapan et al., 2000a; Al-Fouzan, 2003; Ankrum et al., 2004; Alapati et al., 2005; Cohen i sar., 2005; Spili et al., 2005; Cheung et al., 2005; 2007; Di Fiore et al., 2006; Iqbal et al., 2006; Wu et al., 2016; Al-Fouzan & Jamleh, 2018).

Prognoza uspeha endodontske terapije nakon frakture NiTi instrumenta zavisi pre svega, od lokalizacije zalomljenog fragmenta, prethodnog stanja pulpe tj, prisustva ili odsustva periapikalne lezije, ali i od mnogih drugih činjenica.

Još su Grossman i Bergenholtz i saradnici istakli veliki uticaj zalomljenog instrumenta na uspeh endodontskog tretmana, posebno u slučaju postojanja periapiksne lezije (Grossman, 1969; Bergenholtz et al., 1979). Spili i saradnici, su u svojim retrospektivnim istraživanjem (koji je obuhvatao period od 13,5 godina), konstatovali da ne postoji statistički značajna razlika u stopi uspeha endodontskog tretmana zuba sa i bez zalomljenog instrumenta, pa čak i ukoliko je postojala periapiksna lezija (Spili et al., 2005).

2. 3. 1. Ciklični zamor i torzioni napon

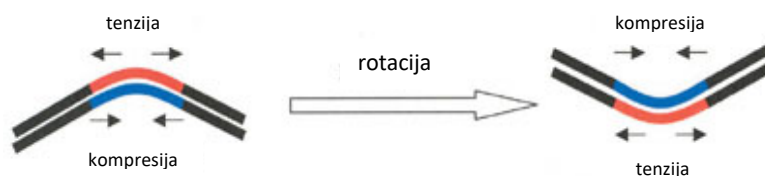
Smatra se da su ciklični zamor i torzioni napon dva glavna uzročnika oštećenja i frakture rotirajućih NiTi instrumenata tokom instrumentacije (Cheung et al., 2005; Spanaki -Voreadi et al., 2006; Wei et al., 2007; Christ, 2008; Alapati et al., 2009; Yum et al., 2011; Seltzer i Böhme, 2013; Shen et al., 2018a; 2018b;). Jedinstven memori efekat, superelastičnost, visok nivo otpornosti na koroziju i odlična biokompatibilnost su parametri za koji je zaslužna ova "pametna", NiTi legura. Austenitna kristalografska struktura rotirajućih instrumenata u mirovanju i na sobnoj temperaturi, nakon stresa (kliničke primene) prelazi u martenzitnu fazu (Thompson, 2000). Ova faza ima kompleksnu strukturu i daje leguri "superelastična" (Crotty et al., 1996; McKelvey & Ritchie, 1999;

Reinoehl et al., 2000) ili "pseudoelastična" (Kawaguchi et al., 1991) svojstva. Rastom temperature i prekidanjem stresa legura se vraća u prvobitnu austenitnu fazu. Nažalost, svaka od ovih kristalografskih transformacija slabi instrument, smanjujući njegovu otpornost na ciklični zamor i stvarajući mogućnost formiranja savojnog preloma (Kuhn et al., 2001; Jodway & Hulsmann, 2006).

U endodontskoj literaturi su opisane dve metode identifikacije frakture instrumenata. Jedna je uzdužni pregled instrumenta, "sa strane" (Sattapan et al. 2000a; Shen et al. 2006) ali na ovaj način se ne dobija prava informacija o tačnom mehanizmu frakture. Drugi način je "fraktografsko" ispitivanje izgleda frakturne površine (Cheung et al., 2005; Spanaki-Voreadi et al., 2006; Barbosa et al., 2008; Shen et al 2009b).

Prve studije koje su se bavile uzrokom nastanka frakture mašinskih NiTi turpija su favorizovale ciklično opterećenje koje nastaje tokom instrumentacije (Yared et al, 2000; Parashos et al., 2006). Kasnije studije, prezentuju da fraktura može nastupiti i iznenadnim preopterećenjem rotirajućeg instrumenta tokom instrumentacije (Spanaki-Voreadi et al., 2006; Alapati et al., 2009; Campbell et al., 2014).

Ciklični zamor se definiše kao rezultat kumulativnog efekta (dejstva) savijajućih sila na instrument koje se ponavljaju na istom mestu (Cheung et al., 2005; Peng et al., 2005; Gambarini et al., 2012). Pri prolasku kroz povijeni kanal, mašinski instrument je izložen dejstvu zateznih (tenzionih) sila na spoljašnjoj strani krivine, a na unutrašnjoj strani dejstvu kompresivnih sila (slika 2.3). Tokom obrade endodontskog prostora povijenih kanala obe sile, i zatezna i kompresiona, naizmenično deluju na rotirajući instrument tokom njegovih pokreta uvlačenja-izvlačenja, što može dovesti do loma instrumenta (Okazaki & Gotoh, 2008).



Slika 2.3. Prikaz nastanka cikličnog zamora NiTi instrumenata tokom rotacije⁵

Zamor usled savijanja materijala, nastao cikličnim opterećenjem NiTi instrumenata, pod dejstvom zateznih i kompresivnih sila tokom rotacije u kanalu, jedan je od mehanizama nastanka njihove frakture (Luebke et al., 2005; Gutmann & Gao, 2012). Ova fraktura nastaje zbog defekta unutrašnje strukture legure i nije praćena deformacijom njegove spoljašnje strukture (Jodway & Hulsmann, 2006). Dodatna komplikacija ovog mehanizma je nastanak frakture NiTi instrumenata (najčešće bez najave i vidljivih znakova plastične deformacije) uzrokovane zamorom usled savijanja i istrošenosti materijala (Iqbal et al., 2003; Vaudt et al., 2007; Gambarini et al., 2008a). U slučaju cikličnog zamora identifikuju se klasteri, skoro paralelnih tragova. Hull je, opisujući fraktografske snimke, ove tragove nazvao zamorne trake, koje su karakteristične za frakturu nastalu usled zamora materijala (Hull, 1999).

Ciklični zamor mašinskih instrumenata je najčešće u funkciji veličine instrumenta, ugla povijenosti korenskog kanala i poluprečnika kanalne krivine (Pruett et al., 1997). Što je instrument

⁵ Slika preuzeta iz: Mounce, 2010.

manje veličine i manje koničnosti, on ima veću otpornost na ciklični zamor (Gambarini et al., 2008b). Dužina upotrebe instrumenta i povećanje obrtnog momenta značajno redukuju njegovu otpornost na ciklični zamor (Gambarini et al., 2008b; 2012).

Drugi, po mnogima mnogo češći tip preloma je torzioni (Martin et al., 2003; Cheung et al., 2007a). Ovo torziono naprezanje nastaje ili usled trenja, kao što je slučaj ekstenzivnog kontakta između instrumenta i zidova kanala tzv. "konusno zaključavanje" (Blum et al., 1999a; 1999b; Yared et al., 2002) ili kada se nastavi rotacija dok je vrh instrumenta vezan (zaglavljeno) u kanalu (Gambarini et al., 2000; Roland et al., 2002; Martin et al., 2003; Loizides et al., 2007; Williamson et al., 2009). Akumulacijom torzionog stresa instrumenta i prekoračenjem granice elastičnosti NiTi legure, dolazi do njegove plastične deformacije i preloma (Sattapan et al., 2000b; Blum et al., 2003; Loizides et al., 2007). Na frakturnoj površini se uočavaju zone mikroskopskih rupica koje ukazuju na tozionu promenu i ne primećuju se koncentrični znaci karakteristični za frakturu usled cikličnog zamora (Hull, 1999). Odmotavanje, ispravljanje i uvijanje navoja na radnom delu instrumenta je dokaz ovog tipa preloma (Parashos et al., 2006). Torziona fraktura je u direktnoj zavisnosti od anatomo-morfoloških karakteristika endodontskog prostora, metalurških karakteristika NiTi legure, dizajna instrumenata, primenjene brzine tokom instrumentacije ali i iskustva i spretnosti operatera (Gutmann & Gao, 2012). Primećeno je da su fleksibilniji NiTi instrumenti manje otporni na torziona opterećenja (Peters & Paque 2010; Schen et al., 2012; 2013).

Sattapan je sa saradnicima, izvršio kategorizaciju vrste preloma 378 endodontskih instrumenata (Quantec). Otkrio je, da je pojava torzionih fraktura bila praćena defektima u vidu odvijanja navoja, obrnutog navijanja, obrnutog navijanja sa zatezanjem navoja, ili kombinacijom ovih defekata. Frakture uzrokovane cikličnim zamorom, karakteristične po ostrim prekidom bez vidljivih nedostataka, identifikovane su u 44,3% frakturisanih instrumenata (Sattapan et al., 2000a).

Parashos je na velikom uzorku odbačenih instrumenata (7159 instrumenata), verifikovao ukupnu stopu promena na instrumentima od 17%, i to 12% sa defektima a 5% sa frakturama. Na osnovu kriterijuma koje je postavio Sattapan 2000. godine, utvrdio je veći stepen loma uzrokovanih zamorom (3,5%) u odnosu na torzionu frakturu (1,5%) (Parashos et al., 2006).

Peng je sa saradnicima, skenirajućim elektronskim mikroskopom (SEM) analizirao ProTaper (Dentsply Maillefer) instrumente, i prezentovao stopu preloma od 23% (27/121) (Peng et al., 2005). Prema kriterijumima koje je postavio Sattapan, kod svih instrumenata sa frakturom, uglavnom su identifikovane frakture cikličnog zamora, a samo su dve imale torzionu frakturu. Cheung je sa saradnicima, SEM metodom analizirao frakturne površine (frakture nastale cikličnim zamorom), i uočio zone zamornih linija i strija, dok je kod torzionih fraktura uočeno prisustvo koncentričnih rubova ili abrazivnih znakova. Stoga autori zaključuju da uzdužni pregled frakture ne daje odgovor u određivanju vrste preloma i da je neophodan fraktografski pregled pri skeniranju elektronskim mikroskopom (Cheung et al., 2005).

Fraktura usled torzije se uglavnom nalazi na samom vrhu instrumenta (1-5mm od vrha) dok su lokalizacije frakture usled fleksijskog zamora najčešće na većoj udaljenosti od vrha instrumenta (Sattapan et al., 2000a).

Prema rezultatima studije Pedull-e, otpornost NiTi instrumenta na ciklični zamor, tj na frakturu usled zamora zavisi od mnogo faktora: metalurških karakteristika i proizvodnog procesa NiTi legure, dizajna instrumenata (koničnost, poprečni presek), tehnika preparacije, irigacije i lubrikacije, brzine rotacije tokom instrumentacije, načina sterilizacije, broja korišćenja instrumenata i obučeniosti operatera (Pedull-a et al., 2014). Ipak, anatomo-morfološke karakteristike kanala (konfiguracija, dijametar, stepen povijenosti, lokalizacija krivine,) su najdominantniji faktor koji može uticati na

povećanje cikličnog zamora instrumenta i pojavu frakture. Pri preparaciji uskih i jako povijenih kanala instrumenti su izloženi opterećenjima različitog pravca i različite prirode: tenziji, savijanju izvan aksijalne ose i torziji. Prema istraživanju Sattapana i saradnika uzrok frakture NiTi rotirajućih instrumenata je najčešće torzija (55,7%) a zatim ciklični zamor (44,3%) (Sattapan et al., 2000a).

Prema nalazima Cheung i saradnika, frakture uglavnom nastaju zbog cikličnog zamora (Cheung et al., 2005). Fraktura uzrokovana cikličnim zamorom nastaje u tri koraka: inicijacijom pukotine ili defekta koji je nastao tokom procesa proizvodnje i obrade ili tokom instrumentacije, dalje propagacijom cikličnog opterećenja koje nastaje sa konstantnim naprezanjem tokom instrumentacije i na kraju kada instrument ne može više akumulirati primenjeni stres (Kichens et al., 2007).

Instrumenti koji su prethodno izloženi torzionom stresu pokazuju veću otpornost na ciklični zamor tako da su fleksibilniji instrumenti i instrumenti sa manjim dijametrom, uglavnom otporniji na ciklični zamor (Sattapan-a et al., 2000a; Yared et al., 2000; Gambarini, 2001a).

2.3.2. Faktori koji utiču na pojavu defekta i frakturu mašinskih NiTi instrumenata

Brojne studije su istraživale faktore koji mogu uticati na deformaciju i lom mašinskih endodontskih instrumenata, u cilju poboljšanja njihove sigurnosti i predvidivosti rada (Barbakow & Lutz, 1997; Pruett et al., 1997; Ramirez -Salomon et al., 1997; Bryant et al., 1998; Gabel et al., 1999; Mandel et al., 1999; Sattapan et al., 2000a; 2000b; Bergmans et al., 2001; Yared et al., 2001; Hülsman et al., 2005; Peng et al., 2005; Iqbal et al., 2006; Di Fiore, 2006; Parashos et al., 2006; Shen et al., Part 1, Part 2, part 3, Part 4, Part 5, 2009; Kosti et al., 2011; Ehrhardt et al., 2012; McGuigan et al., 2013; Ungerechts et al., 2014; Moore et al., 2016; de Vaskoncelos et al., 2016; Al-Fouzan & Jamleh, 2018; Boutsoukis & Lambrianidis 2018;). Boutsoukis i Lambrianidis su 2018 godine izvršili sistematizaciju ovih faktora i klasifikovali ih u četiri kategorije:

- a) faktori vezani za operatere (veština, stručnost i procena terapeuta)
- b) anatomske faktori (preparacija pristupnog kaviteta i anatomija korenskog kanala)
- c) faktori vezani za instrumente (materijal, dizajn, proizvodni proces i greške pri izradi instrumenata)
- d) tehnički faktori instrumentacije (tehnike instrumentacije, ponovna upotreba instrumenata, sterilizacija i irigacija tokom obrade kanala korena).

Parashos je sa saradnicima proučavajući faktore koji utiču na pojavu defekata NiTi mašinskih instrumenata došao do zaključka da je to multifaktorijelan problem ali i da je najdominantniji faktor operater (Parashos et al., 2006). Dobra klinička obuka i adekvatna manuelna veština instrumentacije, uz praćenje uputstva proizvođača su od suštinske važnosti za sprečavanje frakture NiTi instrumenata (Di Fiore, 2007; Cheung, 2009).

Poznavanje instrumenata i odluka o broju njihove upotrebe na osnovu preporuka proizvođača i individualne procene operatera može biti važan faktor u sprečavanju mogućih komplikacija (Barbakow & Lutz, 1997; Mandel et al., 1999; Yared & Kulkarni, 2002; Yared et al., 2001; Mesgouez et al., 2003; tewari et al., 2003; Hülsman et al., 2005; Parashos et al., 2006; Al-Fouzan & Jamleh, 2018).

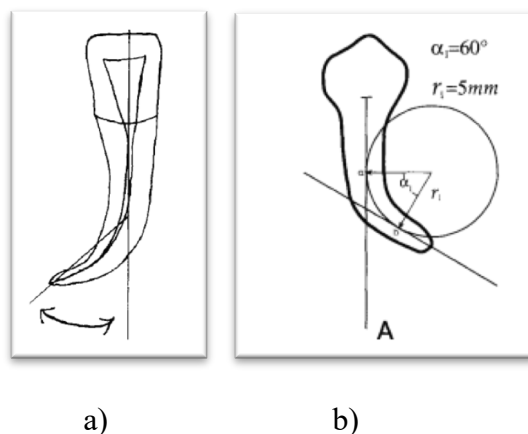
Na lošu instrumentaciju i pojavu defekata i loma endodontskih instrumenata, mogu uticati i neadekvatno preparisani pristupni kaviteti i anatomske karakteristike samog endodontskog prostora (Alves et al., 2012).

Pravilno formiran pristupni kavitet koji pruža dobru vizuelizaciju endodontskog prostora i nesmetanu aplikaciju instrumenata, svakako je važan faktor u uspešnoj endodontskoj terapiji. Primena stomatološkog operativnog mikroskopa sa adekvatnim uvećanjem i osvetljenjem danas omogućava konzervativniji pristup u preparaciji pristupnog kaviteta sa većom mogućnošću očuvanja zubne strukture (Petters, 2008; Gluskin et al., 2014; Trope & Serota, 2017). Obimne preparacije su zamenjene selektivnim sužavanjem zidova i formiranjem kaviteta u zavisnosti od lokalizacije ulaza, pravca i oblika kanala korena. Ekstremni primeri ovog koncepta minimalno invazivnih pristupnih kaviteta zagovaraju samo minimalno uklanjanje tvrdog zubnog tkiva (Krishan et al., 2014; Eaton et al., 2015; Moore et al., 2016). U skladu sa preporukom proizvođača o neophodnosti pravolinijskog pristupa NiTi turpija, veličina i dizajn pristupnog kaviteta ne smeju kompromitovati uspeh endodontske terapije.

Anatomija korenog kanala može biti vrlo komplikovana, što dodatno otežava uspešnost endodontske terapije. Dobro planirana endodontska procedura, podrazumeva preoperativni radiogram i informisanost o broju, stepenu povijenosti, prohodnosti kanala. Nova dijagnostička metoda CBCT, kompjuterizovana mikrotomografija, omogućava najprecizniji, trodimenzionalni prikaz kanalne anatomije (Peters & Peters, 2003a). Trenutno se ne koristi u standardnoj procedure, zbog povećanog zračenja u odnosu na standardnu proceduru i visoke cene aparata.

Stepen i nivo povijenosti kanala korena zuba mogu značajno uticati na pojavu grešaka u toku mašinske instrumentacije (Lopes et al., 2011a). Komplikovani morfološki endodontski sistemi (duple krivine, oštra zakrivljenja u apeksnom segmentu, spajanja i razdvajanja kanala, interkanalne komunikacije i ramifikacije), komplikuju biomehaničku obradu. Kuttler je u svojim israživanjima naveo da je u populaciji 18-25 godina, verovatnoća nekonzentrične lokalizacije anatomskeg i fiziološkog foramena 68%, dok je u populaciji preko 50 godina ta verovatnoća čak 80% (Kuttler, 1955). Apozicija cementa se odvija čitavog života i u zavisnosti od funkcionalnog opterećenja zuba i sila koje na njega deluju, dolazi do stalnog modelovanja apeksnog dela zuba (Jovanović-Medojević, 2004). Najčešće deformacije i frakture primećene su na instrumentima primenjenim u kompleksnim molarnim sistemima (češće nego u frontalnoj i premolarnoj regiji) što su mnoge studije i dokazale (Peng et al., 2005; Iqbal et al., 2006; Wu et al., 1995; Ungerechts et al., 2014; Wang et al., 2014). Najčešća pojava fraktura je prikazana u meziobukalnim kanalima molara gornje i donje vilice (Shäfer et al., 2002; Hargreaves & Berman, 2016; Iqbal et al., 2006; Wolcott et al., 2006). Ovi kanali imaju povijenost ne samo prema distalno, već često meziobukalni kanal ima dodatnu povijenost lingvalno a meziolingvalni ka bukalno. Rezultati studije Tzanetakis-a, pokazuju da je prevalencija zalomljenih NiTi instrumenata u apikalnoj trećini (52,5%) bila značajno veća u poređenju sa srednjom (27,5%) i koronarnom (12,5%) trećinom kanala, a značajno češće na molarima i komplikovanim kanalnim sistemima (3,25%) (Tzanetakis et al., 2008). Analizirajući incidencu frakture NiTi instrumenata u različitim grupama zuba Di Fiore, iznosi stopu zalamanja kod prednjih zuba 0,28%, premolara 1,56% i molara 2,74%, što je u skladu sa uticajem složenosti morfologije kanala (Di Fiore et al., 2006). Ungerechts sa saradnicima, u svojoj studiji uzroka, lokalizacije i načina frakture NiTi instrumenata 39,5% prelomljenih instrumenata lokalizovano u mezobukalnim molarnim kanalima, a 76,5% zalomljenih fragmenata locirano apikalno, sa visokim procentom frakture instrumenata malih apikalnih dimenzija (veličine 006-015) (Ungerechts et al., 2014).

Ugao i radijus krivine kanala su parametri koji se najčešće koriste za procenu povijenosti kanala korena. Schneiderova studija je 1971. godine definisala ugao povijenosti kao ugao između linije koja prati uzdužnu osu kanala od ulaza i linije koja povezuje apikalni foramen do tačke početne krivine (slika 2.4). Klasifikovao je tri stepena povijenosti kanala: prav kanal, kada je ugao bio 5 stepeni ili manje, umerena krivina kada je ugao bio 10 do 20 stepeni i velika krivina kada je ugao bio između 25 i 70 stepeni (Schneider, 1971).



Slika 2.4. a) prikaz ugla povijenosti kanala
b) prikaz ugla (α) i radijusa (r) krivine⁶

Godine 1997. Pruett i saradnici uvode pojam radijusa krivine. U metodi po Pruett-u (slika 2.4) prva linija je paralelna sa koronarnom a druga linija prati apikalnu trećinu kanala. Za određivanje ugla uzimaju se u obzir dve tačke na ove dve linije, prva tačka, gde kanal počinje da odstupa od linije paralelne sa koronarnim delom kanala, i druga tačka gde kanal odstupa od linije paralelne sa apikalnim delom kanala. Ugao povijenosti se meri kao ugao koji se formira od lokusa kruga do ove dve tačke. Radijus krivine odgovara poluprečniku ovog kruga. U studiji Abesi-ja i Eshani-ja, radijus krivine korena je klasifikovan prema Estreli, radijus krivine korena je klasifikovan na sledeći način (Abesi & Eshani, 2011):

- mali ugao (≤ 4 mm), izrazita krivina
- srednji ugao ($4 < r \leq 8$), umerena krivina
- veliki ugao ($r > 8$ mm), blaga krivina.

Ugao i radijus krivine se smatraju važnim parametrom pri testiranju ciklične otpornosti na zamor endodontskih instrumenata, i posledično kao faktor preloma instrumenta (Tra, 2017). Oba parametra, i ugao i radijus povijenosti mogu varirati nezavisno jedan od drugog, tako da je moguće da dva kanala korena mogu imati isti ugao, ali veoma različiti poluprečnici zakrivljenosti ili suprotno (Abesi i Eshani, 2011).

Poprečni presek krunične i srednje trećine kanala korena zuba je najčešće ovalnog ili nepravilnog oblika, dok je u apeksnom delu najčešće kružnog, a dijametar kanala se sužava od kruničnog dela prema apeksnom, gde je i najuži. Ovalni i nepravilni apeksni delovi endodontskog prostora su veliki izazov u endodontskoj proceduri (Dummer et al., 1984).

Najsloženija morfologija endodontskog prostora odgovara njegovoj apeksnoj trećini, što uslovljava pojavu grešaka pri instrumentaciji (Shen et al., 2006), usled nemogućnosti idealnog kontakta i obrade dentinskih zidova (Wu & Wesselink, 1995). Transportacija je najčešća greška, kada se formira nova putanja instrumentacije, različita u odnosu na originalnu anatomiju kanala i nastaje kod povijenih kanala (Peters, 2004). Kao posledica ove greške, nastaje prekomerna obrada kanala na spoljšnjoj strani krivine i nedovoljna obrada na unutrašnjoj strani (Hülsman et al., 2005).

Promene dimenzije kavuma dentis mogu nastati usled fizioloških i patoloških procesa tokom života (resorptivni ili reparativni fenomeni). Ove varijacije mogu otežati instrumentaciju kanala, sa

⁶Slika preuzeta iz: Abesi & Eshani (2011)

povećanom mogućnošću "izmeštanja" pravca kanala, kao i nastanka stepenika i perforacija (Boutsoukis & Lambrianidis, 2018).

Analizom dostupne literature, kliničari i naučnici nemaju usaglašen i jasan stav o veličini definitivne apeksne instrumentacije. Prema nalazima Waltona, mala apikalna obrada smanjuje mogućnost kanalne transportacije i apikalnog zippinga, ali dokazano smanjuje i efikasnost obrade, irigacije i debridmana kanala (Walton, 1976).

Postoje studije koje dokazuju da irigansi nisu u stanju da dopru do apikalnog segmenta ukoliko on nije proširen do ISO #35 ili ISO #40 (Salzberg & Brilliant, 1977; Ram, 1977; Chow, 1983), dok druge studije pokazuje neminovnu transportaciju pri apikalnoj instrumentaciji većoj od ISO #25 (Eldeeb & Boraas, 1985). Postoji korelacija između veličine apikalne pripreme i čistoće kanala (Card et al. 2002; Usman et al. 2004; Debelian, 2011), pa tehnike koje insistiraju na minimalnoj apikalnoj obradi mogu biti neefikasne u dezinfekciji ovog prostora.

Instrumenti sa svojim karakteristikama legure, dizajnom i različitim proizvodnim procesom, mogu imati značajan uticaj na pojavu fraktura rotirajućih instrumenata (Alapati et al., 2005; McSpaden, 2007).

Proizvodnja NiTi mašinskih endodontskih instrumenata je mnogo komplikovanija u poređenju sa procesom izrade čeličnih instrumenata (Thompson, 2000). Proizvođači konstantno istražuju metalurške modifikacije NiTi legure, tražeći idealno rešenje koje bi povećalo poželjne performanse, superelastičnosti legure.

Zbog visoke reaktivnosti titana proces topljenja se mora izvoditi u vakuumu ili u inertnoj atmosferi (plazma-elektrolučno pražnjenje, topljenje laserom, vakuum-indukciono topljenje). Standardne metode tople obrade (kovanje, valjanje, izvlačenje) se mogu primenjivati, dok su metode hladne obrade primenjive samo uz često žarenje. Najčešći postupak je metod izvlačenja žice, debljine 0,05mm sa odličnim površinskim svojstvima. Ova legura se lako brusi i seče, a glodanje zahteva specifične alate. Termička obrada se najčešće izvodi u intervalu 500-800°C, ali i u intervalu 300-350°C uz dovoljno dugo vreme (Ćubela, 2002).

Novi procesi izrade instrumenata i dodatni tretmani u cilju poboljšanja svojstava materijala, minimalizovanja inherentnih nedostataka, ali i povećanja otpornosti instrumenta na deformaciju i frakturu, retko su poznati zbog patentiranja od strane proizvođača. Zahvaljujući memorijskom efektu NiTi legure, većina instrumenata se proizvodi urezivanjem na glodalici, češće nego uvrtačanjem (Sontag & Peters, 2007). Iako se u procesu izrade komplikovanog dizajna NiTi instrumenata koristi savremena kompjuterska tehnologija (CAD-CAM) može doći do pojave površinskih nedostataka u vidu žljebova, pukotina, jama i nečistoća (Marsocovertere et al., 1996; Kuhn et al., 2001; Tripi et al., 2001; De Castro Martins et al., 2002; Alapati et al., 2005; Alexandrou et al., 2006a; Vinothkumar et al., 2007; Chianello et al., 2008). Prisustvo nepravilnosti na površini instrumenta, može povećati njegovu vulnerabilnost na frakturu (Alapati et al., 2003). Defekti na površini deluju kao tačke koncentracije napona i izazivaju inicijaciju i širenje pukotina, sa velikom mogućnošću pojave frakture (Alapati et al., 2003; McSpaden, 2007). U svrhu smanjenja površinskih nedostataka i samim tim poboljšanja otpornosti ovih instrumenata primenjuju se različite metode: procesi implantacije legure jonima argona, bora ili azota, termička nitridacija (oblaganje instrumenta slojem titan nitrida), plazma imerzija, duboki suvi kriogeni tretman i elektropoliranje (Thompson & Dummer, 2000; Anderson et al., 2007; Condorelli et al., 2010; Gutmann & Gao, 2012; Pongione et al., 2012). Veliki broj istraživača prateći povećanje efikasnosti i fleksibilnosti, ali i smanjenje otpornosti na ciklični zamor, preporučuje dodatnu termomehaničku obradu sirove NiTi legure ili čak gotovih instrumenata (Gambarini et al., 2008a; Jonhson et al., 2008; Larsen et al., 2009; Gao et al., 2012; Shen et al., 2013a;

Zhao et al., 2013; 2016; Plotino et al., 2014; 2017; Capar et al., 2015; Kaval et al., 2016). Proces parnog taloženja omogućava oblaganje NiTi instrumenata slojem titan nitrida, čime se postiže veća sečivna efikasnost i otpornost na koroziju (Alapati et al., 2005; Patino et al., 2005). Problemi tokom proizvodnog procesa mogu nastati i zbog kvaliteta same sirovine tj. NiTi legure. Čestice oksida mogu ostati inkorporirane u leguri tokom proizvodnje. Tokom instrumentacije, propagacijom stresa, ove tačke mogu biti nukleaciona mesta za pojavu mikro-šupljina i mogućih defekata instrumenta (Alapati et al., 2009; Gambarini et al., 2011). Miyazaki je sa saradnicima, utvrdio da je za efekat superelastičnosti NiTi legure najzaslužnija adekvatna termička priprema materijala (Miyazaki et al., 1982). Hayashi i saradnici su potvrdili da dodatni toplotni tretman može povećati fleksibilnost ove legure (Hayashi et al., 2007). Takođe, Kuhn i Jordan su zaključili da termalni tretman na 400 °C može redukovati defekte u leguri koji su izazvani procesom kaljenja (Kuhn & Jordan, 2002). Dakle, toplotni tretman NiTi legure nakon kaljenja utiče na povećanje fleksibilnosti legure, na eliminaciju negativnih osobina nastalih tokom proizvodnog procesa, pa i na povećanje mehaničke otpornosti.

Karakteristike dizajna rotirajućih NiTi instrumenata utiču na metodologiju i način njihove upotrebe (Turpin et al., 2000; Schafer & Tepel, 2001; Schrader & Peters, 2005, Xu & Zheng, 2006). Rzhanov i Belyaeva su detaljno i precizno opisali sve karakteristike dizajna endodontskih rotirajućih instrumenata (Rzhanov & Belyaeva, 2012). To su:

- a) oblik aktivnog – sečivnog dela,
- b) oblik vrha instrumenta (koji može biti aktivan, poluaktivan ili pasivan),
- c) oblik poprečnog preseka instrumenta,
- d) koničnosti aktivnog - radnog dela instrumenta,
- e) dizajn sečiva (oštro sečivo koje odseca ili zaravnjena ivica koja struže dentin),
- f) gustina sečiva (broj sečiva po jednom milimetru dužine) ili rastojanje između dva uzastopna sečiva (“pitch”),
- g) nagibni ugao sečiva, određuje se u odnosu na aksijalnu osu instrumenta (“helix- ugao”),
- h) upadni ugao sečiva prema površini dentina koji seče (“rake ugao”) i
- i) dubina žljebova između dva sečiva.

Oblik i veličina poprečnog preseka rotirajućih instrumenata su najvažniji faktori koji određuju njihovu otpornost na zamor tokom instrumentacije.

Veličina poprečnog preseka instrumenta može uticati na njegovu deformaciju i frakturu (McSppaden, 2007). Kao opšte pravilo, fleksibilniji, tanji, instrumenti su otporniji na ciklični zamor, ali i osetljiviji na torziona opterećenja. S druge strane, deblji instrumenti mogu izdržati veći obrtni moment, ali su osetljiviji na ciklični zamor (McKelvey & Ritchie, 1999). Dakle, povećanje površine poprečnog preseka povećanjem veličine ili konusa instrumenta povećava torzionu otpornost (Yared et al., 2003; Guilford et al., 2005; Ullmann & Peters, 2005), ali istovremeno smanjuje otpornost na ciklični zamor (Gambarini, 2001b; 2001c; Ullmann & Peters, 2005; Plotini et al., 2006; Peters & Paque, 2010; Hou et al., 2011). Nagle varijacije u obliku poprečnog preseka instrumenta, takođe mogu poslužiti kao tačke koncentracije napona i mogu promovisati inicijaciju pukotina (Xu et al., 2006; McSppaden, 2007).

Na pojavu defekata tokom rada sa NiTi instrumentima, utiče i njihov specifični dizajn (Parashos & Messer, 2006; Shen et al., 2013a). Dizajn instrumenta može dodatno smanjiti površinu poprečnog preseka instrumenta povećanjem broja ili dubine useka (Schafer & Tepel, 2001; McSppaden, 2007), čime se drastično smanjuje njihova sečivna efikasnost (Rzhanov & Belyaeva, 2012). Na angažovanost instrumenta u kanalu utiče broj, veličina i dizajn sečiva. Njihov veći broj utiče na pojavu torka i tendenciju ušrafljivanja u dentinski zid kanala (McSppaden, 2007). Tork (torque) se definiše kao moment sile, ali i rotacioni efekat koji taj moment sile izaziva tj. uvrtnje. Poprečnim

presekom triangularnog oblika povećava se jačina i otpornost na torziju, zbog ravnomernije i povoljnije raspodele sila (Berutti et al., 2003; Schafer et al., 2003).

Otpornost instrumenta na frakturu zavisi od obima i veličine poprečnog preseka i njegovog dizajna, ali je u direktnoj vezi sa stepenom povijenosti tretiranog kanala. U pravim kanalima sposobnost instrumenta da izdrži tork je direktno proporcionalna debljini instrumenta, tj kvadratu prečnika instrumenta, dok je kod povijenih obrnuto proporcionalna kvadratu prečnika (Gil et al., 2018).

Na pojavu defekata i loma NiTi instrumenata mogu uticati i tehničke karakteristike instrumentacije (tehnike instrumentacije, ponovna upotreba instrumenta, sterilizacija i irigacija tokom preparacije) (Boutsoukis & Lambrianidis, 2018). Cilj preparacije kanala korena je da obezbedi neprekidni konični oblik kanala sa najmanjim dijametrom u predelu apikalnog foramena i najvećim dijametrom na ulazu u kanal, kako bi bilo moguće efikasno sprovesti irigaciju i obturaciju a da se pri tome ne naruši originalni put kroz kanal i originalna pozicija apikalnog foramena (Young et al., 2007). Da bi se ispoštovao ovakav zahtev preparacije kanala neophodno je koristiti precizne tehnike i instrumente koji zahtevaju što kraću obradu i najmanji broj proceduralnih koraka u formiranju levkastog oblika kanala, uz održavanje radne dužine i bez remećenja centriranog pristupa kanalu (Ehsani et al., 2011).

Mehanička obrada endodontskog prostora znatno olakšava i poboljšava debridman i dezinfekciju kanala. Na značaj instrumentacije endodontskog prostora ukazali su još 1981. godine Bystrom i Sundqvist dokazavši da adekvatna instrumentacija, uz primenu samo fiziološkog rastvora može smanjiti broj bakterija sto do hiljadu puta (Bystrom & Sundqvist, 1981).

Danas se najčešće primenjuju dve metode obrade kanala: krunično-apeksne i apeksno-krunične. Prvu grupu čine one koje prvo obrađuju koronarnu trećinu kanala instrumentima većeg prečnika, a zatim polako napreduju prema apeksu instrumentima manjeg prečnika. U drugu grupu spadaju tehnike koje prvo sprovode obradu apikalne trećine instrumentima malog prečnika, a zatim se srednja i koronarna trećina obrađuju instrumentima većeg prečnika. Krunično-apeksna tehnika, modifikovana od strane Marshall-a i saradnika 1980, predstavlja superiorniji način preparacije, posebno povijenih kanala (Hargreaves & Berman, 2016). Ovakav koncept obrade endodontskog prostora ima značajnu prednost jer pruža bolju taktilnu kontrolu pri obradi apeksne trećine, bolju irigaciju zbog povećane zapremine irigansa i lakšu evakuaciju kanalnog sadržaja sa manjom mogućnošću prebacivanja infektivnog sadržaja u periapeksni predeo (Haapasalo & Shen, 2013; Hargreaves & Berman, 2016; Alovisei et al., 2017). Ovakav pristup olakšava apikalnu instrumentaciju, uz smanjenje naprezanja instrumenta u kanalu, sa manjom mogućnošću pojave deformacija i frakture instrumenata (Kuhn et al., 2001; Alapati et al., 2003; Karn et al., 2004).

Krunično-apeksna tehnika, smanjuje mogućnost postterapijskih komplikacija, jer se velika količina bakterija, bakterijskih toksina i raspadnih produkata efikasnije uklanja iz kanala korena (Gutmann, 2002; Johnson, 2002). Neadekvatna obrada endodontskog prostora veoma često dovodi do hroničnog apeksnog parodontitisa (Haapasalo i Shen, 2013).

Prema studiji Peters-a, krunično-apeksnom tehnikom se smanjuje intrakanalno trenje (u preparaciju se uključuju segmenti intrakanalnog dentina) te se smanjuje i mogućnost nastanka frakture instrumenata (Peters, 2004).

Na tržištu postoji mnogo komercijalnih setova mašinskih instrumenata i njihovi proizvođači daju detaljna uputstva o najefikasnijoj i najsigurnijoj upotrebi svakog specifičnog instrumenta, ukazuju na ograničenja, preporučuju brzinu rotacije i jačinu toraka.

Većina instrumenata se aktivira u korenskom kanalu nežnim kljuckajućim, pokretima uvlačenja i izvlačenja iz kanala korena. Uopšteno se preporučuje lagani apikalni pritisak, uz kontinuirano aksijalno kretanje, sa kratkim zadržavanjem u kanalu korena kako bi se sprečilo torziono opterećenje instrumenata (Sattapan et al., 2000b; Li et al., 2002; Parashos & Messer, 2006; Rodrigues et al., 2013). Veoma je važno osigurati pravolinijski pristup kanalima i slobodnu rotaciju vrha NiTi instrumenta, čak i u najužem delu, da bi se izbeglo blokiranje i eventualna torziona fraktura (Sattapan et al., 2000a; Peters, 2004). Ova priprema se može se izvesti ručnim instrumentima izrađenim od nerđajućeg čelika malih dimenzija (Blum et al., 1999; Patino et al., 2005; Lopes et al., 2011a; 2011b) ili posebno dizajniranim mašinskim NiTi instrumentima (Alexandrou et al., 2006a; Lopes et al., 2012; Ahn et al., 2016; De-Deus et al., 2016).

Automatizovani instrumentacioni sistemi, proizvedeni sa različitim NiTi legurama, termički obrađeni ili na drugi način tretirani, sa svojstvima superelastične (SE) i memorije oblika (SME), mogu se aktivirati u kanalu korena na različite načine (slika 2.5).



Slika 2.5: Shema hronologije pokreta korišćenih u mašinskoj preparaciji

Kontrola **obrnog momenta (torque) i brzine rotacije** je neophodna za delotvornu i sigurnu instrumentaciju. Za kontrolu obrtnog momenta koriste se električni endomotori koji održavaju konstantnost preporučene brzine rotacije i toraka.

Neadekvatna upotreba Endomotora, može uzrokovati deformacije i frakturu NiTi instrumenata. Proizvođači NiTi turpija preporučuju specifičnu brzinu rotacije, karakterističnu za svaki instrument, obično u opsegu od 250 do 600 obrtaja u minuti (rpm). Efekat brzine na deformaciju instrumenta je kontroverzan; nekoliko studija ga negira (Pruett et al., 1997; Yared & Kulkarni, 2002; Zelada et al., 2002; Herold et al., 2007; Kitchens et al., 2007), dok druge ukazuju na porast broja fraktura sa povećanjem brzine rotacije (Li et al., 1996; Martin et al., 2003). Brzina rotacije menja taktilnu povratnu informaciju koju pružaju instrumenti tokom preparacije. Kanalne nepravilnosti se mogu osetiti preko instrumenta pri maloj brzini, dok se pri većim brzinama ovaj osećaj skoro potpuno gubi (Poulsen et al., 1995).

Obrtni moment (tork) je mera sile okretanja koja se primenjuje na instrument da bi prevazišao trenje i nastavio rotaciju. Elektromotori omogućavaju operateru da odredi maksimalni obrtni moment tokom rotacije i svako forsiranje preko tog limita dovodi do zaustavljanja instrumenta koje može izazvati njegovu frakturu. Ova deformacija nastaje kao rezultanta sile koja deluje na instrument u jednom pravcu, a razlaže se na dve komponente: jednu koja zadržava pravac dejstva sila a drugu perpendikularnu na nju (Revathi & Lakshminaryanan, 2001).

Marzouk je sa saradnicima, definisao tork kao sposobnost kolenjaka da izdrži lateralni pritisak na rotirajući instrument, bez smanjenja brzine i sećivne efikasnosti (Marzouk et al., 1997).

Za svaki instrument se koriste različite granice obrtnog momenta, prema preporukama proizvođača (Kobayashi et al., 1997; Gambarini, 2001a; 2001b;).

Kako elektromotori nastoje da održe konstantnu brzinu rotacije, obrtni momenat koji se primenjuje na instrument može da varira u zavisnosti od trenja, koje je određeno površinom kontakta između sečiva instrumenta i dentina. Na kontaktnu površinu uglavnom utiču veličina, konus i poprečni presek, oblik instrumenta i kanala korena. Šira kontaktna površina povećava trenje, tako da je potreban veći obrtni momenat da bi se veći instrument rotirao unutar uskog korenskog kanala (Kobayashi et al., 1997; Sattapan et al., 2000b). Uzastopno korišćenje instrumenata istog konusa, ali progresivno većeg dijametra u istom korenskom kanalu, zahteva veći obrtni moment, stvarajući efekat "konusne brave", što može dovesti do torzione deformacije. Sposobnost instrumenta da izdrži tork pri preparaciji pravih kanala, direktno je proporcionalna debljini instrumenta, tj. kvadratu prečnika instrumenta, dok je kod obrade povijenih kanala obrnuto proporcionalna kvadratu dijametra (Gambarini, 2001a).

Agresivno rukovanje instrumentima takođe povećava trenje i potreban obrtni moment. Maksimalni obrtni moment koji se može primeniti ograničen je sposobnošću instrumenta da izdrži primenjeni napor bez plastične deformacije ili frakture (Boutsoukis & Lambrianidis, 2018).

Maksimalni obrtni momenat se razlikuje među instrumentima (Kobayashi et al., 1997; Gambarini, 2001a; 2001b;) i povećava se zajedno sa povećanjem površine poprečnog preseka instrumenta (Yared et al., 2003; Ullmann & Peters, 2005;). Karakteristično je da veći instrumenti mogu izdržati veći obrtni momenat bez deformacija i loma. Primenjeni obrtni moment treba uvek da se održava u uskom opsegu koji omogućava preporučenu brzinu rotacije i dobru sečivnu efikasnost, ali bez prekoračenja plastične deformacije ili granice loma (Gambarini, 2000). Ovaj parameter je jako teško klinički odrediti, tako da je neophodno pratiti uputstva proizvođača i odgovarajuću maksimalnu vrednosti obrtnog momenta za svaki instrument. Preporučeni tork je obično manji za instrumente manjeg dijametra i manjeg priraštaja koniciteta. Sve preporuke se odnose na nove, nekorisćene instrumente, tako, da za ponovo upotrebljene instrumente treba revidirati vrednost torca i dodatno ga smanjiti (Gambarini, 2001a).

Nejasan je uticaj smanjenja vrednosti obrtnog momenta na sprečavanje ili smanjenje deformacije i frakture instrumenata (Schettler et al., 1979; Bortnick et al., 2001; Gambarini, 2001b). Mali tork, kao i smanjenje brzine rotacije poboljšava taktilnu povratnu informaciju, ali uz smanjenje sečivne efikasnosti i napredovanja instrumenta u korenskom kanalu. Ovaj osećaj može prevariti neiskusnog operatera da agresivnije aktivira instrument u kanalu, što može dovesti do blokiranja, deformacije ili čak loma instrumenta (Yared & Kulkarni, 2002).

Prvobitno su se NiTi instrumenti koristili samo u kontinuiranoj rotaciji (Klayman & Brilliant, 1975; Hülsman et al., 2005) a recipročne kretnje je uveo Yared (Yared, 2008). Danas postoje napredni endomotori koji omogućavaju precizno podešavanje brzine i torca u punoj rotaciji (u smeru kazaljke na satu) i recipročnih kretnji, sa mogućnošću ekscentrične rotacije ili adaptivnog rotacionog efekta. Recipročna kretnja produžava životni vek NiTi instrumenata, povećavajući njihovu otpornost na ciklički zamor u odnosu na kontinuiranu rotaciju (Varela-Patino et al., 2010; Ahn et al., 2016; De-Deus et al., 2016; Pedulla et al., 2017; Gavini et al., 2018).

Postoje različita mišljenja o tome koliko puta se rotirajući NiTi instrument može bezbedno koristiti za preparaciju u kliničkim uslovima. Proizvođači često predlažu jednokratnu upotrebu što je potvrđuju i rezultati studije (Arens-a et al., 2003), dok drugi istraživači ograničavaju ovo pravilo na gracilnije instrumente (Haapasalo & Shen, 2013) usled teže detekcije deformacija na njima.

In vitro testovima, dokazano je da produžena klinička upotreba NiTi instrumenata smanjuje njihovu otpornost na ciklični zamor (Gambarini, 2001b; Gambarini, 2001c; Bahia & Buono, 2005; Plotino et al.; 2006). Međutim, deformacija NiTi instrumenata je složen i multifaktorijsan problem, i nemoguće je tačno predvideti mogućnost frakture tokom kliničkog ispitivanja na osnovu pojednostavljenih *in vitro* testova (Arens et al., 2003; Parashos & Messer, 2006; Kostić et al., 2011). Pretpostavlja se da se fraktura tokom kliničke upotrebe javlja zbog akutnog preopterećenja (npr. blokiranje u korenskom kanalu), a ne procesom akumulacije zamora materijala (Spanaki-Voreadi et al., 2006). Sličan mehanizam je u nastanku frakture u *in vitro* uslovima (Kostić et al., 2011). Novije studije su otkrile da blago torziono prednaprezanje (koje ne izaziva trajnu deformaciju) može poboljšati otpor na torziju (Oh et al. 2017) i otpornost na cikličku zamor tokom narednih opterećenje (Cheung et al. 2013; Ha et al. 2015). Višestruka upotreba NiTi instrumenata je klinički prihvatljiva sa mehaničke tačke gledišta ali je nemoguće preporučiti siguran broj. Preporuka je da se svi instrumenti analiziraju na postojanje deformacija posle svake upotrebe (Parashos & Messer, 2006).

NiTi instrumenti mogu pretrpeti lom čak i bez vidljivih deformacija (Sattapan et al., 2000b; Martin et al., 2003; Peng et al., 2005; Shen et al., 2009).

Sterilizacija toplotom novih ili korišćenih NiTi mašinskih instrumenata, izlažući ih ciklusima grejanja i hlađenja, može imati uticaj na otpornost na zamor rotirajućih instrumenata (Plotino et al., 2012). Younis je još daleke 1977. godine uočio negativne efekte sterilizacije na karakteristike endodontskih instrumenata (Younis, 1977). Tenutni rezultati studija su kontradiktorni i nema jasnog stava o ovoj problematici. Višestruki ciklusi sterilizacija mogu izazvati promene na površini NiTi turpija, kao što su korozija (Valois et al., 2005; 2008; Alexandrou et al., 2006a; 2006b; Spagnuolo et al., 2012;). Ovi defekti najverovatnije nastaju usled promena u površinskom sloju titanijum oksida (Serene et al., 1995; Rapisarda et al., 1999; Thierry et al., 2000). Uočeno je da se povećava otpornost na ciklični zamor i torzioni stres kod određenih tipova instrumenata nakon sterilizacije (Viana et al., 2006; Plotino et al., 2012; Zhao et al., 2016). Pretpostavlja se da sterilizacija deluje kao oblik toplotne obrade, posebno posle ponovljenih ciklusa (Casper et al., 2011).

Proizvođači preporučuju obaveznu upotrebu gel lubrikanata tokom mašinske instrumentacije, bilo direktno na aktivni deo NiTi instrumenta ili u pulpnu komoru (Anderson et al., 2006). Eksperimentalni dokazi ne podržavaju upotrebu ovih gelova, jer ne samo da ne smanjuju trenje između instrumenta i dentina kanala, već ga u nekim slučajevima čak povećavaju u poređenju sa suvim korenskim kanalom (Peters et al., 2005; Boessler et al., 2007). Mnogo su efikasniji vodeni rastvori ili čak, destilovana voda, koji efikasnije ispiraju dentinski detritus iz žljebova instrumenata (Peters et al., 2005; Zehnder, 2006; Boessler et al., 2007). Zato se tokom instrumentacije endodontski prostor obilno irigira sa natrijum hipohloritom, koji negativno deluje na bakterije i rastvara ostatke tkiva, uz efekat podmazivanja instrumenata. Natrijum hipohlorit je veoma korozivan za NiTi leguru, i to u rasponu koncentracija 1,2% do 5,25% (Busslinger et al., 1998; Lasley et al., 2004; Stepan et al., 2005; Cheung & Darvell, 2007). Mala koncentracija (1%) ne korodira NiTi turpije i ne utiče na torzionu i cikličnu otpornost nakon kumulativne izloženosti od 2,5 h, ali dugotrajnija izloženost (18 h) pokazuje jasne znakove korozije (O'Hoy et al., 2003).

Problem koji nastaje dugotrajnim potpunim potapanjem instrumenata u rastvor natrijum hipohlorita, nastaje zbog metalurških karakteristika instrumenata. Drška instrumenta je od različitog metala u odnosu na radni deo te istovremeno prisustvo dva metala u rastvoru natrijum hipohlorita može uticati na otpuštanje jona, dovodeći do stvaranja galvanskih reakcija koje mogu ubrzati koroziju (Berutti et al., 2006; Peters et al., 2007; Smith, 2007; Bonaccorso et al., 2008a). Poboljšanje otpornosti na koroziju, proizvođači pokušavaju da postignu obradom površine elektropoliranjem ili fizičkim taloženjem.

2.3.3. Metode za poboljšanje otpornosti na zamor NiTi endodontskih instrumenata

Poboljšanje fizičkih i mehaničkih svojstava NiTi rotirajućih instrumenata, osim novih dizajnerskih rešenja i strukturnih karakteristika odvija se i novim proizvodnim tehnologijama legure (R-faza, CM legura, T-legura) (Kuhn et al., 2001; Kim et al., 2009; Pessoa et al., 2013). Termička, elektrohemijaska i hemijska obrada instrumenata takođe, utiče na poboljšanje kvaliteta površine njihovog radnog dela. U cilju povećanja otpornosti na zamor tokom instrumentacije, NiTi se podvrgavaju različitim tretmanima (elektropoliranje površine, jonska implantacija, tretiranje površine različitim premazima ili toplotna obrada instrumenata) (Lee et al., 1996; Rapisarda et al., 2000; Kuhn et al., 2001; 2002; Schäfer, 2002; Tripi et al., 2006; Zinelis et al., 2007; Alapati et al., 2009; Zupanc et al., 2018).

Lee i saradnici su 1996, prvi put predstavili jonsku implantaciju NiTi instrumenata kao efikasnu metodu za povećanje tvrdoće površine i otpornosti na habanje, čime je dobijena veća efikasnost sečenja ovih rotirajućih instrumenata (Lee et al., 1996). Toplotna nitridacija i implantacija azotnim jonima NiTi instrumenata primenjena je da bi se povećao odnos Ni prema Ti i poboljšala sečivna efikasnost (Rapisarda et al., 2000). Schäfer je koristio toplotno naparavanje za povećanje otpornosti na zamor NiTi instrumenata čime je povećana efikasnosti sečenja (Schäfer, 2002).

Klinički relevantna svojstva NiTi biomedicinskih legura zavise od načina termomehaničke obrade koju koristi proizvođač. Efekat toplotne obrade na mehaničke karakteristike mašinskih NiTi instrumenata istraživali su Kuhn i saradnici (Kuhn et al., 2001; 2002). Zagrevanjem na 400°C i spontano hlađenje je instrumentima dalo superiornu mikrostrukturu i povećanu fleksibilnost. Međutim, povećana krutost instrumenata je primećena nakon žarenja na temperaturama višim od 600°C. Zinelis i saradnici su 2007. godine otkrili da se otpornost na zamor NiTi turpija postepeno povećavana sa povećanjem temperature obrade toplotom na 440°C, a zatim smanjuje sa dodatnim povećanjem temperature obrade na 550°C (Zinelis et al., 2007). Oni su takođe utvrdili da temperatura viša od 600°C izaziva rekristalizaciju mikrostrukture, koja je štetna za rotirajuće instrumente. Takođe, primećena je smanjena tvrdoća površina toplotno obrađenih instrumenata (Kuhn et al., 2001; 2002; Zinelis et al., 2007). Alapati je u svojoj studiji o efektima toplotnog tretmana u faznim transformacijama u NiTi rotacionim instrumentima, utvrdio da visoke temperature (preko 600°C) indukuju promenu njihove mikrostrukture (Alapati et al., 2009).

Termomehanička obrada je obećavajući način povećanja otpornosti na zamor NiTi instrumenata. Neki proizvođači su pribegli elektropoliranju površine instrumenata, kao načinu povećanja otpornosti na zamor (Walia et al., 1988; Eggert et al., 1999; Kuhn et al., 2001; Tripi et al., 2006).

Cheung i Barbosa su sa saradnicima utvrdili da elektropoliranje ne utiče na zamor materijala (Cheung et al., 2007a; Barbosa et al., 2008). Sečivna efikasnost elektropoliranih instrumenata je smanjena jer ovaj tretman tupi oštrice sečivnih ivica, pa su dokazane prednosti elektropoliranja potisnute u drugi plan zbog potrebe za povećanjem pritiska na rotirajući instrument da bi se postigla puna radna dužina.

Termomehanički tretman NiTi legure NiTi promenu faznog sastava što dovodi do pojave martenzita ili R-faze u rotirajućim instrumentima u kliničkim uslovima. Instrumenti nastali od M-žice i R-faze održavaju austenitno stanje a CM žica, kao i instrumenti Gold i Blue serije se sastoje od znatnih količina martenzita (Zupanc et al., 2018).

Austenitni instrumenti poseduju superelastična svojstva i formiraju visoke vrednosti obrtnog momenta pri frakturi. Zato je ovaj tip instrumenata (austenitni) pogodan za oblikovanje pravih ili blago povijenih korenskih kanala. Upotreba austenitne legure u instrumentima za formiranje prohodnosti kanala može nadoknaditi smanjeni otpor obrtnog momenta uzrokovan manjim prečnikom ovih instrumenata. Rotirajući NiTi instrumenti sa većim udelom martenzitne faze, pokazuju veću fleksibilnost i povećanu otpornost na ciklični zamor. Odlikuju se i većim uglom rotacije, ali manjim obrtnim momentom koji dovodi do frakture. Zato se martenzitni instrumenti preporučuju u slučajevima obrade izrazito povijenih i komplikovanih endodontskih sistema (Zupanc et al., 2018).

3. CILJEVI ISTRAŽIVANJA

Hipoteze ovog istraživanja su:

1. Postoji razlika u površinskoj i nanostrukтури novih, nekorišćenih NiTi instrumenata i instrumenata koji su upotrebljeni za preparaciju kanala korena zuba
2. Površinske i strukturne promene NiTi instrumenata nastale tokom instrumentacije utiču na pojavu deformacija i loma ovih instrumenata
3. Mogućnost pojave deformacija i loma NiTi rotirajućih instrumenata je povećana pri preparaciji povijenih kanalskih sistema

Osnovni **CILJ** istraživanja bio je da se analiziraju i provere površinske i strukturne promene, odnosno, mikro- i nanostrukturne karakteristike novih i korišćenih NiTi rotirajućih instrumenata.

BLIŽI CILJEVI istraživanja su:

1. Da se primenom skenirajuće elektronske mikroskopije sa energersko-disperzivnim spektrometrom (SEM-EDS) analiziraju površine novih, nekorišćenih setova NiTi rotirajućih instrumenata .
2. Da se primenom SEM-EDS-a analiziraju površine i deformacije različitih setova NiTi rotirajućih instrumenata nakon preparacije pravih i kanalskih sistema različite povijenosti.
3. Da se utvdi učestalost deformacija i loma korišćenih NiTi rotirajućih instrumenata u funkciji seta korišćenih instrumenata i stepena povijenosti kanala korena.
4. Da se primenom optomagnetne imidžing spektroskopije analiziraju ultrastrukturne promene na frakturnim delovima NiTi rotirajućih instrumenata koji su pretrpeli lom.

4. MATERIJAL I METODOLOGIJA

4.1. Materijal

4.1.1. Ekstrahovani zubi

Istraživanje je obavljeno u *in vitro* uslovima na stalnim zubima, ekstrahovanih iz: ortodontskih razloga, nemogućnosti protetičkog zbrinjavanja ili uznapredovale parodontopatije (Slika 4.1). Na osnovu saglasnosti Etičkog odbora Stomatološkog fakulteta u Beogradu broj 36/6 iz 21.01. 2013. godine za izvođenje ove eksperimentalne studije, zubi su prikupljeni u RZZZ MUP-a Republike Srbije uz pismenu saglasnost pacijenata za učešće u ovoj studiji. Pre potpisivanja saglasnosti pacijenti su upoznati sa postupkom i realizacijom istraživanja, kao i sa potencijalnim koristima i rizicima.



Slika 4.1. Ekstrahovani humani zubi

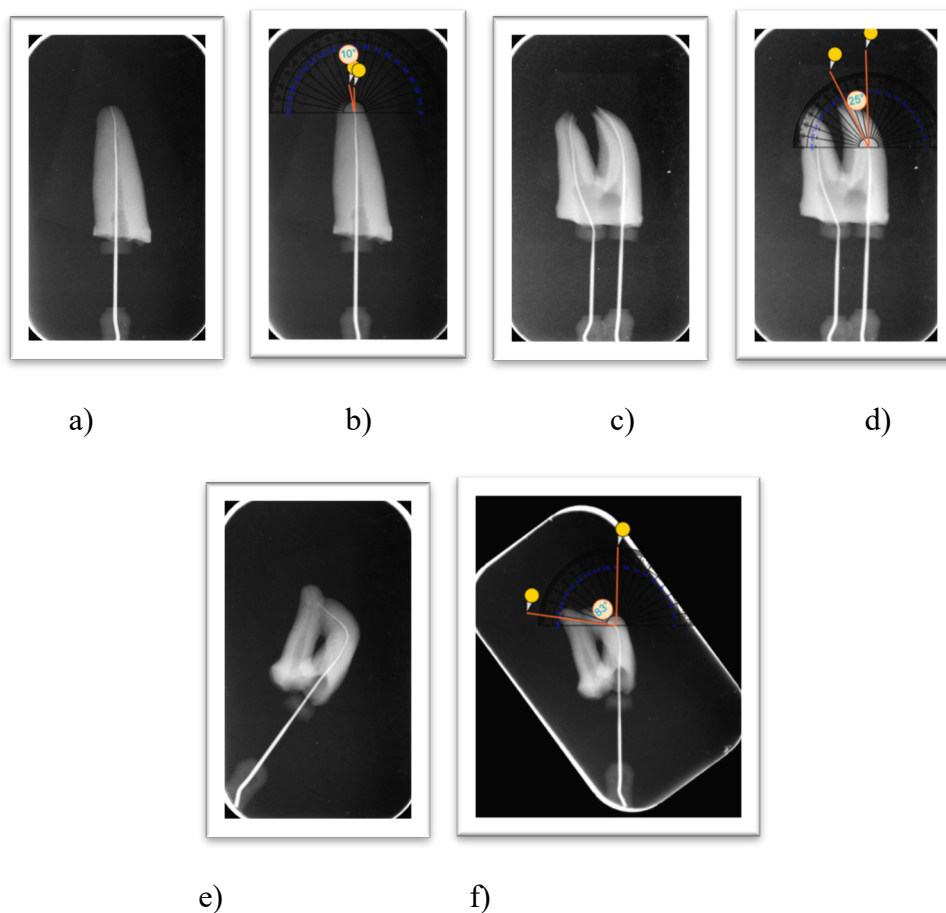
Priprema zuba

Odmah po ekstrakciji zubi su dva sata čuvani u 4% rastvoru natrijum-hipohlorita radi lakšeg uklanjanja mekih tkiva periodoncijuma sa površine korenova. Ostaci mekog tkiva i konkremenata su uklonjeni skalpelom. U ovoj fazi je izvršena prva selekcija zuba. Isključeni su iz istraživanja svi instrumenti sa defektima na korenovima (naprsli i polomljeni korenovi ili sa resorpcijom korena). Do početka preparacije i priprema za ispitivanje zubi su čuvani u fiziološkom rastvoru sa 0,2 % timola da bi se sprečio rast bakterija (Suaia et al. 2010). Pomoću visokoturažnog kolenjaka sa vodenim sprejom i volfram-karbidnog cilindričnog svrdla zaobljenog vrha E 0153/012 (Dentsply/Maillefer, Ballaigues, Switzerland) uklonjeni su postojeći ispuni i karijesno promenjena tkiva, a okruglim svrdlom sa produženom drškom E0123/ 014 (Dentsply/Maillefer) izvršena je trepanacija krunične komore. Dijamantskim cilindričnim svrdlom, krunica zuba je skraćivana na nivo 2 mm koronarno od gleđno-cementne granice.



Slika 4.2. Priprema uzoraka za eksperiment (preparacije pristupnog kaviteta, trepanacija, eksploracija ulaza u kanale)

Definitivna obrada zidova pristupnog kaviteta i krunične komore završena je karbidnim koničnim svrdlom sa pasivnim vrhom Endo Z (Dentsply/ Maillefer). Na ovaj način je obezbeđen potpun uvid na dno koronarnog kavuma dentis, što je omogućilo lakši i sigurniji pristup ulazima u kanale (Slika 4.2). Sondiranje i ocena inicijalne prohodnosti kanala je utvrđena K-turpijama veličina ISO 08, 10 i 15 (MicroMega, France), u zavisnosti od originalnog promera kanala korena. Radna dužina ispitivanih uzoraka određena je skraćivanjem za 1mm u odnosu na dužinu koja je dobijena pojavom vrha instrumenta na apeksnom foramenu. Zatim je na svakom kanalu urađena rendgenografija sa aplikovanim endodontskim instrumentom u cilju određivanja stepena povijenosti kanala korena (Slika 4.3). Pomoću on-line uglomera koji je preuzet sa interneta izmereni su stepeni povijenosti za svaki kanal⁷.



Slika 4.3. Radiografsko određivanje povijenosti kanala Šnajderovom metodom: a) rendgenografija sa endodontskim instrimentom; b) izmeren stepen povijenosti od 10°; c) rendgenografija sa endodontskim instrimentom; d) izmeren stepen povijenosti od 25°; e) rendgenografija sa endodontskim instrimentom; f) izmeren stepen povijenosti od 83°

Stepen povijenosti kanala korena je određivan Schnajderovom rendgenografskom tehnikom koja meri povijenost na osnovu ugla koji formiraju linija koja spaja koronarni sa apeksnim delom, i linije koja spaja apeksni otvor sa tačkom inicijalne povijenosti (Schafer i Fritzenschaft, 1999; Short et al, 1997) (Slika 4.3).

Prema Šnajderovoj klasifikaciji kanali su svrstani u tri grupe, na osnovu stepena povijenosti:

⁷ Merač preuzet sa: https://www.ginifab.com/feeds/angle_measurement/

- a) nizak stepen povijenosti - manje od 10°
- b) umereni stepen povijenosti - od 10° do 25°
- c) jako izražene povijenosti - preko 25°.

Na osnovu stepena povijenosti kanala, zubi su podeljeni u tri kategorije:

- a) pravi kanali – koji imaju nizak stepen povijenosti (50 kanala)
- b) blago povijeni – koji imaju umereni stepen povijenosti (50 kanala) i
- c) jako povijeni kanali – sa velikim stepenom povijenosti (50 kanala).

Kanali kod kojih je primenjenom rendgenografijom utvrđeno prisustvo sekundarnih i tercijarnih krivina, uključeni su u treću kategoriju (jako povijeni kanali), kao kanali sa komplikovanim kanalnim sistemima.

Iz daljeg istraživanja su isključeni:

- prethodno endodontski tretirani zubi,
- zubi sa neprohodnim kanalima celom svojom dužinom i
- zubi sa prisutnim resorpcijama korena, perforacijama, frakturom ili anatomskim anomalijama koje onemogućavaju kompletnu endodontsku preparaciju

Da bi se imitirali *in vivo* uslovi, apeks je zatvaran roze voskom. Na ovaj način je simuliran apikalni kontra-pritisk i sprečeno isticanje irigansa tokom instrumentacije.

4.1.2. Instrumenti

U istraživanju su korišćeni novi mašinski endodontski instrumenti različitog dizajna i bez ikakve prethodne pripreme: K3 (SybronEndo Co, USA), M Two (VDW, Munich, Germany), Pro Taper Universal (Dentsply Maillefer, Switzerland), Hy Flex (Coltene Whaledent gruppe, Switzerland) i BioRaCe (FKG DENTAIRE Swiss Dental Produkts, Switzerland) (Slika 4.4; Tabela 4.1).



Slika 4.4. Setovi novih rotirajućih NiTi instrumenata upotrebljeni u studiji

Osnovne karakteristike ispitivanih endodontskih sistema izložene su u Tabeli 4.1, gde se uočava da su po načinu prenošenja mehaničke energije na endodontski instrument, svi eksperimentalni setovi sistemi pune rotacije.

TABELA 4.1. Osnovne karakteristike ispitivanih NiTi sistema

| Instrument proizvođač (godina) | aktivacija | Poprečni presek, specifičnosti | dijametar | koničnost | Proces proizvodnje |
|---|------------------|--|-----------|------------------------------|---|
| K3, SybronEndo (2001) | puna rotacija | trostruka sečiva sa, pozitivnim uglom i asimetričnim radijalnim površinama | 25 | 0.12-0.02 | Mikroglodanje Konvencionaln a NiTi legura |
| Mtwo, VDW (2003) | puna rotacija | S-oblika sa dva aktivna sečivna ugla | 10-35 | 0.04, 0.05, 0.06 | Mikroglodanje Konvencionaln a NiTi legura |
| ProTaperUniversal Dentsplay-Sirona (2006) | puna rotacija | konveksni trougao varijabilna progresivna koničnost duž instrumenta | 17-30 | regresivna koničnost | Mikroglodanje Konvencionaln a NiTi legura |
| HyFlex CM Coltene (2011) | puna rotacija | dvostruki Hedstrom dizajn sa pozitivnim upadnim uglom | 20-40 | 0.04, 0.06, 0.08 | Mikroglodanje CM-žica |
| BioRaCe,FKG (2012) | puna rotacija | trougaoni sa alteracijama sečivnih ivica duž instrumenta | 15-40 | 0.04, 0.05, 0.06, 0.08 | Mikroglodanje Konvencionaln a NiTi legura Elekropolirana površina |

K3 NiTi instrumenti (Sybronendo, CA, USA)

K3 rotirajući NiTi instrumenti (SybronEndo, Ca, USA) su mašinski endodontski instrumenti druge generacije, dizajnirani od strane dr Mc Spadden-a, koji se prema mnogim svojim karakteristikama razlikuju od ostalih NiTi instrumenata. K3 instrumenti, na poprečnom preseku radnog dela imaju asimetričan dizajn, sa širokim radijalnim zaravnjenjima i ostrim sečivima, ali i blago pozitivnim uglom koji omogućava odličnu efikasnost sečenja parakanalnog sloja dentina. Ovi

instrumenti karakterističnog dizajna sečiva imaju po tri žleba i po tri platoa od kojih su dva široka a treći je uzan i kontinuiran. Uloga trećeg uskog sečiva je da obezbedi veću efikasnost sečenja ali i da smanji mogućnost ušrafljivanja instrumenta tokom preparacije, čime se povećava kontrola instrumenta. Zbog varijabilnog razmaka među sečivima i varijabilnih heliksni uglova koji se povećavaju od vrha prema dršci, eliminacija detritusa je efikasnija. Telo K3 instrumenta ima promenljiv dijametar i usled toga smanjenu otpornost na ciklični zamor i torzioni stres, ali i veću snagu i efikasnost apeksnog dela instrumenta. Ovo su instrumenti zaobljenog, neaktivnog vrha i konstantnog koniciteta a zanimljivost je da su instrumenti za četiri milimetra mm od ostalih NiTi instrumenata iako imaju radni deo iste dužine.

Preparacija K3 rotirajućim NiTi instrumentima

U istraživanju je primenjen osnovni set K3 rotirajućih mašinskih instrumenata koji se sastoji od šest instrumenata iste veličine (#25) i opadajuće koničnosti (12%-2%) (Slika 4.5). Preporučena brzina rotacije je od 300-350 obrtaja u minuti, sa maksimalnim zadržavanjem svakog instrumenta u kanalu 5-7 sekundi.



Slika 4.5. Set K3 instrumenata⁸

Upotrebljena su tri seta K3 (SybronEndo Co, USA) NiTi instrumenata, po jedan za svaku grupu uzoraka, podeljenih po stepenu povijenosti. PRVA GRUPA uzoraka predstavlja skup od deset pravih kanala preparisanih jednim setom K3 instrumenata , DRUGA GRUPA deset blago povijenih kanala prepariranih drugim, dok, TREĆA GRUPA predstavlja deset izrazito povijenih kanala prepariranih sa trećim setom K3 rotirajućih NiTi instrumenata. Svaka grupa je preparisana jednim setom K3 a primenjena je brzina rotacije od 300 obrtaja u minuti, obrtnim momentom od 1,6 Ncm i sa maksimalnim zadržavanjem svakog instrumenta 5-7 sekundi u kanalu. NiTi turpije su redovno čišćene u sterilnom sušeru da bi se uklonili ostaci dentina. Posle svakog mašinskog instrumenta, izvršena je rekapitulacija radne dužine ručnim instrumentom K10 (MicroMega, France).

Kao irigans, posle svakog instrumenta, u količini od po 5 cm³, korišćeni su: prvo, 2% rastvor NaOCl (CHLORAXID 2%, Ceramed, Poljska) i potom Destilovana voda (Iva, Srbija). Irigansi su aplikovani pomoću plastičnog šprica i endodontske igle za irigaciju sa zatvorenim vrhom i bočnim otvorima (Side-vented needle, SmearClear, SybronEndo). Kao lubrikant tokom preparacije korišćena je etilendiamin tetra-acetatna kiselina (EDTA), u obliku gela (Glyde-Dentsply, Maillefer, Switzerland), aplikovana na radni deo instrumenata, pre unošenja u kanal. Tokom obrade kanala, svaki upotrebljeni instrument je pažljivo pregledan pomoću lupe, u svrhu detekcije bilo kakve promene tj. eventualnih pukotina, lomova, odvrtnja navoja ili drugih deformacija.

⁸ Slika preuzeta sa: <http://www.oraltec.co.nz/product/3795-k3-niti-file-21mm-06-taper-tip-35-pkt-6>

Nakon dodatne provjere obaveznog pravolinijskog pristupa i prohodnosti kanala ručnim K-turpijama veličine 10 i 15 (MicroMega, France), usledila je obilna (5ml) irigacija 2% rastvorom NaOCl.

MTwo (VDW, GMBH, Germany) mašinski NiTi instrumenti



Slika 4.6. Set MTwo instrumenata⁹

MTwo NiTi turpije su instrumenti sa pasivnim vrhom i dva skoro vertikalna sečiva, koji omogućavaju minimalni radijalni kontakt sa dentinskim zidovima, sa velikim prostorom za evakuaciju detritusa, čime se smanjuju moguće komplikacije u vidu ušrafljivanja instrumenta. Za ove instrumente je karakteristično da se primenjuje tehnika preparacije sa unošenjem svih instrumenata do radne dužine, od prvog do poslednjeg. Drška od 11mm Mtwo NiTi instrumenata je kraća od drugih mašinskih instrumenata, i zbog toga izuzetno pogodna za rad u molaroj regiji. Na dršci se uočavaju prstenovi koji označavaju koničnost instrumenta, gde jedan prsten označava koničnost od 4%, dva prstena 5%, tri -6% i četiri prstena 7%.

Iako osnovni Mtwo set ima četiri instrumenta, da bi se izjednačili eksperimentalni uslovi u istraživanju je korišćen prošireni set Mtwo turpija sa šest instrumenata: #10 sa koničnošću 4%, #15 sa koničnošću 5%, #20 i #25 koničnosti 6%, #30 koničnosti 5% i #35 sa 4% (Slika 4.6).

Preporučena brzina rotacije je 280-350 o-min uz kontrolu toraka (2,5Ncm)

Preparacija MTwo NiTi instrumentima

Upotrebljena su tri seta MTwo (VDW,GmbH, GERMANY) instrumenata, po jedan za svaku grupu uzoraka, podeljenih po stepenu povijenosti. PRVU GRUPU uzoraka predstavljalo je deset pravih kanala preparisanih jednim setom MTWO, DRUGU GRUPU deset blago povijenih kanala prepariranih drugim, dok je TREĆU GRUPU predstavljalo deset izrazito povijenih kanala prepariranih sa trećim setom MTWO. Svaka grupa je preparisana sa po jednim proširenim setom MTWO NiTi instrumenata (10/.04, 15/.05, 20/06, 25/.06, 30/.05 i 35/.04). Za instrument #10 sa koničnošću od 4% primenjena je brzina 120 obrtaja u minuti i tork od 1,2 N/cm; za instrument 15/.05 brzina 130 o/min i tork 1,3 N/cm; za turpiju 20/.06 brzina 210 o/min i tork 2,1 N/cm, za instrument

⁹ Slika preuzeta sa: <https://www.vdw-dental.com/en/products/detail/mtwo/>

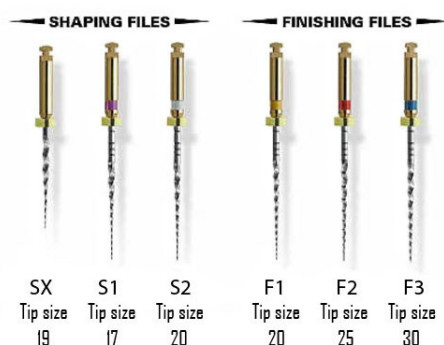
25/.06 brzina 230 o/min i tork 2,3 N7cm a za instrumente 30/.05 i 35/.04 brzina 120 o/min i tork 1,2 N/cm.

NiTi turpije su redovno čišćene u sterilnom suđeru da bi se uklonili ostaci dentina a posle svakog mašinskog instrumenta, izvršena je rekapitulacija radne dužine ručnim instrumentom ISO 10. Irigacija i lubrikacija je sprovedena prema istom protokolu koji je primenjen za sve NiTi instrumente. Tokom obrade kanala, svaki upotrebljeni instrument je pažljivo pregledan, u svrhu detekcije bilo kakve promene tj. eventualnih pukotina, lomova, odvrtnja navoja ili drugih deformacija.

Nakon dodatne provere obaveznog pravolinijskog pravca i prohodnosti kanala K-turpijama veličine 10 i 15 (MicroMega, France), usledila je obilna (5ml) irigacija 2 % rastvorom NaOCl.

Instrumentacija je započeta instrumentom 10/04 a nastavljena instrumentima sa povećanjem veličine. Svi instrumenti su aplikovani u punoj radnoj dužini kanala, primenom cikličnog pokreta in-out. Postizanjem lake apeksne preparacije, instrument je menjan za naredni.

ProTaper Universal (Dentisply, Maillefer, Switzyerland) NiTi rotirajući instrumenti



Slika 4.7. Set ProTaper instrumenata¹⁰

Pro Taper Universal (Dentisply, Maillefer, Switzyerland) instrumenti, dizajnerski koncept dr Cliff Ruddle, dr John West i dr Pierre Machtou, jedinstveni su po svojoj promenljivoj koničnosti radnog dela. Karakteristični su po zaobljenom i neaktivnom vrhu, oštrim sečivnim ivicama, trouglastog i konveksnog poprečnog preseka i promenljivog heliksnog ugla. Modifikovana K sečiva, sa oštrim ivicama i bez radijalnih platoa, ojačavaju jezgro instrumenta. Smanjena kontaktna površina sa dentinskim zidom snižava mogućnost ušrafljivanja ovih instrumenata.

¹⁰ Slika preuzeta sa: <https://www.net32.com/ec/protaper-universal-rotary-files-25-mm-assortment-d-115661>

TABELA 4.2. ProTaper set instrumenata sa prikazom veličina i koničnosti

| instrument | veličina | koničnost |
|------------|----------|-----------|
| Sx | 19 | 3-19% |
| S1 | 17 | 2-11% |
| S2 | 20 | 4-11,5% |
| F1 | 20 | 7-5,5% |
| F2 | 25 | 8-5,5% |
| F3 | 30 | 9-5,5% |

U istraživanju je korišćen osnovni set Pro Taper Universal mašinskih instrumenata koji se sastoji od šest instrumenata, podeljenih na otvarače (Sx, S1 i S2) i finišere, tj instrumente za završnu obradu kanala (F1, F2 i F3) koji imaju veću koničnost apikalnih delova i zaobljen, neaktivan vrh (Slika 4.7). Početna turpija, Sx, je najkraći instrument seta, sa dužinom od 19mm i radnim delom od 14mm. Sa svojim delimično aktivnim vrhom koji je promera 1,2mm, koristi se u preparaciji krunicnog dela kanala destruisanih zuba i kratkih korenova. Turpija S1, prečnika 0,17mm na vrhu, služi za oblikovanje krunicne, dok se turpija S2, sa dijametrom 0,20mm, koristi za oblikovanje srednje trećine kanala. Završne turpije F1 (sa promerom 0,20mm i koničnošću 7%), F2 (0,25mm, 8%) i F3 (0,30mm, 9%) su dizajnirane za instrumentaciju apikalne i srednje trećina kanala korena zuba (Tabela 4.2). Kojim će se instrumentom završiti instrumentacija zavisi od komplikovanosti kanala, mada se najčešće cela preparacija završi upotrebom četiri instrumenta (S1, S2, F1 i F2). Preporučena brzina rotacije je 300 o-min uz kontrolu torka, u zavisnosti od vrste instrumenta.

Preparacija Pro Taper NiTi instrumentima

Upotrebljena su tri seta Pro Taper NiTi Universal (Dentsply Maillefer, Switzerland) instrumenata, po jedan za svaku grupu uzoraka, podeljenih po stepenu povijenosti. PRVU GRUPU uzoraka je činilo deset pravih kanala preparisanih jednim setom Pro Taper Universal instrumenata, DRUGU GRUPU deset blago povijenih kanala prepariranih drugim, dok je TREĆU GRUPU predstavljalo deset izrazito povijenih kanala prepariranih sa trećim setom Pro Taper instrumenata.

Svaka grupa je preparisana jednim setom Pro Taper Universal instrumenata (SX, S1, S2, F1, F2 i F3) (Dentsply Sirona, Salzburg, Austrija) uz brzinu od 300 obrtaja u sekundi i obrtnim momentom od 4 Ncm za SX, S1 i F3 instrumente, 2 Ncm za S2 i F1; 3Ncm za F2 i F3 instrument. NiTi turpije su redovno čišćene u sterilnom sušeru da bi se uklonili ostaci dentina. Posle svakog mašinskog instrumenta, radna dužina je rekapitulirana ručnim instrumentom ISO K10 ili K15.

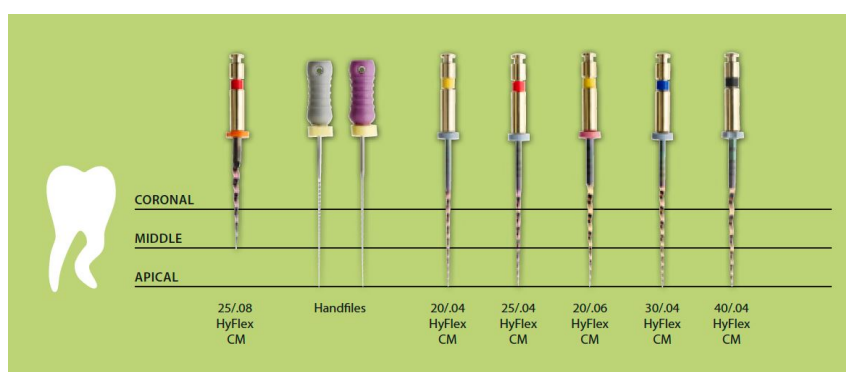
Irigacija i lubrikacija je sprovedena prema istom protokolu koji je primenjen za sve NiTi instrumente u ovom istraživanju.

Tokom obrade kanala, svaki upotrebljeni instrument je pažljivo pregledan, u svrhu detekcije bilo kakve promene tj. eventualnih pukotina, lomova, odvrtnja navoja ili drugih deformacija.

Nakon dodatne provere prohodnosti kanala K-turpijama veličine 10 i 15 (MicroMega, France) usledila je obilna (5 ml) irigacija 2% rastvorom NaOCl. Instrumentacija je započeta S1 instrumentom koji je obradio krunicnu i srednju trećinu korenskog kanala, blagim, četkajućim pokretima. SX

instrumentom pokretima struganja proširen je koronarni deo korenskog kanala (do 2/3 radne dužine). Prohodnost kanala na nivou radne dužine proverena je ručnim instrumentima, K turpije #10 i #15 (MicroMega, France). Instrumentacija je nastavljena turpijama S1 i S2, i korenski kanali su obrađeni do pune radne dužine. Posle aplikacije ručne turpije # K15 do radne dužine, instrumentacija je nastavljena mašinskim instrumentima za završnu obradu F1, F2 ili F3. Turpija F1 je pasivno uvedena do radne dužine, i onda aktivirana uz pokrete uvlačenja i izvlačenja iz kanala. Za određen broj kanala preparacija je završena na ovom nivou. Ukoliko je provera prohodnosti ručnom turpijom #20 bila uspešna, obrada apeksnog segmenta je nastavljena instrumentima F2 i instrumentima F3.

Hyflex rotirajući NiTi instrumenti (Coltene, Whaldent, GMBH-Co. Germany)



Slika 4.8. Set HyFlex instrumenata¹¹

HyFlex (Coltene, Whaldent, GmbH-Co. Germany) su rotirajući NiTi instrumenti kontrolisane memorije, proizvedeni specijalnom metodom, koja povećava njihovu fleksibilnost. HyFlex nakon povijanja zadržava oblik koji može da prati krivine i ekstremno povijene kanale a nakon termičke obrade se vraća u početni oblik. Ova fleksibilnost i regenerativnost instrumenta značajno ojačava instrument, smanjuje mogućnost lateralnih perforacija, stepenika i fraktura. Memo-efekat ovih turpija nije u vezi sa memori efektom klasičnih NiTi mašinskih instrumenata, već je posledica specifičnog termomehaničkog proizvodnog procesa instrumenata od CM NiTi žice (kontrolisana memorija) [70].

Pri preparaciji kompleksnih kanalnih sistema, dolazi do ispravljanja navoja na instrumentima na mestu povećanog otpora, čime se postiže veća otpornost na ciklični zamor (do 300 puta).

¹¹Slika preuzeta sa: <https://dandal.ir/en/rotary-file/1396-coltene-hyflex-cm-file-003519.html>

U istraživanju je korišćen osnovni set HyFlex instrumenata koji se sastoji od šest instrumenata različite koničnosti i veličine: 25/.08, 20/.04, 25/.04, 20/.06, 30/.04, 40/.04) (Slika 4.8). Preporučena brzina rotacije je od 150 do 500 obrtaja u minuti, uz kontrolu toraka (do 2,5N/cm)

Preparacija HyFlex NiTi instrumentima

Upotrebljena su tri seta HyFlex (Coltene Whaledent gruppe, Switzerland), po jedan za svaku grupu uzoraka, podeljenih po stepenu povijenosti. PRVU GRUPU uzoraka predstavljalo je deset pravih kanala preparisanih jednim setom Hy Flex instrumenata, DRUGU GRUPU deset blago povijenih kanala prepariranih drugim, a TREĆU GRUPU deset izrazito povijenih kanala prepariranih sa trećim setom HyFlex instrumenata. Svaka grupa je preparisana sa po jednim osnovnim setom HyFlex instrumenata sa preporučenom brzinom rotacije od 300 obrtaja u minuti i obrtnim momentom 2N/cm.

NiTi turpije su redovno čišćene u sterilnom sušeru da bi se uklonili ostaci dentina. Posle svakog mašinskog instrumenta, izvršena je rekapitulacija radne dužine ručnim instrumentom ISO 20. Irigacija i lubrikacija je sprovedena prema istom protokolu koji je primenjen za sve NiTi instrumente u istraživanju. Tokom obrade kanala, svaki upotrebljeni instrument je pažljivo pregledan, u svrhu detekcije bilo kakve promene tj. eventualnih pukotina, lomova, odvrtnja navoja ili drugih deformacija.

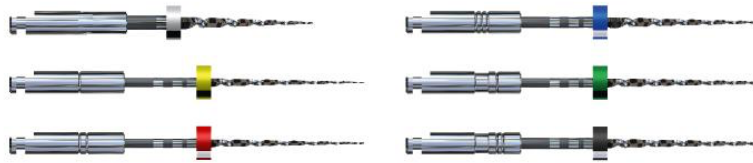
Nakon dodatne provere prohodnosti kanala K-turpijama veličine ISO 10 i 15 (MicroMega, France) usledila je obilna (5ml) irigacija 2 % rastvorom NaOCl.

Instrumentacija je započeta turpijom 25/.08, koja je obrađivala krunične segmente korenskih kanala. Obrada kanala je nastavljena sledećim instrumentima do radne dužine, uz obaveznu rekapitulaciju ručnim instrumentima #20. Nakon eksperimenta, Hy Flex instrumenti su sterilisani u autoklavu na 134°C u trajanju od šest minuta i tek onda posmatrani u svrhu detekcije deformacija.

BioRaCe (FKG, DENTAIRE, SWISS) mašinski NiTi instrumenti

Osnovne karakteristike dizajna Bio Race instrumenta nastale su sa ciljem smanjenja napreznja tokom instrumentacije. Radni deo turpije je sastavljen od koso uvijenih sečiva, na poprečnom preseku oblika trougla ili kvadrata i ravnih delova za evakuaciju detritusa koji se naimenično smenjuju. Na ovaj način se smanjuje mogućnost ušrafljivanja instrumenta i područje njegove angažovanosti, te se tako redukuje tork. Takođe, radni deo instrumenta neaktivnog vrha, redukovan je i do 8 mm, čime se njegova angažovanost dodatno smanjuje. Površina BioRace instrumenata je elektrohemijski tretirana, čime je povećana sečivna efikasnost, otpornost na ušrafljivanje instrumenta i trošenje pri instrumentaciji.

Smanjivanjem opterećenja tokom instrumentacije omogućeno je povećanje brzine (do 600 o-min), što dodatno smanjuje obrtni momenat (1-2Ncm), čime se značajno ubrzava preparaciju. Ne i manje važna, je inovacija upotrebe memorijskog diska (SAFETY MEMO DISC-SMD) čime se kontroliše broj primene instrumenta. Memo disk ima osam latica i broj uklanjanja latica je u direktnoj zavisnosti od težine obrade kanala (povijenost kanala i teže prohodan kanal). Jedna latica se uklanja kod pravih kanala, dve kod blago povijenih, dok se tri uklanjaju kod teško prohodnih i jako povijenih kanala. Kada se sve latice uklone, instrument se isključuje iz upotrebe.



Slika 4.9. Set BioRaCe instrumenata¹²

U eksperimentu je korišćen osnovni set BioRace koji sadrži šest instrumenata (0-6) različite koničnosti i veličine (Slika 4.9). To su:

1. Br 0 8%-25, dužina 19mm,
2. Br 1 5%-15, dužina 25mm,
3. Br 2 4%-25, dužina 25mm,
4. Br 3 6%-25, dužina 25mm,
5. Br 4 4%-35, dužina 25mm i
6. Br 5 4%-40, dužina 25mm.

Preparacija BioRaCe NiTi instrumentima

Upotrebljena su tri seta instrumenata, po jedan za svaku grupu uzoraka, podeljenih po stepenu povijenosti BioRaCe (FKG DENTAIRE Swiss Dental Produkts, Switzerland). PRVA GRUPA uzoraka predstavljala je deset pravih kanala preparisanih jednim setom BioRaCe instrumenata, DRUGA GRUPA deset blago povijenih kanala prepariranih drugim, a TREĆA GRUPA deset izrazito povijenih kanala prepariranih sa trećim setom BioRaCe instrumenata. Svaka grupa je preparisana sa po jednim osnovnim setom instrumenata sa podešenom brzinom na 600 o/min i torkom od 1,5 Ncm.

NiTi turpije su redovno čišćene u sterilnom sušferu da bi se uklonili ostaci dentina. Posle svakog mašinskog instrumenta, izvršena je rekapitulacija radne dužine ručnim instrumentom K#10. Irigacija i lubrikacija je sprovedena prema istom protokolu koji je primenjen za sve NiTi instrumente u istraživanju. Tokom obrade kanala, svaki upotrebljeni instrument je pažljivo pregledan, u svrhu detekcije bilo kakve promene tj. eventualnih pukotina, lomova, odvrtnja navoja ili drugih deformacija.

Nakon dodatne provere prohodnosti kanala K-turpijama veličine ISO 10 i 15 (MicroMega, France) usledila je obilna (5ml) irigacija 2 % rastvorom NaOCl. Instrumentacija je započeta instrumentom Br.0 nežnim pokretima izvlačenja i uvlačenja u trajanju od maksimalno pet sekundi zadržavanja u kanalu, čime se preparisao krubični segment kanala korena. Nakon rekapitulacije ručnim instrumentom K#15, nastavljena je preparacije srednje trećine korenskog kanala, instrumentima Br.1, Br.2 i Br.3 blagim pokretima četkanja a instrumentima Br.4 i Br.5 završena apeksna preparacije kanala.

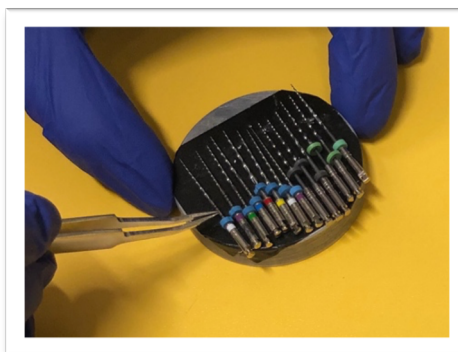
¹² Slika preuzeta sa: <https://www.fkg.ch/products/endodontics/canal-shaping-and-cleaning/biorace>

4.2. Metodologija

4.2.1. Skenirajuća elektronska mikroskopija sa energetska-disperzivnom spektrometrijom (SEM-EDS)

Analiza metodom skenirajuće elektronske mikroskopije sa energetska-disperzivnom spektrometrijom izvedena je u Laboratoriji za SEM Rudarsko-geološkog fakulteta Univerziteta u Beogradu.

Metoda elektronske mikroskopije sa energetska-disperzivnom spektrometrijom, primenjena je, prema istim uslovima merenja, u dve etape ispitivanja rotirajućih endodontskih instrumenata: pre upotrebe instrumenata i na kraju eksperimenta, posle upotrebe i oštećenja koja su pretrpeli pojedini instrumenti. Analizirane su apeksna i srednja trećina instrumenta iz dva različita pravca, za svaku površinu instrumenta su napravljena po tri snimka (slika 4.10).



Slika 4.10. Priprema uzoraka za SEM analizu (postavljanje NiTi instrumenata na nosač)

Apeksna trećina je obuhvatala apikalnih 5mm a srednja narednih 5 mm radnog dela rotirajućih NiTi instrumenata. Izvršeno je i mapiranje hemijskog sastava zatečenih kontaminacija na novim instrumentima, kao i ispitivanih uzoraka na frakturnim površinama instrumenata.

Morfološko-hemijska analiza instrumenata je rađena na SEM-u tipa JEOL JSM-6610LV (Japan) (Slika 4.11). Izrađeni su snimci pomoću detektora za sekundarne elektrone (SE snimci - *second electron*) na uvećanjima u rasponu od 150 do 2000 puta. Hemijske analize su rađene na nepoliranim uzorcima. Zbog toga što su uzorci elektroprovodljivi, nije bilo potrebno da se pre analiza prekriju ugljenikom i zlatom. Odredbe hemijskog sastava vršene su pomoću EDS detektora (tip X-Max Large Area Analytical Silicon Drifted spectrometer, Oxford Instruments) i uz upotrebu unutrašnjih standarda.

Dobijeni hemijski sastavi prikazani su kao sadržaji hemijskih elemenata u tmasenim procentima (wt%) normalizovani na 100 %. Granica detekcije za većinu elemenata iznosi oko 0.1 wt%. Dobijene hemijske analize se smatraju semi-kvantitativnim jer su urađene na nepoliranim presecima.

Posle prve SEM-EDS analize instrumenti su bili podvrgnuti preoperativnoj pripremi u vidu čišćenja u ultrazvučnoj kadici uz korišćenje blagog dezinficijensa Orocid Multisept plus ("OCC", Switzerland) u trajanju od 15 minuta, da bi se oslobodili nečistoća i pripremili za obradu kanala korena. Instrumentacija zuba razvrstanih po grupama izvedena je u skladu sa uputstvima proizvođača. Sve preparacije su izvedene krunično-apeksnom tehnikom uz primenu pune rotacije endokolenjakom u sklopu X-Smart Endo Motor-a (Dentsply, Sirona, Maillefer, Ballaigues Salzburg, Austria), sa mogućnošću podešavanja brzine i toraka. Preparaciju je realizovao jedan operater.



Slika 4.11. SEM-EDS analiza, realizovana u Laboratoriji za SEM Rudarsko-geološkog fakulteta Univerziteta u Beogradu; na monitoru se vidi instrument tipa MTwo

Po završetku instrumentacije, svi korišćeni NiTi instrumenti su nakon sterilizacije (autoklav, 5 minuta, 134°C) podvrgnuti skening elektronskoj mikroskopiji, kao i instrumenti kod kojih je evidentirana fraktura. Protokol je bio izmenjen samo za rotirajući sistem HyFlex instrumenata, koji su direktno nakon instrumentacije, podvrgnuti skening elektronskoj mikroskopiji. Posle postupka sterilizacije (autoklav, 5 minuta, 134°C), Hayflex instrumenti su ponovo analizirani skening elektronskim mikroskopom. Za analizu defekata nastalih tokom instrumentacije korišćene su mikrofotografije nastale posle postupka sterilizacije, a svrha ovakve metodologije je da se potvrdi uticaj visoke temperature na oporavak radne površine ovih instrumenata u prvobitno stanje.

Analiza SEM snimaka Cohen Kappa analizom

SEM snimci novih instrumenata (540 snimaka) i instrumenata nakon instrumentacije (700 snimaka) proučavala su dva nezavisna istraživača. Usaglašavanje rezultata istraživača izvršena je Cohen Kappa analizom. Analiza prisustva različitih nepravilnosti i grešaka tokom procesa izrade je obuhvatila kriterijume koje je predložila Eggert sa saradnicima (Eggert et al., 1999): Ocena 1 - Bez vidljivog defekta, Ocena 2 – jamičasta udubljenja (Pitting), Ocena 3 – žljebovi (Fretting), Ocena 4 – mikrofrakture (Microfractures), Ocena 5 – potpune frakture (Complete fracture), Ocena 6 -metalna uglačanost (Metal flash), Ocena 7 – metalni opiljci (Metal strips), Ocena 8 – tupe sečivne ivice (Blunt cutting edge), Ocena 9 - Prekid sečivne ivice (Disruption of cutting edge), Ocena 10 – Korozija (Corrosion), Ocena 11 – prisustvo debrija (Debris). Urađena je kvalitativna analiza ali bez kvantifikovanja dobijenih rezultata. Semikvantitativnom, EDXS analizom, utvrđen je hemijski sastav zatečene nečistoće.

4.2.2. Stereomikroskopija

Ispitivani setovi rotirajućih NiTi instrumenata su nakon eksperimentalnog postupka (obrade po deset endodontskih prostora različite povijenosti) posmatrani pod stereomikroskopom (Stereomikroskop, Boeco BSZ-405, Germany, sa integrisanom digitalnom kamerom, na uvećanju od trideset puta). Snimane su apikalna i srednja trećina površine radnog dela, dve različite strane. Slike instrumenata su obradjene i analizirane u posebnom softverskom programu Scopeimage 9.0 (Teleskop, Austria).

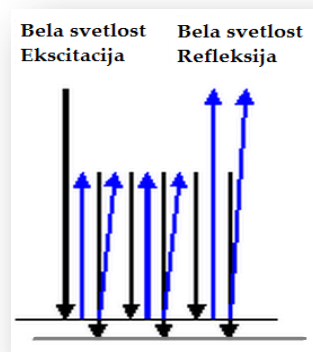
4.2.3. Optomagnetna Imidžing Spektroskopija (OMIS)

Analiza frakturiranih instrumenata je osim pomoću SEM-a, izvršena i novom spektroskopskom mikroskopskom metodom (na nanonivou), primenom optomagnetne imidžing spektroskopije (OMIS). OMIS metoda je proistekla iz AFM metode (mikroskopija atomske sile), patentirana je u Sjedinjenim Američkim Državama i sprovedena u NanoLab-u Mašinskog fakulteta Univerziteta u Beogradu. OMIS je nova metoda koja je uglavnom korišćena za karakterizaciju biološkog materijala i do sada je primenjena u medicini za ispitivanje prekancerogenih i karcinogenih promena debelog creva, grlića materice, sluzokože usne duplje, epitelnih tkiva u okviru projekta pod nazivom “Razvoj novih metoda i tehnika za ranu dijagnostiku kancera grlića materice, debelog creva, usne duplje i melanoma na bazi digitalne slike i ekscitaciono-emisionih spektara u vidljivom i infracrvenom domenu”, Ministarstva prosvete nauke, kao i analizi Epstein-Bar virusa (Koruga et al, 2010; 2012; Papić-Obradović et al, 2010; Papić-Obradović i Jeftić, 2012; Sedlar et al, 2015; Jeftić et al, 2017; Dragicevic et al, 2018; Lisul et al, 2019).

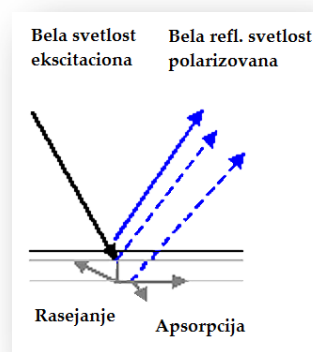
Na osnovu interakcije ispitivanog materijala sa elektromagnetnim zračenjem, OMIS daje informacije o njegovom molekularnom sastavu. OMIS tehnikom, kao kvalitativnom metodom se mogu dobiti ukupne, statistički relevantne informacije o površinskim i konformacionim promenama molekula snimanog uzorka (Papić-Obradović i Jeftić, 2012).

Kao što svaka osoba ima svoju jedinstvenu kvantitativnu osobinu u vidu otiska prsta, tako i svaki element ima svoj unikatni otisak koji se dobija emisionom ili apsorpcionom spektroskopijom (Papić-Obradović i Jeftić, 2012). OMIS tehnika se zasniva na elektromagnetnim osobinama svetlosti. Dovoljna je površina od jednog kvadratnog milimetra (60 000 piksela), da bi se dobila dovoljno tačna informacija. OMIS metodom se mogu izdvojiti različite osobine materijala – koje su na određen način povezane sa prostornom raspodelom elektrona, elektronskih orbitala, kao i intenzitetom veze (kovalentna, vodonična, jon-dipol i dr.) (Papić-Obradović i Jeftić 2012).

Pre prikazivanja načina primene OMIS tehnike u ovom istraživanju, neophodno je objasniti osnovne principe ove metode koja do sada nije korišćena u svrhu sličnih istraživanja. OMIS analiza se zasniva na interakciji svetlosti i ispitivanog uzorka i na taj način omogućava informacije o njegovom kvantnom stanju i višim nivoima organizacije (tercijerna i kvaternerna struktura). Pri izvođenju ove analize, kao merno sredstvo tj. sonda, koristi se svetlost, u vidu bele difuzne svetlosti (talasne dužine 400-800nm) (Koruga & Tomic, 2009). Dakle, optomagnetna imidžing spektroskopija koristi spektralnu raspodelu intenziteta u crvenom, zelenom i plavom delu spektra u RGB sistemu boja (Koruga & Tomic, 2009).



Slika 4.12. Rasejanje i apsorpcija svetlosti¹³



Slika 4.13. Reflektovana polarizovana svetlost¹⁴

Bela difuzna svetlost se emituje prvo u pravcu normalnom na uzorak, a zatim pod određenim uglom koji omogućava polarizaciju upadne svetlosti u interakciji sa uzorkom (slike 4.12 i 4.13) (Jeftić, 2017; Papić-Obradović i Jeftić, 2012).

“Bela” svetlost je nepolarizovana bela svetlost, dok “polarizovana svetlost” predstavlja belu svetlost polarizovanu refleksijom od materijala, pod određenim uglom. Ukoliko je adekvatno izabrana vrednosti ovog ugla, postiže se potpuna polarizacija reflektovanog zraka i tada će sam uzorak izvršiti polarizaciju svetlosti. Ovaj ugao je karakterističan za svaki materijal i naziva se Brusterov ugao. Vrednost Brusterovog ugla se određuje na osnovu Brusterovog zakona po kom je polarizacija odbijene svetlosti potpuna ako su odbijeni i prelomljeni zrak međusobno upravni.

Pošto vrednost Brusterovog ugla zavisi od indeksa prelamanja sredina kroz koje se prostire svetlost, jednačina po kojoj se izračunava Brusterov ugao (θ_B) je

$$\theta_B = \tan^{-1}\left(\frac{n_2}{n_1}\right)$$

gde je n_2 indeks prelamanja prelomne a n_1 indeks prelamanja upadne sredine (Narymbetov et al., 2000). Vrednost Brusterovog ugla za ispitivanje vode je $\theta_B = 53^\circ$ (n za vodu = 1,333) a za staklo $\theta_B = 57^\circ$ (n za staklo = 1,515). Za izračunavanje vrednosti Brusterovog ugla za NiTi rotirajuće instrumente kao parametar n_1 je postavljen indeks prelamanja TiO_2 , kojim su presvučeni instrumenti (koji iznosi $n = 2,5$) te je dobijena vrednost Brusterovog ugla $\theta_B = 68^\circ$.

Slika tokom OMIS ispitivanja, nastaje na osnovu razlike između difuzno reflektovane bele svetlosti i polarizovano reflektovane bele svetlosti. Bela svetlost sadrži električnu i magnetnu komponentu, dok je za polarizovanu karakteristična električna, te se smatra da polarizovana svetlost odziv električne interakcije, a bela elektromagnetne (Papić-Obradović i Jeftić, 2012).

¹³ Slika preuzeta iz: Papić-Obradović i Jeftić, 2012

¹⁴ Slika preuzeta iz: Papić-Obradović i Jeftić, 2012

Polarizacijom svetlost gubi deo inteziteta i to svoju magnetsku komponentu, te se pronalaženjem razlike između reflektovane bele difuzne svetlosti (elektromagnetna svojstva) i reflektovane polarizovane svetlosti (primarno električna komponenta) dobijaju se magnetne osobine uzorka (Slika 4.14) (Koruga et al, 2009; 2010; Jeftić, 2017).

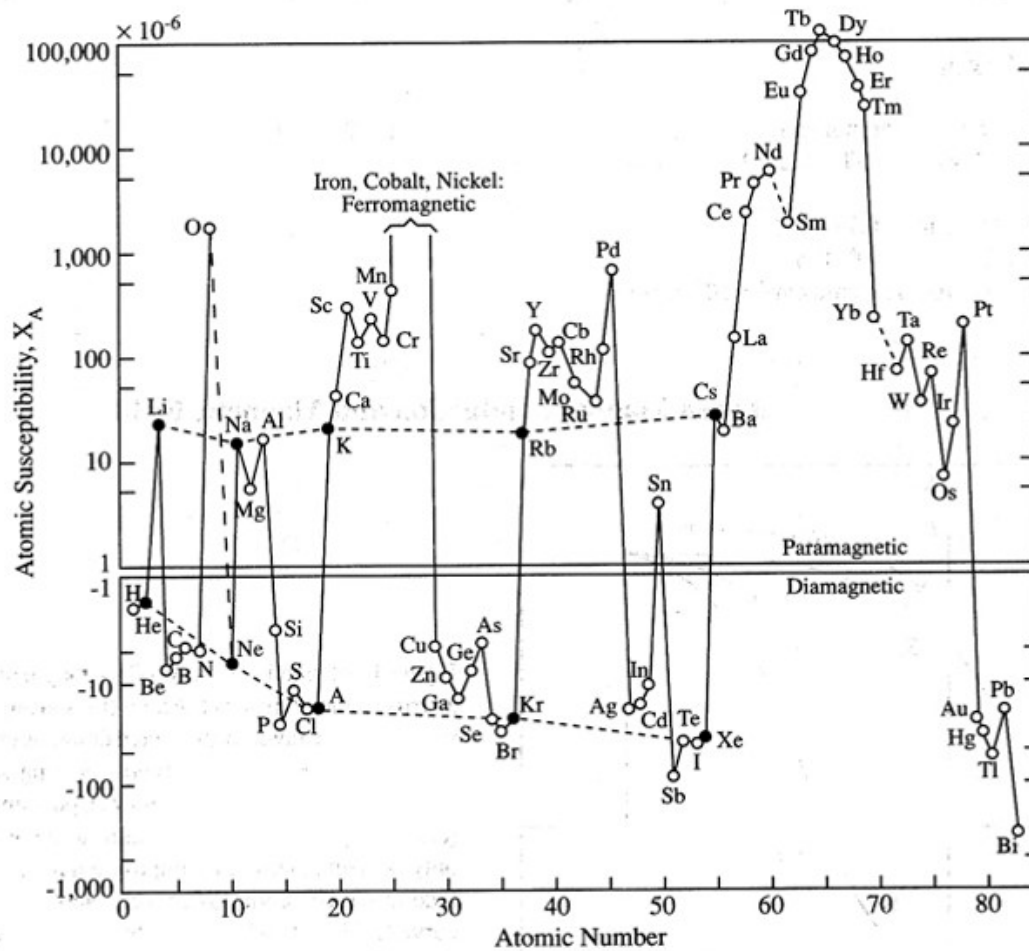


Slika 4.14. Prikaz relativnih pozicija izvora svetlosti za belu difuznu (levo) i reflektovanu polarizovanu svetlost (desno). Stepenn polarizacije svetlosti je 95.4%, dok je razlika između uglova θ i $\theta_1 \pm 1:6^\circ$ (šest belih LED dioda postavljeno je u krug) ¹⁵

Iako je spektroskopija do sada primenjivana za identifikaciju i kvantifikaciju organskog materijala, ovom metodom se mogu analizirati i uzorci neorganskog porekla. OMIS metod se može primeniti za ispitivanje vode, metala i legura.

Zbog feromagnetskih osobina nikla, njegova ekvatomaska legura sa titanijumom, pokazuje superparamagnetne osobine (Lide, 1996). Na Dijagramu 4.1 su prikazana magnetna svojstva različitih elemenata.

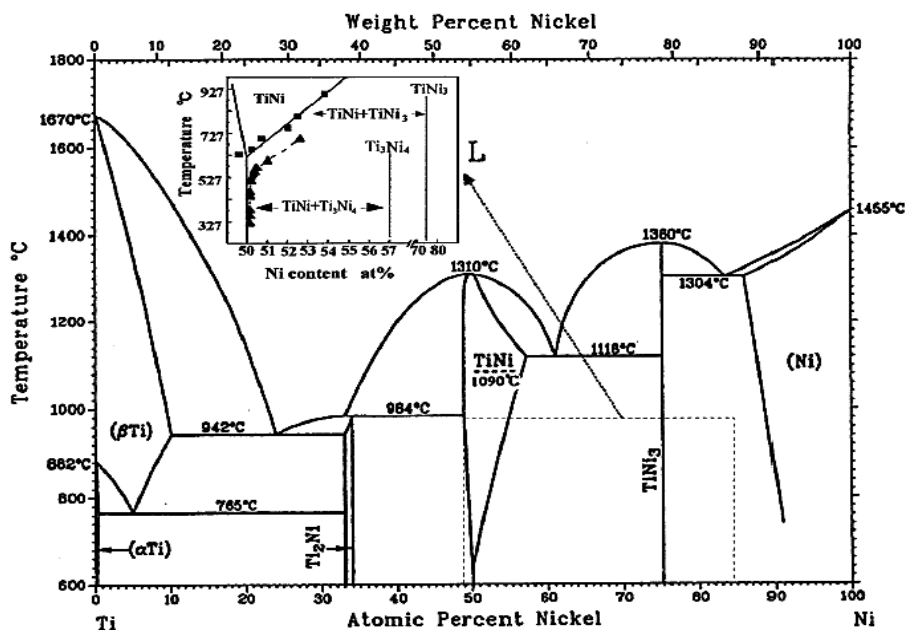
¹⁵ Slika preuzeta iz: Koruga et al, 2009



Dijagram 4.1. Dijagram magnetnih svojstava različitih elemenata ¹⁶

Svojstvo promena kristalografske strukture tokom fazne transformacije, kao i promena magnetizacije NiTi legure izazvane spoljašnjim stresom u ovoj studiji je iskorišćeno pri izvođenju i prezentovanju rezultata OMIS metodom (Dijagram 4.2) (Toress, 2018)

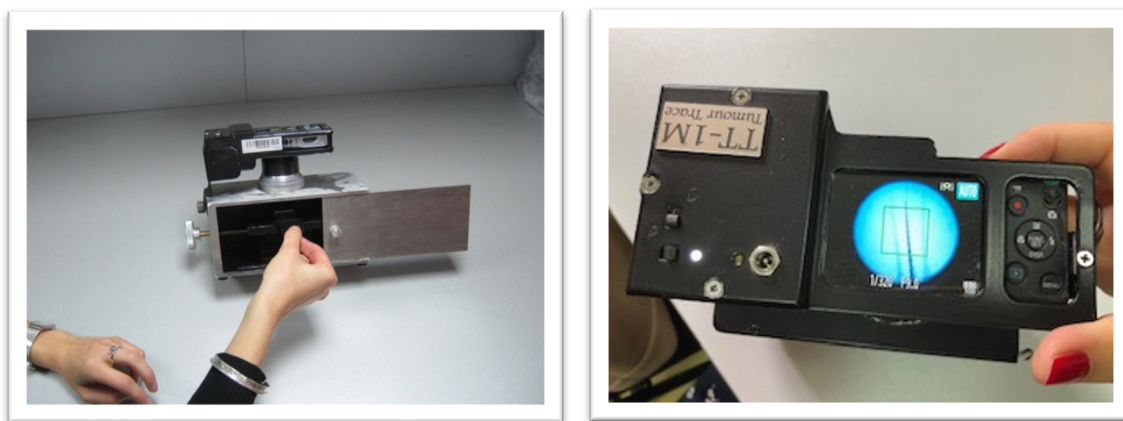
¹⁶ Preuzeto iz: (Lide, 1996).



Dijagram 4.2. Fazni dijagram NiTi legure¹⁷

Uređaj za OMIS analizu (Slika 4.15) čine sledeći glavni delovi:

- Digitalni fotoaparata: proizvađač Canon, tip Power Shot SD1000,
- Uveličavajući sistem: telemikroskop žižne daljine od 25mm, tip VHX-1000, proizvađač Keyence (Japan),
- Optičko vlakno koje povezuje diodni izvor sa regijom snimanja,
- Osvetljenje i napajanje i
- Kućište: prilagodeno standardno mikroskopsko kućište (Karl Zeiss).



Slika 4.15. Uređaj B53 za Optomagnetnu imidžing spektroskopiju razvijen na Mašinskom fakultetu, u Nanolabu – laboratoriji za Biomedicinsko inženjerstvo¹⁸

¹⁷ Dijagram preuzet iz: (Toress, 2018)

¹⁸ Slika preuzeta iz: (Jeftić, 2017)

Radi adekvatne komparacije i bolje definicije nastalih promena na molekularnom nivou, osim frakturnih instrumenata, snimljeni su instrumenti istog tipa koji nisu pretrpeli deformaciju, kao i novi nekorisćeni instrumenti, takođe istog tipa.

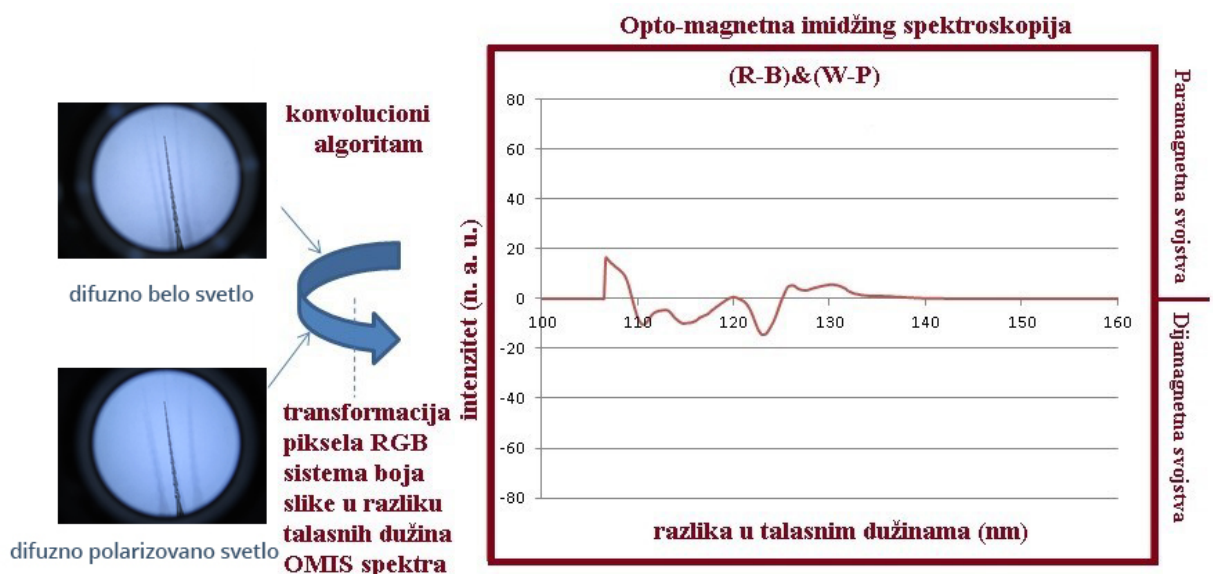
Opis postupka primenjenog za snimanje OMIS metodom (Slika 4.15 i Slika 4.16):

1. Uzorak (NiTi rotirajući instrumenti) postavljen na ploču u kućištu aparata se prvo obasjavao belom difuznom svetlošću, pri čemu je pravac upadne svetlosti bio normalan na površinu uzorka. Meren je reflektans upravan na uzorak i snimljena prva digitalna slika uzorka.

2. Uzorak se zatim obasjavao belom difuznom svetlošću pod Brusterovim uglom i tako snimljena druga digitalna slika uzorka na bazi reflektovane svetlosti koja je polarizovana.

Ovaj postupak je ponovljen za svaki uzorak po 20 puta: 10 puta je snimljena odziv obasjavanja uzorka belom difuznom svetlošću pod pravim uglom i 10 puta je snimljen odziv obasjavanja uzorka belom difuznom svetlošću pod Brusterovim uglom.

3. Nakon što su uzorci snimljeni, digitalne slike uzorka su obrađivane algoritmom za spektralnu konvoluciju razvijenim u MATLAB® 2013a (MathWorks, USA). Algoritam za spektralnu konvoluciju zasnovan je na dijagramu hromatičnosti nazvanom "Maksvelov trougao", odnosno na dvodimenzionalnom predstavljanju boja i na aproksimacijama tog dijagrama koje se koriste u digitalnoj fotografiji (Koruga & Tomić, 2008).



Slika 4.16. Postupak OMIS analize

Nakon snimanja Optomagnetnom imidžing spektroskopijom, dobijeni OMIS spektri su analizirani i detektovane njegove karakteristične veličine. Primenjeni algoritam, pronalazi i računa ekstremume, razlike talasnih dužina na kojima se ekstremumi javljaju i površine ispod maksimuma i minimuma, i te vrednosti izražava u Excel tabelu. Algoritam razvijen za potrebe prepoznavanja konvolucionih stanja pretvara histograme u spektralne raspodele. Oznaka (R-B) & (W-P) koja se pojavljuje u dijagramima (Slika 4.17) predstavlja operaciju konvolucije spektralne raspodele intenziteta u crvenom (R) i plavom (B) delu spektra odziva pri osvetljavanju belom difuznom svetlošću (W) i reflektovanom polarizovanom svetlošću (P) (Jeftić, 2017). Raspodele u plavoj (B)

i/ili crvenoj svetlosti (R) uzete u nekoliko kombinacija kao bela (W) minus ili plus polarizovana bela (P) daju karakteristike čiji sadržaj je izražen numerički kao amplituda i položaj maksimuma i minimuma na skali talasnih dužina (Papić-Obradović i Jeftić, 2012).

Dobijeni konvolucioni spektri se mogu kombinovati međusobno, i zbog velikog broja uzajamnih kombinacija mogu prezentovati različite osobine materijala. Ove konvolucione promene su povezane sa prostornom raspodelom elektrona, elektronskih orbitala, kao i intenzitetom molekulskih veza (kovalentna, vodonična, jon-dipol i dr.) (Papić-Obradović i Jeftić, 2012; Jeftić, 2017). Pozitivne vrednosti na OMIS spektru pripadaju dominantnoj beloju svetlosti koja sadrži i magnetnu komponentu, tj opisuje paramagnetna svojstva dok negativne pripadaju polarizovanoj beloju svetlosti, sa dominantnom električnom interakcijom, tj dijamagnetna svojstva (Jeftić, 2017).

4.3. Statistička analiza

Statistička analiza dobijenih podataka izvršena je Fišer testom. Ukoliko su za analizu korišćene zavisne varijable, statistička značajnost je zabeležena u slučajevima kada je $p < 0,05$, a ukoliko su primenjene nezavisne varijable, statistička značajnost nije verifikovana kada je $p < 0,05$.

5. REZULTATI

5.1. Rezultati SEM analize površine radnog dela novih NiTi instrumenata

Analiza prisustva različitih nepravilnosti i grešaka na radnom delu novih NiTi rotirajućih instrumenata tokom procesa izrade je obuhvatila kriterijume koje je predložila Eggert sa saradnicima (Eggert et al., 1999). Rezultati SEM analize novih NiTi setova (prikazani u tabelama 5.1-5.7; grafikonima 5.1-5.5 i na slikama 5.1-5.22) su pokazali da ne postoji ni jedan ispitivani instrument bez defekta na svojoj radnoj površini.

Tip i broj zatečenih nepravilnosti na novim instrumentima K3, MTwo, ProTaper, HyFlex i BioRaCe, lokalizovanih na apikalnoj ili srednjoj trećini radnog dela instrumenata, prikazan je u tabeli 5.1.

Tabela 5.1. Prisustvo defekata i nečistoća na radnom delu novih NiTi instrumenata svih ispitivanih rotirajućih sistema

| | | K3 (18 instrumenata) | | Mtwo (18 instrumenata) | | ProTaper (18 instrumenata) | | HyFlex (18 instrumenata) | | BioRaCe (18 instrumenata) | |
|-----|--------------------------|-------------------------|--------------------|---------------------------|--------------------|-------------------------------|--------------------|-----------------------------|--------------------|------------------------------|--------------------|
| | | apikalna trećina | srednja trećina | apikalna trećina | srednja trećina | apikalna trećina | srednja trećina | apikalna trećina | srednja trećina | apikalna trećina | srednja trećina |
| 1. | Bez vidljivih defekata | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 2. | Jamičasta udubljenja | (100%) | (100%) | 0 | 0 | (83,3%) | (88,8%) | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 3. | Žljebovi | (100%) | (100%) | (100%) | (100%) | (100%) | (100%) | (100%) | (100%) | (33,3%) | (27,7%) |
| 4. | Mikrofrakture | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | (5,5%) | 0 | 0 |
| 5. | Kompletne frakture | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 6. | Metalna uglačanost | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 7. | Metalni opiljci | (83,3%) | (38,8%) | (50%) | (22,2%) | (50%) | (38,8%) | (5,5%) | 0 | (50%) | (38,8%) |
| 8. | Zatupljene sečivne ivice | 0 | 0 | (5,5%) | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 9. | Prekid sečivne ivice | 0 | 0 | 0 | (5,5%) | (5,5%) | (5,5%) | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 10. | Korozija | (5,5%) | (5,5%) | (5,5%) | 0 | (11,1%) | (11,1%) | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 11. | Debris | (77,7%) | (44,4%) | (100%) | (100%) | (100%) | (55,5%) | (100%) | (100%) | (11,1%) | (22,2%) |

Na površinama radnog dela ispitivanih novih rotirajućih NiTi endodontskih instrumenata nije uočeno prisustvo fraktura i metalnih uglačanih površina ni u jednom ispitivanom setu (tabela 5.1) a tačna procentualna zastupljenost defekata u različitim setovima NiTi instrumenata data je u tabeli 5.2.

Rezultati u tabeli 5.2 ukazuju na najučestaliju pojavu defekata u sistemima K3 (27,43%) i ProTaper grupe (27,21%). Pojava defekata na novim NiTi instrumentima je u MTwo grupi zabeležena u 20,43% a u HyFlex grupi 17,2%. Najmanji procenat zastupljenosti defekata na apikalnoj i srednjoj površini pokazali su BioRaCe setovi instrumenata (7,67%). Analizirajući rezultate prikazane u tabeli 5.2 uočava se veća pojava defekata na apikalnim površinama radnog dela ispitivanih rotirajućih instrumenata (53,49% na apikalnoj i 46,51% na srednjoj trećini).

Tabela 5.2. Procentualna zastupljenost defekata i nečistoća na radnom delu novih NiTi instrumenata po ispitivanim rotirajućim sistemima u odnosu na sve zatečene defekte

| sistem | K3 | | MTwo | | ProTaper | | HyFlex | | BioRaCe | |
|--------|---------------------|------------------|-----------------|-----------------|-----------------|------------------|-----------------|------------------|-----------------|------------------|
| | ispitivana površina | apikalna trećina | srednja trećina | Pikalna trećina | Srednja trećina | Apikalna trećina | Srednja trećina | Apikalna trećina | Srednja trećina | Apikalna trećina |
| % | 15,34% | 12,09% | 10,93% | 9,53 | 14,65 | 12,56 | 8,60% | 8,60% | 3,95% | 3,72% |
| | 27,43% | | 20,46% | | 27,21% | | 17,2% | | 7,67% | |

5.1.1. Rezultati SEM analize prikazani po setovima novih NiTi instrumenata

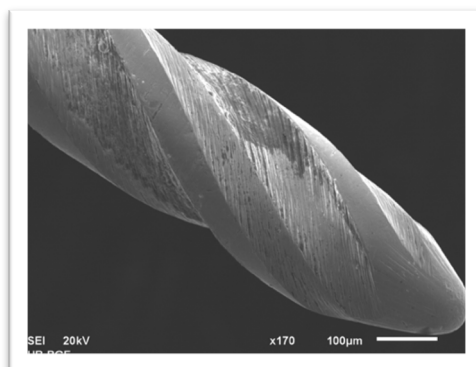
Rezultati SEM analize površine radnog dela novih K3 instrumenata prikazani su u tabeli 5.3 i na slikama 5.1 - 5.3.

Tabela 5.3. Prisustvo defekata i nečistoća na radnom delu novih K3 NiTi instrumenata

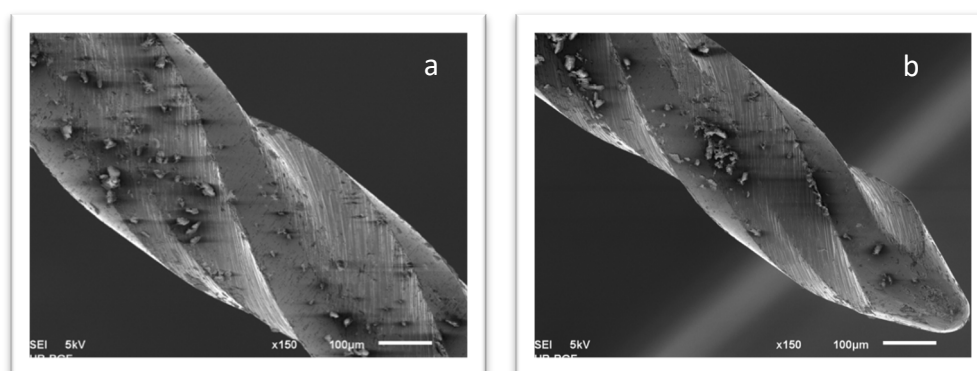
| Inst. | I grupa (pravi kanali) | | II grupa (povijeni kanali) | | III grupa (jako povijeni kanali) | |
|---------|---------------------------|---------|-------------------------------|---------|-------------------------------------|---------|
| | apikalna | srednja | apikalna | srednja | apikalna | srednja |
| 25-0.12 | | | | | | |
| 25-0.10 | | | | | | |
| 25-0.08 | | | | | | |
| 25-0.06 | | | | | | |
| 25-0.04 | | | | | | |
| 25-0.02 | | | | | | |

legenda: -jamičasta udubljenja -žljebovi -metalni opiljci
 -debris -korozija

Analizirajući površinu radnog dela novih K3 instrumenata (tabela 5.3 i slika 5.1) uočeno je prisustvo jamičastih udubljenja i žljebova na apikalnoj i srednjoj trećini svih instrumenata (100%).

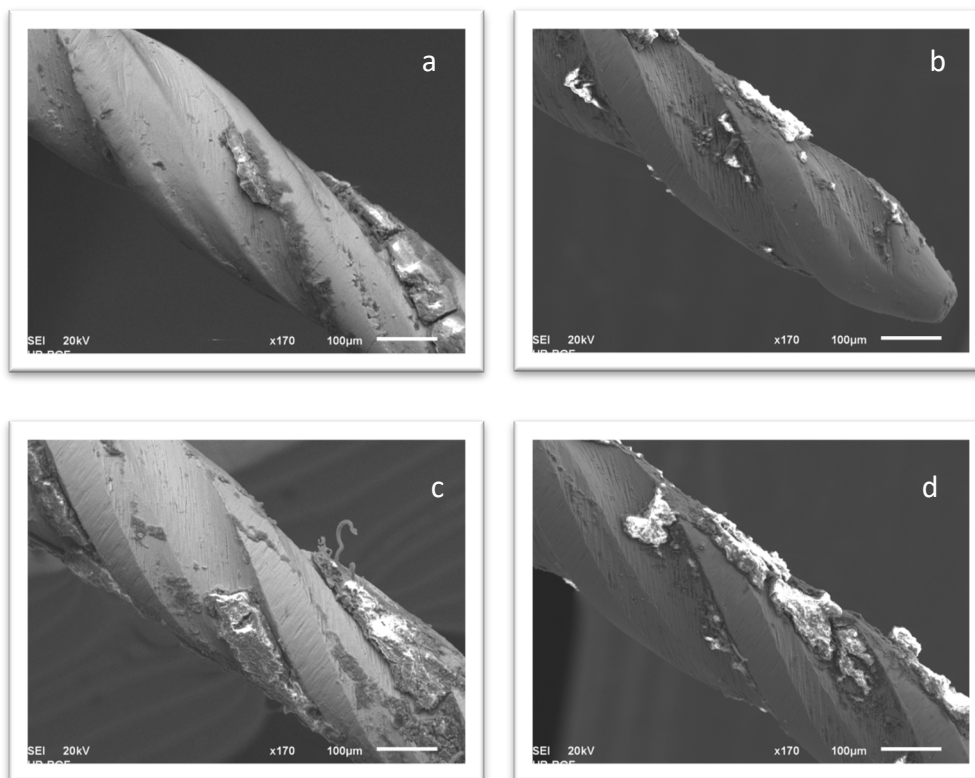


Slika 5.1. SE snimak (SE- secondary electron) površine apikalne trećine novog K3 instrumenta (25/.06) na kojoj se uočava prisustvo žljebova i jamičastih udubljenja (X170)



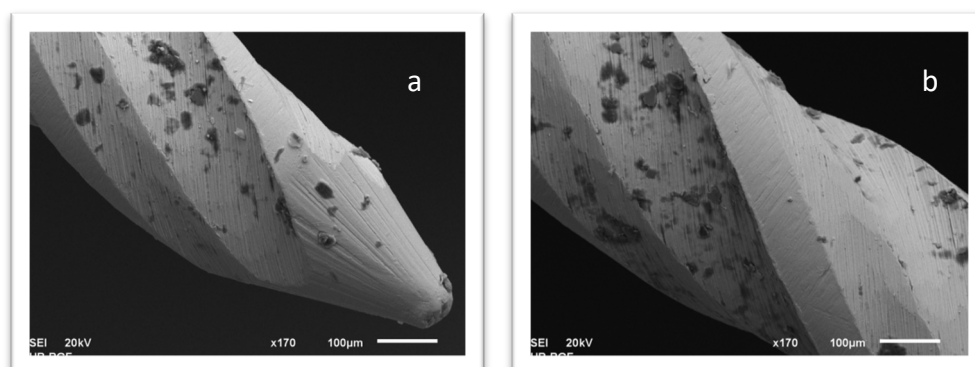
Slika 5.2. SE snimci površine novih K3 instrumenata (X150): a) površina srednje trećine K3 instrumenta (25/.10) na kojoj se uočava prisustvo defekta u vidu metalnih opiljaka, žljebova i jamičastih udubljenja b) površina apikalne trećine K3 instrumenta (25/.08) na kojoj se uočava prisustvo defekta u vidu metalnih opiljaka, žljebova i jamičastih udubljenja

Zastupljenost defekta u vidu metalnih opiljaka je primećena na apikalnoj trećini 83,33% instrumenata i na srednjoj trećini 38,89% ispitivanih K3 novih instrumenata (tabela 5.3 i slika 5.2).



Slika 5.3. SE snimci površine novih K3 instrumenata (X170): a) površina srednje trećine K3 instrumenta (25/.06) na kojoj se uočava prisusutvo defekta u vidu debris, metalnih opiljaka, žljebova i jamičastih udubljenja b) površina apikalne trećine K3 instrumenta (25/.08) na kojoj se uočava prisusutvo defekta u vidu debris, metalnih opiljaka, žljebova i jamičastih udubljenja c) defekti u vidu debris, metalnih opiljaka, žljebova i jamičastih udubljenja d) površina apikalne trećine K3 instrumenta (25/.10) na kojoj se uočava prisusutvo defekta u vidu debris, metalnih opiljaka, žljebova i jamičastih udubljenja





































Prema rezultatima SEM analize površine novih K3 instrumenata debris je uočen na apikalnoj trećini kod 77,8% instrumenata i na srednjoj trećini kod 44, 44% instrumenata (tabela 5.2 i slika 5.3). Samo na jednom instrumentu (25/0.4) je primećena korozija koja se nalazila i na apikalnom i na srednjem segmentu radne površine ovog K3 instrumenta (tabela 5.3 i slika 5.4).









Slika 5.4. SE snimci površine novih K3 instrumenata (X170): a) površina apikalne trećine K3 instrumenta (25/.04) na kojoj se uočava prisusutvo defekta u vidu korozije, debris, žljebova i jamičastih udubljenja b) površina apikalne trećine K3 instrumenta (25/.04) na kojoj se uočava prisusutvo defekta u vidu korozije, žljebova i jamičastih udubljenja

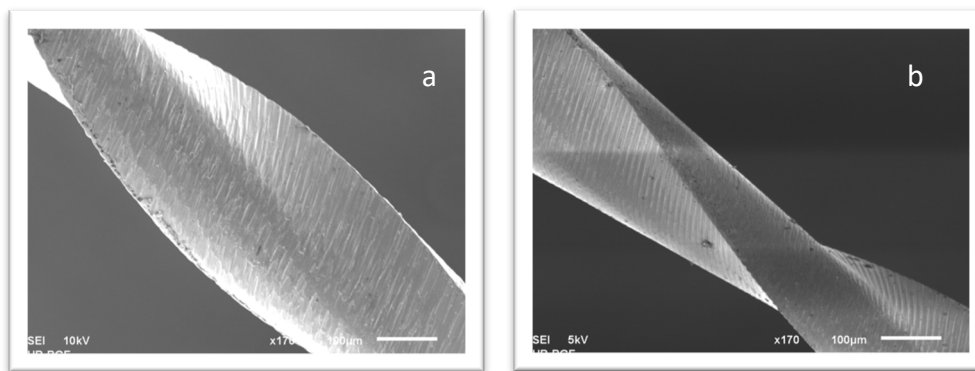
Rezultati SEM analize površine radnog dela novih MTwo instrumenata izneti su u tabeli 5.4 i slikama 5.5 - 5.10.

Tabela 5.4. Prisustvo defekata i nečistoća na radnom delu novih Mtwo NiTi instrumenata

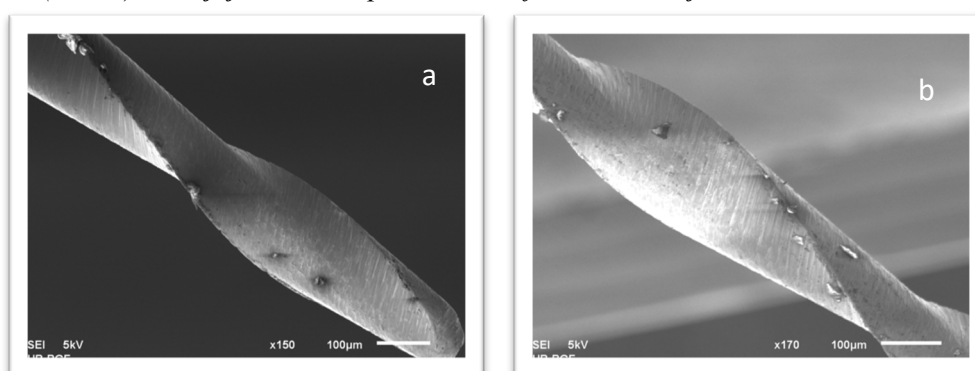
| Inst. | I grupa (pravi kanali) | | II grupa (povijeni kanali) | | III grupa (jako povijeni kanali) | |
|---------|---|---|---|---|--|---|
| | apikalna | srednja | apikalna | srednja | apikalna | srednja |
| 10-0.04 |  |  |  |  |  |  |
| 15-0.05 |  |  |  |  |  |  |
| 20-0.06 |  |  |  |  |  |  |
| 25-0.06 |  |  |  |  |  |  |
| 30-0.05 |  |  |  |  |  |  |
| 35-0.04 |  |  |  |  |  |  |

legenda:  - žljebovi  -metalni opiljci  -debri  -korozijska
 - zatupljena sečivna ivica  -prekid sečivne ivice

Na svim novim instrumenti MTwo grupe su uočeni žljebovi na srednjim i apikalnim trećinama površina radnih delova (100%) (tabela 5.4 i slika 5.5).

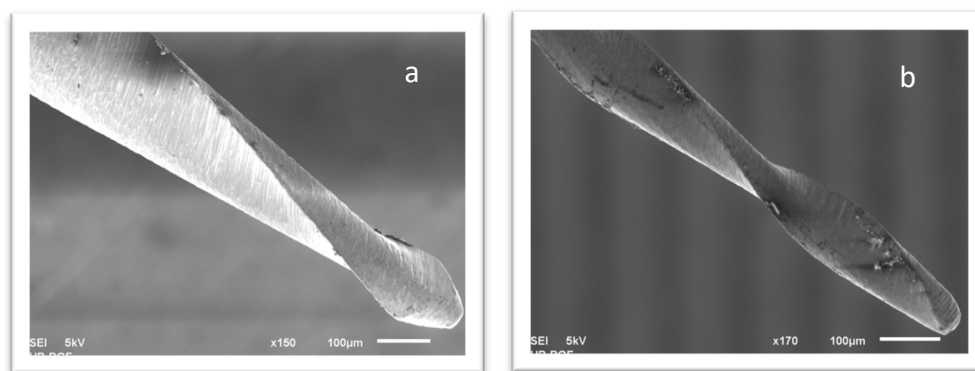


Slika 5.5. SE snimci površine novih Mtwo instrumenata (X170): a) površina srednje trećine Mtwo instrumenta (30/.05) na kojoj se uočava prisusutvo žljebova b) površina apikalne trećine K3 instrumenta (20/.06) na kojoj se uočava prisusutvo defekta u vidu žljebova i debrisa



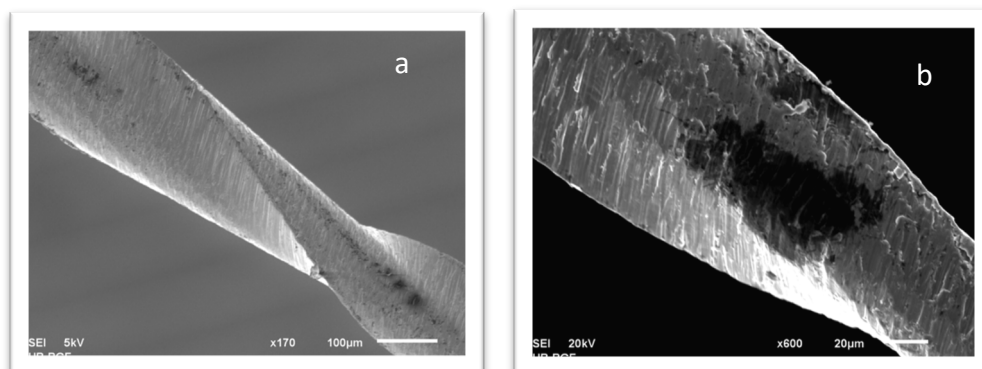
Slika 5.6. SE snimci površine novih Mtwo instrumenata (X170): a) površina apikalne trećine Mtwo instrumenta (15/.05) na kojoj se uočava prisusutvo debrisa i žljebova b) površina srednje trećine Mtwo instrumenta (15/.05) na kojoj se uočava prisusutvo defekta u vidu žljebova i debrisa

Prema rezultatima SEM analize površina novih Mtwo instrumenata debris je uočen na ispitivanim apikalnim i srednjim površinama svih instrumenata (100%) (tabela 5.4 i slika 5.6).



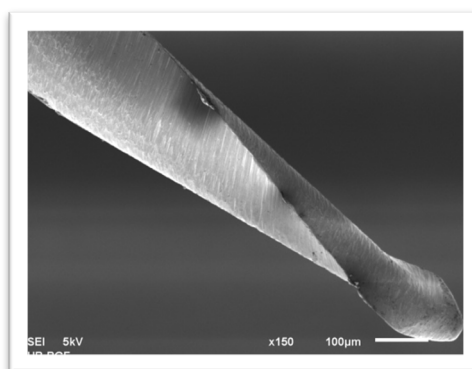
Slika 5.7. SE snimci površine novih Mtwo instrumenata: a) površina apikalne trećine Mtwo instrumenta (15/.05) na kojoj se uočava prisusutvo defekta u vidu metalnih opiljaka, debrisa i žljebova (X150); b) površina srednje trećine Mtwo instrumenta (10/.04) na kojoj se uočava prisusutvo defekta u vidu metalnih opiljaka, žljebova i debrisa (X170)

Prisustvo metalnih opiljaka je primećeno u MTwo grupi kod 50% instrumenata na apikalnoj trećini i 22,2% na srednjoj trećini (tabela 5.4 i slika 5.7). Ovaj defekt je primećen samo na tanjim instrumentima (ISO 10-25) dok na debljim instrumentima (ISO 30 i 35) nije zapažen.

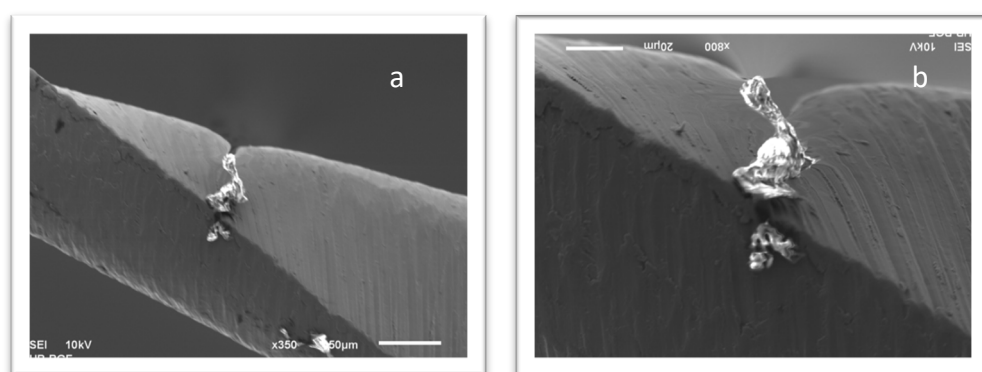


Slika 5.8. SE snimci: a) površina srednje trećine novog Mtwo instrumenta (10/0.4) na kojoj se uočava prisustvo korozije (X170); b) detalj sa prethodnog snimka na većem uvećanju (X600)

Defekt u vidu korozije je primećen samo na jednom, najtanjem instrumentu (10/0.4) na njegovoj srednjoj trećini površine radnog dela (tabela 5.4 i slika 5.8).



Slika 5.9. SE snimak površine apikalne trećine novog Mtwo instrumenta (25/0.6) na kojoj se uočava prisustvo defekta u vidu zatupljene sečivne ivice (X150)
























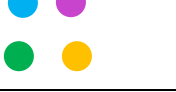




















Slika 5.10. SE snimci: a) površina srednje trećine novog Mtwo instrumenta (20/0.6) na kojoj se uočava prisustvo defekta u vidu prekida sečivne ivice (X350); b) detalj sa prethodnog snimka na većem uvećanju (X800)

Zatupljenost sečivne ivice je uočena na apikalnoj površini jednog instrumenta (25/0.6) (tabela 5.4 i slika 5.9). Defekt u vidu prekida sečivne ivice se uočio na srednjoj trećini jednog novog Mtwo instrumenta (20/0.6) (slika 5.10)

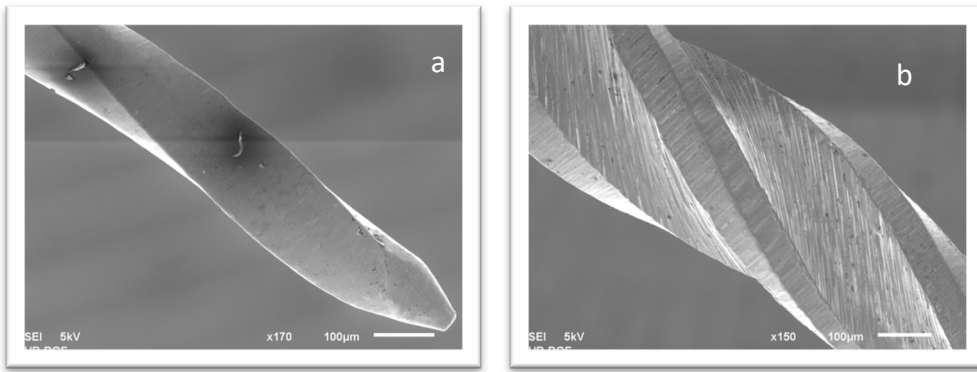
Rezultati SEM analize površine radnog dela novih **ProTaper** instrumenata prikazani su u tabeli 5.5 i slikama 5.11 – 5.14.

Tabela 5.5. Prisustvo defekata i nečistoća na radnom delu novih ProTaper NiTi instrumenata

| Inst. | I grupa (pravi kanali) | | II grupa (povijeni kanali) | | III grupa (jako povijeni kanali) | |
|-------|---|---|---|--|---|---|
| | apikalna | srednja | apikalna | srednja | apikalna | srednja |
| Sx |  |  |  |  |  |  |
| S1 |  |  |  |  |  |  |
| S2 |  |  |  |  |  |  |
| F1 |  |  |  |  |  |  |
| F2 |  |  |  |  |  |  |
| F3 |  |  |  |  |  |  |

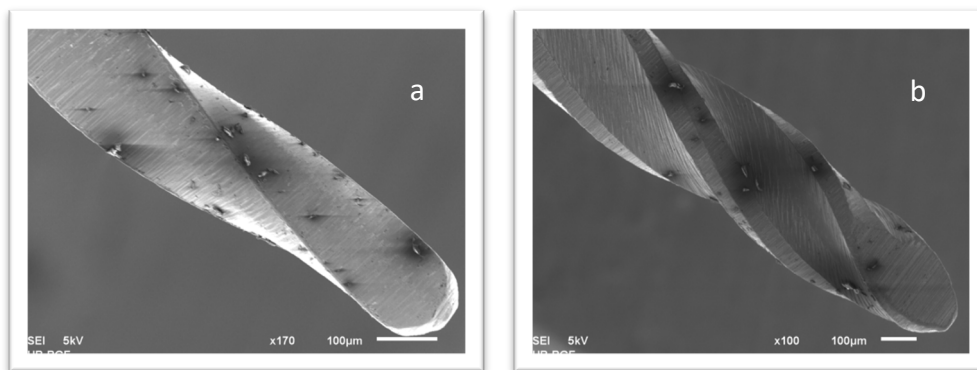
legenda:  -jamičasta udubljenja  -žljebovi  -metalni opiljci
 -debris  -korozija  -prekid sečivne ivice

Najzastupljeniji defekti na površini radnog dela novih ProTaper instrumenata (tabela 5.5) bile su promene u vidu jamičastih udubljenja i žljebova na apikalnoj i srednjoj trećini svih ispitivanih instrumenata (100%).



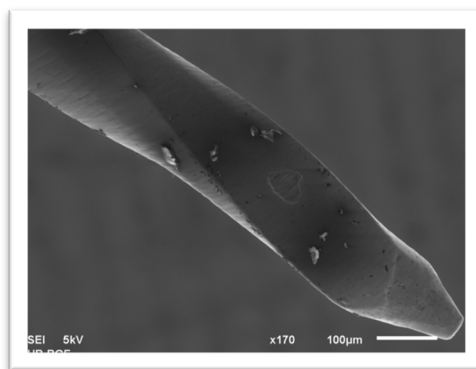
Slika 5.11. SE snimci: a) površine apikalne trećine novog ProTaper instrumenta (S1) na kojoj se uočava prisusutvo defekta u vidu jamičastih udubljenja i žljebova (X170); b) površina srednje trećine novog ProTaper instrumenta (F3) na kojoj se uočava prisusutvo defekta u vidu jamičastih udubljenja i žljebova (X150)

Metalni opiljci su detektovani na apikalnoj trećini polovine instrumenata (50%) i na srednjoj trećini 38,9% površina radnog dela novih ProTaper instrumenata.



Slika 5.12. SE snimci a) površina apikalne trećine novog ProTaper instrumenta (F1) na kojoj se uočava prisusutvo metalnih opiljaka, jamičastih udubljenja i žljebova (X170); b) površina apikalne trećine novog ProTaper instrumenta (F2) na kojoj se uočava prisusutvo prisusutvo metalnih opiljaka, jamičastih udubljenja i žljebova (X100)

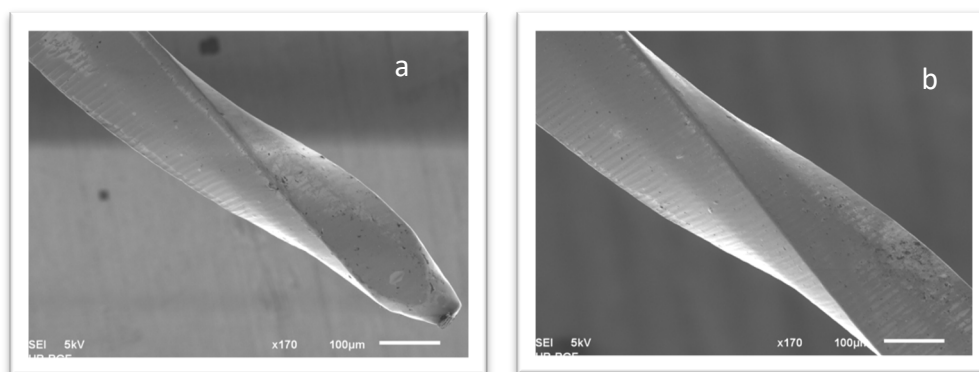
Kontaminacija u vidu debrija je bila zastupljena na apikalnoj trećini svih novih ProTaper instrumenata (100%) i u nešto više od polovine (55,5%) srednjih trećina ispitivanih površina radnih delova ProTaper setova (slika 5.13).



Slika 5.13. SE snimak površine apikalne trećine novog ProTaper instrumenta (S1) na kojoj se uočava prisustvo debrija (pored prisustva jamičastih udubljenja i žljebova) (X170)

Defekt na sečivnoj ivici (prekid njenog kontinuiteta) uočen je na jednom, najkoničnijem instrumentu (Sx), na njegovoj apikalnoj i srednjoj trećini. Na istom instrumentu je uočena i korozija na njegovoj srednjoj trećini (tabela 5.5 i slika 5.14). Korozija je uočena na još dva ProTaper instrumenta: na površini apikalne trećine jednog S1 instrumenta i na oba segmenta jednog S2 instrumenta.

ProTaper grupa imala jedan instrument sa apikalnom korozijom (Sx korozijom u srednjem segment (S1) i jedan instrument sa korozijom koja je zahvatila i apikalnu i srednju trećinu (S2).



Slika 5.14 SE snimci: a) površina apikalne trećine novog ProTaper instrumenta (Sx) na kojoj se uočava prisustvo korozije i prekid kontinuiteta (pored prisustva jamičastih udubljenja i žljebova) (X170); b) površina srednje trećine istog novog ProTaper instrumenta (Sx) na kojoj se uočava prisustvo korozije (pored prisustva jamičastih udubljenja i žljebova) (X170)

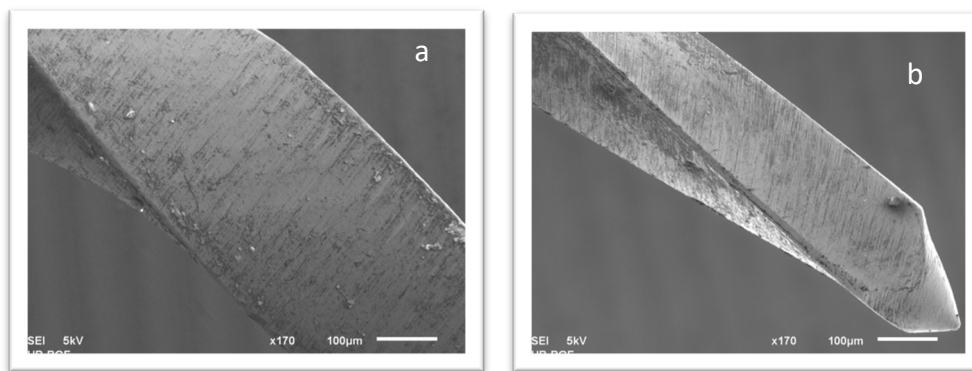
Rezultati SEM analize površine radnog dela novih **Hyflex** instrumenata prikazani su u tabeli 5.6 i na slikama 5.15 - 5.17

Tabela 5.6. Prisustvo defekata i nečistoća na radnom delu novih HyFlex NiTi instrumenata

| Inst. | I grupa (pravi kanali) | | II grupa (povijeni kanali) | | III grupa (jako povijeni kanali) | |
|---------|---------------------------|---------|-------------------------------|-------------|-------------------------------------|---------|
| | apikalna | srednja | apikalna | srednja | apikalna | srednja |
| 25-0.08 | ● ● | ● ● | ● ● | ● ● ● | ● ● | ● ● |
| 20-0.04 | ● ● | ● ● | ● ● | ● ● | ● ● | ● ● |
| 25-0.04 | ● ● | ● ● | ● ● ● | ● ● | ● ● | ● ● |
| 20-0.06 | ● ● | ● ● | ● ● | ● ● | ● ● | ● ● |
| 30-0.04 | ● ● | ● ● | ● ● | ● ● | ● ● | ● ● |
| 40-0.04 | ● ● | ● ● | ● ● | ● ● | ● ● | ● ● |

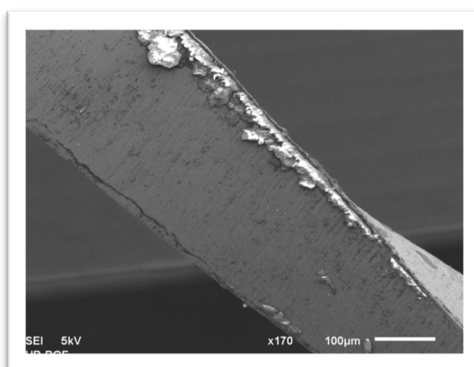
legenda: ● -žljebovi ● -metalni opiljci ● -debri ● -mikrofraktura

Najzastupljeniji defekti na novim HyFlex instrumentima su pojava žljebova i debrija na apikalnim i srednjim segmentima površina radnog dela svih ispitivanih instrumenata (100%) (tabela 5.6 i slika 5.15).



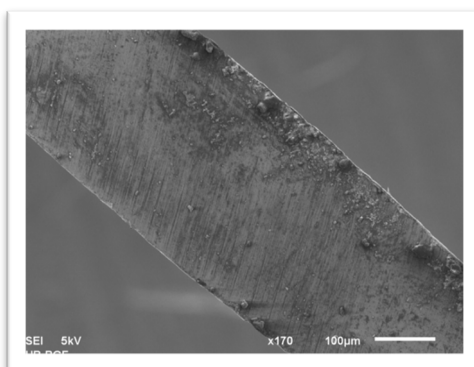
Slika 5.15. SE snimci a) površina srednje trećine novog HyFlex instrumenta (30-0.04) na kojoj se uočava prisustvo žljebova i debrija (X170); b) površina apikalne trećine novog HyFlex instrumenta (30-0.04) na kojoj se uočava prisustvo žljebova i debrija (X170)

Defekt u vidu mikrofrakture je uočen na apikalnom delu radne površine jednog instrumenta (25-0.08) (tabela 5.6 i slika 5.16).



Slika 5.16. SE snimak površine apikalne trećine novog HyFlex instrumenta (25-0.08) na kojoj se uočava prisustvo defekta u vidu mikrofrakture (pored prisustva žljebova i debrija) (X170)

Pojava metalnih opiljaka je primećena na apikalnoj površini instrumenta jednog instrumenta (25-0.04) (tabela 5.6 i slika 5.17).



Slika 5.17 SE snimak površine apikalne trećine novog HyFlex instrumenta (25-0.04) na kojoj se uočava prisustvo metalnih opiljaka (pored prisustva žljebova i debrija) (X170)

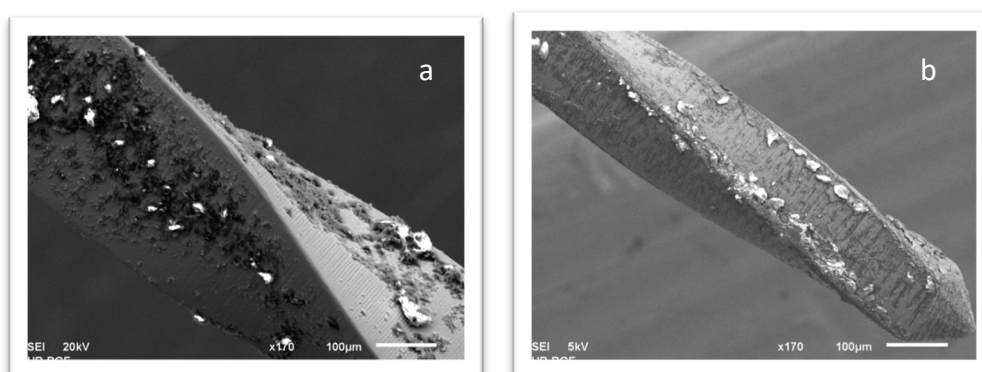
Rezultati SEM analize površine radnog dela novih **BioRaCe** instrumenata dati su u tabeli 5.7 i na slikama 5.18 i 5.19

Tabela 5.7. Prisustvo defekata i nečistoća na radnom delu novih BioRaCe NiTi instrumenata

| Inst. | I grupa (pravi kanali) | | II grupa (povijeni kanali) | | III grupa (jako povijeni kanali) | |
|-------|---------------------------|---------|-------------------------------|---------|-------------------------------------|---------|
| | apikalna | srednja | apikalna | srednja | apikalna | srednja |
| Br.0 | | ● | | | | |
| Br.1 | | ● | ● | | ● | ● |
| Br.2 | ● | ● | ● | ● | | |
| Br.3 | ● ● | ● ● | ● ● | ● ● | ● ● | ● |
| Br.4 | ● | ● | | | ● | |
| Br.5 | ● ● | ● ● | ● | ● | ● | ● |

legenda: ● -žljebovi ● -metalni opiljci ● -debr

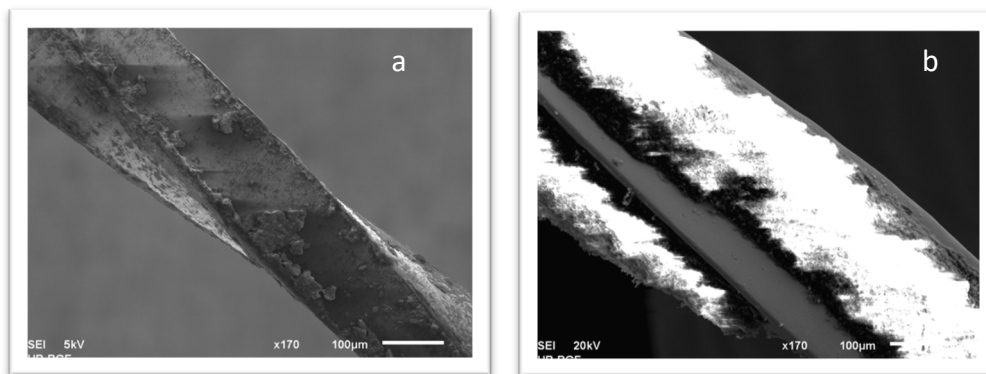
Rezultati SEM analize površine radnih delova BioRaCe setova pokazuju da je najučestaliji tip defekata pojava metalnih opiljaka, koji su uočeni na apikalnom segmetu kod 50% instrumenata i srednjoj trećini kod 38,9% instrumenata (tabela 5.7 i slika 5.18).



Slika 5.18. SE snimci: a) površina srednje trećine novog BioRaCe instrumenta (Br.3) na kojoj se uočava prisustvo metalnih opiljaka i žljebova (X170); b) površina apikalne trećine novog HyFlex instrumenta (Br.3) na kojoj se uočava prisustvo metalnih opiljaka i žljebova (X170)

Defekti na površini u vidu žljebova su primećeni u apikalnoj trećini kod 33,3% i srednjoj trećini kod 27,8% ispitivanih BioRaCe instrumenata.

Kontaminacija debrijem je uočena na apikalnoj površini jednog instrumenta (Br.1), na srednjoj trećini tri instrumenta (Br.0, Br.1, Br.2) i na jednom instrumentu (Br.1) na obe ispitivane površine (na apikalnoj i srednjoj trećini) (slika 5.19).

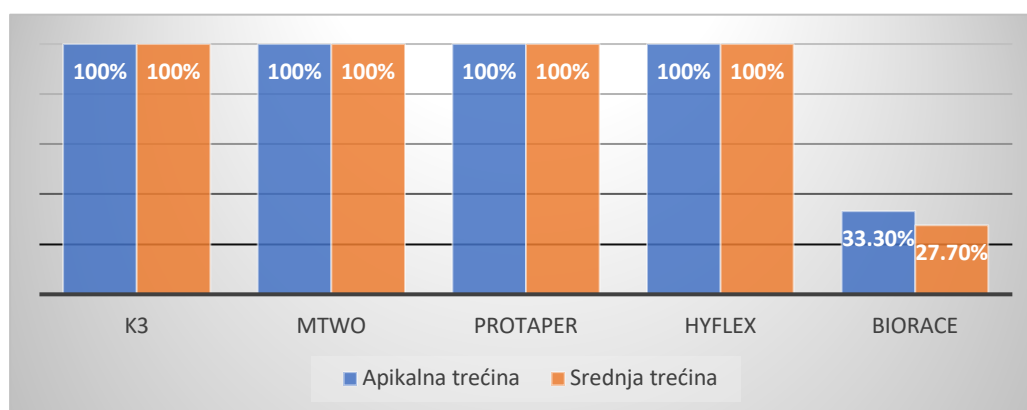


Slika 5.19. SE snimci: a) površina apikalne trećine novog BioRaCe instrumenta (Br.1) na kojoj se uočava prisustvo debrija i metalnih opiljaka (X170); b) površina apikalne trećine novog HyFlex instrumenta (Br.2) na kojoj se uočava prisustvo debrija (X170)

5.1.2. Analiza prisustva defekata ispitivanih novih NiTi instrumenata

Analiza prisustva žljebova na površini radnog dela ispitivanih novih NiTi instrumenata

Analizirajući SEM mikrofotografije apikalne i srednje trećine površine radnog dela novih instrumenata, zapaženo je da je najzastupljeniji tip defekata kod svih tipova instrumenata bilo prisustvo žljebova (fretting), nastalih verovatno kao posledica različitog proizvodnog procesa rotirajućih NiTi instrumenata (tabela 5.1).



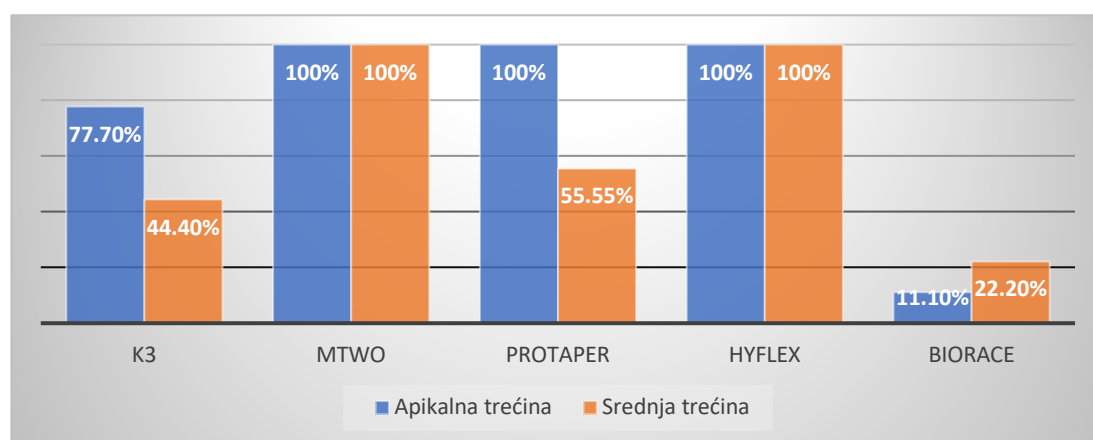
Grafikon 5.1. Prisustvo žljebova na površini radnog dela novih NiTi setova instrumenata

Sem u grupi BioRace instrumenata, kod koje je ovaj tip defekta uočen u apikalnoj trećini (33,3%) i srednjoj trećini (27,8%); u svim ostalim grupama, prisustvo žljebova je bilo u 100% slučajeva na apikalnim i srednjim površinama (grafikon 5.1). Statistička analiza Fisher testom,

primenjenog na zavisne varijable, poredeći četiri grupe instrumenata (K3, MTwo, ProTaper i Hyflex) sa BioRaCe grupom pokazuje statistički značajnu razliku u pojavi žljebova u apikalnoj ($p=0$, za $p<0,05$) i srednjoj trećini ($p<0,00001$, za $p<0,05$).

Analiza prisustva debrisa na površini radnog dela ispitivanih novih NiTi instrumenata

Prisustvo debrisa je uočeno, na radnim površinama svih tipova ispitivanih mašinskih NiTi instrumenata, ali u različitoj meri. Svi MTwo i HyFlex instrumenti su imali ovaj tip kontaminacije (100% u apikalnom i 100% u srednjem segmentu). U K3 grupi instrumenata prisustvo debrisa je uočeno u 77,8% u apeksnoj i 44,4% u srednjoj trećini, dok su BioRaCe instrumenti bili najmanje kontaminirani (11,1% apikalno i 22,2% srednja trećina) (Grafikon 5.2).



Grafikon 5.2. Prisustvo debrisa na površini radnog dela novih NiTi setova instrumenata

Statistička analiza Fisher testom ukazala je na statistički značajnu razliku u pojavi debrisa na apikalnom segmentu između K3 i ProTaper grupe instrumenata ($p=0,1039$ za $p<0,05$), K3 i MTwo grupe instrumenata ($p=0,1039$ za $p<0,05$), K3 i HyFlex grupe instrumenata ($p=0,1039$ za $p<0,05$).

Statistički značajna razlika u prisustvu debrisa na apikalnoj trećini uočena je i između K3 i BioRaCe grupe ($p=0,0001$ za $p<0,05$), ProTaper i BioRaCe grupe ($p=0,00001$ za $p<0,05$), MTwo i BioRaCe grupe ($p=0,00001$ za $p<0,05$) i HyFlex i BioRaCe grupe ($p=0,00001$ za $p<0,05$).

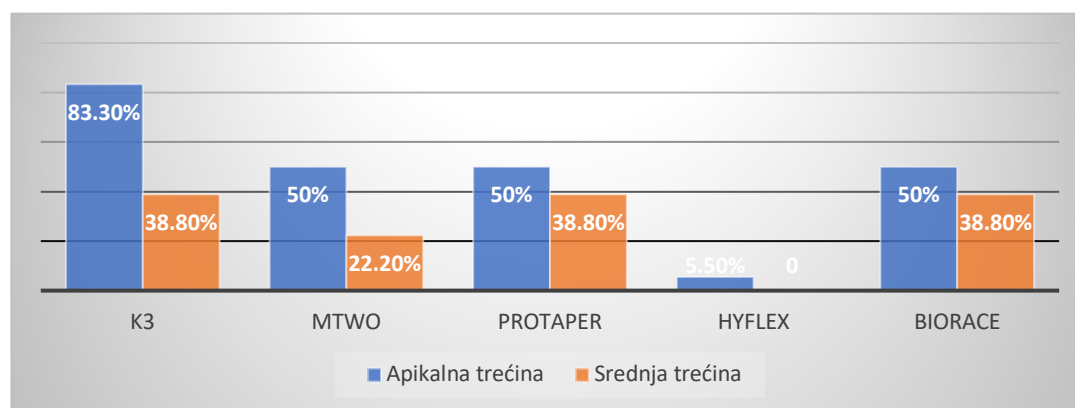
Analiza pojave debrisa u srednjoj trećini je ukazala je na statistički značajne razlike između K3 i MTwo ($p=0,0003$ za $p<0,05$) i K3 i HyFlex instrumenata ($p=0,0003$ za $p<0,05$). Fisher test nije pokazao statistički značajnu razliku u pojavi debrija u srednjoj trećini između K3 i ProTaper grupe instrumenata ($p=0,7395$ za $p<0,05$) i K3 i BioRaCe grupe ($p=0,289$ za $p<0,05$).

Statistička analiza pojave debrija u apikalnoj i srednjoj trećini površine radnog dela ProTaper instrumenata, ukazuje na statistički značajnu razliku ($p=0,0029$ za $p<0,05$).

Statistička analiza Fisher testom, nije ukazala na statistički značajne razlike između ProTaper i MTwo i HyFlex instrumenata, u apikalnoj i srednjoj trećini.

Analiza prisustva metalnih opiljaka na površini radnog dela ispitivanih novih NiTi instrumenata

Prisustvo metalnih opiljaka kao posledica proizvodnog procesa je zapaženo na radnoj površini svih ispitivanih setova NiTi instrumenata, u različitom stepenu. Najveći procenat ove kontaminacije je uočen u K3 grupi (83,3% apikalno i 38,8% u srednjoj trećini). BioRaCe grupa je bila kontaminirana u 50% (apeks), 38,9% (srednja trećina). Kontaminacija kod ProTaper instrumenata je bila u apeksu 50% i 38,9% u srednjem segment, odnosno kod MTwo grupe 50% apikalno i 22,2% u srednjoj trećini (grafikon 5.3).



Grafikon 5.3. Prisustvo metalnih opiljaka na površini radnog dela novih NiTi setova instrumenata

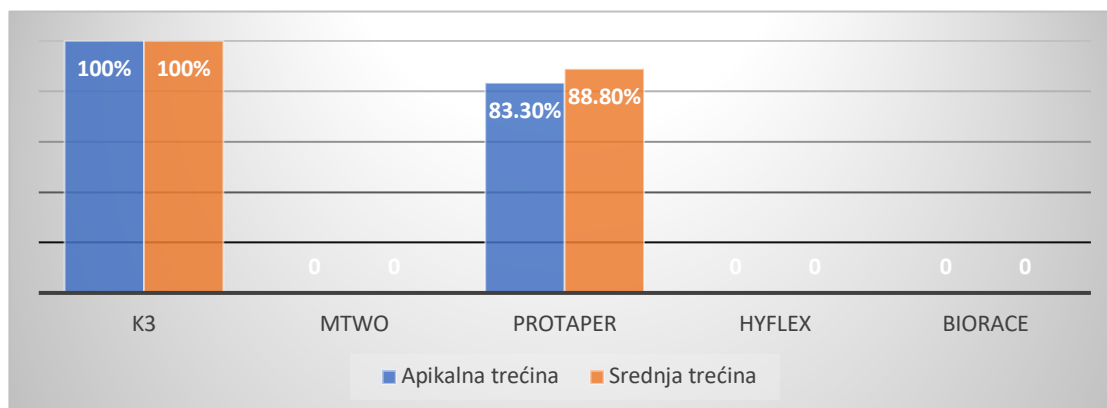
Najmanja kontaminacija metalnim opiljcima uočena je na HyFlex instrumentima (5,5% na apeksu i 0% na srednjoj trećini).

Statistička analiza pojave metalnih opiljaka na apikalnoj trećini primenom Fisher testa, ukazala je na statistički značajne razlike između K3 i HyFlex instrumenata ($p < 0,00001$ za $p < 0,05$) kao i ProTaper i HyFlex ($p < 0,0072$ za $p < 0,05$), MTwo i HyFlex ($p < 0,0072$ za $p < 0,05$) i BioRaCe i HyFlex instrumenata ($p < 0,0072$ za $p < 0,05$). Fisher test je pokazao statistički značajnu razliku u pojavi metalnih opiljaka u apikalnoj trećini između K3 i BioRaCe grupe instrumenata ($p = 0,075$ za $p < 0,05$) kao i K3 i MTwo ($p = 0,075$ za $p < 0,05$) i K3 i ProTaper instrumenata ($p = 0,075$ za $p < 0,05$). Između grupa ProTaper, BioRaCe i MTwo nije postojala statistički značajna razlika u pojavi metalnih opiljaka na apikalnom segmentu instrumenata.

Statistička analiza Fisher testom, nije ukazala na statistički značajne razlike između K3, BioRaCe, ProTaper i MTwo instrumenata, na postojanje metalnih opiljaka u srednjoj trećini ($p = 1$, za $p < 0,05$). Poređenje ove četiri grupe instrumenata sa HyFlex grupom, pokazuje statistički značajnu razliku u pojavi metalnih opiljaka u srednjoj trećini ispitivanih instrumenata ($p = 0,4075$, za $p < 0,05$).

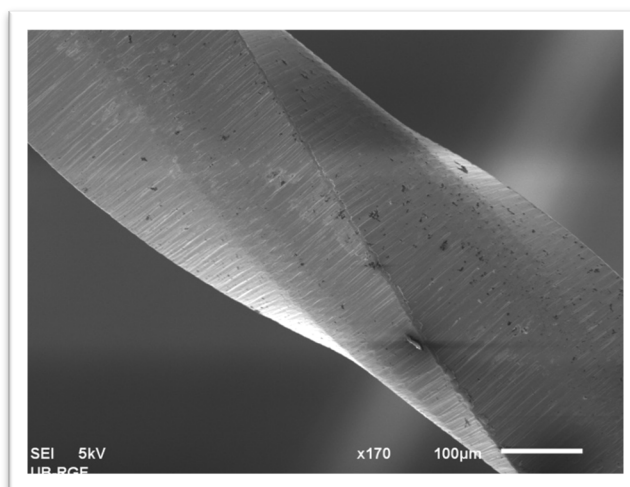
Statistička analiza pojave metalnih opiljaka na apikalnoj i srednjoj trećini K3 instrumenata Fisher testom, primenjenog na zavisne varijable (za $p < 0,05$), ukazuje na statistički značajne razlike ($p = 0,0153$ za $p < 0,05$).

Analiza prisustva jamičastih udubljenja na površini radnog dela ispitivanih novih NiTi instrumenata



Grafikon 5.4. Prisustvo jamičastih udubljenja na površini radnog dela novih NiTi setova instrumenata

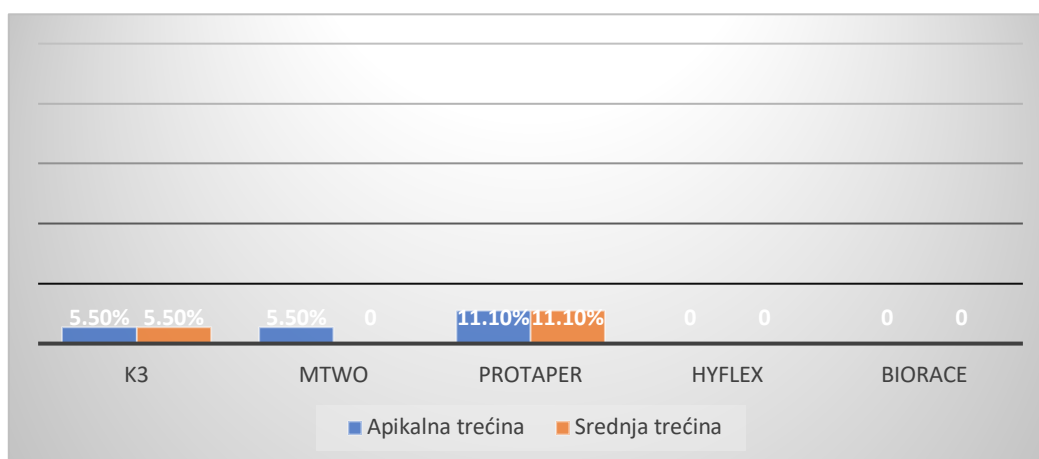
Defekti radne površine u vidu jamičastih defekata (pitting) su uočeni samo u dve grupe ispitivanih novih instrumenata ali u visokom procentu. Svi instrumenti K3 grupe su imali ovaj tip defekta: u apikalnoj (100%) i u srednjoj trećini (100%) a kod ProTaper grupe je uočen 83,3% apikalno i 88,9% u srednjoj trećini (grafikon 5.4 i slika 5.20).



Slika 5.20. SE snimak površine srednjeg dela radnog dela ProTaper instrumenta na kom se uočavaju jamičasta udubljenja i žljebovi (X170)

Analiza prisustva korozije na površini radnog dela ispitivanih novih NiTi instrumenata

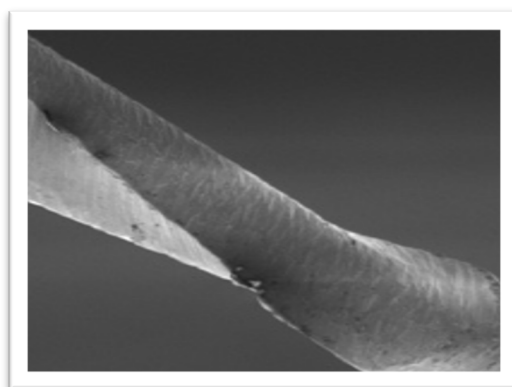
Korozija radnog dela NiTi instrumenata nije primećena kod HyFlex i BioRaCe instrumenata, dok je u ostalim grupama zapažena u malom procentu (grafikon 5.5). U MTwo grupi je samo na jednom instrumentu (10/0.04) primećena korozija na sredini radnog dela instrumenta. K3 grupa je imala jedan instrument (25/0.10) sa korozijom i na apikalnom i srednjem segmentu, dok je ProTaper grupa imala jedan instrument sa apikalnom korozijom (Sx), jedan instrument sa korozijom u srednjem segment (S1) i jedan instrument sa korozijom koja je zahvatala i apikalnu i srednju trećinu (S2).



Grafikon 5.5. Prisustvo korozije na površini radnog dela novih NiTi setova instrumenata

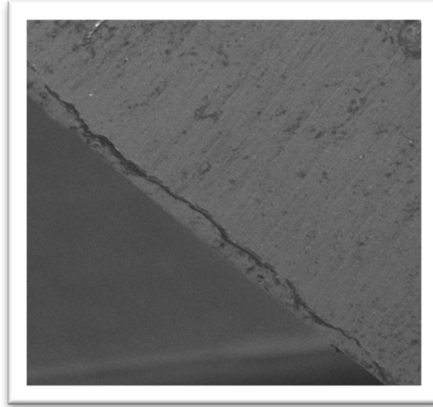
Analiza prisustva promena na sečivnim ivicama (zatupljenost sečivne ivice, prekid sečivne ivice) na površini radnog dela ispitivanih novih NiTi instrumenata

Zatupljenost sečivne ivice je primećena samo u MTwo grupi na jednom instrumentu, na njegovoj apikalnoj trećini (instrument 25/0.06) (slika 5.21).



Slika 5.21. SE snimak površine apikalne trećine novog Mtwo instrumenta (25/0.6) na kojoj se uočava prisustvo defekta u vidu zatupljene sečivne ivice (X170)

Prekid sečivne ivice je uočen u ProTaper grupi na jednom instrument S1i na apikalnoj i na srednjoj trećini i u MTwo grupi na jednom instrumentu u srednjoj trećini (instrument 20/0.6) a mikrofraktura je uočena na jednom HyFlex instrumentu (25/0.08) u predelu apeksnog segmenta (slika 5.22).



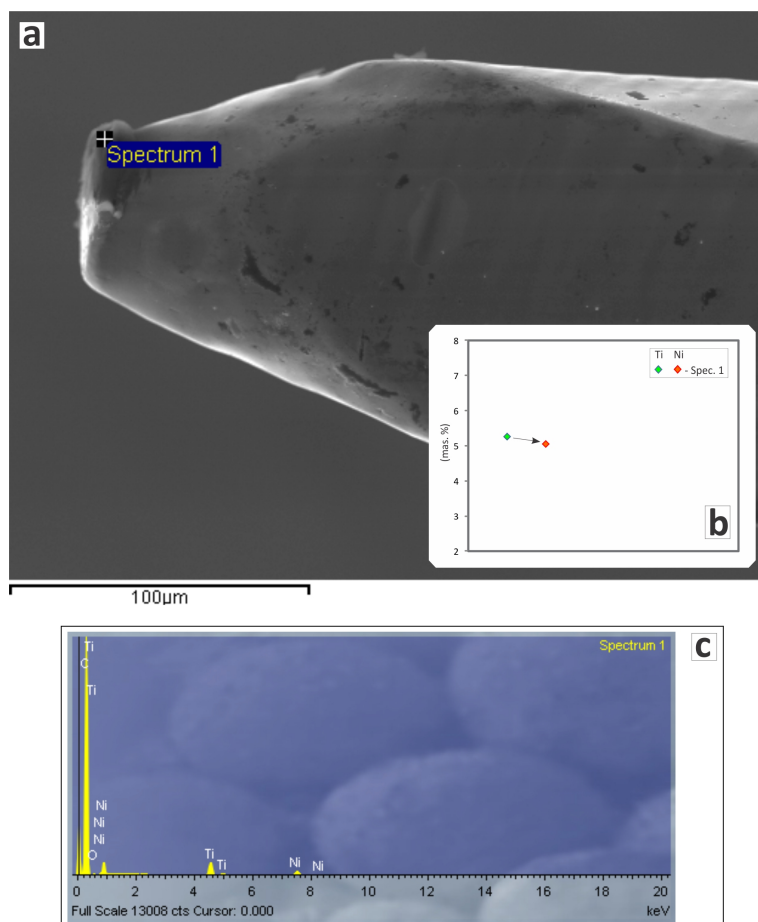
SLIKA 5.22. SE snimak površine HyFlex instrumenta ((25/0.08)) na kom se uočava mikrofraktura (X800)

5.1.3. EDS analiza prisustva kontaminacije na površini radnog dela ispitivanih novih NiTi instrumenata

Analizom SE snimaka utvrđeno je postojanje kontaminacije na površini radnog dela ispitivanih instrumenata a naknadnom EDS analizom je utvrđen njen hemijski sastav. Na taj način je urađena podela na instrumente kontaminirane debrisom i kontaminirane metalnim opiljcima.

Primer 1. SEM-EDS analiza površine novog ProTaper (Sx) instrumenta

SE snimak novog ProTaper instrumenta na kojem je uočena kontaminacija je podvrgnuta dodatnoj EDS analizi.



Slika 5.23. SEM-EDS analiza površine novog ProTaper (Sx) instrumenta
 a) SE snimak vrha ProTaper (Sx) instrumenta sa označenom tačkom u kojoj je izvršena EDS analiza, dela njegove površine, b) sadržaji nikla i titanijuma (mas %),
 c) izgled spektra 1

SEM-EDS analiza u tački 1 (spektar 1) (slika 5.23) pokazuje da je dominantni element u uzorku ugljenik (88,2 mas%) sa malim masenim sadržajem kiseonika (1,5 mas%), te je nečistoća na ovom ProTaper instrumentu okarakterisana kao debris organskog porekla.

Tabela 5.8. SEM-EDS analiza površine uzorka vrha ProTaper (Sx) instrumenta (slika 5.23)

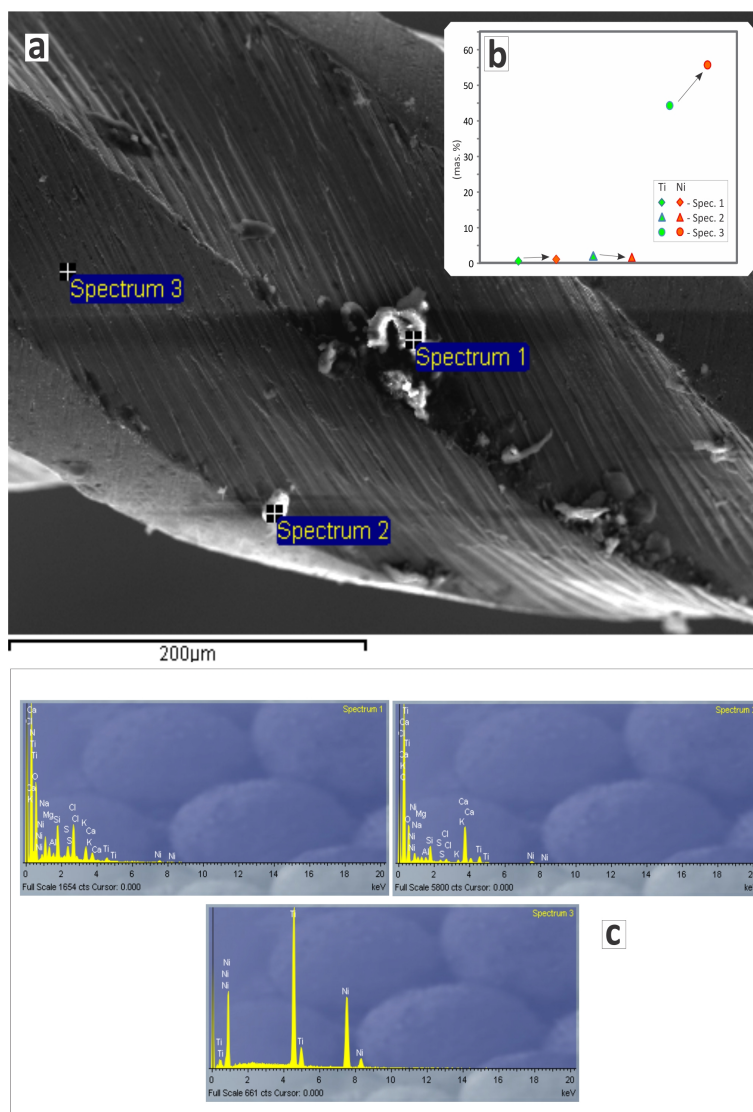
Tabela 5.8. Hemijski sastav tačke čije su pozicije date na SE snimku uzorka PT. Hemijska analiza je data u mas.% i normalizovana je na 100 mas.%.

| Spectrum | C | O | Ti | Ni | Total |
|------------|------|-----|-----|-----|-------|
| Spectrum 1 | 88,2 | 1,5 | 5,3 | 5,1 | 100,0 |

Pojava nikla i titanijuma u analizi spektra 1 nastaje kao posledica analize površine gde ovi elementi koji čine osnovnu gradivnu strukturu instrumenata.

Primer 2. SEM-EDS analiza površine novog K3 (25-0.10) instrumenta

Na SE snimku novog K3 (25-0.10) instrumenta je uočena kontaminacija koja je podvrgnuta dodatnoj EDS analizi



Slika 5.24. SEM-EDS analiza površine novog K3 (25-0.10) instrumenta
a) SEM prikaz površine K3 instrumenta sa označenim tačkama u kojima su vršene EDS analize, b) sadržaji nikla i titanijuma (mas %) u tačkama analiziranja (spektri 1-3), c) izgled spektara 1-3

Tabela 5.9. SEM-EDS analiza površine uzorka K3 (25-0.10) instrumenta (slika 5.24)

Tabela 5.9: Hemijski sastav tačaka čije su pozicije date na BSE snimku u uzorka K3-1. Hemijske analize su date u mas.% i normalizovane su na 100 mas.%.

| Spectrum | C | O | Na | Mg | Al | Si | S | Cl | K | Ca | Ti | Ni | Total |
|------------|------|------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|------|------|-------|
| Spectrum 1 | 47,7 | 37,4 | 2,3 | 1,0 | 0,2 | 2,5 | 1,0 | 3,6 | 1,6 | 1,1 | 0,6 | 1,1 | 100,0 |
| Spectrum 2 | 49,9 | 34,1 | 0,8 | 0,6 | 0,4 | 1,8 | 0,3 | 0,5 | 0,4 | 7,7 | 2,0 | 1,7 | 100,0 |
| Spectrum 3 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | 44,3 | 55,7 | 100,0 |

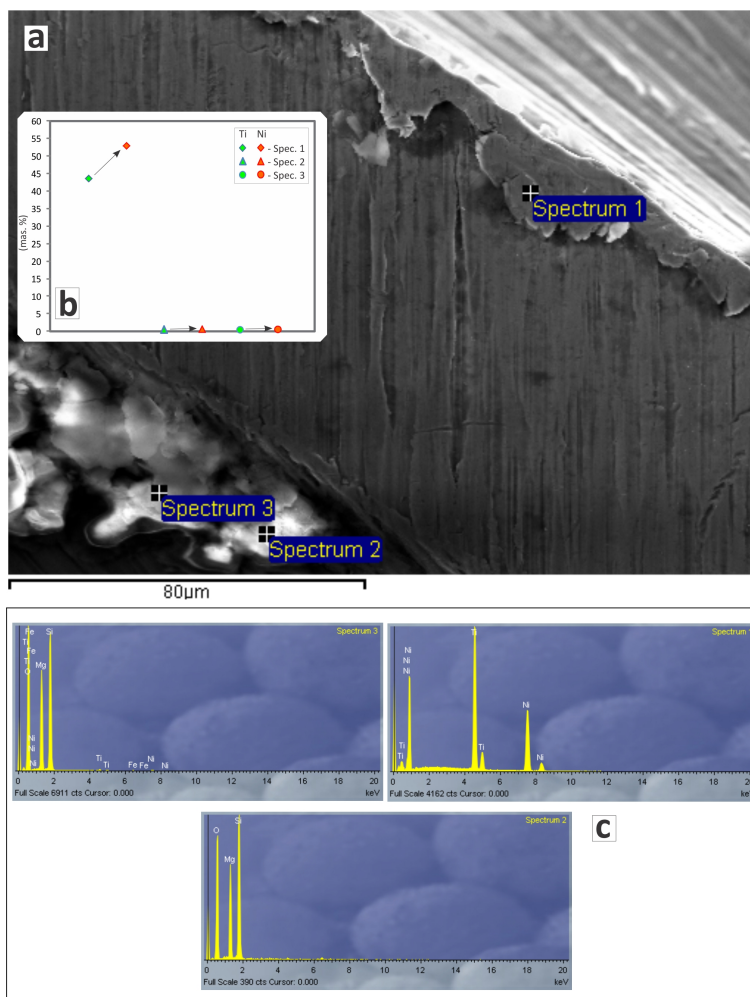
SEM-EDS analiza u tački 1 (spektra 1) (slika 5.24) pokazuje da su dominantni elementi u uzorku ugljenik (47,7 mas%) i kiseonika (37,4mas%) sa malim masenim udelom elemenata natrijuma, magnezijuma, aluminijuma, silicijuma, sumpora, hlora, kalijuma i kalcijuma. SEM-EDS analiza u tački 2 (spektar 2) (Slika 5.24) pokazuje da su dominantni elementi u uzorku ugljenik (49,9 mas%) i kiseonika (34,1 mas%) sa malim masenim udelom elemenata natrijuma, magnezijuma, aluminijuma, silicijuma, sumpora, hlora, kalijuma i kalcijuma. SEM-EDS analiza u tački 3 (spektar 3) K3 instrumenta (slika 5.24) pokazuje na čistu površini ispitivanog NiTi instrumenta.

Na osnovu SEM-EDS analize nečistoća na ovom K3 instrumentu je okarakterisana kao kombinacija debris organskog porekla i kontaminacija metalnim opiljcima.

Pojava nikla i titanijuma u analizi 1 (spektar 1) i nešto više u analizi 2 (spektar 2) nastaje kao posledica analize područja gde ovi elementi koji čine osnovnu gradivnu strukturu ovih instrumenata.

Primer 3. SEM-EDS analiza površine novog K3 (25-0.08) instrumenta

SE snimak novog K3 (25-0.08) instrumenta na kojem je uočena kontaminacija je podvrgnuta dodatnoj EDS analizi.



Slika 5.25. SEM-EDS analiza površine novog K3 (25-0.08) instrumenta
 a) SEM prikaz površine K3 instrumenta i položaj EDS analize dela njegove površine, b) sadržaji nikla i titanijuma (mas%) u tačkama analiziranja (spektre 1-3) c) izgled spektara 1-3

Tabela 5.10. SEM-EDS analiza površine uzorka K3 (25-0.08) instrumenta (Slika 5.25)

Tabela 5.10. Hemijski sastav tačaka čije su pozicije date na BSE snimku uzorka K3-2. Hemijske analize su date u mas.% i normalizovane su na 100 mas.%.

| Spectrum | O | Mg | Si | Ti | Fe | Ni | Total |
|------------|------|------|------|------|-----|------|-------|
| Spectrum 1 | 2,7 | 0,4 | 0,3 | 43,7 | 0,0 | 53,0 | 100,0 |
| Spectrum 2 | 54,9 | 16,4 | 26,4 | 0,5 | 1,2 | 0,7 | 100,0 |
| Spectrum 3 | 57,8 | 16,6 | 24,0 | 0,6 | 0,4 | 0,7 | 100,0 |

SEM-EDS analiza u tački 1 (spektar 1) (slika 5.25) pokazuje da su dominantni elementi u uzorku titanijum (43,7 mas%) i nikl (53,0 mas%) sa malim masenim udelom elemenata kiseonika, magnezijuma i silicijuma, te je nečistoća na ovom K3 instrumentu okarakterisana kao mala količina metalnih opiljaka, na relativno čistoj površini NiTi instrumenta.

SEM-EDS analiza u tački 2 (spektar 2) (slika 5.25) pokazuje da su dominantni elementi u uzorku kiseonik (49,9 mas%) i silicijum (26,4 mas%) sa malim masenim udelom elemenata magnezijuma i gvožđa. SEM-EDS analiza u tački 3 (spektar 3) (slika 5.25) pokazuje da su dominantni elementi u uzorku kiseonik (57,8 mas%) i silicijum (24,0 mas%) sa malim masenim udelom elemenata magnezijuma i gvožđa. Na osnovu SEM-EDS analize nečistoća ovog spektra na površini K3 instrumenta je okarakterisana kao kontaminacija metalnim opiljcima.

Pojava male količine nikla i titanijuma u analizi 2 (spektra 2) i analizi 3 (spektra 3) nastaje kao posledica analize područja gde ovi elementi koji čine osnovnu gradivnu strukturu ovih instrumenata.

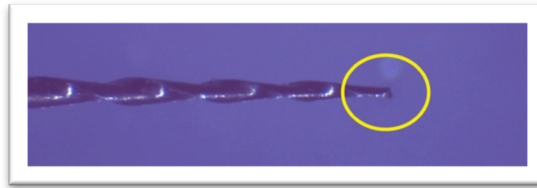
5.2. Rezultati Stereomikroskopske analiza površine radnog dela NiTi instrumenata nakon instrumentacije

Rezultati stereomikroskopske analize su prikazani u tabeli 5.11 i slikama 5.26 - 5.36. Nakon eksperimentalne instrumentacije kanala korena rotirajući NiTi instrumenti su bili posmatrani pod mikroskopom (Stereomikroskop, Boeco BSZ-405, Germany, sa integrisanom digitalnom kamerom, na uvećanju od trideset puta) u svrhu detektovanja eventualnih pukotina, lomova, odvrtnja navoja ili drugih deformacija. Promene koje su uočene ovom metodom su kompletne frakture i promene navoja.

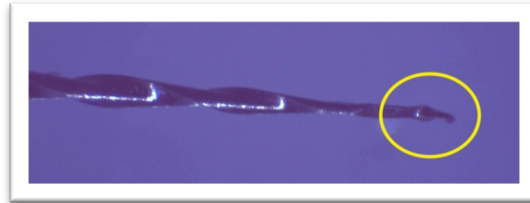
Tabela 5.11. Prisustvo deformacije površine radnog dela NiTi instrumenata (promene navoja) i frakture nakon instrumentacije primenom Stereomikroskopije

| INSTRUMENT | Zatečena deformacija |
|---|----------------------------|
| MTwo 20/0.6 II grupa (srednja trećina) | Promena navoja |
| MTwo 10/0.4 III grupa (apikalna trećina) | Promena navoja Fraktura |
| MTwo 15/0.5 III grupa (srednja trećina) | Promena navoja Fraktura |
| BioRaCe Br1. II grupa (apikalna trećina) | Promena navoja Fraktura |
| BioRaCe Br1. III grupa (apikalna trećina) | Promena navoja Fraktura |

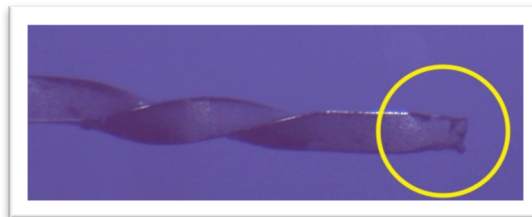
Kompletne frakture su primećene kod dva MTwo instrumenta treće grupe (instrument 10/0.04 (slika 5.26) i instrument 15/0.05 (slika 5.27)) i dva BioRaCe instrumenta (Br2. 4%-25 u drugoj eksperimentalnoj grupi (slika 5.28) i instrument Br1. 5%-15 u trećoj eksperimentalnoj grupi (slika 5.29) (tabela 5.11).



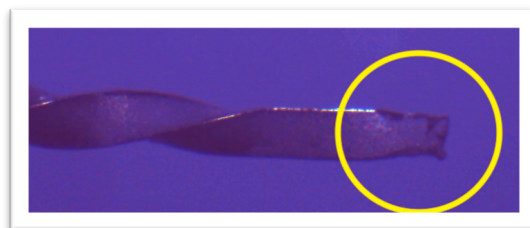
Slika 5.26. Stereomikrofotografija apikalnog segmenta Mtwo instrumenta 10/0.04 treće grupe sa kompletnom frakturom



Slika 5.27. Stereomikrofotografija apikalnog segmenta Mtwo instrumenta 15/0.05 treće grupe sa kompletnom frakturom

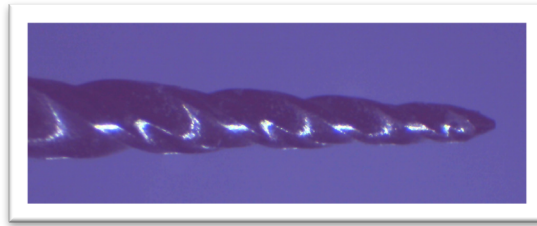


Slika 5.28. Stereomikrofotografija apikalnog segmenta BioRaCe instrumenta Br.2 druge eksperimentalne grupe sa kompletnom frakturom

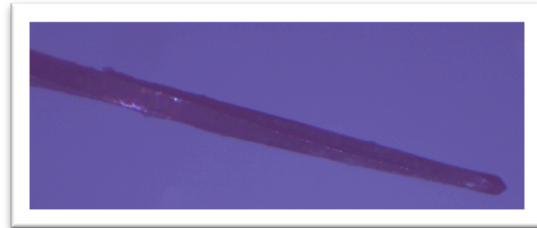


Slika 5.29. Stereomikrofotografija apikalnog segmenta BioRaCe instrumenta Br.1 treće eksperimentalne grupe sa kompletnom frakturom

Promene navoja nisu uočene na instrumentima K3 (Slika 5.30) i ProTaper seta, a primećene promene navoja na HyFlex instrumentima (slika 5.31) nisu uzete u obzir (usled specifičnosti instrumenata ovog seta da se nakon toplotnog tretmana vraćaju u prvobitni oblik).

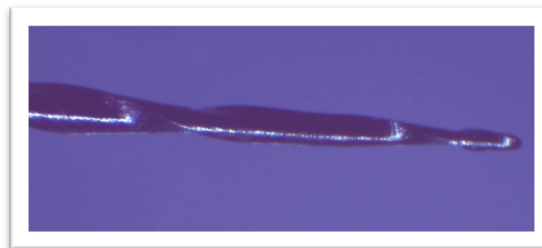


Slika 5.30. Stereomikrofotografija apikalnog segmenta K3 instrumenta (bez uočenih promena)



Slika 5.31. Stereomikrofotografija apikalnog segmenta HyFlex instrumenta (sa promenama navoja pre sterilizacije)

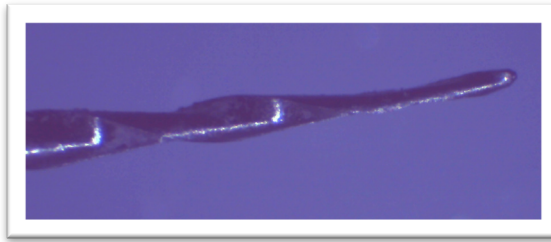
Odmotavanje, ispravljanje i uvijanje navoja je uočeno kod MTwo i BioRaCe seta instrumenata. U Mtwo setu ove promene navoja su zapažene : u drugoj eksperimentalnoj grupi na srednjoj trećini 20/0.06 instrumenta (slika 5.32) i u trećoj grupi na dva instrumenta, na srednjoj trećini instrumenta 15/0.05 (slika 5.33) i na apikalnoj trećini 20/0.06 instrumenata (slika 5.34) (tabela 5.11).



Slika 5.32. Stereomikrofotografija apikalnog segmenta MTwo instrumenta 20/0.06 druge eksperimentalne grupe sa promenjenim navojima

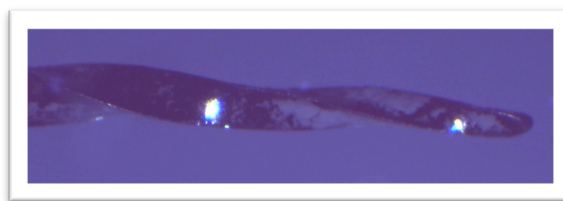


Slika 5.33. Stereomikrofotografija apikalnog segmenta MTwo instrumenta 15/0.05 treće eksperimentalne grupe sa promenjenim navojima

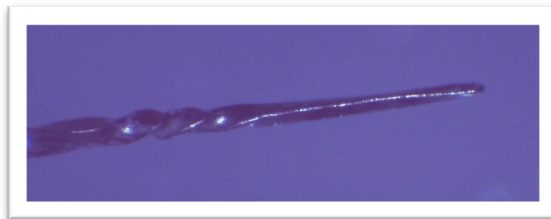


Slika 5.34. Stereomikrofotografija apikalnog segmenta MTwo instrumenta 20/0.06 treće eksperimentalne grupe sa promenjenim navojima

Na instrumentima BioRace seta promene navoja su uočene na apikalnoj trećini instrumenata (Br1. 5%-15) u drugoj i trećoj eksperimentalnoj grupi (Slike 5.35 i 5.36).



Slika 5.35. Stereomikrofotografija apikalnog segmenta BioRaCe Br1. Instrumenta druge eksperimentalne grupe sa promenjenim navijima



Slika 5.36. Stereomikrofotografija apikalnog segmenta BioRaCe Br1. instrumenta treće eksperimentalne grupe sa promenjenim navojima

5.3. Rezultati SEM analize površine radnog dela rotirajućih NiTi instrumenata nakon instrumentacije

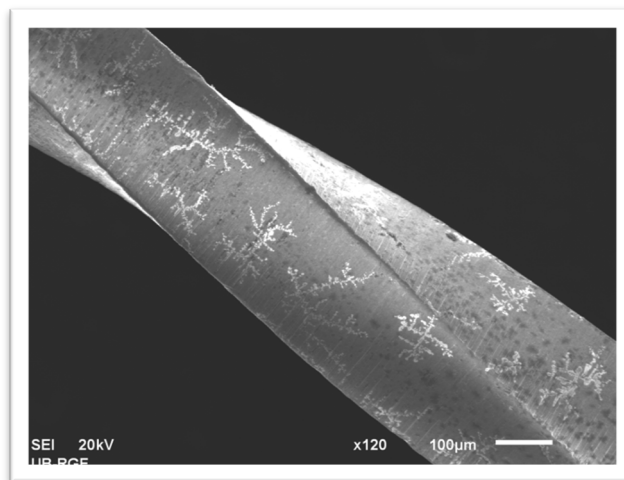
Analiza prisustva različitih defekata na radnom delu instrumenata nakon instrumentacije u kanalima različite povijenosti je obuhvatila kriterijume koji su upotrebljeni i za nove, nekorišćene instrumente [120]. Defekti nastali nakon instrumentacije izneti su u tabelama 5.12 – 5.26; grafikonima 5.6 – 5.22 i prikazani na slikama 5.37 – 5.61.

TABELA 5.12. Zastupljenost defekata na površini radnog dela NiTi instrumenata nakon instrumentacije (raspodela po eksperimentalnim grupama)

| | I grupa | | II grupa | | III grupa | | ukupno |
|--------------------------|----------------|--------------|-------------------|--------------|------------------------|--------------|---------------------|
| | (pravi kanali) | | (povijeni kanali) | | (jako povijeni kanali) | | |
| | Apikalna | Srednja | Apikalna | Srednja | Apikalna | Srednja | |
| Žljebovi | | | | | | 1 | 1 (0,6%) |
| Mikrofraktura | 1 | - | - | 1 | 6 | - | 8 (4,9%) |
| Fraktura | - | - | 1 | - | 4 | - | 5 (3%) |
| Zatupljena sečivna ivica | 1 | 1 | 7 | 3 | 6 | 3 | 21 12,8% |
| Prekid sečivne ivice | 2 | 2 | 3 | 4 | 5 | 5 | 21 12,8% |
| Korozija | 19 | 19 | 15 | 16 | 17 | 17 | 103 62,8% |
| Promene navoja | - | - | 1 | 1 | 2 | 1 | 5 (3%) |
| | 23 | 22 | 27 | 25 | 40 | 27 | 164 |
| | 14,0% | 13,4% | 16,5% | 15,2% | 24,4% | 16,55 | 100% |
| | 27% | | 32% | | 41% | | 100% |

U tabeli 5.12 su prikazani rezultati zastupljenosti defekata na svim ispitivanim setovima rotirajućih NiTi instrumentima nakon instrumentacije u različitim eksperimentalnim grupama, kao i lokalizacija defekata u odnosu na ispitivanu površinu instrumenta (apikalna i srednja trećina). Zapaža se značajno veća zastupljenost defekata u trećoj eksperimentalnoj grupi, 41% (izrazito povijeni kanali), manja u drugoj eksperimentalnoj grupi, 32% (povijeni kanali) i najmanja u prvoj grupi 27% (pravi kanali).

Najzastupljeniji defekt je pojava korozije u procentu od 62,8% na svim ispitivanim instrumentima (slika 5.37).



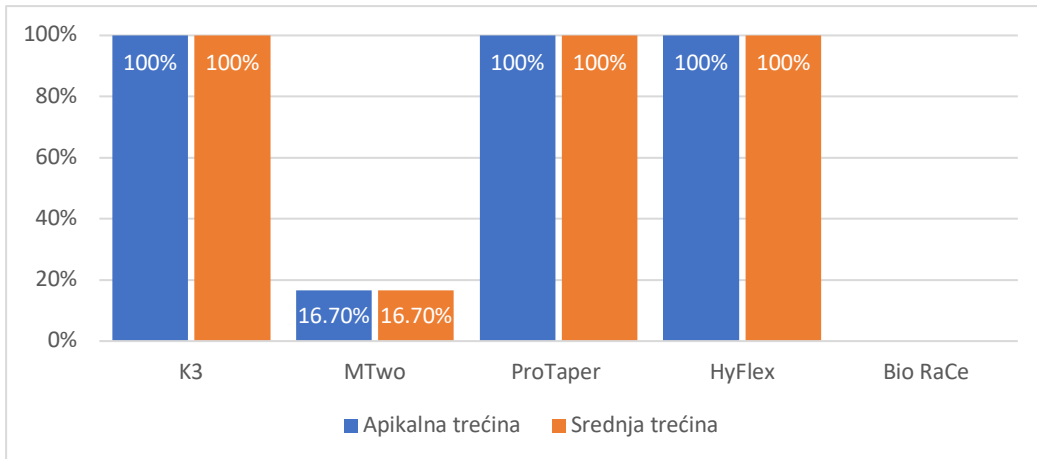
Slika 5.37. Se snimak površine HyFlex instrumenta (25-0.04 treće grupe) nakon instrumentacije i sterilizacije (X120)

Zastupljenost korozije na površini radnog dela svih ispitivanih NiTi sistema u različitim eksperimentalnim grupama data je u tabeli 5.13 i grafikonima 5.6 – 5.8.

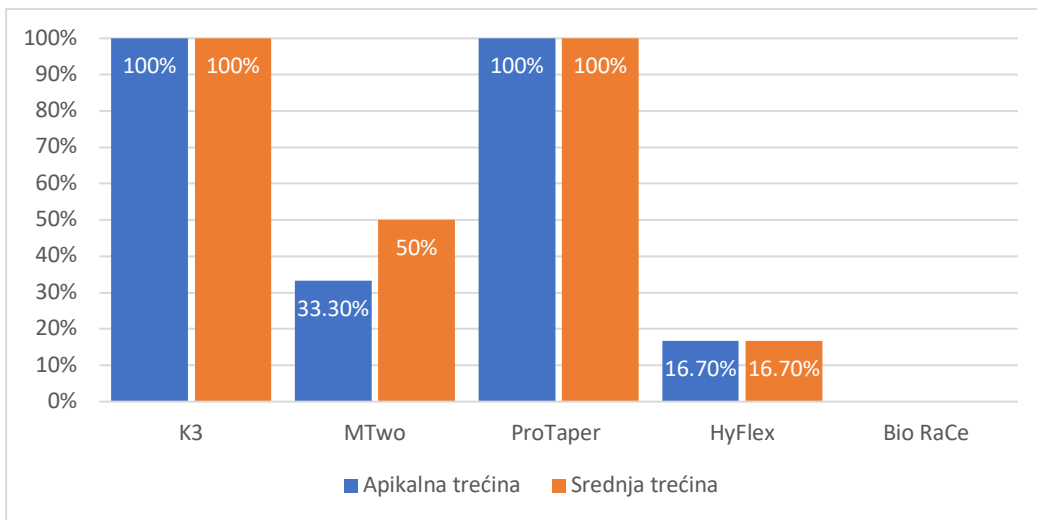
TABELA 5.13. Prisustvo korozije na instrumentima nakon instrumentacije i sterilizacije

| | I grupa | | II grupa | | III grupa | |
|----------|---------|-------|----------|-------|-----------|-------|
| | | | | | | |
| K3 | 100% | 100% | 100% | 100% | 100% | 100% |
| MTwo | 16,7% | 16,7% | 33,3% | 50% | 0 | 16,7% |
| ProTaper | 100% | 100% | 100% | 100% | 100% | 100% |
| HyFlex | 100% | 100% | 16,7% | 16,7% | 83,3% | 66,7% |
| BioRaCe | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

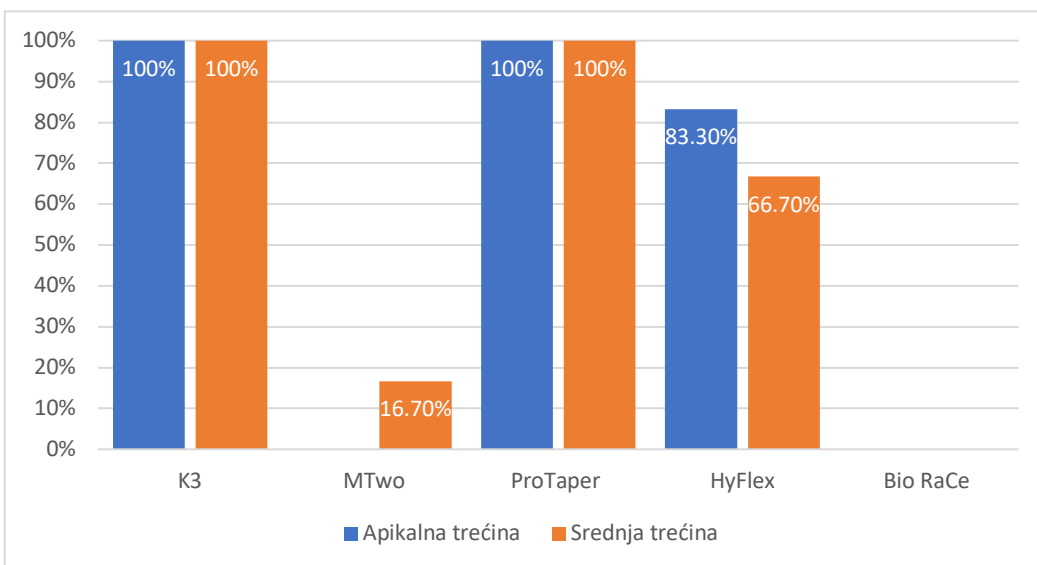
Korozija je primećena na svim instrumenata K3 i ProTaper sistema (100%), na njihovim apikalnim i srednjim trećinama nakon instrumentacije (tabela 5.13, grafikoni 5.6 – 5.8). Prisustvo korozije kod HyFlex seta instrumenata je uočeno na svim instrumentima prve grupe i apikalnog i srednjeg segmenta; u drugoj grupi kod 16,7% instrumenata i na apikalnoj i srednjoj trećini, dok je u trećoj grupi 83,3% ovih promena primećeno na apikalnom i 66,7% na srednjem segmentu. Analizirajući instrumente Mtwo seta, korozija je uočena na 16,7% i apikalnih i srednjih trećina instrumenata prve grupe, 33,3% apikalne površine i 50,0% srednje površine druge grupe, dok je u trećoj grupi primećen samo na srednjoj trećini kod 16 7% instrumenata (tabela 5.13, grafikoni 5.6 – 5.8).



Grafikon 5.6. Zastupljenost korozije kod instrumenata I grupe nakon instrumentacije



Grafikon 5.7. Zastupljenost korozije kod instrumenata II grupe nakon instrumentacije



Grafikon 5.8. Zastupljenost korozije kod instrumenata III grupe nakon instrumentacije

Na instrumentima BioRaCe seta se ne uočava prisustvo korozije nakon instrumentacije (tabela 5.13, trafikoni 5.6– 5.8).

Nakon korozije kao najzastupljenijeg tipa defekta, slede, defekti u vidu zatupljene sečivne ivica i prekid sečivne ivice u procentima od po 12.8% (tabela 5.12). Mikrofrakture su uočene na 4,9 % svih instrumenata, a promene navoja i kompletne frakture 3%. Žljebovi su namanje zastupljeni defekt na ispitivanim instrumentima u procentu od 0,6%. Najveći broj defekata (41%) identifikovan je u trećoj eksperimentalnoj grupi, a najmanji u prvoj (27%). Procentualna zastupljenost defekata u drugoj eksperimentalnoj grupi je 32%. Zastupljenost defekata na apikalnoj trećini je bila veće nego u srednjoj trećini u sve tri eksperimentalne grupe (tabela 5.12 i tabela 5.14).

Lokalizacija svih uočenih defekata je bila 55% u apikalnoj i 45% u srednjoj trećini svih ispitivanih instrumenata (tabela 5.14). U prvoj eksperimentalnoj grupi na apikalnoj trećini se nalazilo 14% svih defekata, a na srednjoj trećini 13,4%. U drugoj eksperimentalnoj grupi na apikalnoj trećini se nalazilo 16,5% svih defekata, a na srednjoj trećini 15,2%, dok se u trećoj eksperimentalnoj grupi na apikalnoj trećini se nalazilo 24,4% svih defekata, a na srednjoj trećini 15,55% (tabela 5.12).

Tabela 5.14. Lokalizacija defekata na površini radnog dela NiTi instrumenata nakon instrumentacije

| | Apikalna trećina | Srednja trećina |
|-----------------------------|---------------------|--------------------|
| Žljebovi | - | 1 |
| Mikrofraktura | 7 | 1 |
| Fraktura | 5 | - |
| Zatupljena sečivna ivica | 14 | 7 |
| Prekid sečivne ivice | 10 | 11 |
| Korpzija | 51 | 52 |
| Promene navoja | 3 | 2 |
| Ukupno | 90 | 74 |
| % | 55% | 45% |

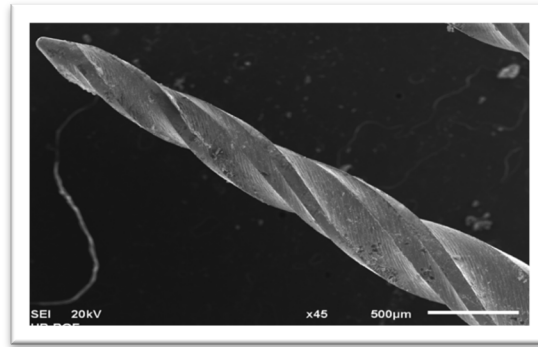
5.3.1. Rezultati SEM analize površine radnog dela K3 NiTi instrumenata nakon instrumentacije

Defekti u vidu jamičastih udubljenja i žljebova koji su primećeni na svim analiziranim K3 instrumentima pre upotrebe kao rezultat njihovog proizvodnog procesa, prisutni su i nakon instrumentacije. Defekti u vidu metalnih opiljaka koji su se nalazili u apikalnim 83,3% i srednjim trećinama 38,9% K3 instrumenata posle obrade kanala nisu detektovani na površinama radnih delova instrumenata. Debris, koji je postojao u apikalnim 77,8% i srednjim trećinama 44,4% K3 nekorišćenih instrumenata, nakon instrumentacije i sterilizacije nije analiziran, jer uspeh čišćenja korišćenih instrumenata nije bio jedan od ciljeva ovog rada (tabela 5.15).

TABELA 5.15. Deformacije na površini radnog dela K3 instrumenata nakon instrumentacije

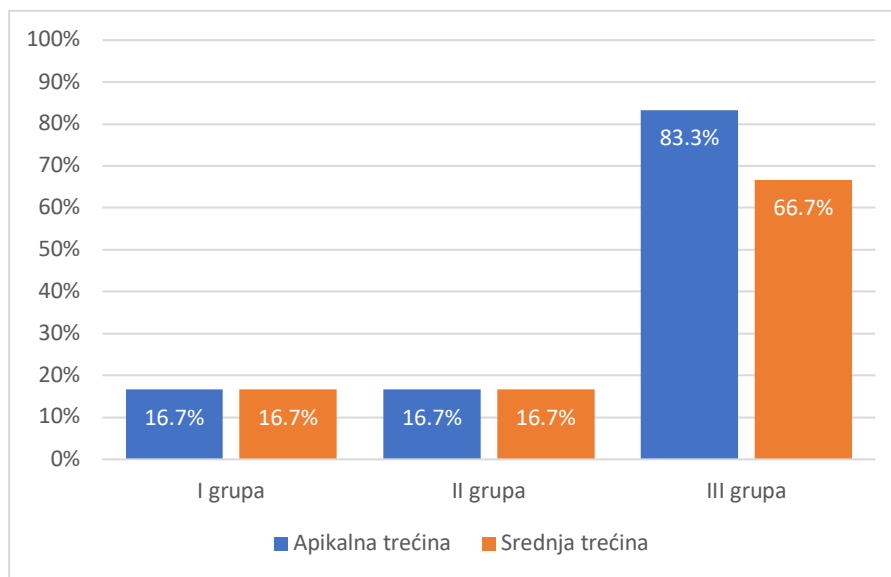
| Tip zatečene deformacije K3 | | I grupa (6 instrumenata) (pravi kanali) | | II grupa (6 instrumenata) (povijeni kanali) | | III grupa (6 instrumenata) (jako povijeni kanali) | |
|-----------------------------|--------------------------|---|-----------------|---|-----------------|---|-----------------|
| | | apikalna trećina | srednja trećina | apikalna trećina | srednja trećina | apikalna trećina | srednja trećina |
| 1. | Bez vidljivih defekata | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 2. | Jamičasta udubljenja | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% |
| 3. | Žljebovi | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% |
| 4. | Mikrofrakture | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 16,7% | 0 |
| 5. | Kompletne frakture | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 6. | Metalna ugaćanost | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 7. | Metalni opiljci | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 8. | Zatupljene sečivne ivice | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 16,7% |
| 9. | Prekid sečivne ivice | 1 16,7% | 1 16,7% | 1 16,7% | 1 16,7% | 5 83,3% | 4 66,7% |
| 10. | Korozija | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% |
| 11. | Debris | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

U odnosu na nove K3 instrumente, gde je zabeležen samo jedan instrument (25/0.10) sa korozijom i na apikalnom i srednjem segmentu, nakon hemomehaničke obrade, na svim upotrebljenim instrumenti su bili primećeni efekti dejstva korozije (100%).



Slika 5.38. SE snimak površine K3 instrumenta (25-0.08 II eksperimentalna grupa) nakon instrumentacije (X45)

Najučestaliji tip defekta na sečivnim ivicama koji se ispoljava nakon instrumentacije na K3 instrumentima je prekid kontinuiteta sečivne ivice (grafikon 5.6; slika 5.38). Ovaj defekt je zabeležen na najvećim instrumentima (25/0.12) prve i druge grupe, u apikalnoj i srednjoj trećini. U trećoj grupi, koja je najzahtevnija za obradu ovaj defekt se javlja na svim instrumentima osim na najmanjem instrumentu (25/0.02). Na instrumentu 25/0.04, ovaj defekt je primećen samo na apikalnoj trećini, dok se na svim ostalim instrumentima nalazi i na apikalnom i na srednjem segmentu.



Grafikon 5.9. Zastupljenost defekta PREKID SEČIVNE IVICE u K3 sistemu nakon instrumentacije (objašnjenje grafikona: I grupa-pravi kanali; II grupa- povijeni kanali; III grupa- jako povijeni kanali)

Zatupljena sečivna ivica i mikrofraktura su primećene u trećoj, najkompleksnijoj eksperimentalnoj grupi. Zatupljena sečivna ivica je zabeležena nakon upotrebe na srednjoj trećini najtanjeg (25/0.02) instrumenta koji je korišćen u preparaciji treće grupe. Mikrofraktura je primećena na apikalnoj trećini instrumenta (25/0.10) koji je korišćen za preparaciju u trećoj grupi. K3 instrumenti nakon upotrebe nisu imali defekte u vidu metalne uglačanosti i kompletne frakture.

5.3.2. Rezultati SEM analize površine radnog dela MTwo NiTi instrumenata nakon instrumentacije

Defekti u vidu žljebova koji su primećeni na svim analiziranim Mtwo instrumentima pre upotrebe (kao rezultat njihovog proizvodnog procesa), bili su prisutni i nakon instrumentacije. Defekti u vidu metalnih opiljaka koji su se nalazili u apikalnim i srednjim trećinama novih MTwo instrumenata posle obrade kanala nisu detektovani na površinama radnih delova (tabela 5.16). Debris, koji je postojao na svim instrumentima, u apikalnom i srednjem segmentu u maloj količini, nakon instrumentacije i sterilizacije nije analiziran, jer uspeh čišćenja korišćenih instrumenata nije bio jedan od ciljeva ovog rada.

TABELA 5.16. Deformacije na površini radnog dela MTwo instrumenata nakon instrumentacije

| Tip zatečene deformacije MTwo | | I grupa (6 instrumenata) (pravi kanali) | | II grupa (6 instrumenata) (povijeni kanali) | | III grupa (6 instrumenata) (jako povijeni kanali) | |
|-------------------------------|--------------------------|---|-----------------|---|-----------------|---|-----------------|
| | | apikalna trećina | srednja trećina | apikalna trećina | srednja trećina | apikalna trećina | srednja trećina |
| 1. | Bez vidljivih defekata | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 2. | Jamičasta udubljenja | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 3. | Žljebovi | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% |
| 4. | Mikrofrakture | 1 16,7% | 0 | 0 | 0 | 2 33,3% | 0 |
| 5. | Kompletne frakture | 0 | 0 | 0 | 0 | 2 33,3% | 0 |
| 6. | Metalna uglačanost | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 7. | Metalni opiljci | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 8. | Zatupljene sečivne ivice | 1 16,7% | 0 | 1 16,7% | 0 | 0 | 1 16,7% |
| 9. | Prekid sečivne ivice | 0 | 0 | 1 16,75 | 0 | 0 | 1 16,7% |
| 10. | Korozija | 1 16,7% | 1 16,7% | 2 33,3% | 3 50% | 0 | 1 16,7% |
| 11. | Debris | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 12. | Promena navoja | 0 | 0 | 1 16,7% | 1 16,7 | 2 33,3% | 1 16,7% |

U tabeli 5.17 su date dimenzije apikalne preparacije MTwo instrumentima u različitim eksperimentalnim grupama. U prvoj grupi apikalna obrada je sprovedena instrumentom 35-0.05, u drugoj grupi 50% kanala je završeno instrumentom 30-0.05 a 50% instrumentom 25-0.06. U trećoj grupi 80% kanala je završeno instrumentom 25-0.06, dok su u dva kanala registrovani zalomljeni instrumenti (10/0.04 i 15/0.05).

Tabela 5.17. Prikaz apeksne obrade setom MTwo NiTi instrumenata u različitim eksperimentalnim grupama

| | I grupa (pravi kanali) | II grupa (povijeni kanali) | III grupa (jako povijeni kanali) |
|---------|---------------------------|-------------------------------|-------------------------------------|
| 25-0.06 | | 50% 5 kanala | 80% 8 kanala |
| 30-0.05 | | 50% 5 kanala | |
| 35-0.04 | 100% 10 kanala | | |

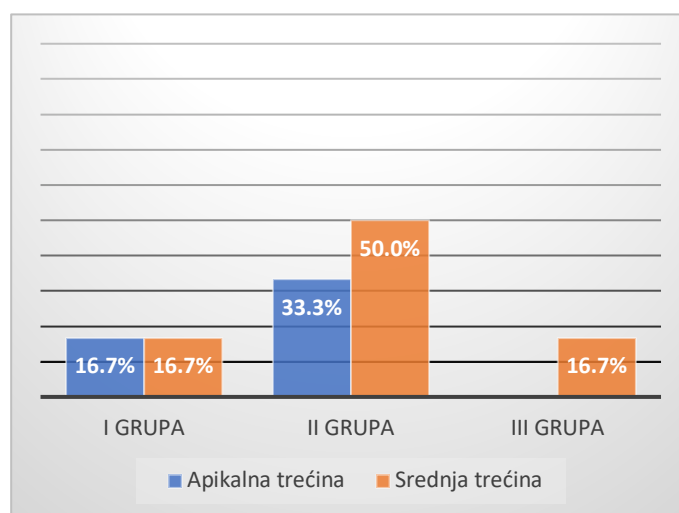
TABELA 5.18. Deformacije na na površini radnog dela MTwo instrumenata nakon instrumentacije

| | I grupa | | II grupa | | III grupa | |
|---------|-------------------------------|------------|--|-------------------------------|--|--|
| | apikalna | srednja | apikalna | srednja | apikalna | srednja |
| 10-0.04 | -Zatupljena s.i -koroziija | -koroziija | -prekid s.i -koroziija -promene navoja | -koroziija (n) | -mikrofraktura -KOMPLETNA FRAKTURA -promene navoja | |
| 15-0.05 | | | | | mikrofraktura KOMPLETNA FRAKTURA | zatupljena s.i(n) -koroziija -promene navoja |
| 20-0.06 | | | | -koroziija -promene navoja | | |
| 25-0.06 | mikrofraktura | | zatupljena s.i(n) -koroziija | -koroziija | -promene navoja | -prekid s.i (n) |
| 30-0.05 | | | | | | |
| 35-0.04 | | | | | | |

Objašnjenje tabele: (n)-promene su zatečene i na novim instrumentima

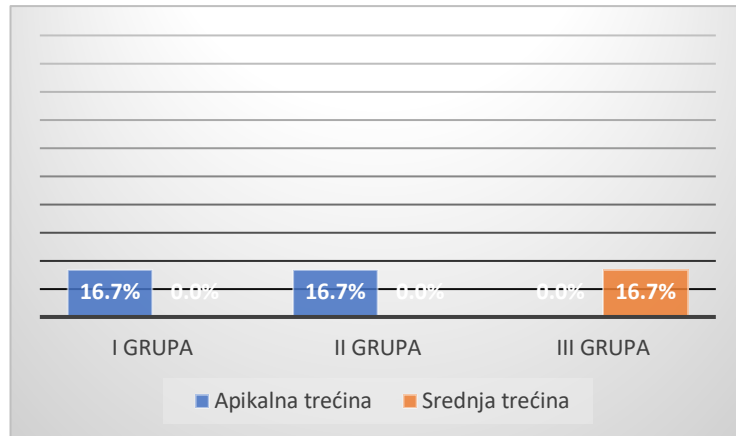
Distribucija defekata na instrumentima nakon instrumentacije MTtwo setovima u tri eksperimentalne grupe data je u Tabeli 5.18. Uočava se pojava defekata na najtanjem instrumentu (instrument 10-0.04) i instrumentu 25-0.06 u sve tri eksperimentalne grupe. Instrument 15-0.05 je pretrpeo promene samo u trećoj a instrument 20-0.06 samo u drugoj grupi. Na instrumentima 30-0.05 i 35-0.05 nisu uočene deformacije na apikalnoj i srednjoj površini radnog dela.

U odnosu na nove MTwo instrumente, gde je samo na jednom instrumentu (10/0.4) druge grupe, primećena korozija na sredini radnog dela instrumenta, nakon hemomehaničke obrade korozija je primećena na najmanjem instrumentu prve grupe u apikalnoj i srednjoj trećini, (10/0.04); u drugoj eksperimentalnoj grupi na dva instrumenta na apikalnom i srednjem delu (10/0.04 i 25/0.60) i na jednom instrumentu na srednjoj trećini (20/0.06); u trećoj eksperimentalnoj grupi na srednjoj trećini jednog instrumenta (15/0.05) (grafikon 5.10).

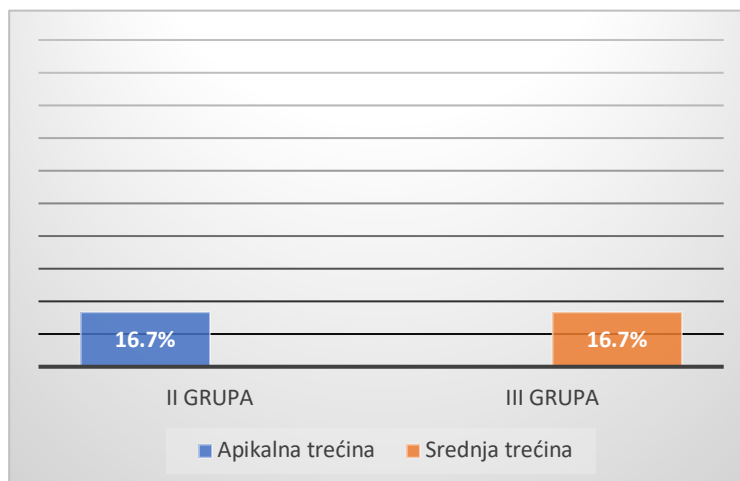


Grafikon 5.10. Zastupljenost defekta KOROZIJA u MTwo sistemu nakon instrumentacije (objašnjenje grafikona: I grupa-pravi kanali; II grupa- povijeni kanali; III grupa- jako povijeni kanali)

Zatupljena sečivna ivica je zabeležena nakon upotrebe na apikalnoj trećini najtanjeg (10/0.04) instrumenta prve grupe (isti instrument na kome je primećena i korozija), apikalnoj trećini (25/0.06) instrumenta druge grupe i srednjoj trećini instrumenta (25/0.06) koji je korišćen u preparaciji treće grupe (grafikon 5.11). Promene na instrumentu druge grupe su bile zabeležene i pre upotrebe .

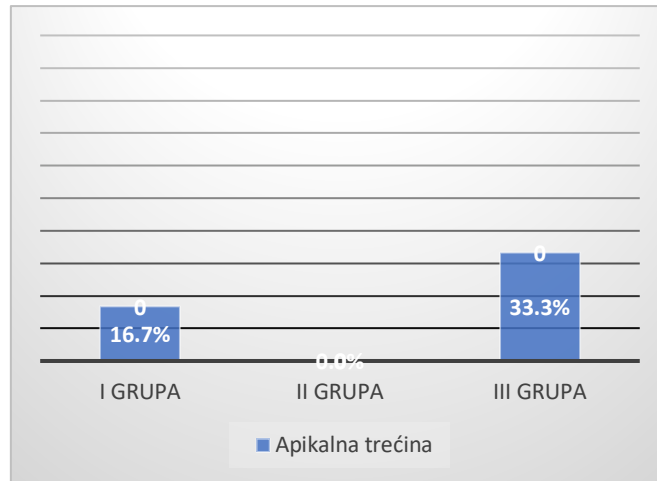


Grafikon 5.11. Zastupljenost defekta ZATUPLJENA SEČIVNA IVICA u MTwo sistemu nakon instrumentacije (objašnjenje grafikona: I grupa-pravi kanali; II grupa- povijeni kanali; III grupa- jako povijeni kanali)



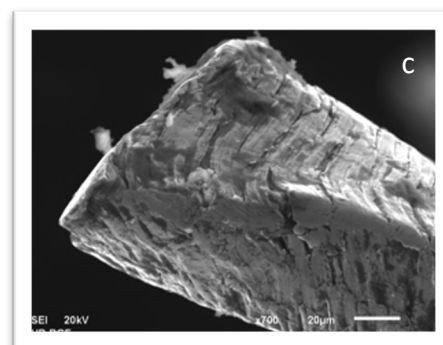
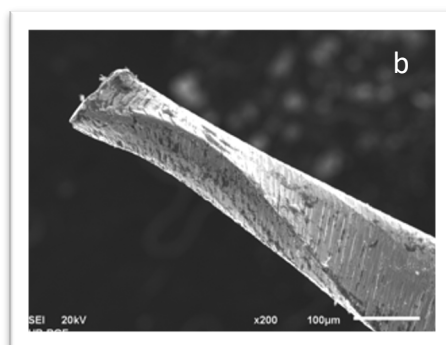
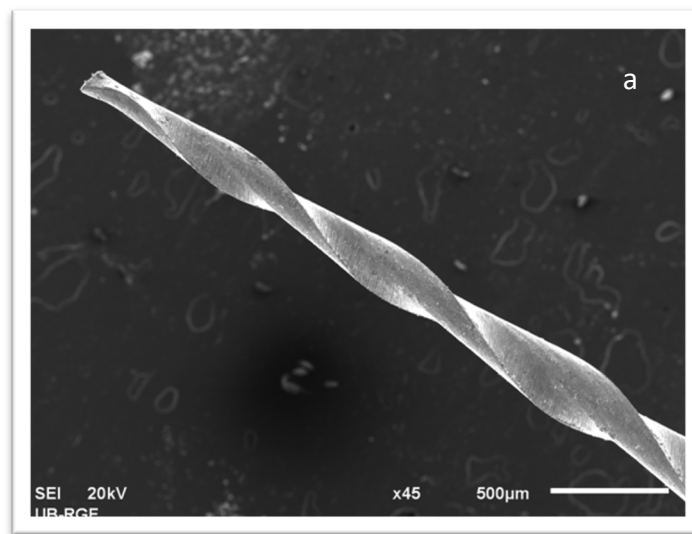
Grafikon 5.12. Zastupljenost defekta PREKID SEČIVNE IVICE u MTwo sistemu nakon instrumentacije (objašnjenje grafikona: I grupa-pravi kanali; II grupa- povijeni kanali; III grupa- jako povijeni kanali)

Prekid sečivne ivice je notiran na apikalnoj trećini najmanjeg instrumenta (10/0.04) druge grupe i srednjoj trećini jednog instrumenta (25/0.06) koji je korišćen u preparaciji treće grupe (grafikon 5.12). Promene na instrumentu treće grupe su bile zabeležene i pre upotrebe.



Grafikon 5.13. Zastupljenost defekta MIKROFRAKTURE u MTwo sistemu nakon instrumentacije (objašnjenje grafikona: I grupa- pravi kanali; II grupa- povijeni kanali; III grupa- jako povijeni kanali)

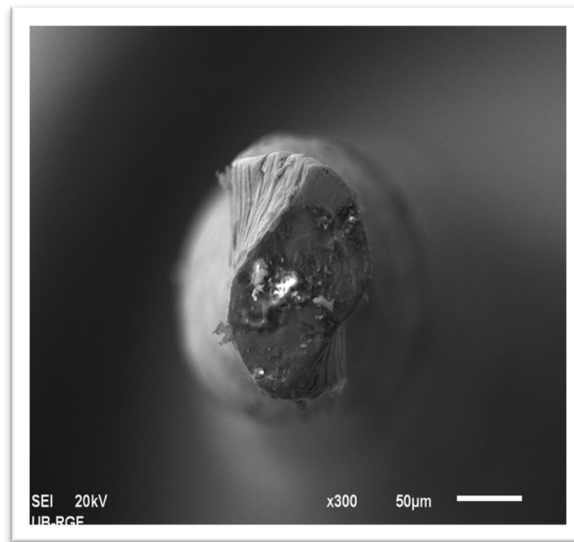
Mikrofraktura je primećena na apikalnoj trećini instrumenta (15/0.05) koji je korišćen za preparaciju u prvoj grupi, i na apikalnoj trećini dva instrumenta treće grupe, (10/0.04 i 15/0.05) (grafikon 5.13). Na istim instrumentima treće grupe (10/0.04 i 15/0.05) zabeležena je i KOMPLETNA FRAKTURA. Na 10/0.04 dužina zalomljenog fragmenta je 1,5mm a na instrumentu 15/0.05 je 0,8mm (slike 5.39-5.44).



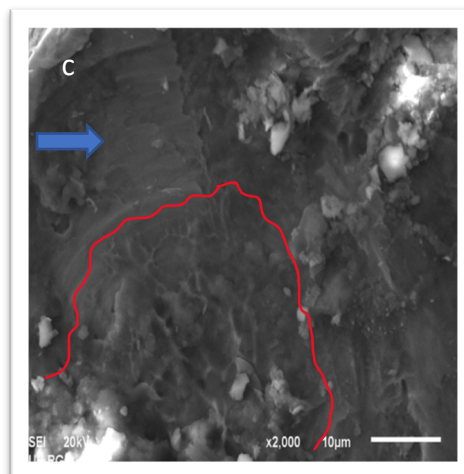
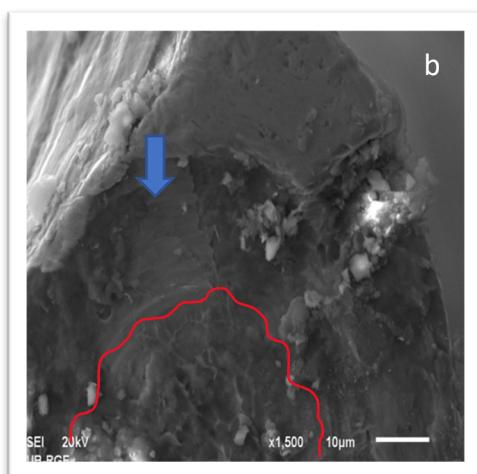
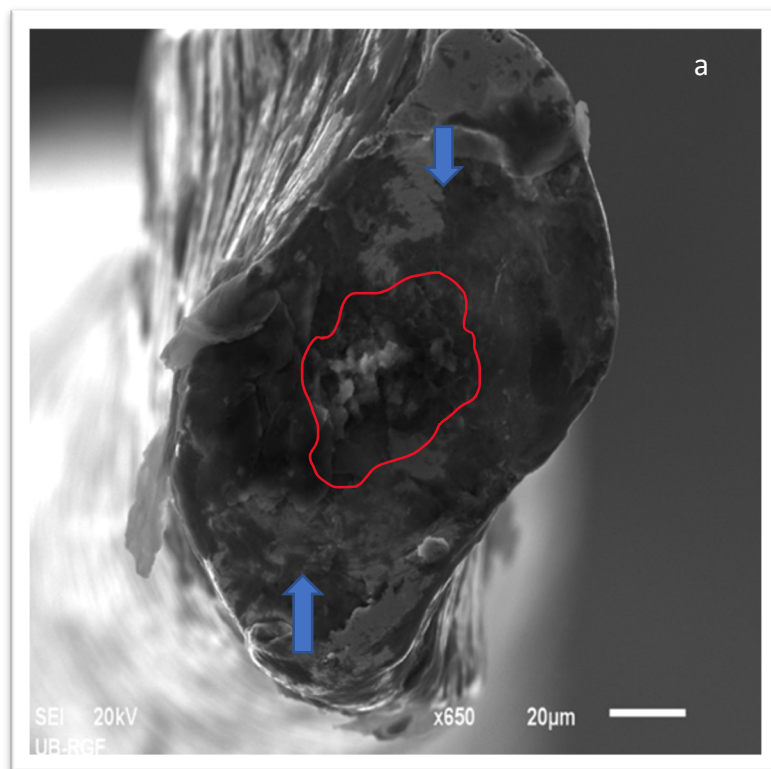
Slika 5.39 SE snimci površine MTwo instrumenta 10/0.04 (uzdužni snimak)

- a) uvećanje X45 na kome se uočavaju promene navoja i kompletna fraktura apikalnog segmenta*
- b) na većem uvećanju istog segmenta (X200) gde se jasnije uočava promena navoja (ispravljanje i odmotavanje navoja) i neravna površina apikalnog segmenta u okolini frakture*
- c) uzdužni SE snimak apikalne frakture (X800) na komej se primećuje mnoštvo mikrofraktura na površini zalomljenog instrumenta.*

Analizirajući SE snimak slika 5.39 (a,b,c) koja pokazuje uzdužni snimak frakturiranog MTwo instrumenta (10/0.04)) uočavaju se promene navoja (ispravljanje i odmotavanje navoja) sa obiljem mikrofraktura na površini zalomljenog instrumenta, posebno u neposrednoj blizini frakture. Ovakve promene na površini instrumenta govore u prilog torzionog tipa frakture.



Slika 5.40. SE snimak MTwo 10/0.04 instrumenta sa kompletnom frakturom (fraktografski snimak na uvećanju x300) na kojoj se uočava razlika u izgledu frakturne površine centralne i površinske zone frakturne površine



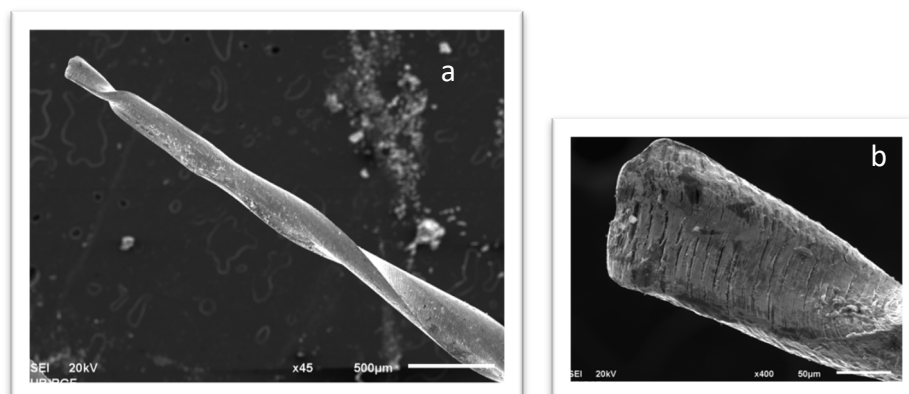
Slika 5.41. SE snimci MTwo 10/0.04 instrumenta sa kompletnom frakturom:

a) frakturna površina instrumenta #10.04 (X650) na kojoj se jasno uočavaju centralne zone sa mikroskopskim rupicama (označene crvenim poljem) i kružni tragovi abrazije na spoljašnjim delovima frakturane površine (označene plavim strelicama); b) frakturna površina instrumenta #10.04 na uvećanju (X1500) gde se takođe uočavaju centralne zone sa mikroskopskim rupicama (označene crvenim poljem) i kružni tragovi abrazije na spoljašnjim delovima frakturane površine (označene plavim strelicama); c) mikrofotografija frakturna površina instrumenta #10.04 na uvećanju (X2000) gde se najjasnije uočavaju centralne zone sa mikroskopskim rupicama (označene crvenim poljem) i kružni tragovi abrazije na spoljašnjim delovima frakturane površine (označene plavim strelicama)

Analizirajući fraktografsku mikrofotografiju, slika 5.41, posebno na uvećanjima X1500 i X2000 uočavaju se centralne zone frakturane površine sa mikroskopskim rupicama (koje su pokazatelj torzionih promena koje su prethodile frakturi instrumenta) i jasni tragovi kružne

abrazije na njenim spoljašnjim delovima. Ovaj fraktografski nalaz, zajedno sa nalazom iz slike 5.41 (uzdužni snimak sa promenama navoja i obiljem mikrofraktura na površini zalomljenog instrumenta) govori u prilog torzionog tipa frakture, ili loma pri smicanju.

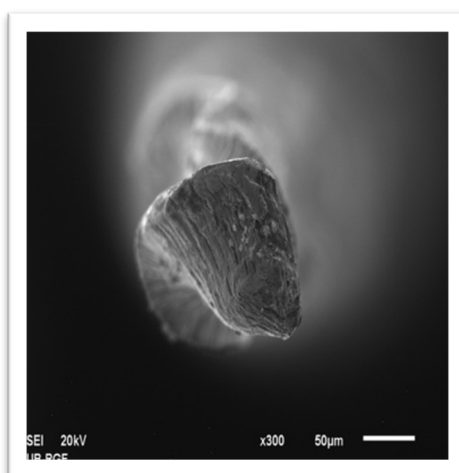
Isti nalaz je uočen i frakturnoj površini Mtwo #15.05 instrumenta.



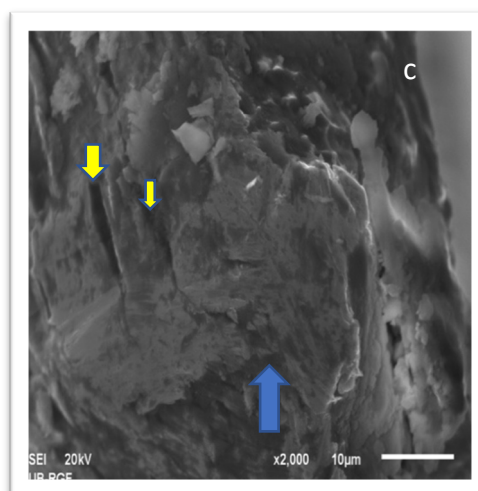
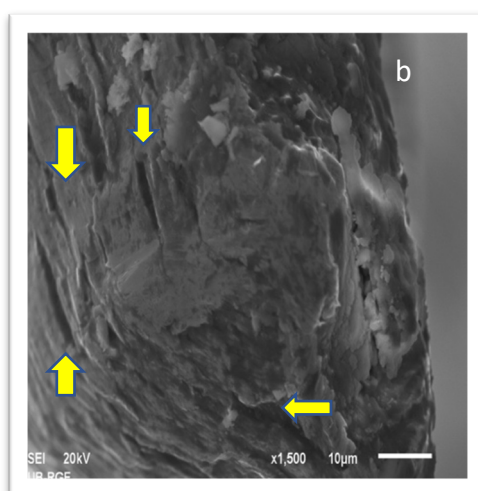
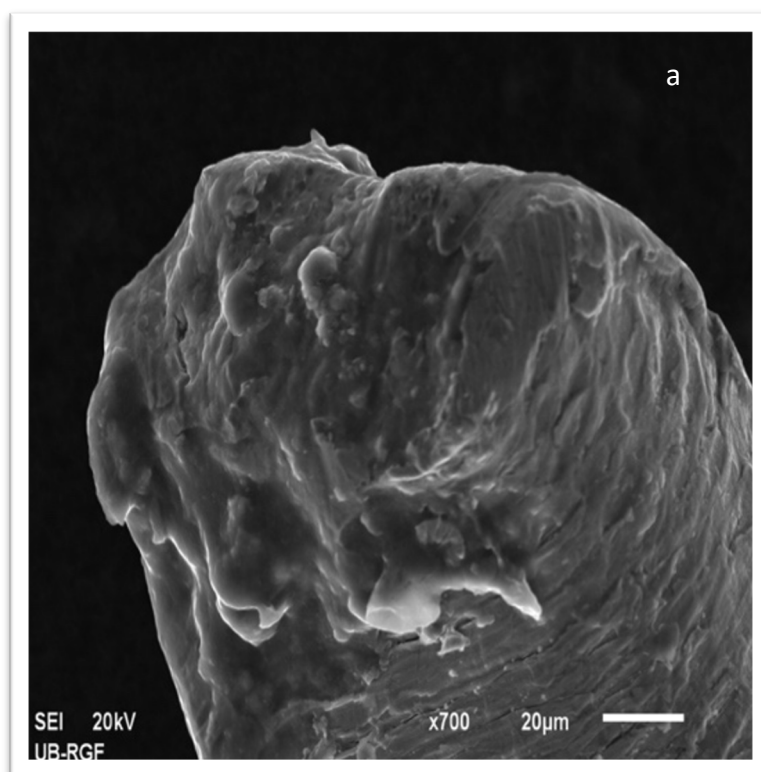
Slika 5.42. SE snimci MTwo instrumenta 15/0.05 (uzdužni snimak):

- a) uvećanje X45 na kome se uočavaju promene navoja (ispravljanje i odmotavanje navoja) i kompletna fraktura apikalnog segmenta
- b) uzdužni SE snimak apikalne frakture (X400) na komj se primećuje mnoštvo mikrofraktura na površini zalomljenog instrumenta.

Analizirajući SE snimke 5.42 (a,b) koje pokazuju uzdužni snimak frakturiranog MTwo instrumenta (15/0.05), takođe se uočavaju promene navoja (ispravljanje i odmotavanje navoja) sa obiljem mikrofraktura na površini zalomljenog instrumenta, posebno u neposrednoj blizini frakture.



Slika 5.43. SE snimak frakturne površine MTwo instrumenta #15/.05 na uvećanju X300, nakojoj se uočava mnoštvo mikrofrakture



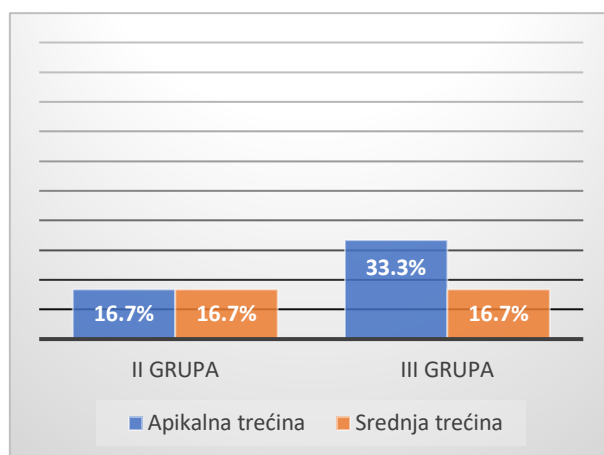
Slika 5.44 SE snimci frakturne površine MTwo instrumenta #15/.05:

a) frakturna površina instrumenta #15/.05 (X700) na kojoj se uočava mnoštvo mikrofraktura i izuzetno kontaminirana površina instrumenta, b) frakturne površina instrumenta #15/.05 (X1500) sa mikrofrakturama (označene žutim strelicama) i kontaminiranim partijama instrumenta c) frakturna površina instrumenta #15/.05 (X2000) na kojoj se prepoznaju i kružni tragovi abrazije (označene plavom strelicom) uz mikrofrakture (označene žutim strelicama)

Analiza fraktografske mikrofotografije instrumenta MTwo #15/.05 (slike 5.43 i 5.44) i uzdužnog SE snimka (slika 5.42), sa promenama navoja, obiljem mikrofraktira i kružnim abrazivnim promenama daje jasan nastanak frakture ovog instrumenta zbog torzionih promena.

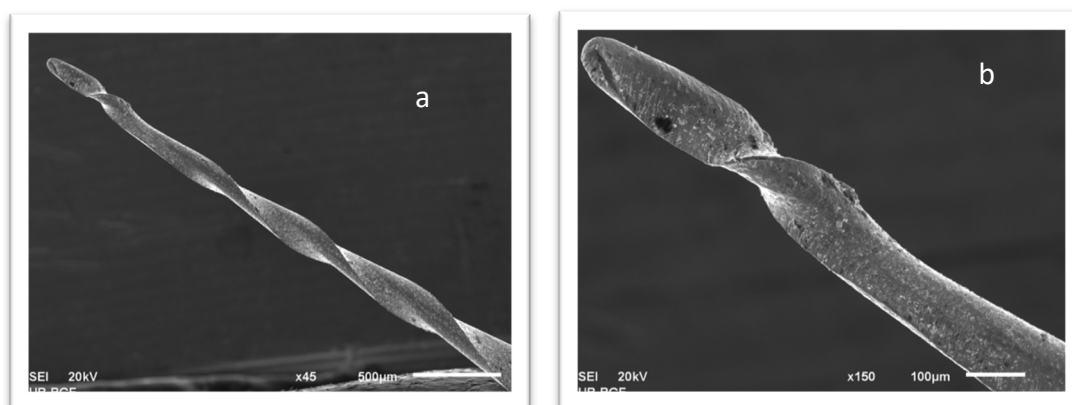
Parametar (van Eggert kriterijuma) koji je zabeležen samo na MTwo instrumentima nakon instrumentacije je odmotavanje, ispravljanje i uvijanje navoja NiTi instrumenata (slike 5.45 i

5.46). Zastupljenost ovog defekta je predstavljena grafikonom 5.11. gde se primećuje odsustvo ovog defekta u prvoj eksperimentalnoj grupi.

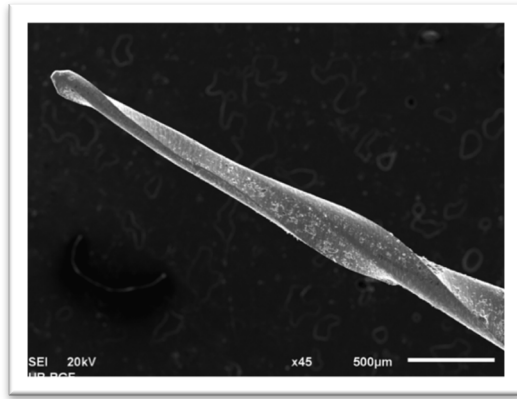


Grafikon 5.14. Zastupljenost defekta PROMENA NAVOJA u MTwo sistemu nakon instrumentacije (objašnjenje grafikona: II grupa- povijeni kanali; III grupa- jako povijeni kanali)

Ova promena je uočena u drugoj eksperimentalnoj grupi na dva instrumenta, na apikalnoj trećini najtanjeg instrumenta (10/0.04) i srednjoj trećini instrumenta (20/0.06); dok je u trećoj grupi uočena na tri instrumenta, na apikalnoj trećini (dva instrumenata, 10/0.04 i 20/0.06) i srednjoj trećini jednog instrumenta (15/0.05).



Slika 5.45. SE snimci: a) MTwo instrumenta (10/0.04 druge grupe na uvećanju X45) na kome se uočavaju promene navoja (odvijanje, ispravljanje); b) apikalnog segmenta MTwo instrumenta (10/0.04 druge grupe na uvećanju X150) na kome se uočavaju promene navoja (odvijanje, ispravljanje);



Slika 5.46. SE snimak apikalnog segmenta MTwo instrumenta (20/0.06 treće grupe na uvećanju X45) na kojoj se uočava ispravljanje navoja

5.3.3. Rezultati SEM analize površine radnog dela ProTaper NiTi instrumenata nakon instrumentacije

Defekti u vidu jamičastih udubljenja i žljebova koji su primećeni na svim analiziranim Pro Taper instrumentima pre upotrebe kao rezultat njihovog proizvodnog procesa, prisutni su i nakon instrumentacije. Defekti u vidu metalnih opiljaka koji su se nalazili u apikalnim (50%) i srednjim trećinama (38,9%) ProTaper instrumenata posle brade kanala nisu detektovani na površinama radnih delova instrumenata. Debris, koji je postojao na apikalnim trećinama svih instrumenata (100%) i srednjim trećinama 55,5% nekorišćenih instrumenata, nakon instrumentacije i sterilizacije prisutan u malim količinama nije analiziran, jer uspeh čišćenja korišćenih instrumenata nije bio jedan od ciljeva ovog rada.

TABELA 5.19. Deformacije na površini radnog dela ProTaper instrumenata nakon instrumentacije

| Tip zatečene deformacije ProTaper | | I grupa (6 instrumenata) | | II grupa (6 instrumenata) | | III grupa (6 instrumenata) | |
|-----------------------------------|--------------------------|-----------------------------|-----------------|------------------------------|-----------------|-------------------------------|-----------------|
| | | apikalna trećina | srednja trećina | apikalna trećina | srednja trećina | apikalna trećina | srednja trećina |
| 1. | Bez vidljivih defekata | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 2. | Jamičasta udubljenja | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% |
| 3. | Žljebovi | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% |
| 4. | Mikrofrakture | 0 | 0 | 0 | 0 | 23,3% | 0 |
| 5. | Kompletne frakture | 0 | 0 | 0 | 0 | 16,7% | 0 |
| 6. | Metalna uglanost | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 7. | Metalni opiljci | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 8. | Zatupljene sečivne ivice | 0 | 0 | 3 50% | 0 | 4 66,7% | 0 |
| 9. | Prekid sečivne ivice | 1 16,7% | 1 16,7% | 0 | 2 33,3% | 0 | 0 |
| 10. | Korozija | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% |
| 11. | Debris | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

U odnosu na nove ProTaper instrumente, gde je zabeležena pojava korozije u prvoj eksperimentalnoj grupi na apikalnoj trećini Sx instrumenta i na apikalnoj i srednjoj trećini S2 instrumenta; kao i na srednjoj trećini jednog instrumenta (S1) treće grupe, nakon hemomehaničke obrade, na svim upotrebljenim instrumenti su bili primećeni korozivni defekti (100%) (tabela 5.19).

TABELA 5.20. Zatečene deformacije na površini radnog nakon instrumentacije na ProTaper instrumentima

| Inst. | Igrupa | | IIgrupa | | IIIgrupa | |
|-------|-------------|-------------|-----------------|-------------|---|---------|
| | apikalna | srednja | apikalna | srednja | apikalna | srednja |
| Sx | | | -zatupljena s.i | | -zatupljena s.i | |
| S1 | -prekid s.i | -prekid s.i | | | -zatupljena s.i | |
| S2 | | | | | -zatupljena s.i | |
| F1 | | | -zatupljena s.i | -prekid s.i | -zatupljena s.i -mikrifraktura | |
| F2 | | | -zatupljena s.i | -prekid s.i | -mikrofraktura -KOMLETNA FRAKTURA | |
| F3 | | | | | | |

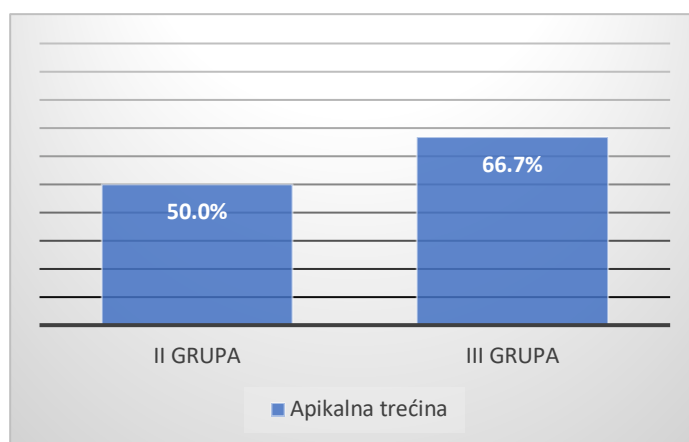
Promene na površini ProTaper NiTi rotirajućih instrumenata nakon instrumentacije su date u tabeli 5.20. Najučestaliji tip defekta koji se ispoljava nakon instrumentacije na površini radnog dela ProTaper seta je nakon korozije, pojava zatupljenosti sečivne ivice. Ovaj tip defekta se uočava na instrumentima koji su korićeni za preparaciju povijenih i jako povijenih sistema (u drugoj eksperimentalnoj grupi, na apikalnim površinama tri instrumenta (Sx, F1 i F2) i na apikalnoj površini četiri instrumenta treće eksperimentalne grupe (SX, S1, S2 i F1)). Prekid sečivne ivice se uočava na srednjim trećinama dva instrumenta (F1 i F2) u grupi sa povijenim kanalima.

Analizom ProTaper instrumenata nakon instrumentacije primećena je mikrofraktura na apikalnoj trećini F1 instrumenta treće eksperimentalne grupe, a na instrumentu F2 iste grupe je uočena i mikrofraktura i kompletna fraktura, sa dužinom frakturiranog fragmenta od 0,1mm. Prikaz apeksne obrade ProTaper instrumentuma po grupama je dat u Tabeli 5.21. Prateći uputstva proizvođača u PRVOJ grupi uzoraka obrada apeksnog segmenta je završena F3 turpijom, u DRUGOJ, sedam uzoraka sa F3 a tri uzorka sa F2, dok je u TREĆOJ grupi obrada apeksne trećine sprovedena turpijom F3 na dva uzorka, F2 na šest uzoraka i turpijom

Tabela 5.21. Prikaz apeksne obrade ProTaper instrumentuma po grupama

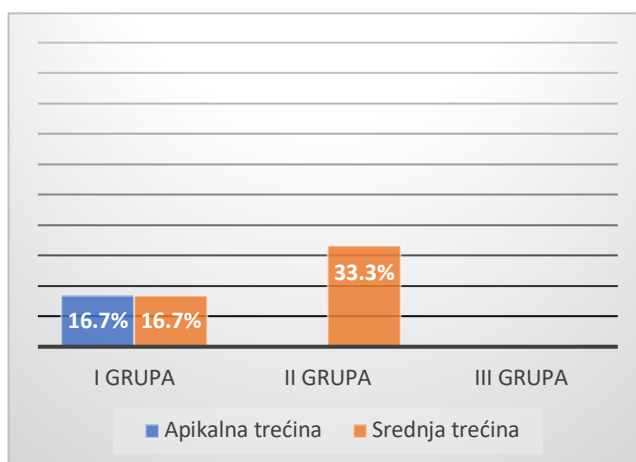
| | I grupa | II grupa | III grupa |
|----|-------------------|-----------------|-----------------|
| F1 | | | 20% 2 kanala |
| F2 | | 30% 3kanala | 60% 6 kanala |
| F3 | 100% 10 kanala | 70% 7 kanala | 20% 2 kanala |

F1 na dva uzorka. Preparacijom na desetom uzorku došlo je do kompletne frakture finišera F2 (tabela 5.21).



Grafikon 5.15. Zastupljenost defekta ZATUPLJENE SEČIVNE IVICE u ProTaper sistemu nakon instrumentacije konfiguracije (objašnjenje grafikona: II grupa- povijeni kanali; III grupa- jako povijeni kanali)

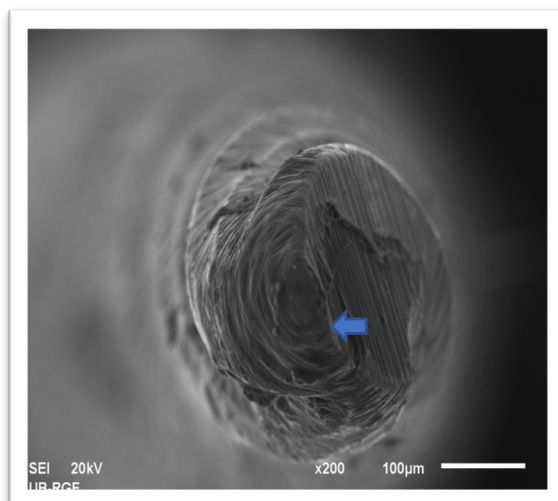
Najučestaliji tip defekta koji se ispoljava nakon instrumentacije na ProTaper instrumentima je pojava zatupljenosti sečivne ivice. Ovaj defekt je zabeležen u drugoj eksperimentalnoj grupi, na apikalnim površinama tri instrumenta (Sx, F1 i F2) i na apikalnoj površini četiri instrumenta treće eksperimentalne grupe (SX, S1, S2 i F1) (grafikon 5.15).



Grafikon 5.16. Zastupljenost defekta PREKID SEČIVNE IVICE u ProTaper sistemu nakon instrumentacije (objašnjenje grafikona: I grupa-pravi kanali; II grupa- povijeni kanali; III grupa- jako povijeni kanali).

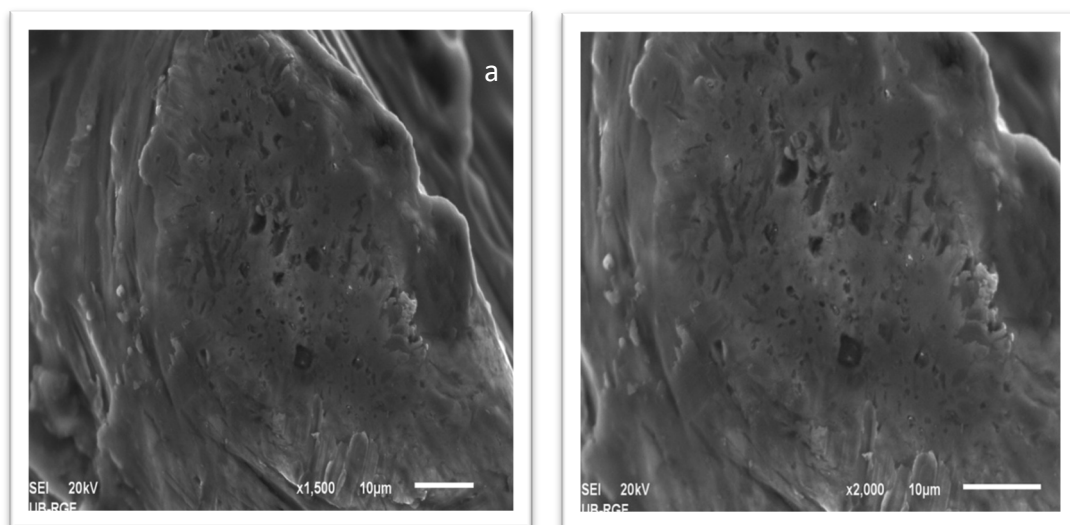
Osim prekida sečivne ivice koji je uočen na novom S1 instrumentu prve eksperimentalne grupe, nakon instrumentacije ovaj defekt je uočen na srednjim trećinama dva instrumenta druge grupe (F1 i F2) (grafikon 5.16).

Mikrofraktura je primećena na apikalnoj trećini dva instrumenta (F1 i F2) treće eksperimentalne grupe, dok Protaper instrumenti nakon upotrebe nisu imali defekte u vidu metalne uglačanosti. Kompletna fraktura je zatečena u apikalnoj trećini F2 instrumenta treće eksperimentalne grupe, a dužina frakturiranog vrha je 0,1mm.



Slika 5.47. SE snimak instrumenta F2 treće grupe (SEM analiza uvećanje x200) na kome se uočava fraktura sa prisustvom zamornih traka (označene plavom strelicom)

Na frakturnoj površini ProTaper F2 instrumenta identifikuje se zamorne trake koje su karakteristične za ciklični zamor materijala (slika 5.48). Na većim uvećanjima vide se klasteri skoro paralelnih tragova cikličnog opterećenja. Ovaj nalaz je u korelaciji sa nalazom literaturnih navoda

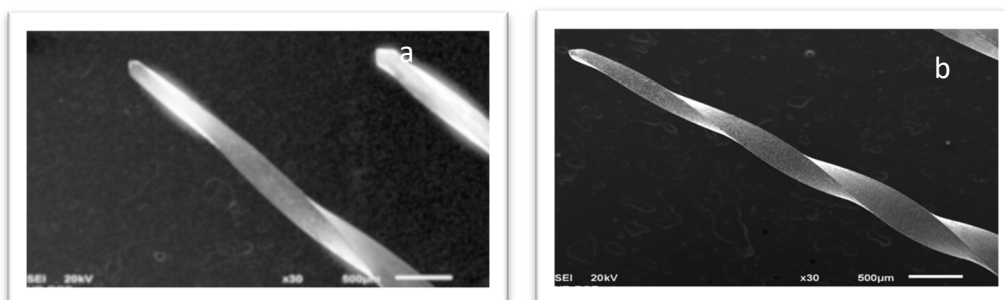


Slika 5.48. SE snimci: a) ProTaper instrumenta (F2 treće grupe na uvećanju X1500); b) ProTaper instrumenta (F2 treće grupe na uvećanju X2000); na kojima se jasnije uočavaju zamorne trake u vidu klastera skoro paralelnih tragova cikličnog opterećenja

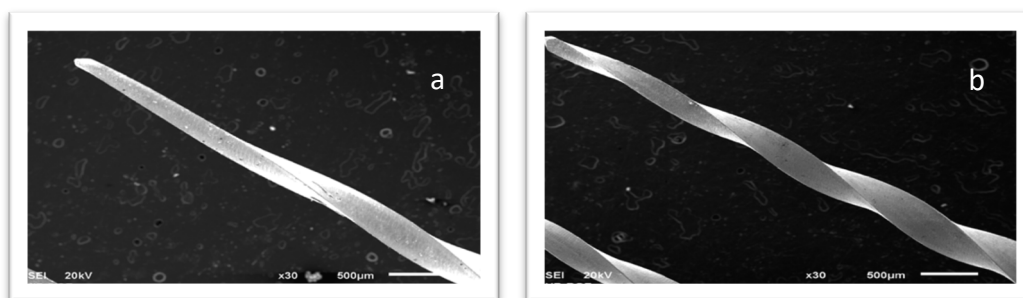
Analiza fraktografskih SE snimaka mikrofotografija ProTaper F2 instrumenta (slike 5.47 i 5.48) potvrđuje ciklični zamor kao dominantan faktor u nastanku njegove frakture. SE snimci poprečnog preseka ovog instrumenta pokazuju tipične karakteristike frakture usled cikličnog zamora sa zonom zona brzog loma vlaknastog izgleda.

5.3.4. Rezultati SEM analize površine radnog dela HyFlex NiTi instrumenata nakon instrumentacije

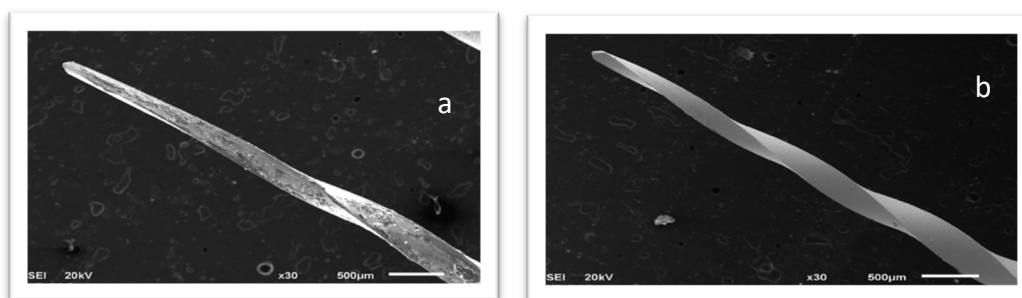
HyFlex instrumenti primenjeni u ovoj studiji podvrgnuti su morfološkoj SEM analizi odmah nakon instrumentacije (pre izlaganja temperaturnom oporavku) i nakon sterilizacije u svrhu detekcije trajnih deformacija. Neposredno nakon instrumentacije deformacije navoja su uočene na 83,3% instrumenata. Nakon sterilizacije na 83,3 % instrumenata je zabeležen potpun oporavak. (slike 5.49-5.51). Ovaj tip defekta je perzistirao na apikalnim trećinama tri najtanja instrumenta treće eksperimentalne grupe.



Slika 5.49. SE snimci: a) HyFlex instrumenta prve grupe pre sterilizacije
b) istog instrumenta posle sterilizacije



Slika 5.50. SE snimci: a) HyFlex instrumenta druge grupe pre sterilizacije
b) istog instrumenta posle sterilizacije



Slika 5.51. SE snimci: a) HyFlex instrumenta treće grupe pre sterilizacije
b) istog instrumenta posle sterilizacije

Defekti u vidu žljebova koji su primećeni na svim analiziranim HyFlex instrumentima pre upotrebe kao rezultat njihovog proizvodnog procesa, prisutni su i nakon instrumentacije (tabela 5.21).

Metalni opiljci koji su pronađeni samo na jednom nekorišćenom instrumentu (25/.04) druge grupe posle obrade kanala nisu detektovani na površinama radnih delova instrumenata.

Debris, koji je postojao u apikalnim i srednjim trećinama svih 100% HyFlex nekorišćenih instrumenata, nakon instrumentacije i sterilizacije prisutan u maloj količini, nije analiziran jer uspeh čišćenja korišćenih instrumenata nije bio jedan od ciljeva ovog rada. Prikaz apeksne obrade HyFlex instrumentuma po grupama je dat u tabeli 5.22.

Tabela 5.22. Prikaz apeksne obrade HyFlex instrumentuma po grupama

| | I grupa | II grupa | III grupa |
|--------|-------------------|-----------------|-----------------|
| 40/.04 | 100% 10 kanala | | |
| 30/.04 | | 80% 8kanala | 50% 5 kanala |
| 20/.06 | | 20% 2 kanala | 50% 5 kanala |

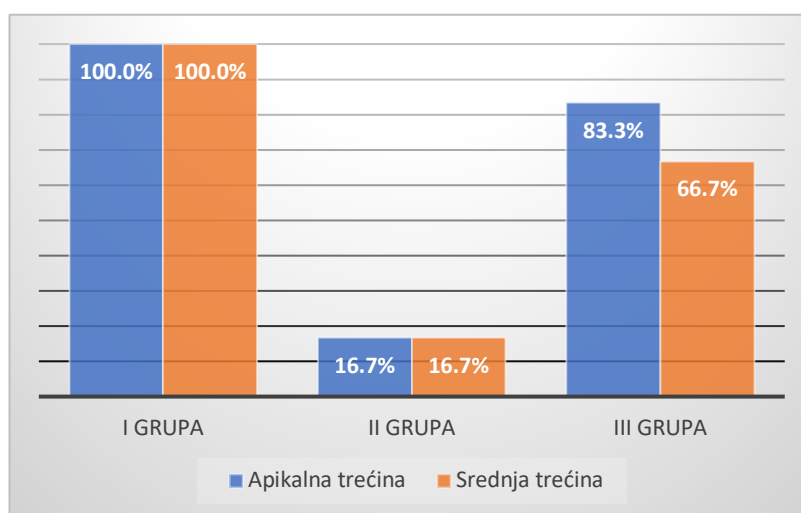
Prateći uputstva proizvođača u PRVOJ grupi na 10 uzoraka obrada apeksnog segmenta je završena instrumentima 40/.04, u DRUGOJ, osam uzoraka (80%) sa instrumentom 30/.04 a dva uzorka (20%) sa instrumentom 20/.06. U TREĆOJ grupi obrada apeksne trećine sprovedena turpijom 30/.04 na pet uzoraka (50%), a instrumentom 20/.06 na pet uzoraka (50%).

Zatečene deformacije na površini radnog dela HyFlex seta nakon instrumentacije i sterilizacije (raspodela po eksperimentalnim grupama) prezentonane su u tabeli 5.23.

TABELA 5.23. Deformacije na površini radnog dela HyFlex instrumenata nakon instrumentacije i sterilizacije

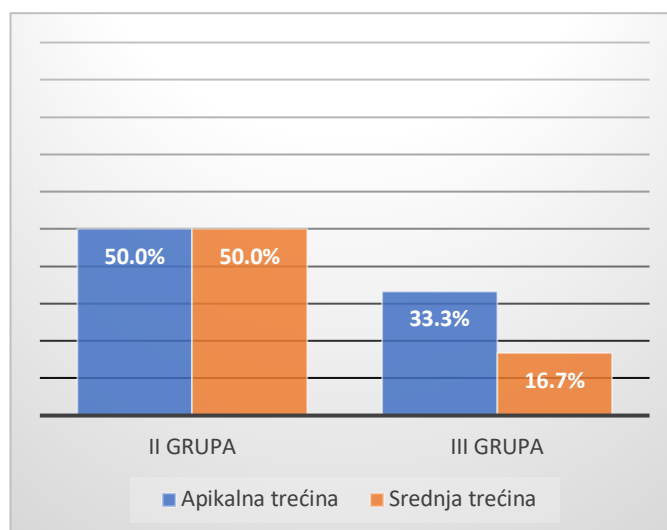
| Tip zatečene deformacije HyFlex | | I grupa (6 instrumenata) | | II grupa (6 instrumenata) | | III grupa (6 instrumenata) | |
|---------------------------------|--------------------------|-----------------------------|-----------------|------------------------------|-----------------|-------------------------------|-----------------|
| | | apikalna trećina | srednja trećina | apikalna trećina | srednja trećina | apikalna trećina | srednja trećina |
| 1. | Bez vidljivih defekata | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 2. | Jamičasta udubljenja | 0 | 0 | 0 | 1 16,7% | 0 | 0 |
| 3. | Žljebovi | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% | 6 100% |
| 4. | Mikrofrakture | 0 | 0 | 0 | 1 16,7% | 1 16,7% | 0 |
| 5. | Kompletne frakture | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 6. | Metalna uglačanost | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 7. | Metalni opiljci | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 8. | Zatupljene sečivne ivice | 0 | 0 | 3 50% | 3 50% | 2 33,3% | 1 16,7% |
| 9. | Prekid sečivne ivice | 0 | 0 | 1 16,7% | 0 | 0 | 0 |
| 10. | Korozija | 6 100% | 6 100% | 1 16,7% | 1 16,7% | 5 83,3% | 4 66,7% |
| 11. | Debris | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

Najučestaliji tip defekta koji se ispoljava nakon instrumentacije na Hyflex instrumentima je pojava korozije. Na novim, nekorišćenim instrinstrumentima nije notirana pojava instrumenta sa ovim defektom, dok se nakon instrumentacije značajno uvećava



Grafikon 5.17. Zastupljenost defekta KOROZIJA u HyFlex sistemu nakon instrumentacije (objašnjenje grafikona: I grupa- pravi kanali; II grupa- povijeni kanali; III grupa- jako povijeni kanali)

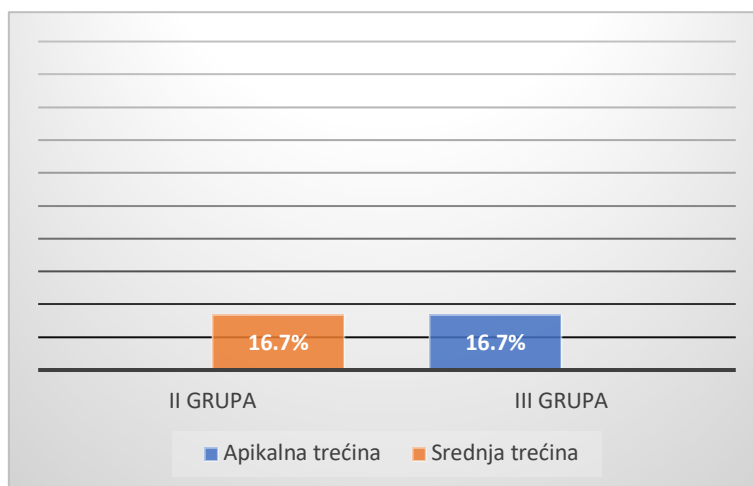
Korozija je zabeležena na svim instrumentima prve grupe, i na apikalnim i na srednjim segmentima instrumenata; u drugoj grupi se javlja na apikalnoj trećini jednog (04/30) i srednjoj trećini drugog instrumenta (04/40), dok je u trećoj grupi instrumenata zabeležena na apikalnoj trećini pet instrumenata (08/25, 04/25, 06/20, 04/30, 04/40) i srednjoj trećini četiri instrumenta (08/25, 04/25, 06/20, 04/30) (tabela 5.23, grafikon 5.17).



Grafikon 5.18. Zastupljenost defekta ZATUPLJENE SEČIVNE IVICE u HyFlex sistemu nakon instrumentacije (objašnjenje grafikona: II grupa- povijeni kanali; III grupa- jako povijeni kanali)

Zatupljena sečivna ivica je zabeležena nakon upotrebe Hyflex instrumenata u drugoj eksperimentalnoj grupi na apikalnim trećinama tri instrumenta (08/25, 06/20, 04/40)

i srednjoj trećini tri instrumenta (08/25, 06/20, 04/30,); a u trećoj eksperimentalnij grupi (08/25, 06/20, 04/30,) na apikalnoj trećini dva instrumenta (04/20, 04/25) i na srednjoj trećini najkoničnijeg instrumenta (08/25) (tabela 5.23, grafikon 5.18). Prekid kontinuiteta sečivne ivice je uočen na apikalnoj trećini jednog instrumenta druge grupe (04/25). Pojava jamičastih udubljenja je takođe registrovana na jednom instrumentu druge grupe (04/20) na njegovoj srednjoj trećini.



Grafikon 5.19. Zastupljenost defekta MIKROFRAKTURE u HyFlex sistemu nakon instrumentacije u tri različite kanalne konfiguracije (objašnjenje grafikona: I grupa-pravi kanali; II grupa- povijeni kanali; III grupa- jako povijeni kanali)

Pored mikrofrakture koja je primećena na srednjoj trećini nekorišćenog najkoničnijeg instrumenta druge grupe (08/25) nakon instrumentacije uočena je mikrofraktura na instrumentu iste veličine 08/25 koji je korišćen za preparaciju u trećoj grupi. HyFlex instrumenti nakon upotrebe nisu imali defekte u vidu metalne uglačanosti i kompletne frakture (tabela 5.23, grafikon 5.19).

5.3.5. Rezultati SEM analize površine radnog dela BioRaCe NiTi instrumenata nakon instrumentacije

Metalni opiljci koji su pronađeni na nekorišćenim BioRaCe instrumentima posle obrade kanala nisu detektovani na površinama radnih delova instrumenata a debris, koji je postojao maloj količini na malom broju instrumenata nakon instrumentacije i sterilizacije nije analiziran, jer uspeh čišćenja korišćenih instrumenata nije bio jedan od ciljeva ovog rada. Analizom BioRaCe instrumenata nakon njihove instrumentacije nisu uočeni defekti tipa jamičastih udubljenja, mikrofraktura, metalne uglačanosti i korozije (tabela 5.24).

TABELA 5.24. Zatečene deformacije na površini radnog dela nakon instrumentacije na BioRaCe instrumentima (raspodela po eksperimentalnim grupama)

| Tip zatečene deformacije BioRaCE | | I grupa (6 instrumenata) | | II grupa (6 instrumenata) | | III grupa (6 instrumenata) | |
|----------------------------------|--------------------------|-----------------------------|--------------------|------------------------------|--------------------|-------------------------------|--------------------|
| | | apikalna trećina | srednja trećina | apikalna trećina | srednja trećina | apikalna trećina | srednja trećina |
| 1. | Bez vidljivih defekata | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 2. | Jamičasta udubljenja | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 3. | Žljebovi | 2 33,3% | 2 33,3% | 2 33,3% | 2 33,3% | 3 50% | 2 33,3% |
| 4. | Mikrofrakture | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 5. | Kompletne frakture | 0 | 0 | 1 16,7% | 0 | 1 16,7% | 0 |
| 6. | Metalna uglačanost | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 7. | Metalni opiljci | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 8. | Zatupljene sečivne ivice | 0 | 1 16,7% | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 9. | Prekid sečivne ivice | 0 | 0 | 0 | 1 16,7% | 0 | 0 |
| 10. | Korozija | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 11. | Debris | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 12. | Promena I navoja | 0 | 0 | 1 16,7% | 0 | 1 16,7% | 0 |

Defekti u vidu žljebova koji su primećeni na analiziranim BioRaCe instrumentima pre upotrebe prisutni su i nakon instrumentacije, a njihova pojava je uvećana nakon instrumentacije. Tačna zastupljenost defekata površine radnog dela u setu BioRaCe instrumenata je dana u tabeli 4.25. U prvoj grupi su žljebovi zabeleženi na jednom novom, nekorišćenom instrumentu (Br 3, 6%-25) na apikalnoj i srednjoj trećini instrumenta, dok se nakon instrumentacije ovaj defekt zatiče i na apikalnoj i srednjoj površini najdebljeg instrumenta ove grupe (Br 5, 4%-40); u drugoj grupi nisu identifikovani novi žljebovi nakon instrumentacije, samo oni koji su postijali i pre, na apikalnoj i srednjoj trećini dva instrumenta (Br 3. 6%-25 i Br 5. 4%-40), kao i u trećoj grupi, gde nije zabeležena pojava novih žljebova, sem onih koji su detektovani na površini novih a to su: apikalne trećine tri instrumenta (Br 3. 6%-25, Br 4. 4%-35 i Br 5. 4%-40) i srednje trećine dva instrumenta (Br 3. 6%-25 i Br 5. 4%-40).

TABELA 5.25. Deformacije na površini radnog dela BioRaCe instrumenata nakon instrumentacije

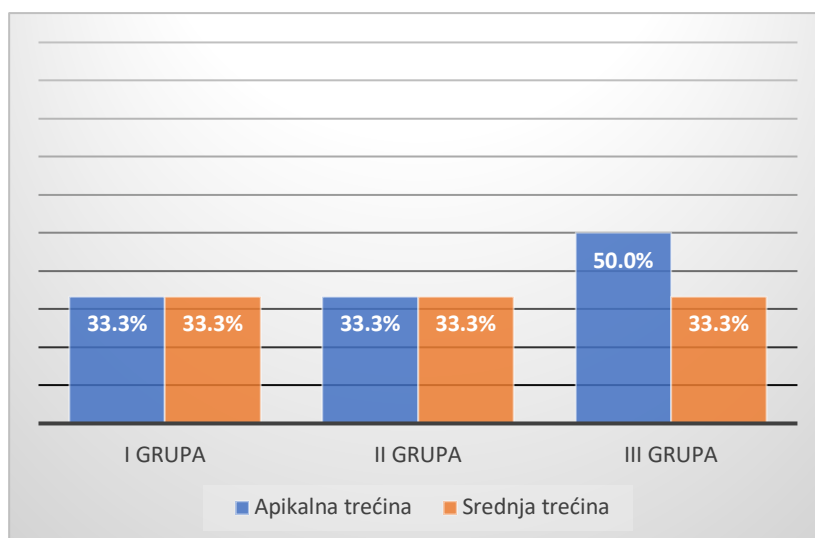
| | I grupa | | II grupa | | III grupa | |
|------|-----------|---------------------------------|------------------------|------------------------------------|---|-----------|
| | apikalna | srednja | apikalna | srednja | apikalna | srednja |
| Br.0 | | | | | | |
| Br.1 | | | - promene navoja | | KOMPLETNA FRAKTURA -promene navoja | |
| Br.2 | | | | - KOMPLETNA FRAKTURA | | |
| Br.3 | -žljebovi | -žljebovi | -žljebovi | -žljebovi -prekid s.i | -žljebovi | -žljebovi |
| Br.4 | | | | | -žljebovi | - |
| Br.5 | -žljebovi | -žljebovi -zatupljena s.i | -žljebovi | -žljebovi | -žljebovi | -žljebovi |

Tačan prikaz dimenzije apikalne preparacije u različitim eksperimentalnim grupama je dat u tabeli 5.26.

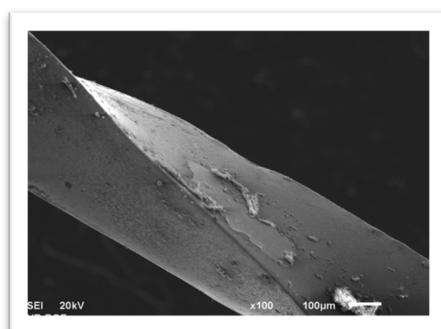
TABELA 5.26. Prikaz apeksne preparacije za BioRaCe set

| | I grupa | II grupa | III grupa |
|-----|--------------------|--------------------|--------------------|
| Br3 | | 70% 7 kanala | 90% 9 kanala |
| Br4 | 100% 10 kanala | 20% 2kanala | Krunična obrada |
| Br5 | Krunična obrada | Krunična obrada | Krunična obrada |

Instrument Br.4 je korišćen za efikasniju apeksnu obradu samo u PRVOJ GRUPI (svih uzoraka), a BR.5 za povećanje koničnosti i volumena kruničnog endodontskog prostora u svim grupama. Preparacija apeksnog segmenta u DRUGOJ grupi izvedena je na dva uzorka instrumentom Br.4, a sedam uzoraka instrumentom Br.3; dok se na desetom uzorku dogodio lom instrumenta Br.2. U TREĆOJ grupi obrada apikalnog dela sprovedena je turpijom Br.3 na devet uzoraka, dok je na desetom uzorku zalomljen instrument Br.1 (tabela 5.26).



Grafikon 5.20. Zastupljenost defekta ŽLJEBOVI u BioRace sistemu nakon instrumentacije (objašnjenje grafikona: I grupa-pravi kanali; II grupa- povijeni kanali; III grupa- jako povijeni kanali)

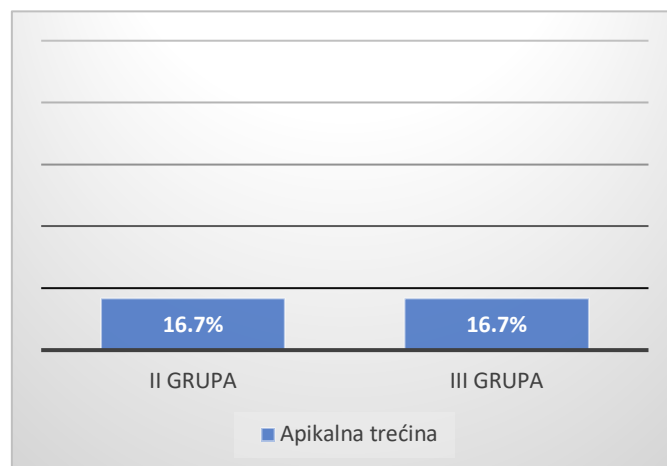


Slika 5.52. SE snimak površine BioRaCe instrumenta prve grupe (instrument Br5.) na kom se uočava defekt u vidu zatupljene sečivne ivice

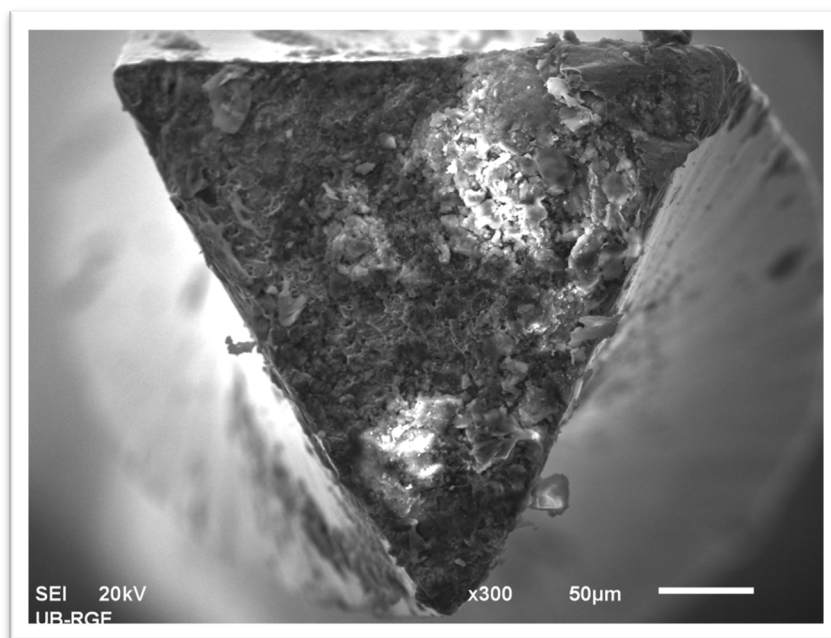
Zatupljena sečivna ivica je zabeležena nakon upotrebe BioRace instrumenata samo na jednom, najdebljem instrumentu u prvoj eksperimentalnoj grupi, na njegovoj srednjoj trećini (Br5.4%-40) (tabela 5.25, grafikon 5.20, slika 5.52).

Prekid kontinuiteta sečivne ivice je uočen na srednjoj trećini jednog BioRaCe instrumenta druge grupe (Br3. 6%-25).

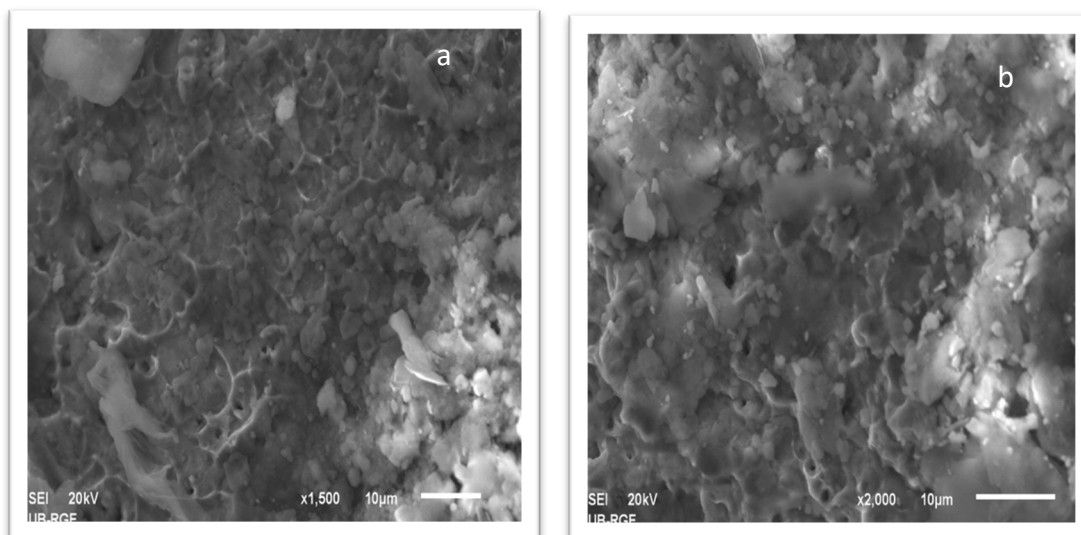
Kompletne frakture su uočena na dva instrumenta: na apikalnoj trećini instrumenta Br2.4%-25 u drugoj grupi i na apikalnoj trećini instrumenta Br1. 5%-15 u trećoj eksperimentalnoj grupi. Veličina zalomljenog dela na instrumentu Br2.4%-25 u drugoj grupi je bio 1mm, dok je veličina zalomljenog dela instrumenta Br1. 5%-15 u trećoj eksperimentalnoj grupi iznosila 4mm.



Grafikon 5.21. Zastupljenost defekta **KOMPLETNE FRAKTURE** u BioRaCe sistemu nakon instrumentacije (objašnjenje grafikona: II grupa- povijeni kanali; III grupa- jako povijeni kanali).



Slika 5.53. SE snimak BioRaCe instrumenta Br1. 5%-15 treće grupe na kom se uočava **kompletna fraktura** (poprečni snimak frakturnog dela)(X300)



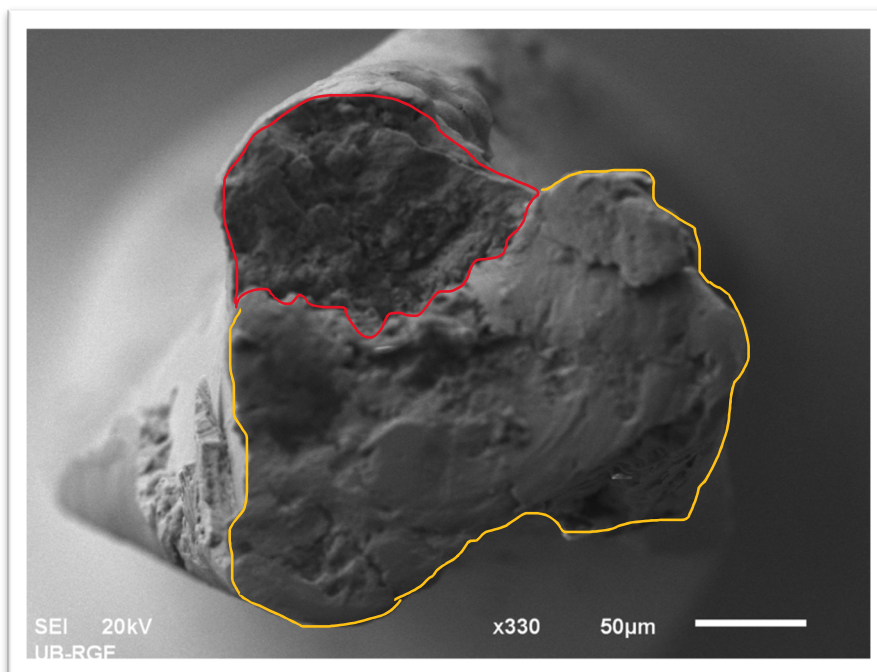
Slika 5.54. SE snimci BioRaCe instrumenta Br1. 5%-15 treće grupe:

a) frakturna površina BioRaCe instrumenta Br1. 5%-15 treće eksperimentalne grupe (SEM x1500)

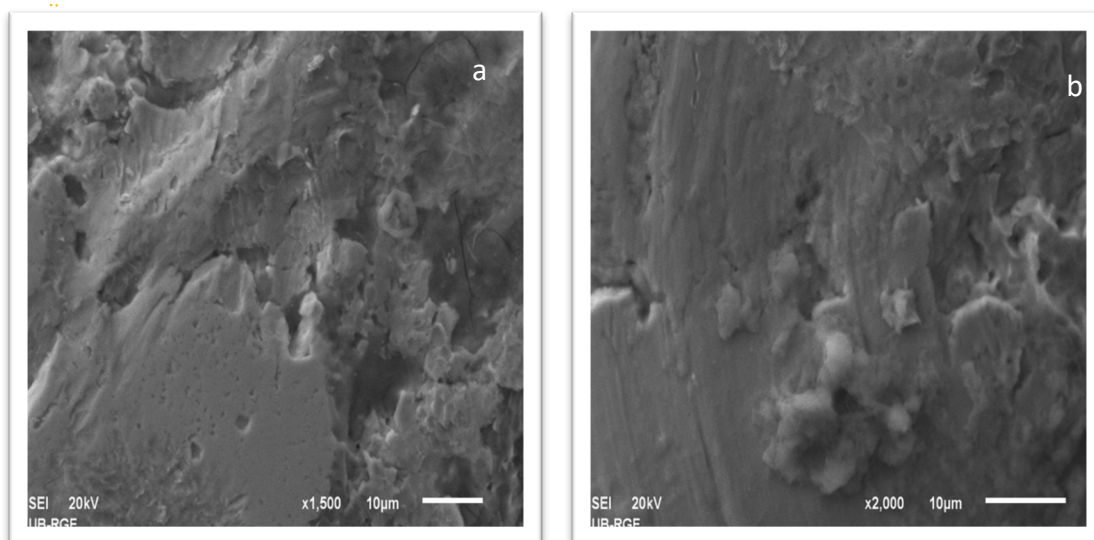
b) frakturna površina BioRaCe instrumenta Br1. 5%-15 treće eksperimentalne grupe (SEM x2000) na kojima se uočava mnoštvo mikroskopskih rupica

Fraktografskom analizom mikrofotografija frakturne površine instrumenta Br1. 5%-15, posebno na većim uvećanjima na većim uvećanjima (slike 5.53 i 5.54, a i b) uočava se klasična slika torzione frakture. Predeli mikroskopskih rupica ukazuju na tozionu promenu tokom poslednje faze brzog širenja pukotine. To su znaci trenutnog preloma zbog preopterećenja u poslednjem ciklusu rada.

Analizom mikrofotografija frakturne površine instrumenta Br2. 4%-25 (slika 5.55 i slika 5.56) primećuju se zone koje odgovaraju torzionom opterećenju (zona ograničena crvenom bojom) i zone cikličnog zamora (ograničene žutom bojom). Zanimljivo je da veća površina zahvata promene nastale zamorom materijala, koje su se prve javile a njihovom daljom propagacijom uslovile brzo lomljenje instrumenta u poslednjem ciklusu. Predeo mikroskopskih rupica (znak torzionih promena) se uočava samo na jednom uglu frakturne površine (zona ograničena crvenom bojom na slici 5.55).

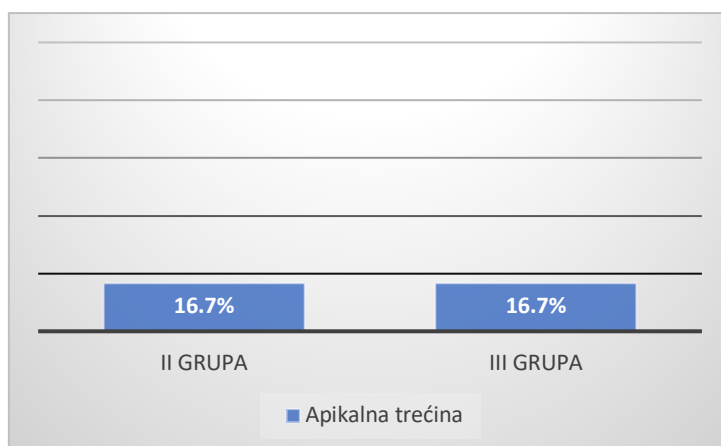


Slika 5.55. SE snimak frakturane površine BioRaCe instrumenta Br2. 4%-25 druge eksperimentalne grupe (SEM x 250), na kojoj se vide zone cikličnog opterećenja (označene žutim poljem) i torzionih promena (označene crvenim poljem)



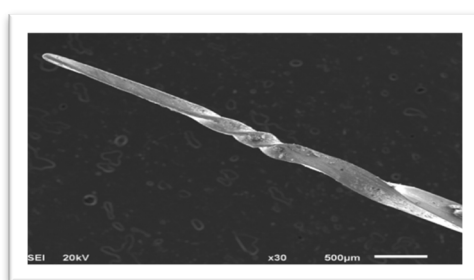
Slika 5.56. SE snimci frakturane površine BioRaCe instrumenta Br2. 4%-25 druge eksperimentalne grupe:

- a) frakturna površina BioRaCe instrumenta Br2. 4%-25 druge eksperimentalne grupe (SEM x1500
- b) frakturna površina BioRaCe instrumenta Br2. 4%-25 druge eksperimentalne grupe (SEM x2000) na kojima se uočavaju zamorne trake nastale tokom cikličnog opterećenja instrumenta

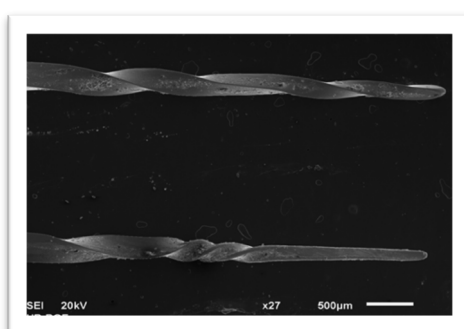


Grafikon 5.22 . Zastupljenost defekta PROMENE NAVOJA u Bio Race sistemu nakon instrumentacije (objašnjenje grafikona: II grupa- povijeni kanali; III grupa- jako povijeni kanali)

Pojava odmotavanja, ispravljanja i uvijanja navoja se uočava na apikalnoj trećini instrumenata (Br1. 5%-15) u drugoj i trećoj eksperimentalnoj grupi (slike 5.57 i 5.59).



Slika 5.57. SE snimka instrumenta BioRace BR.1 druge grupe na kojoj se uočavaju sa promene Navoja



Slika 5.58. SE snimka instrumenta BR.1 prve i treće grupe na kome se uočavaju promene navoja na instrumentu treće grupe

Statističkom analizom rezultata dobijenih skening elektronskom mikroskopijom nakon instrumentacije Fisher testom, (za $p < 0,05$) uočeno je da:

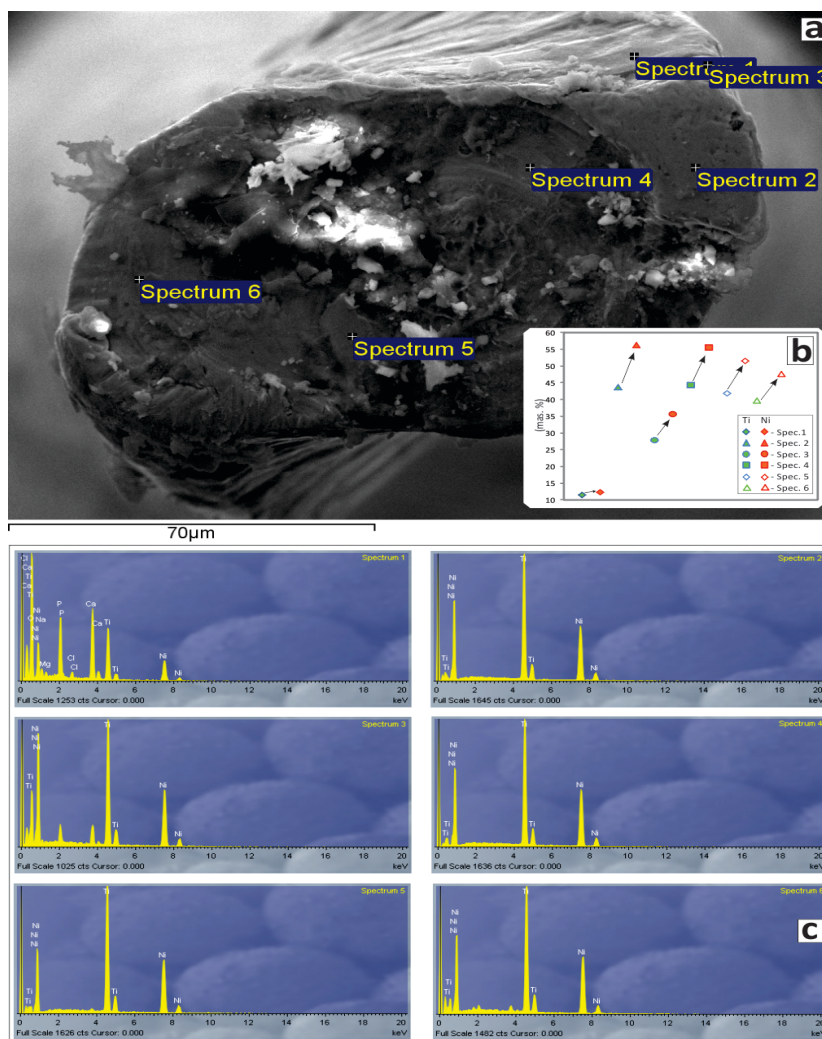
- ne postoji statistički značajna razlika između novih i korišćenih instrumenata iza apikalni i srednji segment, istog instrumenta, iste deformacije i iste eksperimentalne grupe;
- nema statistički značajnih razlika između novih i korišćenih instrumenata, i između grupa za istu promenu i istu površinu instrumenta, apikalnu, odnosno, srednju;
- jedina promena koja ukazuje na statističku značajnost je pojava korozije nakon instrumentacije. Ova razlika je utvrđena između novih i korišćenih K3 instrumenata u svim grupama, za obe analizirane površine; između novih i korišćenih ProTaper instrumenata u svim grupama i trećinama (osim u prvoj grupi apikalnu trećinu) i između novih i korišćenih HyFlex instrumenata u prvoj grupi za obe trećine i u trećoj grupi za apikalnu trećinu;
- u svim ostalim slučajevima promene nastale nakon korišćenja instrumenata nisu statistički značajne u odnosu na promene na površinama novih i nekorišćenih NiTi instrumenata.

5.3.6. SEM-EDS analiza frakturnih površina ispitivanih NiTi rotirajućih instrumenata

Poprečni preseki frakturnih površina NiTi instrumenata su podvrgnuti EDS proveri i rezultati ove analize su dati u tabelama 5.27 - 5.31 i slikama 5.59 – 5.63.

PRIMER 1. SEM-EDS analiza frakturane površine MTwo 10/0.04 instrumenta treće eksperimentalne grupe

Frakturna površina MTwo 10/0.04 instrumenta treće eksperimentalne grupe, podvrgnuta je dodatnoj SEM-EDS analizi (Slika 5.59, Tabela 5.27)



Slika 5.59. SEM-EDS analiza frakturane površine Mtwo (10/0.04) instrumenta treće eksperimentalne grupe:

a) SE snimak trakturiranepovršine instrumenta b) sadržaji nikla i titanijuma (mas%) u tačkama analiziranja (spektri 1-6), c) Spektar 1- EDS analiza tačkeu blizini frakture; Spektari 2-6 EDS analize tački na samoj frakturnoj površini

SEM-EDS analiza 1(spektar 1) koji je uzet sa spoljašnje površine frakturiranog instrumenta (slika 5.59) pokazuje da je dominantni element u uzorku kiseonik (55,3 mas%) sa malim promenljivim sadržajem različitih elemenata (kalcijum (10,4 mas%), fosfor (7,1 mas%))

natrijum(1,8 mas%), hlor (0,8 mas%), magnezijum(0,7 mas%)), i sa prisustvom nikla (12.4 mas%) i titanijuma (11,55 mas%). Ova površina je prema nalazima EDS analize kontaminirana debrismom tokom instrumentacije.

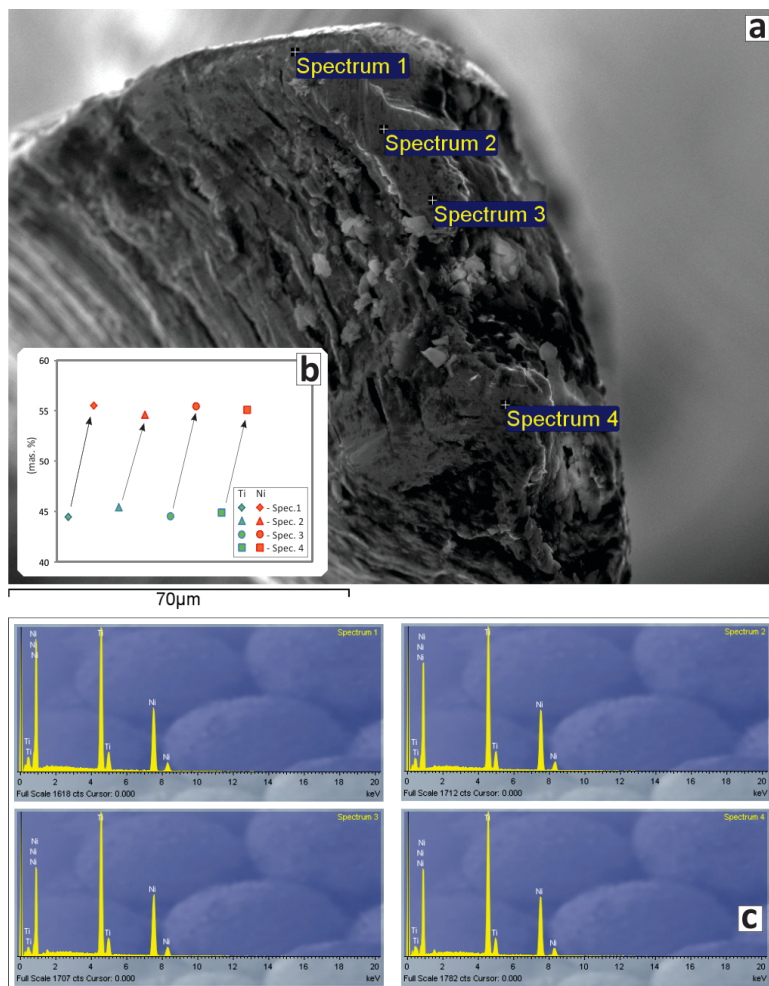
Tabela 5. 27. Hemijski sastav tačaka čije su pozicije date na BSE snimku u uzorku MTWO TRECA 1. Hemijske analize su date u mas.% i normalizovane su na 100 mas.%.

| | Spectrum | O | Na | Mg | Si | P | Cl | Ca | Ti | Ni | Total |
|--------------|------------|------|-----|-----|----|-----|-----|------|------|------|-------|
| MTWO TRECA 1 | Spectrum 1 | 55,3 | 1,8 | 0,7 | | 7,1 | 0,8 | 10,4 | 11,5 | 12,4 | 100,0 |
| MTWO TRECA 1 | Spectrum 2 | | | | | | | | 43,7 | 56,3 | 100,0 |
| MTWO TRECA 1 | Spectrum 3 | 30,1 | 1,1 | | | 2,3 | | 2,9 | 27,9 | 35,7 | 100,0 |
| MTWO TRECA 1 | Spectrum 4 | | | | | | | | 44,4 | 55,6 | 100,0 |
| MTWO TRECA 1 | Spectrum 5 | 6,0 | | | | | | 0,5 | 41,9 | 51,6 | 100,0 |
| MTWO TRECA 1 | Spectrum 6 | 12,7 | | | | 0,9 | | 1,1 | 37,6 | 47,7 | 100,0 |

SEM-EDS analize 2 i 4 (spektri 2 i 4), urađene na delu frakturne površine (slika 5.62. tabela 5.27), prikazuju čistu frakturnu površinu ovog instrumenta sa masenim udelom nikla od 56,3 mas% i titanijuma od 43,7 mas% (spektar 2) i masenim udelom nikla od 55,6 mas% i titanijuma od 44,4 mas% (spektar 4). SEM-EDS analiza 3, 5 i 6, (spektri 3,5 i 6), takođe sa frakturne površine (Slika 5.59. Tabela 5.27) pokazuju da je dominantni element u uzorcima kiseonik sa malim sadržajem drugih elemenata (kalcijum, fosfor i natrijum) i sa prisustvom nikla i titanijuma, u različitim odnosima (u zavisnosti od kontaminacije uzorka). Spektri 3, 5 i 6 ukazuju na kontaminiranu frakturnu površinu ispitivanog instrumenta.

PRIMER 2. SEM-EDS analiza frakturane površine MTwo instrumenta 15/0.05 druge eksperimentalne grupe

SE snimak frakturane površine Mtwo 15/0.05 instrumenta druge eksperimentalne grupe, podvrgnut je dodatnoj EDS analizi (slika 5.60, tabela 5.28)



Slika 5.60. SEM-EDS analiza frakturane površine Mtwo (15/0.05) instrumenta treće eksperimentalne grupe:

a) SE snimak frakture sa označenim tačkama u kojima su vršene EDS analize, b) sadržaji nikla i titanijuma (mas%) u tačkama analiziranja (spektari 1-3,) c) Spektar 1- EDS analiza u tački na površini instrumenta u blizini frakturane površine; Spektar 2- EDS analiza u tački na frakturanoj površini; Spektar 3- EDS analiza u tački na frakturanoj površini; Spektar 4 - EDS analiza u tački na frakturanoj površini;

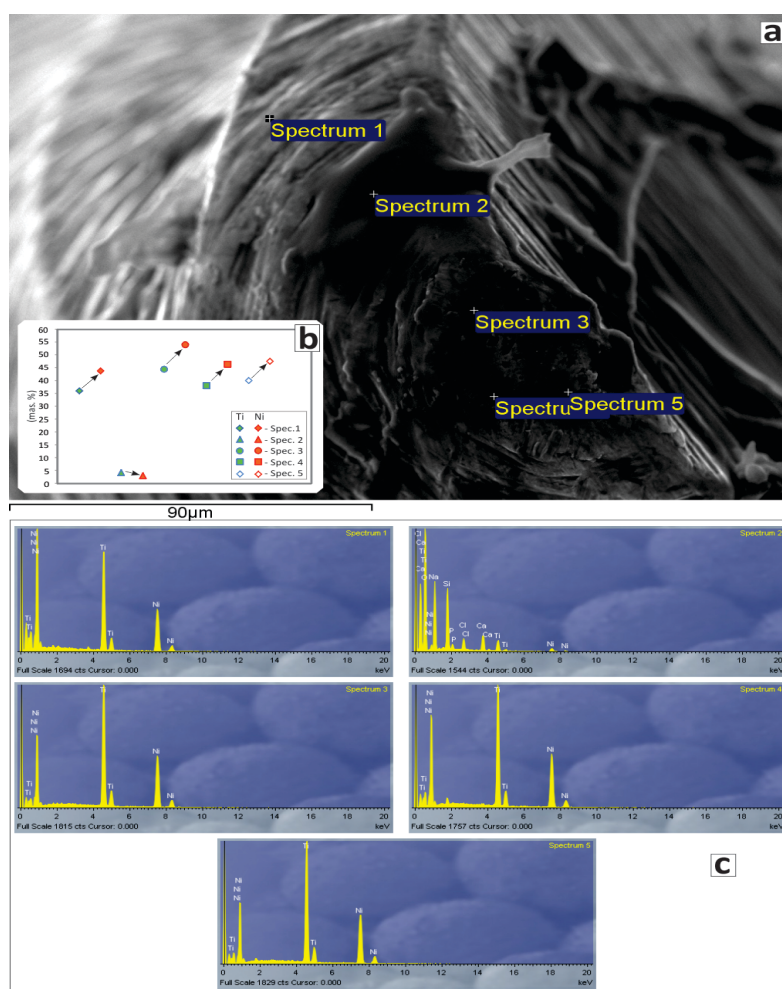
Tabela 5.28. Hemijski sastav tačaka čije su pozicije date na BSE snimku u uzorku MTWO TRECA 2. Hemijske analize su date u mas.% i normalizovane su na 100 mas.%.

| Spectrum | Ti | Ni | Total |
|------------|------|------|-------|
| Spectrum 1 | 44,5 | 55,5 | 100,0 |
| Spectrum 2 | 45,4 | 54,6 | 100,0 |
| Spectrum 3 | 44,5 | 55,5 | 100,0 |
| Spectrum 4 | 44,9 | 55,1 | 100,0 |

SEM-EDS analiza analiza u tački 1 (spektar1) (slika 5.60) u okolini frakturne površine pokazuje zastupljenost nikla od 55,5 mas% i titanijuma od 44,5 mas%. SEM-EDS analiza u tačkama 2,3 i 4 (spektri 2-4) (Slika 5.60) na frakturnoj površini pokazuje različite sadržaje nikla i titanijuma na različitim mestima frakturne površine ovog instrumenta. U tački 2 (spektar 2) zastupljenost nikla je bila 54,6 mas% a titanijuma 45,4 mas%; u tački 3 (spektar 3) maseni procenat nikla je bio 55,5 mas% a titanijuma 44,5 mas%; dok je u tački 4 (spektar 4) maseni procenat nikla 55,1 mas% i titanijuma 44,9 mas%.

PRIMER 3. SEM-EDS analiza frakturne površine ProTaper F2 instrumenta treće eksperimentalne grupe

SE snimak frakturne površine ProTaper F2 instrumenta treće eksperimentalne grupe, podvrgnuta je dodatnoj EDS analizi (slika 5.61, tabela 5.29)



Slika 5.61. SEM-EDS analiza frakturne površine ProTaper F2 instrumenta treće eksperimentalne grupe: a) SE snimak frakture instrumenta i EDXS analiza njegove frakturne površine sa označenom tačkom u kojoj je vršena EDS analiza; b) sadržaji nikla i titanijuma (mas.%) u tačkama analiziranja (spektri 1-5); c) Spektar 1- EDS analiza u tački sa spoljašnje površine instrumenta u blizini frakturne površine; Spektar 2- EDS analiza u tački sa frakturne površine; Spektar 3- EDS analiza u tački sa frakturne površine; Spektar 4 - EDS analiza u tački sa frakturne površine; Spektar 5 - EDS analiza u tački sa frakturne površine

Tabela 5.29. Hemijski sastav tačaka čije su pozicije date na BSE snimku uzorka PT TRECA 5. Hemijske analize su date u mas.% i normalizovane su na 100 mas.%.

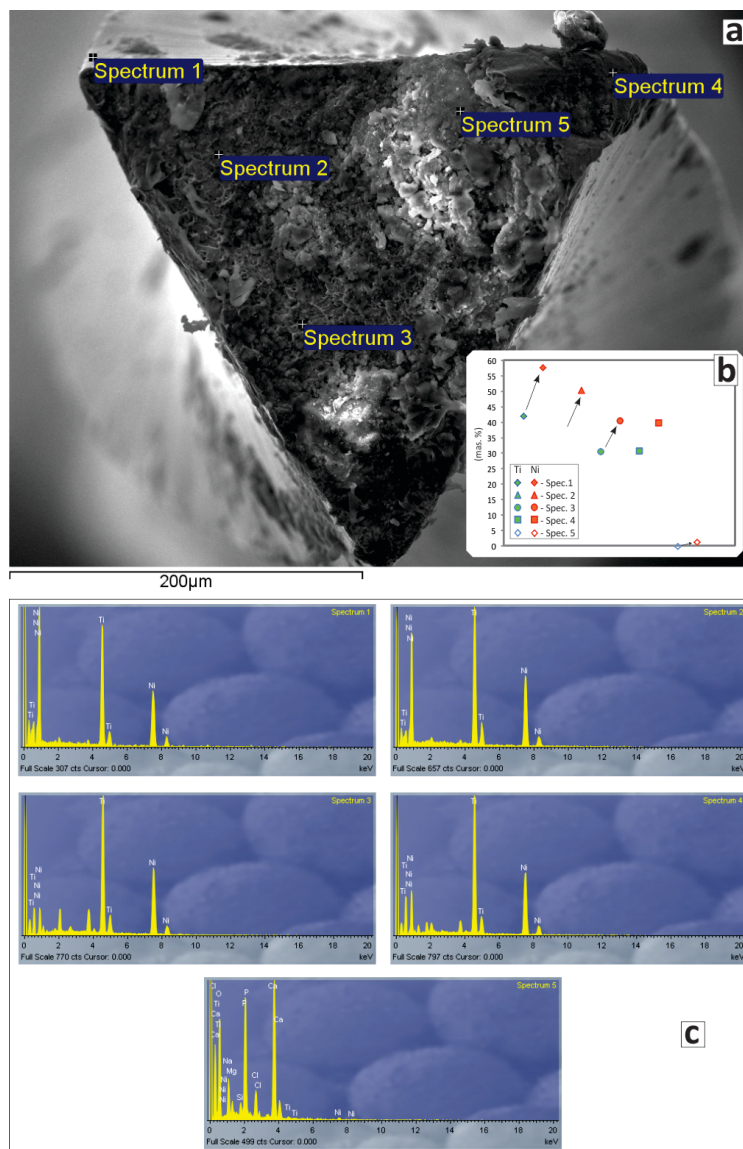
| Spectrum | O | Na | Si | P | Cl | Ca | Ti | Ni | Total |
|------------|------|------|------|-----|-----|-----|------|------|-------|
| Spectrum 1 | 16,3 | 3,5 | 0,6 | - | - | 0,5 | 35,8 | 43,5 | 100,0 |
| Spectrum 2 | 57,9 | 16,8 | 10,2 | 1,0 | 2,5 | 4,2 | 4,2 | 3,2 | 100,0 |
| Spectrum 3 | - | 2,3 | - | - | - | - | 44,1 | 53,6 | 100,0 |
| Spectrum 4 | 12,8 | 2,0 | 1,1 | - | - | 0,4 | 37,8 | 46,0 | 100,0 |
| Spectrum 5 | 10,2 | 2,3 | 0,5 | - | - | - | 39,8 | 47,2 | 100,0 |

SEM-EDS analiza 1 (spektar 1) (slika 5.61) urađena u tački na površini instrumenta u neposrednoj blizini frakture, pokazuje da su dominantni elementi u uzorku nikl (43,5 mas%) i titanijum (35,8 mas%) sa malim sadržajem drugih elemenata (kiseonik (16,3 mas%), natrijum(3,5 mas%), silicijum (0,6 mas%), kalcijum (0,5 mas%). Ovaj deo instrumenta je prema EDS analiz kontaminiran debrisom tokom procesa instrumentacije.

SEM-EDS analiza prikazane na spektrima 2, 4 i 5 pokazuju kontaminirane frakturne površine ispitivanog ProTaper instrumenta, sa različitom zastupljenošću nikla i titanijuma na različitim mestima frakturne površine ovog instrumenta uz prisustvo i drugih elemenata (kiseonik, natrijum, silicijum, fosfor, hlor, kalcijum). EDS analiza prikazana na spektru 3 pokazuje da je najčistiji uzorak frakturne površine sa 53,6 mas% nikla i 44,1 mas% titanijuma uz primese natrijuma (2,3 mas%).

PRIMER 4. SEM-EDS analiza frakturne površine BioRaCe instrumenta br.1 treće eksperimentalne grupe

SE snimak frakturne površine BioRace instrumenta Br.1 treće eksperimentalne grupe, podvrgnuta je dodatnoj EDS analizi (slika 5.62, tabela 5.30)



Slika 5.62. SEM-EDS analiza frakturne površine BioRaCe instrumenta BR.1 treće eksperimentalne grupe: a) SE snimak frakture instrumenta sa označenim tačkama u kojim je vršena EDS analiza; b) sadržaji nikla i titanijuma (mas.%) u tačkama analiziranja (spektari 1-5); c) Spektar 1- EDS analiza površine instrumenta u blizini frakturne površine; Spektar 2- površinska EDS analiza frakturne površine; Spektar 3- površinska EDS analiza frakturne površine; Spektar 4 - površinska EDS analiza frakturne površine; Spektar 5 - površinska EDS analiza frakturne površine

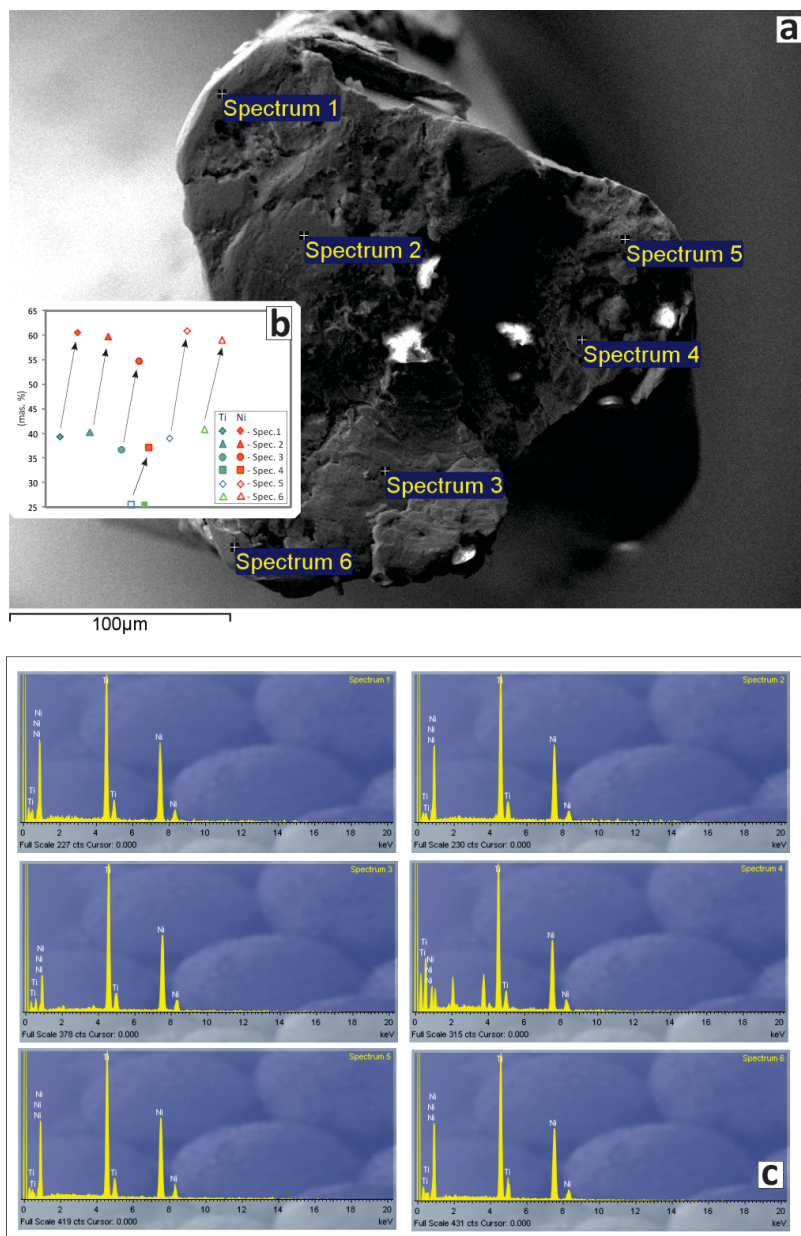
SEM-EDS analiza 1 (spektar 1, slika 5.62) urađenog u tački na površini instrumenta u neposrednoj blizini frakture, pokazuje čistu površinu instrumenta u neposrednoj blizini frakture sa sadržajem nikla od 57,9 mas.% i titanijuma 42,2 mas.%. SEM-EDS analize 2, 3, 4 i 5 (istoimeni spektri) pokazuju kontaminirane frakturne površine ispitivanog BioRace Br1. instrumenta, sa različitim sadržajima nikla i titanijuma na različitim mestima frakturne površine ovog instrumenta, uz prisustvo i drugih elemenata (kiseonik, natrijum, silicijum, fosfor, hlor, kalcijum).

Tabela 5.30. Hemijski sastav tačaka čije su pozicije date na BSE snimku uzorka BR 1 Hemijske analize su date u mas.% i normalizovane su na 100 mas.%.

| | Spectrum | O | Na | Mg | Si | P | Cl | Ca | Ti | Ni | Total |
|----------|------------|------|-----|-----|-----|------|-----|------|------|------|-------|
| BR TRI 1 | Spectrum 1 | - | - | - | - | - | - | - | 42,2 | 57,9 | 100,0 |
| BR TRI 1 | Spectrum 2 | 11,7 | - | - | - | - | - | 0,7 | 37,1 | 50,5 | 100,0 |
| BR TRI 1 | Spectrum 3 | 18,1 | 2,0 | 0,6 | 0,5 | 3,3 | 0,6 | 3,6 | 30,7 | 40,7 | 100,0 |
| BR TRI 1 | Spectrum 4 | 22,8 | 1,0 | 1,6 | 1,4 | 1,3 | | 1,8 | 30,9 | 40,0 | 100,8 |
| BR TRI 1 | Spectrum 5 | 51,5 | 5,9 | 1,3 | 0,9 | 13,5 | 3,7 | 21,9 | - | 1,4 | 100,0 |

PRIMER 5. SEM-EDXS analiza frakturne površine BioRaCe instrumenta Br.2 druge eksperimentalne grupe

SE snimak frakturne površine BioRace instrumenta Br.2 druge eksperimentalne grupe, podvrgnuta je dodatnoj EDS analizi (slika 5.63, tabela 5.31)



Slika 5.63. SEM-EDS analiza frakturne površine BioRaCe instrumenta BR.2 druge eksperimentalne grupe: a) SE snimak frakturne površine instrumenta sa označenim tačkama u kojim je vršena EDS analiza; b) sadržaji nikla i titanijuma (mas.%) u tačkama analiziranja (spektari 1-6); c) Spektar 1- EDS analiza površine instrumenta u blizini frakturne površine; Spektar 2- 6 površinske EDS analize frakturne površine;

SEM-EDS analiza 1 (spektar 1) urađenog u tački površini instrumenta u neposrednoj blizini frakture, pokazuje čistu površinu instrumenta u neposrednoj blizini frakture sa sadržajem nikla

60,6 mas% i titanijuma 39,4 mas%. SEM-EDS analiza 2, 5 i 6 (za istoimene spektre) pokazuje čistu frakturnu površinu sa različitim sadržajem nikla i titanijuma na različitim tačkama frakturne površine. U analizi 2 (spektar 2) sadržaj nikla je 59,8 mas% a titanijuma 40,2 mas%; u analizi 5 (spektar 5) sadržaj nikla je bio 60,9 mas% a titanijuma 39,1 mas% dok je u analizi 6 (spektar 6) sadržaj nikla iznosio 59,1 mas% a titanijuma 40,9 mas%. SEM-EDS analiza 3 i 4 za (za istoimene spektre) pokazuje kontaminirane frakturne površine sa različitim sadržajem nikla (54,8 mas% u trećoj analizi i 37,2 mas% u četvrtoj analizi) i titanijuma (36,8 mas% u trećoj i 25,6 mas% u četvrtoj analizi) uz prisustvo i drugih elemenata (kiseonik, natrijum, silicijum, fosfor, hlor, kalcijum).

| Tabela 5.31. Hemijski sastav tačaka čije su pozicije date na BSE snimku u uzorku BR DVA . Hemijske analize su date u mas.% i normalizovane su na 100 mas.%. | | | | | | | |
|---|------|-----|-----|-----|------|------|-------|
| Spectrum | O | Na | P | Ca | Ti | Ni | Total |
| Spectrum 1 | | | | | 39,4 | 60,6 | 100,0 |
| Spectrum 2 | | | | | 40,2 | 59,8 | 100,0 |
| Spectrum 3 | 8,4 | | | | 36,8 | 54,8 | 100,0 |
| Spectrum 4 | 25,7 | 4,1 | 3,2 | 4,2 | 25,6 | 37,2 | 100,0 |
| Spectrum 5 | | | | | 39,1 | 60,9 | 100,0 |
| Spectrum 6 | | | | | 40,9 | 59,1 | 100,0 |

5.4. Uporedna analiza rezultata ispitivanja površine radnog dela NiTi instrumenata dobijenih stereomikroskopijom i SEM-om

Poređenje rezultata ispitivanja apikalne i srednje trećine površine radnog dela NiTi rotirajućih sistema dato je u tabelama 5.32 i 5.33. SEM analizom su uočene promene navoja na radnom delu NiTi instrumenata nakon instrumentacije kod sedam instrumenata (pet MTwo instrumenata: MTwo 10/0.4 II grupa, MTwo 20/0.6 II, MTwo 10/0.4 III grupa, MTwo 20/0.6 III grupa, MTwo 15/0.5 III grupa i dva BioRaCe instrumenta: BioRaCe Br1. II grupa, BioRaCe Br1. III grupa) (tabela 5.32). Rezultati svetlosne analize pokazuju prisustvo ovog tipa defekta na pet instrumenata, tri MTwo instrumenta (MTwo 20/0.6 II, MTwo 10/0.4 III grupa, MTwo 15/0.5 III grupa) i dva dva BioRaCe instrumenta (BioRaCe Br1. II grupa, BioRaCe Br1. III grupa) (tabela 5.32).

Tabela 5.32. Komparativna analiza deformacija površine radnog dela NiTi instrumenata (promene navoja) nakon instrumentacije primenom stereomikroskopije i SEM-a

| STEREOMIKROSKOPIJA | INSTRUMENT | SEM |
|--------------------|---|-----|
| -nije zapažen | MTwo 10/0.4 II grupa (apikalna trećina) | + |
| + | MTwo 20/0.6 II grupa (srednja trećina) | + |
| + | MTwo 10/0.4 III grupa (apikalna trećina) | + |
| -nije zapažen | MTwo 20/0.6 III grupa (apikalna trećina) | + |
| + | MTwo 15/0.5 III grupa (srednja trećina) | + |
| + | BioRaCe Br1. II grupa (apikalna trećina) | + |
| + | BioRaCe Br1. III grupa (apikalna trećina) | + |

Prisustvo frakture na ispitivanim rotirajućim NiTi instrumentima primenom SEM-a registrovano je kod pet instrumenata (MTwo 10/0.4 III grupa, MTwo 15/0.5 IIIgrupa, BioRaCe Br2. II grupa, BioRaCe Br1. III grupa, ProTaper F2 III grupa), dok je stereomikroskopijom detektovana fraktura na četiri instrumenta (Tabela 5.33).

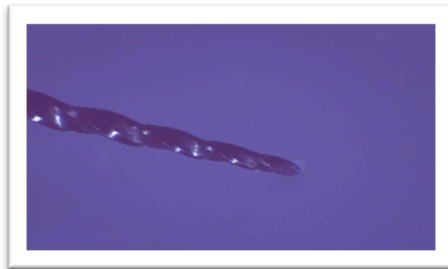
Tabela 5.33. Komparativna analiza deformacija površine radnog dela NiTi instrumenta (kompletne frakture) nakon instrumentacije primenom Stereomikroskopije i SEM-a

| STEREOMIKROSKOPIJA | INSTRUMENT | SEM |
|--------------------|------------------------|-----|
| + | MTwo 10/0.4 III grupa | + |
| + | MTwo 15/0.5 IIIgrupa | + |
| + | BioRaCe Br2. II grupa | + |
| + | BioRaCe Br1. III grupa | + |
| -nije zapažen | ProTaper F2 III grupa | + |

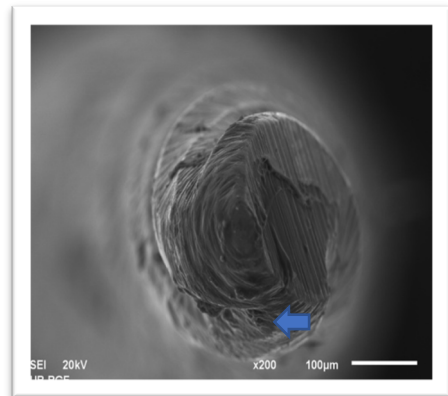
Prisustvo kompletne frakture na F2 instrumentu ProTaper tipa je uočeno tek na SEM-u, dok pregledom golim okom i stereomikroskopijom ovaj defekt nije primećen (slike 5.64-5.66)



Slika 5.64. Nativni snimak instrumenta F2 treće grupe, (ne uočava se fraktura)



Slika 5.65. Spektrosopski snimak instrumenta F2 treće grupe, nastao svetlosnom mikroskopijom na uvećanju X4,5(ne uočava se fraktura)



Slika 5.66. SE snimak površine instrumenta F2 treće grupe (uvećanje x200) na kome se uočava fraktura sa prisustvom zamornih traka (označene plavom strelicom)

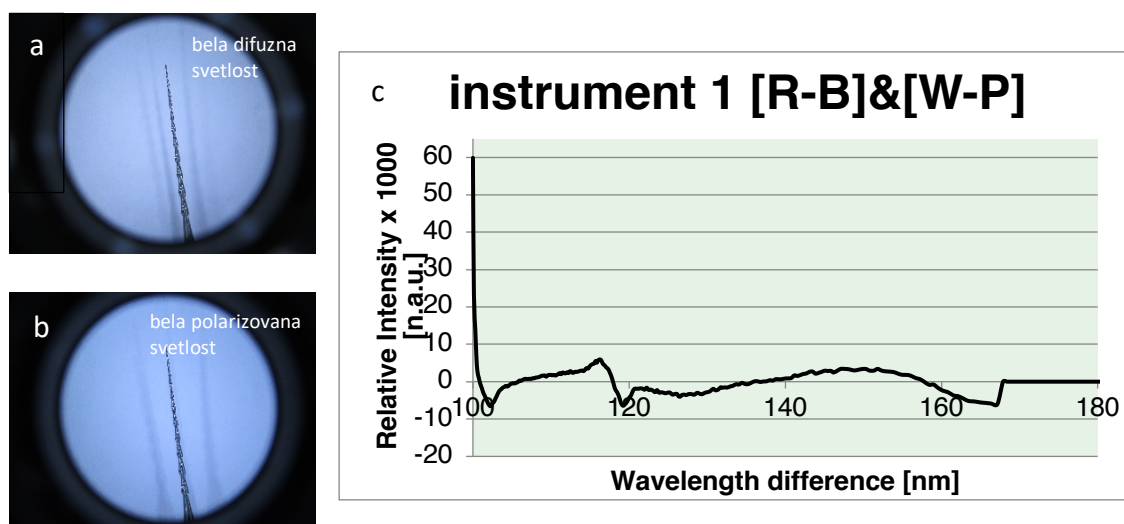
5.5. Rezultati OMIS analize

Rezultati dobijeni eksperimentalnim merenjima OMIS metodom prikazani na slikama 5.51 - 5.75 i tabelama 5.34 -5.40. Optomagnetni spektri uzoraka frakturiranih površina NiTi instrumenata i instrumenata iste grupe bez frakture (korišćenih tokom eksperimentalnog postupka), kao i novih, nekorišćenih instrumenata istog tipa, prikazani su na osnovu obrade digitalnih slika rezultat obrade digitalnih slika celog uzorka nakon snimanja OMIS uređajem.

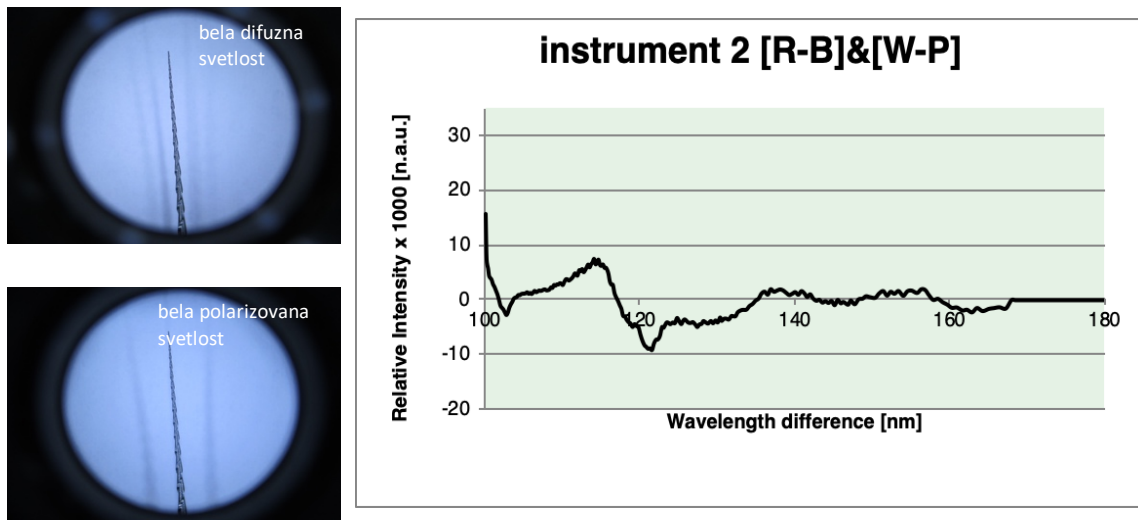
5.5.1. Rezultati OMIS analize ispitivanih površina poređenih po setovima instrumenata

Rezultati OMIS analize apikalnih i srednjih trećina radne površine NiTi rotirajućih instrumenata pokazali su razliku u strukturi površine radnih delova ispitivanih frakturiranih, korišćenih i novih ispitivanih instrumenata. Rezultati su dobijeni na osnovu formiranih pet grupa (po četiri instrumenta istog tipa gde je prvi sa frakturom, drugi i treći bez frakture ali su korišćeni u eksperimentalnoj studiji i jedan potpuno nov instrument). Rezultati su prikazani na slikama (5.67 - 5.97) koje sadrže dve fotografije analiziranog instrumenta (jedna je u beloj difuznoj svetlosti a druga u beloj polarizovanoj svetlosti) i dijagram OMIS spektra datog instrumenta. Dijagrami su na x osi prikazivali talasnu dužinu u nm a na y osi intenzitet izražen u n.a.u (normativizovana arbitralna jedinica). Pozitivne vrednosti na dijagramu pripadaju dominantnoj beloj svetlosti koja sadrži i magnetnu komponentu, a negativne polarizovanoj beloj svetlosti, sa dominantnom električnom interakcijom

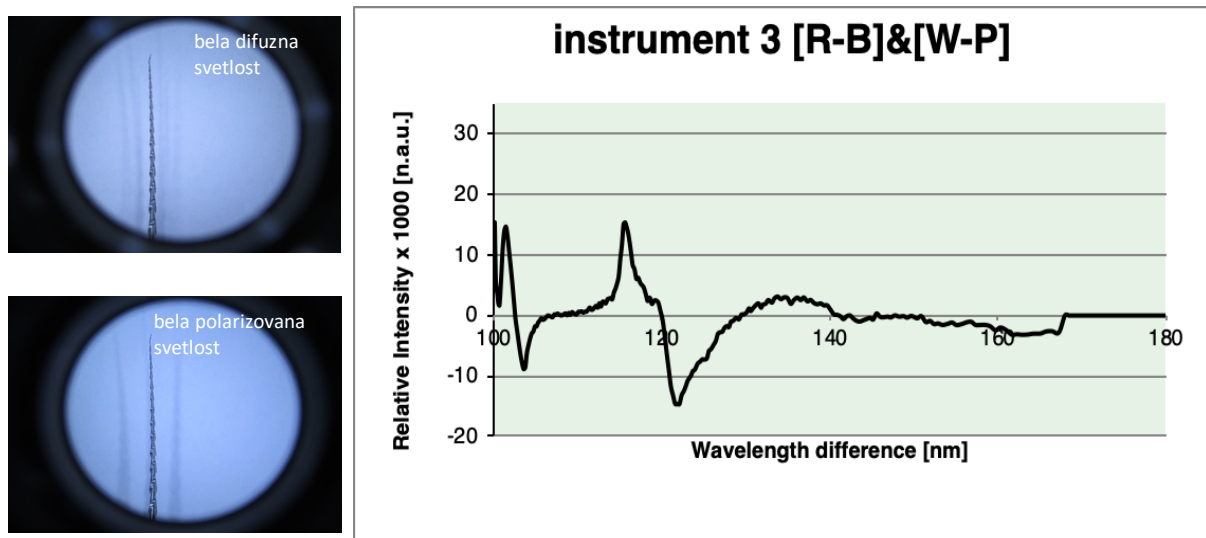
Prva grupa: rezultati OMIS analize apikalne i srednje trećine radne površine MTwo 10-0.04 NiTi instrumenata



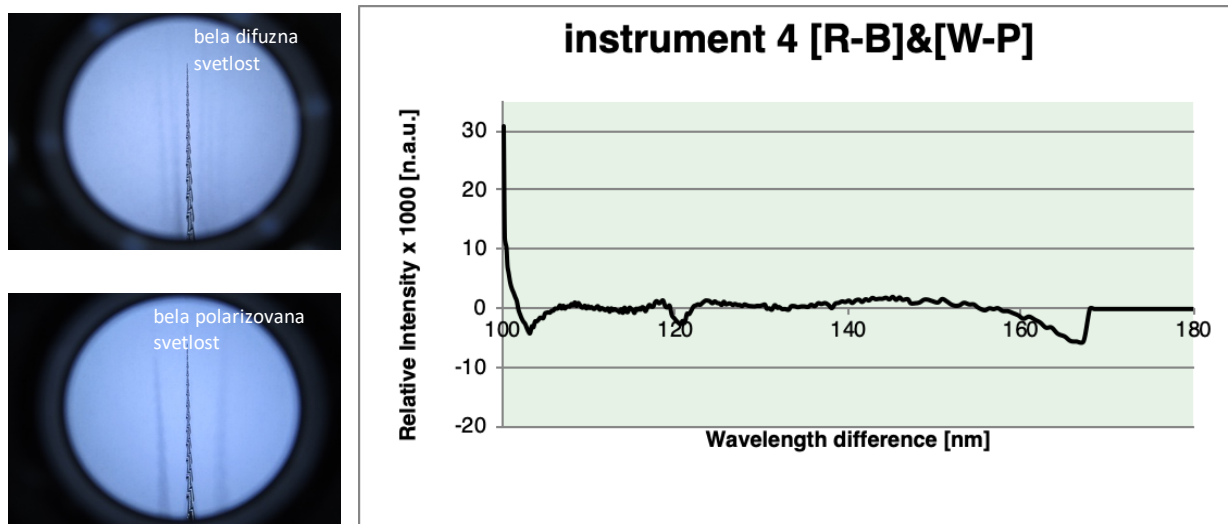
Slika 5.67. OMIS analiza MTwo instrumenta 10-0.04 treće grupe na kom postoji FRAKTURA: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) dijagram OMIS spektra ispitivanog instrumenta



SLIKA 5.68. OMIS analiza korišćenog MTwo instrumenta 10-0.04 korišćen u prvoj grupi na kom nepostoji FRAKTURA a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) dijagram OMIS spektra ispitivanog instrumenta

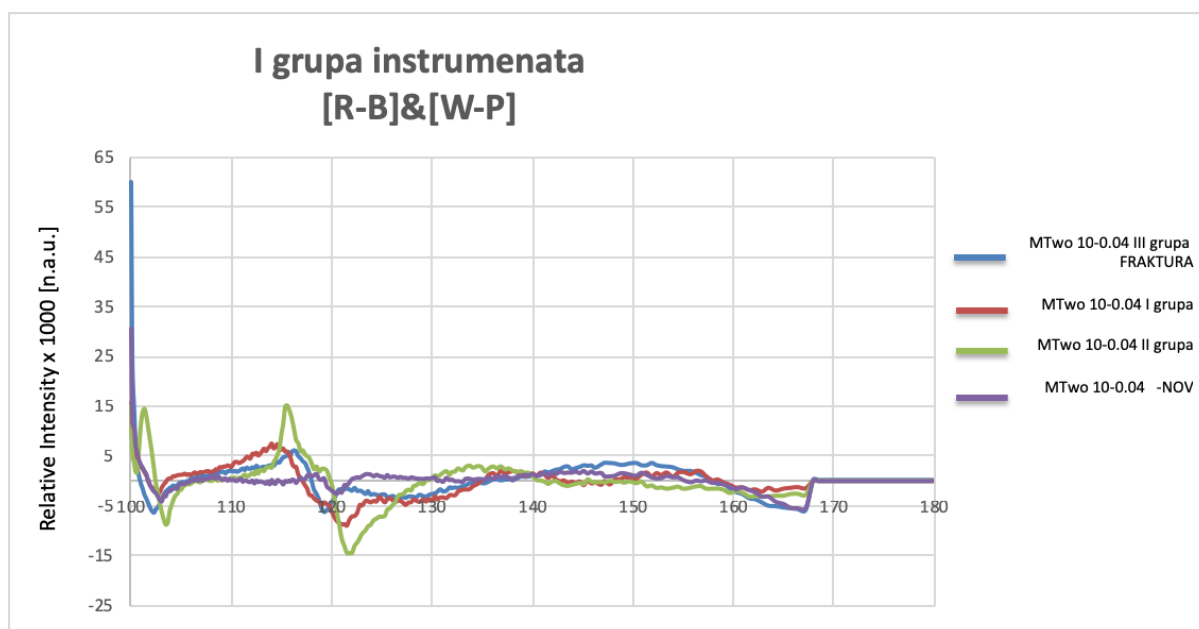


Slika 5.69. OMIS analiza korišćenog MTwo instrumenta 10-0.04 korišćen u drugoj grupi na kom nepostoji FRAKTURA a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) dijagram OMIS spektra ispitivanog instrumenta



Slika 5.70. OMIS analiza MTwo novog, neupotrebljenog instrumenta 10-0.04 a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) dijagram OMIS spektra ispitivanog instrumenta

Analizirajući spektre OMIS analize za instrument tipa MTwo 10-0.04 uočava se poklapanje intenziteta pikova za nove i frakturirane instrumente kao i poklapanje lokalizacije pikova za korišćene instrumente koji nisu pretrpeli frakturu (Slika 5.71)



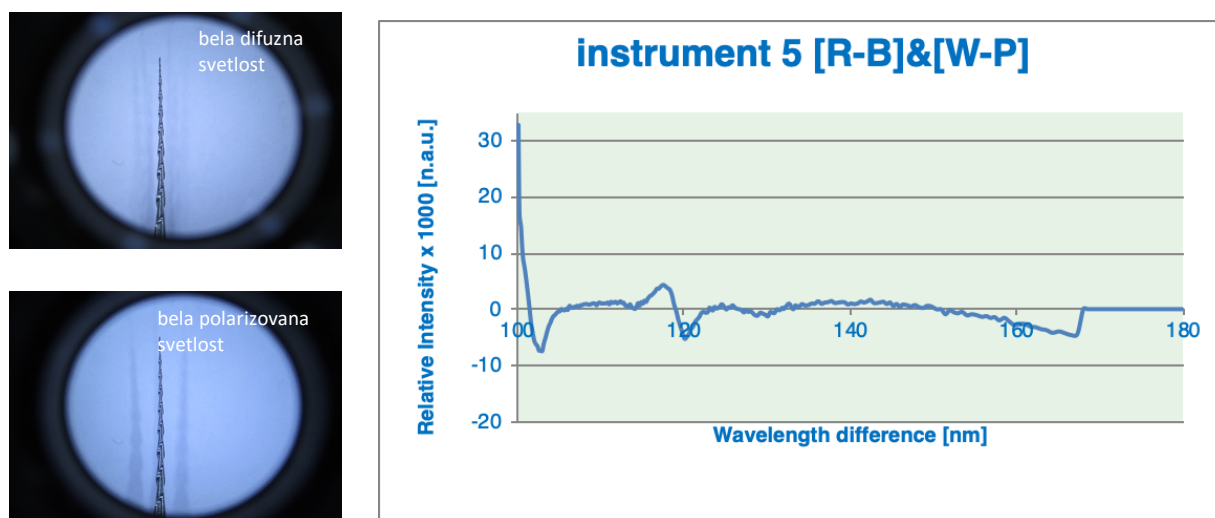
Slika 5.71. Poređenje dijagrama OMIS spektra za MTwo instrumenata tipa 10-0.04

Tabela 5.34 Karakteristične vrednosti za OMIS spektre prve grupe

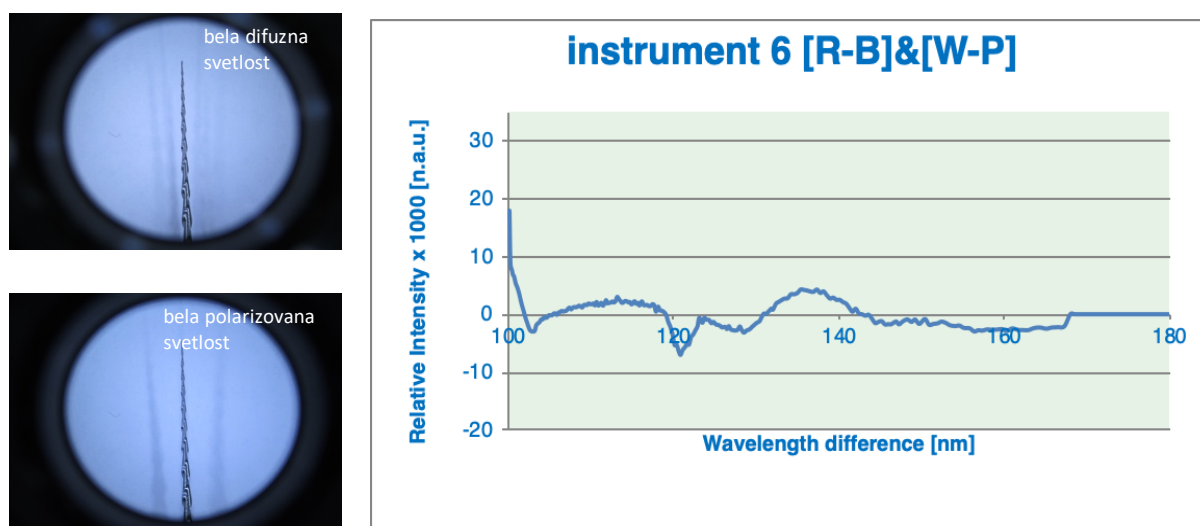
| Karakteristične vrednosti prve grupe | | | | |
|--------------------------------------|-------------------------|------------------|------------------------|------------------|
| Redni broj Instrumenta | Intenzitet 1 (maksimum) | Talasna dužina 1 | Intenzitet 2 (minimum) | Talasna dužina 1 |
| Instrument 1 | 5,7353 | 116,423 | -6,4439 | 119,22 |
| Instrument 2 | 7,3738 | 114,381 | -9,0648 | 121,48 |
| Instrument 3 | 15,0272 | 115,341 | -14,5266 | 121,992 |
| Instrument 4 | 1,1655 | 118,199 | -2,2811 | 120,968 |

Dijagram OMIS spektra instrumenta MTwo tipa 10-0.04 sa frakturom (instrument 1, plava boja) pokazuje najveći pik (5,7353 n.a.u) na talasnoj dužini od 116,423 nm, a najveći minimum (-6,4439 n.a.u) na talasnoj dužini od 116,423 nm. Blage oscilacije spektra se završavaju na talasnoj dužini 170 nm. (slika 5.71, tabela 5.34). Dijagram OMIS spektra korišćenog MTwo instrumenta 10-0.04 prve grupe bez frakture (instrument 2, crvena boja) na kom se uočava najveći pik (7,3738 n.a.u) na talasnoj dužini od 114,381 nm, a najveći minimum (-9,0648 n.a.u) na talasnoj dužini od 121,48 nm. Dijagram OMIS spektra korišćenog MTwo instrumenta 10-0.04 druge grupe bez frakture (instrument 3, zelena boja) na kom se uočavaju najveći maksimumi intenziteta na 15,0272 n.a.u. (na talasnoj dužini 115,341nm) i -14,5266 n.a.u.(na talasnoj dužini 121,992 nm). Dijagram OMIS spektra novog instrumenta MTwo tipa 10-0.04(instrument 4, ljubičasta boja) na kom se uočava najveći pik (1,1655 n.a.u.) na talasnoj dužini od 118,199 nm, i -2,2811 n.a.u.(na 120,968 nm). Za instrumente 1-3, blage oscilacije spektra se završavaju na talasnoj dužini 170 nm, dok spektar za četvrti instrument, pokazuje izraženije amplitude na talasnim dužinama od 100 do 120 nm i od 150 do 170nm; dok je u spektru od 125 do 150 nm ujednačenog karaktera.

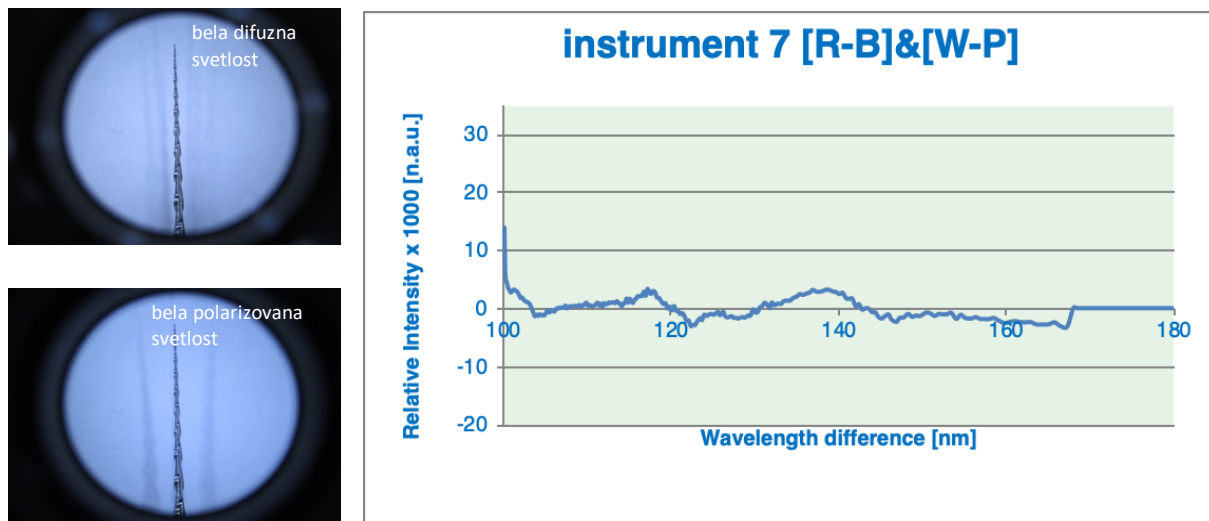
Druga grupa: rezultati OMIS analize apikalne i srednje trećine radne površine MTwo 15-0.05 NiTi instrumenata



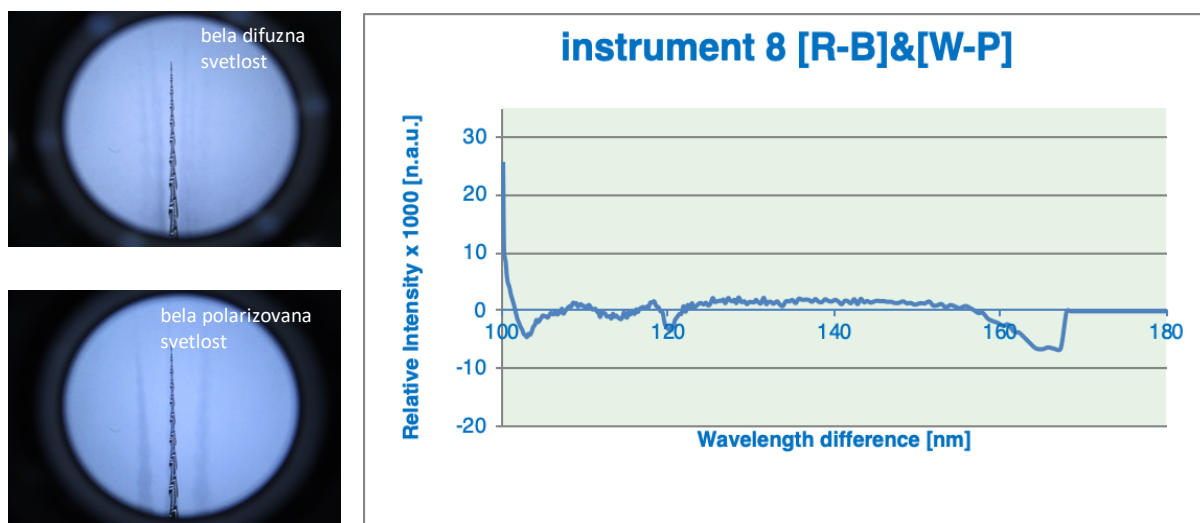
Slika 5.72. OMIS analiza MTwo instrumenta 15-0.05 treće grupe na kom postoji FRAKTURA: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta



Slika 5.73. OMIS analiza korišćenog instrumenta MTwo 15-0.05 I grupa na kom nepostoji FRAKTURA: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta

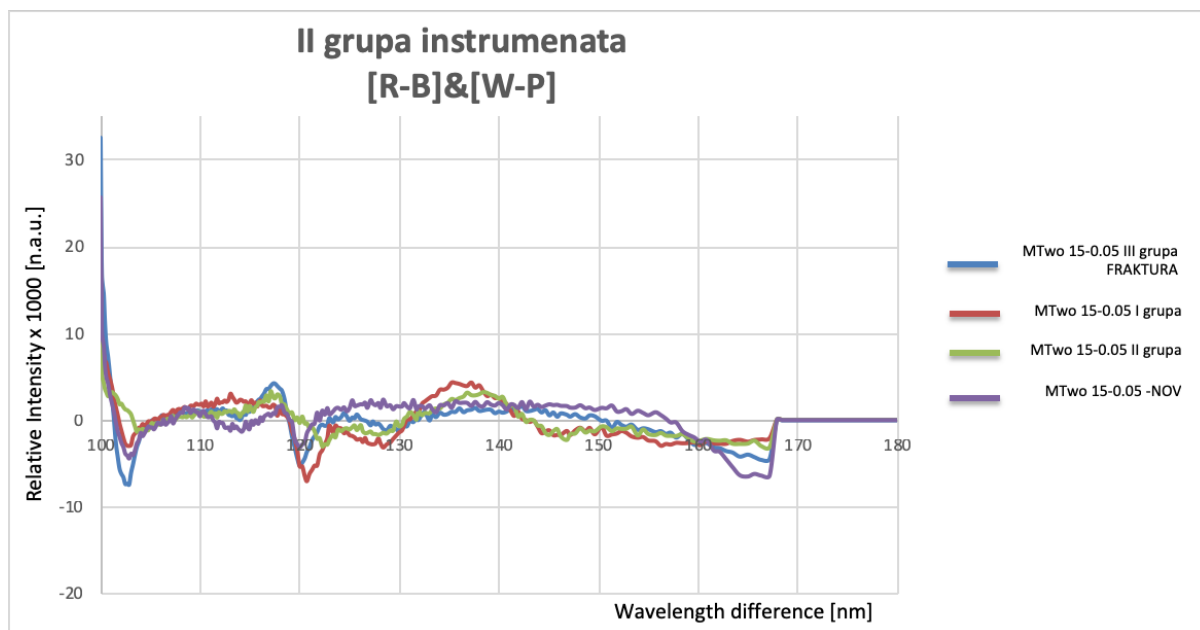


Slika 5.74. OMIS analiza korišćenog instrumenta MTwo 15-0.05 II grupe na kom nepostoji FRAKTURA: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta



Slika 5.75. OMIS analiza novog, neupotrebljenog instrumenta MTwo 15-0.05: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta

Analizirajući spektre OMIS analize za instrument tipa MTwo 15-0.05 uočava se poklapanje intenziteta pikova za nove i frakturirane instrumente kao i poklapanje lokalizacije pikova za korišćene instrumente koji nisu pretrpeli frakturu (slika 5.60)



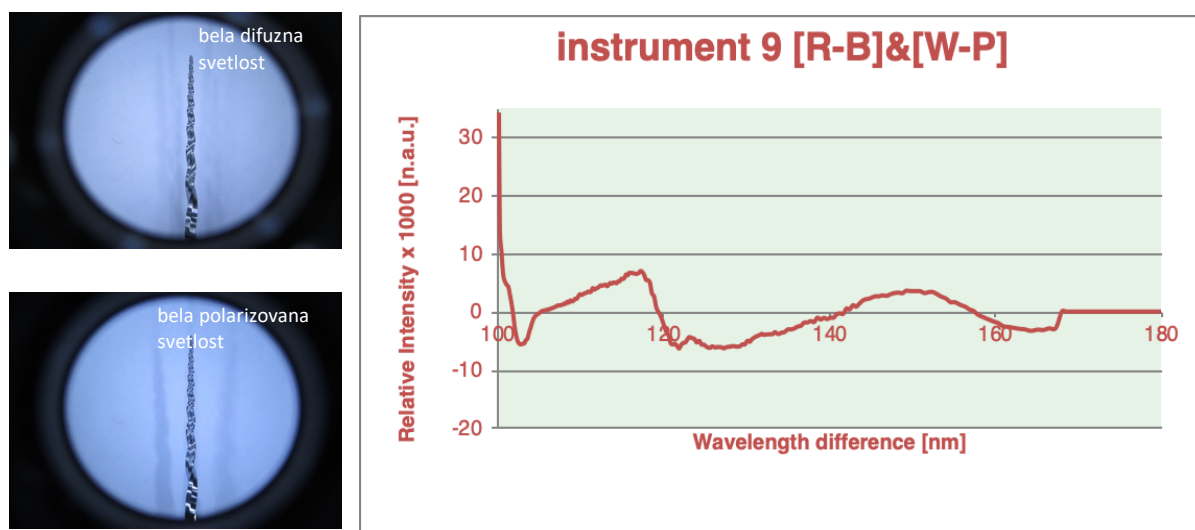
Slika 5.76. Poređenje dijagrama OMIS spektra za MTwo instrumenata tipa 15-0.05

Tabela 5.35 Karakteristične vrednosti za OMIS spektre druge grupe

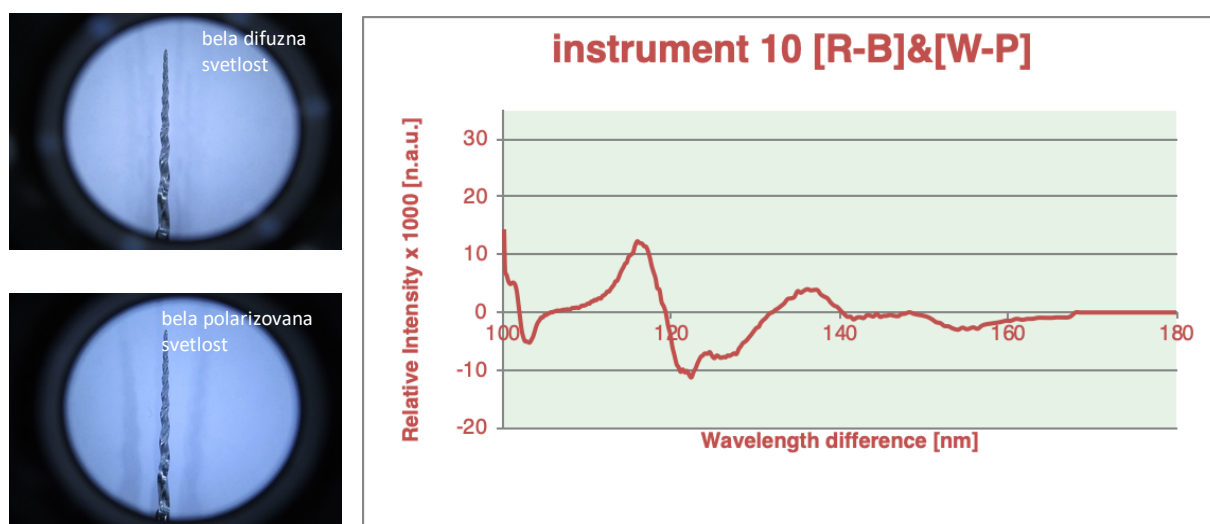
| Karakteristične vrednosti druge grupe | | | | |
|---------------------------------------|-------------------------|------------------|------------------------|------------------|
| Redni broj Instrumenta | Intenzitet 1 (maksimum) | Talasna dužina 1 | Intenzitet 2 (minimum) | Talasna dužina 1 |
| Instrument 5 | 4,2370 | 117,528 | -5,2598 | 119,991 |
| Instrument 6 | 3,9800 | 138,01 | -7,0626 | 120,708 |
| Instrument 7 | 3,3276 | 117,079 | -3,0959 | 122,249 |
| Instrument 8 | 1,4814 | 117,737 | -3,1576 | 119,991 |

Dijagram OMIS spektra MTwo instrumenta 15-0.05 treće grupe na kom postoji fraktura (instrument 5, plava boja) na kom se uočava najveći pik (4,2370 n.a.u.) na talasnoj dužini od 117,528 nm, i najveći minimum -5,2598 n.a.u. (na 119,991 nm) (slika 5.76 i tabela 5.35). Dijagram OMIS spektra MTwo instrumenta 15-0.05 prve grupe bez frakture (instrument 6, crvena boja) na kom se uočava najveći pik (3,9800 n.a.u.) na talasnoj dužini od 138,01 nm, i najveći minimum -7,0626 n.a.u. (na 120,708 nm). Dijagram OMIS spektra MTwo instrumenta 15-0.05 druge grupe bez frakture (instrument 7, zelena boja) na kom se uočava najveći pik (3,3276 n.a.u.) na talasnoj dužini od 117,079 nm, i najveći minimum -3,0959 n.a.u. (na 122,249nm). Dijagram OMIS spektra novog instrumenta MTwo tipa 15-0.05 (instrument 8, ljubičasta boja) na kom se uočava najveći pik (1,4814 n.a.u.) na talasnoj dužini od 117,737 nm, i -3,1576 n.a.u.(na 119,991nm). Oscilacije spektra za instrumente 1-3 se završavaju na 170 nm dok spektar za četvrti (nov) instrument pokazuje izraženije amplitude na talasnim dužinama od 100 do 120 nm i od 150 do 170nm; dok je u spektru od 125 do 155nm ujednačenog karaktera .

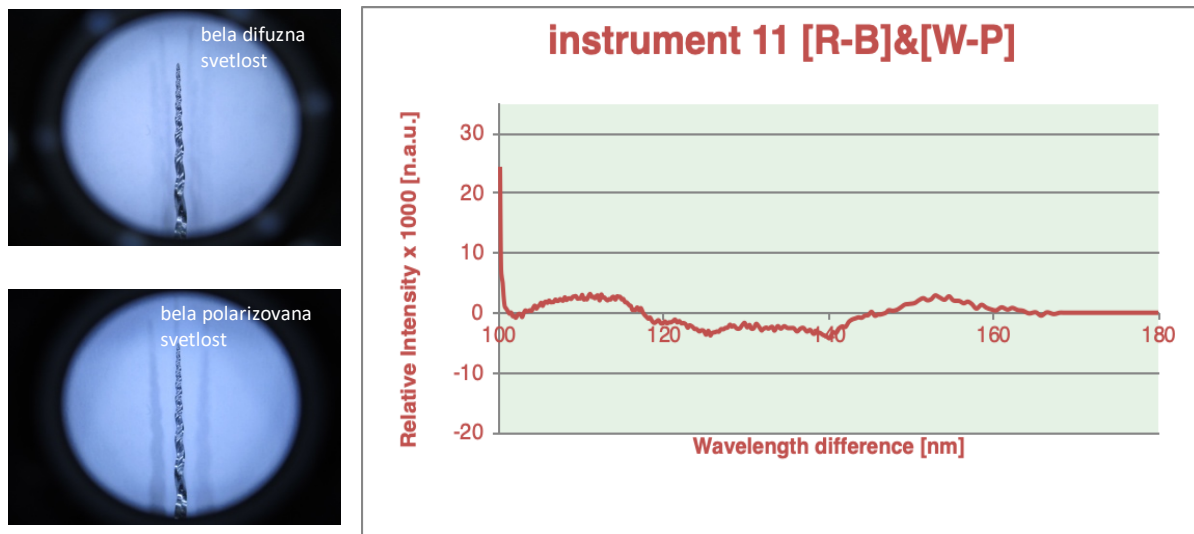
Treća grupa: Rezultati OMIS analize apikalne i srednje trećine radne površine ProTaper F2 NiTi instrumenata



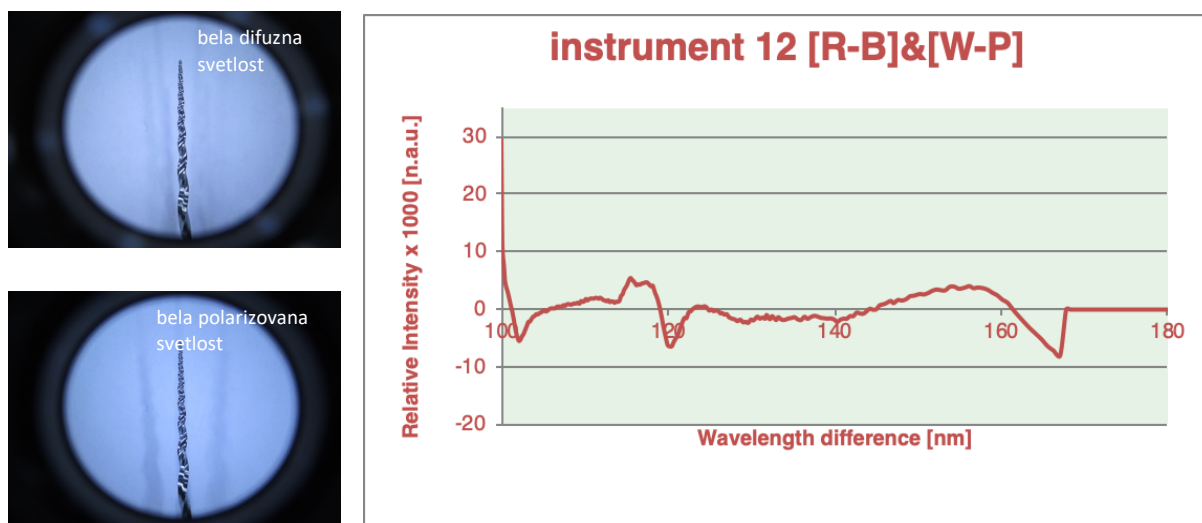
Slika 5.77. OMIS analiza ProTaper instrumenta F2 treće grupe na kom postoji FRAKTURA: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta



Slika 5.78. OMIS analiza korišćenog instrumenta ProTaper F2 I grupe na kom ne postoji FRAKTURA: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta

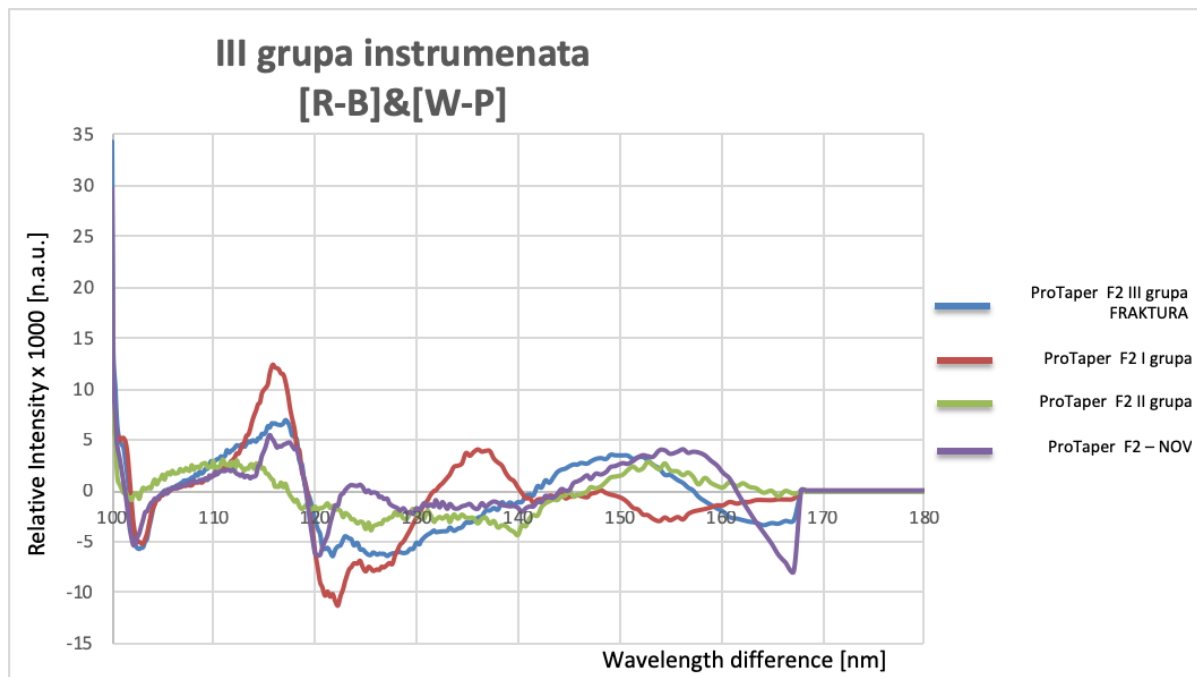


Slika 5.79. OMIS analiza korišćenog instrumenta ProTaper F2 II grupe na kom ne postoji FRAKTURA: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta



Slika 5.80. OMIS analiza novog, neupotrebljenog instrumenta ProTaper F2: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta

Analizirajući spektre OMIS analize za instrument tipa ProTaper F2 uočava se poklapanje intenziteta pikova za nove i frakturirane instrumente dok su korišćene instrumente koji nisu pretrpeli frakturu pokazali različite elektromagnetne osobine (slika 5.81).



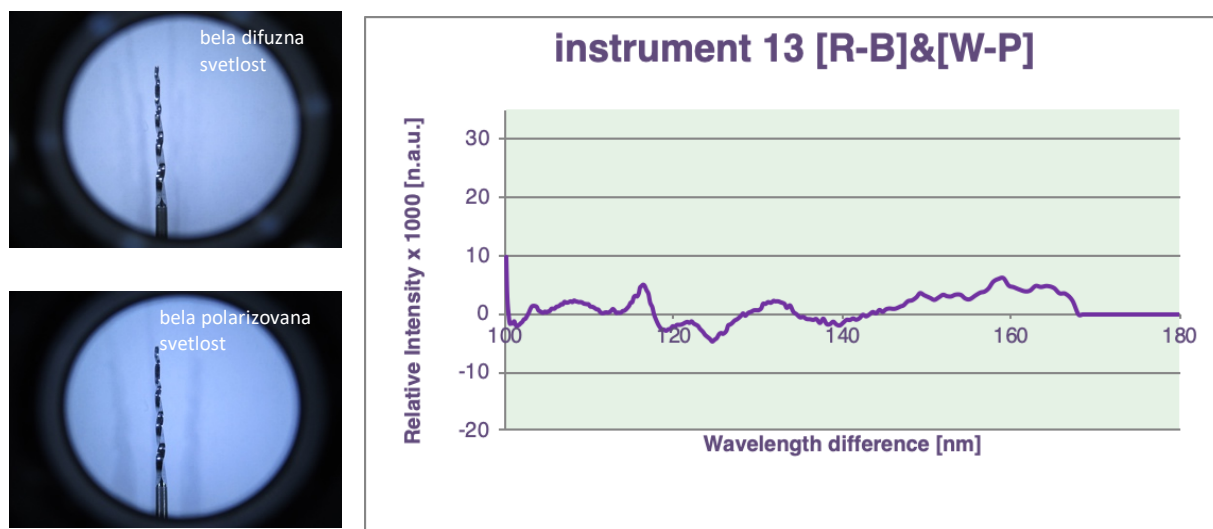
Slika 5.81. Poređenje dijagrama OMIS spektra za ProTaper instrumenata tipa F2

Tabela 5.36 Karakteristične vrednosti za OMIS spektre treće grupe

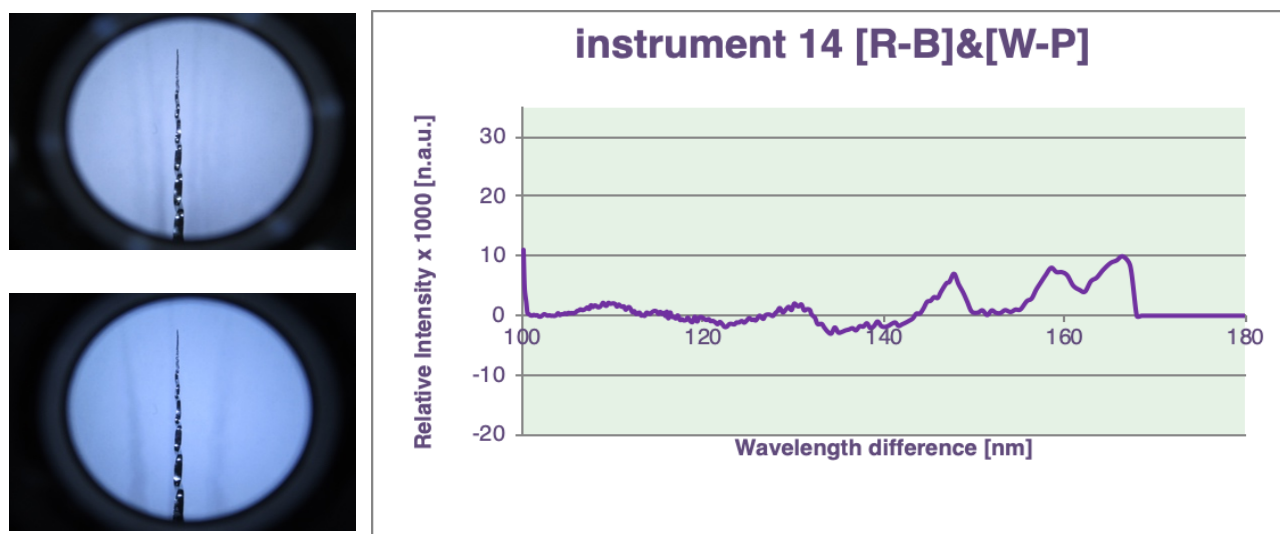
| Karakteristične vrednosti treće grupe | | | | |
|---------------------------------------|-------------------------|------------------|------------------------|------------------|
| Redni broj Instrumenta | Intenzitet 1 (maksimum) | Talasna dužina 1 | Intenzitet 2 (minimum) | Talasna dužina 1 |
| Instrument 9 | 6,2601 | 117,528 | -6,3359 | 121,735 |
| Instrument 10 | 11,9094 | 116,423 | -11,2893 | 122,249 |
| Instrument 11 | 2,5446 | 112,65 | -4,2556 | 139,979 |
| Instrument 12 | 5,4452 | 115,533 | -6,3687 | 120,245 |

Dijagram OMIS spektra ProTaper instrumenta F2 treće grupe na kom postoji fraktura (instrument 9, plava boja) pokazuje najveći pik (6,2601 n.a.u.) na talasnoj dužini od 117,528 nm i najveći minimum -6,3359 n.a.u. (na 121,735 nm) (slika 5.81. i tabela 5.36). Dijagram OMIS spektra ProTaper instrumenta F2 I grupe bez frakture (instrument 10, crvena boja) na kom se na kom se uočava najveći pik (11,9094 n.a.u.) na talasnoj dužini od 116,423 nm, i najveći minimum -11,2893 n.a.u. (na 122,249 nm). Dijagram OMIS spektra ProTaper instrumenta F2 II grupe bez frakture (instrument 11, zelena boja) na kom se na kom se uočava najveći pik (2,5446 n.a.u.) na talasnoj dužini od 112,65 nm i najveći minimum -4,2556 n.a.u. (na 139,979 nm). Dijagram OMIS spektra novog F2 ProTaper instrumenta (instrument 12, ljubičasta boja) na kom se na kom se uočava najveći pik (5,4452 n.a.u.) na talasnoj dužini od 115,533 nm i najveći minimum -6,3687 n.a.u. (na 120,245 nm). Za instrumente 9-11, blage oscilacije spektra se završavaju na 170 nm, dok za dvanaesti instrument spektar pokazuje izraženije amplitude na talasnim dužinama od 100 do 120 nm i od 150 do 170 nm, a u spektru od 125 do 150 nm ujednačenog karaktera.

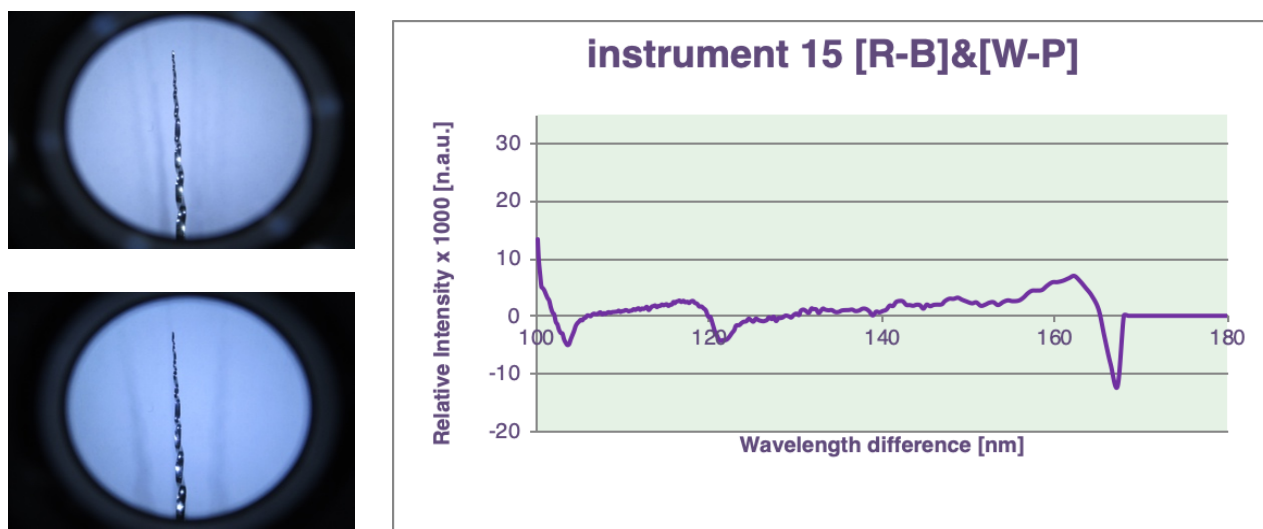
Četvrta grupa: Rezultati OMIS analize apikalne i srednje trećine radne površine BioRaCe Br1. NiTi instrumenata



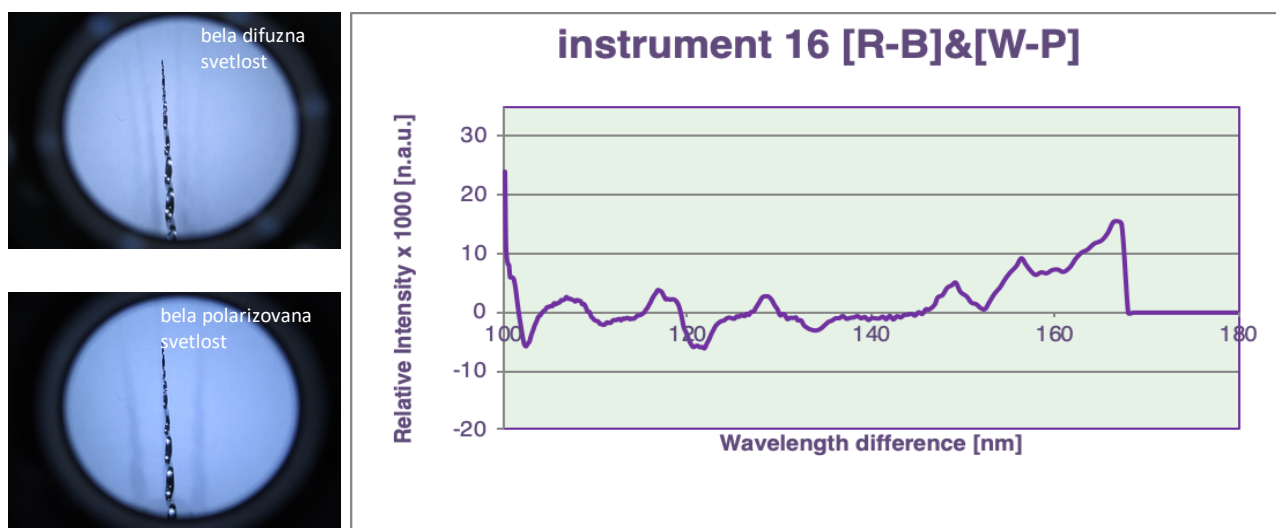
Slika 5.82. OMIS analiza BioRace instrumenta BR1. treće grupe na kom postoji FRAKTURA: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta



Slika 5.83. OMIS analiza korišćenog BioRace instrumenta Br.1. prve grupe na kom nepostoji FRAKTURA: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta

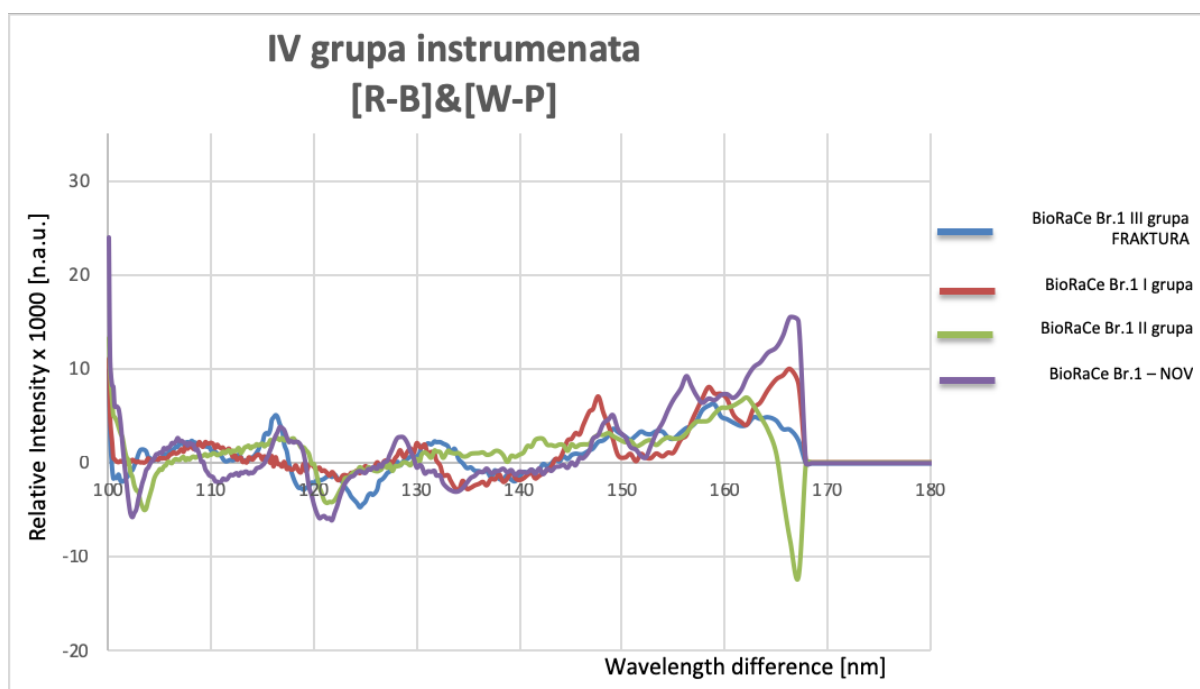


Slika 5.84. OMIS analiza korišćenog BioRace instrumenta Br 1. druge grupe na kom nepostoji FRAKTURA: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta



Slika 5.85. OMIS analiza novog, neupotrebljenog BioRace instrumenta Br.1.: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta

Analizirajući spektre OMIS analize za instrument tipa BioRace Br1. uočava se poklapanje intenziteta pikova za nove i frakturirane instrumente dok su korišćeni instrumente koji nisu pretrpeli frakturu pokazali različite elektromagnetne osobine (slika 5.86)



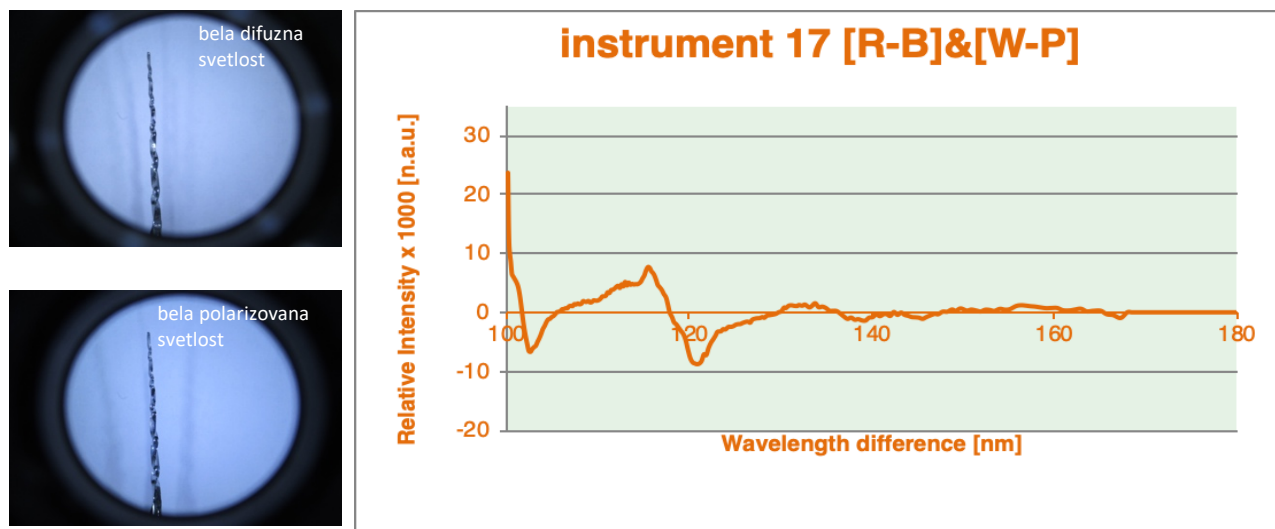
Slika 5.86. Poređenje dijagrama OMIS spektra za BioRace instrumenata tipa Br1

Tabela 5.37. Karakteristične vrednosti za OMIS spektre četvrte grupe

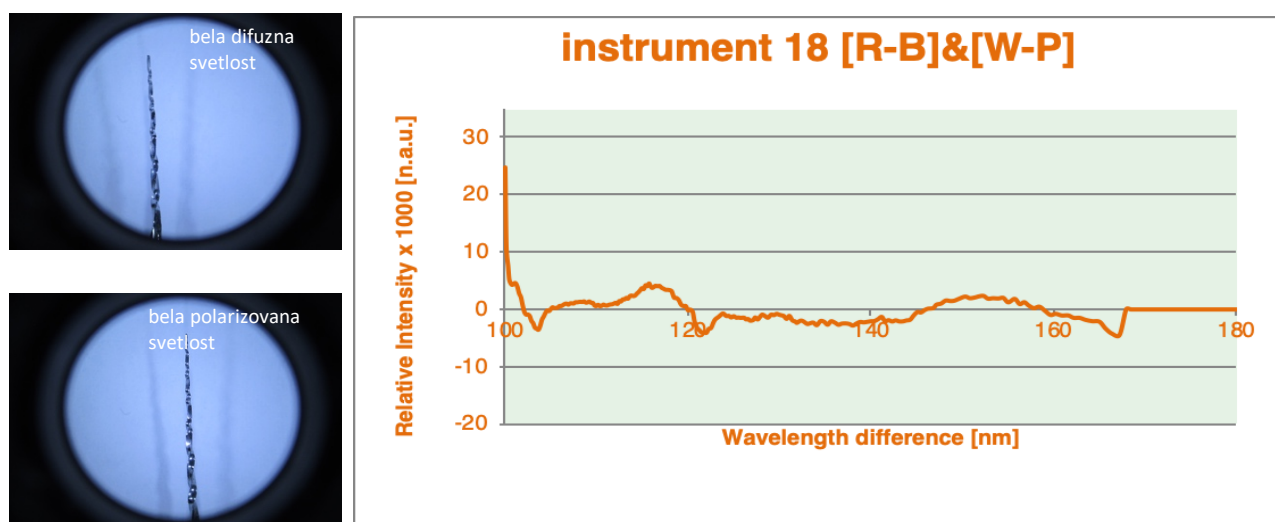
| Karakteristične vrednosti četvrte grupe | | | | |
|---|-------------------------|------------------|------------------------|------------------|
| Redni broj Instrumenta | Intenzitet 1 (maksimum) | Talasna dužina 1 | Intenzitet 2 (minimum) | Talasna dužina 1 |
| Instrument 13 | 5,1433 | 116,241 | -4,6745 | 121,436 |
| Instrument 14 | 7,007 | 147,651 | -2,9755 | 134,063 |
| Instrument 15 | 2,4729 | 117,737 | -4,2877 | 121,224 |
| Instrument 16 | 3,8154 | 116,637 | -6,0402 | 121,735 |

Dijagram OMIS spektra BioRaCe instrumenta Br1. treće grupe na kom postoji fraktura (instrument 13, plava boja) pokazuje najveći pik (5,1433n.a.u.) na talasnoj dužini od 116,241nm, i najveći minimum -4,6745n.a.u.(na 121,436 nm) (slika 5.86 i tabela 5.37). Dijagram OMIS spektra BioRaCe instrumenta Br1. prve grupe bez frakture(instrument 14, crvena boja) pokazuje najveći pik (7,007n.a.u.) na talasnoj dužini od 147,651nm, i najveći minimum -2,9755 n.a.u.(na 134,063nm). Ceo spektar ima izraženija paramagnetna svojstva. Dijagram OMIS spektra BioRaCe instrumenta Br1. druge grupe bez frakture (instrument 15, zelena boja) na kom se uočava najveći pik (2,4729 n.a.u.) na talasnoj dužini od 117,737nm, i najveći minimum -4,2877 n.a.u.(na 121,224 nm). Dijagram OMIS spektra novog BioRaCe instrumenta Br1(instrument 16, ljubičasta boja) ima najveći pik (3,8154 n.a.u.) na talasnoj dužini od 116,637 nm, i najveći minimum -6,0402 n.a.u.(na121,735 nm). Spektri za instrumente 13-15 pokazuju blage oscilacije koje se završavaju na 170 nm, dok spektar za šesnaesti instrument pokazuje izraženije amplitude na talasnim dužinama od 100 do 120 nm i od 150 do 170nm; dok je u spektru od 125 do 150 nm ujednačenog karaktera.

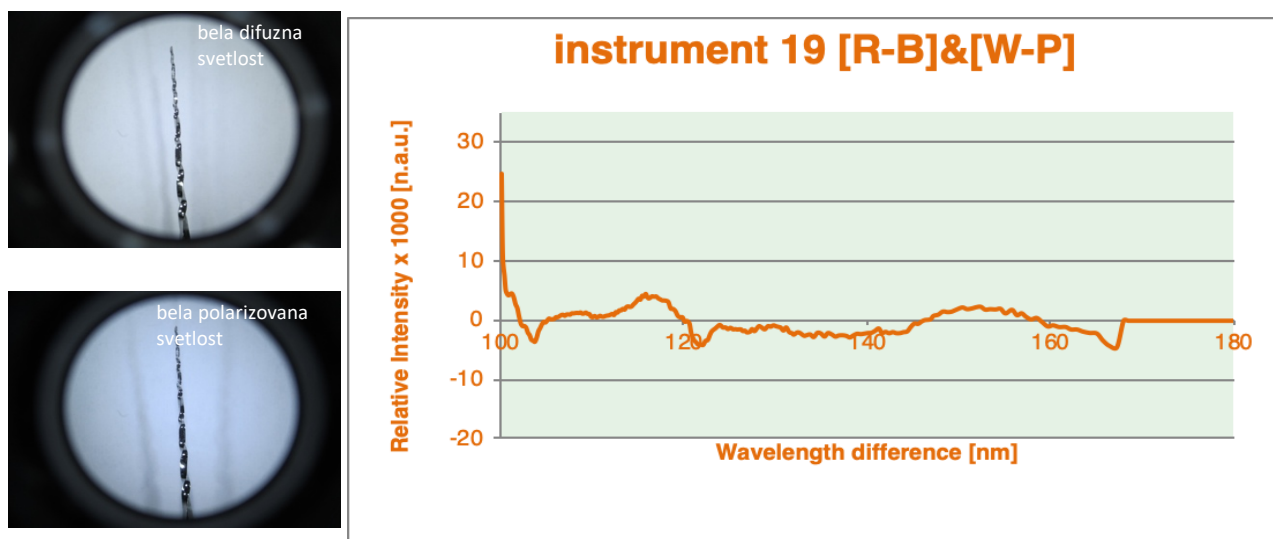
Peta grupa: Rezultati OMIS analize apikalne i srednje trećine radne površine BioRaCe Br.2 NiTi instrumenata



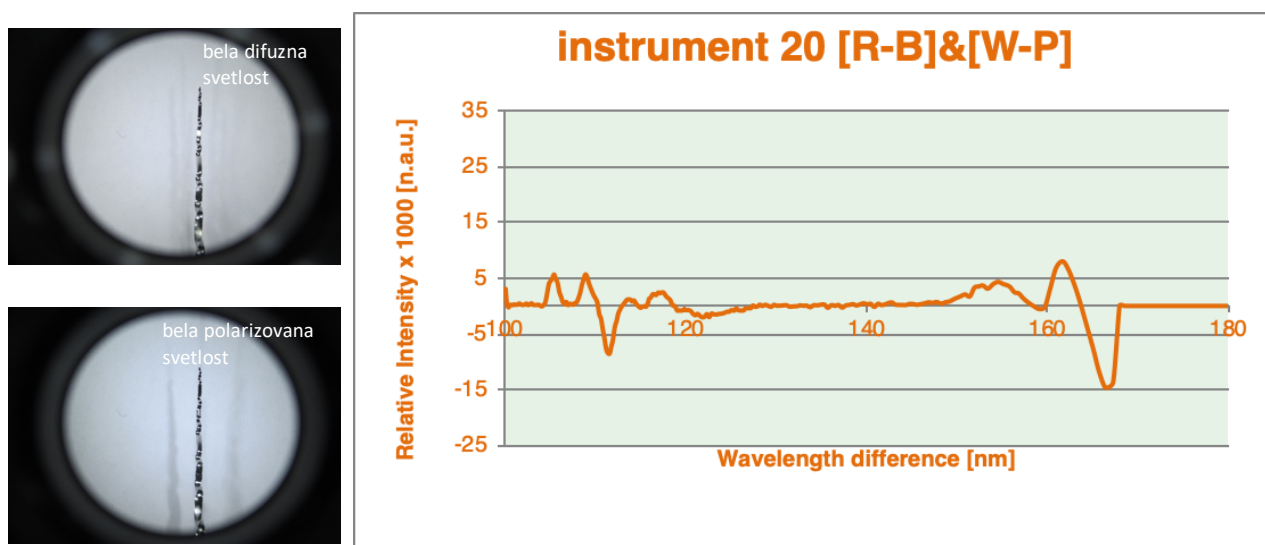
Slika 5.87. OMIS analiza BioRace instrumenta Br.2. druge grupe na kom postoji FRAKTURA: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta



Slika 5.88. OMIS analiza korišćenog BioRace instrumenta Br.2. prve grupe na kom nepostoji FRAKTURA: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta

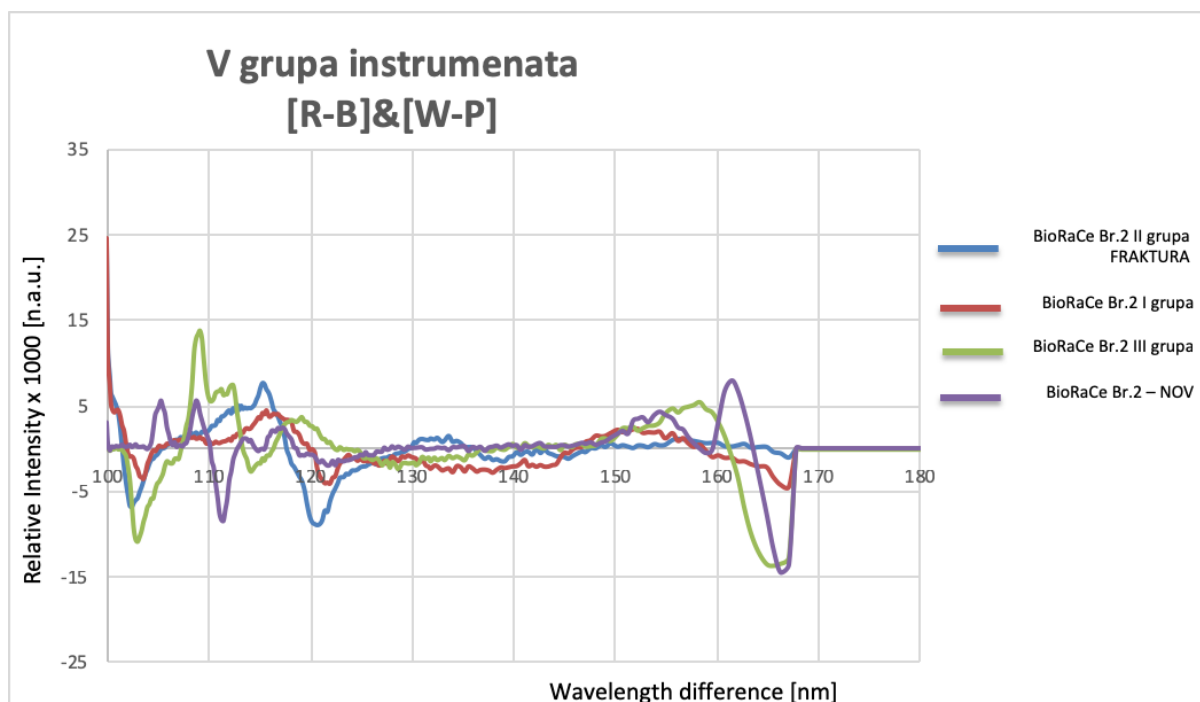


Slika 5.89. OMIS analiza korišćenog BioRace instrumenta Br 2. treće grupe na kom nepostoji FRAKTURA: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta



Slika 5.90. OMIS analiza novog, neupotrebljenog BioRace instrumenta Br.2.: a) instrument izložen beloj difuznoj svetlosti b) instrument izložen polarizovanoj svetlosti c) OMIS dijagram ispitivanog instrumenta

Analizirajući spektre OMIS analize za instrument tipa BioRace Br2. uočava se poklapanje intenziteta pikova pikova za korišćene instrumente koji nisu pretrpeli frakturu, dok su instrument sa frakturom i nov instrument istog tipa pokazali potpuno različite elektromagnetne osobine (slika 5.91)



Slika 5.91. Poređenje dijagrama OMIS spektra za BioRace instrumenata tipa Br2.

Tabela 5.38. Karakteristične vrednosti za OMIS spektre pete grupe

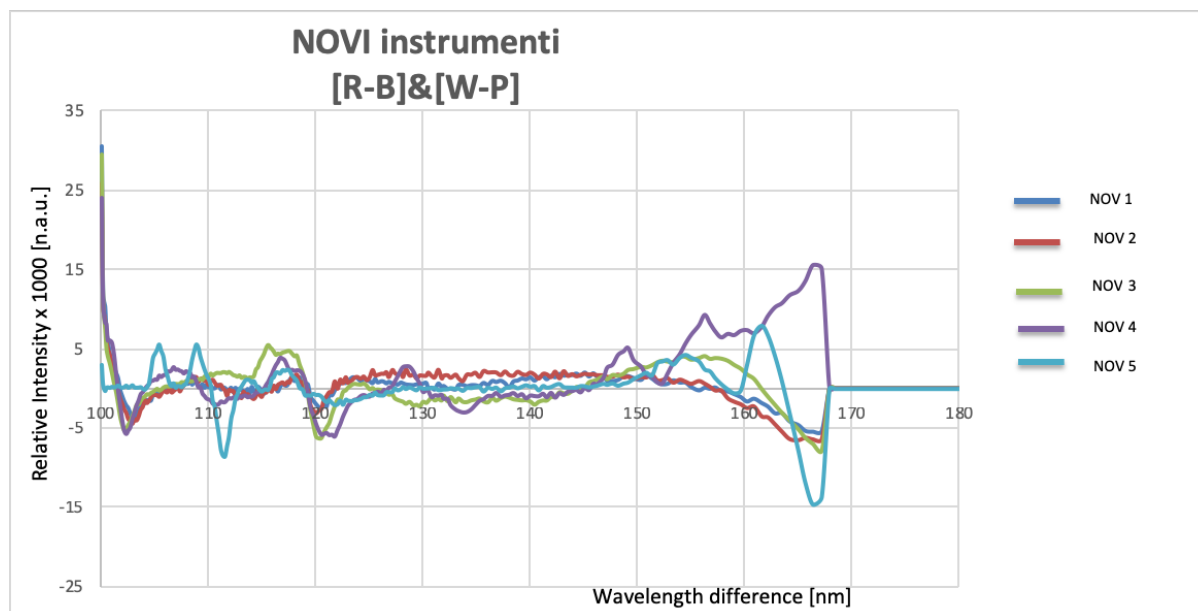
| Karakteristične vrednosti pete grupe | | | | |
|--------------------------------------|-------------------------|------------------|------------------------|------------------|
| Redni broj Instrumenta | Intenzitet 1 (maksimum) | Talasna dužina 1 | Intenzitet 2 (minimum) | Talasna dužina 1 |
| Instrument 17 | 7,6878 | 115,341 | -8,8306 | 120,708 |
| Instrument 18 | 4,0779 | 116,87 | -4,0564 | 121,992 |
| Instrument 19 | 13,5104 | 109,007 | -2,3740 | 114,381 |
| Instrument 20 | 5,6078 | 108,816 | -8,5218 | 111,502 |

Dijagram OMIS spektra BioRaCe instrumenata Br2. druge grupe na kom postoji fraktura (instrument 17, plava boja) pokazuje najveći pik (7,6878 n.a.u.) na talasnoj dužini od 115,341 nm, i najveći minimum -8,8306 n.a.u.(na 120,708 nm) (slika 5.91 i tabela 5.38). Dijagram OMIS spektra BioRaCe instrumenata Br2. prve grupe bez frakture (instrument 18, crvena boja) pokazuje najveći pik (4,0779 n.a.u.) na talasnoj dužini od 116,87 nm, i najveći minimum -4,0564 n.a.u.(na 121,992 nm). Dijagram OMIS spektra BioRaCe instrumenata Br2. treće grupe bez frakture (instrument 19, zelena boja) na kom se uočava najveći pik (13,5104 n.a.u.) na talasnoj dužini od 109,007 nm, i najveći minimum -2,3740 n.a.u.(na 114,381 nm).

Dijagram OMIS spektra novog BioRaCe instrumenata Br.2 (instrument 20, ljubičasta boja) ima najveći pik (5,6078 n.a.u.) na talasnoj dužini od 108,816nm, i najveći minimum (-8,5218 n.a.u.) i najveći minimum (-8,5218 n.a.u.) na talasnoj dužini 111,502nm. Spektri za instrumente ove grupe, pokazuju izraženije amplitude na talasnim dužinama od 100 do 120 nm i od 150 do 170nm; dok je u rasponu od 120 do 150 nm ujednačenog karaktera.

5.5.2. Rezultati OMIS analize za nove instrumente

Dijagrami dobijeni OMIS analizom apikalne i srednje trećine radne površine ispitivanih NiTi instrumenata upoređeni su i prema drugim kriterijumima (ne samo po pripadnosti istom tipu instrumenta). Poređenje dijagrama novih instrumenata je dato na slici 5.92.



Slika 5.92. Poređenje dijagrama OMIS analize novih instrumenata (Legenda: NOV 1- MTwo 10-0.04 III grupa, NOV 2 - MTwo 15-0.05 III grupa, NOV 3- ProTaper F2 III grupa, NOV 4- BioRaCe Br.1 III grupa, NOV 5- BioRaCe Br.2 II grupa)

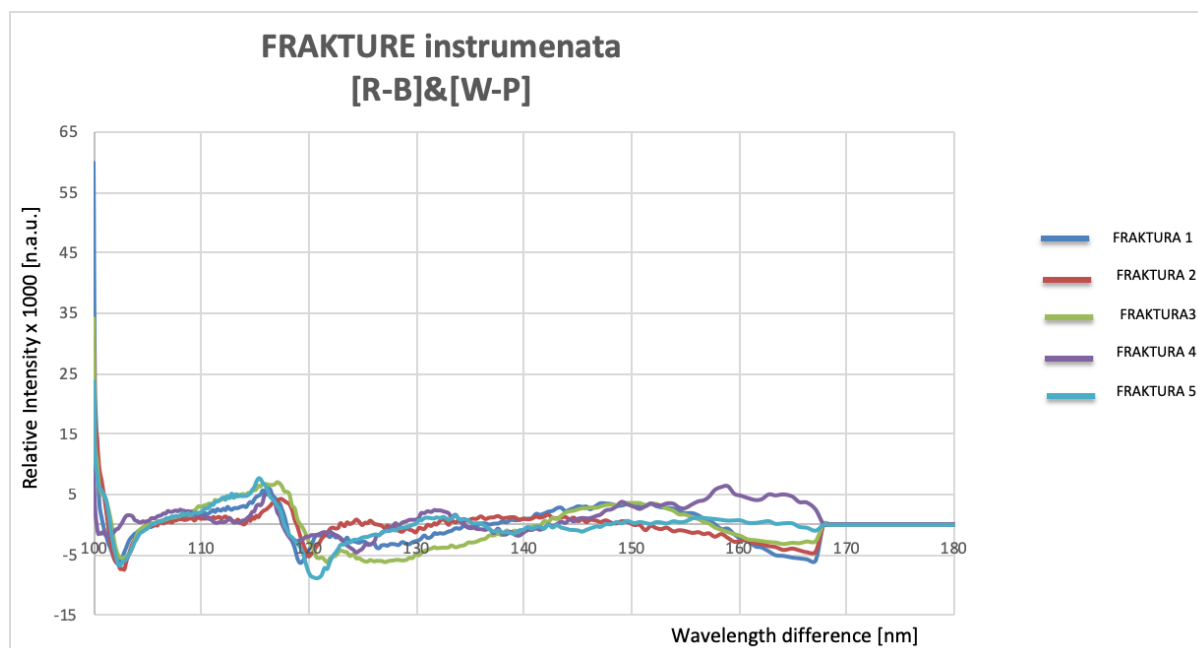
Tabela 5.39. Karakteristične vrednosti za nove instrumente

| Karakteristične vrednosti za nove instrumente | | | | |
|---|-------------------------|------------------|------------------------|------------------|
| Redni broj Instrumenta | Intenzitet 1 (maksimum) | Talasna dužina 1 | Intenzitet 2 (minimum) | Talasna dužina 1 |
| Instrument 4 | 1,1655 | 118,199 | -2,2811 | 120,968 |
| Instrument 8 | 1,4814 | 117,737 | -3,1576 | 119,991 |
| Instrument 12 | 5,4452 | 115,533 | -6,3687 | 120,245 |
| Instrument 16 | 3,8154 | 116,637 | -6,0402 | 121,735 |
| Instrument 20 | 5,6078 | 108,816 | -8,5218 | 111,502 |

Analizirajući intenzitete za OMIS spektre novih, neupotrebljenih instrumenata primećuje se njihova usaglašenost intenziteta na istim talasnim dužinama (slika 5.92 i tabela 5.39). Najveći pikovi intenziteta su lokalizovani na talasnoj dužini od 108,816nm do 118,199 nm. BioRace instrumenti (16 i 20) imaju najizraženije pozitivne (3,8154n.a.u.i 5,6078n.a.u.) i negativne vrednosti (-6,0402n.a.u. i -8,5218n.a.u.)

5.5.3. Rezultati OMIS analize za instrumente sa frakturom

Poređenje dijagrama OMIS analize instrumenata sa frakturom dato je na slici 5.93.



Slika 5.93. Poređenje dijagrama OMIS analize za frakturirane instrumente (Legenda: FRAKTURA 1- MTwo 10-0.04 III grupa, FRAKTURA 2 - MTwo 15-0.05 III grupa, FRAKTURA 3- ProTaper F2 III grupa, FRAKTURA 4- BioRaCe Br.1 III grupa, FRAKTURA 5- BioRaCe Br.2 II grupa)

Tabela 5.40. Karakteristične vrednosti za instrumente sa frakturom

| Karakteristične vrednosti za instrumente sa frakturom | | | | |
|---|-------------------------|------------------|------------------------|------------------|
| Redni broj Instrumenta | Intenzitet 1 (maksimum) | Talasna dužina 1 | Intenzitet 2 (minimum) | Talasna dužina 1 |
| Instrument 1 | 5,7353 | 116,423 | -6,4439 | 119,22 |
| Instrument 5 | 4,2370 | 117,528 | -5,2598 | 119,991 |
| Instrument 9 | 6,2601 | 117,528 | -6,3359 | 121,735 |
| Instrument 13 | 5,1433 | 116,241 | -4,6745 | 121,436 |
| Instrument 17 | 7,6878 | 115,341 | -8,8306 | 120,708 |

Analizirajući intenzitete za OMIS spektre novih, neupotrebljenih instrumenata primećuje se njihova usaglašenost intenziteta na istim talasnim dužinama (slika 5.93 i tabela 5.40). Svi frakturirani instrumenti imaju maksimalne pikove intenziteta na talasnoj dužini od 115,341nm do 117,528 nm. Neusaglašeno ponašanje pokazuju instrumenti tipa BioRaCe pa najveći intenzitet paramagnetizma i dijamagnetizma ispoljava BioRace instrument 17 (7,6878n.a.u. i -8,8306n.a.u), ali i najmanji dijamagnetizam, instrument 13 (-4,6745 n.a.u.). sa najvećim paramagnetizmom na talasnim dužinama 115-118nm i dijamagnetizmom u predelu 120-122nm. Ispoljavanje magnetnih osobina na talasnim dužinama od 155nm do 170nm pokazuju jedino instrumenti tipa BioRaCe, do svi ostali ispitivani frakturirani instrumenti imaju paramagnetne osobine u ovom delu spektra.

6. DISKUSIJA

6.1. Diskusija materijala i metoda

Jedan od bližih ciljeva ovog istraživanja je bio da se primenom skenirajuće elektronske mikroskopije (SEM) analiziraju morfološke odlike, odnosno da se analiziraju površine radnih delova novih, nekorišćenih različitih NiTi rotirajućih instrumenata sistema pune rotacije, detektujući iregularnosti nastale tokom proizvodnog procesa, kao i prisustvo različitih nečistoća. Isti instrumenti su analizirani primenom SEM-a i nakon preparacije pravih i kanalskih sistema različite povijenosti.

Za analizu defekata na neupotrebljenim instrumentima, krajem devedesetih godina najčešće je primenjivana svetlosna mikroskopija (Goldberg, 1988; Walia et al., 1988; Marsicovertere et al., 1996; Filho et al., 1998; Astahana et al., 2016). Poslednjih decenija SEM analiza (koja je primenjena i u ovoj studiji) je postala standard u detekciji defekata novih, nekorišćenih NiTi instrumenata i analizi morfometrijskih promena na instrumentima nakon upotrebe, omogućavajući najefikasnije ultrastrukturno ispitivanje površine instrumenata pod različitim uvećanjima (Eggert et al. 1999; Sattapan, 2000a; Schäfer i Zapke, 2000; Kühn, 2001; Tripi, 2001; Foschi, 2004; Alapati et al., 2005; Cheung i Darvell, 2007; Herold, 2007; Chianello, 2008; Shen, 2009; Arantes, 2014; Patel, 2016; Gambarini et al., 2016; Vidal et al., 2016; Bennett et al., 2017; Spicciarelli et al., 2019). Dodatna prednost primene ove metode je da se uzorci ispituju bez bilo kakve pripreme, koja bi mogla eventualno promeniti površinsku strukturu analiziranih instrumenata. Neophodnost primene SEM-a u analizi defekata instrumenata nakon eksperimentalnog postupka potvrđuje činjenica o neprepoznavanju defekata u ovoj studiji upotrebom stereomiskroopa (Stereomiskroskop, Boeco BSZ-405, Germany, sa integrisanom digitalnom kamerom, na uvećanju od 30 puta) u svrhu detektovanja eventualnih pukotina, lomova, odvrtnja navoja ili drugih deformacija.

Za preciznije utvrđivanje prirode eventualne kontaminacije, uz SEM analizu je neophodno primeniti i metodu energetske disperzivne spektrometrije (EDS), koja omogućava analizu hemijskog sastava ispitivane površine. U ovom istraživanju, SEM-EDS metoda je primenjena za potvrdu prisustva i određivanje hemijskog sastava zatečenih nečistoća na radnim delovima novih NiTi rotirajućih instrumenata, a slične metode su primenili Filho i De Castro Martins u svojim istraživanjima (Filho et al., 2001; De Castro Martins et al., 2002).

Eksperimentalni protokol primenjen u ovom radu, razvijen je u skladu sa prethodno korišćenim modelima za ispitivanje promena na NiTi rotirajućim instrumentima nakon obrade korenskih kanala različite povijenosti. Eksperimentalni deo istraživanja je sproveden u laboratorijskim uslovima na humanom biološkom materijalu, kao in vitro studija u strogo kontrolisanim uslovima. Ispitivani su setovi NiTi instrumenata različite generacije, različitih proizvođača, dizajna radnog dela, različite tehnike obrade površine, a povezuje ih ujednačena metodologija njihove aktivacije. Nedostatak ovakvog istraživanja, kao i kod svih laboratorijskih studija uopšte, je nepostojanje fizioloških uslova tokom instrumentacije (Alapati et al., 2003; Brkanić, 2007; Shen et al., 2009). Primena NiTi instrumenata sa aktivacijom u punoj rotaciji je efikasna tehnika za postizanje optimalnog oblika korenskog kanala, sa manjom mogućnošću ispravljanja kanala, boljim centriranjem instrumenta u povijenim kanalima i manjim rizikom potiskivanja detritusa u periapeksna tkiva (De-Deus et al., 2010; You et al., 2010; Berutti et al., 2012; Bürklein & Schäfer, 2012; Azim et al., 2016; Drukteinis et al., 2019).

Za realizaciju eksperimentalnog dela istraživanja, primenjen je humani materijal (ekstrahovani zubi). U literaturi postoji mnoštvo studija koje izveštavaju o efikasnosti i sigurnosti NiTi instrumenata pri obradi simuliranih kanala u plastičnim blokovima (Thompson & Dummer, 2000; Kum et al., 2000; Shafer & Lohmann, 2002a; Yun & Kim, 2003; Schäfer & Florek, 2003; Ha et al., 2010) ili ekstrahovanim humanim zubima sa povijenim kanalima (Blum et al., 1999; Jardine & Gulabivala,

2000; Shafer i Lohmann, 2002b; Herold et al., 2007; Bonacorso et al., 2009; Igbal et al., 2010; Castello-Escriva et al., 2012; Amrita & Sureshchandra, 2013). Upotreba plastičnih blokova, sa simuliranim kanalima standardizovanih dimenzija i konfiguracije, definitivno bi predstavljala jedan idealan eksperimentalni model (Schirrmeister et al., 2006). Iako plastični blokovi omogućavaju standardizaciju oblika, veličine, konusa i povijenosti kanala, razlika u tvrdoći i abraziji dentinskog tkiva i smole, često dovodi do razlika u stresu koji instrument trpi tokom instrumentacije (Yun & Kim, 2003; De Lima et al., 2013). Nedostaci eksperimentalnog postupka pri instrumentaciji na akrilatnim modelima ogledaju se u nemogućnosti simulacije trodimenzionalnih, kombinovanih krivina koje postoje na prirodnim zubima (buko-lingvalne ili mezio-distalne povijenosti) (Schäfer et al., 2006a; 2006b).

Prema studiji Ray-a i saradnika (2007), idealan eksperimentalni model predstavlja preparacija na prirodnim zubima, te su mnoge studije, pa i ova teza, u svojim istraživanjima koristile upravo ovaj model (Fife et al., 2004; Ankrum et al., 2004; Inan & Gonulol, 2009; Zhao et al., 2014). U cilju standardizacije eksperimentalnog modela istraživači nekada koriste uzorke (prirodne zube) različitih morfoloških grupa (veoma često mezijalni korenovi donjih prvih molara ukoliko su potrebni komplikovani kanalni sistemi) (Paque et al., 2005; 2012; Jodway & Hulsmann, 2006; De Lima et al., 2013). Velika grupa istraživača predlaže upotrebu zuba različitih morfoloških grupa, koji su grupisani prema različitim kriterijumima (Pasternak-Junior et al., 2009; Sauaia et al., 2010; Bürklein et al., 2011).

Različite metode pokušavaju da na najpouzdaniji način standardizuju komplikovanu unutrašnju anatomiju kanala, mereći ugao krivine, radijus krivine, koristeći komplikovane matematičke formule, 3D, mikro-kompjuterizovanu tomografiju (mikroCT), kompjuterizovanu tomografiju konusnog zraka (CBCT) (Freire et al., 2012; Zhao et al., 2014).

U ovoj studiji je sprovedena standardizacija morfologije eksperimentalnih zuba primenom radiografske metode po Schneider-u, podelom na tri različite grupe u odnosu na ugao povijenosti.

Pripremu ekstrahovanih zuba za eksperiment i sve instrumentalne procedure izveo je jedan praktičar, da bi se izbegla razlika u manipulaciji različitih operatora i postigla maksimalna kontrola tokom eksperimentalnog postupka. Da bi se postigli ujednačeni eksperimentalni uslovi, svaki instrument je upotrebljen u deset kanala ili do trenutka njegove frakture.

Za analizu frakturnih površina zalomljenih instrumenata primenjena je i metoda Optomagnetne imidžing spektroskopije (OMIS), koja registruje promene na nanostrukturnom nivou. Ova analiza se zasniva na interakciji svetlosti i materije, tj odnosa električnih i magnetnih sila u kovalentnim i međumolekulskim vezama ispitivanog uzorka. Odbijena polarizovana svetlost svojom električnom komponentom, u vidu elektromagnetnog talasa (reakcija na belu svetlost) i električnog talasa (odbijena polarizovana svetlost), opisuje magnetna svojstva materije (optomagnetni otisak) (Sedlar et al., 2015; Koch et al., 2016).

6.2. Diskusija rezultata

6.2.1. Diskusija rezultata SEM analize novih instrumenata

Analizirajući površinu novih, neupotrebljenih instrumenata, mnoge studije su pokazale da novi NiTi instrumenti nisu "besprekorni" i da obiluju defektima na svojoj aktivnoj površini (Bonetti-Filho et al., 1998; Chianello et al., 2008). Prema rezultatima istraživanja Thompson-a (2000) i Alapati-ja i saradnika (2003 i 2005), ovi defekti mogu uzrokovati frakturu tokom njihove kliničke upotrebe. Prema De Castro Martinsu, većina površinskih anomalija novih NiTi instrumenata je vidljiva samo

na većim uvećanjima, npr. pri skenirajućoj elektronskoj mikroskopiji (SEM-u) (De Castro Martins, 2002).

U ovoj studiji je utvrđeno prisustvo defekata na radnoj površini svih novih NiTi instrumenata (pet različitih komercijalnih setova), pri čemu je nešto veći procent ovih defekata uočen u apikalnoj a nešto manji u srednjoj trećini radnog dela ispitivanih instrumenata.

Proces izrade rotirajućih NiTi instrumenata je značajno kompleksniji od izrade čeličnih instrumenata (Miura et al., 1986; Brockhurst & Hsu, 1998; Thompson, 2000; Schäfer, 2002; Pohl et al., 2004). Obrada instrumenata je veoma zahtevna, a svrdla i glodalice koje se koriste tokom proizvodnog procesa veoma brzo zatupljuju, što često dovodi do pojave nepravilnosti na površini izrađenih instrumenata (Alapati et al., 2003; Anusavice & Phillips 2003).

Mašinska obrada početne NiTi žice, često uzrokuje nastanak površinskih deformacija i pukotina usled tragova glodanja i obrade, ali i uglačanih površina (metal flash) na sečivnim ivicama instrumenata (Eggert et al., 1999; Thompson, 2000; Ebihara et al., 2011). Ove promene predstavljaju centre sa dislokacijom kristalne strukture, mogu da kompromituju sečivnu efikasnost instrumenata i postati mesta za potencijalni nastanak korozije. Takođe, ove tačke, predstavljaju mesta inicijacije defekata, doprinoseći degradaciji mehaničkih svojstava i pojave mikro ili kompletne frakture tokom kliničke upotrebe NiTi instrumenata (Thompson, 2000; Gambarini, 2001c; Kuhn et al., 2001; Tripi et al., 2006; Yao et al., 2006; Alapati et al., 2009). Titanijumske legure se teško obrađuju zbog svoje elastičnosti, te zahtevaju veće sile rezanja u odnosu na čelik. NiTi legura se intenzivno lepi za alat kojim se obrađuje, pa se zaštita materijala postiže oksidiranjem površine ili metalnim premazom, koji se nakon obrade uklanjaju hemijskim putem (Filetin et al., 2002). Usled većih sila i veće brzine koje su neophodne za obradu ove legure postoji mogućnost paljenja strugotine i formiranja otvrdnutih mesta (Gojić, 2010). Ovi delovi veće tvrdoće, takođe predstavljaju zone koje se dalje teže obrađuju, ali i zone sa većom verovatnoćom deformacije i frakture ovakvog instrumenta (Kuhn et al., 2001).

Proces toplotne obrade kome se izlaže NiTi legura, radi povećanja tvrdoće i čvrstoće i smanjenja žilavosti, takođe može dovesti do stvaranja krtijih mesta na površini legure. Titanijum ima veoma visok afinitet spajanja sa azotom, ugljenikom, vodonikom i kiseonikom, pa apsorpcija ovih elemenata u leguri čak, i u veoma malim količinama uzrokuje lomljivost metala. Tokom toplotne obrade NiTi legure potrebno je voditi računa da temperatura ne pređe 950°C, jer iznad te temperature dolazi do izrazitog vezivanja navedenih elemenata. Vezivanje stranih čestica može uzrokovati poroznost legure te se proces žarenja mora izvoditi u indukciji zaštitne argonske atmosfere, a izlupati isključivo pod pritiskom u vakumskoj sredini (Filetin et al., 2002).

Način na koji dolazi do formiranja defekata tokom nastanka legure Anusavice i Phillips su pripisali karakterističnoj faznoj transformaciji i prekrizalizaciji NiTi legure (Anusavice & Phillips 2003). Prekrizalizacija je pojava promene tipa rešetke u zavisnosti od temperature (npr. titan pri 882°C prelazi iz heksagonalne u monokliničnu strukturu) a brzina kristalizacije, utiče na pravilnost strukture kristala. Postoji nekoliko vrsta nepravilnosti kristalne rešetke: tačkaste ili nedimenzionalne (uključenja i praznine), linearne ili jednodimenzionalne (dislokacije), površinske ili dvodimenzionalne (granice zrna), zapreminske ili trodimenzionalne (čestice strane faze) (Anusavice & Phillips, 2003).

Rezultati istraživanja ove studije su pokazali da je na radnom delu svakog ispitivanog novog NiTi instrumenta, primećen bar jedan tip deformacije nastao tokom proizvodnog procesa. Ovaj nalaz je u skladu sa rezultatima studija koje su potvrdile probleme u proizvodnji i nastanku NiTi instrumenata bez nesavršenosti na površini radnog dela (Eggert et al., 1999; Chianelo et al., 2008 i Arantes et al., 2014). Prisustvo defekata i prljavštine na aktivnom delu novih NiTi instrumentima su dokazana realnost, iako često na fabričkom pakovanju postoji potvrda o njihovoj sterilnosti (Arantes

et al., 2014). Proizvodni proces endodontskih rotirajućih instrumenata može stvoriti nepravilnosti na njihovoj površini u vidu žljebova, mikro šupljina, opiljaka i jamica (Bonetti-Filho et al., 1998; Alapati et al., 2003; 2005; Scahafer et al., 2004; Hülsman et al., 2005; Patino et al., 2005; Schirrmeister et al., 2006; Chianello et al., 2008; Gambarini et al., 2011; Plotino et al., 2012). Ove površinske nepravilnosti se teško dijagnostifikuju golim okom te su zato neophodna velika uvećanja (SEM). Mašinski defekti kao što su ogrebotine i mikro šupljine na površini instrumenta mogu delovati kao mesta inicijacije pukotina povećavajući mogućnost loma instrumenta (Kuhn et al., 2001; Karn et al., 2004; Parashos et al., 2006; Yao et al., 2006).

Za procenu površinskih defekata korišćena je klasifikacija po autorima Christine Eggert i saradnika, sa jedanaest parametara koji su se detektovali na radnoj površini novih, neupotrebljenih NiTi instrumenata (Eggert et al., 1999). Prednost ovakvog, numeričkog sistema bodovanja je da se defekti zatečeni posle proizvodnje instrumenata mogu identifikovati i pratiti njihovu propagaciju u kasnijim fazama eksperimenta ili nakon kliničke primene.

Postojanje proizvodnih defekata i prisustvo rezidualnih materija je dokazano u različitim studijama. Prisustvo površinskih iregularnosti potvrđuju: (Eggert et al., 1999; Kuhn et al., 2001; Tripi et al., 2001; De Castro Martins et al., 2002; Alapati et al., 2003; 2005; Alexandrou et al., 2006; Anderson et al., 2007; Chianello et al., 2008; Alapati et al., 2009; Arrantes et al., 2014; Boutsoukis & Lambrianidis, 2018). Arens i saradnici su prezentovali zanimljivu studiju o učestalosti frakture nakon prve upotrebe novih, nekorišćenih NiTi instrumenata, od 0,9% (Arens et al., 2003). Kao uzrok ove komplikacije Shen navodi neadekvatnu manipulaciju i postojanje proizvodnih defekata (Shen, 2009).

Analizirajući pojavu defekata na površini radnog dela apikalne i srednje trećine ispitivanih rotirajućih NiTi sistema nakon SEM-a, primećuje se najučestalija njihova pojava na sistemima K3 i ProTaper grupe, verovatno kao posledica sličnih proizvodnih procesa ova dva seta instrumenata. Zapaža se i značajno manja zastupljenost defekata u BioRaCe grupi u odnosu na ostale četiri grupe novih instrumenata. Ovaj nalaz je u saglasnosti sa tvrdnjama Anderson-a i saradnika, koji su otkrili da su elektropolirani instrumenti imaju značajno smanjenje površinskih nepravilnosti (Anderson et al., 2007).

Najučestaliji tip površinskih iregularnosti na radnoj površini novih instrumenata u ovoj studiji je bila **pojava žljebova (frettinga)**, koji su posledica načina izrade NiTi instrumenata. Ova promena je zastupljena u svim grupama instrumenata u veoma visokom procentu; osim u grupi BioRaCe instrumenata, kod koje je ovaj tip defekta uočen u apikalnoj trećini (33,3%) i srednjoj trećini (27,8%); u svim ostalim grupama, ova zastupljenost je bila u 100% slučajeva

Ovaj nalaz je u saglasnosti sa rezultatima istraživanja Andersona i saradnika, koji su potvrdili da su instrumenti koji nisu podvrgnuti elektrohemijском poliranju radne površine, skloniji pojavi proizvodnih defekata u vidu žljebova, pukotina i kavitacija (Anderson et al., 2007). Klinički značaj pojave žljebova na površini instrumenta je u povećanju mogućnosti njegovog ušrafljivanja (usled trenja koje postoji zbog neravne površine), čime se posledično, povećava incidencija loma. Ovaj nalaz su potvrdile studije Kuhn-a, Karn-a i Shen-a, koje su u svojim SEM i EDS istraživanjima različitih tipova rotirajućih instrumenata, iznele uticaj ovakvih defekata kao mesta inicijacije i povećanja mogućnosti loma instrumenta (Kuhn et al., 2001; Karn et al., 2004; Shen et al., 2009).

Prisustvo metalnih opiljaka kao nus-pojava proizvodnog procesa je zapaženo na radnoj površini svih ispitivanih instrumenata. Najveći procenat ove kontaminacije je uočen u K3 grupi, i to značajno više na apikalnom segmentu (83,3% apikalno i 46,7% u srednjoj trećini). Korelacija između veće koničnosti K3 instrumenata ispitivanih u ovoj studiji (koničnost od .06) i velike zastupljenosti metalnih opiljaka je u saglasnosti sa studijom Marending-a i saradnika, koji su ukazali da metalni

opiljci nastaju kao rezultat proizvodnog procesa i to češće kod debljih i koničnijih instrumenata (Marending et al., 1998).

Statistički značajna veća pojava metalnih opiljaka na apikalnom segmentu potvrđuje problematiku izrade NiTi instrumenata na njihovom najtanjem i najvulnerabilnijem delu.

Primenom SEM analize Demetto je sa saradnicima, uočio prisustvo velike količine metalnih opiljaka na površini radnog dela novih NiTi instrumenata, neposredno po otvaranju iz originalnog pakovanja (Demetto et al., 1999). Ovaj tip defekta na površini novih instrumenata, dovodi do smanjenja sečivne efikasnosti, a osim toga, metalni opiljci na aktivnoj površini instrumenta se tokom instrumentacije mogu zadržati u dentinskim zidovima kanala ili u periapexnom tkivu. Van Eldik je dokazao mogućnost kontaminacije periapexnog tkiva metalnim opiljcima unetih preko instrumenata, što može redukovati tok reparacije tkiva, i kompromitovati uspeh endodontske terapije (Van Eldik et al., 2004).

Defekti radne površine u vidu jamičastih udubljenja (pitting) su uočeni samo na dve grupe ispitivanih novih instrumenata ali u visokom procentu. Svi instrumenti K3 grupe su imali ovaj tip defekta: u apikalnoj (100%) i u srednjoj trećini (100%) a kod ProTaper grupe je uočen 83,3% apikalno i 88,9% u srednjoj trećini. Pojava jamičastih šupljina nastaje tokom proizvodnog procesa, jer se tokom topljenja elementarnog nikla i titanijuma, razlikuju brzine njihove međusobne difuzije pri zagrevanju što dovodi do formiranja praznina (Ounsi et al., 2008). Atomi nikla difunduju brže u titan, nego atomi titanijuma u obrnutom smeru. Dakle, maseni transport nije izbalansiran što može dovesti do stvaranja praznina u niklu nakon legiranja (Bennet et al., 2017). Ove šupljine su poznate pod nazivom Kirkendalova poroznost ili Kirkendalov efekat (Tomus et al., 2003; Hong-Sheng et al., 2005; Bennet et al., 2017).

Prisustvo ovog defekta koji je karakteristika proizvodnog procesa na dva tipa ispitivanih instrumenata u ovoj tezi (K3 i ProTaper setovi instrumenata), potvrđuje njihov sličan protokol izrade.

Smatra se da mašinski defekti kao što su ogrebotine i mikro šupljine na površini radnog dela instrumenta mogu postati mesta inicijacije pukotina i povećati mogućnost loma instrumenta (Kuhn et al., 2001; Karn et al., 2004). Nagumo je izneo dokaze o značaju ovih defekata na mehaničke karakteristike NiTi instrumenata, kao i tačnom mehanizmu njihovog uticaja (Nagumo, 1994). On je zapazio da legura može da apsorbuje vodonik iz pljuvačke i formira hidridne veze sa atomima NiTi rešetke koje su stabilne na sobnoj temperaturi. Ovakva promena molekularne strukture dovodi do promene fizičkih svojstava legure izazivajući hidrogensku poroznost. Asaoka je takođe, izneo da difuzija vodonika kroz NiTi leguru, formira faze hidrida na površini materijala koji ima krtiju strukturu (Asaoka et al., 2002). Ovaj novonastali hidridni sloj na aktivnoj površini NiTi instrumenta je različite debljine. Tokom uključivanja ovakvih instrumenata u klinički rad dolazi do formiranja mikropukotina koje nastaju abrazivnim dejstvom tokom instrumentacije ili tokom forsirane deformacije instrumenta (Asaoka et al., 2002). Tokom kliničke upotrebe, obezbeđenjem apsolutno suvog radnog polja, ovaj mehanizam nema značaja, međutim, može imati veliki uticaj tokom procesa čišćenja i sterilizacije instrumenata, kada su instrumenti izloženi dužem dejstvu jonizujućih tečnosti (Asaoka et al., 2002).

Žljebovi, ogrebotine i mikro šupljine mogu predstavljati inicijalna mesta za koncentraciju korozije i eventualno postati mesta osetljiva na lom instrumenta. Njihova pojava je značajno manja na instrumentima koji su izloženi dodatnoj obradi radne površine. Rezultati ove studije su u skladu sa studijom Chianell-a i saradnika, koji nisu pronašli mikrošupljine na instrumentima tipa RaCe-a pre upotrebe, zahvaljujući upravo elektropoliranoj površini instrumenta (Chianello et al., 2008).

Korozija radnog dela NiTi instrumenata nije primećena na HyFlex i BioRaCe instrumentima, a i u ostalim grupama je zapažena u malom procentu. Mali stepen zastupljenosti korozije na NiTi

instrumentima potvrđuje odličnu otpornost ove legure na koroziju, ali i očigledno neizlaganje novih instrumenata faktorima koji mogu dovesti do njene pojave.

Nalazi defekata u vidu **zatupljenosti sečivne ivice, prekida sečivne ivice i mikrofrakture**, samo potvrđuju problematiku proizvodnje idealnog NiTi instrumenta bez nastanka površinskih defekata.

Prema studiji Valois-a i saradnika koji su pomoću mikroskopije atomskog polja analizirali NiTi mašinske instrumente, frekvencija pojave površinskih proizvodnih neregularnosti proporcionalno raste sa koničnošću obrađenog instrumenta (Valois et al., 2005). Ovaj nalaz je u saglasnosti sa dobijenim rezultatima istraživanja, gde se **mikrofraktura** detektuje na najkoničnijem HyFlex instrumentu (25/0.8), na njegovom apikalnom segment. Mikrofrakture na novim instrumentima su takođe prema istraživanjima Marending-a i Barbakow-a, rezultat proizvodnog procesa većih i koničnijih, manje fleksibilnih instrumenata (Marending & Barbakow, 1998). Pukotine ili mikrofrakture su po Kuhn-u najopasniji defekti koji turpija može imati. Ukoliko se instrumenti sa ovim defektom aktiviraju u kanalu, prilikom rotacije i ušrafljivanja za zidove kanala, oni se lome odmah, ukoliko ne dođe do promene smera rotaciju. Mikropukotina utiče na veliku osetljivost instrumenta i akumulaciju cikličnog zamora koji dovode do širenja pukotine i neminovne frakture (Kuhn et al., 2001).

Zatupljenost sečivne ivice je primećena samo u MTwo grupi na jednom od dva najkoničnija instrumenta na apikalnoj trećini (25/0.6), a **prekid sečivne ivice** najkoničnijem Mtwo instrumentu u srednjoj trećini (20/0.6). Rezultati istraživanja ove studije su pokazali da su inovativne tehnologije u vidu elektropoliranja radne površine (BioRaCe) i primena NiTi žica sa kontrolisanom memorijom, CM (HyFlex) dovele do poboljšanja površinskog kvaliteta instrumenata, ali nisu uspele da u potpunosti anuliraju prisustvo proizvodnih defekata.

U svrhu poboljšanja mikrostrukture radne površine i poboljšavanja mehaničkih osobina, fleksibilnosti, otpornosti na zamor, sečivne efikasnosti NiTi instrumenata proizvođači primenjuju različite tehnike (Elektropoliranje, jonska implementacija, M-Wire (termalni tretman), R-faza, Kontrolisana memorija (CM), CM Blue, CM Gold, Max-Wire, CM-EDM) (Walia et al., 1988; Lee et al., 1996; Rapisarda et al., 2000; Kuhn et al., 2001; Shafer, 2002; Tripi et al., 2006; Zinelis et al., 2007; Cheung et al., 2007a; Barbosa et al., 2008; Alapati et al., 2009; Krishan et al., 2014; Zupanc et al., 2018).

Elektropoliranjem se menja površina instrumenta, stvarajući homogeni oksidni sloj, čime se smanjuju površinski defekti i poboljšava otpornost na koroziju i lom (Rapisarda et al., 2000; 2001; McGuigan et al., 2013; Bürklein et al., 2014). Elektropoliranje je metoda završne obrade tokom procesa proizvodnje koja smanjuje broj površinskih defekata i zaostalog naprezanja. Ovim procesom se uklanja površinski metalni sloj instrumenta, čisteći je od mikropukotina i kontaminacija uz smanjenje rezidualnog stresa, a elektropolirana radna površina instrumenata je vidljivo sjajnija i golim okom u odnosu na netretiranu površinu (Callister, 2000). Elektropoliranje se izvodi kontrolisanim hemijskim procesom potapanja instrumenta, koji deluje kao anoda, u elektrolitički rastvor koji sadrži katodu. Uvođenjem struje kroz rastvor, dolazi do formiranja tankog pasivnog sloja i otapanje površine u elektrolit, što dovodi do selektivnog uklanjanja površinskih defekata.

Prisustvo debris je takođe, uočeno na radnim površinama svih tipova ispitivanih mašinskih NiTi instrumenata, ali u različitoj meri. Ovaj nalaz potvrđuje da je elektropolirana površina manje podložna kontaminaciji (Anderson et al., 2006). Na ovaj način se povećava sečivna efikasnost, a istovremeno smanjuju defekti nastali u proizvodnom procesu (Bui et al., 2008; Casper et al., 2011; Capar et al., 2015). Značajnija učestalost pojave debris u apikalnoj trećini K3 i ProTaper instrumenata u odnosu na njihovu srednju trećinu potvrđuje veću kontaminiranost apikalnog

segmenta zbog problematičnije izrade gracilnijeg apikalnog dela NiTi instrumenata. Ovaj nalaz je u saglasnosti sa studijama Eggert-ove i Alapati-ja, koje su ukazale na veću pojavu debrisa u apikalnom segmentu novih NiTi instrumenata (Eggert et al., 1999; Alapati et al., 2003).

U ovoj studiji je analiziran jedan sistem sa elektropoliranom površinom (BioRaCe) i rezultati su pokazali statistički značajno manje prisusutvo debrija i žljebova na radnim delovima ovih NiTi instrumenata u odnosu na sve ostale ispitivane instrumentime. Na novim BioRace instrumentima nisu zatečene nepravilnosti u vidu jamičastih defekata, korozije, mikrofraktura, metalnog usijanja, zatupljenih i narušenih sečivnih ivica. Literaturni navodi ukazuju na pojačanu otpornost elektropolirane površine na korozivne efekte natrijum hipohlorita, (Zinelis et al., 2010) dok druge iznose stav da se pozitivni efekti elektropoliranja menjaju u odnosu na dizajn instrumenata, tip i posebno poprečni-presek (Poulsen et al., 1995; Sattapan et al., 2000b).

Naknadna termička obrada gotovih NiTi instrumenata potencijalno nudi najperspektivniju metodu u proizvodnji rotirajućih instrumenata i ovakvom tipu površinskog tretmana su izloženi HyFlex instrumenti (Gutmann & Gao, 2012). Ovi instrumenti nemaju memoriju oblika koju imaju tradicionalni NiTi instrumenti a proizvedeni su u posebnom termomehaničkom postupku koji ima za cilj da poveća njihovu fleksibilnost (Gambarini et al., 2011; Peters et al., 2012; Alazemi et al., 2015; Alovisei et al., 2017). Rezultati istraživanja u ovoj studiji pokazuju najmanju kontaminiranost Hyflex sistema metalnim opiljcima (samo jedan instrument je imao zabeležen ovaj defekt na apikalnoj trećini). Hyflex instrumenti nisu imali na svojoj površini jamičaste defekte, koroziju, metalno usijanje, zatupljene i isprekidane sečivne ivice. Mala zastupljenost defekata novih Hyflex instrumenata se može objasniti njihovom naknadnom termičkom obradom koja smanjuje nepravilnosti na njihovoj površini. Toplotni tretman Hyflex instrumenata osim promene mikrostrukture (povećana fleksibilnost), dovodi do pojave čistije i pravilnije površine ovih instrumenata (Gambarini et al., 2011; Peters et al., 2012; Alazemi et al., 2015; Alovisei et al., 2017).

6.2.2. Diskusija rezultata SEM analize rotirajućih NiTi instrumenata nakon instrumentacije

Rotirajući NiTi instrumenti su tokom kliničke upotrebe izloženi dejstvu različitih sila, uključujući torziju, fleksiju, trakciju, kao i apikalni pritisak (Berutti et al., 2003; Blum et al., 2003; Suter et al., 2005; Parashos et al., 2006; Xu et al., 2006; McGuigan et al., 2013; Tang et al., 2015; Al-Fouzan & Jamleh, 2018; Boutsoukis & Lambrianidis, 2018). Na ponašanje instrumenata tokom obrade kanala, utiču mehaničke karakteristike rotirajućih NiTi instrumenata, tehnike i način instrumentacije, ali i faktori uslovljeni anatomo- morfološkim karakteristikama kanala, kao i stručnost i spretnost operatera (Barbakow i Lutz, 1997; Parashos et al., 2006; Boutsoukis & Lambrianidis, 2018). Analizom uticaja anatomo-morfoloških faktora na pojavu frakture NiTi instrumenata bavilo se mnogo studija i sve su ukazale na smanjen broj radnih ciklusa instrumenata sa povećanjem stepena povijenosti kanala (Peters, 2004; Iqbal et al., 2006; Wu et al., 2011; Kosti et al., 2011; Lopes et al., 2011a; 2012).

Najveći procenat defekata nakon instrumentacije je primećen u trećoj, najkompleksnijoj eksperimentalnoj grupi (41%), i to u apikalnoj trećini radnog dela instrumenta. Rezultati ove studije su u saglasnosti sa literaturnim podacima studija koje se bave pojavom defekata i fraktura nakon instrumentacije NiTi rotirajućim instrumentima (Schen et al., 2009).

Nalazi istraživanja West-a ukazuju na značajan uticaj zatečene anatomije endodontskog prostora na deformaciju i efikasnost NiTi rotirajućih instrumenata (West, 2006). Potvrđeno je da što je morfologija kanala komplikovanija to je i veći torzioni zamor NiTi instrumenata a samim tim i veća mogućnost njihove frakture (Shen et al., 2009b; Wu et al., 2011). Pruett je prikazao da su frakture i defekti NiTi instrumenata mnogo češći pri preparaciji višestruko povijenih kanala i da

povećanje ugla povijenosti od 30 stepeni dovodi do značajnog povećanja učestalosti frakture (Pruett et al., 1997). Uticaj povijenosti se objašnjava preopterećenjem instrumenta koje nastaje naglom promenom povijenosti i sprečavanjem rotacije instrumenta unutar kanala (Spanaki & Voreadi, 2006). Instrumenti primenjeni u povijenim kanalima istovremeno podležu i savijanju i naprezanju, a jačina ovih sila zavisi od načina korišćenja instrumenata (Cheung et al., 2007b), povijenosti kanala (Pruett et al., 1997; Bahia & Buono, 2005), dizajna instrumenata, tj raspodele napona u instrumentima (Turpin et al., 2000; Berutti et al., 2003; Xu & Zheng, 2006).

Mašinski instrumenti se unose u kanal aktivni (u rotaciji) i osim sečenja dentina treba da prevaziđu samo kinetičko trenje, čiji je napon znatno niži nego statičko trenje koje postoji kod ručnih instrumenata. (Gere, 2001; Berutti et al., 2003). Zamor NiTi instrumenta je povezan sa stepenom povijenosti korenskog kanala, jer se sa većim savijanjem skraćuje radni vek instrumenta. Ye i Gao su pokazali da deformacije i frakture instrumenata u punoj rotaciji najčešće nastaju zbog cikličnog preloma blizu apikalne trećine korenskih kanala (Ye & Gao, 2012). Peters i Paque su dokazali da je obrtni moment u korelaciji ne samo sa apikalnom silom već, i sa dimenzijama kanala (Peters & Paque 2010). Ovaj problem se prema rezultatima istraživanja Bahi-e, rešava primenom maksimalno mogućeg obrtnog momenta za svaki tip instrumenta (Bahia et al., 2008a; 2008b). Literaturni navodi, potvrđuju da najveći broj defekata i fraktura nastaje u apikalnoj trećini kanala, kao području najkompleksnije morfologije, sa najvećom povijenošću i najmanjim dimenzijama (Iqbal et al., 2006; Wu et al., 2011).

I nalazi ove teze ukazuju da je najveći broj defekata nakon instrumentacije lokalizovan na apikalnim delovima upotrebljenih instrumenata (55%).

Prema Iqbalu i koautorima, mogućnost frakture je trideset tri puta češća u apikalnoj trećini u odnosu na kruničnu, i šest puta u odnosu na srednju trećinu kanala korena (Iqbal et al., 2006). Vulnerabilnost apikalnog dela rotirajućih NiTi instrumenata proizilazi iz činjenice da se pri obradi užeg apikalnog dela kanala, javljaju jače torziona sile zbog udaljenosti generatora torka (drške) i rezultujućeg radnog momenta u apikalnom delu instrumenta. Osim toga, apikalni deo kanala ima kompleksnu morfologiju (manji prečnik, veću zakrivljenost i veću mogućnost račvanja), pa su i veće mogućnosti pojave greške tokom instrumentacije, a time i pojave defekata (Blum et al., 1999; 2003).

Uprkos nizu prednosti koje primena rotirajućih NiTi instrumenata omogućava (olakšanje procedure za operatera i pacijenta, te smanjenje pojave grešaka usled fleksibilnosti nove legure), njihova fraktura tokom kliničke upotrebe je vrlo česta proceduralna greška (Sattapan, 2000b; Peters, 2004; Parashos et al., 2004; Cheung, 2009).

Tokom izvođenja eksperimentalne preparacije došlo je do frakture pet rotirajućih NiTi instrumenata iz testiranih setova. Utvrđivanje tačne učestalosti preloma instrumenata i njihova međusobna komparacija je otežana uglavnom zbog različitih metodoloških postupaka ali i prezentacije rezultata (neke studije ispituju instrumente posle kliničke upotrebe (Alapati et al., 2003; Parashos et al., 2006), dok se druge baziraju na radiografskom dokazu zalomljenog instrumenta (Wolcott et al., 2006; Parashos & Messer, 2006; Cheung, 2009). Incidenca zaostalog fragmenta NiTi instrumenta je u kliničkim studijama uočena u rasponu od 0,3-23%. Veći procenat fraktura selektivno je registrovan u molarnoj regiji, (Iqbal et al., 2006), dok se ređa pojava frakture može objasniti jednokratnom upotrebom ili obradom jednostavnih kanalskih sistema (Al-Fouzan, 2003).

Rezultati ove studije pokazuju postojanje frakture na jednom ProTaper instrumentu i na po dva Mtwo i BioRaCe instrumenta.

Analizirajući set K3 instrumenata nakon instrumentacije kanalskih sistema različite povijenosti, uočeno je da je najučestaliji tip defekta prekid kontinuiteta sečivne ivice. Ovaj rezultat

je saglasnosti sa studijama koje analiziraju uticaj anatomo-morfoloških karakteristika endodontskog prostora na deformaciju NiTi rotirajućih instrumenata (Martin et al., 2003; Ayar & Love, 2004; Alexandrou et al., 2006a; Parashos et al., 2006; Barbosa et al., 2008; McGuigan et al., 2013; Boutsoukis & Lambrianidis, 2018; Gil et al., 2018).

U ovim istraživanjima prekid kontinuiteta sečivne ivice je bio najučestaliji u trećoj eksperimentalnoj grupi, prilikom obrade izrazito povijenijih kanala, a pojava zatupljene sečivne ivice i mikrofrakture je uočena samo na instrumentima treće eksperimentalne grupe K3 sistema.

Relativnu otpornost K3 instrumenata na frakturu potvrđuje studija Jodway-a i Hulsman-a, koja nakon obrade jako povijenih kanala (40-75 °) ukazuje na njihovu frakturu u veoma malom procentu (samo u dva slučaja) (Jodway & Hulsman, 2006). Na osnovu rezultata studije Ankrum-a i saradnika, prezentovano je da instrumenti sa većim radijalnim površinama (kojima pripada i set K3) imaju veću tendenciju za pojavu trajnih deformacija ali sa manjom učestalošću frakture (Ankrum et al., 2004).

Sigurnost tokom upotrebe K3 instrumenata potvrđuju rezultati mnogih istraživanja (Shafer & Florek, 2003; Shafer & Schingemann, 2003; Ayar & Love, 2004; Yoshimine et al., 2005; Troian et al., 2006; Bahia, 2008). Shafer i Florek su notirali pet fraktura K3 instrumenata tokom obrade mandibularnih i maksilarnih molara sa krivinama u rasponu 25° do 35° (Shafer & Florek, 2003). Patino i saradnici su u istraživanju K3 sistema, ukazali na značajan uticaj formiranja prohodnosti ručnim instrumentima (#10-20) pre mašinske instrumentacije, čime se značajno smanjuje pojava frakture (Patino et al., 2005). U studiji Troian-a i saradnika takođe, nisu zapažene frakture na K3 instrumentima (Troian-a et al., 2006). Rezultati studije Shafer-a i Florek-a potvrđuju odličnu centriranost i prilagodljivost ovih instrumenata zatečenim morfološkim varijacijama kanalskog sistema, što takođe može uticati na izostanak pojave frakture (Shafer & Florek, 2003).

Prema nalazima Pruett-a i saradnika, dizajn instrumenta je najvažniji faktor za nastanak frakture (Pruett et al., 1997). Stoga se, otpornost na frakturu K3 instrumenata može objasniti njihovim jedinstvenim dizajnom (zaobljen vrh, specifičan poprečni presek, sa tri rezna žljeba, asimetrični radijalni platoi, blago pozitivni ugao i odličan kapacitet rezanja) (Bergmans et al., 2001; Shafer & Florek, 2003; Barbosa et al., 2007).

Preporučena tehnika tokom preparacije K3 instrumentima je krunično-apeksna metoda gde se sa debljinom instrumenta povećava i površina njegovog kontakta sa dentinskim zidom, što dovodi do naprezanja i zamora tokom instrumentacije (Svec & Powers, 2002). Zbog toga je Lee sa svojim saradnicima, preporučio upotrebu sporih, kontinuiranih ključajućih pokreta, kako bi se smanjio zamor K3 instrumenata tokom instrumentacije (Lee et al., 2002).

Smatra se da posebna otpornost K3 seta leži u njihovom asimetričnom dizajnu, koji se za razliku od simetričnog ne ponaša kao šraf, sa tendencijom većeg zasecanja i ušrafljivanja u dentinu (Mounce, 2006a). K3 endo sistem ima relativno veliki poprečni presek instrumenata koji ne prati povećanje koničnosti površine, pa su žljebovi plići na prvom navoju (a jezgro veće), dok je na šesnaestom navoju obrnuta situacija (Mounce, 2000a; 2006b). Ovakav dizajn K3 instrumenata povećava fleksibilnost celom dužinom, umesto da je lokalizuje samo na njegov vrh (Ray et al., 2007). Otpornost na zamor K3 instrumenata se objašnjava i njihovom mogućnošću da rasporede torzione sile celom dužinom instrumenta, što su rezultati ove studije i pokazali.

Analizom Hyflex instrumenata potvrđena je pojava defekata pri preparaciji komplikovanih povijenih endodontskih prostora. Najzastupljenija promena u vidu zatupljene sečivne ivice je zabeležena nakon upotrebe Hyflex instrumenata u drugoj (50% apikalna i 50% srednja trećina) i trećoj eksperimentalnoj grupi (33.3% apikalna i 16,7 % srednja trećina), dok u prvoj eksperimentalnoj

grupi nije uočena. Nakon instrumentacije na HyFlex instrumentima uočena je mikrofraktura na jednom instrumentu (08/25) u trećoj eksperimentalnoj grupi, dok potpune frakture nisu zabeležene.

HyFlex endo set je proizveden od CM žice (kontrolisane memorije), specifičnim termomehaničkim procesom izrade NiTi legure i nalaze se u martenzitno-aktivnom obliku, tj memorijskom obliku (Amrita & Sureshchandra, 2013; Lacono et al., 2016). Izrazita fleksibilnost ovih instrumenata omogućava prislan kontakt instrumenta i dentinskog zida, tokom kliničke upotrebe i mali procenat nastanka proceduralnih grešaka (Caicedo & Clark, 2012). Sledstveno, HyFlex set se odlikuje visokom otpornošću na ciklični zamor (Shen et al., 2011; Plotino et al., 2014), lakom savitljivošću tokom instrumentacije i naknadnim oporavkom u originalni oblik nakon zagrevanja iznad temperature transformacije (Davis, 2000).

Studija Peters-a i saradnika nakon preparacije na eksperimentalnim plastičnim blokovima, kao i Shen-a i saradnika, nakon primene na bočnim zubima, takođe, nisu pokazale prisustvo frakture na HyFlex instrumentima (Peters et al., 2012; Shen et al., 2013).

Neposredno nakon preparacije Hy Flex instrumentima, deformacije navoja su uočene kod 83,3% instrumenata, dok je nakon sterilizacije na 83,3 % instrumenata zabeležen potpun oporavak. Ovaj tip defekta je perzistirao na apikalnim trećinama tri najtanja instrumenta treće eksperimentalne grupe. HyFlex instrumenti primenjeni u ovoj studiji su pretrpeli trajnu deformaciju u vidu mikrofrakture, jamičastog udubljenja, zatupljenosti i prekida sečivne ivice samo u drugoj i trećoj eksperimentalnoj grupi.

Prema nalazima Peters-a kod 82% HyFlex instrumenata je nakon preparacije notirana deformacija, dok je posle sterilizacije ona iznosila samo 30% (Peters et al., 2012). Shen je nakon sterilizacije primetio 3,4% trajno deformisanih instrumenata, dok je u studiji Burklein-a i saradnika ovaj procenat bio još manji (90% nakon instrumentacije i 3% nakon sterilizacije) (Shen et al., 2013; Burklein et al., 2014). Alazzemi je identifikovao 31% promena nakon instrumentacije i 9% nakon sterilizacije (Alazzemi et al., 2015).

Veliki procenat trajnih promena na HyFlex instrumentima u ovoj tezi je najverovatnije uzrokovan multiplom upotrebom (svaki instrument 10 puta) i to posebno kod komplikovanih kanalskih sistema. Za razliku od Shen studije, gde su instrumenti primenjeni za preparaciju bočnih zuba (koji mogu imati različitu komplikovanost endodontskog prostora), u drugoj i trećoj eksperimentalnoj grupi ove studije (gde su i uočene trajne promene) instrumenti su primenjeni za preparaciju povijenih i jako povijenih kanalskih sistema (Shen et al., 2013). Razlike u rezultatima mogu biti uslovljene i različitim sterilizacionom postupcima (prema Peters-u i saradnicima 121°C i prema Alazzemi-ju 137°C) (Peters et al., 2012; Alazzemi et al., 2015).

Uticao koničnosti instrumenata na pojavu trajnih deformacija HyFlex instrumenata je dokazan i u ovoj tezi, jer je najkoničniji instrument (08/25) i druge i treće eksperimentalne grupe pretrpeo trajne promene (zatupljenost sečivne ivice i pojava mikrofrakture). Ovaj nalaz u saglasnosti sa rezultatima prethodnih studija (Peters et al., 2012; Shen et al., 2013; Alazzemi et al., 2015).

Preporuka proizvođača je da se svi HyFlex instrumenti koji su se oporavili nakon sterilizacije, teoretski mogu ponovo koristiti, ali sa većom mogućnošću pojave defekata (ColteneEndo, 2014). Otpornost na frakturu HyFlex seta je dakle, posledica termo-mehaničke obrade NiTi žice tokom proizvodnjog procesa, čime se obezbeđuje njihova veća fleksibilnost. (Lee et al., 1997; Alapati et al., 2005). Eksperimentalne studije su pokazale veću otpornost na ciklični zamor NiTi instrumenata od CM žice (HyFlex) u odnosu na konvencionalno proizvedene mašinske instrumente (Shen, 2011; Shen et al., 2012; Peters, 2012; Shen, 2013; Lacono et al., 2016; Tra, 2017). Osim veće otpornosti na ciklični zamor potvrđena je i veća otpornost na torziju ovih instrumenata u odnosu na konvencionalne (Testarelli et al., 2011; Peters et al., 2012).

Analizirani Mtwo instrumenti su imali prekid sečivne ivice na apikalnoj trećini najmanjeg instrumenta (10/0.4) druge grupe i srednjoj trećini instrumenta (25/0.6) koji je korišćen u preparaciji treće grupe. Ovi rezultati potvrđuju stavove o najučestalijoj pojavi defekata na apikalnom segmentu instrumenta posebno nakon instrumentacije komplikovanih endodontskih sistema (Iqbal et al., 2006).

MTwo je jedini sistem koji ima instrumente #10.04 i #15.05 i nema posebne instrumente za obradu samo kruničnog segmenta kanala, pa se, prvi i svaki sledeći instrument koristi za instrumentaciju do pune radne dužine (Inan & Gonulol, 2009). Zatupljena sečivna ivica i korozija na instrumentu 10/0.4 prve grupe i prekid sečivne ivice, korozija i promene navoja na istom instrumentu treće grupe u ovoj studiji dokazuje vulerabilnost najmanjeg Mtwo instrumenta kao i mikrofrakture, kompletne frakture i promene navoja na ova dva instrumenta tokom preparacije jako povijenih kanalnih sistema. Rezultati ove studije su u saglasnosti sa rezultatima istraživanja gde su najmanji instrumenti pokazali najviše fraktura i najviše deformacija (Yared et al., 2001a; 2001b; Parashos et al., 2004; Shen et al., 2009). U studiji Inan-a i Ganulol-a je otkriveno da je većina manjih instrumenata (#10.04 i #15.05) zalomljena u apikalnoj trećini i da je veličina zalomljenog fragmenta jedan milimetar ili manje (Inan & Ganulol, 2009). Često, zbog malih dimenzija i lokalizacije frakturiranih vrhova instrumenata (u istmusima ili apikalnoj delti), kliničari nisu ni svesni njihove pojave (Parashos et al., 2006).

Dve frakture Mtwo instrumenata u trećoj eksperimentalnoj grupi potvrđuju torzioni stres kao uzrok njihovog nastanka. Na SE snimcima poprečnog preseka zalomljenog instrumenta (10.04) jasno se uočavaju centralne zone sa mikroskopskim rupicama koje pokazuju torzione promene i tragove kružne abrazije na spoljašnjim delovima frakturne površine. Ovakav fraktografski nalaz govori u prilog torzionog tipa frakture, ili loma pri smicanju (Cheung et al., 2007). U studiji Inan-a i Gonulol-a na uzdužnim mikrofotografijama istog instrumenta primećuju se promene navoja (ispravljanje i odmotavanje navoja) sa obiljem mikrofraktura na površini zalomljenog instrumenta (Inan & Gonulol, 2009). Isti nalaz je uočen i frakturnoj površini Mtwo #15.05 instrumenta. Fraktografskom analizom zalomljenog instrumenta (#15.05) primećuje se i prisustvo višestrukih izvora frakture, tj pravca nastanka preloma. Ovakav nalaz je indikator veće verovatnoće prisustva inicijatora preloma iznad mesta frakture, dok se mesto preloma poklapa sa položajem maksimalne povijenosti.

Fraktografski nalazi i SE snimci preloma Mtwo instrumenata su u skladu sa rezultatima studije Cheung-a i saradnika (Cheung et al., 2007). Instrumenti sa konstantnom, fiksnom koničnošću pokazuju veću torzionu frakciju, u odnosu na instrumente sa progresivnim konicitetom (Parashos & Messer, 2006). MTwo sistem, koga karakteriše fiksna koničnost, pokazuje više plastičnih deformacija za instrumente # 10.04 i # 15.05, a većina ovih promena se može uočiti na većem uvećanju i upozoriti operatera o stresu akumuliranom na instrumentima. Torzioni tip frakture je češći u uskim, povijenim i komplikovanim apikalnim delovima kanala (gde postoji velika verovatnoća ušrafljivanja instrumenta) (Inan & Gonulol, 2009).

Analizirajući rezultate prethodnih studija, koje su se bavile obradom povijenih kanala (35 ° i više), potvrđeno je da Mtwo instrumenti imaju više deformacija u odnosu na druge grupe instrumenata (Tripi et al., 2001; Yoshimine et al., 2005; Schafer et al., 2006a; 2006b).

MTwo instrumenti su dizajnirani sa dve sečivne ivice sa minimalnim radijalnim kontaktom, koji obezbeđuje prostor za evakuaciju dentinskog detritusa i pozitivnim nagibnim uglom od vrha do baze instrumenta (Schafer et al., 2006a; Inan & Gonulol, 2009, VDW Brochure, 2020). Poprečni presek MTwo instrumenata u obliku slova S, sa agresivnim sečivnim ivicama zahteva manju silu sečenja u odnosu na instrumente sa neutralnim ili negativnim sečivnim uglom (Schafer et al., 2006a; 2006b; Bürklein et al., 2011). Za ovaj dizajn se tvrdi da ima dve funkcije: eliminiše mogućnost ušrafljivanja tokom kontinuirane rotacije i smanjuje mogućnost apikalne transportacije detritusa (El

Batouty & Fekry, 2012). Promenljiva dužina sekvenci duž radnog dela MTwo instrumenata smanjuje tendenciju turpije da se ušrafi tokom instrumentacije i na taj način smanjuje mogućnost torzione frakture instrumenta (Diemer & Calas, 2004).

Pojava defekata na najvećem i najkoničnijem instrumentu u sve tri eksperimentalne grupe ove studije (25-0.06), takođe ima potvrdu u liteaturnim navodima. Tripi je SEM analizom pratio pojavu defekata, habanja i zamora, nakon instrumentacije MTwo instrumentima i ukazao na češću pojavu deformacija kod većih instrumentima (Tripi et al., 2001). Prema rezultatima Ullman-a i Peters-a, instrumenti većeg dijametra se odlikuju manjom fleksibilnošću, te su manje otporni na ciklični zamor (Ullman & Peters, 2005). U studiji koja je poredila MTwo i ProTaper sistem u odnosu na ciklični zamor, takođe se iznosi da je otpornost na ciklični zamor manja što je zapremina instrumenta veća (Grande et al., 2006). MTwo sistem, nema instrumente za obradu krunične trećine te se svi instrumenti, koriste za instrumentaciju pune radne dužine, pa je stres mnogo veći, na tanjim i instrumentima manje koničnosti (#10.04 i #15.05). Zbog toga su Shen i saradnici u svojoj studiji sugerisali jednokratnu upotrebu tanjih instrumenata, usled veće mogućnosti njihove deformacije i frakture (Shen et al., 2009).

Najučestaliji tip defekta na **ProTaper instrumentima** je pored korozije, pojava zatupljenosti sečivne ivice. Ovaj tip defekta se uočava na instrumentima koji su korišćeni za preparaciju povijenih i jako povijenih sistema. Analizom ProTaper instrumenata nakon instrumentacije primećena je mikrofraktura na apikalnoj trećini F1 instrumenta treće eksperimentalne grupe, a na instrumentu F2 iste grupe je uočena i mikrofraktura i kompletna fraktura. Fraktura nije bila vidljiva golim okom i na snimcima nastalim stereomikroskopijom. Prvi put je uočena analizom SEM mikrofotografija. Ovaj rezultat potvrđuje delikatnost u detekciji deformacija, defekata pa i fraktura na NiTi rotirajućim instrumentima nakon njihove kliničke upotrebe.

Najveći broj defekata je uočen u trećoj grupi, gde su svi primenjeni instrumenti pretrpeli promene. Ovakav rezultat u saglasnosti sa rezultatima velikog broja studija koje kao najdominantniji uzrok deformacija i preloma instrumenata vide u anatomo-morfološkim karaktistikama endodontskog prostora (Roland et al., 2002; Al-Omari et al., 2003; Peters et al., 2003a; 2003b; Parashos & Messer, 2006; Cheung et al., 2007; Vieira et al., 2009).

Analizom mikrofotografija frakturne površine uočava se slika frakture zbog cikličnog zamora. Na frakturnoj površini ProTaper F2 instrumenta identifikuju se zamorne trake koje su karakteristične za ciklični zamor materijala. Na većim uvećanjima vide se klasteri skoro paralelnih tragova cikličnog opterećenja što je u korelaciji sa nalazom iz literature (Tripi et al., 2001; Usman et al., 2004; Iqbal et al., 2006; Shen et al., 2006; Wei et al., 2007). Ovaj nalaz je u skladu sa rezultatima studije Wei-ja i saradnika, koji je ustanovio da je većina preloma Pro Taper instrumenata nastala usled cikličnog zamora, a ne torzije (Wei et al., 2007).

ProTaper instrumenti po rezultatima studije Shen-a najčešće dovodi do frakture bez upozorenja (Shen et al., 2006). Nalazi Iqbal-a su dokazali da su instrumenti većih dimenzija i većeg koniciteta skloniji frakturi usled cikličnog zamora, uz određenu otpornost na torzioni stres (Iqbal et al., 2006). Ullmann i Peters, takođe navode manju otpornost na ciklični zamor većih instrumenata (Ullmann i Peters, 2005). Tripi i saradnici su analizirali znake habanja i zamora, pojavu defekata u vidu jamica, žljebova i debrija nakon instrumentacije SE mikroskopijom (Tripi et al., 2001). Oni su takođe zaključili da su veći instrumenti izloženiiji trošenju, a mogućnost defekata ovih turpija se povećava sa većim brojem njihove upotrebe.

Neophodno je napomenuti da je operater koji je izvršio sve preparacije u ovoj studiji (pod istim uslovima i po preporukama proizvođača), bio najobučeniji i najiskusniji za upotrebu ovog komercijalnog sistema.

S obzirom da pripadaju grupi konvencionalnih rotirajućih NiTi instrumenata, zasluge za ovakvo ponašanje ProTaper instrumenata tokom preparacije prema nalazima studije Schafera i Vlasisa treba pripisati karakteristikama njihovog dizajna (Schafer & Vlasis, 2004b). U studiji je zabeležena mala incidenca defekata i fraktura na ProTaper instrumentima zahvaljujući njihovom trouglastom poprečnom preseku sa oštrim sečivima i jačim stablom instrumenta u odnosu na instrumente sa U presekom i radijalnim platoima (Schafera & Vlasisa, 2004b).

Razmatrajući koncept ProTaper seta, preporučuje se početna upotreba većih, konusnih instrumenata u kruničnoj obradi, kako bi se omogućila lakša preparacija apikalnog segmenta instrumentima manjeg koniciteta (Filho et al., 2001; Paque et al., 2005; Shen et al., 2006; Yao et al., 2006; West, 2006; Unal et al., 2009).

Prema rezultatima studije Cheunga i saradnika, fraktura ProTaper instrumenata tokom instrumentacije kanala je verovatnija tokom završne obrade (F2 i F3) u odnosu na instrumente za oblikovanje (S1, S2), što je uslovljeno njihovom dimenzijom i koničnošću (Cheung et al., 2007). Prečnik vrha S1 instrumenta je 0,19 mm, a S2 0,2 mm, i oba instrumenta (S1 i S2) imaju rastući konus u odnosu na radni deo te zbog toga imaju veću fleksibilnost na vrhu nego u srednjem delu instrumenta (gde je konus i prečnik veći). Instrumenti za završnu obradu imaju relativno veliki konus u prvih tri milimetra (F1-7%, F2-8% i F3-9%), što instrumente za finiširanje čini otpornijim u odnosu na monotono opterećenje (Ullmann & Peters, 2005; Yum et al., 2011).

Rezultati istraživanja Ounsi-ja, Yun-a i Kim-a, Schafer i Vlassisa, takođe ukazuju da je Protaper F3 instrument jako podložan cikličnom zamoru, i da se oprezno mora razmotriti njihova ponovna klinička upotreba, bez obzira da li je prvobitno korišćen za obradu pravih ili povijenih kanala (Yun & Kim, 2003; Schafer & Vlassis, 2004; Ounsi et al., 2007).

ProTaper završni instrumenti (F1, F2 i F3) imaju progresivno različita parabolična suženja, te je brzina povećanja prečnika vrha veća u odnosu na druge rotirajuće instrumente. ProTaper set ima apikalni prečnik završnih turpija mnogo veći nego drugi rotirajući instrumenti sa istom apikalnom veličinom (Yum et al., 2011). Koničnost F3 finišera je 0,09% na vrhu, pa kada se instrumentacija sa ovim instrumentom sprovede do radne dužine, iako je veličina samo # 30, apikalna obrada je sprovedena kao instrumentima 0.04 / # 45, 0.04 / # 50, ili 0.06 / # 40.

U ovoj tezi, u prvoj grupi uzoraka apikalna obrada je sprovedena sa F3 instrumentom, dok je u drugoj i trećoj grupi uzoraka ovaj segment završen sa F2 instrumentom ili F1 instrumentom, što je u saglasnosti sa iztraživanjima i preporukama Yun-a i Kim-a (Yun & Kim, 2003).

Prema studiji Blum-a et aladnika set ProTaper instrumenata ima veliki stepen sigurnosti i samo se turpija F1 mora koristiti na specifičan način da bi se prevenirao defekt ovog instrumenta. Apikalno napredovanje instrumenta F1 mora biti neometano i sporo, jer ukoliko bi napredovanje instrumenta bilo suviše brzo, sečivna aktivnost žljebova bi dovela do pojave momenta naprezanja koji može preći granicu elastičnosti legure (Blum et al., 1999). Prema Wolcott-ovoj kohort studiji, učestalost frakture ProTaper instrumenata je 2,4% i sa sigurnošću se mogu koristiti ponovo klinički najmanje četiri puta (Wolcott et al., 2006). U studiji Schafera i Vlassisa, stopa frakture 1,2% (2 od 168) je prezentovana za instrumente pri preparaciji samo dva kanala (Schafer & Vlassis, 2004a).

Rezultati studija Peters-a i Yared nisu detektovali defekte i frakture nakon instrumentacije humanih molara (Peters et al., 2003; Yared et al., 2003). Istraživanja sprovedena u simuliranim kanalima nisu pokazala više od dve frakture ProTaper instrumenata ali je došlo do deformacije kod deset instrumenata tokom pripreme 40 kanala (Al-Omari et al., 2003; Yun & Kim, 2003). Takođe, Schlafer i Vlassis prijavljuju veliki broj deformisanih ProTaper instrumenata i mali broj fraktura u komparativnoj studiji RaCe i ProTaper setova gde je ispitivana njihova sečivna efikasnost u komplikovanim kanalima ekstrahovanih zuba (Schlafer & Vlassis, 2004a).

Elektropolirana površina **BioRaCe instrumenata** je otporna na habanje, pa je i incidenca promena na sečivnoj ivici ovih instrumenata veoma mala. Zatupljena sečivna ivica je zabeležena nakon upotrebe BioRace instrumenata samo na jednom, najdebljem instrumentu u prvoj eksperimentalnoj grupi. Prekid kontinuiteta sečivne ivice je uočen na srednjoj trećini jednog instrumenta druge grupe. Rezultate ove teze su u skladu sa nalazima studija Lopes-a i Larsen-a, koji su dokazali da su polirani instrumenti otporniji na pojavu defekata i fraktura (Larsen et al., 2009; Lopes et al., 2010).

Kompletne frakture su uočene na dva BioRaCe instrumenta nakon preparacije na apikalnoj trećini instrumenta druge i treće eksperimentalne grupe. Veličina frakturiranog dela na instrumentu Br2.4%-25 u drugoj grupi je bila 1mm, dok je veličina zalomljenog dela instrumenta Br1. 5%-15 u trećoj eksperimentalnoj grupi iznosila 4mm. Rezultati ove studije su u saglasnosti sa studijama koje prezentuju veću mogućnost pojave fraktura na tanjim instrumentima, zbog manjeg preseka instrumenta i manje otpornosti na torziju, ali i zbog početnih faza instrumentacije koje povećavaju naprezanje instrumenta (Yared et al., 2002; Parashos et al., 2004; Shen et al., 2009, Berutti et al., 2012; Genari et al., 2018). Međutim, druge studije ukazuju na prelome u kasnijim fazama instrumentacije, te da su instrumenti većeg preseka, usled svoje rigidnosti, imali veću stopu preloma (Iqbal et al., 2006; Wollcot et al., 2006). Ovakvi kontradiktorni nalazi, mogu biti posledica različitih operativnih instrumentalnih tehnika ili varijacija u morfologiji obrađivanih kanala, (Yared et al., 2002; Parashos et al., 2004; Iqbal et al., 2006; Wollcot et al., 2006; Shen et al., 2009, Berutti et al., 2012; Genari et al., 2018).

Fraktografskom analizom SE snimaka frakturne površine instrumenta Br.1 (5%-15) na većim uvećanjima uočava se klasična slika torziona frakture. Predeli mikroskopskih rupica (pora) koje se nalaze na celokupnoj frakturnoj površini su znaci trenutnog preloma zbog preopterećenja u poslednjem ciklusu rada (Hull, 1999). Analizom SE snimaka frakturne površine instrumenta Br.2 (4%-25) primećuju se zone koje odgovaraju torzionom opterećenju i zone cikličnog zamora. Zanimljivo je da veća površina zahvata promene nastale zamorom materijala, koje su se prve javile i njihovom propagacijom uslovile brzo lomljenje instrumenta u poslednjem ciklusu. Predeo mikroskopskih rupica (znak torzionih promena) se uočava samo na jednom uglu frakturne površine.

Razmatrajući literaturne podatke i proizvodne karakteristike BioRaCe instrumenata očigledno je u ovoj studiji komplikovanost anatomije apikalnog segmenta bila najdominantniji uzrok njihove frakture što je u skladu sa rezultatima studije Bell-a (Bell, 2010). Literaturni podaci navode odličnu sečivnu efikasnost i centriranost instrumenata BioRace seta tokom instrumentacije, koja je posledica njihovog dizajna (Bergmans et al., 2001; Da Silva et al., 2004; Rangel et al., 2005; Dirheimer & Ludwig, 2006; Schäfer et al., 2006a; 2006b; 2008; Schäfer & Oitzinger, 2008; Bell, 2010; Lopes et al., 2010; Tasdemir et al., 2010; Trope et al., 2010; Freire et al., 2012). To su instrumenti neaktivnog vrha, trougaonog poprečnog preseka sa oštrim pozitivnim sečivnim uglovim proizvedeni od konvencionalne, austenitne NiTi legure (Trope & Debelian, 2010). Osim dizajna u vidu tri oštra rezna sečiva K-tipa na dobru efikasnost utiče i sposobnost efikasnog uklanjanja dentinskih opiljaka, čime se smanjuje mogućnost začepljenja reznih ivica (Bergmans et al., 2001; Schäfer & Oitzinger, 2008). Mali prečnik osnove BioRaCE instrumenta omogućava veću i lakšu evakuaciju isečenog dentina, čime se omogućava relativno veliki prostor između instrumenta i dentinskih zidova kanala (Schafer

et al., 2006b). Promena veličine i koničnosti BioRaCe instrumenata redukuje površinu kontakta instrumenta i dentinskog zida, i time smanjuje torzioni stres i olakšava postizanje radne dužine (Da Silva et al., 2004; Lopes et al., 2010; Freire et al., 2012).

U svojoj studiji o efikasnosti i sigurnosti BioRaCe sistema Trope i Debelian su izneli najverovatnije razloge za apikalnu frakturu instrumenata (Trope & Debelian, 2010). Oni su istraživali zone kontakta BioRaCe instrumenata sa dentinskim zidom. Intezivni kontakti instrumenata Br.1 i Br.2 u apikalnom segment ukazuju na njihovu veliku angažovanost u ovom predelu. Veća povijenost kanala i manji početni lumenom utiče na apikalno opterećenje instrumenata, pa su to najverovatnije razlozi frakture ovih instrumenata i u ovoj studiji.

Međutim, ono po čemu se ovaj brend izdvaja u odnosu na ostale svakako je elektropoliranost njihove površine (Drukteinis et al., 2019). Elektropoliranost površine BioRaCe instrumenata rutinski se izvodi tokom proizvodnog procesa, stvarajući površinu otpornu na koroziju i habanje, što takođe doprinosi njihovoj sečivnoj efikasnosti (Schäfer & Oitzinger, 2008). Rezultati studija Larsen-a, Lopes-a, Inan-a i Gurel-a i Shim-a sa saradnicima, su dokazali da su polirani instrumenti otporniji na lom i da je potreban znatno veći broj ciklusa do pojave frakture u poređenju sa nepoliranim instrumentima (Larsen et al., 2009; Lopes et al., 2010; Inan & Gurel, 2017; Shim et al., 2017).

Analizirajući uticaj elektropoliranosti površine rotirajućih instrumenata, neke studije ukazuju na značajno poboljšanje otpornosti na ciklični zamor i torziju (Anderson et al., 2007; Barbosa et al., 2008; Lopes et al., 2010). Međutim, druge studije iznose stav da dominantniji uticaj na otpornost na ciklični zamor i torziju imaju dizajn instrumenata, tip i posebno njihov poprečni-presek (Gambarini et al., 2001b; Yao et al., 2006). Ovakvi nalazi su u skladu sa rezultatima ove teze gde su najveće defekte (u vidu frakture) pretrpeli najtanji instrumenti čija je angažovanost u komplikovanim kanalnim sistemima dovela do apikalnog zalamanja. Štaviše, studija koju su sprovedli Tripi i saradnici, navodi da na instrumentima sa elektropoliranom površinom nema pojave jamica i žljebova pre upotrebe, ali je zabeležen povećan broj jamičastih udubljenja nakon kliničke primene (Tripi et al., 2003). Nalaz u je u saglasnosti sa rezultatima ove teze gde je nakon eksperimentalne upotrebe zabeležena pojava žljebova na većim BioRaCe instrumentima. Promene su uočene na najvećim i najkoničnijim instrumentima i najverovatnije nastaju zbog struganja instrumenata i uklanjaanja površinskih delova. Slične rezultate je izneo i Rapisarda sa saradnicima u svojim istraživanjima efekta jonske implementacije površine NiTi instrumenata (Rapisarda et al., 2001).

Poseban značaj u ovoj tezi dat je pojavi **korozije**, kao najzastupljenijem defektu. Korozija je zapažena na novim, neupotrebljenim instrumentima, ali i na instrumentima nakon eksperimentalnog postupka (na 103 od 164 instrumenta). Značaj ovog defekta koji postoji na novim i na instrumentima nakon kliničke primene i procesa dezinfekcije i sterilizacije, je u njegovom uticaju na dodatnu propagaciju i potenciranje drugih promena na površini, ali i u strukturi NiTi rotirajućih instrumenata (O'Hoy et al., 2003; Anderson et al., 2006; Cheung et al., 2007a; Jaferzadeh & Abbott, 2007; Novoa et al., 2007; Topuz et al., 2008).

Rezultati ove studije ukazuju na malu zastupljenost korozije novih instrumenata u setovima K3, MTwo i ProTaper novih instrumenata, dok se na novim HyFlex i BioRace instrumentima ovaj defekt ne uočava. Međutim, nakon izloženosti instrumenata korozivnim sredstvima tokom instrumentacije i sterilizacije zastupljenost ovog defekta je značajno porasla na svim instrumentima, osim na BioRaCe sistemu.

Elektropolirana površina BioRaCe instrumenata nije narušena korozivnim procesom, što je u saglasnosti sa rezultatima studija koje analiziraju uticaj korozivnih materija na ovaj set rotirajućih NiTi instrumenata (Anderson et al., 2007; Cheung et al., 2007a; Lopes et al., 2010). Najmanja zastupljenost korozije se uočava u MTwo setu instrumenata (pre instrumentacije samo na jednom

instrumentu instrumentu (2,8%) a nakon instrumentacije na 22,2% ispitivanih površina). Velika zastupljenost korozije na površini instrumenata svih ostalih ispitivanih brendova na apikalnom i srednjem segmentu svih instrumenata, zahteva posebnu pažnju i analizu.

Korozija predstavlja narušavanje strukture materijala oksidacijom usled elektrohemijskih procesa. Pojam korozije se najčešće odnosi na metale, mada postoje i drugi materijali koji mogu korodirati (plastika, beton i drvo) (Koch et al., 2016). To je standardna reakcija oksidacije koju karakteriše gubitak elektrona na metalu u elektrolitičkom rastvoru.



Metal (Me) se rastvara u skladu sa oksidacionom reakcijom oslobađajući elektrone u većem delu metala, a M^{2+} joni u okolni elektrolitički rastvor. Elektroni se zatim kreću kroz metal na površinu (koja deluje kao katoda) gde redukuju H^{+} jone iz kiseline, stvarajući molekulski vodonik (Koch et al., 2016).

Postoji više tipova korozije: uniformna, galvanska, pukotinasta, jamičasta, intergranularna, korozija selektivnog nagizanja (dezincifikacija), korozija u obliku erozije, kavitacije i žljebova (fretting); kao i korozija izazvana u uslovima naprezanja materijala (korozija napona, zamor od korozije i pukotine izazvane vodonikom) (Koch et al., 2016). Jamičasta korozija (pitting) napada pasivne materijale uzrokujući defekte u obliku šupljina ili jama. Ove jamice mogu biti duboke, plitke ili potkopane (Jones, 2001). Jamičasta korozija je tip korozije koji se najčešće javlja na površini NiTi legure. Ovo je jedan od najštetnijih oblika korozije jer se defekti teško otkrivaju, sve do trenutka izlaganja agresivnim jonima (uglavnom hlorida) koji ga propagiraju (Jones, 2001). Kada se formira jamica, njena unutrašnjost deluje kao anoda korozivne ćelije, oslobađajući elektrone do katode (spoljašnja površina materijala) koja je zasićena oksidnim slojem. Sve ovo uzrokuje produbljivanjem postojeće jamice. U mehanizmu ove korozije glavnu ulogu imaju mikrostruktura materijala (postojanje heterogenih zona koje koje podstiču nukleaciju jamica) i uslovi sredine, kao što su Ph koncentracija hlorida i temperature (Koch et al., 2016).

Studija Buehler i Wang je prva iznela rezultate o otpornost na koroziju NiTi legure, što su kasnije potvrdile studije Barrett-a, Wever-a, Stepan-a, Kassab-a i Gomes-a i Izquierdo-a sa saradnicima (Buehler i Wang, 1968; Barrett et al., 1993; Wever et al., 1998; Stepan et al., 2005; Kassab & Gomes, 2013; Izquierdo et al., 2016).

Površina NiTi instrumenata se sastoji od titanijum oksida, male količine Ni oksida i metalnog Ni, dok NiTi čini unutrašnji sloj rotirajućih instrumenata. Otpornost na koroziju NiTi legure se zasniva na prisustvu pasivnog oksidnog filma titanijum oksida na njegovoj površini koji sprečava razvoj uniformne korozije. Ispod ovog sloja titanijum oksida (koji ima male količine nikla) nalazi se podsloj obogaćen niklom koji je odgovoran za nastanak korozije (Izquierdo et al., 2016). Za razliku od drugih medicinskih materijala koji lako obnavljaju narušeni površinski oksidni film, površinski oksidi NiTinola imaju manju mogućnost reparacije u testovima grebanja, a samim tim i manju otpornost na lokalizovanu koroziju (Shabalovskaya et al., 2009). U teoriji ovaj površinski porozni oksidni film titanijum oksida povećava stabilnost površinskih slojeva legure, štiti od korozije, obezbeđujući stabilnost materijala (Da Silva Mealha, 2016).

Upotreba različitih hemijskih procedura pre ili tokom instrumentacije (dezinfekcija, sterilizacija i irigacija) mogu uzrokovati nastanak korozije ili produbljivanje već postojeće korozije na površini radnog dela rotirajućih instrumenata (O'Hoy et al., 2003; Novoa et al., 2007; Topuz et al., 2008). Tokom hemomehaničke obrade kanala neophodna je upotreba natrijum hipohlorita (NaOCl) zbog njegovog antibakterijskog potencijala (Rutala & Weber, 1997; Berutti et al., 2012) i organolitičkog dejstva (Hand et al., 1978; Spencer et al., 2007). NaOCl sadrži aktivne ClO⁻ jone, koji

povećavaju potencijal korozije. Poznato je da je NaOCl korozivan za NiTi leguru zbog svojih aktivnih ClO- jona što su Lasley i saradnici potvrdili (Lasley et al., 2003). Njegova upotreba kao irigansa tokom kliničke procedure, kao i naknadnim procesom čišćenja i dezinfekcije rotirajućih instrumenata, može uticati na korozivne karakteristike instrumenata (O'Hoy et al., 2003). Iako je površina rotirajućih NiTi instrumenata najčešće prekrivena filmom titanijum oksida, ovaj zaštitni sloj se lako može poremetiti i oštetiti, posebno na mestima kontakta instrumenta i zida kanala korena (Rondelli & Vicentini, 2000; Blum et al., 2003).

Uticaju korozije na defekte rotirajućih instrumenata se ranije nije pridavala adekvatna pažnja, pa su rezultati studija o ovoj problematici kontradiktorni. Rezultati studija Haikel-a ne pronalaze uticaj NaOCl na promenu mehaničkih karakteristika NiTi instrumenata (Haikel et al., 1998 a; 1998 b). Busslinger je utvrdio minimalno korozivno dejstvo nakon primene 1% i 5% rastvora NaOCl na Lightspeed NiTi instrumente, dok je O'Hoy prikazao jaku koroziju nakon potapanja instrumenata u rastvor NaOCl (Busslinger et al., 1998; O'Hoy et al., 2003). Yokoyama je u svojim istraživanjima naveo da je korozija jedan od osnovnih razloga za frakturu NiTi instrumenata usled stresa zbog cikličnog zamora (Yokoyama et al., 2004). Berutti je, takođe, ukazao na uticaj 5% rastvora NaOCl u vremenu od pet minuta na pojavu jamica i pukotina na površini NiTi instrumenata (Berutti et al., 2006). Peters je dokazao smanjenje otpornosti na ciklični zamor RaCe i ProFile instrumenata nakon njihovog izlaganja dejstvu NaOCl, a zajedno sa Sonntag-om, prikazao pojavu jamičaste korozije na NiTi instrumentima nakon njihovog potapanja u 3% rastvor NaOCl (Peters et al., 2007; Sonntag & Peters, 2007). Razlog kontradiktornosti rezultata ranijih istraživanja može biti u različitim metodološkim postupcima (različita dužina vremena potapanja instrumenata, različita koncentracija rastvora, izloženost dejstvu tokom irigacije ili procesom čišćenja i dezinfekcije) (Haikel-a et al., 1998 a; 1998 b; Berutti et al., 2006; Peters et al., 2007; Sonntag & Peters, 2007; Bonaccorso et al., 2008b).

Korozija, koja je u osnovi oksidacio-reduktivni proces, prolazi kroz nekoliko faza niklovog oksida: od redukovane forme NiO₄ preko NiO₃ do najvišeg oksidacionog stanja NiO₂ (Novoa et al., 2007). Ovaj proces dovodi do selektivnog uklanjanja nikla sa površine instrumenata i mogućeg stvaranja mikrojamica (Sarkar et al., 1983). Oshida je u svojim istraživanjima izneo pretpostavku da se ovi mikrostrukturni defekti mogu ponašati kao centri cikličnog zamora, a formiranjem pukotine i slabljenjem NiTi instrumenta mogu povećati predispoziciju za frakturu (Oshida et al., 1992). Studije Topuz-a i Bonacors-a su pokazale korelaciju između promena hemijskog sastava na površini NiTi instrumenata i različitih protokola sterilizacije i hemomehaničke obrade kanala korena (Topuz et al., 2007; Bonacorso et al., 2008a; 2008b).

Proučavajući uticaj NaOCl na koroziju NiTi instrumenata rezultati studije Busslinger-a i Haikel-a sa saradnicima nisu uočili klinički značajnu promenu mehaničkih osobina i karakteristika usled dejstva korozivnih faktora (Busslinger et al., 1998; Haikel et al., 1998). Nasuprot njima, rezultati studije O'Hoy-a su otkrili značajane korozivne promene na NiTi instrumentima izloženim 1% NaOCl tokom deset ciklusa dezinfekcije (O'Hoy et al., 2003).

Korozija otkriva granična zrna NiTi legure i ostavlja bele naslage NaCl nakon dejstva 5,25% NaOCl a nastanak korozije i mogućnost preuranjene frakture (ispod kritičnog stresa) visoko je zavisna od koncentracije primenjenog rastvora NaOCl (Yokoyama et al., 2004; Novoa et al., 2007). NiTi legura korodira na pH 12,3 potopljena u rastvor NaOCl, kada postoji galvanizacija zbog pozlate na dršci, jer zlato katalizira redukciju hipohlorita. Otpornost na koroziju se NiTi legure se može poboljšati snižavanjem pH rastvora na oko 10, jer se stvaraju pasivni TiO₂ i NiO₂ (Novoa et al., 2007).

Uticaj NaOCl tokom procesa čišćenja na pojavu defekata na površini NiTi instrumenata pokazao je Berruti sa saradnicima (Berruti et al., 2006). Ovaj nalaz je u saglasnosti sa istraživanjima Stokes-a sa saradnicima, koji iznosi pojavu jamičaste korozije nakon potapanja instrumenata u 5,25%

rastvor NaOCl tokom jednog sata. Stokes je pretpostavio da faktori proizvodnje mogu najviše uticati na korozivno ponašanje instrumenata (Stokes et al., 1999). Međutim, potvrđeno je da NaOCl ne utiče na sečivnu efikasnost NiTi instrumenata, ne dovodi do značajnog smanjenja savojne i torzione čvrstoće i ne utiče na ciklični zamor nakon višestruke kliničke upotrebe po nalazima Svec-a i Yared-a (Svec i Powers, 2002; Yared et al., 2003).

Rezultati studije Darabare i saradnika, i Zinelis-a i Margelosa, su ukazali da kontinuirana irigacija 2,5% NaOCl ne dovodi do korozije instrumenata od nerđajućeg čelika i NiTi instrumentima, te su mehanički a ne korozivni faktori odgovorniji za frakturu instrumenata (Zinelis i Margelos, 2002; Darabara et al., 2004). Takođe, iste studije ukazuju da se propagacija pukotine ne može ubrzati kombinovanim delovanjem cikličnog zamora i korozije pod dejstvom 2,5% NaOCl i EDTA.

Rezultati studije Shahi-ja et aladnika su pokazali značajan uticaj rastvora NaOCl na RaCe instrumente posle kliničke upotrebe i sterilizacije, kao i otpornost MTWo instrumenata na ovaj irigans (Shahi et al., 2012). Ovaj nalaz je u skladu sa studijom Topuz-a et aladnika, koji su utvrdili vidljivu koroziju RaCe instrumenata pod uticajem NaOCl (Topuz et al., 2008). Potapanjem NiTi instrumenata u 2,5% rastvor NaOCl u trajanju 12 do 48 časova Haikel nije primetio značajnije promene na radnom delu instrumenata (Haikel et al., 1998a; 1998b). Darabara je pokazao da helatni rastvori (EDTA) namaju uticaj na pojavu korozivnih pukotina (Darabara et al., 2004). Ista studija je pokazala da broj sterilizacionih ciklusa negativno utiče na korozivnu otpornost RaCe instrumenata dok, kod Mtwo sistema rotirajućih NiTi instrumenata, ciklusi sterilizacije povećavaju otpornost na koroziju (Shahi et al., 2012). Sve ove razlike se mogu pripisati razlikama u sastavu legure i procesima naknadne obrade različitih NiTi instrumenta, koje proizvođači retko iznose.

Kao što je već ranije napomenuto prisustvo površinskih nepravilnosti narušava mehaničke osobine instrumenata, i čini ih podložnijim koroziji i frakturi (Thompson 2000; Alapati et al., 2005). RaCe sistem rotirajućih instrumenata se tokom definitivne obrade izlaže proceduri elektropoliranja dobijajući glatku površinu radnog dela, čime se prema nalazima Tripija smanjuje mogućnost površinskih iregularnosti i povećava otpornost na ciklični zamor (Tripi et al., 2006). Smanjenjem pukotina i nepravilnosti na površini instrumenata, povećava se njihova otornost na koroziju. Specifična fazna transformacija, sa smanjenjem martenzitne temperaturno zavisne faze do potpuno austenitne faze na sobnoj temperature, može dovesti do povećanja otpornosti na koroziju nakon sterilizacije (Shahi et al., 2012).

U studiji Topuz-a et aladnika uočene su značajne topografske promene ispitivanjem dejstva NaOCl na RaCe instrumente primenom AFM-a (mikroskopija atomskih sila) koje utiču na promenu otpornosti na frakturu instrumenata (Topuz et al., 2008). Shahi je prikazao mehanizam uticaja korozije na frakturu NiTi rotirajućih instrumenata (Shahi et al., 2012). Pretpostavio je da dolazi do korozije proizvodnih defekata na površini instrumenata koji pojačavajući efekat cikličnog zamora, menjaju mehanizam frakture od klasične frakture cikličnog zamora u korozivnu frakturu. Uslovi okoline takođe, mogu modifikovati procese inicijacije i propagacije pukotina pa termin *korozivni zamor* opisuje fenomen frakture materijala pod kombinovanim dejstvom cikličnog opterećenja i korozivnog okruženja (Cheung & Darvell, 2008). Nekada se na površini NiTi instrumenata primećuje i Fretting korozija (u vidu žljebova) koja nastaje kao posledica ponovljenih pokreta između legure i dentinskog tkiva pod opterećenjem. Ovo kretanje dovodi do habanja površinskog oksidnog filma i stvaranja defekata u vidu žljebova (Da Silva Mealha, 2016).

6.2. 3. Diskusija rezultata EDS analize frakturnih površina

Metalurška svojstva NiTi instrumenata se najčešće analiziraju skenirajućom elektronskom mikroskopijom (SEM) u kombinaciji sa energetsom disperzivnom rendgenskom spektrometrijom (EDS). Rezultati EDS analize u ovoj studiji su predstavljeni u masenim procentima iz dva razloga: u metalurgiji se maseni procenat uobičajeno koristi za određivanje koliko grama od svakog metala je neophodno za formiranje legure i iz komparativnih razloga (većina prethodnih istraživanja je koristila procenat težine u opisu svojih rezultata EDS analize) (Siqueira, 2005; Zinelis et al., 2010).

EDS analize urađene u tačkama na spoljašnjim površinama ispitivanih instrumenata pokazale su prisustvo nikla i titanijuma, sa značajnim razlikama u njihovoj zastupljenosti kod različitih setova. Ova razlika u sadržajima nikla i titanijuma se može pripisati neskladima u sirovinama tokom proizvodnje i različitim proizvodnim postupkom, što je u saglasnosti sa rezultatima prethodnih studija (Siqueira, 2005; Zinelis et al., 2010). Prisustvo kiseonika na površini instrumenata se može objasniti postojanjem pasivnog titanijum oksida (TiO₂), malim količinama nikl oksida (NiO) i metalnog nikla (Ni₂O₃) (Otsuka & Wayman, 1998). Ovaj oksidni sloj igra važnu ulogu, čuvajući unutrašnji sloj NiTi instrumenata od habanja i dejstva korozije (Otsuka & Wayman, 1998).

EDS analiza delova frakturnih površina svih ispitivanih instrumenata pokazuju veliku zastupljenost kisenika, osim kod MTwo instrumenta 15/0.05 (gde su uočeni samo nikl i titanijum u različitom procentu). Prisustvo kisenika se može objasniti kontaminacijom legure oksidima tokom procesa legiranja i proizvodnje NiTi žice, čime se formiraju krtiji delovi legure. Kasnijom obradom NiTi instrumenata, ova mesta mogu biti predilekciono mesto za nastanak mikropukotina koja mogu voditi do njihove frakture. Prisustvo kisenika je često povezano i sa različitom debljinom sloja oksida, smanjujući mehaničku čvrstoću legura, koja može ugroziti performanse instrumenta. Potvrdom o velikom masenom udelu kisenika na frakturnoj površini instrumenata u ovoj tezi dokazan je uticaj kontaminacije legure i njihova osetljivost na frakturu (Bennett et al., 2017).

Različite vrednosti sadržaja nikla i titanijuma na različitim mestima frakturnih površina svih ispitivanih instrumenata ukazuju na promenu mikrostrukture, koja je i uzrokovala njihovu frakturu (Ye et al., 2012). Može se reći da povezanost mikrostrukture i metalurških karakteristika NiTi instrumenata, najbolje objašnjava njihovo ponašanje (Ye et al., 2012; Bennett et al., 2017).

6.2.4. Diskusija rezultata mikroskopske analize

Mikroskopska analiza NiTi instrumenata je izvršena nakon svake upotrebe i na kraju eksperimenta u svrhu detektovanja eventualnih pukotina, lomova, odvrtnja navoja ili drugih deformacija. Jedine promene koje su uočene ovom metodologijom su deformacije u vidu promena navoja i kompletne frakture.

Poredeći fotografije dobijene stereomikroskopijom i SE snimaka dobijenih SEM metodom uviđa se razlika u dobijenim rezultatima. Promene navoja na apikalnom segmentu dva MTwo instrumenta (10/0.4 druga grupa i 20/0.6 treća grupa) nisu uočene stereomikroskopom već samo na SE snimcima.

Poredeći stereomikroskopiju i SEM analizu uviđa se i razlika u detekciji kompletnih fraktura. Fraktura ProTaper F2 instrumenta treće eksperimentalne grupe uočena je samo na SEM mikrofotografijama, verovatno zbog veoma malog zalomljenog fragmenta (0,5 mm). Uporedna analiza stereomikroskopije i SEM analize potvrđuje problem u detekciji deformacija NiTi instrumenata nakon instrumentacije golim okom i na malim uvećanjima, što je u saglasnosti sa

rezultatima studija Sattapan-a, De Castro Martins-a, Shen-a, Souza, Patel-a i Arantes-a sa saradnicima (Sattapan et al., 2000a; De Castro Martins et al., 2002; Shen et al., 2009; Souza et al., 2011; Arantes et al., 2014; Patel et al., 2016;).

6.5. Diskusija rezultata OMIS analize

Ispitivanje površine radnog dela NiTi instrumenata opto-magnetnom imidžing spektroskopijom u ovom istraživanju, predstavlja novi, inovativni metod, kojim se mogu porediti nano-karakteristike površine različitih instrumenata.

Opto-magnetna imidžing spektroskopija je metoda koja koristi običnu i reflektovanu polarizovanu svetlost, pa je poznavanje osnovnih zakona optike neophodno za razumevanje i tumačenje rezultata ove metode. Prema savremenoj, dvojnoj teoriji, svetlost ima i talasne (elektromagnetni talasi) i čestične (kvantna, teorija fotona) osobine. Elektromagnetna i kvantna komponenta svetlosti ne isključuju jedna drugu, već se međusobno dopunjuju. Sagledavajući svetlost kao elektromagnetni fenomen, ona se sastoji od dva spregnuta talasa, električnog i magnetnog. Ovi talasi su međusobno upravni a u interakciji svetlosti sa materijom pod određenim uglom, dolazi do njihove polarizacije (Papić-Obradović i Jeftić 2012).

Kako svaka materija, tj. uzorak, poseduje električna i magnetna svojstva tako i reflektovana svetlost ima elektromagnetnu prirodu. Ukoliko se materijal ekscitira svetlošću pod tačno određenim uglom tada će sam uzorak izvršiti polarizaciju svetlosti. Reflektovana svetlost tada ima samo električnu komponentu, odnosno svojstva uzorka na bazi električnog stanja površine. Na taj način se na bazi svetlosti može doći do električnih osobina materijala. Ako se površina uzorka izloži dejstvu svetlosti pod pravim uglom tada će reflektovana svetlost sadržati informacije o elektromagnetnim osobinama uzorka. Kada se od druge refleksije oduzme prva refleksija dobijaju se magnetne osobine površine ispitivanog uzorka (opto-magnetni otisak, fingerprint) (Papić-Obradović i Jeftić 2012).

Opis i objašnjenje magnetnih osobina materije daju saznanja iz fraktalne mehanike. S obzirom da je kvantno stanje materije primarno odgovorno za konformacione promene na molekularnom nivou, to znači da je mnogo više verovatno da se detekcija razlika na površini određenog uzorka, može dobiti merenjem njihovih magnetnih osobina, jer će to dati veću osetljivost u odnosu na nivo osetljivosti koji se postiže merenjem električnih sila (Papić-Obradović et al., 2010). Magnetna sila valentnih elektrona je 10.000 puta manja od električne, te magnetna komponenta bolje opisuje kvantna stanja materije od električne (Papić-Obradović i Jeftić 2012).

Na osnovu svojih magnetnih osobina materijali mogu biti dijamagnetici, paramagnetici, feromagnetici. Feromagnetici ili stalni magneti su materijali koji pokazuju jake magnetne efekte jer njihovi atomi imaju stalne magnetne momente. Prema zakonima kvantne fizike, materijali se sastoje od mikroskopskih oblasti koje se zovu domeni. Domeni su zapremine 10^{-12} do 10^{-8} m³ i sadrže 1017 do 1021 atoma. Svi feromagnetni materijali imaju vektore magnetnih momenata domena orijentisane u istom smeru. Dijamagnetici su materijali čiji atomi i molekuli nemaju permanentne magnetne momente i njihovi domeni se pod dejstvom spoljašnjeg magnetnog polja orijentišu u suprotnom smeru. Paramagnetici su materijali sa malom pozitivnom vrednošću magnetne susceptibilnosti, zahvaljujući prisustvu atoma sa stalnim magnetnim momentima. Njihovi domeni su haotično raspoređeni te im je ukupni magnetni moment nula. Pod dejstvom spoljašnjeg magnetnog polja dolazi do orijentacije magnetnih momenata u smeru polja što dovodi do pojave magnetizacije. Ovaj proces se odvija istovremeno sa termičkim kretanjem atoma koje teži haotičnoj raspodeli magnetnih momenata. Pierre Curie je eksperimentalno pokazao da je magnetizacija (odnosno gustina magnetnog momenta) paramagnetnog materijala proporcionalna primenjenom magnetnom polju i obrnuto

proporcionalna apsolutnoj temperaturi. Paramagnetne osobine su karakteristične za supstance, koje sadrže atome, jone, slobodne radikale ili molekule sa nesparenim elektronima (Džunuzović, 2017).

Legura nikltitanijuma, sa svojim jedinstvenim optičkim, električnim i magnetnim svojstvima, pripada grupi "pametnih" materijala. Ovi materijali imaju senzorne, povratne i reakcione mogućnosti (menjajući svoju mikrostrukturu i svojstva) na stimuluse iz spoljašnje sredine (temperatura, mehaničko naprezanje, hemijsko delovanje, električno ili magnetno polje, svetlost i dr) (Ćubela, 2002). Osim svojih superelastičnih svojstava i mogućnosti memorije oblika, "pametna" NiTi legura je jedan od materijala koji poseduje magnetnu inteligenciju (kao i legure Fe-Pt, Ni-Al itd) (Wen et al., 2018).

Nikl je jedan od hemijskih elementa koji na sobnoj temperaturi ispoljavaju magnetne osobine. U feromagnetne materijale spadaju gvožđe (Fe), kobalt (Co), nikal (Ni), gadolinijum (Gd), disprozijum (Dy), terbijum (Tb), holmijum (Ho), erbijum (Er) i njihove legure. Najizrazitija feromagnetska svojstva imaju gvožđe (Fe), kobalt (Co) i nikal (Ni) (osnovni feromagnetski materijali).

Titanijum je metal sa dijamagnetnim osobinama, a legura nikltitanijuma po svom magnetnom ponašanju pokazuje super-paramagnetna svojstva (Lide, 1996). Ova osobina NiTi legure je bila polazna osnova za primenu OMIS metode u ovoj studiji.

Tokom instrumentacije rotirajući NiTi instrumenti podležu različitim tipovima deformacija usled cikličnog zamora i torzionog stresa, što je uslovljeno njenim unutrašnjim transformacijama legure.

NiTi legura, prolazi kroz fazne transformacije i odgovarajuće promene modela atomske strukture i kristalne rešetke. Stresom indukovana martenzitna transformacija polazi od austenitne, kubične faze. Kristalna struktura se zatim tokom martenzitne transformacije pretvara u martenzitnu fazu sa niskom kristalografskom simetrijom (Jokanović et al., 2019). U zavisnosti od nastalih deformacije NiTi legura menja svoje kristalografske osobine, međuatomske veze, a samim tim i svoja magnetna svojstva (Wen et al., 2018).

Magnetna svojstva NiTi legure se najjasnije mogu objasniti ponašanja elektrona u čvrstim telima. Elektroni imaju naelektrisanje i kreću se po kružnoj putanji u atomu ili molekulu pri čemu stalno dobijaju ubrzanje (usled kružnog kretanja). Tako se generiše magnetno polje upravno na smer kretanja elektrona čime se stvara orbitalni magnetni moment. Pošto se elektroni pored kretanja oko jezgra okreću i oko svoje ose oni imaju spin tj. dobijaju i spinski magnetni moment (Džunuzović, 2017; Wen et al., 2018). Zbog paramagnetnih svojstava, atomi Nikltitanijumove legure nemaju permanentni magnetni moment tj. svi magneti u atomu su uravnoteženi tako da je neto moment atoma nula. Kada se NiTi legura uvede u magnetno polje indukcijom ili se izloži stresu, generišu se dodatne struje unutar atoma i magnetni moment više nije nula (Wen et al., 2018).

Promene rotirajućih instrumenata tokom eksperimenta najbolje se mogu objasniti primenom kvantne fizike. Dakle tokom aktivacije rotirajućih instrumenata, u NiTi leguri dolazi do promene njihovih elektromagnetnih osobina (promene magnetnog momenta) na atomskom nivou. Na ovaj način se mogu objasniti rezultati OMIS metode instrumenata koji se pretrpeli frakturu, instrumenata koju su korišćeni tokom eksperimenta, ali su bez frakture, kao i dijagrami OMIS spektra novih instrumenata istog tipa.

Analizirajući spektre OMIS analize za instrumente prve grupe tipa MTwo 10-0.04; druge grupe tipa MTwo 15-0.05; treće grupe tipa ProTaper F2, uočava se poklapanje intenziteta pikova za nove i frakturirane instrumente istog seta. Instrument koji je pretrpeo frakturu, kao i novi instrument ovog tipa, imaju maksimalne pikove intenziteta na istim talasnim dužinama u paramagnetnom delu

dijagrama (+100nm). Blage oscilacije intenziteta se odigravaju se oko X ose, tj. nultog podeoka intenziteta, pokazujući blaga paramagnetna i dijamagnetna svojstva. Rezultati pokazuju da instrumenti sa frakturom i neupotrebljeni instrumenti imaju nizak nivo magnetizacije i promene elektromagnetnih svojstava. Ovakav nalaz potvrđuje rasterećenje napona koje je usledilo nakon frakture kod ovog instrumenta, kao i o nenapregnutom, novom instrumentu koji nije korišćen (Wen et al., 2018).

Analizirajući spektre OMIS analize za instrumente pete grupe tipa Bio Race Br2., instrument sa frakturom i nov instrument istog tipa pokazali potpuno različite elektromagnetne osobine. Ovaj nalaz se može objasniti postojanjem potpuno drukčije elektropolirane površine instrumenata BioRaCe seta. Elektropoliranost površine BioRaCe instrumenata uzrokuje različit elektromagnetni dijagram pod dejstvom OMIS spektra (Wen et al., 2018). Na osnovu OMIS metode se može zaključiti da promene u površinskom sloju elektropolirane površine BioRaCe instrumenata, koje nastaju tokom instrumentacije pokazuju ireverzibilan karakter.

Promena u magnetnim svojstvima frakturiranih instrumenata je potpuno očekivana. Analizirajući rezultate EDS analize na frakturnim površinama MTwo (10-0.04 i 15-0.05), ProTaper i BiRaCe (Br1 i Br2) instrumenata, uočava se različit sadržaj nikla i titanijuma na različitim delovima ispitivane površine. Rezultati određivanja sadržaja elemenata (EDS) pokazuju da uzorci sadrže Ni, Ti, a takođe i kiseonik koji se nalazi na njihovoj površini. Smanjivanje masene količine titanijuma (koji je zbog svoje reaktivnosti izuzetno nestabilan) dovodi do povećanja magnetne faze (za koju je zaslužan feromagnetični nikl). Pojava feromagnetske faze u ekvatomskim uzorcima NiTi legure se objašnjava promenom stanja materijala. Nakon plastične deformacije (koja može dovesti do frakture instrumenta) u leguri se značajno menja kristalna i elektro ravnoteža dovodeći do stvaranja polja napetosti i promene strukture materijala. Na ovaj način se intenziviraju superparamagnetne osobine ove legure. Povećana magnetizacija legure NiTi uzrokovana je nastankom rezultirajućeg magnetnog momenta usled spoljnog uticaja (u ovom slučaju mehaničkog) (Wen et al., 2018).

Najveće promene u zastupljenosti ova dva metala u leguri pokazuju frakturirani BioRaCe instrumenti gde se udeo titanijuma kreće od 39,1mas% dok zastupljenost nikla dolazi i do 60,9mas%. Promena magnetizacije se takođe može objasniti prisustvom titanijum oksida, koji dovodi do njenog smanjenja.

Analizirajući spektre OMIS analize za instrument tipa MTwo 10-0.04; tipa MTwo 15-0.05 i BioRace Br2, uočava se poklapanje lokalizacije pikova za korišćene instrumente koji nisu pretrpeli frakturu. Upotrebljeni instrumenti, koji nisu pretrpeli frakturu, analizom dijagrama OMIS spektra ukazuju na intenzivne oscilacije i u paramagnetnoj i u dijamagnetnoj zoni. Ovakav nalaz potvrđuje konformacione, intenzivne promene na površini ovih instrumenata, ali i u njihovoj atomskoj strukturi (ulogu sonde ima EM – talas, pa informacija nije samo o površinskom sloju, nego o uzorku). Analizirajući spektre OMIS analize za instrumente koji nisu pretrpeli frakturu tokom eksperimentalnog postupka tipa Pro Taper F2 i BioRaCe Br.1, uočavaju se značajno različite elektromagnetne osobine. Intenzivne oscilacije pikova pokazuje ProTaper instrument F2, koji je upotrebljen za preparaciju pravih kanalskih sistema, dok je ProTaper instrument F2, korišćen za preparaciju povijenih kanalskih prostora pokazuje slične rasporede pikova kao instrumenti ove grupe drugih tipova instrumenata (BioRaCe i Mtwo). Instrumenti bez frakture, upotrebljeni u povijenim ili jako povijenim sistemima pokazuju ujednačene magnetne osobine, bez intenzivnih pikova u paramagnetnoj ili dijamagnetnoj zoni. Ovaj podatak govori u prilog istrošenosti ovog instrumenta a posebno njegove prevlake od titanijum oksida.

7. ZAKLJUČCI

Na osnovu rezultata *in vitro* studije SEM, SEM -EDXS, stereomikroskopije i OMIS analize površinskih i strukturnih promena, novih i korišćenih NiTi rotirajućih instrumenata, može se zaključiti sledeće:

- Ne postoji ni jedan novi ispitivani instrument bez bilo kakvog defekta na svojoj površini.
- Najčešća pojava defekata na površinama radnog dela novih rotirajućih NiTi endodontskih instrumenata je primećena u sistemima K3 i ProTaper grupe, a najmanji procenat na površinama radnog dela BioRaCe setova instrumenata.
- Najučestaliji tip defekta na površinama radnog dela novih rotirajućih NiTi endodontskih instrumenata je pojava žljebova, a zatim pojava debrisa i metalnih opiljaka.
- Na površinama radnog dela ispitivanih rotirajućih NiTi endodontskih instrumenata nakon instrumentacije najveća zastupljenost defekata je zabeležena u eksperimentalnoj grupi sa izrazito povijenim kanalima.
- Na površinama radnog dela ispitivanih rotirajućih NiTi endodontskih instrumenata nakon instrumentacije uočena je veća zastupljenost defekata u apikalnoj trećini instrumenata u odnosu na njihovu srednju trećinu.
- Na površinama radnog dela ispitivanih rotirajućih NiTi endodontskih instrumenata nakon instrumentacije najčešći defekt je bila pojava korozije, najzastupljenija na K3 i ProTaper instrumentima nije uočena na BioRaCe setovima.
- Najmanji procenat zastupljenosti defekata na površinama radnog dela ispitivanih rotirajućih NiTi endodontskih instrumenata nakon instrumentacije pokazali su BioRaCe setovi instrumenata.
- Kompletna fraktura nakon instrumentacije je uočena u setovima Mtwo, pro Taper i Biorace, dok u sistemima K3 i HyFlex nije zapažena.
- Frakturirani MTwo i BioRaCe instrumenti su pokazali torzioni tip frakture, a proTaper instrument frakturu usled cikličnog zamora.
- Parametar (van Eggert kriterijuma) koji je zabeležen na Mtwo i HyFlex instrumentima nakon instrumentacije je odmotavanje, ispravljanje i uvijanje navoja NiTi instrumenata najčešće je bio zastupljen posle njihove primene u apikalnoj trećini najkompleksnije eksperimentalne grupe.
- Veliki maseni udeo kisenika na frakturnoj površini instrumenata, dokazuje značaj kontaminacije NiTi legure i povećanu osetljivost na frakturu usled strukturnih promena tokom instrumentacije.

- Različite vrednosti masenog procenta nikla i titanijuma na mestima frakturnih površina ukazuju na promenu njihove mikrostrukture tokom korišćenja, koja je i uzrokovala frakturu.

- Primena stereomikroskopije metoda u detekciji deformacija radnog dela NiTi instrumenata pre i nakon instrumentacije, nije pouzdana metoda.

- Nakon instrumentacije kanala, dolazi do promene magnetnih svojstava rotirajućih NiTi instrumenata.

- Elektropoliranost površine BioRaCe instrumenata uslovljava potpuno različit elektromagnetni odgovor u odnosu na klasične NiTi setove ispitivanih instrumenata.

Napredak endodontske terapije, odvija se kroz intenzivan razvoj novih materijala, tehnika i najviše, instrumenata. Uspeh endodontske terapije je u direktnoj zavisnosti od efikasnosti i sigurnosti upotrebljenih instrumenata. Ova studija je pokazala da su svi novi ispitivani setovi rotirajućih NiTi instrumenata posedovali proizvodne defekte i nečistoće nastale tokom procesa proizvodnje, odnosno, pakovanja. Defekti i kontaminacija NiTi rotirajućih instrumenata mogu značajno uticati na uspešnost hemomehaničke obrade kanala, pa je neophodna dezinfekcija i sterilizacija novih instrumenata pre njihove prve upotrebe. Velika incidenca deformacija instrumenata nakon preparacije komplikovanih kanalskih sistema favorizuje karakteristike zatečenog endodontskog prostora kao najdominantniji predisponirajući faktor za nastanak frakture instrumenata. Sve frakture instrumenata su nastale ili tokom devete ili desete instrumentacije kanala, što upućuje na činjenicu poštovanja preporuka proizvođača o dinamici i broju korišćenja određenih setova instrumenata koji uglavnom zavise od komplikovanosti kanalskog sistema.

8. LITERATURA

- Abesi, F. & Eshani, M. (2011) Radiographic Evaluation of Maxillary Anterior Teeth Canal Curvatures in an Iranian Population. *Iran Endod J*, 6(1), 25-8.
- Ahn, S.S.Y., Kim, H.C. & Kim, E. (2016) Kinematic effects of nickel-titanium instruments with reciprocating or continuous rotation motion: a systematic review of in vitro studies. *J Endod*, 42(7), 1009–17.
- Alapati, S.B., Brantley, W.A., Svec, T.A., Powers, J.M. & Mitchell, J.C. (2003) Scanning electron microscopy observations of new and used nickel- titanium rotary files. *J Endod*, 29(10), 667–669.
- Alapati, S.B., Brantley, W.A., Svec, T.A., Powers, J.M., Nusstein, J.M. & Daehn, G.S. (2005) SEM Observations of Nickel-titanium Rotary Endodontic Instruments that Fractured During Clinical Use. *J Endod*, 31, 40-43.
- Alapati, S.B., Brantley, W.A., Iijima, M., Clark, W.A.T., Kovarik, L., Buie, C., Liu, J. & Johnson, W.B. (2009) Metallurgical Characterisation of new Nickel-titanium Wire for Rotary Endodontic instruments. *J Endod*, 35, 1589-1593.
- Alazemi, M.A., Bryant, S.T. & Dummer, P.M.H. (2015) Deformation of HyFlex and their shape recovery following heat sterilization. *Int Endod J*, 48, 593-601.
- Alexandrou, G., Chrissafis, K., Vasiliadis, L., Pavlidou, E. & Polychroniadus, E.K. (2006a) SEM observations and differential scanning calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 32(7), 675-9.
- Alexandrou, G., Chrissafis, K., Vasiliadis, L., Pavlidou, E. & Polychroniadis, E.K. (2006b) Effect of heat sterilization on surface characteristics and microstructure of Mani NRT rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, 39(10), 770–8.
- Al-Fouzan, K.S. (2003) Incidence of rotary ProFile instrument fracture and the potential for bypassing *in-vivo*. *Int Endod J*, 36, 864-867.
- Al-Fouzan, K. & Jamleh, A. (2018) Fracture of nickel-titanium rotary instrument during root canal treatment and re-treatment: a 5-year retrospective study. *Int Endod J*, 51, 157-163.
- Allison, D.A., Weber, C.R. & Walton, R.E. (1979) The influence of the method of canal preparation on the quality of apical and coronal obturation. *J Endod*, 5(10), 298-304.
- Al-Omari, M.A.O., Bryant, S.T. & Dummer, P.M.H. (2003) The shaping ability of ProTaper rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*, 36, 933. (ESE-Abstract R39)
- Alovisi, M., Cemenasco, A., Mancini, L., Paolino, D., Scotti, N., Bianchi, C.C. & Pasqualini, D. (2017) Micro-CT evaluation of several glide path techniques and ProTaper Next shaping outcomes in maxillary first molars curved canals. *Int endod J*, 50(4), 387-97.

- Al-Sudani, D. & Al-Shahrani, S. (2006) A Comparison of the canal centering ability of ProFile, K3 and RaCe nickel-titanium rotary systems. *J Endod*, 32, 1198-201.
- Alves, O., Bueno, C., Cunha, R.S., Pinheiro, S.L., Fontana, C.E. & de Martin, A.S. (2012) Comparison among manual instruments and PathFile and MTwo rotary instruments to create a glide path in the root canal preparation of curved canals. *J Endod*, 32(3), 117-20.
- Amrita, A. & Sureshchandra, B. (2013) A comparison of four nickel-titanium rotary systems Quantec series, K3 Endo, RaCe and Hero642 for canal cleaning ability - an *in vitro* study. *Endodontology*, 25(2), 55-67.
- Anderson, D.N., Joyce, A.P., Roberts, S. & Runner, R. (2006) A comparative photoelastic stress analysis of internal root stresses between RC Prep and saline when applied to the Profile/GT rotary instrumentation system. *J Endod*, 32(3), 222-4.
- Anderson, M.E., Price, J.W. & Parashos, P. (2007) Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 33(10), 1212-6.
- Andreasen, G.F. & Hilleman, T.B. (1971) An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *Journal of the American Dental Association*, 82, 1373-5.
- Andreasen, G.F. & Morrow, R.E. (1978) Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire. *Am J Orthod*, 73(2), 142-51.
- Ankrum, M.T., Hartwell, G.R. & Truitt, J.E. (2004) K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod*, 30, 234-237.
- Anusavice, K. J., & Phillips, R. W. (2003) *Phillips' science of dental materials*. 11th ed. St. Louis, Mo.: Saunders. p. 3-21, 41-103, 171-205, 495-655.
- Arantes, W.B., da Silva, C.M., Lagemarques, J.L., Habitante, S., da Rosa, L.C.L. & de Madeiros, J.M.F. (2014) SEM Analysis of Defects and Wear on Ni-Ti Rotary Instruments. *Scanning*, 36, 411-418.
- Arens, F.C., Hoen, M., Steiman, H.R. & Dietz, G.C. (2003) Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod*, 29, 664-666.
- Asaoka, K., Yokoyama K. & Nagumo, M. (2002) Hydrogen embrittlement of nickel-titanium alloy in biological environment. *Metall Mater Trans*, 33, 495-501.
- Astahana, G., Kapadwala, M. & Parmar, G.J. (2016) Stereomicroscopic evaluation on defects caused by torsional fatigue in used hand and rotary nickel-titanium instruments. *J Conserv Dent*, 19, 120-4.
- Auricio, F., Taylor, R. & Lubliner, J. (1997) Shape memory alloys: macromodelling of the superelastic behavior. *Comp Meth Appl Mech Eng*, 146(3-4), 381-312.

- Azim, A.A., Griggs, J.A. & Huang, G.T. (2016) The Tennessee study: factors affecting treatment outcome and healing time following nonsurgical root canal treatment. *Int Endod J*, 49, 6–16.
- Ayar, L.R. & Love, R.M. (2004) Shaping ability of ProFile and K3 rotary instruments when used in variable tip sequence in simulated curved root canals. *Int Endod J*, 37, 593-601.
- Bahia, M.G. & Buono, V.T.L. (2005) Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 100(2), 249–55.
- Bahia, M.G., Melo, M.C.C. & Buono V.T. (2008a) Influence of cyclic torsional loading on the fatigue resistance of K3 instruments. *Int Endod J*, 41(10), 883-91.
- Bahia, M.G., Melo, M.C.C. & Buono, V.T.L. (2008b) Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Oral Surg Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 101, 675-680.
- Barbakow, F. & Lutz, F. (1997) The Lightspeed prepatarion technique evaluated by Swiss clinicians after attending continuing education courses. *Int Endod J*, 30, 46-50.
- Barbosa, F.O.G., Gomes, J.A.C.P. & de Araujo, M.C.P. (2008) Fractographic Analysis of K3 Nickel-titanium Rotary instruments. Submitted to Diffent Modes of Mechanical Loading. *J Endod*, 34, 994-998.
- Barrett, R.D., Bishara, S.E., Ortho, D. & Quinn, J.K. (1993) Biodegradation of orthodontic appliances. part i. biodegradation of nickel and chromium in vitro. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 103(1), 8–14.
- Barron, RF. (1982) Cryogenic treatment of metals to improve wear resistance. *Cryogenics*, 22, 409-13.
- Bell, I. (2010) Successful endodontics- a day with BioRaCe. *Endodontic Practice* february event review
- Bennett, J., Chung, K.H., Fong, H., Johnson, J. & Paranjpe, A. (2017) Analysis of Surface Characteristics of ProTaper Universal and ProTaper Next Instruments by Scanning Electron Microscopy. *J Clin Exp Dent*, 9(7):e879-85.
- Bensely, A., Prabhakaran, A., Lal, D.M. & Nagarajan, G. (2006) Enhancing the wear resistance in case carburized steel (En353) by cryogenic treatment. *Cryogenics*, 45, 747.
- Bergenhofz, G., Lekholm, U., Milthon, R., Heden, G., Odeso, B. & Engstrom, B. (1979) Retreatment of endodontic fillings. *Eur J Oral Sci*, 87(3), 217-24.
- Bergmans, L., Cleynebreugel, J.V., Wevers, M. & Lambrechts, P. (2001) Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety: Status Report. *Am J Dent*, 14(5), 324-33.

- Bertarand, M.F., Lupi-Pegurier, L., Medioni, M. & Bolla, M. (2001) Curved molar root canal preparations using Hero 642 rotary Nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, 34, 631-6.
- Berutti, E., Chiandussi, G., Gaviglio, J. & Ibba, A. (2003) Comparative Analysis of Torsional and Bending Stresses in Two mathematical Models of Nickel-Titanium Rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *Int Endod J*, 29, 15-19.
- Berutti, E., Angelini, E., Rigolone, M., Migliaretti, G. & Pasqualini, D. (2006) Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper rotary instruments. *Int Endod J*, 39(9), 693-9.
- Berutti, E., Chiandussi, G., Paolino, D.S., Scotti, N., Cantatore, G., Castellucci, A. & Pasqualini, D. (2012) Canal Shaping with Wave One Primary reciprocating Files and ProTaper Systems: A Comparative study. *J Endod*, 38, 505-509.
- Blum, J.Y., Cohen, A., Machtou, P. & Micallef, J.P. (1999a) Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using ProFile NiTi rotary instruments. *Int Endod J*, 32(1), 24-31.
- Blum, J.SY., Matchtou, P. & Micallef, J.P. (1999b) Location of contact areas on rotary ProFile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *Int Endod J*, 32, 108-114.
- Blum, J.Y., Machtou, P., Ruddle, C. & Micallef, J.P. (2003) Analysis of mechanical properties in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient. *J Endod*, 29, 567-575.
- Boessler, C., Peters, O.A. & Zehnder, M. (2007) Impact of lubricant parameters on rotary instrument torque and force. *J Endod*, 33(3), 280-3.
- Bonaccorso, A., Schäfer, E., Condorelli, G.G., Cantatore, G. & Tripi, T.R. (2008a) Chemical analysis of nickel-titanium rotary instruments with and without electropolishing after cleaning procedures with sodium hypochlorite. *J Endod*, 34(11), 1391-5.
- Bonaccorso, A., Tripi, T.R., Rondelli, G., Condorelli, G.G., Cantatore, G. & Schäfer, E. (2008b) Pitting corrosion resistance of nickel-titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic acid and sodium chloride solutions. *J Endod*, 34(2), 208-11.
- Bonaccorso, A., Cantatore, G., Condorelli, G.G., Schäfer, E. & Tripi, T.R. (2009) Shaping ability of four nickel-titanium rotary instruments in simulated s-shapes canals. *J Endod*, 35(6), 883-6.
- Bonetti-Filho, I., Esberard, R., Leonardo, R.T. & Del Rio, C.E. (1998). Microscopic evaluation of three endodontic files pre and post instrumentation. *J Endod*, 24, 461-463.

- Bortnick, K.L., Steiman, H.R. & Ruskin, A. (2001) Comparison of nickel-titanium file distortion using electric and air-driven handpieces. *J Endod*, 27(1), 57–9.
- Boutsoukis, C., & Lambrianidis, T. (2018) ‘Factors Affecting Intracanal Instrument Fracture’ in Lambrianidis, T. (ed.) *Management of Fractured Endodontic Instruments: A Clinical Guide*. Cham: Springer International Publishing, pp. 31-60.
- Bramipour, D., Svec, T..A, White, K.W. & Powers, J.M. (2001) Wear resistance of cryogenic treated stainless steel files. *J Endod*, 27, 212-3.
- Brkanić, T. (2008) *Preparacija kanala korena zuba niki-titanijumskim rotirajućim instrumentima: doktorska disertacija*, Univerzitet u Novom Sadu, Medicinski fakultet.
- Brockhurst, P.J. & Hsu, E. (1998) Hardness and strength of endodontic instruments made from NiTi alloy. *Aust Endod J*, 24, 115-9.
- Brown, R.P., Fowler, B.A., Fustinoni, S., & Nordberg, M. (2015) ‘Chapter 5 - Toxicity of Metals Released from Implanted Medical Devices’ in Nordberg, G.F., Fowler, B.A., & Nordberg, M. (eds.) *Handbook on the Toxicology of Metals*, volume 1. 4th ed. Amsterdam: Elsevier, Academic Press, pp. 113-122.
- Bryant, S.T., Thompson, S.A., Al-Olmari, M.A.O. & Dummer, P.M.H. (1998) Shaping ability of ProFile rotary Nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals. Part 1. *Int Endod J*, 31, 275-81.
- Buehler, W.J. & Wang, F.E. (1968) A summary of recent research on the nitinol alloys and their potential application in ocean engineering. *Ocean Engineering*, 1(1), 105–120.
- Bui, T.B., Mitchel, J.C. & Baumgrtner, J.C. (2008) Effect of Electropolishing ProFile Nikl-Titanium Rotary Instruments on Cyclic Fatigue Resistance, Torsional Resistance, and Cutting Efficiency. *J Endod*, 34, 190-193.
- Bürklein, S., Hiller, C., Huda, M. & Schäfer, E. (2011) Shaping ability and cleaning effectiveness of MTwo versus coated and uncoated EasyShape instruments in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*, 44(5), 447-57.
- Bürklein, S. & Schäfer, E. (2012) Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *J Endod*, 38, 850–2.
- Burklein, S., Börjes, L. & Schäfer, E. (2014) Comparison of preparation of curved root canals with HyFlex CM and Revo-S rotary nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, 47, 470-6.
- Busslinger, A., Sener, B. & Barbakow, F. (1998) Effects of sodium hypochlorite on Nickel-titanium LightSpeed instruments. *Int Endod J*, 31, 290-4.
- Bystrom, A. & Sundqvist, G. (1981) Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy. *Scand J Res*, 89(4), 321-328.

- Caicedo, R. & Clark, S.J. (2012) Hyflex CM rotary files: an innovation for endodontic treatment. *Endod Pract*, 2, 28-36.
- Callister, W.D. (2000) *Materials science and engineering: An introduction*. New York: John Wiley & Sons.
- Campbell, L., Shen, Y., Zhou, H.M. & Haapasalo, M. (2014) Effect of fatigue on torsional failure of nickel-titanium controlled memory instruments. *J Endod*, 40(4), 562-5.
- Capar, I.D., Kaval, M.E., Ertas, H. & Sen, B.H. (2015) Comparison of the cyclic fatigue resistance of 5 different rotary pathfinding instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, and controlled memory wire. *J Endod*, 41(4), 535–8.
- Card, S.J., Sigurdsson, A., Orstavik, D. & Trope, M. (2002) The effectiveness of increased apical enlargement in reducing intracanal bacteria. *J Endod*, 28(11), 779-783.
- Cassai, E. (2016) History of endodontic instruments [Online]. Dostupno na: <http://docplayer.net/57178830-Enrico-cassai-history-of-endodontic-instruments.html> [accessed Feb 14 2018].
- Casper, R.B., Roberts, H.W., Roberts, M.D., Himel, V.T. & Bergeron, B.E. (2011) Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *J Endod*, 37(11), 1572–5.
- Castello -Escriva, R., Alegre-Domingo, T., Faus-Matoses, V., Roman-Richon, S. & Faus-Liacer, V.J. (2012) In Vitro Comparison of Cyclic Fatigue resistance of ProTaper, WaveOne and Twistwed Files. *J Endod*, 38, 1512-1524.
- Chen, Q. & Thouas, G. A. (2015). Metallic implant biomaterials. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 87, 1 - 57.
- Cheung, G.S.P., Peng, B., Bian, Z., Shen, Y. & Darvell, B.W. (2005) Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: Fractographic examination. *Int Endod J*, 38(11), 802-9.
- Cheung, G.S.P. & Darvell, B.W. (2007) Fatigue testing of a NiTi rotary instruments. Part 2: Fractographic analysis. *Int Endod J*, 40:619-625
- Cheung, G.S.P., Bian, Z., Shen, Y., Peng, B. & Darvell, B.W. (2007a) Comparison of defects in ProTaper hand-operated and engine-driven instruments after clinical use. *Int Endod J*, 40, 169-178.
- Cheung, G.S.P., Shen, Y. & Darvell, B.W. (2007b) Does electropolishing improve the low-Cycle fatigue behavior of nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? *J Endod*, 33(10), 1217-21.
- Cheung, G.S.P. & Darvell, B.W. (2008) Low-cycle fatigue of rotary Ni-Ti endodontic instruments in hypochlorite solution. *Dental materials*, 24, 753-759.

- Cheung, G.S.P. (2009) Instrument fracture: mechanisms, removal of fragments, and clinical outcomes. *Endodontic Topics*, 16, 1-29.
- Cheung, G.S., Oh, S.H., Ha, J.H., Kim, S.K., Park, S.H. & Kim, H.C. (2013) Effect of torsional loading of nickel-titanium instruments on cyclic fatigue resistance. *J Endod*, 39(12), 1593-7.
- Chianello, G., Specian, V.L., Hardt, L., Raldi, D., Marques, J.L. & Habitante, S. (2008) Surface Finishing of Unused Rotary Endodontic Instruments: A SEM Study. *Braz Dent J*, 19(2), 109-113.
- Christ, H.J. (2008) Fundamental mechanism of fatigue and fracture. *Student Health Technology Information*, 133, 56-67.
- Chow, T.W. (1983) Mechanical effectiveness of root canal irrigation. *J Endod*, 9(11), 475-479.
- Civian, S., Huget, E.F. & Desimon, L.B. (1975) Potential applications of certain Nickel-Titanium (Nitinol) alloys. *Journal of Dental Research*, 54, 89-96.
- Cohen, S.J., Glassman, G.D. & Mounce, R. (2005) Rips, Strips and Broken Tips: Handling the Endodontic Mishap. Part I: The Separated Instrument. *Oral Health*, May, 10-20
- Coltene Endo. HyFlex[®] CM – Controlled memory NiTi files. File sequence step by step card. [Online]. Dostupno na: http://www.hyflex.info/fileadmin/dam/DATEN/HyFlex-CM/downloads/allgemein/30001993_03-14_StepByStep_HyflexCM_DB.pdf [Accessed on 28 Dec 2018]
- Condorelli, G.G., Bonacorso, A., Smecca, E., Schäfer, E., Cantatore, G. & Tripi, T.R. (2010) Improvement of the fatigue resistance of Niti endodontic files by surface and bulk modifications. *Int Endod J*, 43(10), 866-73.
- Craig, R.G. & Peyton, F.A. (1963) Physical properties of stainless steel endodontic files and reamers. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 16(2), 206-217.
- Craig, R.G., McIlwan, E.D. & Peyton, F.A. (1968) Bending and torsional properties of endodontic instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 25(2), 239-254.
- Crotty, O.P., Davies, E.H. & Jones, S.P. (1996) The effects of crss-infection control procedures on the tensile and flexural properties of superelastic Nickel-titanium wires. *Brit J Orthod*, 23, 37-41.
- Cvetković, V., Šarić, K. & Mladenović, A. (2019) Magmatizam i metamorfizam: geohemijsko-geodinamička perspektiva. Univerzitet u Beogradu - Rudarsko-geološki fakultet i Univerzitet "Goce Delčev" Štip - Fakultet za prirodni i tehnički nauki
- Ćorić, D., Filetin, T., & Lesar, M. (2012) *Materijali u zrakoplovstvu*. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje.
- Ćubela, D. (2002) Legure koje pamte svoj oblik. *Mašinstvo*, 2(6), 83-92.

- Da Silva, F.M., Kobayashi, C. & Suda, H. (2004) Analysis of forces develop during mechanical preparation of extracted teeth using RaCe rotary instruments and ProFile. *Int Endod J*, 37, 1-5.
- Da Silva Mealha, G.N.V. (2016) Enhancement of niti alloys biocompatibility and corrosion resistance by thermal treatments. Thesis to obtain the Master of Science Degree in Chemical Engineering, Tecnico Lisboa
- Darabara, M., Bourithis, L., Zinelis, S. & Papadimitriou, G.D. (2004) Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instruments in irrigating solutions. *Int Endod J*, 37(10), 705–10.
- Daugherty, D.W., Gound, T.G. & Coner, T.I. (2001) Comparison of fracture rate, deformation rate, and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. *J Endod*, 27, 93-5.
- Davis, J. R., ASM International, & Handbook Committee. (2000). *Nickel, cobalt, and their alloys*. Materials Park, OH: ASM International. ASM bio
- Debelian, G. (2011) BioRaCe NiTi system: Biologically desirable apical sizes: Safely and efficiently. *Stomatol Glas Srb*, 58, 44-50.
- De Castro Martins, R.C., Bahia, M.G.A. & Buono, V.T.L. (2002) Surface analysis of ProFile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study. *Int Endod J*, 35(10), 848-53.
- De-Deus, G., Moreira, E.J., Lopes, H.P. & Elias, C.N. (2010) Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J*, 43, 1063–8.
- De-Deus, G., Belladonna, F.G., Souza, E.M., de Oliveira Alves, V., Silva, E.J., Rodriquez, E., Versiani, M.A. & Bueno, C.E. (2016) Scouting ability of 4 pathfinding instruments in moderately curved molar canals. *J Endod*, 42(10), 1540-4.
- De Lima, D.J.R., Nevares, G., Xavier, G.L., Ferraz, G.L. & de Albuquerque, D.S. (2013) A comparative study of Protaper and Twisted File nickel titanium instruments in curved canals preparation. *Stomatol Glas Srb*, 60, 175-82.
- Demetto, F.R., Bonifacio, K.C., Tanomaru Filho, M. Analise em microscopia de varredura de limas endodonticas de Ni-Ti acionadas a motor. In: Anais Da 20 Jornada Odontologica de Ribeira Preto - XXJORP. Faculdade de Odontologia de Ribeirao Preto -USP,p.222.
- de Vaskoncelos, R.A., Murphy, S., Carvalho, C.A., Govindjee, R.G., Govindjee, S. & Peters, O.A. (2016) Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *J Endod*, 42(5), 782-7.
- Diemer, F. & Calas, P. (2004) Effect of Pitch Length on the Behaviour of Rotary Triple Helix Root Canal Instruments. *J Endod*, 30, 716-8.

- Di Fiore, P.M., Genov, K.A., Komaroff, E., Li, Y. & Lin, L. (2006) Ni-Ti rotary instruments fracture: a clinical practice assessment. *Int Endod J*, 39, 700-708.
- Di Fiore, P.M. (2007) A dozen ways to prevent nikel-titanium rotary instruments fracture. *JADA*, 138(2), 196-201.
- Dirheimer, M. & Ludwig, E. (2006) Strojna obrada korijenskog kanala s RaCe Niti-sustavom-pregled. *Quint Int*, 7, 667-676.
- Dragicevic, A., Matija, L., Krivokapic, Z., Dimitrijevic, I., Baros, M. & Koruga, Đ. (2018) Classification of Healthy and Cancer States of Colon Epithelial Tissues Using Opto-magnetic Imaging Spectroscopy. *Journal of Medical and Biological Engineering*, pp. 1-14,
- Drukteinis, S., Peciuliene, V., Dummer, P.M.H. & Hupp, J. (2019) Shaping ability of BioRace, ProTaper NEXT and Genius nickel-titanium instruments in curved canals of mandibular molars: a MicroCT study. *Int endod J*, 52, 86-93.
- Dummer, P.M.H., McGin, J.H. & Rees, G. (1984) The position and topography of the apical canal constriction and apical foramen. *Int Endod J*, 17, 192-8.
- Džunuzović, A.S. (2017) Magnetna i električna svojstva keramičkih kompozitnih materijala na bazi nikel-cink-ferita i barijum-titanata dobijenih postupkom auto-sagorevanja: doktorska disertacija. Univerzitet u Beogradu, Tehnološko-metalurški fakultet.
- Eaton, J.A., Clement, D.J., Lloyd, A. & Marchesan, M.A. (2015) Micro-computed tomographic evaluation of the influence of root canal system landmarks on access outline forms and canal curvatures in mandibular molars. *J Endod*, 41(11), 1888-91.
- Ebihara, A., Yalata, Y., Miyara, K., Nakano, K., Hayashi, Y. & Suda, H. (2011) Heat treatment of nikel-titanium rotary endodontic instruments on bending properties and shaping abilities. *Int Endod J*, 44, 843-849.
- Eggert, C., Peters, O. & Barbakow, F. (1999) Wear of nickel-titanium LightSpeed instruments evaluated by scanning electron microscopy. *J Endod*, 25(79), 494-7.
- Ehrhardt, I.C., Zuolo, M.L., Cunha, R.S., De Martin, A.S., Kherlakian, D., Carvalho, M.C. & Bueno, C.E. (2012) Assessment of the separation incidence of MTwo files used with preflaring: prospective clinical study. *J Endod*, 38(8), 1078-81.
- Ehsani, M., Zahedpasha, S., Mogdadamnia, A.A. & Mirjani, J. (2011) An ex vivo study on the shaping parameters of two nickel-titanium rotary systems compared with hand instruments. *Int Endod J*, 6(2), 74-9.
- El Batouty, K.M. & Fekry, W.W. (2012) Canal centering ability of MTwo, Twisted Files and Revo-S nickel-titanium rotary instruments. *ENDO (Lond Engl)*, 6(2), 125-130.

Eldeeb, M.E. & Boraas, J.C. (1985) The Effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. *Int Endod J*, 18(1), 1-7.

Emsley, J. (2005). *Vodič kroz elemente: Građa prirode*. Zagreb: Izvori.

Fife, D., Gambarini, G. & Britto, L.R. (2004) Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surg Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 97, 251-6.

Filetin, T., Kovačiček, F. & Indof, J. (2002) *Svojstva i primjena materijala*. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje.

Filho, I.B., Esberard, R.M., Leonardo, R.T. & Rio, C.E. (1998) Microscopic evaluation of three endodontic files pre- and post-instrumentation. *J Endod*, 7, 461-4.

Filho, T., Leonardo, M.R., Bonifacio, K.C., Demetto, F.R. & Silva, A.B. (2001) The use of ultrasound for cleaning the surface of stainless steel and nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*, 34, 581-585.

Foschi, F., Nucci, C., Montebugnoli, L., Marchionni, S., Bresci, L., Malagnino, V.A. & Prati, C. (2004) SEM evaluation of canal wall dentine following use of MTwo and ProTaper NiTi rotary instruments. *Int Endod J*, 37, 832-839.

Freire, L.G., Gavini, G., Cunha, R.S. & dos Santos, M. (2012) Assessing apical transportation in curved canals: comparison between cross-sections and micro-computed tomography. *Braz Oral Res*, 26(3), 222-7.

Gabel, W.P., Hoen, M., Steiman, H.R., Pink, F.E. & Dietz, R. (1999) Effects of rotational speed on nickel-titanium file distortion. *J Endod*, 25, 752-4.

Galal, M. (2019) Metallurgical effect on the mechanical behavior of rotary endodontic files using finite element analysis. *Bulletin of the National Research Centre*, 43, 125.

Gale, A., Dalton, C.A., Langmuir, C.H., Su, Y. & S, J-G. (2013) The mean composition of ocean ridge basalts. *Geochemistry, Geophysics, Geosystems*, 14, 3, 489-518.

Gambarini, G. (2000) Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endod Dent Traumatol*, 16(3), 95-100.

Gambarini, G. (2001a) Advantages and disadvantages of new torque-controlled endodontic motors and low-torque NiTi rotary instrumentation. *Aust Endod J*, 27(3), 99-104.

Gambarini, G. (2001b) Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod*, 27(12), 772-4.

Gambarini, G. (2001c) Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J*, 34, 386-391.

- Gambarini, G., Gerosa, R., De Luca, M., Garala, M. & Testarelli, L. (2008a) Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, Jun, 105(6), 798-800.
- Gambarini, G., Grande, N.M., Plotino, G., Somma, F., Garala, M., De Luca, M. & Testarelli, L. (2008b) Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod*, 34(8), 1003-5.
- Gambarini, G., Plotino, G., Grande, N.M., Al-Sudani, D., De Luca, M. & Testarelli, L. (2011) Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J*, 44(4), 337-41.
- Gambarini, G., Rubini, A.G., Al Sudani, D., Gergi, R., Culla, A., De Angelis, F., Di Carlo, S., Pompa, G., Osta, N. & Testarelli, L. (2012) Influence of Different Angles of Reciprocation on the Cyclic Fatigue of Ni-Titanium Endodontic instruments. *J Endod*, 38, 1408-1411.
- Gambarini, G., Piasecki, L., Di Nardo, D., Miccoli, G., Di Giorgio, G., Carneiro, E., Al-Sudani, D. & Testarelli, L. (2016) Incidence of Deformation and Fracture of Twisted File Adaptive Instruments after Repeated Clinical Use. *J Oral Maxillofac Res*, 7(4), e5
doi: 10.5037/jomr.2016.7405
- Gao, Y., Gutmann, J.L., Wilkinson, K., Maxwell, R. & Ammon, D. (2012) Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod*, 38(3), 398-401.
- Gavini, G., dos Santos, M., Caldeira, C.L., Machado, M.E.dL., Freire, L.G., Iglecias, E.F., Peters, O.A. & Candeiro, G.T.dM. (2018) Nickel-titanium instruments in endodontics: A concise review of the state of the art. *Braz Oral Res*, 32:67.
- Genari, B., Stello, R.S., Grecca, F.S., Samuel, S.M.W., Collares, F.M. & Dummer, P.M.H. (2018) Performance of progressive and constant tapered instruments rotary systems at canal preparation. *RGO, Rev Gaúch Odontol*, 66(3), 225-231.
- Gere, J.M. (2001) *Mechanics of Materials*, 5th ed. Pacific Grove, CA: Brooks Cole Publishing Co, pp.187-270
- Gil, J., Ruperez, E., Velasco, E., Aparicio, C. & Manero, J.M. (2018) Mechanism of fracture Ni-Ti superelastic endodontic rotary instruments. *Journal of Materials Science; Materials in Medicine*, 29, 131.
- Glossen, C.R., Haller, R.H., Dove, S.B. & Del Rio, C.E. (1995) A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod*, 21, 146-51.
- Gluskin, A.H., Peters, C.I. & Peters, O.A. (2014) Minimally invasive endodontics: challenging prevailing paradigms. *Br Dent J*, 215(6), 347-53.

- Gojić, M. (2010) *Površinska obradba materijala*, Zagreb: Metalurški fakultet.
- Goldberg, F. (1988) Estudio de la superficie metálica de varios limas de uso endodntico. *Revista Espanhola endodncia*, 6, 3-7.
- Gonzalez-Rodriguez, M.P., & Ferrer-Luque, C.M. (2004) A comparison of ProFile, Hero 642, and K3 instrumentation systems in teeth using digital imaging analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology & Endodontics*, 97, 112–5.
- Grande, N.M., Plotino, G., Pecci, R., Bedini, R., Malagnino, V.A. & Souma, F. (2006) Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J*, 39, 755-763.
- Grossman, L.I. (1969) Guidelines for the prevention of fracture of root canal instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 28859, 746-52
- Guilford, W.L., Lemons, J.E. & Eleazer, P.D. (2005) A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod*, 31(6), 468-70.
- Gupta, U.C. & Gupta, S.C. (2014) Sources and deficiency diseases of mineral nutrients in human health and nutrition: A review. *Pedosphere*, 24(1), 13–38.
- Gutmann, J. (2002) Crown-Down technique: The standard of excellence for root canal cleaning and shaping. *Contemporary Endodontics*, 7-10.
- Gutmann, J.L. & Gao, Y. (2012) Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J*, 45(2), 113-28
- Ha, J.H., Jin, M.U., Kim, Y.K. & Kim, S.K. (2010) Comparison of screw-in effect for several nickel-titanium rotary instruments in simulated resin root canal. *J Kor Acad Cons Dent*, 35(4), 267-272.
- Haapasalo, M. & Shen, Y. (2013) Evolution of Nickel-titanium instruments: from past to future. *Endod Topics*, 29, 3-17.
- Haïkel, Y., Serfaty, R., Wilson, P., Speisser, J.M. & Allemann, C. (1998a) Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochloritreatment. *J Endod*, 24, 731-5.
- Haïkel, Y., Serfaty, R., Wilson, P., Speisser, J.M. & Allemann, C. (1998b) Cuting efficacy of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochloritreatment. *J Endod*, 24, 736-9.
- Hamanaka, H., Doi, H., Kohno, O. & Miura, I. (1985) Dental castings of NiTi alloys. Part 2: New casting techniques for NiTi alloys. *Journal of Dental Materials*, 4, 573-9.

- Hand, R.E., Smith, M.I. & Harrison, J.W. (1978) Analysis of the effect of dilution on the necrotic tissue dissolution property of sodium hypochlorite. *J Endod*, 4, 60-4.
- Hargreaves, K. M., & Berman, L. H. (2016) *Cohen's Pathways of the Pulp Expert Consult*. 11th ed. St Louis: Mosby.
- Hayashi, Y., Yoneyama, T., Yahata, Y., Miyai, K., Hanawa, T., Ebihara, A. & Suda, H. (2007) Phase transformation behavior and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, 40, 247-53.
- Herold, K.S., Johnson, B.R. & Wenckus, C.S. (2007) A scanning electron microscopy evaluation of microfractures, deformation and separation in EndoSequence and Profile nickel-titanium rotary files using an extracted molar tooth model. *J Endod*, 33(6), 712–4.
- Hong-Sheng, D., Jung-Moo, L., Bup-Ro, L., Suk-Bong, K. & Tae-Hyun, N. (2005) Processing and microstructure of TiNi SMA strips prepared by cold roll-bonding and annealing of multilayer. *Mater Sci Eng, A* 408.182-9
- Hou, X., Yahata, Y., Hayashi, Y., Ebihara, A., Hanawa, T. & Suda, H. (2011) Phase transformation behavior and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*, 44(3), 253-258.
- Hubscher, W., Barbakow, F. & Peters, O.A. (2003) Root canal preparation with FlexMaster: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J*, 36(12), 883-90
- Hull, D. (1999) *Fractography: Observing, Measuring and Interpreting Fracture Surface Topography*. Cambridge, UK: Cambridge University Press.
- Hülsman, K., Peters, O.A. & Dummer, P.M.H. (2005) Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Top*, 10, 30-76.
- Inan, U. & Gonulol, N. (2009) Deformation of Mtwo Rotary Nickel-Titanium Instruments after Clinical Use. *J Endod*, 35, 1396-1399.
- Inan, U. & Gurel, M. (2017) Evaluation of surface characteristics of rotary nickel-titanium instruments produced by different manufacturing methods. *Niger J Clin Pract*, 20, 143-6.
- Iqbal, M.K., Maggiore, F., Suh, B., Edwards, K.R., Kang, J. & Kim, S. (2003) Comparison of Apical Transportation in Four Nickel-Titanium Rotary Instrumentation techniques. *J Endod*, 29, 587-591.
- Iqbal, M.K., Kohli, M.R. & Kim, J.S. (2006) A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *J Endod*, 32, 1048–52.

- Iqbal, M.K., Floratos, S., Hsu, Y.K. & Karabucak, B. (2010) An In Vitro Comparison of ProFile GT and GTX Nickel-Titanium Rotary Instruments in Apical Transportation and Length Control in Mandibular Molar. *J Endod*, 36, 302-304.
- Izquierdo, J., Gonzalez Marrero, M.B., Bozorg, M., Fernandez-Perez, B.M., Vasconcelos, H.C., Santana, J.J. & Souto, R.M. (2016) Multiscale electrochemical analysis of the corrosion of titanium and nitinol for implant applications. *Electrochimica Acta*, 203(10), 366-378.
- Jaferzadeh, H. & Abbott, P. (2007) Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. *J Endod*, 33, 1155-1162.
- Jain, P., Nayan, S., Keswani, E. & Pawar, S. (2015) Clinical Update on Nickel-Titanium Rotary Instruments. *World J Dent*, 6(2), 97-103.
- Jardine, S.J. & Gulabivala, K. (2000) An in vitro comparison of canal preparation using two automated Rotary nickel-titanium instrumentation technique. *Int Endod J*, 33:381-391.
- Jeftić, B., Papic-Obradović, M., Munćan, J., Matija, L. & Koruga, Đ. (2017) Optomagnetic Imaging Spectroscopy Application in Cervical Dysplasia and Cancer Detection: Comparison of Stained and Unstained Papanicolaou Smears. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 37(6), 936-943. Springer.
- Jeftić, B. (2017) *Algoritam za određivanje biofizičkog stanja epitelnog tkiva na bazi spektroskopije. Doktorska disertacija* Univerzitet u Beogradu, Mašinski fakultet.
- Jimenez-Ortiz, J.L., Porras, A.N.C., Tello-Garcia, B. & Navarro, H.M.H. (2014) Rotary Instrumentation: Usage, separation and effect on postoperative complications. *Revista Odontologica Mexicana*, 18(1), 2-31.
- Jodway, B. & Hulsmann, M. (2006) A comparative study of root canal preparation with Ni-Ti TEE and K3 rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J*, 39, 71-80.
- Johnson, W.B. (2002) Endodontics: What, When and Why: *Contemporary Endodontics*, 1-6.
- Johnson, E., Lloyd, A., Kuttler, S. & Namerow, K. (2008) Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod*, 34(11), 1406-9.
- Jokanović, V., Čolović, B. & Živković-Sandić, M. (2019) The main characteristics and applications of the shape memory alloys in orthodontics and endodontics. *Serbian Dental J*, 66(1), 29-35.
- Jovanović-Medojević, M. (2004) *Anatomomorfološka istraživanja apeksne trećine korena prvog donjeg molara. Magistarski rad*, Univerzitet u Beogradu, Stomatološki fakultet.
- Jones, D.A. (2001) *Principles and Prevention of Corrosion*. 2nd ed. Upper Saddle River, NJ, United States: Pearson

- Karn, T.A., Kelly, F.C., Eichmiller, F.C. & Spa Ngberg, L.S.W. (2004) Fracture behavior of Ni-Ti rotary endodontic instruments. *J Dent Res*, 83, 2684.
- Kassab, E.J. & Gomes, J.P. (2013) Assessment of nickel titanium and beta titanium corrosion resistance behavior in fluoride and chloride environments. *Angle Orthodontist*, 83(5), 864–869.
- Kaval, M.E., Capar, I.C. & Ertas, H. (2016) Evaluation of cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloys properties. *J Endod*, 42(12), 1840-61.
- Kawaguchi, M., Ohashi, Y. & Tobushi, H. (1991) Cyclic characteristics of pseudoelasticity of Ti-Ni alloys (Effect of maximum strain, test temperature and shape memory processing temperature). *JSME Series I*, 34, 76-8230.
- Kim, J.W., Griggs, J.A., Regan, J.D., Ellis, R.A. & Cai, Z. (2005) Effect of cryogenic treatment on the niki-titanium endodontic instruments. *Int Endod J*, 38, 364-371.
- Kim, H.C., Kim, H.J., Lee, C.J., Kim, B.M., Park, J.K. & Versluis, A. (2009) Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *Int Endod J*, 42, 593-602.
- Kimura, H. & Sohmura, T. (1987) Pure Ti termal spray coating on Ni-Ti shape memory alloys and Ti. *Journal of Osaka University Dental School*, 6, 672-8.
- Kitchens, G.G., Lieweh, F.R., Moon, P.C. (2007) The effect of operational speed on the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 33(1), 52-4.
- Klayman, S.M. & Brilliant, J.D. (1975) A comparison of the efficacy of serial preparation versus Giromatic preparation. *J Endod*, 1(10), 334-7.
- Klein, C. & Costa, M. (2015) *Handbook on the Toxicology of Metals*. 4th ed. pp.1091-1111. Amsterdam, The Netherlands: Elsevier
- Kobayashi, C., Yoshioka, T. & Suda, H. (1997) A new engine-driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. *J Endod*, 23(12), 751–4
- Koch, G., Varney, J., Thompson, N., Moghissi, O., Gould, M., Payer, J. (2016) *International measures of prevention, application, and economics of corrosion technologies study*. Houston, TX: Technical report, NACE International.
- Koruga, Đ. & Tomić, A. (2009) System and method for analysis of light-matter interaction based on spectral convolution, Google Patents.
- Koruga, Đ. Miljković, S., Ribar, S., Matija, L. & Kojić, D. (2010) Water hydrogen bonds study by opto-magnetic fingerprint technique. *Acta Physica Polonica-Series A General Physics*, 117(5), 777.

- Koruga, Đ., Bandić, J., Janjić G., Lalović, Č., Munčić, J. & Dobrosavljević Vukojević, D. (2012) Epidermal Layers Characterisation by Opto-Magnetic Spectroscopy Based on Digital Image of Skin. *Acta Physica Polonica, A*, 121(3).
- Kosti, E., Zinelis, S., Molyvdas, I. & Iambriannidis, T. (2011) Effect of root canal curvature on the failure incidence of ProFile rotary Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J*, 44, 917-925.
- Krishan, R., Paque, F., Ossareh, A., Kishen, A., Dao, T. & Friedman, S. (2014) Impacts of conservative endodontics cavity on root canal instrumentation efficacy and resistance to fracture assessed in incisors, premolars, and molars. *J Endod*, 40(8), 516-20.
- Kuhn, G., Tavernier, B. & Jordan, L. (2001) Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod*, 27(8), 516-20.
- Kuhn, G. & Jordan, L. (2002) Fatigue and Mechanical Properties of Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *J Endod*, 28, 716-720.
- Kum, K., Spangberg, L., Cha, B.Y., Il-Young, J., Seung-Jong, L. & Chan-Young, L. (2000) Shaping ability of three ProFile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. *J Endod*, 26, 719-23.
- Kuttler, Y. (1955) Microscopic investigation of the root apex. *J Am Dent Assoc*, 8, 544-52.
- Lacono, F., Pirani, C., Generali, L., Sassatelli, P., Nucci, P., Gandolfy, M.G. & Prati, C. (2016) Wear analysis and cyclic fatigue resistance of electro-discharge machined NiTi rotary instruments. *Giornale Italiano di Endodonzia*, 30, 64-68.
- Lal, D.M., Renganarayanan, S. & Kalanidhi, A. (2001) Cryogenic treatment to augment wear resistance of tool and die steels. *Cryogenics*, 41, 149-55.
- Larsen, C.M., Watanabe, I., Glikman, G.N. & He, J. (2009) Cyclic Fatigue Analysis of a generation of a Nickel-titanium Rotary Instruments. *J Endod*, 35(3), 401-3.
- Lasley, C.C., Michell, M.R., Dooley, B.A., Bruchman, W.C. & Warner, C.P. (2004) The corrosion of Nitinol by exposure to decontamination solutions. In: SMST-2003: Proceedings of the International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies 2004, 374-84.
- Lee, J.H., Park, J.B., Andreasen, G.F. & Lakes, R.S. (1988) Thermomechanical study of Ni-Ti alloys. *Journal of Biomedical Materials Research*, 22(9), 573-588.
- Lee, D.H., Park, B., Saxena, A. & Serene, T.P. (1996) Enhanced surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy. *J Endod*, 22, 543-6.
- Li, U., Lee, B., Shih, C., Lan, W. & Lin, C. (2002) Cyclic fatigue of endodontic nickel-titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod*, 28(6), 448-51

- Lide, R.D. 1996, (eds.). *CRC Handbook of Chemistry and Physics*. 77th Edition. Magnetic susceptibility of the Elements. pp.12-114. Boca Raton: CRC Press
- Lisul, B., Jelovac, D., Petrovic, M., Tepavcevic, Z., Koruga, Đ. & Grga, Đ. (2019) Predictive Value of Opto-magnetic Imaging Spectroscopy in Discriminating Oral Squamous Cell Carcinoma from Non-tumor Tissue in Surgical Margins. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 39(6), 874 - 884.
- Loizides, A.I., Kakavetsos, V.D., Tzanetakis, G.N., Kontagiotis, E.G. & Eliades, G. (2007) A comparative study of the effects of two nickel-titanium preparation techniques on root canal geometry assessed by microcomputed tomography. *J Endod*, 33, 1455-1459.
- Lopes, H.P., Ferreira, A.A.P., Elias, C.N., Moreira, E.J.L., de Oliveira, J.C.M. & Siqueira, J.F. (2009) Influence of Rotational Speed on the Cyclic Fatigue of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments. *J Endod*, 35, 1013-1016.
- Lopes, H.P., Elias, C.N., Vieira, V.T., Moreira, E.J., Marques, R.V., de Oliveira, J.C., Debelian, G. & Siqueira, J.F. Jr. (2010). Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel- titanium rotary instruments. *J Endod*, 36(10), 1653-1657.
- Lopes, H.P., Chiesa, W.M.M., Correia, N.R., Navegante, N.C.S., Elia, C.N., Moreira, C.J.L. & Chiesa, B.E.C. (2011a) Influence of curvature location along an artificial canal on cyclic fatigue of a rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Oral Surg Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 111(6), 792-796.
- Lopes, H.P., Elias, C.N., Amaral, G., Vieira, V.T., Moreira, E.J.L., Mangelli, M. & Siqueira, J.F. (2011b) Torsional properties of pathfinding instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 112(5), 667-70.
- Lopes, H.P., Vieira, M.V.B., Elias, C.N., Siqueira, J.F. Jr., Gonçalves, L.S. & Vieira, T.L.V. (2012) Location of the canal curvature and its influence on the resistance to fatigue fracture of two rotary nickel-titanium endodontic instruments. *ENDO (Lond Engl)*, 7(1), 538.
- Luebke, N.H., Brantley, W.A., Alapati, S.B., Mitchell, J.C., Lausten, L.L. & Daehn, G.S. (2005) Bending fatigue study of nickel-titanium Gates-Glidden drills. *J Endod*, 31, 487-552.
- Mandel, E., Adib Yazdi, M., Benhamou, L.M., Lachar, T., Mesgouez, T. & Sobel, M. (1999) Rotary Ni-Ti ProFile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J*, 32, 436-43.
- Marending, M., Lutz, F. & Barbakow, F. (1998) Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *Int Endod J*, 31, 57-62.
- Marsocovertere, E.S., Clement, D.J. & Del Rio, C.E. (1996) Morphometric video analysis of the engine-driven nickel-titanium LightSpeed instrument system. *J Endod*, 22(5), 231-5.

- Martin, B., Zelada, G., Varela, P., Bahillo, J.G., Magan, F., Ahn, S. & Rodriguez, C. (2003) Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, 36(4), 262–6.
- Marzouk, M.A., Simonton, A.L., Gross, R.D. (1997) *Operative Dentistry, Modern Theory and practice*. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica. pp. 71
- McDonough, W.F. & Sun S. (1995) The composition of the Earth. *Chemical Geology*, 120, 223-253.
- McGuigan, M.B., Louca, C. & Duncan, H.F. (2013) Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *British Dental Journal*, 214, 341-348.
- McKelvey, A.L. & Ritchie, R.O. (1999) Fatigue-crack propagation in nitinol, a shape memory and superelastic endovascular stent material. *J Biomed Mater Res*, 47, 301.8
- McSpaden, J. (2007) *Mastering endodontic instrumentation Chattanooga*, TN: Cloudland Institute. pp.1-197
- Mesgouez, C., Rilliard, F., Matossian, L., Nassiri, K. & Mandel, E. (2003) Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary Ni-Ti ProFile system in simulated curved canals. *Int Endod J*, 36, 161-5.
- Michiardi, A., Aparicio, C., Gil, J.A. & Panda, F.J. (2006) New oxidation treatment of niti shape memory alloys to obtain ni-free surfaces and to improve biocompatibility. *Journal of Biomedical Materials Research*, 77(2), 249–256.
- Miura, F., Mogi, M., Ohura, Y. & Hamanaka, H. (1986) The super-elastic property Of the Japanese Ni-Ti alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 90, 667-9.
- Miyazaki, S., Ohmi, Y., Otsuka, K. & Suzuki, Y. (1982) Characteristics of deformation and transformation pseudoelasticity in NiTi alloys. *Journal of Physique*, 15, 287-92.
- Moller, B., Terheyden, H., Acil, Y., Purcz, N.M., Hertrampf, K., Tabakov, A., Behrens, E. & Wiltfang, J. (2012) A comparison of biocompatibility and osseointegration of ceramic and titanium implants: an in vivo and in vitro study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 41(5), 638–645.
- Mollinari, A., Pellizzari, M., Gialanella, S., Streffelini, G. & Stiasny, K.H. (1982) Effect of deep cryogenic treatment on the mechanical properties of tool steels. *J Mater Process Technology*, 118, 350-5
- Moore, B., Verdelis, K., Kishen, A., Dao, T. & Friedman, S. (2016) Impact of contracted endodontic cavities on instrumentation efficacy and biomechanical responses in maxillary molars. *J Endod*, 42(12), 1779-83.
- Mounce, R. (2006a) The K3 Rotary Nickel-Titanium File-predictable Root Canal Instrumentation. Topics.

- Mounce, R. (2006b) The K3 Rotary Nickel-Titanium file system. *Dent Clin North Am*, 48, 137-57.
- Mounce, R. (2010) Cleaning and shaping curved canals: proven clinical strategies. *Endod Pract*, Nov: 62
- Nagumo, M. (1994) Fundamental aspects of hydrogen embrittlement of iron (abstract). *Materia Jpn*, 33, 914-21.
- Narymbetov, B., Omerzu, A., V Kabanov, V., M. Tokumoto, M., H. Kobayashi, H. & D. Mihailovic, D. (2000) Origin of ferromagnetic exchange interactions in a fullerene-organic compound. *Nature*, vol. 407, no. 6806, pp. 883–885.
- Nešković, I., Stojanac, I., Vujkov, S., Laban Terzija, J. & Maletin, A. (2018) Deformation of Nickel-Titanium (NiTi) rotary instruments in cyclic loading – in vitro study. *Stomatol Glas Srb*, 65(2), 61-70.
- Novoa, X.R., Martin-Biedma, B., Varela-Patino, P., Collazo, A., Macias-Luaces, A., Cantatore, G., Perez, M.C. & Magan-Munoz, F.(2007) The corrosion of nickel-titanium rotary endodontic instruments in sodium hypochlorite. *Int Endod J*, 40, 36-44.
- Oh, S.H., Ha, J.H., Kwak, S.W., Ahn, S.W., Lee, W.C. & Kim, H.C. (2017) The effects of torsional preloading on the torsional resistance of nickel-titanium instruments. *J Endod*, 43(1), 157–62.
- O'Hoy, P.Y.Z., Messer, H.H. & Palamara, J.E.A. (2003) The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J*, 36, 724-32.
- Okazaki, Y. & Gotoh, E. (2008) Metal release from stainless steel, co-cr-mo-ni-fe and ni-ti alloys in vascular implants. *Corrosion Science*, 50(12), 3429–3438.
- Oshida, Y., Sachdeva, R.C.I. & Miyazaki, S. (1992) Microanalytical characterization and surface modification of NiTi orthodontic arch wires. *Biomedical Materials and Engineering*, 2, 51-69.
- Otsuka, K. & Wayman, C.M. (1998) *Shape Memory Alloys*. Cambridge: Cambridge Univ. Press; Chap 1, Introduction. pp.1-26.
- Otsuka, K. & Ren, X. (2005) Physical metallurgy of Ni-Ti based shape memory alloys. *Progress of Materials Science*, 50(5), 511-678.
- Ounsi, H.F., Salameh, Z., Al-Shalan, T., Ferrari, M., Grandidni, S., Pashley, D.H. & Tay, F.R. (2007) Effect of Clinical Use on the Cyclic fatigue Resistance of ProTaper Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod*, 33,737-741.
- Ounsi, H.F., AlShaldan, T., Salameh, Z., Grandini, S. & Farrar, M. (2008) Quantitative and Qualitative Elemental Analysis of Different Nikl-Titanium Rotary Instruments by Using Scanning Electron Microscopy and Energy Dispersive Spectroscopy. *J Endod*, 34, 53-55.

- Paque, F., Much, U. & Hülsmann, M. (2005) Comparison of root canal preparation using race and ProTaper rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J*, 38, 8-16.
- Paque, F., Al-Jadaa, A. & Kfir, A. (2012) Hard tissue debris accumulation created by conventional rotary versus self-adjusting file instrumentation on mesial root canal systems of mandibular molars. *Int Endod J*, 45(5), 413-18.
- Papić-Obradović, M., Kojić, D. & Matija, L. (2010) Opto-Magnetic Method for Epstein–Barr Virus and Cytomegalovirus Detection in Blood Plasma Samples. *Acta Physica Polonica A* 117(5), p. 782-784.
- Papić-Obradović, M. & Jeftić, B. (2012) *Rana dijagnostika kancera epitelnih tkiva*, Don Vas: Belgrade
- Parashos, P. & Messer, H.H. (2006) Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod*, 32, 1031-43.
- Parashos, P., Gordon, I. & Messer, H.H. (2006) Factors Influencing Defects of Rotary Ni-Ti Endodontic instruments after Clinical Use. *J Endod*, 30, 722-725.
- Pasternak-Junior, B., Sousa-Neto, M.D. & Silva, R.G. (2009) Canal transportation and centring ability of RaCe rotary instruments. *Int Endod J*, 42(6), 499-506.
- Patel, D., Bashetty, K., Srirekha, A., Achana, S., Savitha, B. & Vijay, R. (2016) Scanning electron microscopic evaluation of influence of manual and mechanical glide path on the surface of nickel-titanium rotary instruments in moderately curved root canals: An in Vivo study. *J Conserv Dent*, 19, 549-54.
- Patino, P.V., Biedma, B.M., Liebana, C.R., Cantatore, G. & Bahillo, J.G. (2005) The Influence of a Manual Glide Path on the Separation Rate of NiTi Rotary Instruments: *J Endod*, 31(2), 114-116.
- Pedulla, E., Plotino, G., Grande, N.M., Scibilia, M., Pappalardo, A., Malagnino, V.A. & Rapisarda, E. (2014) Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of MTwo instruments. *Int Endod J*, 47(6), 514-19.
- Pedulla, E., Savio, F.L., Boninelli, S., Plotino, G., Grande, N.M., La Rosa, G. & Rapisarda, E. (2016) Torsional and cyclic fatigue resistance of a new nickel-titanium instrument manufactured by electrical discharge machining. *J Endod*, 42(1), 156-9.
- Pedulla, E., Lizao, A., Schilia, M., Grande, N.M., Plotini, G., Boninelli, S., Rapisarda, E. & Giuidice, G.L. (2017) Cyclic fatigue resistance of two nickel-titanium rotary instruments in interrupted rotation. *Int Endod J*, 50, 194-201.
- Peng, B., Shen, Y., Cheung, G.S.P. & Xia, T.J. (2005) Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination. *Int Endod J*, 38(8), 550-7.

- Pereira, E.S., Singh, R., Arias, A. & Peters, O.A. (2013) In vitro assessment of torque and force generated by novel ProTaper Next Instruments during simulated canal preparation. *J Endod*, 39(12), 1615-9.
- Pereira, É.S., Viana, A.C., Buono, V.T., Peters, O.A. & Bahia, M.G. (2015) Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod*, 41(1), 67-71.
- Pessoa, O.F., da Silva, J.M. & Gavini, G. (2013) Cyclic fatigue resistance of rotary NiTi instruments after simulated clinical use in curved root canals. *Braz Dent J*, 24, 117-20.
- Peters, O.A., Peters, C.I., Schönenberger, K. & Barbakow, F. (2003a) ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J*, 36, 86-92.
- Peters, O.A., Peters, C.I., Schönenberger, K. & Barbakow, F. (2003b) ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J*, 36, 93-9.
- Peters, O.A. (2004) Current challenges and concept in the preparation of root canal systems: A review. *J Endod*, 30(8), 559-567.
- Peters, O.A., Boessler, C. & Zehnder, M. (2005) Effect of liquid and paste type lubricants on torque values during simulated rotary root canal instrumentation. *Int Endod J*, 38(4), 223-9.
- Peters, O.A., Roehlike, J.O. & Baumann, M.A. (2007) Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *J Endod*, 33(5), 589-93.
- Peters, O.A. (2008) Accessing root canal systems: knowledge base and clinical techniques. *ENDO (Lond Engl)*, 2(2), 87-104.
- Peters, O.A. & Paque, F. (2010) Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: A Review: *Quintessence International*, 41(6), 479-88.
- Peters, O.A., Gluskin, A.K., Weiss, R.A. & Han, J.T. (2012) An in vitro assessment of the physical properties of novel HyFlex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, 45, 1027-1034.
- Philips, R. (1991) *Skinner's science of dental materials*. Philadelphia: WB Saunders Co.
- Pirani, C., Iacono, F., Generali, L., Sassatelli, P., Nucci, C., Lusvarghi, L., Gandolfi, M.G. & Prati, C. (2016) HyFlex EDM: superficial features, metallurgical analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J*, 49(5), 483-93.
- Plotino, G., Grande, N.M., Sorci, E., Malagnino, V.A. & Somma, F. (2006) A comparison of cyclic fatigue between used and new MTwo rotary instruments. *Int Endod J*, 39(9), 716-23.
- Plotino, G., Costanzo, A., Grande, N.M., Petrovic, R., Testarelli, L. & Gambarini, G. (2012) Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 38(2), 222.

- Plotino, G., Testarelli, L., Al-Sudani, D., Pondione, G., Grande, N.M. & Gambarini, G. (2014) Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel-titanium alloys: a comparative study. *Odontology*, 102(1), 31-5.
- Plotino, G., Grande, N.M., Mercade, M., Testarelli, L. & Gambarini, G. (2017) Influence of temperature on cyclic fatigue resistance of ProTaper Gold and ProTaper Universal rotary files. *J Endod*, 43(2), 200-2.
- Pohl, M., Helbing, C. & Frenzel, J. (2004) Electrolytic processing of NiTi shape memory alloys. *Mat Sci Eng, A* 191-9
- Pohler, O.E.M. (2000) Unalloyed titanium for implants in bone surgery. *Injury*, 31(4), D7–D13.
- Pongione, G., Giansiracusa, A., Lisotti, F., Milana, V. & Testarelli, L. (2012) Mechanical properties of endodontic instruments with different nickel-titanium alloys: a stiffness test. *Endo (Lond Engl)*, 6(1), 41-44.
- Poulsen, W.B., Dove, S.B. & del Rio, C.E. (1995) Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology. *J Endod*, 21(12), 609–12.
- Pruett, J.P., Clement, D.J. & Carnes, D.J.Jr. (1997) Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 23, 77-85.
- Ram, Z. (1977) Effectiveness of root canal irrigation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 44(2), 306-312.
- Ramirez -Salomon, D., Soler-Bientz, R., Garza-Gonzales, C.M. & Palacios-Garza, R. (1997) Incidence of Lightspeed separation and the potential for bypassing. *J Endod*, 23, 586-7.
- Rangel, S., Cremonese, R., Bryant, S. & Dummer, P. (2005) Shaping ability of RaCe rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *J Endod*, 31, 460-3.
- Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T.R. & Condorelli, G.G. (1999) Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endod*, 88(3), 343–7.
- Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T.R., Fragalk, I. & Condorelli, G.G. (2000) The Effect of surface treatment of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg Oral Med Oral Radiol Endod*, 89, 363-8.
- Rapisarda, E., Bonaccorso, A., Tripi, T.R., Condorelli, G.G. & Torrisi, I. (2001) Wear of nickel-titanium instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *J Endod*, 27, 588-92.
- Ray, J.J., Kirkpatrick, T.C. & Rutledge, R.E. (2007) Cyclic Fatigue of EndoSequence and K3 Rotary Files in a Dynamic Model. *J Endod*, 33, 1469-1472.

- Reioehl, M., Bradley, D., Bouthot, R. & Proft, J. (2000) The influence of melt practice on final properties of superelastic NiTi wires. In: SMST-2000 Proceedings of the International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies.
- Revathi, M. & Lakshminaryanan, L. (2001) Revolutions in Endodontic Instruments -A Review. *Endodontology*, 13, 43-50.
- Rodrigues, R.C., Lopes, H.P., Elias, C.N., Amaral, G., Vieira, V.T. & De Martin, D.S. (2011) Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 37(11), 1553-7.
- Roland, D.D., Andelin, W.E., Browning, D.F., Hsu, G.H. & Torabinejad, M. (2002) The effect of preflaring on the rates of separation for 0.04 taper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 28, 543-5.
- Rondelli, G. & Vicentini, B. (2000) Evaluation by electrochemical tests of the passive film stability of equiatomic Ni-Ti alloys also in presence of stress-induced martensite. *J Biomed Mater Res*, 51, 47-54.
- Rutala, W.A. & Weber, D.J. (1997) Uses of inorganic hypochlorite (Bleach) in health-care facilities. *Clinical Microbiology Reviews*, 10, 597-610.
- Ruddle, C.J. (2002a) Cleaning and shaping root canal system. In: Cohen S, Burns EC, editors: Pathways of the pulp. Mosby: St Louis, 2002:231-191.
- Ruddle, C.J. (2002b) Broken instrument removal. The endodontic challenge. *Dent Today*, 21, 70-76.
- Ruddle, C.J. (2006) Shaping for Success, Everything Old is New Again. *Dent Today*, 25(4), 120-7.
- Rzhanov, E.A. & Belyaeva, T.S. (2012) Design features of rotary root canal instruments. *ENDO (Lond Engl)*, 6(1), 29-39.
- Salzberg, R.M. & Brilliant, J.D. (1977) An Vivo evaluation of the penetration of an irrigation solution in root canals. *J Endod*, 3(10), 394-398.
- Santucci, B., Ferrari, P., Cristaudo, A., Cannistraci, C. & Picardo, M. (1989) Nickel dermatitis from cheap earrings. *Contact Dermatitis*, 21, 245-248.
- Sarkar, N.K., Redmond, W., Schwaninger, B. & Goldberg, A.J. (1983) The chloride corrosion of four orthodontic wires. *J Oral Rehab*, 10, 121-8.
- Sattapan, B., Palamara, J.E. & Messer, H.H. (2000a) Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. *J Endod*, 26(3), 156-60.
- Sattapan, B., Nervo, G.J., Palamara, J.E. & Messer, H.H. (2000b) Defects i rotary nickel-titenium files after clinical use. *J Endod*, 26, 161-165.

- Sauaia, T.S., Gomes, B.P.F., Pinheiro, B.P.F.A., Zaia, A.A., Ferray, C.C.R., Souza-Filho, F.J. & Valdrighi, L. (2010) Thickness of dentine in mesial roots of mandibular molars with different lengths. *Int End J*, 43, 555.
- Schäfer, E. & Fritzenschaft, B. (1999) Untersuchung zweier permanent rotierender Wurzelkanalaufbereitungs-systems auf Nickel-Titan-Basis. *Endodontie*, 8, 213-26.
- Schäfer, E. & Zapke, K. (2000) A comparative Scanning Electron Microscopic investigation of the efficacy of manual and automated instrumentation of root canals. *J Endod*, 11(26), 660-664.
- Schäfer, E. & Tepel, J. (2001) Relationship between design features on endodontic instruments and their properties. Part 3: resistance to bending and fracture. *J Endod*, 27(4), 299-303.
- Schäfer, E., Dzepina, A. & Danesh, G. (2003) Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 96(6), 757-63.
- Schäfer, E., Schulz-Bongert, U. & Tulus, G. (2004) Comparison of Hand Stainless Steel and Nickel-titanium Rotary Instruments: A Clinical Study. *J Endod*, 30, 432-435.
- Schäfer, E. & Vlassis, M. (2004a) Comparative investigation of two rotary Nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCE. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J*, 37, 229-238.
- Schäfer, E. & Vlassis, M. (2004b) Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2: Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*, 37, 239-248.
- Schäfer, E., Erler, M. & Damaschke, T. (2006a) Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary MTwo instruments. Part 1. shaping ability in simulated canals. *Int Endod J*, 39, 196-202.
- Schäfer, E., Erler, M. & Dammaschke, T. (2006b) Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*, 39, 203-212.
- Schäfer, E. & Oitzinger, M. (2008) Cutting Efficiency of Five Different Types of Rotary Nickel-Titanium Instruments. *J Endod*, 34, 198-200.
- Schen, Y., Coil, J.M. & Haapasalo, M. (2009) Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 3: a 4-year retrospective study from an undergraduated clinic. *J Endod*, 35, 193-196.
- Schen, Y., Qjan, W., Abtin, H., Gao, J. & Haapasalo, M. (2012) Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire Nickel-titanium rotary files. *Int Endod J*, 38, 376-80.
- Schen, Y., Coil, J.M., Zhou, H., Zheng, Y. & Haapasalo, M. (2013) HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *Int Endod J*, 46, 720-9.

- Schettler, D., Baumgart, F., Bensmann, G. & Haasters, J. (1979) Method of alveolar bracing in mandibular fractures using a new form of fixation made from memory alloy. *Journal of maxillo-facial Surgery*, 7, 51-4.
- Schilder, H. (1974) Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am*, 18, 269-296.
- Schirrmeister, J.F., Strohl, C., Altenburger, M.J., Wrbas, K.T. & Hellwig, E. (2006) Shaping ability and safety of five different rotary nickel-titanium instruments compared with stainless steel hand instruments in simulated curved root canals. *Oral Surg Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 101, 807-13.
- Schnaider, S.W. (1971) A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 32(2), 271-5.
- Schrader, C. & Peters, O.A. (2005) Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instrument sin vitro. *J Endod*, 31, 120-123.
- Sedlar, M., Nikolic, G.V., Dragicevic, A. & Koruga, D. (2015) Opto-magnetic imaging spectroscopy in characterization of the tissues during hyperbaric oxygen therapy. *Vojnosanitetski Pregled: Military Medical and Pharmaceutical Journal of Serbia*, ISSN 0042-8450, pp. 922-928.
- Seifried, F., Leiste, H., Schwaiger, R., Ulrich, S., Seifert, H.J. & Stueber, M. (2018) Structure, morphology and selected mechanical properties of magnetron sputtered (Mo, Ta, Nb) thin films on NiTi shape memory alloys. *Surface & Coating Technology*, 347, 379-389.
- Setzer, F.C. & Böhme, C.P. (2013) Influence of combined cyclic fatigue and torsional stress on the fracture point of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 39, 133-137.
- Serene, T.P., Adams, J.D., Saxena, A. (1995) *Nickel-titanium Instruments. Applications in endodontics*. St. Louis, MO: Ishiyaku EuroAmerica, Inc.
- Shabalovskaya, S.A., Rondelli, G.C., Undisz, A.L., Anderegg, J.W., Burleigh, T.D. & Rettenmayr, M.E. (2009) The electrochemical characteristics of native nitinol surfaces. *Biomaterials*, 30(22), 3662—3671.
- Shäfer, E. (2002) Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. *J Endod*, 28, 132-4.
- Shäfer, E., Diez, C., Hoop, W. & Tapel, J. (2002) Roentgenographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in human permanent teeth. *J Endod*, 28(2), 211-6.
- Shäfer, E. & Lohmann, D. (2002a) Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-FlexoFile, part 1: Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J*, 35, 505-13.

- Shäfer, E. & Lohmann, D. (2002b) Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-FlexoFile, part 2: Shaping ability in simulated curved canals of extracted teeth. *Int Endod J*, 35, 514-21.
- Shäfer, E. & Florek, H. (2003) Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-FlexoFile, part 1: Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J*, 36, 199-207.
- Shäfer, E. & Schlingemann, R. (2003) Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-FlexoFile: Part 2 Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*, 36, 208-17.
- Shahi, S., Mokhtari, H., Rahimi, S., Shiezadeh, V., Ashasi, H., Abdolrahimi, M. & Foriughreyhani, M. (2012) Electrochemical corrosion assessment of RaCe and MTwo rotary nickle-titanium instruments after clinical use and sterilization. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012;17(2):331-6
- Shen, Y., Cheung, G.S., Bian, Z. & Peng, B. (2006) Comparison of defects in ProFile and Protaper systems after clinical use. *J Endod*, 32(1), 61-5.
- Shen, Y., Haapasalo, M., Cheung, G.S. & Peng, B. (2009a) Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 1: Relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study. *J Endod*, 35(1), 129–32.
- Shen, Y., Cheung, G., Peng, B. & Haapasalo, M. (2009b) Defects in Nickel-Titanium Instruments after Clinical Use. Part 2: Fractographic Analysis of Fractured Surface in a Cohort Study. *J Endod*, 35, 133-136.
- Shen, Y., Coil, J.M. & Haapasalo, M. (2009c) Defects in nickel-titanium Instruments after Clinical Use. Part 3: A 4-Year retrospective study from an Undergraduated Clinic. *J Endod*, 35, 193-196.
- Shen, Y., Winestock, E., Cheung, G. & Haapasalo, M. (2009d) Defects in nickel-titanium Instruments after Clinical Use. Part 4: An Electropolished Instruments. *J Endod*, 35, 197-201.
- Shen, Y., Coil, J.M., McLean, A.G.R., Hemerling, D.L. & Haapasalo, M. (2009e) Defects in nickel-titanium Instruments after Clinical Use. Part 5: Single Use from Endodontic Speciality Practices. *J Endod*, 35, 1363-1367.
- Shen, Y., Qian, W., Abtin, H., Gao, Y. & Haapasalo, M. (2011) Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 37(7), 997-1001.
- Shen, Y., Zhou, H.M., Zheng, Y.F., Peng, B. & Haapasalo, M. (2013) Current challenges and concept of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod*, 39(29), 163-72.
- Shen, Y., Hieawy, A., Huang, X., Wang, Z.J., Maezono, H. & Haapasalo, M. (2016) Fatigue Resistance of a 3-dimensional Conforming Nickel-Titanium Rotary Instrument in Double Curvatures. *J Endod*, 42(6), 9614.

- Shen, Y., Huang, X., Wang, Z., Wei, X. & Haapasalo, M. (2018a) Low Environmental Temperature Influences the Fatigue Resistance of Nickel-Titanium Files. *J Endod*, 44, 626-629.
- Shen, Y., Tra, C., Hieawy, A., Wang, Z. & Haapasalo, M. (2018b) Effect of Torsional and Fatigue Preloading on HyFlex EDM Files. *J Endod*, 44, 643-647.
- Shim, K., Oh, S., Kum, K., Kim, Y., Jee, K. & Chang, S. (2017) Mechanical and Metallurgical Properties of Various Nickel-Titanium rotary Instruments. *Bio Med Research International*, Article ID 4528601, 13 pages.
- Short, J.A., Morgan, L.A. & Baumgartner, J.C. (1997) A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod*, 23, 503-7.
- Siqueira, J.F.Jr. (2005) Reaction of periradicular tissues to root canal treatment: benefits and drawbacks. *Endod Topics*, 10, 123-47.
- Smith, M.S. (2007) *Sodium hypochlorite's effect on nickel-titanium rotary instruments and its effect on resistance to fracture. Master Thesis*. Richmond: Virginia Commonwealth University; p. 1–34.
- Souza, M.A., Menin, M.L.F., Montagner, F., Cecchin, D. & Farina, A.P. (2011) SEM and microbiological analysis of dirt of endodontic files after clinical use and your influence on sterilization process. *Dental Press Endod*, 1(1), 82-6.
- Sonntag, D., Delschen, S. & Stachniss, V. (2003) Root-canal shaping with manual and rotary Ni-Ti files performed by students. *Int Endod J*, 36, 715-23.
- Sonntag, D. & Peters, O.A. (2007) Effect of prion decontamination protocols on nickel-titanium rotary surfaces. *Journal of Endodontics* 33, 442-6.
- Spagnuolo, G., Ametrano, G., D'Antò, V., Rengo, C., Simeone, M., Riccitiello, F. & Amato, M. (2012) Effect of autoclaving on the surfaces of TiN-coated and conventional nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J*, 45(12), 1148–55.
- Spanaki-Voreadi, A.P., Kerezoudis, N.P. & Zinelis, S. (2006) Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J*, 39(3), 171–8.
- Spencer, H.R., Ike, V., Brennan, P.A. (2007) Review: the use of sodium hypochlorite in endodontics-potential complications and their management. *Br Dent J*, 202, 555-9.
- Spicciarelli, V., Corsentino, G., Ounsi, H.F., Ferrari, M. & Grandini, S. (2019) Shaping effectiveness and surface topography of reciprocating files after multiple simulated uses. *Journal of Oral Science*, 61(1), 45-52.
- Spili, P., Parashos, P. & Messer, H.H. (2005) The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod*, 31, 845–50.

- Stepan, L.L., Levi, D.S. & Carman, G.P. (2005) A thin film nitinol heart valve. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127(6), 915–918.
- Stokes, O.W., Fiore, P.M., Barss, J.T., K erber, A., Gilbert, J.L. & Lautenschlager, E.P. (1999) Corrosion in stainless-steel and nickel-titanium files. *J Endod*, 25, 17-20.
- Suter, B., Lussi, A. & Sequeira, P. (2005) Probability of removing fractured Instruments from root canals. *Int Endod J*, 38, 112-23.
- Souter, N.J. & Messer, H.H. (2005) Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique. *J Endod*, 31(6), 450-452.
- Svec, T.A. & Powers, J.M. (2002) The deterioration of rotary nickel-titanium files under controlled conditions. *J Endod*, 28, 105-7.
- Takamura, K., Hayashi, K., Ishinishi, N., Yamada, T. & Sugioka, Y. (1998) Evaluation of carcinogenicity and chronic toxicity associated with orthopedic implants in mice. *Journal of Biomedical Materials Research*, 28(5), 583–589.
- Tang, W.R., Suares, R.J., Chen, H.F., Guo, X.Y., Si, H.Y., Gao, L.M., Zhou, W.B. & Wu, Y.N. (2015) Prevention and management of fractured instruments in endodontic treatment. *World J Surg*, 5(1), 82-98.
- Tasdemir, T., Er, K.,  elik, D. & Aydemir, H. (2010) An in vitro comparison of apically extruded debris using three rotary nickel-titanium instruments. *J Dent Sci*, 5, 121–5.
- Testarelli, L., Plotino, G., Al-Sudani, D., Vincenzi, V., Giansiracusa, A., Grande, N.M. & Gambarini, G. (2011) Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod*, 37(9), 1293-5.
- Tewari, R.K., Kapoor, B., Kumar, A., Mishra, S.K. & Mukhtar -Un-Nisar-Andrabi, S. (2017) Fracture of rotary nickel titanium instruments. *J Oral Res Rev*, 9, 37-44.
- Thierry, B., Tabrizian, M., Savadogo, O. & Yahia, L.H. (2000) Effects of sterilization processes on NiTi alloy: surface characterization. *J Biomed Mater Res*, 49(1), 88–98.
- Thompson, S.A. (2000) An overview of nickel-titanium alloys use in dentistry. *Int Endod J*, 33, 297-310.
- Thompson, S.A. & Dummer, P.M.H. (2000) Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals:part 1. *Int Endod J*, 33, 248-54.
- Tomus, D., Tsuchiya, K. & Inuzuka, M. (2003) Fabrication of shape memory TiNi foils via Ni-Ti ultrafine laminates. *Scripta mater*, 48, 489-94.

- Topuz, O., Aydin, C., Uzun, O., Inan, U., Alacam, T. & Tunca, T.M. (2008) Structural effects of sodium hypochlorite solution on RaCe rotary Nickel-titanium instruments: an atomic force microscopy study. *Oral Surg Oral Med Oral Path Oral Radiol Endod*, 105, 661-5
- Torres Sánchez, D.L. (2018) *Magnetic properties of NiTi/ (Ni, Co) heterostructures*. Doctoral Dissertation, University of São Paulo Physics Institute, São Paulo.
- Tra, C. (2017) *Effect of torsional and cyclic fatigue preloading on the fracture resistance of HyFlex EDM NiTi files: Master thesis*. Vancouver: The University of British Columbia.
- Tripi, T.R., Bonaccorso, A., Tripi, A., Condorelli, G.G. & Rapisarda, E. (2001) Defects in GT rotary instruments after use: an SEM study. *J Endod*, 27(12), 782-5.
- Tripi, T.R., Bonaccorso, A. & Condorelli, G.G. (2003) Fabrication of hard coating on NITI instruments. *J Endod*, 29, 132-4.
- Tripi, T.R., Bonaccorso, A. & Condorelli, G.G. (2006) Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 102, 106-114.
- Troian, C.H., Só, V.R., Figueireda, J.A.P. & Oliveira, E.P.M. (2006) Deformation and fracture of RaCe and K3 endodontic instruments according to the number of the use. *Int Endod J*, 39, 616-625
- Trope, M. & Debelian, G. (2010) BioRace NiTi system: biologically desirable apical sizes – safely and efficiently. *ENDODONTIC PRACTICE*, September
- Trope, M. & Serota, K. (2017) Bio-Minimalism: Trends and Transitions in Endodontics. May 2, Oral Health. [Online]. Dostupno na: <https://www.oralhealthgroup.com/features/bio-minimalism-trends-and-transitions-in-endodontics/> [accessed 14 Feb 2018]
- Turpin, Y.L., Chagneau, F. & Vulcain, J.M. (2000) Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod*, 26, 414-7.
- Tzanetakos, G.N., Kontakiotis, E.G., Maurikou, D.V. & Marzelou, M.P. (2008) Prevalence and management of instrument fracture in the postgraduate endodontic program at the Dental School of Athens: a five- year retrospective clinical study. *J Endod*, 34, 675-678.
- Uehara, T. & Tamai, T. (2006) An atomistic study on shape memory effect by shear deformation and phase transformation. *Mechanics of Advanced Materials and structures*, 13(2), 197-204.
- Unal, G.C., Maden, M., Savgat, A. & Orhan, E.O. (2009) Comparative investigation of 2 rotary nickel-titanium instruments: ProTaper Universal versus Protaper. *Oral Surg Oral Med Oral Path Oral Radiol Endod*, 107, 886-892.
- Ungerechts, C., Bärdsen, A. & Fristad, I. (2014) Instrument fracture in root canals - where, why, when and what? A study from a student clinic. *Int Endod J*. 2014, 47, 183-190.
- Ullmann, C.J. & Peters, O.A. (2005) Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*, 31(3), 183-6.

- Usman, N., Baumgartner, J.C. & Marshall, J.G. (2004) Influence of instrumental size on root canal debridement. *J Endod*, 30(2), 110-112.
- Valois, C.R., Silva, L.P. & Azevedo, R.B. (2005) Atomic force microscopy study of stainless steel and nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*, 31, 882-885.
- Valois, C.R., Silva, L.P. & Azevedo, R.B. (2008) Multiple autoclave cycles affect the surface of rotary nickel-titanium files: an atomic force microscopy study. *J Endod*, 34(7), 859–62.
- Van Eldik, D.A., Zilm, P.S., Rogers, A.H. & Marin, P.D. (2004) A SEM evaluation of debris removal from endodontic files after cleaning and steam sterilization procedures. *Aust Dent J*, 49(3), 128-135.
- Varela-Patino, P., Ibanez-Parraga, A., Rivas-Mundina, B., Cantatore, G., Otero, X.L. & Martin-Biedma, B. (2010) Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod*, 36(1), 157–9.
- VDW Brochure. Product information and Technical service. [Online]. Dostupno na: <https://www.vdw-dental.com/en/products/preparation/> [accessed 15 Jan 2019]
- Vaudt, J., Bitter, K. & Kielbassa, A. (2007) Evaluation of rotary root canal instruments in vitro: a review. *Endo*, 3, 189-203.
- Veltri, M., Mollo, A., Pini, P.P., Ghelli, L.F. & Balleri, P. (2004) In vitro comparison of shaping abilities of ProTaper and GT rotary files. *J Endod*, 30(3), 163-6.
- Veltri, M., Mollo, A., Mantovani, L., Pini, P., Balleri, P. & Grandini, S. (2005) A comparative study of Endoflare-Hero Shaper and Mtwo NiTi instruments in the preparation of curved root canals. *Int Endod J*, 38(9), 610-6.
- Viana, A.C.D., Gonzalez, B.M., Buono, V.T.L. & Bahia, M.G.A. (2006) Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J*, 39(9), 709–15.
- Vidal, F.T., Nunes, E., Horta, M.C.R., Freitas, M.R.L.S. & Silveira, F.F. (2016) Evaluation of three different rotary systems during endodontic retreatment - Analysis by scanning electron microscopy. *J Clin Exp Dent*, 8(2):e125-9.
- Vieira, E.P., Nakagawa, R.K.L., Buono, V.T.L. & Bahia, M.G.A. (2009) Torsional behaviour of rotary NiTi ProTaper instruments after multiple clinical use. *Int Endod J*, 42, 947-953.
- Vinothkumar, T.S., Miglani, R. & Lakshminarayanan, L. (2007) Influence of Deep Dry cryogenic Treatment on Cutting Efficiency and Wear resistance of Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments. *J Endod*, 33, 1355-1358.
- Walia, H.M., Brantley, W.A. & Gerstein, H. (1998) An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod*, 14(7), 346-51.

- Walton, R.E. (1976) Histologic evaluation of different methods of enlarging the pulp canal space. *J Endod*, 2(10), 304-311.
- Wang, N.N., Ge, J.Y., Chen, G. & Zhu, M. (2014) Analysis of MTwo rotary instrument separation during endodontic therapy. A retrospective clinical study. *Cell Biochem Biophys*, 70(2), 1091-5.
- Ward, J.R., Parashos, P. & Messer, H.H. (2003) Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: clinical cases. *J Endod*, 29 (11), 764-767.
- Wei, X., Ling, J., Jiang, J., Huang, X. & Liu, L. (2007) Modes of failure of Protaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. *J Endod*, 33, 276-9.
- Weine, F.S., Kelly, R.F. & Lio, P.J. (1975) The effects of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod*, 1(8), 255-262.
- Wen, C., Yu, X., Zeng, W., Zhao, S., Wang, L., Wan, G., Huang, S., Grover, H. & Chen, Z. (2018) Mechanical behaviors and biomedical applications of shape memory materials: A review. *AIMS Materials Science*, 5(4), 559–590.
- West, J. (2006) Progressive taper technology: rationale and clinical technique for the new ProTaper Universal System. *Dent Today*, 25(12), 64, 66-69.
- West, J. (2009) So many rotary systems so little time: how do I choose? *Endod Practise*, September, 22-2.
- Wever, D.J., Veldhuizen, A.G., de Vries, J., Busscher, H.J., Uges, D.R.A. & van Horn, J.R. (1998) Electrochemical and surface characterization of a nickel-titanium alloy. *Biomaterials*, 19(7–9), 761–769.
- Wildey, W.L., Senia, E.S. & Montgomery, S.(1992) Another look at root canal instrumentation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 74, 499– 507.
- Williamson, A.E., Sandor, A.J. & Justman, B.C. (2009) A Comparison of Three Nickel Titanium Rotary Systems, Endosequence, ProTaper Uneversal, and Profile GT, for canal cleaning ability. *J Endod*, 35, 107-109.
- Wolcott, S., Wolcott, J. & Ishley, D. (2006) Separation incidence of ProTaper Rotary instruments:A large cohort clinical evaluation. *J Endod*, 32, 1139-1141
- Wu, J., Lei, G., Yan, M., Yu, Y., Yu, J. & Zhang, G. (2016) Instrument separation analysis of multi-used ProTaper Universal rotary system during root canal therapy. *J Endod*, 37:758 –63.
- Wu, M.K. & Wesselink, P.R. (1995) Efficacy of three techniques in cleaning the apical portion of curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 79(4), 492-496.
- Xu, X., Eng, M., Zheng, Y. & Eng, G. (2006) Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with defferent cross-sections. *J Endod*, 32(4), 339-44.
- Xu, X. & Zheng, Y. (2006) Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different cross-sections. *J Endod*, 32:372-5.

- Yao, J.H., Schwartz, S.A. & Beeson, T.J. (2006) Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod*, 32, 55-57.
- Yared, G.M., Bou Dagher, F.E. & Machtou, P. (2000) Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J*, 33(3), 204-7.
- Yared, G.M., Bou Dagher, F.E. & Machtou, P. (2001a) Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on ProFile failures. *Int Endod J*, 34, 47-53.
- Yared, G.M., Bou Dagher, F.E., Machtou, P. & Kulkarni, G.K. (2001b) Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater taper files. *Int Endod J*, 35, 7-12
- Yared, G.M. & Kulkarni, G.K. (2002) Failure of ProFile Ni-Ti instruments used by an inexperienced operator under access limitations. *Int Endod J*, 35, 536-541.
- Yared, G., Kulkarni, G.K. & Ghossayn, F. (2003) An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J*, 36(5), 389-98.
- Yared, G. (2008) Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J*, 41(4), 339-44.
- Ye, J. & Gao, Y. (2012) Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod*, 38(1), 105-7.
- Yokoyama, K., Kancko, K., Yabuta, E., Asaoka, K. & Sakai, J. (2004) Fracture of nickel-titanium superelastic alloy in sodium hypochlorite solution. *Mater Sci Eng, A* 369, 43-8.
- Yoshimine, Y., Ono, M. & Akamine, A. (2005) The shaping effects of three Nickel-Titanium rotary instruments in simulated S-shaped canals. *J Endod*, 31, 373-5.
- You, S.Y., Bae, K.S., Baek, S.H., Kum, K.Y., Shon, W.J. & Lee, W. (2010) Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *Journal of Endodontics*, 36, 1991-4.
- Young, J.M. & Van Vliet, K.J. (2005) Predicting in vivo failure of pseudoelastic NiTi device under low cycle, high amplitude fatigue. *J Biomed Mater Res*, 27, B17-26
- Young, G.R., Parashos, P. & Messer, H.H. (2007) The principles of technique for cleaning root canals. *Aust Dent J*, 52(1), 852-63.
- Younis, O. (1977) The effects of sterilization technique on the properties of intracanal instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 43(1), 130-134.
- Yum, J., Gheung, G.S.P., Park, J.K., Hur, B. & Kim, H.C. (2011) Torsional strength and Torgness of Nikl-titanium rotary Files. *J Endod*, 37, 382-386.
- Yun, H. & Kim, S.K. (2003) A comparison of the shaping abilities of 4 Nikl-titanium rotary instruments in simulated root canals. *Oral Surg Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 95, 228-33
- Zehnder, M. (2006) Root canal irrigants. *J Endod*, 32(5), 389.

- Zelada, G., Varela, P., Martín, B., Bahillo, J.G., Magán, F. & Ahn, S. (2002) The effect of rotational speed and the curvature of root canals on the breakage of rotary endodontic instruments. *J Endod*, 28(7), 540–54.
- Zhao, D., Shen, Y., Peng, B. & Haapasalo, M. (2013) Micro-computed tomography evaluation of preparation of mesiobuccal root canals in maxillary first molars with HyFlex CM, Twisted Files, and K3 instruments. *J Endod*, 39(3), 385-8.
- Zhao, D., Shen, Y., Peng, B. & Haapasalo, M. (2014) Root canal preparation of mandibular molars with 3 nickel-titanium rotary instruments: a micro-computed tomographic study. *J Endod*, 40, 1860-4.
- Zhao, D., Shen, Y., Peng, B. & Haapasalo, M. (2016) Effect of autoclave sterilization on the cyclic fatigue resistance of thermally treated nickel-titanium instruments. *Int Endod J*, 49(10), 990-5.
- Zinelis, S. & Margelos, J. (2002) Failure mechanism of Hedstroem endodontic files in vivo. *J Endod*, 28(6), 471–3.
- Zinelis, S., Darabara, M., Takase, T., Ogane, K. & Papadimitriou, G.D. (2007) The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 103(6), 843–7.
- Zinelis, S., Eliades, T. & Eliades, G. (2010) A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J*, 43(2), 125-34.
- Zuolo, M.L., Walton, R.E. & Murgel, C.A. (1992) Canal master files: scanning electron microscopic evaluation of new instruments and their wear with clinical usage. *J Endod*, 18, 336-339.
- Zuolo, M.L. & Walton, R.E. (1997) Instrument detoration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. *Quintessence*, 28, 398-402.
- Zupanc, J., Vahdat-Pajouh, N. & Schäfer, E. (2018) New thermomechanically treated NiTi alloys – a review. *Int Endod J*, 51, 1088–1103.
- Živković, S. & Dačić, D. (2003) Komparativna ispitivanja efikasnosti čišćenja zidova kanala različitim ručnim i mašinskim endodontskim istrumentima (SEM studija). *Stom Glas S*, 50, 137-43.
- Živković, S. (2013) *Mašinska instrumentacija kanala korena zuba*. Beograd: DataStatus.
- Živković, S., Nešković, J., Jovanović-Medojević, M., Popović Bajić, M. & Ostojić, D. (2018) Efficiency of root canal cleaning using a single instrument with reciprocating motion systems and full rotation systems: sem study. *Stom Glas S*, 65(4), 171-178.
- Živković, S., Jovanović-Medojević, M., Nešković, J., Popović Bajić, M. & Živković Sandić, M. (2019) Efficiency of XP Endo Shaper (XPS) and Irrigation Protocol on the Quality of Cleaning the Apical Third of Root Canal: SEM Study. *Balk Dent J Med*, 31-35.

9. BIOGRAFIJA

Dr MILICA JOVANOVIĆ-MEDOJEVIĆ je rođena 07.07.1969. godine u Loznici, gde je završila osnovnu školu i Gimnaziju kao nosilac Vukove diplome. Na Stomatološki fakultet u Beogradu upisala se 1988. god. a diplomirala 20. maja 1994. god. sa prosečnom ocenom 8.34. Poslediplomske studije na Klinici za Bolesti zuba započela je školske 1996-1997. god. Na Klinici za Bolesti zuba i endodonciju je u svojstvu mladog talenta sve do 01. decembra 1997. god., kada zasniva radni odnos i biva birana u zvanje asistenta pripravnika. Specijalističke studije iz oblasti - Bolesti zuba i endodoncije-završava 16. maja 2002. god., kada sa odličnom ocenom polaže specijalistički ispit. Poslediplomske studije na Klinici za Bolesti zuba završila 28.12.2004. god, magistarskom tezom pod nazivom ***ANATOMO-MORFOLOŠKA STRUKTURA APEKSNE TREĆINE PRVIH DONJIH MOLARA***. Na klinici za Bolesti zuba je zaposlena u zvanju redovnog asistenta.

Do sada je objavila ili saopštila 31 stručno-naučni rad, na skupovima u zemlji i inostranstvu.

Izjava o autorstvu

Ime i prezime autora Milica S. Jovanović-Medojević

Izjavljujem

da je doktorska disertacija pod naslovom:

ANALIZA DEFORMACIJA I LOMA ROTIRAJUĆIH NIKLITITANIJUMSKIH INSTRUMENTATA NAKON PREPARACIJE RAZLIČITIH KANALSKIH SISTEMA

- rezultat sopstvenog istraživačkog rada;
- da disertacija u celini ni u delovima nije bila predložena za sticanje druge diplome prema studijskim programima drugih visokoškolskih ustanova;
- da su rezultati korektno navedeni i
- da nisam kršio/la autorska prava i koristio/la intelektualnu svojinu drugih lica.

Potpis autora

U Beogradu, 05.2020

Izjava o istovetnosti štampane i elektronske verzije doktorskog rada

Ime i prezime autora: Milica S. Jovanović-Medojević

Studijski program: Doktorske studije

Naslov rada: **ANALIZA DEFORMACIJA I LOMA ROTIRAJUĆIH
NIKLITANIJUMSKIH INSTRUMENATA NAKON PREPARACIJE
RAZLIČITIH KANALSKIH SISTEMA**

Mentor: Prof. dr Slavoljub Živković

Izjavljujem da je štampana verzija mog doktorskog rada istovetna elektronskoj verziji koju sam predao/la radi pohranjivanja u **Digitalnom repozitorijumu Univerziteta u Beogradu**.

Dozvoljavam da se objave moji lični podaci vezani za dobijanje akademskog naziva doktora nauka, kao što su ime i prezime, godina i mesto rođenja i datum odbrane rada.

Ovi lični podaci mogu se objaviti na mrežnim stranicama digitalne biblioteke, u elektronskom katalogu i u publikacijama Univerziteta u Beogradu.

Potpis autora

U Beogradu, 05.2020

Izjava o korišćenju

Ovlašćujem Univerzitetsku biblioteku „Svetozar Marković“ da u Digitalni repozitorijum Univerziteta u Beogradu unese moju doktorsku disertaciju pod naslovom:

ANALIZA DEFORMACIJA I LOMA ROTIRAJUĆIH NIKLITANIJUMSKIH INSTRUMENATA NAKON PREPARACIJE RAZLIČITIH KANALSKIH SISTEMA

koja je moje autorsko delo.

Disertaciju sa svim priložima predao/la sam u elektronskom formatu pogodnom za trajno arhiviranje.

Moju doktorsku disertaciju pohranjenu u Digitalnom repozitorijumu Univerziteta u Beogradu i dostupnu u otvorenom pristupu mogu da koriste svi koji poštuju odredbe sadržane u odabranom tipu licence Kreativne zajednice (Creative Commons) za koju sam se odlučio/la.

1. Autorstvo (CC BY)
2. Autorstvo – nekomercijalno (CC BY-NC)
3. **Autorstvo – nekomercijalno – bez prerada (CC BY-NC-ND)**
4. Autorstvo – nekomercijalno – deliti pod istim uslovima (CC BY-NC-SA)
5. Autorstvo – bez prerada (CC BY-ND)
6. Autorstvo – deliti pod istim uslovima (CC BY-SA)

(Molimo da zaokružite samo jednu od šest ponuđenih licenci. Kratak opis licenci je sastavni deo ove izjave).

Potpis autora

U Beogradu, 05.2020