

# Tehnike strojne instrumentacije korijenskih kanala

---

**Bernatović, Mirjam**

**Master's thesis / Diplomski rad**

**2018**

*Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj:* **University of Zagreb, School of Dental Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet**

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:898460>

*Rights / Prava:* [Attribution-NonCommercial 3.0 Unported / Imenovanje-Nekomercijalno 3.0](#)

*Download date / Datum preuzimanja:* **2024-09-11**



*Repository / Repozitorij:*

[University of Zagreb School of Dental Medicine  
Repository](#)





SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Mirjam Bernatović

# **TEHNIKE STROJNE INSTRUMENTACIJE KORIJENSKIH KANALA**

Diplomski rad

Zagreb, 2018.

Rad je ostvaren: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju

Mentor rada: doc. dr. sc. Anja Baraba, Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju,

Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: Matea Pelikan, mag. educ. philol. croat. et mag. educ. philol. angl.

Lektor engleskog jezika: Matea Pelikan, mag. educ. philol. croat. et mag. educ. philol. angl.

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskog rada:

1. \_\_\_\_\_
2. \_\_\_\_\_
3. \_\_\_\_\_

Datum obrane rada: \_\_\_\_\_

Rad sadrži: 45 stranica

0 tablica

26 slika

1CD

Osim ako nije drukčije navedeno, sve ilustracije (tablice, slike i dr.) u radu izvorni su doprinos autora diplomskog rada. Autor je odgovoran za pribavljanje dopuštenja za korištenje ilustracija koje nisu njegov izvorni doprinos, kao i za sve eventualne posljedice koje mogu nastati zbog nedopuštenog preuzimanja ilustracija, odnosno propusta u navođenju njihova podrijetla.

## **Zahvala**

Zahvaljujem svojoj dragoj mentorici doc. dr. sc. Anji Barabi na pomoći, strpljivosti i savjetima pri izradi ovog diplomskog rada.

Velika hvala mojim roditeljima i sestri na bezuvjetnoj potpori tijekom mojeg školovanja.

## **Tehnike strojne instrumentacije korijenskih kanala**

### **Sažetak**

Endodontsko liječenje zubi postupak je čija je svrha uklanjanje pulpe i/ili njezinih nekrotičnih ostataka, smanjenje broja mikroorganizama u endodontskom prostoru te trodimenzionalno punjenje korijenskih kanala. Mehanička obrada korijenskih kanala jedan je od najvažnijih koraka u endodontskom liječenju, a može biti ručna ili strojna.

Strojne endodontske sustave dijelimo na rotacijske, recipročne, adaptivne i vibracijske. Rotacijski sustavi prvi su razvijeni i koriste pokret stalne rotacije uz manje brzine, reciprocitetni sustavi temelje se na izmjeni pokreta u smjeru obrnutom od smjera kazaljke na satu s onima u smjeru kazaljke na satu, adaptivni sustavi prilagođavaju smjer kretanje instrumenta ovisno o naprezanju unutar korijenskog kanala i njegovoj anatomiji, dok vibracijski sustavi koriste pokrete unutra-van prilikom instrumentacije te svojom fleksibilnosti i prilagodljivosti poštuju načelo minimalno invazivnog pristupa u obradi korijenskih kanala.

U ovom su radu prikazana dva klinička slučaja uz korištenje dviju različitih strojnih tehnika instrumentacije korijenskih kanala. U prvom slučaju prikazana je recipročna tehnika Reciprocode kod koje se za potpunu instrumentaciju korijenskih kanala koristi samo jedan instrument. Drugi klinički slučaj prikaz je endodontskog zahvata korištenjem ProTaper rotacijskog sustava čije korištenje podrazumijeva slijed više instrumenata različitih koniciteta i veličina.

Usavršavanje materijala, napredak tehnologije i razvitak novih tehnika pruža mogućnost daljnjeg poboljšanja strojnih tehnika obrade korijenskih kanala. U prikazanim kliničkim slučajevima odabrane su dvije različite strojne tehnike, međutim, sve strojne tehnike instrumentacije korijenskih kanala, rotacijske, recipročne, adaptivne i vibracijske, omogućuju učinkovitu instrumentaciju korijenskih kanala i klinički uspjeh.

**Ključne riječi:** strojna instrumentacija; NiTi legure; rotacijski endodontski sustavi; recipročni endodontski sustavi; vibracijski endodontski sustavi; adaptivni endodontski sustavi

## **Engine-driven techniques of root canal treatment**

### **Summary**

Endodontic treatment of the teeth is a procedure of removing pulp and/ or its necrotic residues, reducing the number of microorganisms in the endodontic space followed by three-dimensional filling of root canals. Root canal instrumentation is one of the most important steps in endodontic treatment and can be performed using either hand or engine-driven instruments.

Engine-driven endodontic systems can be divided into rotary, reciprocating, adaptive and vibrational. Rotary systems were developed first and they are used in continuous rotation at lower speed, reciprocating systems are based on alteration between counter-clockwise and clockwise movements, adaptive systems adjust the direction of instrument movement depending on the stress and root canal anatomy, while vibrational systems use in-and-out motions during instrumentation, and due to their flexibility and adaptability, their approach to root canal treatment is minimally invasive.

In this case report, two clinical cases are presented, showing two different instrumentation techniques of root canal treatment. In the first case, reciprocating technique Reciproc was used, a „single file“ technique, meaning one instrument being used for complete root canal instrumentation. Another clinical case is a presentation of ProTaper rotary system with a sequence of instruments of different tapers and sizes.

Improvement of materials, technology advancement and the development of new techniques provides the possibility of further improvement of engine-driven root canal instrumentation. In the clinical cases presented, two different techniques have been used, however, all engine-driven techniques for root canal instrumentation, rotary, reciprocating, adaptive and vibrational, are efficient in root canal instrumentation and show clinical success.

**Keywords:** engine-driven instrumentation; NiTi alloys; rotary endodontic systems; reciprocating endodontic systems; vibrational endodontic systems; adaptive endodontic systems

## SADRŽAJ

1. Uvod.....	1
1.1. NiTi legure .....	3
1.2. Rotacijski strojni endodontski sustavi.....	5
1.3. Recipročni strojni endodontski sustavi .....	7
1.4. Adaptivni strojni endodontski sustavi .....	9
1.5. Vibracijski strojni endodontski sustavi .....	10
2. Prikaz slučaja .....	12
2.1. Prvi klinički slučaj.....	13
2.2. Drugi klinički slučaj .....	21
3. Rasprava.....	30
4. Zaključak.....	34
5. Literatura.....	36
6. Životopis .....	44

## **Popis skraćenica**

NiTi – nikal-titan

TF – engl. twisted file, hrv. „zavijeni” instrument

CM – engl. controlled memory, hrv. kontrolirana memorija

ISO – engl. International Organization for Standardization, hrv. međunarodna organizacija za standardizaciju

CW – engl. Clockwise, hrv. u smjeru kazaljke na satu

CCW – engl. Counterclockwise, hrv. u smjeru suprotnom od smjera kazaljke na satu

SAF – engl. Self-Adjusting File, hrv. samopodešavajući instrument

NaOCl – natrijev hipoklorit

EDTA - etilendiamintetraoctena kiselina



## **1. UVOD**

Endodontsko liječenje zubi postupak je čija je svrha uklanjanje pulpe i/ili njezinih nekrotičnih ostataka, smanjenje broja mikroorganizama u endodontskom prostoru te trodimenzionalno punjenje korijenskih kanala. Cilj je ukloniti uzročnika infekcije i stvoriti preduvjete za cijeljenje periapikalnog tkiva.

Mehanička obrada korijenskih kanala jedan je od najvažnijih koraka u endodontskom liječenju (1). Ona uključuje uklanjanje vitalnog i nekrotičnog tkiva te inficiranog dentina na taj način pripremajući prostor korijenskog kanala za primjenu intrakanalnih medikamenata i sredstava za dezinfekciju. Cilj je mehaničke instrumentacije oblikovati kanal u koničan oblik, s najužim dijelom korijenskog kanala apikalno, cirkumferentno instrumentirati kanal, zadržati apikalni foramen što manjim i ne uzrokovati pogreške koje se mogu dogoditi tijekom instrumentacije (2).

Od svojih početaka, dugi niz godina endodoncija je podrazumijevala uporabu ručnih instrumenata od nehrđajućeg čelika. Korištenje ručnih instrumenata od nehrđajućeg čelika ima određene nedostatke (3). Zbog ograničene elastičnosti i visoke krutosti nehrđajućeg čelika otežana je instrumentacija uskih i zakrivljenih kanala, a time su pogreške i lomovi instrumenata češći. Također, potreban je veći broj ručnih instrumenata te duže vrijeme instrumentacije za odgovarajuće čišćenje i širenje korijenskih kanala (4).

Godine 1988. Walia i sur. (5) predstavljaju Nitinol, NiTi (nikal-titansku) leguru koja je 2-3 puta fleksibilnija u odnosu na čelični instrument jednake veličine. Prvi komercijalno proizvedeni NiTi instrumenti počeli su se prodavati sredinom 1990-tih te se time u praksu uvodi strojna endodoncija. Danas sve popularnija strojna tehnika instrumentacije zahtijeva manji broj instrumenata te kraće vrijeme obrade kanala (6). NiTi instrumenti smanjuju mogućnost pogreške u radu, posebice u apikalnim dijelovima zakrivljenih kanala (7). Njihova povećana fleksibilnost, superelastičnost, dizajn i sposobnost memorije omogućuju oblikovanje uskih i zakrivljenih kanala bez neželjenih pogrešaka (8). U usporedbi s instrumentima od nehrđajućeg čelika dokazana je jednaka, čak i bolja, rezna učinkovitost te veća otpornost NiTi instrumenata na trošenje (9, 10).

Strojna obrada omogućuje bolje prikupljanje i uklanjanje debrisa iz korijenskog kanala. Stalna rotacija u smjeru kazaljke na satu gura debris koronarno od apikalnog foramena. Stalno prodiranje vrha instrumenta s rotacijom od 360 stupnjeva prati morfologiju kanala i rezultira boljim praćenjem središnje osi kanala, smanjujući pojavnosti perforacija. Fleksibilnost

instrumenta omogućuje očuvanje zubne strukture, a istovremeno učinkovito čišćenje i oblikovanje korijenskih kanala (11).

Paralelno s razvojem materijala i instrumenata razvijali su se i endodontski motori sa svrhom poboljšanja kontrole okretnog momenta i kinematike koja je podesiva u različitim smjerovima (12).

Danas razlikujemo sustave koji koriste rotacijske kretnje, recipročne kretnje, zatim njihovu kombinaciju (adaptivni sustavi) te vibracijske kretnje.

Svrha je ovog rada prikazati na kliničkim slučajevima postupak rada s različitim tehnikama strojne instrumentacije korijenskih kanala.

### **1.1. NiTi legure**

Nikal-titanska legura koja se koristi za izradu endodontskih instrumenata sadrži 56% nikla i 44% titana (8). Razlikuju se dva različita, temperaturno ovisna oblika, austenit (visokotemperaturna, kubična struktura kristalne rešetke) i martenzit (nisko-temperaturna, monoklinska struktura kristalne rešetke) (13). Spomenuta legura posjeduje svojstva superelastičnosti i sposobnost memorije, tj. vraćanja u izvorni oblik, koja su rezultat fazne transformacije iz austenita u martenzit uzrokovane naprezanjem ili promjenom temperature. Pod određenim uvjetima može se pojaviti romboedarski iskrivljena R-faza prilikom prelaska u martenzit (14). Martenzit pokazuje niži modul elastičnosti (oko 30-40 GPa) od austenita (oko 80-90 GPa), a modul elastičnosti R-faze još je niži od onog kod martenzita (15). Ako je temperatura iznad završne temperature austenita, legura je u austenitnom stanju, tj. kruta, tvrda i posjeduje vrhunska superelastična svojstva, a ako je temperatura ispod završne temperature martenzita, NiTi je legura u martenzičnom stanju, meka, vodljiva, lako se može deformirati i posjeduje sposobnost memorije (16).

Toplinska obrada jedan je od najvažnijih pristupa prilagodbi prijelaznih temperatura NiTi legura i utječe na otpornost na zamor NiTi endodontskih instrumenata. Toplinski obrađene NiTi legure imaju povećan otpor na ciklički zamor i veće temperature transformacije (17). Promjena faza u sastavu zbog promijenjenih temperatura transformacije glavna je razlika između termomehanički obrađene i konvencionalne NiTi legure. Dok konvencionalna legura NiTi sadrži austenit (8), termomehanički obrađena NiTi legura dodatno sadrži različite omjere

R-faze i martenzita u kliničkim uvjetima (13, 18, 19). Spomenute modifikacije trebale bi dovesti do fleksibilnijih endodontskih instrumenata s većom otpornošću na lom.

Konvencionalni NiTi endodontski instrumenti uglavnom se sastoje od austenitne faze i posjeduju superelastična svojstva. Proizvode se urezivanjem žice što može imati negativne učinke na njihovu otpornost na lom, rezu učinkovitost i otpornost na koroziju (8, 15). Elektropoliranjem površine legure mogu se smanjiti navedeni negativni učinci (15).

S ciljem da se proizvede fleksibilnija NiTi legura, s povećanom otpornošću na ciklička naprezanja, nastala je tzv. M-žica (engl. Wire) (20). M-žica sadrži austenitnu fazu s malim udjelom martenzita i R-faze pri tjelesnoj temperaturi (18, 21, 22). Stoga, M-žica održava superelastično stanje (23), a veća fleksibilnost od konvencionalne NiTi žice pripisuje se malom udjelu ostalih dviju faza (18, 22). Također, pokazuje veći otpor na ciklički zamor u usporedbi s konvencionalnom NiTi legurom (18, 22, 23).

Godine 2008. SybronEndo (Kerr, Orange, CA, USA) razvija Twisted File (TF). Postupak proizvodnje TF-a obuhvaća tri nove metode: toplinsku obradu R-faze, uvijanje metalne žice i posebno kondicioniranje površine (24). U međuvremenu uvedena su još dva NiTi sustava s vlastitom tehnologijom R-faze (K3XF, TF Adaptive, SybronEndo). Za razliku od TF i TF Adaptive (TFA), K3XF instrumenti izrađuju se tradicionalnim postupkom urezivanja nakon kojeg slijedi R-fazna toplinska obrada. U nekoliko istraživanja instrumenti R-faze pokazali su veću otpornost na ciklički zamor i bolju fleksibilnost u usporedbi s konvencionalnim NiTi bez toplinske obrade, a sličnu u usporedbi s instrumentima od M-žice (13, 20, 24).

Za proizvodnju endodontskih instrumenata koji uglavnom sadrže martenzičnu fazu, potrebno je povisiti temperaturu transformacije NiTi legure. Martenzični su instrumenti pseudoplastični i nakon zagrijavanja pokazuju sposobnost memorije. Žica s kontroliranom memorijom (engl. Controlled memory ili CM žica) proizvedena 2010., prva je termomehanički obrađena NiTi legura koja ne posjeduje superelastična svojstva ni pri sobnoj ni na tjelesnoj temperaturi (16). Za razliku od austenitnih, instrumenti izrađeni od CM žice ne izravnavaju se u potpunosti prilikom instrumentacije zakrivljenih korijenskih kanala, što bi, prema proizvođaču, trebalo smanjiti učestalost pogrešaka tijekom instrumentacije (25). Instrumenti od CM žice imaju veću fleksibilnost od onih proizvedenih od M-žice i konvencionalnih NiTi instrumenata (18). Isti imaju znatno veću otpornost na ciklički zamor u usporedbi s instrumentima od M-žice i konvencionalnim NiTi instrumentima, što bi se moglo pripisati njihovom martenzitskom

stanju (12, 13). Također, proizvođač navodi kako instrumenti od CM žice mogu dosegnuti mjesta spajanja kanala uz maksimalno smanjenje nastanka neželjenih lateralnih sila koje mogu prouzročiti perforaciju korijenskih kanala (26).

Coltene/Whaledent proizveli su Hyflex EDM što je još jedan rotirajući NiTi sustav od CM žice. Hyflex EDM prvi je endodontski instrument proizveden postupkom obrade električnog pražnjenja (27). Prema proizvođaču taj inovativni proces obrade treba očvrnuti površinu NiTi instrumenta što rezultira poboljšanom otpornošću na lom i odličnom reznom učinkovitošću (28). Nekoliko istraživanja dokazalo je da Hyflex EDM pokazuje značajno veću otpornost na ciklički zamor u usporedbi s instrumentima od HyFlex CM žice, M-žice i konvencionalnim NiTi instrumentima (19, 27, 29). Otkriveno je da je fleksibilnost instrumenata od Hyflex EDM žice slična ostalim instrumentima od CM žice (19, 29). U literaturi se navodi da Hyflex EDM postiže centričnu instrumentaciju korijenskoga kanala, poštujući pritom anatomiju korijenskog kanala (30).

Godine 2011. Dentsply Tulsa Dental (Tulsa, OK, USA) predstavlja ProFile Vortex Blue, prvi endodontski instrument karakteristično plave boje. Danas postoje dva „Gold“ i dva „Blue“ toplinski obrađena NiTi sustava od kojih se dva koriste u rotacijskim (ProFile Vortex Blue; ProTaper Gold, Dentsply Sirona Endodontics) i dva u recipročnim kretnjama (Reciproc Blue, VDW; WaveOne Gold, Dentsply Sirona Endodontics). Oni također pokazuju svojstvo kontrolirane memorije te se mogu deformirati (31).

Nedavno je FKG Dentaire predstavio još jednu novu termomehaničku NiTi leguru nazvanu Max-Wire (engl. Martensite-Austenite-electropolish-fileX, martenzit-austenit-elektropolirani-instrumentX), prvu NiTi leguru koja posjeduje i svojstvo memorije i superelastičnost u kliničkoj primjeni. Trenutačno postoje dva instrumenta izrađena od MaxWirea; XP-endo Shaper (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Švicarska) i XP-endo Finisher (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Švicarska). U martenzičnom stanju, na sobnoj temperaturi, relativno su ravni, no pri izlaganju intrakanalnoj temperaturi postaju zakrivljeni zbog fazne transformacije u austenitno stanje (32). Stoga, ovi instrumenti pokazuju svojstvo memorije oblika prilikom ulaska u korijenski kanal (martenzit prelazi u austenit) i superelastičnost tijekom instrumentacije.

## **1.2. Rotacijski strojni endodontski sustavi**

Godine 1889. William H. Rollins razvio je prvi endodontski sustav za strojnu instrumentaciju korijenskih kanala uz posebno oblikovane instrumente uz rotaciju od 360 stupnjeva i brzinu od 100 okretaja u minuti (33). Svi kasnije proizvedeni NiTi rotacijski sustavi uglavnom slijede iste mehaničke principe te rade kretnje od 360 stupnjeva uz nešto veći, ali ipak relativno malen broj okretaja.

Rotacijski instrumenti mogu imati režući ili nerežući vrh pri čemu ih režući vrh čini puno agresivnijima. Prednost instrumenata s režućim vrhom njihova je sposobnost probijanja kalcificiranih kanala, ali veća je vjerojatnost stvaranja stepenice ili perforacije stijenke korijenskih kanala.

Još jedna važna značajka instrumenta je i njegov konicitet. Razlikujemo instrumente s jednakim konicitetom duž radnog dijela, no različitim promjerom apikalnog vrška i one s promjenjivim ili gradirajućim konicitetom koji varira od 0.04 do 0.012 (34). Primjer je rotacijskog sustava sa stalnim konicitetom 0.04 Profile (Dentsply Sirona, Salzburg, Austrija) koji ima vrškove različitih promjera.

Kod instrumenata s promjenjivim konicitetom svaki sljedeći trebao bi zahvaćati minimalan dio dentina korijena, čime je smanjeno trenje i potreban je manji okretni moment za pravilnu instrumentaciju. GT sustav (Dentsply Sirona, Salzburg, Austrija) sastoji se od triju različitih sekvenci instrumenata, GT20, GT30 i GT40, veličine prema ISO (engl. International Organization for Standardization, hrv. Međunarodna organizacija za standardizaciju) standardizaciji te koniciteta 10%, 8%, 6%, 4%, dok se konicitet instrumenata u Quantec sustavu (Kerr, Orange, Kalifornija, SAD) gradacijski povećava (35). RaCe instrumenti (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Švicarska) dostupni su u veličinama ISO 15-60 s konicitetima od 2%, 4%, 6%, 8%, 10%, dok K3 instrumenti (Kerr, Orange, Kalifornija, SAD) dolaze u različitim sekvencama, od kojih svaka uključuje šest instrumenata veličine 15-60 s trima različitim konicitetima od 2%, 4% i 6% te još dva instrumenta koniciteta 8% i 10% za instrumentaciju koronarnog dijela korijenskog kanala. Instrumenti ProTaper sustava (Dentsply Sirona, Salzburg, Austrija) imaju rastući konicitet duž radnog dijela čija je prednost, prema proizvođaču, smanjeno torzijsko opterećenje (36). Hero 642 sustav (Patterson Dental, Montreal, Kanada) sastoji se od seta s 12 instrumenata različitih ISO veličina, koniciteta i dužina radnog dijela (37). Flex Master instrumenti (VDW, Munich, Njemačka) imaju konicitet od 2% i koriste se za završnu instrumentaciju apikalnog dijela korijenskog kanala te za spajanje apikalnog s koronarnim dijelom preparacije (37).

Na reznu učinkovitost instrumenata utječe i kut nagiba. To je kut između reznog brida i poprečnog presjeka okomito na dužinsku os instrumenta. Učinkovitiji su instrumenti s pozitivnim kutom nagiba, no pretjerano pozitivan kut nagiba rezultira „kapanjem“ dentina i mogućim lomom instrumenta. Većina instrumenata dolazi s negativnim ili uglavnom neutralnim kutom nagiba. Primjerice, Profile ima negativan, dok K3, ProTaper, Hero 642, RaCe i Flex Master sustavi imaju pozitivan kut nagiba, što rezultira optimalnom reznom učinkovitošću. Light Speed (Kerr, Orange, Kalifornija, SAD) i GT rotacijski sustavi imaju neutralan kut nagiba (38).

Još jedna važna značajka instrumenata jesu radijalne površine. To je površina koja prolazi aksijalno od središnje osi, između žlijebova, do reznog ruba. Što je ta površina manja, to je otpornost na naprezanje instrumenta, uzrokovano rotacijom ili uvijanjem, manja (39). Kombinacija nerezućeg vrha i radijalne površine ono je što drži instrument centriranim unutar korijenskog kanala. Prije su rotirajući instrumenti imali potpune radijalne površine (Profile, GT) ili su bile udubljene (Quantec). K3, kao i Profile instrumenti, imaju tri žlijeba i tri površine. Veća periferna snaga u K3 sustavima postignuta je dodavanjem više „mase“ iza oštrice instrumenta što sprječava širenje pukotina i smanjuje mogućnost loma i deformacije instrumenta. Međutim, ProTaper, Hero 642, Endo Sequence (Brasseler, Ventura, SAD) i RaCe nemaju radijalne površine.

Spiralni kut jest kut koji rezni bridovi zatvaraju s dužinskom osi instrumenta. Potrebno je brzo i učinkovito uklanjanje debrisa prilikom instrumentacije korijenskih kanala, a instrumenti koji imaju nepromjenjiv spiralni kut, uzrokuju nakupljanje debrisa i skloniji su stvaranju učinka „šarafljenja“.

RaCe instrumenti jedinstveni su po svom promjenjivom spiralnom dizajnu koji omogućuje manji okretni zamor prilikom rotacije izmjenom spiralnih i ravnih dijelova duž radne duljine instrumenta (40).

### **1.3. Recipročni strojni endodontski sustavi**

Pokret instrumenta u smjeru obrnutom od kretanja kazaljke na satu (engl. Counterclockwise, CCW) koji pritom reže dentin naziva se recipročni pokret. Put koji instrument prevaljuje u CCW smjeru veći je od onog u smjeru kazaljke na satu (engl. Clockwise, CW) što znači da za potpunu rotaciju od 360° mora proći nekoliko recipročnih kretnji.

Recipročna kretanja prvi je put predstavljena 1964. s Giromatic sistemom (MicroMega, Besancon, Francuska) (41). Navedene kretnje stekle su popularnost uporabom NiTi legura i endodontskih motora s kontrolom okretnog momenta. Godine 1985. predstavljena je „balanced-force“ tehnika za instrumentaciju zavijenih korijenskih kanala kod koje su se izmjenjivali nejednaki CW i CCW pokreti s ručnim instrumentima (42). Godine 2008. Yared (43) predstavlja prvo istraživanje s recipročnim pokretima instrumenta koristeći ProTaper F2 instrument (Dentsply Tulsa Dental Specialties). Izmjenične promjene u smjeru rotacije smanjit će broj ciklusa instrumenta i tako smanjiti ciklički zamor u odnosu na instrumente u stalnom rotacijskom pokretu (44, 45).

Recipročna u odnosu na rotacijsku kretnju pokazuje sljedeće prednosti: potreban je manji broj instrumenata za čišćenje i oblikovanje korijenskog kanala, instrumenti rjeđe „zapinju“ unutar kanala čime je smanjena torzijska napetost, smanjenje broja ciklusa unutar korijenskog kanala tijekom instrumentacije koje rezultira manjim opterećenjem instrumenta te smanjena mogućnost loma instrumenta (43, 46). Osim ovih prednosti dokazano je da je potrebno vrijeme instrumentacije kraće nego kod upotrebe istog instrumenta u punoj rotaciji (44).

WaveOne NiTi sustav (Dentsply Sirona, Salzburg, Austrija) predstavljen je na tržištu 2010., a riječ je o tehnici kod koje se jednim instrumentom postiže konično oblikovan korijenski kanal (47, 48). CCW pokret od 150° zaslužan je za apikalno prodiranje instrumenta i rezanje dentina, a slijedi ga CW pokret od 30° koji osigurava da se instrument oslobodi prije prevelikog naprezanja i „zaglavljivanja“ u kanalu. Potrebna su tri recipročna ciklusa kako bi se postigao puni krug (47). WaveOne sistem sadrži tri instrumenta označena ISO standardom boja: žuta (21/06), crvena (25/08) i crna (40/08) (promjer na D1/konicitet na D1) te dolazi u tri različite duljine od 21, 25 i 31 mm, pri čemu žuti instrument ima stalni konicitet, a kod ostalih dvaju konicitet se smanjuje od 8% u prva tri apikalna milimetra prema koronarnom dijelu instrumenta. Tri WaveOne instrumenta imaju različite poprečne presjeke duž cijelog radnog dijela instrumenta. Na vrhu instrumenta poprečni presjek sadrži radijalne površine, dok se u sredini i bliže osovini mijenja u modificirani trokutasti/konveksni poprečni presjek s neutralnim kutom nagiba.

Godine 2011. predstavljena je Reciproc tehnika (VDW, Munich, Njemačka) koja također uključuje tri instrumenta (R25, R40 i R50). Instrumenti imaju poprečan presjek S-oblika (49). Reciproc R25 instrument promjera je 0.25 mm na vrhu i 8% koniciteta na prvih 3 mm od vrha. Promjer na 16 mm (D16) je 1.05 mm. R40 promjera je 0.40 mm na D1, 6% koniciteta u



prvih 3 mm od vrha i D16 promjera od 1.10 mm. Treći instrument R50 ima D1 0.50 mm, 5% konicitet i promjer na D16 od 1.17 mm (49).

Oba sustava, WaveOne i Reciproc, proizvedena su iz već spomenute tehnologije M-žice zbog poboljšanja otpornosti instrumenata na lom. Dokazano je da instrumenti izrađeni od M-žice pokazuju gotovo 400% više otpornosti na ciklički zamor nego instrumenti od superelastične žice jednake veličine (50).

Toplinska obrada, nakon koje slijedi hlađenje NiTi instrumenata, dovela je do nove generacije recipročnih instrumenata WaveOne Gold (Dentsply Sirona, Salzburg, Austrija) što im daje karakterističnu zlatnu boju, a još važnije, veću snagu i fleksibilnost. Otpor na ciklički zamor bolji je za 50%, a fleksibilnost je 80% veća od prethodne generacije (51). WaveOne Gold sustav dolazi u četirima veličinama: mala #20.07, primarna #25.07, srednja #35.06 i velika #45.05 te u tri različite duljine (21, 25 i 31 mm). Promjenjivi, smanjeni konicitet osigurava minimalno uklanjanje dentina uz istovremeno postizanje željenog oblika kanala za učinkovito ispiranje i punjenje. WaveOne Gold ima novi poprečni presjek u obliku paralelograma za poboljšanje rezne učinkovitosti instrumenta. Izmjenjivi rezni bridovi dodiruju dentin u jednoj ili dvjema točkama što smanjuje mogućnost zaglavljivanja instrumenta. Sve navedene značajke dizajna, prema proizvođaču, skraćuju vrijeme instrumentacije za dodatnih 20% (51).

Inovativna tehnika toplinske obrade koja utječe na molekularnu strukturu NiTi legure, omogućila je proizvodnju još jedne nove generacije instrumenata Reciproc Blue (VDW, Munich, Njemačka). Instrumenti su karakteristične plave boje, fleksibilnost im je povećana za 40%, a otpornost na ciklički zamor veća je 2.3 puta u odnosu na klasične Reciproc instrumente (52). Bolja učinkovitost postignuta je S oblikom poprečnog presjeka čime je dobivena mogućnost boljeg ispiranja čak i jače zavijenih kanala (53). Konicitet, rezni kutovi i toplinski obrađena legura osiguravaju veću reznu učinkovitost. Radi se također o tehnici instrumentacije s jednim instrumentom što smanjuje vrijeme potrebno za endodontski zahvat. Instrument se može prije instrumentacije svinuti maksimalno 10° radi lakšeg pristupa kanalu. Sustav je moguće koristiti i za reviziju punjenja korijenskih kanala.

#### **1.4. Adaptivni strojni endodontski sustavi**

TF Adaptive (Kerr, Orange, Kalifornija, SAD) tehnika nastala je s ciljem isticanja prednosti i smanjenja nedostataka recipročnih tehnika. Inovativna tehnologija kretanja spomenutog sustava automatski se prilagođava stresu instrumenta tijekom instrumentacije. Kada se TF

Adaptive instrument ne napreže unutar korijenskog kanala, njegova je kretnja kontinuirana rotacija što omogućava bolju reznju učinkovitost i uklanjanje debrisa. Riječ je o isprekidanoj kretnji s CW-CCW kutovima od 600° do 0°, koja je jednako učinkovita kao kontinuirana rotacija u bočnom reznju, a također smanjuje ijtrogene pogreške smanjujući učinak „šarfljenja" kojem su skloni NiTi instrumenti velikog koniciteta. Pri povećanom naprezanju tijekom instrumentacije i zamoru metala, kretnja TF Adaptive instrumenta mijenja se u recipročnu sa specifičnim kutovima koji variraju od 600° do 0° te od 370° do 50°, a mijenjaju se ovisno o anatomskim varijacijama i naprezanju unutar korijenskog kanala. Takva prilagodljiva kretnja smanjuje rizik od loma instrumenta, bez utjecaja na učinkovitost, jer najbolji pokret za svaku kliničku situaciju automatski je odabran od strane Adaptive endomotora. Kliničar će teško zamijetiti razlike u promjeni kretnji zbog vrlo sofisticiranog algoritma koji omogućuje neprimjetan prijelaz prilikom izmjene kutova. Što se nedostataka tiče, TF Adaptive instrumenti u recipročnoj kretnji imaju puno veće kutove reznja od onih WaveOne ili Reciproc sustava. TF Adaptive instrument kreće se više u CW smjeru što je vidljivo i u samom dizajnu žljebova koji doprinose izbacivanju debrisa iz korijenskog kanala. Promjene kretnji utječu na otpornost na zamor metala, s obzirom na to da je dokazano da TF instrumenti s adaptivnim kretnjama imaju veću otpornost na ciklički zamor u usporedbi s istim instrumentima u kontinuiranoj rotaciji (54).

TF instrumenti proizvode se procesom grijanja, hlađenja i savijanja NiTi žice u romboedarskoj kristalnoj fazi (R fazi). Rezne površine stvorene uvijanjem, a ne urezivanjem žice, smanjuju pojavu mikropukotina na instrumentima što povećava njihovu snagu. TF Adaptive instrumenti imaju veću učinkovitost jer ravnomjernije režu dentin (55). Korištenje nekoliko NiTi instrumenata, koji su uz to fleksibilniji, može biti važan čimbenik manje učestalosti pojave i intenziteta postoperativne boli, zbog smanjenja mogućnosti transportacije apeksa i guranja debrisa preko apeksa.

TF instrumenti imaju pet različitih koniciteta i dolaze u različitim veličinama: 12/25, 10/25, 08/25, 06/25/30/35, 04/25/40/50, 23 i 27 mm duljine.

### **1.5. Vibracijski strojni endodontski sustavi**

U skupinu vibracijskih tehnika ubraja se SAF (engl. Self-Adjusting File, hrv. samopodešavajući instrument) (Re-Dent-Nova, Ra'anana, Izrael), sustav za oblikovanje i

čišćenje korijenskih kanala dizajniran po principima minimalno invazivne instrumentacije. SAF je šuplji, cilindrični instrument građen od stlačive NiTi rešetke. SAF sustav izuzetno je fleksibilan i, za razliku od konvencionalnih rotacijskih sustava, ima asimetričan vrh. Instrument je dizajniran kako bi se trodimenzionalno prilagodio obliku kanala tijekom instrumentacije, mijenjajući svoj poprečni presjek (24, 56). Konstrukciju instrumenta čine dvije uzdužne NiTi niti spojene posebno oblikovanim lukovima koji su međusobno povezani tankim oprugama koje omogućuju širenje i sužavanje instrumenta. Metalna rešetka ima abrazivnu površinu kojom reže dentin pokretima naprijed-nazad. Tijekom instrumentacije koristi se jedan instrument koji počinje u svom najstlačenijem obliku te se postupno povećava odstranjivanjem dentina, uz istovremenu prilagodbu zidovima korijenskog kanala.

Princip rada SAF-a vertikalne su vibracije, s frekvencijom od 3000 do 5000 u minuti i amplitudom od 0.4 mm. Takve vibracije mogu se postići s kolječnicima KaVo GENTLE power, s 3LDSY nastavkom (360\_ free rotation; Kavo, Biberach Riss, Njemačka), MK-Dent nastavkom (360\_ free rotation; MK-Dent, Bargteheide, Njemačka) ili RDT3 nastavkom (ReDent-Nova, Ra'anana, Izrael) (57). RDT nastavak ima dvostruku mehaničku funkciju, pretvara rotacijsku kretnju u vibracijsku s unutra-van pokretima. Sadrži spojku koja dozvoljava instrumentu sporu rotaciju kad nije u kanalu, a kad je instrument u dodiru s dentinom, rotacija se zaustavlja. Slobodna bi se rotacija instrumenta trebala odvijati prilikom svakog izlaska iz korijenskog kanala što osigurava da SAF svaki puta ulazi u kanal u drugačijoj poziciji i na taj način jednolično reže dentin (56). Vibracijski pokret u kombinaciji s bliskim kontaktom instrumenta i dentina duž cijele površine kanala uklanja sloj dentina pokretima „mljevenja“. Šuplji dizajn omogućuje stalno ispiranje tijekom instrumentacije te na taj način stalno uklanjanje debrisa. Posebni uređaj za ispiranje (VATEA, ReDent-Nova, Izrael) priključen je pomoću silikonske cjevčice na instrument i omogućuje stalno ispiranje uz niski tlak i protok od 1 do 10 ml/min (56). Instrumentom se ulazi u kanal dok on vibrira i primjenjuje se lagani pritisak dok se ne dosegne označena radna duljina kanala. Instrumentira se pokretima unutra-van uz stalno ispiranje u dva ciklusa od dvije minute, što znači da su četiri minute potrebne za instrumentaciju jednog korijenskog kanala. Na taj način jednolično se uklanja dentin debljine 60 do 75  $\mu\text{m}$  u svim ravninama (58). Dolazi u tri različite duljine radnog dijela instrumenta od 21 mm, 25 mm i 31 mm i u dva promjera rešetke od 1.5 i 2 milimetra, pri čemu se manji koristi kad je kanal proširen do veličine 20 i koniciteta minimalno 4%, a veći kad je kanal proširen do veličine 35.

## **2. PRIKAZ SLUČAJA**

## 2.1. Prvi klinički slučaj

Pacijent u dobi od 36 godina došao je na Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu zbog promjene boje gornje lijeve jedinice (Slika 1.).

Kliničkim pregledom uočena je diskoloracija intaktnog zuba 21 te je učinjen test senzibiliteta koji je dao negativan rezultat. Pacijent je poslan na RTG snimanje zuba. Analizom snimke nisu uočene periapikalne patološke promjene, a klinički je postavljena dijagnoza nekroze pulpe (Slika 2.).

Nakon lokalne anestezije zub je trepaniran dijamantnim kruškolikim svrdlom uz vodeno hlađenje i potom izoliran gumenom plahticom (Slika 3.). Ručnim instrumentom veličine 15 određena je radna duljina korijenskog kanala. Korijenski je kanal zatim instrumentiran Reciproc instrumentom veličine R25 (VDW, Munich, Njemačka) (Slika 4.) uz ispiranje 2,5 %-tnom otopinom NaOCl sporim unutra-van pokretima bez izvlačenja cijelog instrumenta iz korijenskog kanala (Slika 5.). Za lakšu instrumentaciju prodiranje instrumenta unutar korijenskog kanala te smanjenje trenja, koristio se RC Prep (Premier Dental Products Company, Plymouth Meeting, SAD) (Slika 6.). Tijekom instrumentacije primijenio se lagani pritisak, a amplituda pokreta nije bila veća od 3 do 4 mm. Nakon triju ponavljanja pokreta unutra-van instrument se izvukao i očistio vlažnom sterilnom gazom te je rekapitulacija provedena ručnim instrumentom kako bi se provjerila prohodnost kanala.

Pri završetku instrumentacije korijenski se kanal isprao s 2 ml 17%-tne EDTA-e tijekom jedne minute, koja je dodatno aktivirana pomoću Endoaktivatora (Dentsply Sirona, Salzburg, Austrija) i crvenog polimernog nastavka (medium 25/04) (Slika 7.). Na kraju je provedeno ispiranje s 2 ml fiziološke otopine.

Kanal je osušen Reciproc papirnatim štapićima odgovarajuće veličine te je isprobana glavna gutaperka Reciproc R25 na radnoj dužini. Za punjenje je korištena biokeramička pasta BC Sealer (EndoSequence, Brasseler, SAD) koja je s gutaperka štapićem postavljena u korijenski kanal (Slika 8.). Višak gutaperke uklonjen je zagrijanim potiskivačem te je višak punjenja dodatno uklonjen čeličnim svrdlom. Nakon kondicioniranja kaviteta 10%-tnom poliakrilnom kiselinom (Dentin conditioner, GC, Tokio, Japan) 20 sekundi, kavitet je zatvoren kapsuliranim staklenoionomernim cementom (Equia Fil, GC, Tokio, Japan) (Slika 9.). Nakon stvrdnjavanja materijala na površinu je nanesen premaz (Equia Coat, GC, Tokio, Japan) koji

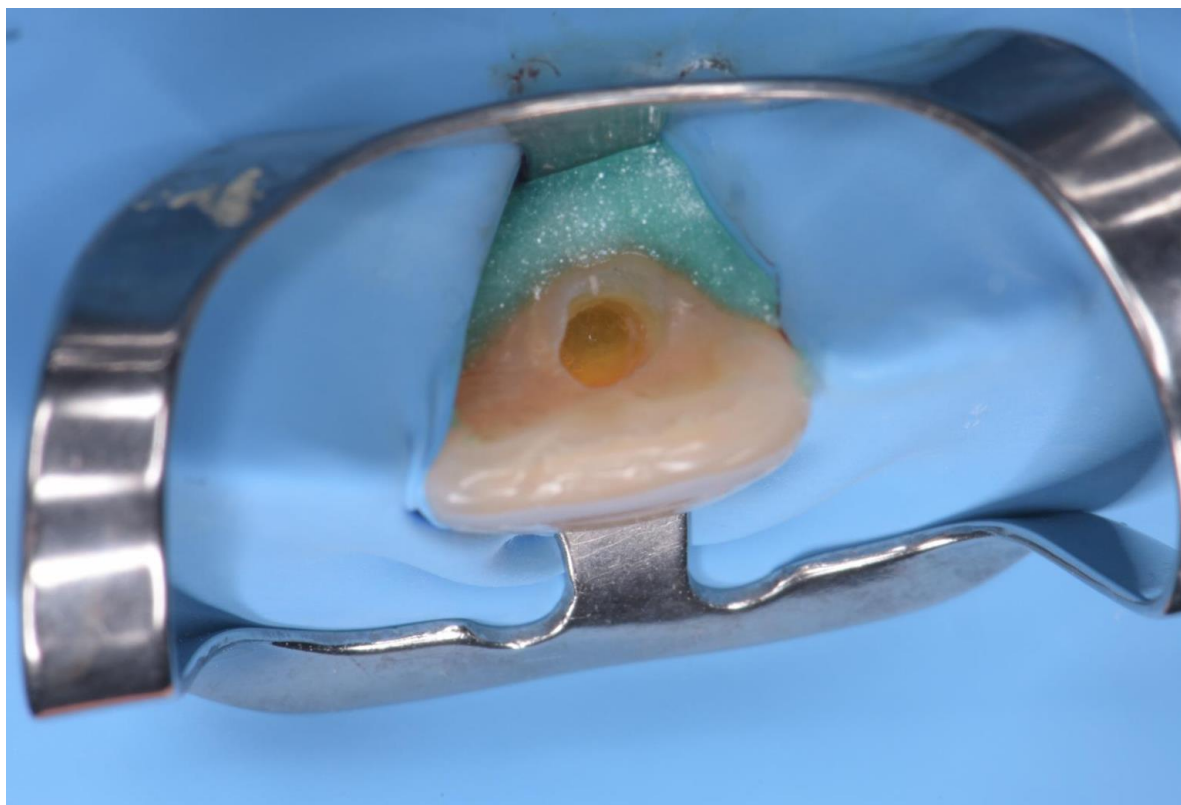
je osvijetljen polimerizacijskom lampom (D-light, GC, Tokio, Japan) tijekom 20 sekundi. Kontrolnom RTG snimkom potvrđena je potpuna obturacija korijenskog kanala (Slika 10.). Na novoj kontrolnoj RTG snimci nakon šest mjeseci nema patoloških promjena i time je potvrđeno uspješno endodontsko liječenje (Slika 11.).



Slika 1. Klinički izgled diskoloriranog zuba 21



Slika 2. RTG snimka zuba 21 prije endodontskog zahvata

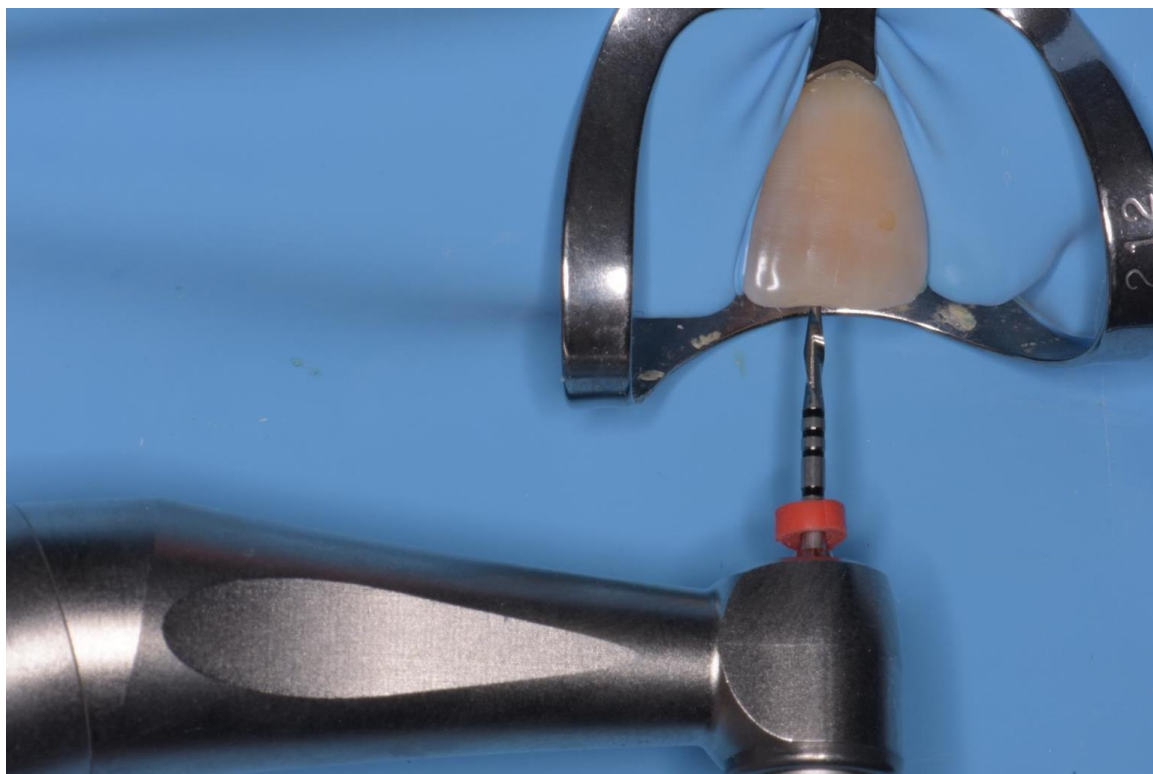


Slika 3. Postavljena gumena plahtica nakon izrade trepanacijskog otvora



Slika 4. Instrument Reciproc R25

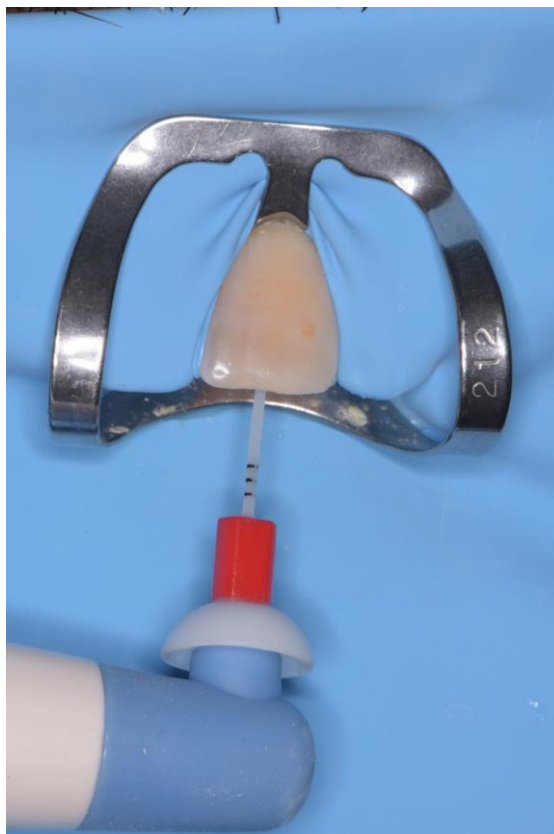




Slika 5. Strojna instrumentacija Reciproc tehnikom



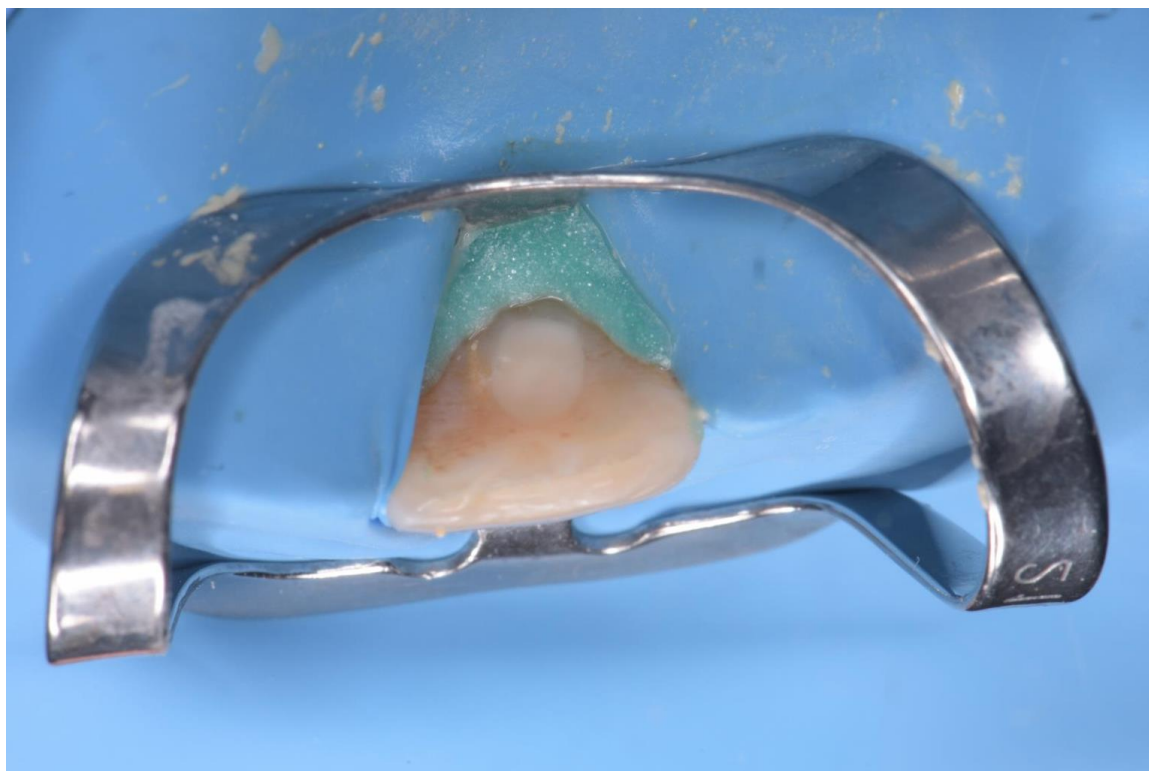
Slika 6. Rc Prep preparat nanešen na instrument



Slika 7. Aktiviranje NaOCl-a pomoću Endoactivator-a



Slika 8. Punjenje korijenskog kanala



Slika 9. Kavitet je zatvoren SIC ispunom



Slika 10. RTG snimka zuba 21 nakon endodontskog liječenja



Slika 11. Kontrolna RTG snimka 6 mjeseci nakon punjenja korijenskog kanala

## 2.2. Drugi klinički slučaj

Pacijentica u dobi od 47 godina upućena je na Zavod za endodonciju i restaurativu Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu od strane primarnog stomatologa zbog bolova u području gornje desne sedmice. Na RTG snimci zuba vidljiva je duboka karijesna lezija na zubu 17 koja je uzrok pulpitičnih bolova, stoga je indicirano endodontsko liječenje (Slika 12.).

Nakon primjene lokalne anestezije uklonjen je ostatak kompozitnog ispuna okruglim dijamantnim svrdlom uz vodeno hlađenje te je očišćena karijesna lezija čeličnim svrdlom. Čeličnim svrdlom otvorena je pulpna komorica te su prikazani korijenski kanali. Zbog jednostavnijeg postavljanja gumene plahtice kompozitnim materijalom nadograđene su distalna i dio palatinalne stijenke zuba. Zub je potom izoliran gumenom plahticom (Slika 13.). Ručnim instrumentom veličine 15 određena je radna duljina svih triju korijenskih kanala (Slika 14.). Potom je uslijedila instrumentacija rotacijskom ProTaper tehnikom. Korišteni su instrumenti ProTaper Universal SX, S1, S2, F1 i F2 (Dentsply Sirona, Salzburg, Austrija) (Slika 15.) uz brzinu od 300 okretaja u sekundi te okretni moment od 4 Ncm za SX i S1 instrumente, 2 Ncm za S2 i F1 te 3 Ncm za F2 instrument. Instrumentacija je započeta S1 instrumentom (Slika 16.) do 2/3 duljine korijenskog kanala nakon čega je SX instrumentom pokretima struganja proširen koronarni dio korijenskog kanala (do 2/3 duljine) (Slika 17.). Zatim su S1, S2, F1 i F2 instrumentima obrađeni korijenski kanali do pune radne duljine (Slike 18., 19. i 20.). Tijekom instrumentacije, između svakog instrumenta, kanali su ispirani 2,5 %-tnom otopinom NaOCl-a.

Pri završetku instrumentacije korijenski se kanal isprao s 2 ml 17%-tne EDTA-e tijekom jedne minute te je na kraju provedeno ispiranje s 2 ml fiziološke otopine.

ProTaper papirnatim štapićima F2 veličine (Dentsply Sirona, Salzburg, Austrija) (Slika 21.) posušeni su korijenski kanali te su kanali napunjeni kombinacijom gutaperke ProTaper veličine F2 (Dentsply Sirona, Salzburg, Austrija) prema obilježenim radnim dužinama te AH Plus punila (Dentsply Sirona, Salzburg, Austrija) (Slika 22. i 23.). Višak gutaperke uklonjen je zagrijanim potiskivačem te je višak punjenja dodatno uklonjen čeličnim svrdlom (Slika 24.). Nakon kondicioniranja kaviteta 10%-tnom poliakrilnom kiselinom (Dentin conditioner, GC, Tokio, Japan) tijekom 20 sekundi kavitet je zatvoren kapsuliranim staklenoionomernim

cementom (Equia Fil, GC, Tokio, Japan) (Slika 25.). Kontrolnom RTG snimkom potvrđena je potpuna obturacija svih triju korijenskih kanala (Slika 26.).

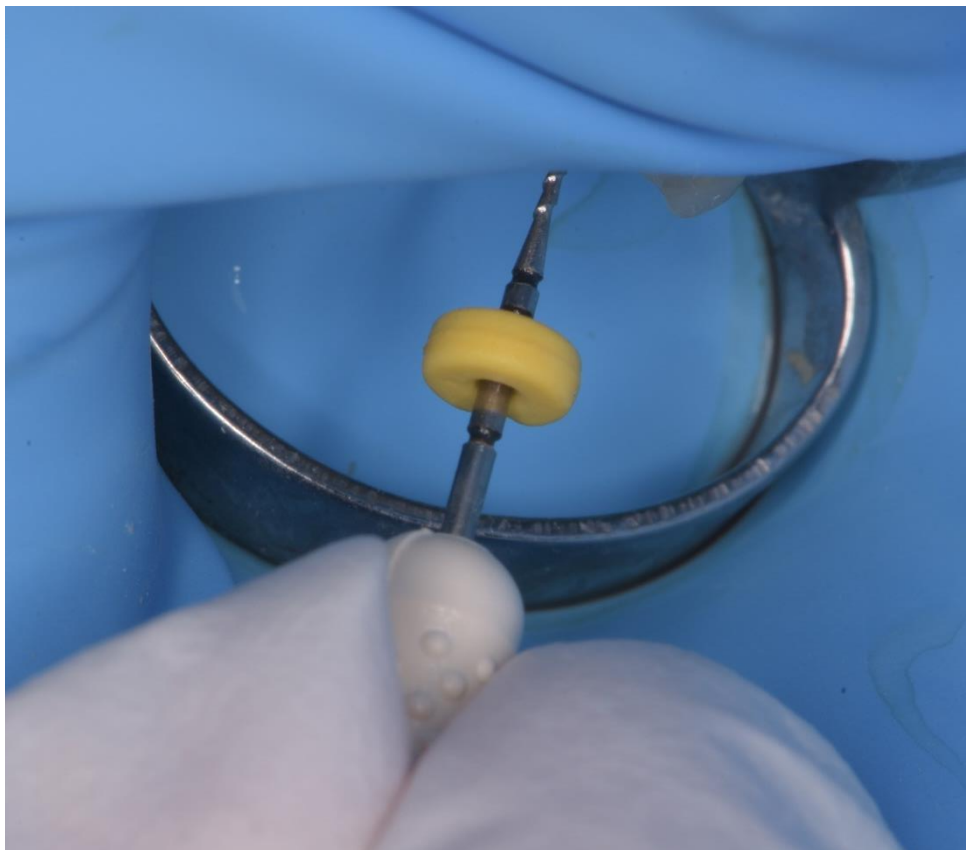


Slika 12. Rtg snimka zuba 17 prije endodontskog liječenja



Slika 13. Postavljena gumena plattica i prikaz ulaza u korijenske kanale

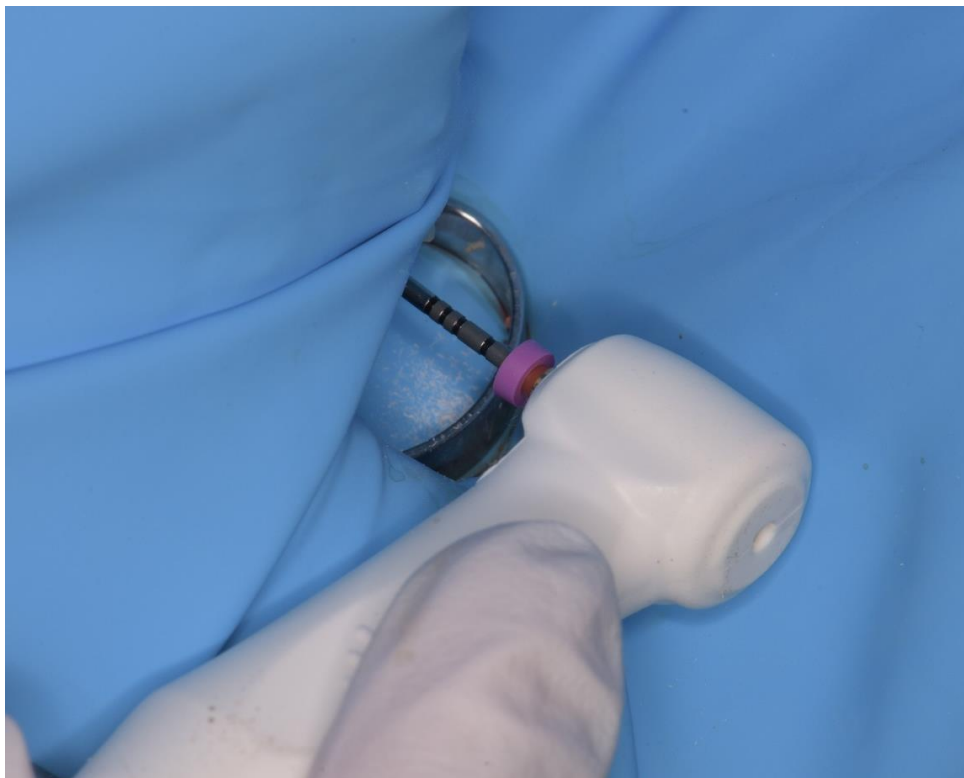




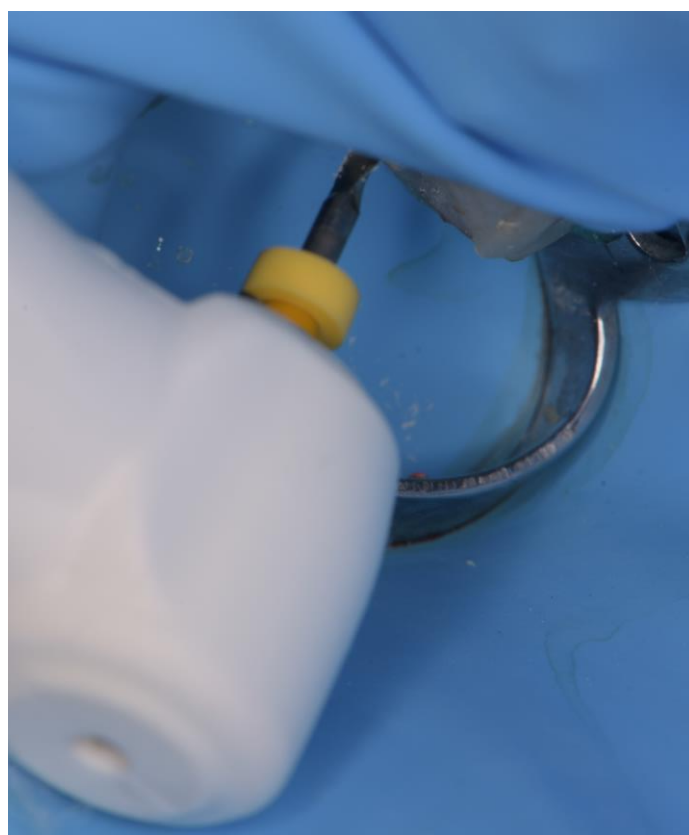
Slika 14. Određivanje radnih dužina pomoću ručnog instrumenta veličine 15



Slika 15. ProTaper instrumenti SX, S1, S2, F1 i F2

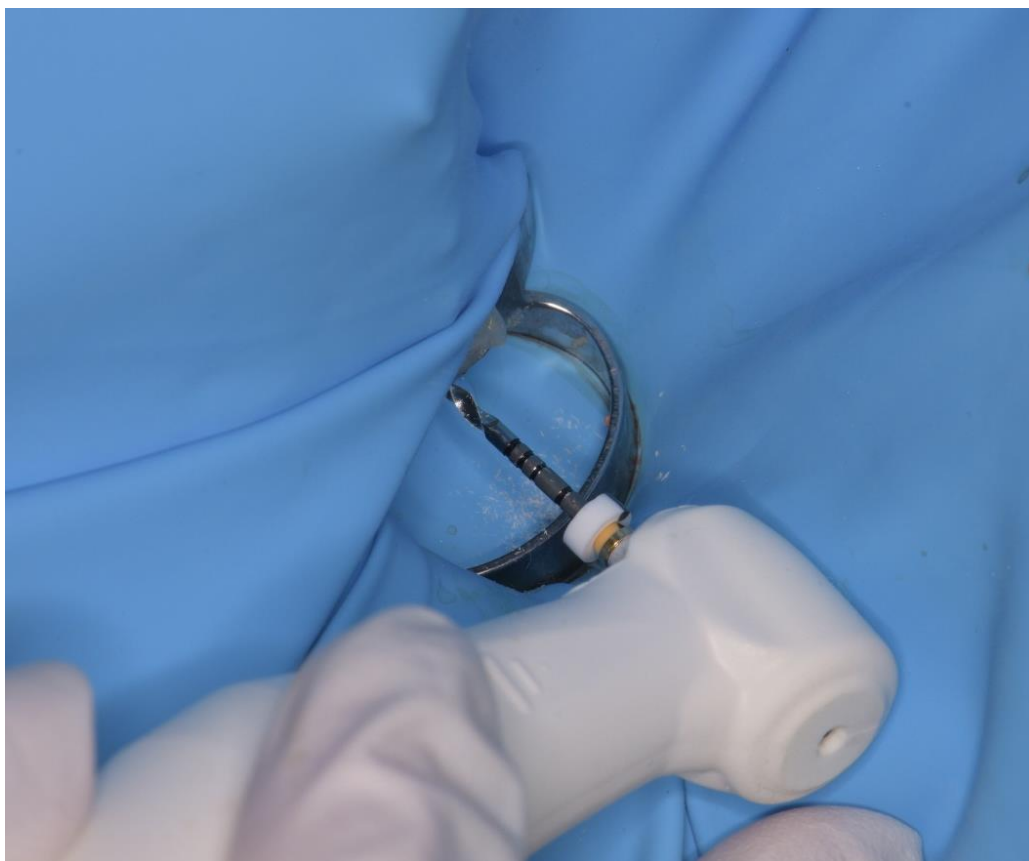


Slika 16. Instrumentacija ProTaper S1 instrumentom



Slika 17. Instrumentacija ProTaper SX instrumentom

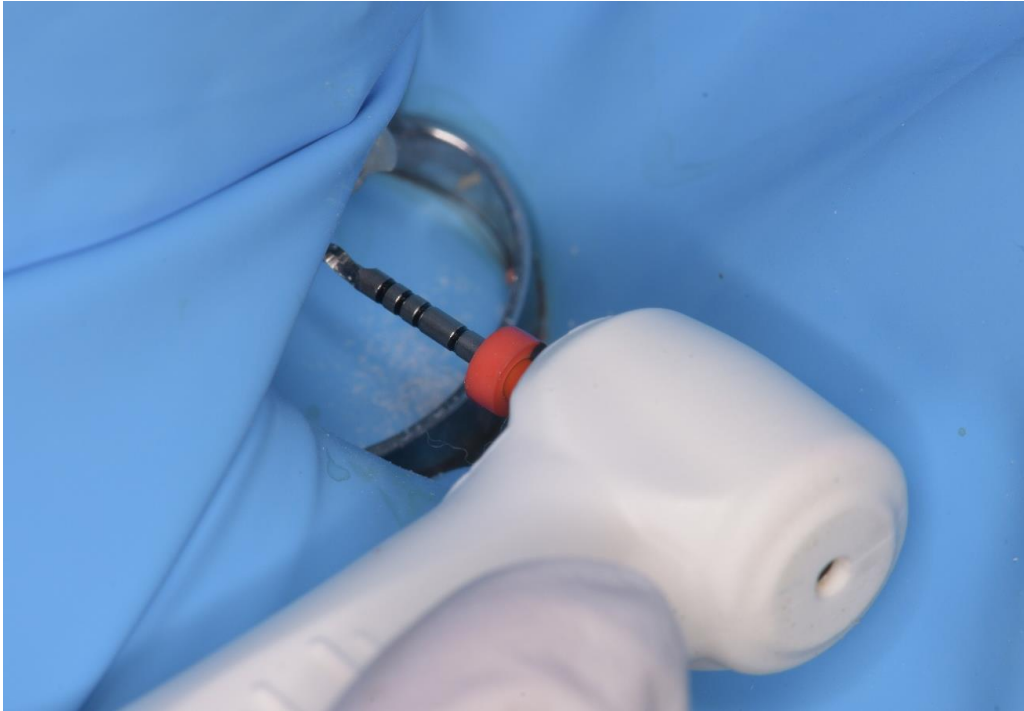




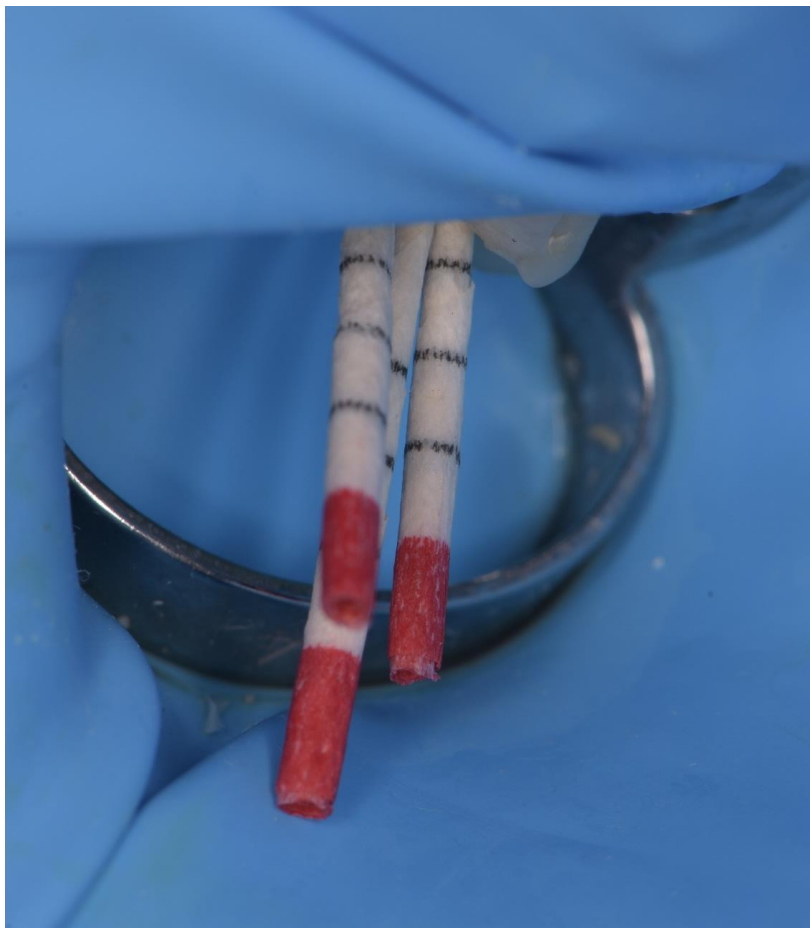
Slika 18. Instrumentacija ProTaper S2 instrumentom



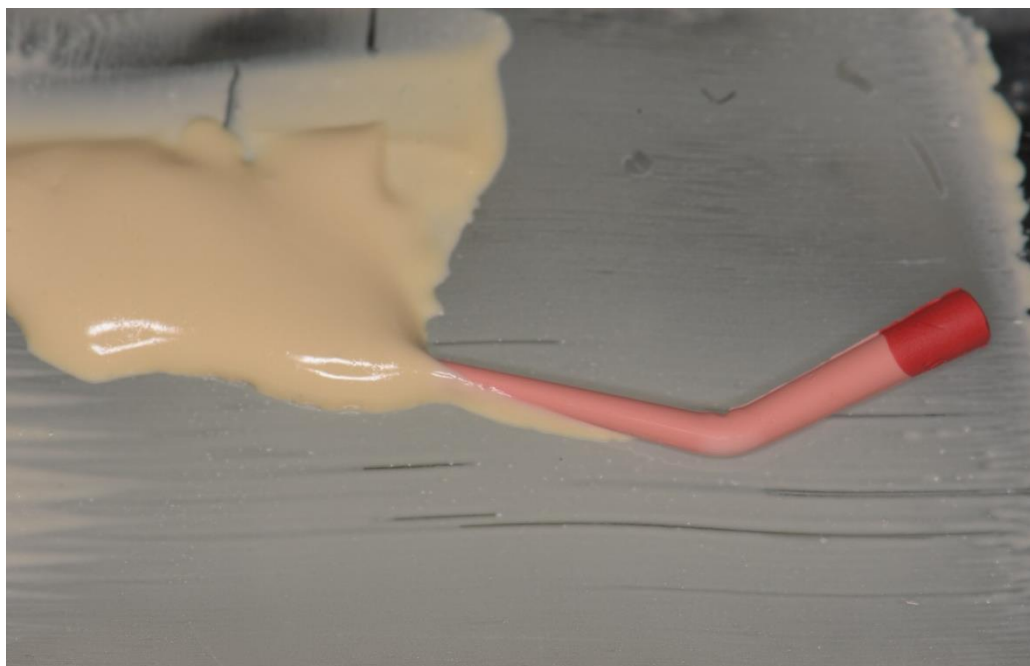
Slika 19. Instrumentacija ProTaper F1 intrumentom



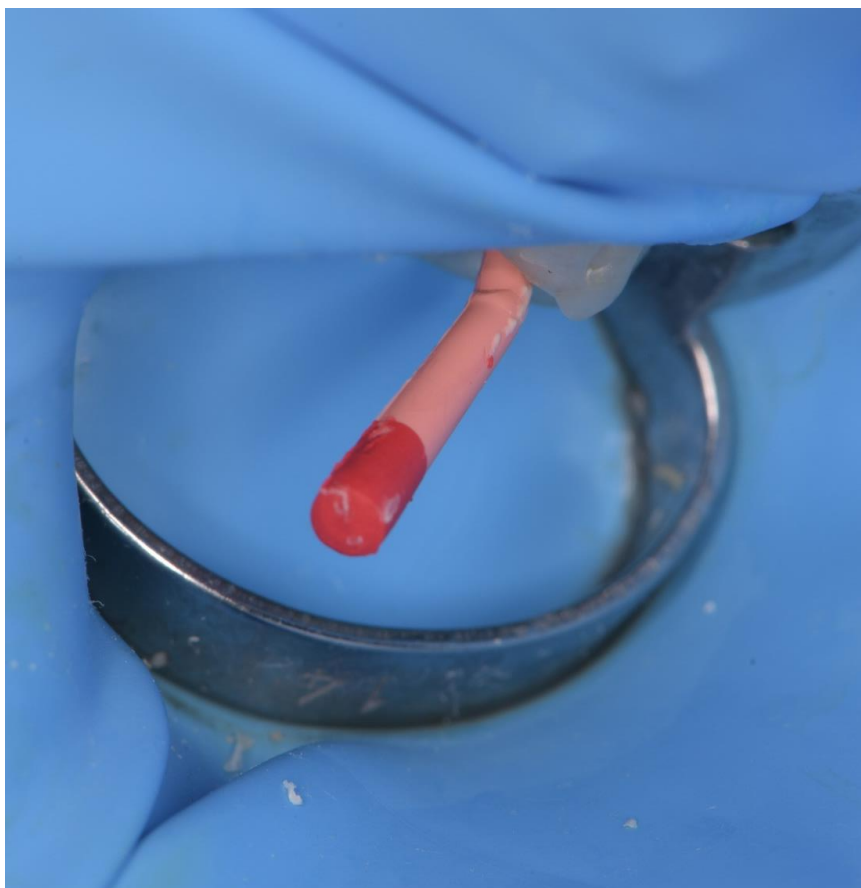
Slika 20. Instrumentacija ProTaper F2 instrumentom



Slika 21. Sušenje korijenskih kanala ProTaper papirnatim štapićima (F2)



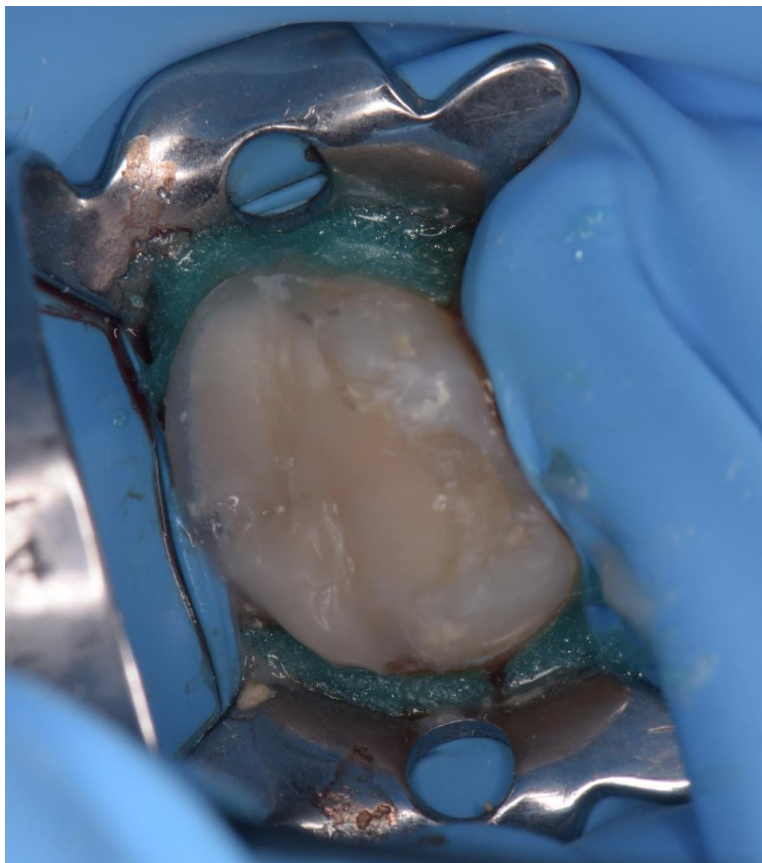
Slika 22. Glavna gutaperka (ProTaper F2) za punjenje korijenskog kanala u punilu (AH Plus)



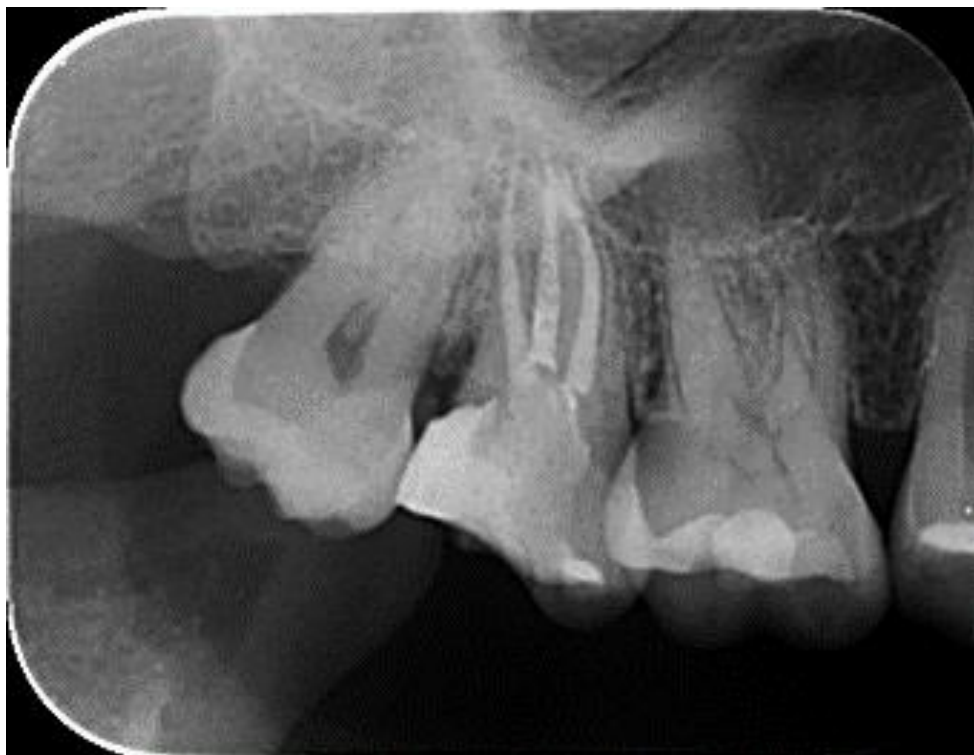
Slika 23. ProTaper F2 gutaperka postavljena u korijenski kanal



Slika 24. Napunjeni korijenski kanali



Slika 25. Kavitet je zatvoren SIC ispunom (Equia Fil)



Slika 26. RTG snimka zuba 17 nakon endodontskog zahvata

### **3. RASPRAVA**

Endodoncija se značajno promijenila od pojave prvih rotirajućih NiTi instrumenata za oblikovanje korijenskih kanala (59). Njihova veća fleksibilnost, dizajn i mogućnost memorije omogućuju jednostavnije oblikovanje uskih i zavijenih korijenskih kanala (8). Upravo zbog navedenih svojstava NiTi strojni instrumenti omogućuju bržu instrumentaciju uz manje mogućih proceduralnih pogrešaka (60). Tijekom vremena razvijeni su brojni endodontski sustavi koji se razlikuju po kinematici pa ih tako dijelimo na rotirajuće, recipročne, adaptivne i vibracijske.

Zanimljivo istraživanje De-Deus i sur. (61) pokazalo je kako instrument ProTaper F2 u stalnoj rotaciji može postići 160 ciklusa pri brzini od 250 okretaja u minuti i 120 ciklusa pri brzini od 400 okretaja u minuti do loma instrumenta. Isti taj instrument prilikom recipročne kretnje može postići u prosjeku 126 cijelih rotacija na brzini od 400 okretaja u minuti što rezultira sa 630 ciklusa do loma instrumenta (61). Naime, tijekom svakog ciklusa prilikom instrumentacije dolazi do nastanka mikropukotina zbog nepravilnosti površine instrumenta koje se šire sve dublje unutar instrumenta dok ne dođe do njegova potpuna loma (62). Sam izraz recipročna kretnja podrazumijeva nekoliko mogućih pokreta i kutova, od kojih svaki može utjecati na učinkovitost i otpornost na lom NiTi instrumenta. Dokazano je da promjena okretnog momenta i brzine ima utjecaj na svojstva NiTi instrumenata pri čemu se prilikom smanjenja okretnog momenta i brzine povećava otpornost na ciklički zamor (63). Ako se koristi motor uz visoke vrijednosti okretnog momenta, često dolazi do prekoračenja ograničenja okretnog momenta instrumenta čime se povećava naprezanje i rizik od plastične deformacije instrumenta (63). Prema podacima iz literature ispitivanja cikličkog zamora instrumenata s recipročnim i rotacijskim kretanjama pokazala su da recipročna kretnja uzrokuje manji ciklički zamor te duži vijek trajanja instrumenta (54, 64).

Međutim, u literaturi postoje različiti podatci oko utjecaja dizajna instrumenta na njegovo ponašanje pod opterećenjem. Jedno istraživanje pokazalo je da dizajn instrumenta i radijalnih površina ne utječe na otpornost na ciklički zamor instrumenata jednake veličine (65). U suprotnosti s tim, istraživanje Ray i sur. (66) navodi da je dizajn instrumenta važniji od elektropoliranosti površine u broju ciklusa potrebnih za lom, gdje su se K3 instrumenti pokazali otpornijima na ciklički zamor, zbog dizajna instrumenta koji omogućuje ravnomjerno djelovanje sila duž instrumenta za razliku od EndoSequence instrumenta koji ima asimetričan dizajn. Istraživanje u kojem je ispitan ciklički zamor rotacijskih instrumenata navodi kako K3, RaCe i ProFile instrumenti imaju veću otpornost od Hero i Mtwo rotacijskih



instrumenata, pri čemu je elektropoliranost površine RaCe instrumenata zaslužna za njihovu veću otpornost na ciklički zamor, dok je za isti učinak kod K3 i ProFile zaslužan njihov dizajn (67). Kad se usporedila otpornost na ciklički zamor Reciproc R25, WaveOne Primary, Mtwo, i TF NiTi instrumenata prilikom stalne rotacije i u dva različita recipročna pokreta, rezultati su pokazali da obje recipročne kretnje značajno povećavaju otpornost na ciklički zamor u usporedbi s rotacijskom kretnjom, neovisno o različitim poprečnim presjecima i razlikama u sastavu legura (68).

Testarelli i sur. (69) usporedili su otpornost na ciklički zamor instrumenata u stalnoj rotaciji i onih s adaptivnim kretnjama (TF Adaptive). Rezultati su pokazali značajan porast otpornosti na ciklički zamor instrumenata koji se kreću adaptivnim pokretom (69). Spomenuti rezultati mogu se objasniti specifičnim svojstvom adaptivne tehnike instrumentacije kod koje dolazi do mijenjanja pokreta čime se smanjuje broj ciklusa instrumenata, a tako i ciklički zamor, s obzirom na to da se ne radi o stalnoj rotaciji kod koje je stres instrumenata stalan (69).

Bürklein i Schäfer (70) zajedno s Myers i Montgomeryem (71) usporedili su izbacivanje debrisa pri korištenju instrumenata recipročnih sustava i više instrumenata različitih rotacijskih sustava. Rezultati su pokazali da rotacijski sustavi s više instrumenata izbacuju manje debrisa nego recipročni sustavi s jednim instrumentom (70, 71). Nedostatak fiziološkog povratnog tlaka od strane periapikalnog tkiva u eksperimentalnim istraživanjima može utjecati na izbacivanje debrisa. Kako je povratni tlak u ovom slučaju jednak nuli, gravitacija lako izvlači tekućinu za ispiranje iz kanala što je nedostatak *in vitro* istraživanja, stoga se rezultati takvih istraživanja trebaju tumačiti s oprezom (72).

Prema De Deus i sur. (73) manje je potiskivanje debrisa apikalno prilikom instrumentacije sa SAFsustavom, a veće prilikom korištenja rotacijskih sustava (Protaper) i ručne instrumentacije. SAF sustav radi uz stalno ispiranje tijekom instrumentacije te su istraživanja pokazala kako izmjenom NaOCl-a i EDTA-e uklanja gotovo u potpunosti debrisi i zaostatni sloj iz korijenskih kanala (74).

Prema istraživanju Machado i sur. (75) rotacijski sustavi osiguravaju željeni oblik kanala i značajno smanjenje bakterija u korijenskom kanalu. Istraživanja u kojima je ispitano smanjenje broja bakterija u inficiranom korijenskom kanalu prilikom korištenja recipročnih sustava s jednim instrumentom te konvencionalnih rotacijskih sustava dokazala su slično



smanjenje količine bakterija tijekom instrumentacije korijenskih kanala različitim sustavima, uključujući i ručnu instrumentaciju (76, 77).

Berutti i sur. (78) te Yoo i Cho (79) dokazali su bolje očuvanje originalne anatomije korijenskih kanala kod korištenja recipročnih sustava. SAF sustav uklanja dentin jednolično poštujući pritom originalnu anatomiju korijenskog kanala što rezultira jednakom debljinom preostalog dentina nakon instrumentacije, a na taj način smanjuje rizik od frakture zuba (56).

Za endodontski liječene zube važna je što veća otpornost zuba na frakturu jer se time produžuje vijek trajanja zuba. Istraživanje Shemesh i sur. (80) pokazalo je kako pretjerano uklanjanje dentina tijekom instrumentacije može dovesti do frakture zuba. Kada se rotacijski sustavi koriste pri instrumentaciji zavijenih korijenskih kanala, u pokušaju da se postigne odgovarajuće čišćenje svih dijelova kanala, može doći do nastanka nejednake debljine preostalog korijenskog dentina. Smatra se da je upravo nejednolična debljina dentina predisponirajući čimbenik za nastanak vertikalne frakture zube (81).

Kada je uspoređena učestalost pukotina u dentinu na ekstrahiranim ljudskim donjim sjekutićima nastalih nakon instrumentacije s recipročnim i rotacijskim sustavima, dokazano je da sva četiri uspoređivana sustava uzrokuju nastanak pukotina u dentinu (82). Učestalije su bile pukotine na udaljenosti od 2, 4 i 6 mm od apeksa nego na samoj površini apikalnog vrha (83, 84). Usporedbom četiriju različitih NiTi rotacijskih sustava sa SAF sustavom te ručnom instrumentacijom dokazano je da SAF, kao i ručna instrumentacija, ne uzrokuju nastanak pukotina u dentinu, za razliku od rotacijskih sustava koji su svi prouzročili pukotine na površini korijenskog dentina (85). Neprestano izlaganje okluzalnim silama zuba koji ima mikropukotine u dentinu može dovesti do spajanja i širenja pukotina te posljedično frakture korijena (85).

Klinička učinkovitost različitih strojnih sustava ispitana je mjerenjem vremena potrebnog za instrumentaciju korijenskog kanala (86). Kako broj instrumenata potrebnih za potpunu instrumentaciju korijenskog kanala raste, tako učinkovitost pada, tj. produžuje se vrijeme potrebno za instrumentaciju.

#### **4. ZAKLJUČAK**

Područje endodoncije prošlo je kroz brojne promjene, od korištenja ručnih instrumenata od nehrđajućeg čelika do početka razvoja NiTi legura, a tijekom vremena mijenjao se i način pokretanja instrumenata te su se razvijali različiti strojni sustavi. Izlaskom na tržište recipročni sustavi stekli su popularnost zbog promjene u dizajnu i metalurgiji NiTi instrumenata te zbog jednostavnosti i brzine tijekom kliničkog rada. Noviji adaptivni i vibracijski sustavi nude nove mogućnosti i određene prednosti tijekom instrumentacije korijenskih kanala te predstavljaju daljnji napredak strojne endodoncije. Međutim, sve strojne tehnike instrumentacije korijenskih kanala, rotacijske, recipročne, adaptivne i vibracijske, omogućuju učinkovitu instrumentaciju korijenskih kanala i klinički uspjeh.

U prikazanim kliničkim slučajevima korišteni su recipročni i rotacijski sustavi. Odabrani sustavi i tehnike korištene u prikazima slučajeva pokazuju zadovoljavajuće rezultate te postizanje potpune instrumentacije i trodimenzionalnog punjenja korijenskih kanala.

## **5. LITERATURA**

1. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974;18:269–96.
2. Revathi M, Rao CVN, Lakshminarayanan L. Revolution in endodontic instruments-A review. *Endodonto.* 2001;13:43-50.
3. Yared G. Canal preparation with only one reciprocating instrument without prior hand filing: A new concept. *Yared.* 2010:1-8.
4. Gomes BPFA, Ferraz CCR., Vianna ME, Berber VB, Teixeira FB, Souza-Filho FJ. In vitro antimicrobial activity of several concentrations of sodium hypochlorite and chlorhexidine gluconate in the elimination of *Enterococcus faecalis*. *IntEndod J.* 2001;34:424-8.
5. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod.* 1988;14:346-51.
6. Abou-Rass M, Jastrab RJ. The use of rotary instruments as auxiliary aids to root canal preparation of molars. *J Endod.* 1982;8:78-82.
7. Sung-Yeop Y, Hyeon-Cheol K, Kwang-Shik B, Seung-Ho B, Kee-Yeon K, WooCheol L. Shaping ability of Reciprocating Motion in Curved Root canals: A Comparative study with Micro-Computed Tomography. *J Endod.* 2011;37:1296-300.
8. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33:297-310.
9. Zuolo ML, Walton RE. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. *Quintessence Int.* 1997;28:397-402.
10. Kazemi RB, Stenman E, Spanberg LSW. Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium endodontics files. *Oral Surg.* 1996;81:596-602.
11. McSpadden JT. Mastering endodontic instrumentation. Chattanooga, TN: Cloudland Institute. 2007;51-2.
12. Capar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel–titanium instruments. *Int Endod J.* 2016;49:119–35.
13. Shen Ya, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39:163-72.
14. Miyazaki S, Igo Y, Otsuka K. Effect of thermal cycling on the transformation temperatures of Ti Ni alloys. *Acta Metall.* 1986;34:2045-51.
15. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28:716-20.

16. Zhou Q, Srinivas HD, Dasgupta S, Watson MP. Nickel-catalyzed cross-couplings of benzylic pivalates with arylboroxines: stereospecific formation of diarylalkanes and triarylmethanes. *J Am Chem Soc.* 2013;135:3307-10.
17. Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic NiTi instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J.* 2013;43:125-34.
18. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, BuonoVTL, BahiaMGA. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J.* 2012;45:469-74.
19. Iacono F, Pirani C, Generali L, et al. Structural analysis of HyFlex EDM instruments. *Int Endod J.* 2017;50:303-13.
20. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli, L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod.* 2008;34:1003-5.
21. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod.* 2009;35:1589-93.
22. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod.* 2012;38:105-7.
23. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/. 04 rotary instruments. *J Endod.* 2008;11:1406-9.
24. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35:401-3.
25. Hyflex EDM. Unmatched Flexibility and Fracture Resistance in a One File System [Internet]. [cited 2018 Jun 21]; Available from: [http://www.hyflex.info/fileadmin/dam/DATEN/HyFlex-M/downloads/allgemein/6846\\_05-13\\_HyFlex\\_CM\\_EN.pdf](http://www.hyflex.info/fileadmin/dam/DATEN/HyFlex-M/downloads/allgemein/6846_05-13_HyFlex_CM_EN.pdf)
26. Casper RB, Roberts HW, Roberts MD, Himel VT, Bergeron BE. Comparison of autoclaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *J Endod.* 2011;37:1572-5.
27. Pirani C, Iacono F, Generali L, et al. HyFlex EDM: superficial features, metallurgical

- analysis and fatigue resistance of innovative electro discharge machined NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2016;49:483-93.
28. Capar ID, Arslan H, Akcay M, Uysal B. Effects of ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex instruments on crack formation in dentin. *J Endod.* 2014;40:1482-4.
  29. Goo HJ, Kwak SW, Ha JH, Pedullà E, Kim HC. Mechanical Properties of Various Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments. *J Endod.* 2017;43:1872-7.
  30. Pinheiro SR, Alcalde MP, Vivacqua Gomes N, et al. Evaluation of apical transportation and centring ability of five thermally treated NiTi rotary systems. *Int Endod J.* 2018;51:705-13.
  31. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel–titanium alloys: a comparative study. *Odontol.* 2014;102:31-5.
  32. FKG Dentaire. XP-endo Finisher 3D Generation [Internet]. [cited 2018 Jul 15]; Available from: [http://www.fkg.CH/webstranice/default/files/201610\\_fkg\\_xp\\_endo\\_finisher\\_brochure\\_v2\\_en\\_web\\_0.pdf](http://www.fkg.CH/webstranice/default/files/201610_fkg_xp_endo_finisher_brochure_v2_en_web_0.pdf)
  33. Milas VB. History. In: Cohen R, Burns R, eds. *Pathways of the pulp*, 4th edition, St.Louis: C.V. Mosby Comp;1987.619-34 p.
  34. Hulsmann M, Schade M, Schafer's F. A comparative study of root canal preparation using Profile 0.04 and Light Speed NiTi instruments. *Int Endod J.* 2001;34:538-46.
  35. Griffiths IT, Chassot AL, Nascimento MF, Bryant ST, Dummer PM. Canal shapes produced sequentially during instrumentation with Quantec SC rotary nickel-titanium instruments: a study in simulated canals. *Int Endod J.* 2001;34:107-12.
  36. Paque F, Musch U, Huslmann M. Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary NiTi instruments. *Int Endod J.* 2005;38:8-16.
  37. Hulsmann M, Gressmann G, Schafer's F. A comparative study of root canal preparation using Flex Master and HERO 642 rotary NiTi instruments. *Int Endod J.* 2003;36:358-66.
  38. Sanghvi Z, Mistry K. Design features of rotary instruments in endodontics. *J Ahmedabad Dent Coll Hospit.* 2011;2:6-11.
  39. Schafer E, Tepel J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part III. Resistance to bending and fracture. *J Endod.* 2001;27:299-303.
  40. Diemer F, Calas P. Effect of pitch length on the behavior of rotary triple helix root canal instruments. *J Endod.* 2004;30:716-8.

41. Prichard J. Rotation or reciprocation: a contemporary look at NiTi instruments? *Br Dent J.* 2012;212:345–6.
42. Roane JB, Sabala CL, Duncanson Jr MG. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1985;11:203-11.
43. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008;41:339-44.
44. You SY, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Shon WJ, Lee W. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod.* 2010;36:1991-4.
45. Varela-Patiño P, Ibanez-Párraga A, Rivas-Mundiña B, Cantatore G, Otero XL, Martin-Biedma B. Alternating versus continuous rotation: a comparative study of the effect on instrument life. *J Endod.* 2010;36:157-9.
46. Varela-Patiño P, Martin Biedma B, Rodriguez N, Cantatore G, Malentaca A, Ruiz-Pinon M. Fracture rate of nickeltitanium instruments using continuous versus alternating rotation. *Endod Prac Tod.* 2008;2:193-7.
47. Webber J, Machtou P, Pertot W, Kuttler S, Ruddle C, West J. The WaveOne single-file reciprocating system. *Roots.* 2011;1:28-33.
48. Van der Vyver PJ. WaveOne Instruments: Clinical application guidelines. *Endodon Pract.* 2011;45-54.
49. Yared G. Canal preparation using one reciprocating instrument without prior hand filing: A new concept. *Int Dent SA.* 2011;2:78-87.
50. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of profile 25/04 rotary instruments. *J Endod.* 2008;34:1406-9.
51. Webber J. Shaping canals with confidence: WaveOne GOLD single-file reciprocating system. *Roots.* 2015;1:34-40.
52. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold reciprocating instruments. *J Endod.* 2017;43:1360-3.
53. Bürklein S, Hinschitza K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved canals of extracted teeth. *Int Endod J.* 2012;45:449-61.
54. Gambarini G, Rubini A, Al Sudani D, et al. Influence of different angles of reciprocation on the cyclic fatigue of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.*



- 2012;38:1408-11.
55. Fayyad DM, Elgendy AAE. Cutting efficiency of twisted file versus machined nickel titanium endodontic files. *J Endod.* 2011;37:1143-6.
  56. Metzger Z, Teperovich E, Zary R, et al. The Self Adjusting File (SAF). Part 1: Respecting the root canal anatomy; a new concept of endodontic file design and its "implementation. *J Endod.* 2010;36:679-90.
  57. Adigüzel Ö. A literature review of self adjusting file. *Int Dent Res.* 2011;1:18-25.
  58. Hof R, Perevalov V, Eltanani M, et al. The Self Adjusting File (SAF), Part 2: mechanical analysis. *J Endod.* 2010;36:691-6.
  59. Baumann MA. Nickel-titanium: Options and challenges. *Dent Clin North Am.* 2004;48:55-67.
  60. Esposito P, Cunningham CJ. A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod.* 1995;21:173-6.
  61. De-Deus G, Moreira EJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaperinstruments used in reciprocating movement. *Int Endod J.* 2010;43:1063-8.
  62. Christ HJ. Fundamental mechanisms of fatigue and fracture. *Stud Heal Technol Inform.* 2008;133:56-67.
  63. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod.* 2001;27:772-4.
  64. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *Int Endod J.* 2012;45:614-8.
  65. Melo MCC, Bahia MGA, Buono VTL. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28:765-9.
  66. Ray JJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Cyclic fatigue of endosequence and K3 rotary files in a dynamic model. *J Endod.* 2007;33:1469-72.
  67. Tripi TR, Bonaccorso A, Condorelli GG. Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;102:106-14.
  68. Pedulla E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of four different NiTi rotary instruments. *J Endod.* 2013;39:258-60.
  69. Testarelli L, Putortì E, Staffoli S, et al. Cyclic fatigue of NiTi instruments used in complex curvatures with continuous or reciprocating rotation. *Giorn Ita Endod.* 2014;28:87-90.

70. Bürklein S, Schäfer E. Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *J Endod.* 2012;38:850-2.
71. Myers GL, Montgomery S. A comparison of weights of debris extruded apically by conventional filling and canal master techniques. *J Endod.* 1991;17:275-9.
72. Pawar AM, Pawar MG, Metzger Z, Kokate SR. *J Conservative Dent.* 2015;18:89-93.
73. De Deus GA, Nogueira Leal Silva EJ, Moreira EJ, de Almeida Neves A, Belladonna FG, Tameirão M. Assessment of apically extruded debris produced by the self-adjusting file system. *J Endod.* 2014;40:526-9.
74. Metzger Z, Teperovich E, Cohen R, Zary R, Paqué F, Hülsmann M. The self-adjusting file (SAF). Part 3: removal of debris and smear layer—a scanning electron microscope study. *J Endod.* 2010;36:697-702.
75. Machado MEL, Sapia LAB, Cai S, Martins GHR, Nabeshima CK. Comparison of two rotary systems in root canal preparation regarding disinfection. *J Endod.* 2010;36:1238-40.
76. Machado MEL, Nabeshima CK, Leonardo MFP, Reis FAS, Britto MLB, Cai S. Influence of reciprocating single-file and rotary instrumentation on bacterial reduction on infected root canals. *Int Endod J.* 2013;46:1083-7.
77. Nabeshima CK, Caballero-Flores H, Cai S, Aranguren J, Borges Britto ML, Machado ME. Bacteriremoval promoted by 2 single-file systems: WaveOne and One Shape. *J Endod.* 2014;40:1995-8.
78. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DV, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A. Canal shaping with WaveOne primary reciprocating files and ProTaper system. A comparative study. *J Endod.* 2012;38:505-9.
79. Yoo Y, Cho Y. A comparison of the shaping ability of reciprocating Ni-Ti instruments in simulated curved canals. *Restor Dent Endod.* 2012;37:220-7.
80. Shemesh H, Bier CA, Wu MK, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR. The effects of canal preparation and filling on the incidence of dentinal defects. *Int Endod J.* 2009;42:208-13.
81. Lertchirakam V, Palamara JE, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod.* 2003;29:523-8.
82. Bürklein S, Tsotsis P, Schäfer E. Incidence of dentinal defects after root canal preparation: Reciprocation versus rotary instrumentation. *J Endod.* 2013;39:501-4.
83. Liu R, Hou BX, Wesselink PR, Wu M-K, Shemesh H. The incidence of root

- microcracks caused by 3 different singlefile systems versus the ProTaper system. *J Endod.* 2013;39:1054-6.
84. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. Crack initiation on the apical root surface caused by three different nickel-titanium rotary files at different working lengths. *J Endod.* 2011;37:522-5.
85. Yoldas O, Yilmaz S, Atakan G, Kuden C, Kasan Z. Dentinal microcrack formation during root canal preparations by different NiTi rotary instruments and the self-adjusting file. *J Endod.* 2012;38:232-5.
86. Park SK, Kim JY, Shon WJ, et al. Clinical efficiency and reusability of the reciprocating nickel-titanium instruments to the root canal anatomy. *Scan.* 2013;36:246-51.

## 6. ŽIVOTOPIS

Mirjam Bernatović rođena je 20. siječnja 1994. u Osijeku gdje je pohađala osnovnu i srednju školu. Godine 2012. maturirala je u Isusovačkoj klasičnoj gimnaziji s pravom javnosti u Osijeku te je iste godine upisala Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu.

Akadske godine 2014./2015. i 2015./2016. bila je članica organizacijskog odbora Virtualnog kongresa studenata dentalne medicine. Akadske godine 2013./2014. bila je demonstrator na predmetu Histologija s embriologijom, a 2015./2016. na predmetu Pretklinička restaurativna dentalna medicina. Za vrijeme studija tri je godine radila kao asistentica u ordinaciji dentalne medicine dr. Dubravka Dvojković.