

Sustav za strojnu endodonciju Komet f360

Čizmić, Ivana

Master's thesis / Diplomski rad

2019

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:127:269753>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-10**



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Ivana Čizmić

SUSTAV ZA STROJNU ENDODONCIJU

KOMET F360

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2019.

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

Mentorica rada: doc. dr. sc. Eva Klarić Sever, Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Lektorica hrvatskog jezika: Neli Mindoljević, prof. savj.

Lektorica engleskog jezika: Iva Markulin Grgić, prof.

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskog rada:

1. _____
2. _____
3. _____

Datum obrane rada: _____

Rad sadrži: 37 stranica

11 slika

1 CD

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. Evi Klarić Sever na savjetima i pomoći pri izradi ovoga diplomskog rada.

Velika hvala mojim roditeljima, bratu, sestri i cijeloj obitelji na bezuvjetnoj potpori i ljubavi.

Hvala Luki na svojoj podršci i razumijevanju tijekom čitavog studija.

Hvala mojim „životnim prijateljima“ koji su uvijek uz mene i mojim dragim kolegama koji su studentske dane ispunili smijehom i lijepim uspomjenama.

SUSTAV ZA STROJNU ENDODONCIJU KOMET F360

Sažetak

Endodontsko liječenje zuba složen je klinički postupak koji obuhvaća uklanjanje patološki promijenjene pulpe i bakterijskog biofilma, širenje i oblikovanje korijenskoga kanala te njegovo hermetičko zatvaranje materijalima za punjenje.

Jedan od ključnih postupaka u terapijskom postupku jest mehanička instrumentacija kanala. Njome se mehanički uklanjaju nekrotična pulpa, mikroorganizmi i inficirani dentin. Kanali se obrađuju na način da je osigurano dovoljno prostora za uporabu medikamenata i irigacijskih sredstava te odgovarajuće punjenje.

Dugi niz godina bila je poznata isključivo tehnika ručne instrumentacije uz uporabu instrumenata od nehrđajućeg čelika. Zahvaljujući industrijskom razvoju stvorena je NiTi legura od koje se sastoje instrumenti za strojnu instrumentaciju.

NiTi legura je unapređivana i naposljetku je stvorena žica izrazite fleksibilnosti koja posjeduje svojstvo superelastičnosti i kontrolirane memorije što je čini otpornijom na ciklički zamor i smanjena je vjerojatnost loma. Karakteristike NiTi instrumenata nisu određene samo svojstvima legure već i njihovom konstrukcijom. Upravo se promjenom koniciteta, poprečnog presjeka, radijalne površine, usponom navoja i drugih konstrukcijskim elementima razvijaju novi sustavi. Danas poznajemo sustave koji se koriste rotacijskim kretnjama, recipročnim kretnjama, zatim njihovom kombinacijom (adaptivni sustavi) te vibracijskim kretnjama.

U ovom radu pobliže je opisan rotacijski sustav strojne endodoncije te je prikazan klinički slučaj sustavom Komet f360 (Komet Dental, Lemgo, Njemačka) koji mu pripada.

Svakodnevni razvoj tehnologije donosi nova rješenja koja unapređuju strojne endodontske sustave i na taj način, uz iskustvo terapeuta, dovodi do sve većih uspjeha u liječenju pacijenata.

Ključne riječi: NiTi legura; strojna instrumentacija; rotacijski sustav; Komet f360

SYSTEM FOR THE ENGINE-DRIVEN ENDODONTICS KOMET F360

Summary

Endodontic treatment of a tooth is a complex clinical procedure which includes removal of pathologically altered pulp and bacterial biofilm, extending and shaping of the root canal and its hermetic closure with filling materials.

Mechanical preparation of a tooth canal is one of the key procedures during the treatment. It eliminates diseased pulp, microorganisms and infected dentine. Root canals are shaped in a way that ensures enough space for medicaments, irrigation and the proper filling.

For many years, the only technique that was employed for endodontic treatment was using hand instruments made of stainless steel. Thanks to industrial development, the NiTi alloy was created. It is used for making the instruments for mechanical endodontic instrumentation.

NiTi alloy had been improved over the years and finally, the new wire with great flexibility, superelasticity and controlled memory was created. All that makes it more resistant to cyclic fatigue and chance of fracture is also reduced. Characteristics of the NiTi instruments are not defined only by the alloy's features, they also depend on the instruments' design. New systems are made by changing the taper, cross section, radial land, pitch and other structural elements. Engine-driven endodontic systems can be divided into rotary, reciprocating, their combination (adaptive systems) and vibrational.

This case report describes the rotary system in more detail and also shows a clinical case where Komet f360 (Komet Dental, Lemgo, Germany) rotary system is used.

Every day, industrial development brings new solutions which improve engine-driven endodontic systems. A combination of advanced systems and clinicians' skills brings growing success in patient treatment.

Keywords: NiTi alloy; engine-driven endodontic systems; rotary system; Komet f360

SADRŽAJ

1. Uvod	1
2. Rotacijski strojni sustav	4
2.1. NiTi legura	8
2.2. Prednosti i ograničenja rotacijskih sustava	9
2.3. Konstrukcija strojnih instrumenata	11
3. Komet f360	14
4. Prikaz slučaja	17
5. Rasprava	21
6. Zaključak	25
7. Literatura	27
8. Životopis	36

Popis pokrata

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

NiTi – nikal-titan

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

CM – engl. controlled memory, hrv. kontrolirana memorija

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

NaOCl – natrijev hipoklorit

EDTA – etilendiamintetraoctena kiselina

1. UVOD

Endodoncija je grana stomatologije koja se bavi morfologijom i fiziologijom pulpe i periapikalnog tkiva. Proučava sastav i građu pulpe i dentina, etiologiju oboljenja tih tkiva kao i terapiju oboljenja (1).

Endodontsko liječenje zubi postupak je koji podrazumijeva uklanjanje patološki promijenjene pulpe, svodenje broja mikroorganizama u endodontskom prostoru na najmanju moguću mjeru te punjenje korijenskih kanala u svrhu onemogućavanja reinfekcije. Pokazatelj uspješne terapije jest cijeljenje periapikalnog tkiva uz asimptomatski zub (2).

Mehanička obrada ključan je postupak u liječenju korijenskih kanala. Mehaničkom instrumentacijom iz kanala biva uklonjeno pulpno tkivo i bakterijski biofilm te se kanal širi na veličinu dostatnu za manipulaciju instrumenata za punjenje te prodor irigacijskog sredstva sve do apikalnog dijela. Također, oblikovanjem i zaglađivanjem kanala osigurava se odgovarajuće prijanjanje sredstva za punjenje na njegove stijenke. Cilj je tijekom liječenja zadržati anatomske oblike kanala (3,4).

Schilder je formulirao „zlatni standard“ koji kaže da idealna preparacija kanala korijena mora imati oblik ravnomjerno izdužena lijevka, s najmanjim promjerom na apeksu, a najvećim na ulazu u korijenski kanal (3,5).

Međutim, u doba kad je Schilder formulirao „zlatni standard“ nisu postojali strojni instrumenti koji uspješnije i učinkovitije ostvaruju taj cilj zbog većeg koniciteta, već je preparacija navedena oblika postizana konvencionalnim ručnim ISO standardnim instrumentima, napravljenim od čelika. Nedostaci ručne tehnike jesu različite greške koje se javljaju prilikom instrumentacije. To su: stvaranje stepenice, transportacija apeksa, pretjerano širenje zbog čega dolazi do slabljenja zidova, potiskivanje debrisa u apeks te njegova začepeljivanja i perforacije zidova kanala. Također, ručna instrumentacija zahtijeva uporabu većeg broja instrumenata i postupak dulje traje (6).

Uviđanjem mnogih prednosti strojne endodoncije, došlo je do razvoja novih materijala, tehnika i endodontskih motora. Svaka generacija instrumenata dovela je do unapređenja pojedinog segmenta i pridonijela napretku u endodontskom liječenju. Danas poznajemo sustave koji se koriste rotacijskim kretanjama, recipročnim kretanjama, zatim njihovom kombinacijom (adaptivni sustavi) te vibracijskim kretanjama.

Prvi sustavi za strojnu endodonciju pojavljuju se na tržištu 1992. godine. Radilo se o rotacijskim sustavima čiji je konicitet u početku bio 0.02, a zatim 1994. godine konicitet im je

povećan na 0.04 i 0.06, što ih odmiče od uobičajenog ISO sustava. Bez obzira na mnoge prednosti koje su rotacijski instrumenti ponudili, sigurnost od njihova frakturiranja i dalje nije bila zadovoljena. Predložen je novi tip instrumenata poznat kao recipročni instrumenti.

Principi recipročnog pokreta slični su kretnji navijanja sata koja je prvi put korištena 1958. godine s instrumentima od nehrđajućeg čelika, a kretnja je naknadno stekla popularnost pri njenoj primjeni na NiTi instrumentima (7). U početku je iznos angulacije instrumenta obrnuto od smjera kazaljke na satu (engl. Counterclockwise, CCW) bio jednak njegovoj kretnji u smjeru kazaljke na satu (engl. Clockwise, CW). CCW kretnja jest recipročna kretnja i njome se postiže rezanje dentina. Poslije su novi motori omogućili neujednačene kretnje, odnosno 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 (8). Upravo zahvaljujući manjem broju ciklusa koji instrument napravi tijekom instrumentacije, smanjeno je opterećenje i mogućnost separacije instrumenta. Također, potreban je manji broj instrumenata za čišćenje i oblikovanje korijenskoga kanala te je smanjena torzijska napetost zbog smanjene incidencije zapinjanja iglice u korijenskom kanalu.

Recipročna tehnika u odnosu na onu rotacijsku pokazuje prednosti kao što su: potreban manji broj instrumenata za čišćenje i oblikovanje korijenskoga kanala, smanjena je torzijska napetost zbog smanjene incidencije zapinjanja iglice u korijenskom kanalu te je smanjen broj ciklusa unutar korijenskoga kanala tijekom instrumentacije što rezultira manjim opterećenjem instrumenta te je smanjena mogućnost separacije instrumenta (9, 10).

Svrha ovog rada jest opisati rotacijsku tehniku strojne endodoncije te pobliže prikazati sustav Komet F360 koji joj pripada, uz prikaz kliničkog slučaja.

2. ROTACIJSKI STROJNI SUSTAV

Današnji instrumenti za tehniku strojne endodoncije rađeni su od NiTi. Materijal prvi put ulazi u uporabu 1963. godine za potrebe Američkog programa za istraživanje svemira u Naval Ordnance Laboratory (11). U stomatologiji se počeo upotrebljavati 1971. za izradu ortodontske žice zahvaljujući Andreasenu and Hillemanu (12). Kasnije, 1988., Walia, Brantley i Gerstein predstavljaju prvi endodontski NiTi instrument (13).

Ulaskom rotirajućih instrumenata u uporabu, javili su se mnogi izazovi za kliničara. Zavijenost kanala i lomovi instrumenata samo su neki od problema koji ometaju odgovarajuću instrumentaciju korijenskoga kanala. Kako bi se moguće komplikacije svele na minimum, a konačni rezultat liječenja bio što bolji, NiTi instrumenti prošli su različite preinake, od konstrukcije samog instrumenta, dizajna i oblika, fleksibilnosti, memorije i superelastičnosti, do broja instrumenata potrebnih za obradu kanala. Konačni cilj razvoja rotirajućega strojnog sustava jest postići temeljito čišćenje i oblikovanje kanala uz očuvanje njegova izvornog oblika, i to sve uz uporabu što manjeg broja instrumenata kako bi se skratilo vrijeme rada (14).

Danas poznajemo šest generacija endodontskih strojnih instrumenata.

1. Prva generacija

Prva kategorija rotirajućih instrumenata pojavila se na tržištu sredinom 1990-ih. Karakteriziraju ih simetrične i ravnomjerno raspoređene, pasivno režuće radijalne površine, koniciteta 0.04-0.06 duž cijele površine. Primjer ovakvih sustava jesu LightSpeed Endodontics (1992.), Profile-Dentsply (1993.), Quantec-SybronEndo (1996.), and GT system-Dentsply (1998.) (7,15). Nakon instrumentacije ostaju glatki kanali centrirani u središtu s malim proceduralnim pogreškama (16-18). Nedostatak ovih sustava jest potreba za korištenjem većeg broja instrumenata kako bi se postigao željeni učinak (16).

2. Druga generacija

Druga generacija instrumenata pojavila se 2001. godine. Ovi instrumenti posjeduju aktivne režuće bridove te zbog toga u odnosu na prvu generaciju imaju veću djelotvornost. Time je postignuto brže oblikovanje i čišćenje korijenskoga kanala uz uporabu manjeg broja instrumenata. Najpoznatiji su primjeri ProTaper Universal-Dentsply, K3-SybronEndo, Mtwo-VDW, Hero Shaper-Micro-Mega, I Race i I Race Plus-FKG Dentaire.

Nekoliko studija potvrdilo je djelotvornost ove generacije instrumenata u kalcificiranim i zavijenim kanalima uz zadržavanje njihova prvotnog oblika, premda neke studije spominju transportaciju kanala za nekoliko stupnjeva uz tendenciju loma instrumenta tijekom uporabe (20-25).

3. Treća generacija

Uporabom tehnika zagrijavanja i hlađenja prilikom izrade NiTi legura reduciralo se cikličko opterećenje i smanjio se rizik od separacije instrumenata. Primjenom M-wire i R-phase tehnologija te metoda električnog pražnjenja, nastali su instrumenti s vrlo visokom sposobnošću memorije te vrlo niskom opasnosti od loma instrumenta (22-25).

Neki od predstavnika ove generacije jesu K3 XF Files-SybronEndo, Profile GTX Series–Dentsply, controlled memory (CM) Files (HyFlex CM)–Coltene i Vortex Blue (Dentsply Tulsa). Svojstvo kontrolirane memorije (CM) omogućava instrumentu zadržavanje oblika korijenskoga kanala nakon instrumentacije istog (29,30). Instrumenti su veće elastičnosti i otporniji na stres (31,32).

4. Četvrta generacija

Teorija preparacije kanala recipročnim kretanjama dovela je do razvoja četvrte generacije. Reciprocitet je opisan kao repetitivna kretnja naprijed-natrag i gore-dolje. Razvojem tehnike, mijenjao se iznos za koji je instrument išao u CCW odnosno CW smjeru.

Wave One-Dentsply predstavljen je na tržištu 2010. godine. Potrebna su tri recipročna ciklusa kako bi instrument napravio punu rotaciju od 360°. Sustav se sastoji od triju instrumenata: žuti (21/06), crveni (25/08) i crni (40/08) (promjer/konicitet). Prvi instrument u setu jest stalnoga koniciteta dok je kod ostalih dvaju promjenjiv. Poprečni presjek mijenja se dužinom instrumenta (7,29,33-37). Sustav je načinjen od M-wire tehnologije zahvaljujući kojoj instrumenti pokazuju i do 400 % više otpornosti na ciklički zamor u odnosu na superelastične žice jednake veličine. Ovoj tehnologiji pripada i Reciproc (VDW, München, Njemačka) sustav plasiran na tržištu 2011. godine koji također uključuje tri instrumenta veličina 25, 40 i 50 poprečnog presjeka u obliku slova S (38,39).

Toplinskom obradom NiTi instrumenata, nastala je nova generacija recipročnih instrumenata WaveOne Gold (Dentsply Sirona, Salzburg, Austrija) koji imaju veću snagu i fleksibilnost. Instrumenti tog sustava dolaze u četiri veličine, promjenjiva su koniciteta te poprečnog presjeka u obliku paralelograma. Instrument dodiruje stijenke kanala samo u jednoj točki ili dvjema točkama što smanjuje mogućnost zaglavlivanja instrumenta. (40)

Daljnijim razvojem toplinskog treniranja NiTi legure nastao je Reciproc Blue sustav (VDW, München, Njemačka). Instrumenti su karakteristične plave boje, fleksibilnost povećana za 40 %, a otpornost na ciklički zamor veća je 2,3 puta u odnosu na klasične Reciproc instrumente. Poprečni presjek u obliku je slova S čime je osigurana bolja irigacija zavijenijih kanala. Radi se o tehnici instrumentacije samo jednim instrumentom čime je vrijeme potrebno za terapijski postupak znatno smanjeno (41,42).

5. Peta generacija

Pomicanjem središta rotacije unaprijeđeno je čišćenje i oblikovanje kanala. Instrumenti pete generacije prilikom rada stvaraju kretnju koja izgleda poput vala i pruža se cijelom dužinom instrumenta. Takva kretnja osigurava djelotvornije rezanje dentina i uklanjanje debrisa u odnosu na instrumente čija je rotacija u samom centru.

Još jedna prednost ovih instrumenata jest smanjen rizik od zaglavlivanja instrumenta u kanalu i posljedično njegova loma.

Važni predstavnici ove generacije jesu: HyFlex/electrical discharge machining (EDM)-Coltene, Revo-S-Micro-Mega, One Shape Micro-Mega i ProTaper Next-Dentsply (43).

Single-file rotacijski sustav

Single-file rotacijski sustavi klasificirani su u dvije skupine: kontinuirano rotirajuće i recipročne sustave. Wave One–Dentsply-Maillefer, Swiss i Reciproc-VDW, Germany rade recipročne kretnje, a Neoniti–Neolix, Charles-La-Foret, France, One Shape-Micro-Mega, HyFlex/EDM-Coltene, Whaledent-Swiss i XP-endo shaper–FKG Swiss kontinuirano rotiraju.

Iskre generirane u EDM procesu uzrokuju rastapanje površine materijala i evaporaciju. Taj postupak HyFlex instrumente čini snažnijima i rezistentnijima na lom. Kombinacija fleksibilnost i rezistencije omogućava korištenje manjeg broja instrumenata prilikom obrade kanala, bez narušavanja anatomije istog (31,37,43,44).

XP-endo sharper inovativno je oblikovan instrument koji značajno pojednostavljuje zahvat. Započinje oblikovanje dijametrom 15 prema ISO sustavu, a doseže vrijednost 30. Konicitet također raste od 0.41 do konačnih 0.04. Na taj je način omogućena instrumentacija samo jednim instrumentom do 30/0.04.

Self adjusting file koristi se šupljom Ni-Ti žicom, bez metalnog središta. Kroz tu šupljinu tijekom instrumentacije kontinuirano prolazi irigacijsko sredstvo. SAF tehnologija djelotvorno čisti kanale različitih varijacija te dezinficira i oblikuje kanale svih morfologija. Ujednačeno uklanja dentin iz čitavoga korijenskog kanala bez nepotrebna i pretjerana uklanjanja intaktnog dentina (47-49).

One curve jednokratna je, toplinski obrađena Ni-Ti rotirajuća žica koja osigurava obradu korijenskoga kanala punom dužinom samo jednim instrumentom, skroz do apeksa. Posjeduje odličnu fleksibilnost i rezistenciju na lom uz očuvanje anatomije korijenskoga kanala. Dokazane je učinkovitosti čišćenja i rezanja dentina te je moguće saviti žicu prije korištenja u zavijenim kanalima (50,51).

2.1. NiTi legura

Pojavom NiTi instrumenata u endodonciji, dolazi do značajna unapređenja terapije. NiTi legura posjeduje svojstvo „superelastičnosti“ što znači da prilikom promjene temperature ili naprezanja dolazi do deformacije, a nakon prestanka djelovanja spomenutih čimbenika, dolazi do vraćanja u prvotni oblik. To svojstvo još zovemo i sposobnost memorije. Superelastičnost je posredovana reverzibilnim prelascima kristalne strukture materijala iz austenitne (visokotemperaturna, kubična struktura kristalne rešetke) u martenzitnu (niskotemperaturna, monoklinska struktura kristalne rešetke) fazu i obrnuto (52). U određenim se okolnostima prilikom prelaska u martenzit može pojaviti iskrivljena romboedarska R-faza. Martenzit ima niži modul elastičnosti (oko 30-40 GPa) od austenita (oko 80-90 GPa), a modul elastičnosti R-faze još je niži od martenzitnog (53,54). Legura u austenitnom stanju kruta je, tvrda i

posjeduje vrhunska superelastična svojstva, a ako je u martenzičnom stanju, mekana je, vodljiva, lako se može deformirati i posjeduje sposobnost memorije (55).

Konvencionalne NiTi legure, korištene u prvoj i drugoj generaciji strojnih endodontskih sustava, austenične su strukture i na sobnoj i na tjelesnoj temperaturi (56).

Instrumenti se proizvode urezivanjem žice što potencijalno smanjuje otpornost na lom i koroziju te smanjuje rezu snagu. Navedeni negativni učinci mogu se smanjiti elektropoliranjem površine legure (54,56).

Usavršavanjem metalurških rješenja, NiTi legura podvrgavana je termičkoj obradi u svrhu postizanja veće elastičnosti i otpornosti na stres. Nastala je nova legura- M-wire (M-žica) koja pokazuje značajno manji rizik od frakture zbog cikličkog zamora. Zahvaljujući spomenutoj tehnologiji, instrumenti se izrađuju uvrtnjem žice, a ne urezivanjem kao u prethodnim generacijama (31,32). Pri tjelesnoj temperaturi, M-žica sadrži austenitnu fazu s malim udjelom martenzita i R-faze (57,59). Ona održava superelastično stanje i posjeduje veću fleksibilnost u odnosu na konvencionalne NiTi žice zahvaljujući malom udjelu ostalih dviju faza (57).

Daljnja unapređenja tehnologije rezultirala su stvaranjem žice s kontroliranom memorijom. Žica s kontroliranom memorijom (engl. Controlled memory ili CM žica) posjeduje isključivo martenzičnu fazu. Instrumenti proizvedeni na taj način jesu pseudoplastični i zadržavaju sposobnost memorije i nakon zagrijavanja, a superelastičnost ne posjeduju, neovisno o temperaturi (55). Prilikom instrumentacije zavijenih kanala, ne dolazi do potpunog izravnavanja instrumenta, kao što je to slučaj kod austenitnih (60). Fleksibilnost i otpornost na ciklički zamor veća je u odnosu na konvencionalne Ni-Ti instrumente i M-žice. Instrumenti od CM žice imaju veću fleksibilnost od onih proizvedenih od M-žice i konvencionalnih NiTi instrumenata (60-62).

2.2. Prednosti i ograničenja rotacijskih sustava

Najveća prednost NiTi rotacijskih sustava u odnosu na ručnu instrumentaciju jest korištenje „crown down“ tehnike prilikom instrumentacije te iz nje proizlaze mnoge druge prednosti.

Budući da je površina kontakta s bočnim zidovima kanala manja, mnogo su rjeđe transportacije foramena i kanala, tj. očuvana je izvorna anatomija korijenskoga kanala (63-

65). Potiskivanje detritusa u područje periapeksa znatno je reducirano i vjerojatnost od nastanka postoperativnih komplikacija je manja. Sama preparacija znatno je lakša i brža, a novije tehnike koriste se znatno manjim brojem instrumenata. Obrada kanala ostavlja dovoljan prostor za odgovarajuću irigaciju i osigurava dovoljnu širinu i dubinu za plasiranje lateralnih i vertikalnih kompaktera (61,66-68).

Premda NiTi rotirajući instrumenti imaju mnoge prednosti, postoje određene mjere opreza koje treba poštovati. Tijekom preparacije rotacijskim strojnim instrumentima, instrument trpi dvije vrste stresa koje dovode do zamora materijala. To su torzijski stres i ciklički zamor. Navedeni stresovi predstavljaju opasnost od nastanka loma instrumenta. Kako instrument posjeduje sposobnost memorije i superelastičnosti, najčešće dolazi do iznenadnog loma bez prethodno vidljivih deformacija (69).

Prilikom čišćenja i širenja kanala instrument je u kontaktu s čvrstim dentinskim zidovima koji pružaju otpor njegovoj rotaciji. Zbog dostizanja maksimalnog okretnog momenta i preopterećenja materijala, dio instrumenta biva zaglavljnjen u zidu korijenskoga kanala. Motor nastavlja s radom te dolazi do prekomjerne distorzije i separacije instrumenta. Torzijski lom ovisi o karakteristikama legure, dizajnu instrumenta, anatomiji kanala, broju okretaja i iskustvu kliničara (53,66). Pogodno je što NiTi legure posjeduju veću otpornost na torziju u odnosu na čelične instrumente zbog čega se smatraju sigurnijima (70).

Zbog ponovljenih ciklusa savijanja u zavijenim kanalima dolazi do cikličkog zamora. Jedna strana instrumenta izložena je kompresiji, a suprotna istezanju. Opetovane deformacije naposljetku će rezultirati frakturiranjem instrumenta. Čimbenici koji utječu na otpornost instrumenta na ciklički zamor jesu: svojstva legure, dizajn instrumenta (poprečni presjek, koničnost), brzina rotacije, broj korištenja, tehnike preparacije, irigacije i lubrikacije te znanje i vještine operatera (62-66). Također, brojna istraživanja pokazuju da oštrina zavijenosti kanala ima najnegativniji učinak na otpornost rotirajućih instrumenata na ciklički zamor (76). Zbog svega navedenog, iznimno je važno izbjegavati nepravilnu i pretjeranu uporabu rotacijskih instrumenata te se pridržavati uputa proizvođača (77-79).

Nedostatak strojnih sustava u odnosu na ručne instrumente svakako je njihova visoka cijena zbog čega se mnogi kliničari ne pridržavaju uputa o broju korištenja iglica (80). Također, neki autori smatraju kako je kooperabilnost anksioznih pacijenata kod uporabe strojnih instrumenata manja zbog popratnih zvukova i vibracija koje nastaju pri njihovu radu (81).

2.3. Konstrukcija strojnih instrumenata

Usavršavanjem tehnika izrade rotacijskih instrumenata u svrhu poboljšanja njihovih svojstava, nastala su razna konstrukcijska rješenja.

Osnovne karakteristike instrumenata

KONICITET

Konicitet strojnih instrumenata kreće se od 4 % do 12 %, što je više u odnosu na 2 % koniciteta čeličnih instrumenata. Konicitet može biti konstantan od vrška do kraja radnog dijela (većina NiTi instrumenata) ili promjenjiv (ProTaper). Cilj povećanja koniciteta sustava jest povećanje jezgre instrumenta u svrhu unapređenja njegove otpornosti na deformacije te kontrola obrade samo pojedinih dijelova kanala kako bi se smanjilo opterećenje instrumenta. Instrumenti većeg koniciteta upotrebljavaju se za obradu cervikalnih dijelova kanala, a oni manjeg (4 % i 6 %) za apikalne dijelove korijenskih kanala.

USPON NAVOJA (PITCH)

Cervikalni odnosno deblji dijelovi instrumenta imaju manji broj navoja u odnosu na apikalnije dijelove. To je zato što se povećanjem promjera instrumenta povećava i njegova učinkovitost. Kad bi broj navoja bio jednak cijelom dužinom instrumenta, došlo bi do neravnomjerna struganja dentina (82).

VRH INSTRUMENTA

Vrh NiTi instrumenta može biti režući (engl. cutting) ili nerezujući (engl. non-cutting). Uz pomoć sustava s režućim vrhom lakše je instrumentirati kalcificirane kanale, ali je i veća opasnost za nastajanje kanalne perforacije (*fausse-route*). Instrumenti s nerezućim vrhom mnogo su pak sigurniji, ali im je učinkovitost uklanjanja dentina na vrhu manja (83).

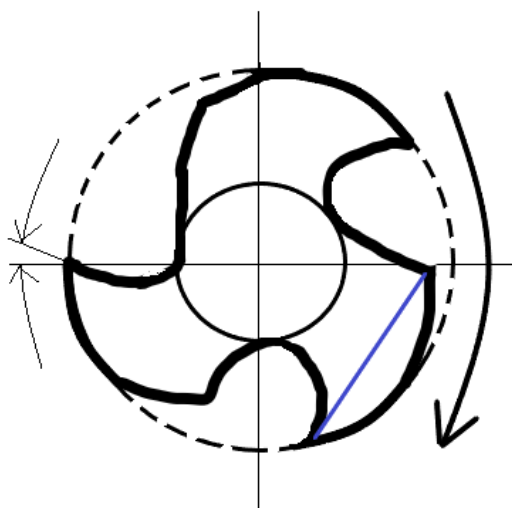
REZNI KUT ili „RAKE ANGLE“

Rezni kut predstavlja kut koji zatvaraju oštrica instrumenta i podloga koju ona struže ili gladi (82). Iznos kuta može biti negativan ili pozitivan te o tome ovisi djelotvornost

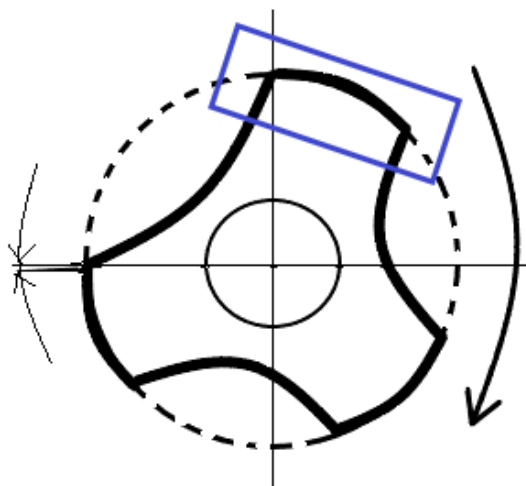
rezanja dentina. Instrumenti s pozitivnim kutom su agresivniji, zarezuju se u dentin, podnose veću brzinu rotacije, ali teže prate anatomiju korijenskoga kanala što potencijalno dovodi do separacije instrumenta (Slika 1.). Većina konvencionalnih instrumenata ima negativan rezni kut (82,83) (Slika 2.). Negativni rezni kut ostavlja glatke površine, zbog veće kontaktne površine i samim time većim opterećenjem instrumenta, podnosi manje brzine rotacije zbog čega instrumentacija traje duže (82).

RADIJALNA POVRŠINA ili „RADIAL LAND“

Radijalna površina jest ona koja prolazi osovinom iz središnje osi, između žljebova pa sve do ruba rezne oštrice. Služi za potporu reznog brida. Što je radijalna površina manja, otpornost instrumenta na torzijski stres također je manja. (Slike 1., 2.)



Slika 1. Pozitivan „rake angle“; radijalna površina označena plavom bojom (prilagođeno prema 83)



Slika 2. Negativan „rake angle“; radijalna površina označena plavom bojom (prilagođeno prema 83)

SPIRALNI KUT ili „HELICAL ANGLE“

Spiralni kut jest kut koji zatvaraju rezni brid i dužinska os instrumenta. Variranje vrijednosti kuta dužinom instrumenta omogućava brže i učinkovitije otklanjanje debridmenta iz korijenskoga kanala (83).

POPREČNI PRESJEK

Poprečni presjek NiTi instrumenata utječe na njihovu fleksibilnost i čvrstoću. Instrumenti simetričnog poprečnog presjeka ostavljaju glatke površine, ali je naprezanje materijala tijekom instrumentacije veće. Asimetričan presjek olakšava uklanjanje debridmenta iz korijenskoga kanala, opterećenje instrumenta jest manje, ali ne zaglađuje površinu koliko i simetrični sustavi (82).

DUŽINA I VELIČINA INSTRUMENATA

Dužina i veličina instrumenata variraju unutar jednog sustava. Njihove vrijednosti povezane su s funkcijom i konicitetom. Instrumenti većeg koniciteta ujedno su i kraći jer se koriste za preparaciju cervikalnog dijela korijenskoga kanala. Kraći instrumenti praktični su za instrumentaciju lateralnih zuba zbog njihove teže dostupnosti, dok su duži instrumenti nužni kod obrade dugih korijenskih kanala očnjaka. Svi proizvođači proizvode nekoliko duljina instrumenata gdje varira neaktivni dio (vrat). Minimalan promjer apikalnog dijela jest 20, osim kod ProTapera 17, jer bi tanji vrh bio preslab i lako bi došlo do frakture. To je ujedno i ograničenje strojne endodoncije jer je prije strojne obrade potrebno ručno provjeriti prohodnost korijenskih kanala instrumentom minimalno #10 ili #15, a kod nekih sustava čak i #20 (TF Twisted files) (82).

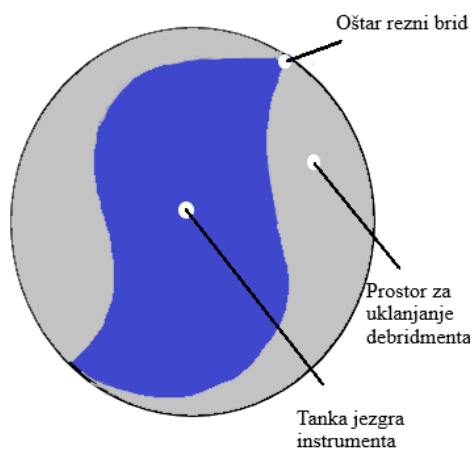
3. KOMET F360

Komet f360 (Komet Dental, Lemgo, Njemačka) instrumenti su s 4-postotnim konicitetom, izrađeni od NiTi legure i kontinuirano rotiraju u smjeru kazaljke na satu (84). Zahvaljujući inovativnome konstrukcijskom rješenju postižu odlične rezultate u kratkom vremenu. Poprečni presjek u obliku je dvostrukog slova S te zbog toga imaju veću fleksibilnost, dovoljno prostora za čišćenje debridmenta i odličnu sposobnost rezanja dentina (slika 3.) (85). Zbog koniciteta 0.4 i prilično tanke jezgre instrumenta (86) sve f360 iglice iznimno su fleksibilne i izvrsno se prilagođavaju različitim anatomijama korijenskih kanala. Prednost ovog sustava relativno je mali broj iglica potreban za instrumentaciju. Za većinu morfologija korijenskih kanala potrebne su samo dvije iglice što uvelike pridonosi jednostavnosti i brzini procesa. Igllice su namijenjene isključivo za jednokratnu uporabu čime se smanjuje vjerojatnost njihove separacije te mogućnost unakrsne kontaminacije. Instrumenti se proizvode u četiri veličine i tri dužine (L21, L25 i L31). Prva iglica u setu je crvena f360 veličine 025. Ako su kanali vrlo uski, dovoljna je instrumentacija samo iglicom veličine 025, ali najčešće je potrebna i sljedeća u nizu, a to je zelena f360 veličine 025. U slučajevima širih kanala, koriste se dodatni instrumenti bijeli f360 veličine 045 i crveni f360 055. Bez obzira na broj korištenih iglica, svaka se koristi u punoj radnoj dužini. Sustav Komet F360 koristi se u rotacijskom programu s klasičnim endodontskim kolječnikom s ograničenjem okretnog momenta ili endo motorom. Nema potrebe za podešavanjem okretnog momenta jer se svi instrumenti koriste s jednakim okretnim momentom u iznosu 1,8 Nm i optimalnim brojem okretaja 250-350 min⁻¹/rpm. Instrumenti f360 uz stalnu rotaciju čine i pokret „kljućanja“ cijelom radnom dužinom (85).

Protokol korištenja Kometa f360:

1. Širenje koronarnog dijela korijenskoga kanala kako bi se uklonio sav inficiran sadržaj i poboljšao pristup kanalu (npr. OP10L19).
2. Osiguravanje prohodnosti kanala ručnim instrumentom veličine minimalno #15.
3. U većini slučajeva za preparaciju korijenskoga kanala dovoljne su samo dvije iglice veličine #25 i #35, osim ako se radi o vrlo uskim kanalima kada je potrebna samo jedna iglica ili u situaciji širokih kanala kada treba posegnuti za dodatnim iglicama.
4. Igllica se umeće u endodontski kolječnik ili endo motor.
5. Instrumenti se koriste punom radnom dužinom u rotacijski „kljućajućim“ pokretima bez jakog pritiska u periodima od 5-8 sekundi.

6. Redovito čistiti iglice tokom instrumentacije.
7. Obilno ispiranje kanala tijekom cijelog postupka kako bi se uklonio sav debridment iz kanala (87).



Slika 3. Poprečni presjek Komet F360 instrumenta
(Prerađeno prema 87)

4. PRIKAZ SLUČAJA

Pacijentica u dobi od 26 godina dolazi na Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu žaleći se na bol gornje desne šestice.

Iz anamneze je utvrđeno da se radi o spontanoj boli, a kliničkim pregledom uočen je karijes. Analizom radiološke snimke (Slika 4.) nisu uočene periapikalne patološke promjene, a postavljena je dijagnoza ireverzibilni pulpitis.

Nakon anesteziranja pacijentice lokalnim anestetikom Ubistesin 1/100 000 (3M ESPE) zub je trepaniran dijamantnim kruškolikim svrdlom uz vodeno hlađenje i izoliran koferdamom. (Slika 5.). Zbog nedostatka proksimalne stijenke i posljedično nemogućeg izoliranja radnog polja, izgrađena je stijenka uz pomoć kompozitnog materijala Filtek (3M, ESPE) (Slika 6.).

Radna duljina korijenskih kanala određena je ručnim instrumentom veličine 15 (Slika 7.) Bukalni korijenski kanali zatim su instrumentirani Kometom F360 (Lemgo, Njemačka) instrumentom veličine 25 (crveni) (Slika 8.), a palatinalni je kanal zbog svoje širine obrađen i iglicom veličine 35 (zelena) (Slika 9.). Korišten je EB-16 Entran (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenštajn) motor za endodonciju (Slika 10.). Kanal je instrumentiran laganim pokretima unutra-van bez jakog pritiska i bez izvlačenja cijelog instrumenta iz korijenskoga kanala unutar jednog ciklusa. Unutar jednog ciklusa instrumentacije pokret unutra-van ponavljan je tri puta, a u međuvremenu je kanal obilno ispiran 2,5 %-tnom otopinom NaOCl.

Na kraju instrumentacije kanal je ispran s 2 % ml 17 %-tne EDTA-e u trajanju od jedne minute, zatim 2,5 %-tnom otopinom NaOCl 30 sekundi.

Kanal je osušen uz pomoć pripadajućih papirnatih štapića (Komet F360, Lemgo, Njemačka) veličine 25 i 35. Za punjenje je korištena AH Plus (DENTSPLY) pasta i gutaperka štapići DIADENT. Višak gutaperke uklonjen je zagrijanim potiskivačem i dodatno čeličnim svrdlom.

Nakon punjenja kavitet je privremeno zatvoren Cavitom (3M ESPE) te je pacijentica poslana na slikanje i naručena za 7 dana.

Kontrolnom rendgenskom snimkom potvrđeno je odgovarajuće punjenje i pacijentici je napravljen konačan kompozitni ispun (Slika 11.).



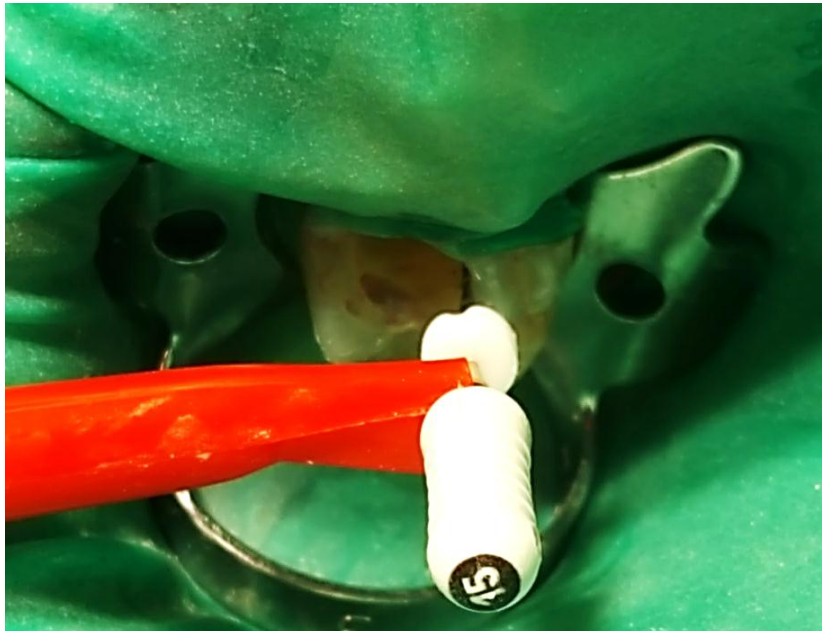
Slika 4. RTG snimka zuba prije endodontskog zahvata



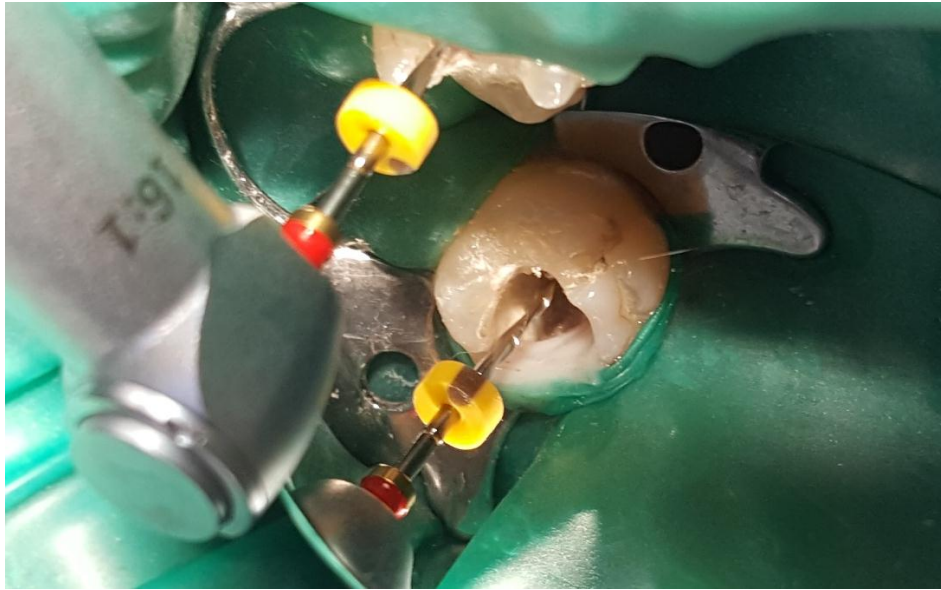
Slika 5. Postavljena gumena plahtica i izrađen trepanacijski otvor



Slika 6. Izgrađena proksimalna stijenka uz kompozit Filtek (3M, ESPE)



Slika 7. Određivanje radne duljine ručnim *headstreamom* veličine 15



Slika 8. Komet f360 instrument veličine 25 (crveni)



Slika 9. Komet f360 instrument veličine 35 (zeleni)



Slika 10. EB-16 Entran (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenštajn) motor za endodonciju



Slika 11. Kontrolna rendgenska snimka

Ručni instrumenti uvedeni su u uporabu prije više od jednog stoljeća i još uvijek se mnogo koriste. U početku su se koristili instrumenti od čelika s udjelom ugljika, koji danas više nisu u uporabi. Zatim su nastali instrumenti od nehrđajućeg čelika koji su razvojem materijala pokazivali sve veću fleksibilnost i otpornost na koroziju (88). Najčešće pogreške koje se događaju prilikom ručne obrade korijenskoga kanala jesu stvaranje stepenice, transportacija apeksa, prekomjerno širenje kanala te slabljenje dentinskih zidova, perforacije i potiskivanje detritusa u područje periapeksa (89).

Godine 1988. proizvedeni su prvi NiTi instrumenti čija su prednost fleksibilnost, memorija na deformacije, snaga i antikorozivna svojstva. NiTi strojni sustavi stvaraju više centriranu preparaciju kanala u odnosu na ručne čelične instrumente i čuvaju izvornu anatomiju korijenskoga kanala. Strojnom obradom, uz smanjenje pucanja instrumenta, postiže se pravilniji oblik kanala s manje pogrešaka pri instrumentaciji u usporedbi s ručnim instrumentima (88). Instrumentacija NiTi rotirajućim sustavima znatno je brža u odnosu na obradu kanala ručnim instrumentima zahvaljujući motornom pokretanju te potrebi za korištenjem manjeg broja instrumenata. Taj je čimbenik važan ne samo zbog praktičnosti za kliničara već i zbog ugodnosti pacijenta, premda postoje istraživanja koja pokazuju da instrumenti pokretani motorom stvaraju veću nelagodu u odnosu na ručne instrumente (81).

Za prednosti NiTi instrumenata nisu samo zaslužna svojstva legure već i različita konstrukcijska rješenja kojima su eliminirani ili barem reducirani mnogi nedostaci. To se postiže promjenom koniciteta, uspona navoja, različitom konstrukcijom vrha, poprečnog presjeka, reznoga kuta i radijalne površine (80,81).

Usprkos velikom napretku u razvoju strojnih sustava, još uvijek postoje određena ograničenja. Torzijski stres i ciklički zamor materijala kojima je instrument izložen prilikom obrade kanala mogu dovesti do separacije instrumenta te tako kompromitirati uspješnost liječenja (52). Također zbog visoke cijene NiTi sustava kliničari nažalost često ne poštuju upute proizvođača kada se radi o mogućem broju korištenja pojedine iglice, što predstavlja dodatnu opasnost za frakturiranje instrumenta (81).

6. ZAKLJUČAK

Pojava NiTi instrumenata na tržištu zasigurno je jedna od najvećih revolucija u dentalnoj medicini. Zbog niza prednosti strojne endodoncije te neprestana razvoja novih sustava, sve više stomatologa prakticira upravo strojne tehnike u svome kliničkom radu. Ipak, čak i tada treba posegnuti za čeličnim instrumentima kako bi se provjerila prohodnost korijenskih kanala i osigurala njihova dovoljna širina za ulazak NiTi iglice. Iako zasad ne postoji sustav koji u potpunosti ispunjava sve zahtjeve, na tržištu postoji velik broj instrumenata na temelju kojih svaki kliničar može odabrati onaj koji njemu odgovara. Također, neprestanim napretkom industrije, svakim smo danom sve bliže idealnim rješenjima. Pozitivne strane strojne endodoncije u kombinaciji s iskusnim kliničarom odličan su preduvjet za izvrstan konačan ishod liječenja.

7. LITERATURA

1. AAE-American Association of Endodontists. Glossary of Endodontic Terms 2019. 18p.
2. Estrela C, Holland R, Estrela CR, Alencar AH, Sousa-Neto MD, Pécora JD, Characterization of successful root canal treatment, *Braz Dent J.* 2014 Jan-Feb;25(1):3-11.
3. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 1974;18:269–96.
4. Revathi M, Rao CVN, Lakshminarayanan L. Revolution in endodontic instruments-A review. *Endodonto.* 2001;13:43-50.
5. Castellucci A: Schilder's technique for shaping the root canal system. U: Castellucci A, West JD: *Endodontics, Vol. II. II Tridente, Firenze, 2005; 438-467.*
6. Stock CJR, Gulabivala K, Walker RT, Goodman JR: *Color Atlas and Text of Endodontics.* Sec. edit. Mosby-Wolfe, London, Baltimore, 1995; 112-44.
7. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. *Endod Topics* 2013;29:3-17.
8. Prichard J. Rotation or reciprocation: a contemporary look at NiTi instruments? *Br Dent J.* 2012;212:345–6.
9. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008;41:339-44.
10. Varela-Patiño P, Martín Biedma B, Rodríguez N, Cantatore G, Malentaca A, RuizPinon M. Fracture rate of nickel-titanium instruments using continuous versus alternating rotation. *Endod Prac Tod.* 2008;2:193-7.
11. Auricchio F, Taylor R, Lubliner J. Shape memory alloys: macromodelling and numerical simulations of the superelastic behavior. *Comp Meth Appl Mech Eng.* 1997;146(3-4):281-312.
12. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc.* 1971 Jun;82(6):1373-5.
13. 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.

14. Hulsmann M, Peters OA, Dummer PM. Mechanical preparation of root canals: Shaping goals, techniques and means. *Endod Top.* 2005;10:30–76.
15. Deepak J, Ashish M, Patil N, Kadam N, Yadav V, Jagdale H, et al. Shaping ability of 5th generation Ni-Ti rotary systems for root canal preparation in curved root canals using CBCT: An *in vitro* study. *J Int Oral Health.* 2015;7:57–61.
16. Bryant ST, Dummer PM, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of 04 and 06 taper ProFile rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. *Int Endod J.* 1999;32:155–64.
17. Hata G, Uemura M, Kato AS, Imura N, Novo NF, Toda T, et al. A comparison of shaping ability using ProFile, GT file, and flex-R endodontic instruments in simulated canals. *J Endod.* 2002;28:316–21.
18. Yun HH, Kim SK. A comparison of the shaping abilities of 4 nickel-titanium rotary instruments in simulated root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;95:228–33.
19. Maryam Kuzkanani, Nickel–Titanium Rotary Instruments: Development of the Single-File Systems *J Int Soc Prev Community Dent.* 2018 Sep-Oct; 8(5): 386–390.
20. Schäfer E, Vlassis M. 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.* 2004;37:239–48.
21. Javaheri HH, Javaheri GH. A comparison of three Ni-Ti rotary instruments in apical transportation. *J Endod.* 2007;33:284–6.
22. Kuzekanani M, Walsh LJ, Yousefi MA. Cleaning and shaping curved root canals: Mtwo vs ProTaper instruments, a lab comparison. *Indian J Dent Res.* 2009;20:268–70.
23. Azar MR, Mokhtare M. Rotary Mtwo system versus manual K-file instruments: Efficacy in preparing primary and permanent molar root canals. *Indian J Dent Res.* 2011;22:363.
24. Kuzekanani M, Haghani J, Walsh LJ, Estabragh MA. Pulp stones, prevalence and distribution in an Iranian population. *J Contemp Dent Pract.* 2018;19:60–5.

25. Kuzekanani M, Najafipour R. Prevalence and distribution of radix paramolaris in mandibular first and second molars of an Iranian population. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2018;8:240–44.
26. Shen Y, Zhou HM, Wang Z, Campbell L, Zheng YF, Haapasalo M, et al. Phase transformation behavior and mechanical properties of thermomechanically treated K3XF nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39:919–23.
27. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: Metallurgical properties. *Int Endod J.* 2013;46:720–9.
28. Ha JH, Kim SK, Cohenca N, Kim HC. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *J Endod.* 2013;39:389–93.
29. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An *in vitro* assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J.* 2012;45:1027–34.
30. Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The shaping movement: Fifth-generation technology. *Dent Today.* 2013;32(94):96–9.
31. Ye J, Gao Y: Metalurgical characterization of M-wire Nickel Titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod*, 2012; 38(1): 105-8.
32. Montalvao D, Shengwen Q, Freitas M: A study of the influence od Ni-Ti M-Wire in the flexural fatigue life of endodontic rotary files by using Finite Elements Analysis. *Mat Sci & Engineer: C*, 2014; 40(3): 172-9.
33. The New Niti File Generation, Hyflex TM, A Miracle of Flexibility and Fracture Resistance. [Internet]. [cited 2019 August 26]. Available from: <http://www.colten.com> .
34. Webber J, Machtou P, Pertot W, Kuttler S, Ruddle C, West J. The WaveOne single-file reciprocating system. *Roots.* 2011;1:28-33.
35. You SY, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Shon WJ, Lee W, et al. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod.* 2010;36:1991–4.

36. Gavini G, Caldeira CL, Akisue E, Candeiro GT, Kawakami DA. Resistance to flexural fatigue of reciproc R25 files under continuous rotation and reciprocating movement. *J Endod.* 2012;38:684–7.
37. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2013;39:258–61.
38. Yared G. Canal preparation using one reciprocating instrument without prior hand filing: A new concept. *Int Dent SA.* 2011;2:78-87.
39. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickeltitanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of profile 25/04 rotary instruments. *J Endod.* 2008;34:1406-9.
40. Webber J. Shaping canals with confidence: WaveOne GOLD single-file reciprocating system. *Roots.* 2015;1:34-40.
41. 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.
42. Bürklein S, Hinschitzka 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.
43. Nabeshima CK, Caballero-Flores H, Cai S, Aranguren J, Borges Britto ML, Machado ME, et al. Bacterial removal promoted by 2 single-file systems: Wave one and one shape. *J Endod.* 2014;40:1995–8.
44. Singh H, Kapoor P. Hyflex CM and EDM files: Revolutionizing the art and science of endodontics. *J Dent Health Oral Disord Ther.* 2016;5:00182.
45. Next Generation One File Niti System HyFlex Rotary File. [Internet]. 2016 [cited 2019 August 30] Available from: <https://www.coltene.com/fileadmin/Data/EN/Products/Endodontics>
46. Kaval ME, Capar ID, Ertas H. Evaluation of the cyclic fatigue and torsional resistance of novel nickel-titanium rotary files with various alloy properties. *J Endod.* 2016;42:1840–3.
47. Metzger Z. The self-adjusting file (SAF) system: An evidence-based update. *J Conserv Dent.* 2014;17:401–19.

48. Re DentNova – Self-Adjusting File. [Internet]. 2019[cited 2019 September 2] Available from: <http://www.redentnova.com/index.php/what-is-saf/description>
49. Liu Z, Liu J, Gu L, Liu W. The shaping and cleaning abilities of self-adjusting files in the preparation of canals with isthmuses after glidepath enlargement with ISO or ProTaper Universal NiTi files. *J Dent Sci.* 2016;11:83–9.
50. Coltene, MicroMega–One Curve. [Internet].2017 [cited 2019 September 1] Available from: <https://micro-mega.com/shaping/one-curve?lang=en>
51. D’Amario M, De Angelis F, Mancino M. Canal shaping of different single-file systems in curved root canals. *J Dent Sci.* 2017;12:328–32.
52. Gutmann JL, Gao Y: 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*, 2012; 45(2): 113-28.
53. Miyazaki S, Igo Y, Otsuka K. Effect of thermal cycling on the transformation temperatures of Ti Ni alloys. *Acta Metall.* 1986;34:2045-51.
54. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28:716-2.
55. 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.
56. Tompson SA. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000; 33: 297–310.
57. 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.
58. 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.

59. 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.
60. Hyflex EDM. Unmatched Flexibility and Fracture Resistance in a One File System [Internet]. [cited 2019 September 3]; Available from: http://www.hyflex.info/fileadmin/dam/DATEN/HyFlexM/downloads/allgemein/6846_05-13_HyFlex_CM_EN.pdf
61. Capar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2016;49:119-35.
62. 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.
63. Scianamblo MJ: A contemporary approach to cleaning and shaping of the root canal system emphasizing Early coronal enlargement. U: Castelluci A, West JD: *Endodontics, Vol II. Il Tridente, Firenze, 2005;470-500.*
64. Bergmans L, Lambrechts P: Root canal Instrumentation. U: Bergenholtz G, Hørsted-Brindslev P, Reit C: *Textbook of Endodontology, Sec. edit. Blackwell Publishing Ltd, 2010,169-192.*
65. Ayar LR, Love MR: Shaping ability of Profile and K3 rotary Ni-Ti instruments when used in a variable tip sequence in simulated curved root canals. *Int Endod J, 2004; 37(9):593-601.*
66. Berutti E, Cantatore G: Rotary instrument sin nickel titanium U: Castelluci A West JD: *Endodontics, Vol II. Il Tridente, Firenze, 2005; 518-545.*
67. Iqbal MK, Firic S, Tulcan J, Karabucak B, Kim S: Comparison of apical transportation between ProFile and ProTaper NiTi rotary instruments *Ind Endod J; 2004;37(6):359-64.*
68. Ruddle CJ: ProTaper Technique. Shaping the Future of Endodontics. U: Castellucci A, West JD: *Endodontics, vol II, Il Tridente Srl, Firenze, 2005; 548-63.*
69. Peters OA: Current chalanges and concepts in the preparation of the root canal systems: A review. *J Endod, 2004;38(8):559-67.*

70. Basrani B, Roth K, Sas G, Kisben A, Peters O: Torsional profiles of new and used Revo-S rotary instruments: An in vitro studies. *J Endod*, 2011; 37(7); 989-92.
71. Darabara M, Bourithis L, Zinelis S, Papadimitiou GD: Susceptibility to localized corrosion of stainless steel and NiTi endodontic instrument in irrigation solutions. *Int Endod J*, 2004; 37(10): 705-10.
72. Berutti E, Angelici E, Rigolone M, Migliaretti M, Pasqualini D: Influence of sodium hypochlorite on fracture properties and corrosion of ProTaper rotary instruments. *Int Endod J*, 2006;39(9): 693-9.
73. Dobo-Nagy C, Keszthely G, Szabo J, Soloyk P, Ledeczky G: A computerized method for mathematical description of three-dimensional root canal axis. *J Endod*, 2000; 26(11): 639-43.
74. Spanaki-Voreadi Ap, Kerezoudis NP, Zinelis S: Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J*, 2006; 39(3): 171-8.
75. Pedulla E, Plotino G, Grande NM, Scibilia M, Pappalardo A, Malagnino VA, Rapisarda E: Influence of rotational speed on the cyclic fatigue of Mtwo instruments, *Int Endod J*, 2014;47(6):514-19.
76. Plotino G, Grande NM, Melo MC, Bahia MG, Testarelli L, Gambarini G: Cyclic fatigue of NiTi rotary instrument in a simulated apical abrupt curvature. *Int Endod J* 2010; 43(3): 226-30.
77. Anić I., „ProFile” strojna tehnika za obradu i „Thermafil” sustav za punjenje korijenskog kanala. *Medix* 1998; 4: 120-122.
78. Zuolo ML, Walton RE. Instrument deterioration with usage: nickel-titanium versus stainless steel. *Quintessence Int* 1997; 28:397-402.
79. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997; 23:77-85.
80. Lee WC, Song M, Kim E, Lee H, Kim HC. A survey of experience-based preference of Nickel-Titanium rotary files and incidence of fracture among general dentists. *Restorative Dentistry and Endodontics*. 2012;37:201–06.

81. Schriks MCM., Van Amerongen WE. Atraumatic perspective of ART: psychological and physiological aspects of treatment with and without rotary instruments. *Community Dent Oral Epidemiol* 2003, 31: 15-20.
82. Mate Čeko, Alen Braut, NiTi Legura: revolucionarna evolucija, *Vjesnik dentalne medicine* [Internet] 2012, [cited 2019 September 4] Available from: http://www.hkdm.hr/pic_news/files/hkdm/VJESNIK/VDM%202-2012/Clanak%207.pdf
83. Zarna Zanghvi, Kunjal Mistry, Design features of rotary instrument sin endodontics. *The Journal of Ahmedabad Dental College and Hospital*, 2011 March, 2(1): 6-11.
84. Bürklein S, Benten S, Schäfer E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*. 2013 Jun;46(6): 590-7.
85. Endodoncija, Komet [Internet] [cited 2019 September 4] Available from: http://mtf.hr/wp-content/uploads/2019/03/EN_Endo_Bro-1.pdf
86. F360. Simple anad Safe, Komet [Internet] [cited 2019 September 5] Available from: https://www.kometdental.de/~media/KometDental/Brochures/SyncFolder/418689_pdf.pdf?3bc77338-b1c6-4f8d-95da-02b6c99bb5a9
87. Paritosh Sharma, Munish Goel, Shweta Verma, Gurmeet S Sachdeva, Neeraj Sharma and Vijay Kumar, Entering A New Era in Endodontics with Revolutionary Single File Systems: A Comprehensive Review, [Internet]. 2016 [cited 2019 September 5]. Available from: <https://www.echronicon.com/ecde/pdf/ECDE-05-0000157.pdf>
88. Korać S., Seminarski rad: Komparacija ručnih i mašinskih instrumenata u endodonciji sa osvrtom na moguće komplikacije prilikom obrade korijenskih kanala; Sarajevo, 2011.
89. Eleftheriadis GI, Lambrianidis TP. Technical quality of root canal treatment and detection of iatrogenic errors in an undergraduate dental clinic. *Int Endontic J*. 2005;38(10):725–34.

8. ŽIVOTOPIS

Ivana Čizmić rođena je 27. listopada 1994. godine u Zagrebu gdje je završila svoje osnovnoškolsko i srednjoškolsko obrazovanje. Pohađala je OŠ Silvija Strahimira Kranjčevića i paralelno s njom Glazbenu školu Pavla Markovca, smjer klavir. Maturirala je u VII. gimnaziji 2013. godine te iste godine upisala Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu.

Od 2008. godine članica je plesne skupine *Atomic Dance Factory* s kojom aktivno nastupa i sudjeluje na brojnim natjecanjima sve do danas.

Tijekom studija bila je aktivna članica Studentskog zbora od 2016. godine. Iste godine počela je asistirati u privatnoj ordinaciji dentalne medicine doktorice Mirne Tomljanović Kolke, a dvije godine poslije počinje asistirati u privatnoj ordinaciji doktorice Adrijane Almaš-Lovrić.