Pojavnost dentinskih mikrofraktura kod različitih tehnika instrumentacije korijenskih kanala

Katanec, Tomislav

Doctoral thesis / Disertacija

2020

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://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:127:749292

Rights / Prava: Attribution-NonCommercial 4.0 International/Imenovanje-Nekomercijalno 4.0 međunarodna

Download date / Datum preuzimanja: **2024-04-17**

Repository / Repozitorij:

University of Zagreb School of Dental Medicine Repository

Stomatološki fakultet

Tomislav Katanec

POJAVNOST DENTINSKIH MIKROFRAKTURA KOD RAZLIČITIH TEHNIKA INSTRUMENTACIJE KORIJENSKIH KANALA

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2020.

Stomatološki fakultet

Tomislav Katanec

POJAVNOST DENTINSKIH MIKROFRAKTURA KOD RAZLIČITIH TEHNIKA INSTRUMENTACIJE KORIJENSKIH KANALA

DOKTORSKI RAD

Mentor(i): prof.dr.sc. Silvana Jukić Krmek i Lumnije Kqiku Biblekaj

Zagreb, 2020.

School of Dental Medicine

Tomislav Katanec

INCIDENCE OF DENTINAL MICROFRACTURES AS A RESULT OF USING DIFFERENT TEHNIQUES OF ROOT CANAL INSTRUMENTATION

DOCTORAL DISSERTATION

Zagreb, 2020.

Rad je ostvaren u: Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkog fakulteta i Zavod za kvalitetu Fakulteta strojarstva i Brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu
Ovo je istraživanje financirano od strane Hrvatske zaklade za znanost, projekt: "Istraživanje i razvoj novih mikro i nanostrukturnih bioaktivnih materijala u dentalnoj medicini", BIODENTMED No. IP-2018-01-1719.

Lektor hrvatskog jezika: (ime i prezime, titula): Marina Vitauš, prof.
Lektor engleskog jezika: (ime i prezime, titula): Lovorka Perković, prof.
Sastav Povjerenstva za ocjenu doktorskog rada:

1. Prof.dr.sc. Nada Galić, predsjednica
2. Prof.dr.sc.Goranka Prpić Mehičić, član
3. Izv.prof.dr.sc. Mato Sušić, član
4. Prof.dr.sc. Mirza Žižak, član
5. Prof.dr.sc. Zoran Karlović, član

Sastav Povjerenstva za obranu doktorskog rada:

1. Prof.dr.sc. Nada Galić, predsjednica
2. Prof.dr.sc.Goranka Prpić Mehičić, član
3. Izv.prof.dr.sc. Mato Sušić, član
4. Prof.dr.sc. Mirza Žižak, član
5. Prof.dr.sc. Zoran Karlović, član

Datum obrane rada : 30.lipanj.2020.

Rad sadrži: 123 stranice
6 tablice
38 slika
CD

Rad je vlastito autorsko djelo, koje je u potpunosti samostalno napisano uz naznaku izvora drugih autora i dokumenata korištenih u radu. Osim ako nije drukčije navedeno, sve ilustracije (tablice, slike i dr.) u radu su izvorni doprinos autora poslijediplomskog specijalističkog rada.

Deleted:
Formatted: Underline
Deleted:
Deleted:
Deleted:
Formatted: Indent: Left: 1,27 cm, No bullets or numbering
Formatted: Underline
Formatted: Underline
Formatted: Underline
Formatted: Underline
Formatted: Underline
Deleted:
Deleted:
Deleted:

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 njihovog podrijetla.

Proslov ili Posveta ili Zahvala

Zahvaljujem se svojoj mentorici prof. dr. sc. Silvani Jukić Krmek na izrazitoj pomoći i koordinaciji tijekom izrade ovog rada, kao i doc. dr. sc. Gorani Barišić i doc. dr. sc. Ani Pilipović kao vanjskim suradnicima koji su nam pomogli u tehničkoj obradi podataka.

Zahvaljujem svojim roditeljima na velikoj podršci tijekom izrade disertacije.

Sažetak

POJAVNOST DENTINSKIH MIKROFRAKTURA KOD RAZLIČITIH TEHNIKA INSTRUMENTACIJE KORIJENSKIH KANALA

Mikrofrakture korijenskog dentina koje mogu dovesti do vertikalne frakture korijena, nastale kao posljedica kemomehaničke obrade korijenskih kanala, često se povezuju s različitim postupcima tijekom endodontskoga liječenja. Prednost mikro CT metode u odnosu na sekcijske metode je njena neinvazivnost i mogućnost usporedbe uzorka prije i nakon eksperimenta. Svrha ovog rada je bila procijeniti utjecaj obrade korijenskih kanala instrumentima nove generacije, Self Adjusting File, Reciproc Blue i ProTaper Next s tri različite vrste pokreta u korijenskom kanalu na pojavnost mikrofraktura pomoću mikro CT-a i otpornost tako obrađenih korijenova na djelovanje pritisnih sila.

U istraživanju je korišteno 57 gornjih premolara s dva korijenska kanala ekstrahirana zbog ortodontskih razloga od pacijenata u dobi od 16 do 20 godina. Uzorci su dekororirani i uronjeni u akrilatne blokove, a parodontni ligament je imitiran polisiksanskim materijalom za otiske. Zubi su skenirani pri strukturnoj rezoluciji od 20,2 µm industrijskim mikro CT-om (Nikon XT H 225, Tring, UK) i randomizirano su podijeljeni u tri grupe koje su obrađene trima sustavima instrumentacije kanala: Self Adjusting File (vibracijske kretnje), Reciproc Blue (recipročne kretnje) i ProTaper Next (rotacijske kretnje). Kanali su obrađeni prema uputama proizvođača uz predpripremu „glide path“ instrumentima. Tijekom instrumentacije kanali su irigirani 12 ml 2,5% NaOCl i 4 ml 17% EDTA, svaki. Uzorci su ponovo skenirani pod istim uvjetima i 24 sata nakon njihovog sušenja. Za analizu pojavnosti mikrofraktura u stijenkama dentina korišten je program Volume Graphics VGStudio Max 3. Poslije toga uzorci su prerezani na tri dijela i podvrgnuti ispitivanju otpornosti na pritisnu silu univerzalnom kidalicom. Ni jedan dentinski defekt nije pronađen prije i nakon obrade kanala, kao ni nakon 24 sata sušenja na suhom zraku. Rezultati testiranja otpornosti na lom nisu pokazali statistički značajnu razliku između skupina. Pod uvjetima ovog istraživanja može se zaključiti da obrada kanala mladih pretkutnjaka vibracijskim Self Adjusting File, recipročnim Reciproc Blue i rotacijskim ProTaper Next instrumentima ne dovodi do pojave mikrofraktura

u stijenci korijenskih kanala, a korijeni instrumentirani ovim tehnikama ne pokazuju statistički značajne razlike u otpornosti na lom djelovanjem pritisne sile.

Ključne riječi: dentinske mikrofrakture, mikro CT, rotacijski endodontski instrumenti, recipročni endodontski instrumenti, samoprilagođavajući instrument, tlačna čvrstoća

Summary

INCIDENCE OF DENTINAL MICROFRACTURES AS A RESULT OF USING DIFFERENT TEHNIQUES OF ROOT CANAL INSTRUMENTATION

Introduction: Controversies about effects of the forces formed during root canal treatment on dentinal microcracks formation still exist due to different results reported. The issue of methodology, sample selection and storage of the specimens still require further analysis, particularly because new instruments are constantly being developed. The aim of the study was **t**o explore microcrack formation after root canal preparation with Self-adjusting File (SAF), Reciproc Blue (RB), and ProTaper Next (PTN) instruments on young premolars by means of micro computed tomography.

Methods: Fifty-seven premolars, two-rooted with one canal (Vertucci type I) or single-rooted teeth of Vertucci type II had been used for the study All the teeth were visually inspected under the stereomicroscope with magnification of 12 x to exclude those with open apices, those that were root fractured during the extractions and pre-existing dentinal defects. The specimens were decoronated using a diamond disc to standardize the working length about 12 mm. The periodontal ligament was simulated by a thin layer of polysiloxane impression material on the root surface and the samples were embedded in blocks made of acrylic resin. Specimens were scanned at geometrical magnification of 6.3, which yielded a structural resolution of 20.2 μm. All teeth were scanned at X-ray energy of 110 kV and X-ray tube current of 140 μA with a 0.1 mm Cu filter, using 1440 projections at an exposure time of 333 ms. Beam hardening was reduced using a Hanning filter. Noise was reduced using a median filter, and surface detection was performed using an adaptive search algorithm (Volume Graphics VGStudio Max 3). Samples were randomly assigned into three groups of 19 teeth each according the instrumentation technique: Self-Adjusting File (SAF), Reciproc Blue (RB), and ProTaper Next (PTN).

For the SAF group (vibration kinematics), the glide path was created using the Pre-SAF set of instruments (ReDent Nova). An RDT3 handpiece was used for canal preparation with SAF instrument 1.5 mm in diameter at frequency of 5000 vibrations per minute and amplitude of 0.4 mm for a total of four minutes. The canals were simultaneously irrigated with 2.5% NaOCl at a flow rate of 4 ml/min for three minutes and one minute with 4 ml of 17% ethylenediaminetetraacetic acid (EDTA) by use of a syringe and needle. In the RB group (reciprocation kinemamatics), glide path was created with R-Pilot (WDV, Munich, Germany) followed with Reciproc Blue until the working length was reached

The glide path in the PTN group (full rotary kinematics) was created with Proglider (Dentsplay Maillefer) ProTaper Next X1 and subsequently ProTaper Next X2 were each used in a brushing motion at a speed of 300 rpm with torque set to 4 Ncm to progress apically until reaching the working length. During instrumentation in RB and PTN group, each canal was irrigated with 12 ml of 2.5% NaOCl, and final irrigation was performed with 4 ml of 17% EDTA to match the irrigation protocol used in SAF grous.

After the root canal preparation, post-operative scans were performed in the same specimen positions and with the same micro-CT parameters as the first scan.

In order to check the influence of the moisture on visibility of microcracks, specimens were kept in dry conditions for 24 hours and then scanned for the third time.

Two calibrated, blinded examiners evaluated the cross-sectional images using the image-processing software Volume Graphics VGStudio Max 3. The roots were divided into cervical, middle, and apical parts. Radiolucent lines present in the micro-CT sections would be categorized as microcracks. If the microcracks had been observed on post-operative scans, the corresponding pre-operative scan would have been analyzed to exclude pre-existing defects.

Ten specimens of each group were cut in horizontal slices and tested on fracture resistance in a universal testing machine AGS-X, Shimadzu (Japan) at speed 0,5 mm/min.

Results: No dentinal defect was found in any evaluated specimen, neither in pre- and nor post-operative scans in wet and dry condition. PTN group showed the lowest value for fracture resistance (419,15 N) compering to RB (485,57 N) and (473,12 N). The differences were not statistically significant (p=0.151).

Conclusion: Under the circumstances of this study instruments with three different kinematics (SAF, Reciproc Blue and Protaper Next) do not cause dentinal microcracks in young premolar teeth and does not cause differences in resistance to load to fracture.

Key words: dentinal microcracks, micro-computed CT, rotary endodontic instruments, reciprocating endodontic instruments, Self Adjusting File,

Sadržaj

1.0 Uvod 1
1.1 Instrumentacija korijenskih kanala 3
1.2 Povijesni razvoj strojnih endodontskih instrumenata 6
1.3 Svojstva strojnih endodontskih sustava 15
1.3.1 Nikal-titanska legura 15
1.3.2 Kinematika NiTi strojnih sustava 18
1.3.3 Dijelovi endodontskog instrumenta 22
1.3.4 Svojstva strojno potpomognutih endodontskih sustava 24
1.4 Utjecaj instrumentacije na mehanička oštećenja dentina i pojavnost mikrofraktura 33
1.4.1 Tehnike ispitivanja utjecaja mehaničke obrade kanala na njegove stijenke 34
1.4.2 Ispitivanje otpornosti na djelovanje sile endodontski obrađenih zubi 38
2.0 Ciljevi i svrha istraživanja 39
3.0 Materijali i postupci 41
3.1 Odabir uzoraka 42
3.2 Priprema uzoraka 43
3.3 Skeniranje uzoraka 45
3.4 Instrumentacija uzoraka 46
3.5 Analiza uzoraka 49
3.6 Ispitivanje otpornosti na pritisne sile 49
3.7 Statistička obrada 52
4.0 Rezultati 53
4.1 Rezultati analize pojavnosti mikrofraktura nakon instrumentacije korijenskih kanala 54
4.2 Rezultati testiranja otpornosti na kompresijske sile 65
5.0 Rasprava 73
6.0 Zaključak 84
7.0 Literatura 86
8.0 Životopis 121

Popis skraćenica

AAE – Američka udruga endodonata (eng. American Association of Endodontists)

ESE – Europska udruga endodonata (eng. European Society of Endodontology)

Okr/min – broj okretaja u minuti (eng. revolution per minute - r.p.m.)

SAF – samoprilagođavajući instrument (eng. Self Adjusting File)

NiTi – nikal-titanska legura

M Wire – žica od memorijske legure

CM Wire – žica od legure s kontroliranom memorijom

ISO – International Standard Organisation

CCW – suprotno smjeru kazaljke na satu (eng. Counter clockwise)

CW – u smjeru kazaljke na satu (eng. Clockwise)

EDTA – etilendiaminotetraoctena kiselina

XPEF – XP-Endo-Finisher

XPES – XP-Endo-Shaper ™

Ms – martenzitna startna temperatura (eng. Martensite start)

Mf – krajnja martenzitna temperatura (eng. Martensite finish)

As – austenitna početna temperatura (eng. Austenite start)

Af – austenitna konačna temperatura (eng. Austenite finish)

MTA – Agregat mineralnog trioksida (eng. Mineral trioxide aggregate-)

CD – silazna tehnika instrumentacije (eng. Crown down)

FL – instrumentacija punom radnom dužinom (eng. Full length)

VFK – vertikalna fraktura korijena

mikro CT – mikrokompjuterska tomografija (eng. micro-computed tomography)

LED – svjetlosno emitirajuće diode (eng. light emitting diodes)

1.0 Uvod

Endodoncija je grana dentalne medicine koja se bavi proučavanjem strukture, funkcije i zdravlja zubne pulpe i periapikalnog područja, njihovih ozljeda i bolesti pulpe te prevencijom i liječenjem istih. U središtu zanimanja endodoncije je apikalni parodontitis uzrokovan infekcijom (1).

Ciljevi endodontskog liječenja su:

- Ukloniti ili prevenirati bol – primarni razlog zbog kojeg pacijent traži pomoć liječnika
- Očuvati zub kao funkcijsku i estetsku jedinicu što je duže moguće – pri čemu se preživljavanje promatra ishod liječenja
- Izliječiti ili prevenirati apikalni parodontitis – pri čemu se ishod liječenja promatra na rendgenskoj snimci prateći kontinuitet parodontnog ligamenta (2).

Premda endodontologija kao znanost proučava široka područja kao što su anatomija zubi i okolnih struktura, histološka građa i fiziologija zubne pulpe i okolnog tkiva te parodontnog ligamenta, diferencijalna dijagnostika orofacijalne boli kao i postupci koji pokušavaju očuvati vitalnost zubne pulpe ili regenerirati, kada se spomene endodoncija kao klinička disciplina najčešća asocijacija je endodontsko liječenje koje podrazumijeva instrumentaciju i punjenje korijenskih kanala (3,4,5). Iza toga slijedi postendodontska opskrba zuba kako bi se postigla njegova puna funkcionalnost u žvačnom, fonetskom i estetskom smislu.

Prvi tragovi endodontskog liječenja mogu se pronaći u arheološkom nalazu iz izraelske pustinje Nagev u kojem su znanstvenici na lubanji staroj 2200 godina pronašli brončanu žicu unutar korijenskog kanala zuba oko kojeg je bio razvijen periapikalni proces. Pretpostavlja se da je taj postupak pokušaj ograničavanja infekcije korijenskog kanala, a pripisuje se Rimljanima koji su obitavali na tom području. Potom slijedi dugo razdoblje bez povijesnih tragova primjene endodontskog liječenja, sve do 17. stoljeća kada se pojavljuju prvi tekstovi na engleskom jeziku posvećeni isključivo zubarstvu, a endodoncija se svodila na ublažavanje bolova i očuvanje zuba. Nakon što je Pierre Fauchard (1678. – 1761.), otac suvremene dentalne medicine, u svojoj knjizi "Le chirurgien dentiste" opisao zubnu pulpu u detalje i odbacio "teoriju crva" kao uzrok zubnog kvara (6), endodoncija se razvija punim plućima na krilima znanstvenih spoznaja iz različitih područja biomedicine, ali iz drugih područja ljudskih djelatnosti kao što su metalurgija, elektrotehnika, društvene znanosti itd.

Instrumentacija korijenskih kanala kao glavni način liječenja endodontskih bolesti postiže se upotrebom endodontskih instrumenata i irigacijom pod aseptičkim uvjetima (7).

1.1 Instrumentacija korijenskih kanala

Instrumentacija korijenskih kanala podrazumijeva njihovu kemo-mehaničku obradu pri čemu se posebno građenim endodontskim instrumentima kanali šire i oblikuju, a kemijskim sredstvima se postiže dezinfekcija, olakšava mehanička obrada te uklanjaju nusproizvodi mehaničke obrade. Tim postupkom uklanja se vitalno, upaljeno i/ili inficirano tkivo, te dio perikanalnog dentina za kojeg se smatra da može sadržavati bakterije (2). U slučaju revizije liječenja, instrumentacija podrazumijeva uklanjanje postojećih punjenja i intrakanalnih nadogradnji kao i eventualne postojeće metalne fragmente zaostale kao komplikacija prethodnog liječenja. Konačni cilj je oblikovati i pripremiti kanal za hermetičko punjenje kako bi se spriječila reinfekcija endodontskog prostora i propuštanje bakterija i njihovih nusproizvoda u periapikalno područje. Na taj se način osiguravaju uvjeti za sprječavanje nastanka periapikalnog procesa ili njegovo cijeljenje ako je postajao prije endodontskog liječenja (3,8).

Pored bioloških ciljeva instrumentacije korijenskih kanala, koji označavaju potpunu eliminaciju mikroorganizama iz korijenskog kanala, postoje i mehanički ciljevi koji se odnose na oblikovanje. Temeljne mehaničke zahtjeve instrumentacije postavio je Schilder (9):

- Kontinuirano kronično sužavanje od pristupnog kaviteta do apikalnog otvora
- Instrumentirani korijenski kanal treba slijediti smjer originalnog kanala
- Instrumentaciju treba provesti u sve tri dimenzije
- Apikalni otvor treba ostati na njegovom prvotnom položaju, ne smije ga se transportirati
- Apikalni otvor treba zadržati što je moguće manjim.

Biološki ciljevi preparacije:

- Ograničiti instrumentaciju unutar korijenskog kanala
- Ne potiskivati nekrotični sadržaj preko apikalnog otvora
- Uklanjanje svog tkiva iz korijenskog kanala
- Stvaranje dovoljno mjesta za intrakanalne medikamente (8).

Danas se instrumentacija korijenskih kanala dijeli u četiri faze

- Sondiranje ili izviđanje (eng. *Scouting*)

- Olakšani pristup – priprema kanala za prihvat instrumenta za oblikovanje (eng. *Glide path*)
- Primarno širenje ulaznog dijela korijenskog kanala (eng. *Preflaring*)
- Oblikovanje (eng. *Shaping*).

Sondiranje korijenskih kanala je prva faza instrumentacije u kojoj se tankim instrumentom, najčešće brojem 8 ili 10 ispituje anatomija te uspostavlja prohodnost korijenskog kanala od ulaska do apikalnog otvora.

Olakšani pristup instrumentu (eng. *glade path***)** je početna obrada kanala koja priprema nepravilnu anatomsku morfologiju korijenskoga kanala od ulaza do vrha za određenu tehniku instrumentacije (10,11). Taj korak je neophodan stoga što većina dostupnih strojnih NiTi instrumenata ima ne-režući vrh i zbog svoje velike fleksibilnosti nisu u stanju lako prodirati kroz nepripremljen kanal. Može se provesti konvencionalnim ručnim instrumentima, najčešće do ISO broja 15 ili 20, ili nekim od strojnih NiTi instrumenata namijenjenih za tu svrhu (12). Pripremom kanala za prihvaćanje instrumenata za konačnu obradu prvenstveno se umanjuje mogućnost nastanka loma endodontskog instrumenta (13), čime se smanjuje postoperativna bol (14) i čuva originalna anatomija korijenskog kanala zuba (15,16). Strojni instrumenti za olakšan pristup mogu biti izrađeni od klasične NiTi legure (Path File, G files i Scout RaCe). Path File i Scout RaCe imaju četverokutast presjek s četiri rezna brida, dok G-File ima tri rezna brida i ekscentrični dizajn zbog kojeg su kretnje zmijolike. Scout RaCe ima promjenjivi nagib između utora. Od novih legura izrađeni su Proglider (M-wire) i Hyflex GPF (CM Wire) što ih čini izrazito savitljivima i otpornima na ciklički zamor (17). Ha i sur. (18) su pronašli da olakšani pristup NiTi strojnim instrumentima dovodi do manje apikalne ekstruzije dentinskog debrisa od klasičnih ručnih instrumenta. Progresivni konicitet ProGlider instrumenta, ekscentrični presjek One G i promjenjivi nagib Scout RaCe mogu povećati učinkovitost uklanjanja debrisa s minimalnom ekstruzijom tijekom preparacije. Također, ProGlider u usporedbi s PatFiles i ručnim instrumentima više centrično obrađuje kanal, tj. manje dovodi do njegove transportacije (19).

Cervikalnim širenjem ulaznog dijela korijenskog kanala uklanja se dentinsko rame prisutno u početnom dijelu kanala nekoliko milimetara ispod razine dna pulpne komore. Tim se postupkom omogućuje stvarni pravolinijski pristup instrumentu. Cervikalno širenje povećava taktilnu osjetljivost terapeuta što omogućuje bolji osjećaj kontrole instrumenta u

području apikalnog dijela kanala čime se postiže sveobuhvatno čišćenje kanala zbog uklanjanja zakutaka i učinkovitija irigacija (20,21). Ispravno određivanje početnog promjera apikalnog otvora, što je nužan korak u procjeni konačne radne širine, može se postići ako se početni dio kanala proširi i na taj način uklone zapreke instrumentu (22). Također, uklanja se debris iz početnog dijela kanala koji je često inficiran, čime se smanjuje mogućnost postoperativne boli zbog potiskivanja inficiranog sadržaja preko apikalnog otvora (23-25).

Oblikovanje (eng. *Shaping*) je zadnja faza obrade kanala čija je zadaća čišćenje korijenskoga kanala od mikroorganizama i organskih ostataka nekrotičnog i/ili vitalnog pulpnog tkiva te oblikovanje endodontskog prostora kako bi moglo primiti hermetičko punjenje (2,26). Korijenski kanali mogu se instrumentirati ručnim i strojnim instrumentima ili njihovom kombinacijom. Premda su predložene, zvučne ili ultrazvučne tehnike instrumentacije nisu našle široku primjenu u mehaničkoj obradi kanala, već je njihova primjena usmjerena na aktivaciju irigacijskih otopina, uklanjanje sepraririanih instrumenata i preparaciju retrogradnih kaviteta (27). Također, laseri različitih valnih duljina su eksperimentalno korišteni u instrumentaciji, no zbog ograničenog prijenosa laserske energije, laseri se danas primjenjuju za aktivaciju irigacijskih otopina (28-30). Da bi se uklonio inficirani perikanalni dentin, potrebno je provesti njegovo mehaničko uklanjanje endodontskim instrumentima. Danas na tržištu nema sustava koji je u stanju u potpunosti zadovoljiti taj zahtjev i postojeći endodontski instrumenti ne mogu dodirnuti svu površinu kanala (31) premda neke tehnike, kao što je ultrazvučna i vibracijska instrumentacija, pokazuju nešto bolje rezultate u odnosu na druge (32,33). Također, ni jedna do sada poznata tehnika instrumentacije ne može u potpunosti ukloniti mikroorganizme iz kanala (34-37). Fiziološki najnedostupnije mjesto za čišćenje kanala je njegov apikalni kraj. Većina strojnih i ručnih tehnika instrumentacije pokazale su se manje učinkovite u apikalnom području u odnosu na srednju i cervikalnu trećinu. To se očituje u većem postotku neobrađenih stijenki i površine sa zaostatnim slojem (36,38-40).

Apikalna granica instrumentacije korijenskih kanala još uvijek je tema rasprave među stručnjacima i znanstvenicima. Dvije nasuprotne struje, od kojih jedna zastupa stav da je instrumentaciju i punjenje potrebno zadržati unutar apikalne konstrikcije bez obzira radi li se o vitalnoj pulpi ili je ona nekrotičana i inficirana, dok druga struja zastupa preparaciju do vanjskog otvora korijenskog kanala. U prvom pristupu formira se apikalna kutija (eng. *apical box*) s postavljenjem kalcijevog hidroksida kao intrakanalnog uloška između posjeta u slučaju infekcije između apikalne konstrikcije i vanjskog otvora. U pristupu koji zagovara

instrumentaciju do vanjskog otvora, često se koristi radiološki vrh korijena kao jedina objektivna točka koju terapeut može uočiti. To često znači instrumentaciju i punjenje preko vanjskog otvora što dovodi do sporijeg cijeljenja, no u konačnici nema razlike u ishodu endodontskog liječenja nakon nešto dužeg perioda.

Hibridni pristup podrazumijeva održavanje apikalne prohodnosti tijekom instrumentacije najmanjim instrumentom iz seta kojim se prelazi 1 mm preko vanjskog otvora (41). Taj se postupak naziva apikalna prohodnost (eng. *apical patency*), a prema Američkom endodontskom udruženju (American Association of Endodontics – AAE) definira se kao način održavanja apikalnim dijelom kanala čistim bez debrisa proguravanjem malog K-instrumenta kroz apikalni otvor (42). Čitavo vrijeme instrumentacije održava se prohodnost kanala kako bi endodontski instrument dosegnuo apikalni otvor te se osiguralo učinkovito čišćenje čitavog kanala prije njegovog punjenja (42-45). Prema zagovornicama te tehnike, apikalna prohodnost ima niz prednosti kao što je uspostava i održavanje olakšanog pristupa instrumentu, osigurava bolju percepciju anatomije korijenskog kanala, olakšava određivanje radne duljine korijenskog kanala, omogućuje učinkovito ispiranje apikalne trećine korijenskog kanala, smanjuje mogućnost nastanka blokade kanala i skraćenja radne duljine, smanjuje mogućnost nastanka proceduralnih greški, uklanja male dentikle i kalcifikacije, mehanički razara biofilm, smanjuje postoperativnu bol, smanjuje apikalni pritisak i omogućuje punjenje do apikalnog otvora (46-49).

1.2 Povijesni razvoj strojnih endodontskih instrumenata

Dugi niz godina korijenski kanali su obrađivani ručnim endodontskim instrumentima što je često zamorno za terapeuta s puno neželjenih incidenata i komplikacija tijekom rada. U početku su instrumenti bili nestandardizirani, razlikovali su se svojim svojstvima od proizvođača do proizvođača, pa čak je postojala inkonzistencija kod instrumenata istog proizvođača. Iz toga razloga Ingle 1955. godine ukazuje na potrebu standardizacije endodontskih instrumenata. Iste stavove zastupa i 1958. godine na Second International Conference of Endodontics (SICE) u Philadelphiji. U konačnici 1961. godine Ingle uvodi bojom i brojevima normirane ručne endodontske instrumente. Brojevi 06-08 označavali su tanje instrumente, a brojevi od 110-150 deblje. U lipnju 1976. The Council of Dental Materials and Devices (CDMD) of the American Dental Association (AAD) utvrđuje norme i fizičke

karakteristike instrumenata, kao i načela preparacije i instrumentacije korijenskih kanala (50,51).

Vrlo rano u početku razvoja endodoncije zamorna obrada ručnim instrumentima pokušala se olakšati uvođenjem strojnih pomagala. No, zbog loših svojstava metalnih legura od kojih su se tada izrađivali instrumenti rani pokušaji nisu doveli do njihove uspješne i dugotrajne primjene. Naime, čelični instrumenti od kojih su izrađivani svi endodontski instrumenti do unazad 25 godina imaju određenu krutost koja se povećava s povećanjem veličine instrumenta. Posljedica toga je sklonost tih instrumenata da izravnavaju zakrivljene korijenske kanale kao rezultat sila koje nastoje vratiti instrument u njegov izvorni oblik (Haapasalo). Zbog toga je čelične instrumente potrebno savinuti u obliku zavoja kanala. Ponekad je, usprkos tom postupku, gotovo nemoguće instrumentirati kanal do većeg opsega ručnim instrumentima bez posljedičnih pogrešaka kao što je transportacija ili transpozicija apikalnog otvora (52,53). Tek napretkom metalurgije i pronalaskom NitiNol legure strojna instrumentacija zauzima vodeće mjesto u obradi korijenskih kanala u većini suvremenih ordinacija.

Najvažniji izumi koji su doveli do današnjih modernih endodontskih tehnika instrumetacije su:
1838. Edwin Maynard – prvi endododntski instrumenti zarezivanjem satne, a potom klavirske žice
1892. Oltramare – prvi instrument kojim se strojno obrađuje korijenski kanal
1885. predstavljeno je Gates Glidden svrdlo
1889. William H. Eollins – prvi motor za strojnu instrumentaciju
1928. „Cursor filing contra-angle“ endodontski motor koji kombinirana rotacijsku i vertikalnu kretnju instrumenta
1958. Racer (W&H) – endodontski mikromotor koji je imao vertikalne kretnje
1960. „Nitinol” nikal-titanska legura (Ni – nikal, Ti – titan, NOL – Naval Ordonance Laboratory – laboratorij u kojem je legura proizvedena)
1964. Giromatic endodontski motor s jednakim recipročnim rotacijama od 90°
1988. Walia i suradnici su predložili Nitinol za oblikovanje korijenskih kanala (2,6,54,55).

Kvantni skok u strojnoj obradi korijenskih kanala omogućio je razvoj superelastične nikal-titanske legure nazvane NiTiNol koja je proizvedena u Naval Ordonance Laboratory1960.

godine kao rezultat potrage za nemagnentom, vodootpornom i na sol otpornom legurom. Pokazalo se da legura ima svojstvo superelastičnosti. U dentalnoj medicini legura se počela koristiti u kasnim 70-im godinama prošlog stoljeća u ortodonciji zbog svojstva pamćenja oblika, a 1990. godine Walia je prvi puta predložio njeno korištenje za izradu endodontskih instrumenata (56). NiTi legura ima svojstvo transformacije kristalne molekularne strukture (faze) koja joj omogućuje veću elastičnost i otpornost na lom uslijed djelovanja sila (7,57,58). Postoje tri različita stanja te legure: martenzit, martenzit potaknut stresom (superelastičan) i austenit. Kada se materijal nalazi u martenzitu, on je relativno mekan i može se lako deformirati, dok je u austenitičnom obliku neelastičan i čvrst. Vanjske sile transformiraju austenitičnu kristalnu strukturu u martenzitičnu kristalnu strukturu potaknutu stresom koja može podnijeti veće sile bez dodatnog naprezanja. Zahvaljujući svojoj jedinstvenoj kristaličnoj strukturi NiTi legure, instrument se vraća u prvotni oblik što se naziva svojstvo memorija oblika. Stoga su nikal-titanske legure jedinstvene jer imaju elastičnost potrebnu za prilagođavanju zavojitostima i drugim nepravilnostima kanala, ali i čvrstoću potrebnu za reznu učinkovitost (57).

Početkom 90-ih godina prošlog stoljeća započela je era razvoja nikal-titanski strojnih instrumenata sa svojstvima koja omogućuju siguran i predvidiv rad unutar korijenskih kanala. Prvi takav instrument razvio je McSpadden 1992. godine s konicitetom od 2%, no zbog čestog loma unutar korijenskog kanala, taj instrument nije našao široku primjenu. Slijedio ga je dr. Johnson s ProFile instrumentom s konicitetom 4%. Taj sustav instrumenta je prvi strojni sustav nikal-titanskih instrumenta koji je ušao u kliničku primjenu, a može se naći na tržištu i danas (2,59,60). Vrlo brzo su se pojavili i drugi strojni sustavi kao što su LightSpeed (Dr. Steve Senia i Dr. William Wildey), Quantec (Dr. John McSpadden) i Greater Taper (GT, dr. Steve Buchanan). Ti se instrumenti smatraju **prvom generacijom** nikal-titanskih strojnih instrumenta, a zajedničko im je pasivne rezne plohe i jednak konicitet duž cijele radne dužine. Rezna ploha smanjuje učinak urezivanja instrumenta u dentin, održava centričnost kanala, tj. smanjuje mogućnost nastanka transportacije kanala, podržava rezni brid i ograničava dubinu reza (61). Korijenski kanali obrađuju se velikim brojem instrumenata, određenim redoslijedom – sekvencom, kako bi se postigao željeni oblik korijenskog kanala, Crown-down tehnikom pri čemu se prvo instrumentira cervikalna, potom srednja trećina, a tek na kraju apikalna trećina (62-65). Opisani instrumenti imaju učestaliju sklonost lomu koja se ne može predvidjeti temeljem vizualnog pregleda instrumenta u odnosu na ručne instrumente, a čimbenici o kojima ovisi ta sklonost je stupanj zakrivljenosti korijenskog kanala (66,67) i broj sterilizacija instrumenta (68). Instrumenti s većim apikalnim promjerom u užim kanalima

podliježu većem zakretnom momentu, tj. sile kojima stijenka kanala utječe na instrument su veće i time i mogućnost loma kanala (69) pri čemu su torzijske frakture češće u odnosu na fleksijske (70).

Krajem devedesetih godina na tržište dolazi **druga generacija** instrumenata koje odlikuje aktivni rezni brid i manji broj instrumenata potreban za potpunu obradu kanala. Pozitivni kut reznog brida čini te instrumente učinkovitijim, a da bi se spriječilo uglavljivanje u dentinu, kut između oštrice i uzdužne osi instrumenta je manji. K tome, neki sustavi kao što su EndoSequence (Brasseler, SAD) i BioRaCe (FKG Dentaire, Švicarska) imaju alteracijske dodirne točke sa stijenkom kanala. Međutim, najpopularniji predstavnik te generacije je ProTaper sustav (Dentsply Tulsa, SAD) kod kojeg se na jednom instrumentu mijenja konicitet na njegovim različitim dijelovima. To omogućuje instrumentaciju različitih dijelova korijenskog kanala (59) i premda svi instrumenti osim „Orifice openera“ dosežu punu radnu duljinu, njihov dizajn omogućava Crown-down instrumentaciju. To je višekomponentni sustav koji ima tri instrumenta za instrumentaciju koronarne trećine korijenskoga kanala i tri instrumenta za instrumentaciju apikalne trećine. Promjer radnog dijela ovog instrumenta je 0.17/0.19 i 0.20 mm za tzv. “shaping files”, te 0.20/0.25/0.30 mm za tzv. “finishing files”. Konicitet duž pojedinog Pro Taper instrumenta se mijenja između 2 i 19 %. Kod “shaping files” gradijent koeficijenta duž instrumenta je silazni, a kod “ finishing files” gradijent koeficijenta je uzlazni. Instrumenti imaju trokutasti poprečni presjek, dok u seriji ProTaper Universal, dva dodatna veća instrumenta za završno oblikovanje imaju reduciranu srž instrumenta kako bi se postigla njihova elastičnost (71). Zbog promjena koniciteta duž instrumenta kut radnog reznoga dijela instrumenta varira između 20 i 30 stupnjeva. Značajna prednost ProTaper instrumenta je da zbog svojih svojstava i sposobnosti instrumentacije i penetracije, prvo u koronarni dio kanala, omogućuje lakši prodor i bolju instrumentaciju u apikalnom dijelu. ProTaper instrument uklanja veliku količinu korijenskoga dentina. Ako se instrument odgovarajuće ne čisti i ne uklanja dentinski debris s njega, između ponovnog unošenja u kanal može doći do uglavljivanja instrumenta u kanalu i eventualnoga loma samoga instrumenta (72-75). Još jedan predstavnik druge generacije je K3 instrument (SybronEndo, Orange, SAD) dr. McSpaddena, kojeg karakterizira, osim blago pozitivnog reznog brida, široka radijalna ploha koja pruža potporu oštrici dodavajući periferno masu čime instrument postaje otporniji na torzijsku i rotacijsku napetost. I ovu generaciju instrumenata karakterizira sklonost lomu, tj. separaciji i zaostatku dijela instrumenta u korijenskom kanalu (76).

Kako bi se smanjila sklonost lomu instrumenata i koroziji te poboljšala oštrina reznih bridova neki su proizvođači pokušali poboljšati svojstva instrumenata postupkom elektropoliranja (EndoSequence i BioRaCe). To je završna obrada instrumenta kojom se kontroliranom elektrokemijskom reakcijom uklanjaju nepravilnosti (poroznosti, hrapavosti, pukotine) s površine instrumenta, nastale kao posljedica njegova glodanja (77). Međutim, rezultati ispitivanja otpornosti tih instrumenata nisu jednoznačni. I dok neki istraživači potvrđuju korisnost elektropoliranja (78-82), drugi nisu pronašli veću otpornost na lom tako obrađenih instrumenata (83). Drugi postupak kojim su se pokušala poboljšati svojstva instrumenta je implantacija iona bora, titanovog nitrida ili oksida, dušika ili dušika u kombinaciji s argonom (84,85).

Treća generacija endodontskih instrumenata nastala je razvojem metalurške obrade nikal-titanske legure. U 2007. godini proizvođači se fokusiraju na termomehaničke postupke grijanja i hlađenja legure od koje se izrađuju instrumenti kako bi se poboljšala otpornost na torzijski i ciklički zamor i smanjila pojavnost loma u zavijenim korijenskim kanalima (86). Tvrtka Sportswire LLC (Langley, SAD) razvila je novu nikal-titansku leguru pod nazivom M-Wire (87). Instrumenti izrađeni od M-Wire legure su GT Series X, ProFile Vortex i Vortex Blue od tvrtke Dentsplay Tulsa Dental. Među njima se ističe Vortex Blue svojom posebnom plavom bojom koja je posljedica odlaganja titanijevog oksida na njegovoj površini. Time se kompenzira gubitak čvrstoće M-Wire te se poboljšava svojstva rezanja i otpornosti na abraziju u usporedbi s ProFile Vortexom. Tvrtka SybronEndo je 2008. predstavila prvi nikal-titanski instrument, Twisted Files, izrađen od nove, R-phase legure uvijanjem za razliku od dotadašnjih NiTI instrumenata koji su se izrađivali isključivo glodanjem. Prema proizvođaču, nikal-titanska žica od koje se izrađuje instrument je u austenitičnom obliku. Kada se primijeni sila kojom se instrument uvija, promjeni se kristalična struktura te nastane romboidna R-faza i martenzitična transformacija. Potom se primjenjuje odgovarajući termički postupak kako bi se zadržala ta kristalična struktura (58,77). Ista tvrtka je unaprijedila i već postojeći K3 sustav primjenom M-Wire tehnologije u novi K3XF koji se dizajnom ne razlikuje od svog prethodnika, već samo metalurškom obradom (7). Istraživanja su pokazala veću otpornost Twisted File-a na ciklički zamor u odnosu na ProTaper, ProFile, Mtwo i K3 instrumenata što potvrđuje superiornost postupka uvijanja instrumenta u odnosu na glodanje (88,89).

Legura koja ima izvrsna svojstva fleksibilnosti, a pri tome ne zadržava svojstvo pamćenja oblika naziva se CM-Wire (Controlled Memory) (DS Dental, Johnson City, SAD), a na tržištu se pojavila 2010. godine. U svom sastavu ima manji postotak nikla (52% masenog udjela) od

ostalih komercijalno dostupnih legura koje u sebi imaju 54,5 – 57% nikla. Instrumenti izrađeni CM-Wire su HyFlex (Coltène/Whaledent, Njemačka) i Typhoon. Za razliku od klasičnih nikal-titanskih instrumenata koji ne pokazuju znakove upozorenja prije loma, na HyFlex instrumentima može se uočiti odvijanje, koje, ako se instrument ne vrati u svoj prvotni oblik nakon autoklaviranja, je znak da instrument treba odbaciti da se ne bi dogodio lom. Instrument se može savinuti poput onih izrađenih od nehrđajučeg čelika i na taj način omogućiti pristup u zavinute i podminirane kanale, a prema proizvođaču zadržava svoj oblik unutar kanala (90). Dodatno poboljšanje instrumenta je donio novi način njegove izrade u seriji HyFlex EDM. Postupkom elektro-korozije kontrolirano se uklanja metal s površine pomoću električnih iskri kako bi se oblikovao željeni oblik. Ponovljeno bombardiranje slitine električnim iskrama tali materijal te čak dovodi do njegove evaporacije na pojedinim mjestima. To rezultira posebnom površinom koja ima svojstva poboljšane tvrdoće i poboljšanih svojstava rezanja (91).

Svojstva legure pokušavaju se poboljšati i površinskom obradom razlilčitim postupcima.To obuhvaća *implantaciju iona imerzijom u plazmu*, potom *stvaranje oksida* na površini legure, tj. odlaganje sloja titanijevog oksida na površini što instrumentu daje posebnu plavu boju, termalno nitraranje čime se stvara sloj titanijevog nitrida koji očvšćuje površinu instrumenta. *Kriogenim postupkom* uranjanja se instrument u tekući dušik čime se poboljšavaju svojstva otpornosti na trošenje, abraziju, koroziju, povećava se mikrotvrdoća i poboljšava čvrstoća metala kroz čitav presjek instrumeta, a ne samo na njegovoj površini, a *elektropoliranjem* se instrument finalno obrađuje uklapanjem u strujni krug i uranjenjem u elektrokonduktivnu tekućinu što dovodi do oksidacije iona i njihovog otapanja u tekućini čime se instrument zaglađuje (92).

Četvrta generacija svoj stvarni razvoj je započela 2008. godine kada je dr. Ghassan Yared predložio nejednaku recipročnu kretnju instrumenta unutar kanala koristeći F2 instrument ProTaper sustava (93). Premda se ideja recipročnih kretnji javila jako rano u razvoju instrumentacije kanala, Giromatic system (MicroMega), Endo-Gripper (Moyco Union Broach, Montgomeryville, PA, USA), Intra-Endo 3 LD (KaVo, Biberach, Germany) i Dynatrak (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) bili su predvodnici recipročne tehnologije s čeličnim instrumentima koji su se rotirali 90° u smjeru kazaljke na sat i 90° u suprotnome smjeru. Većina tih sustava vrlo su brzo izgubila tržišno natjecanje zbog proceduralnih pogrešaka uslijed krutosti čeličnih instrumenta, uključujući sklonost izravnjavanja kanala (94). S vremenom su slijedili sustavi s manjim opsegom recipročnih kretnji kao što su M4

(SybronEndo, Orange, CA, USA), Endo-Eze (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, USA) i Endo-Express SafeSider (Essential Dental Systems, South Hackensack, NJ, USA) čiji okreti u smjeru lijevo i desno iznose 30° (95).

Yared je koncept recipročne kretnje u kanalu temeljio na ručnoj "balanced force" tehnici za zavijene kanale koju je 1985. godine opisao Roane sa sur. (96), a u kojoj se koriste recipročne kretnje kako bi se apikalni dio kanala obradio većim promjerom instrumenta bez proceduralnih pogrešaka. Pri tome je upotrijebio je ProTaper F2 instrument 25/0,08 (Dentsply Tulsa Dental Specialties) koji je originalno bio dizajniran tako da reže dentin kada se kreće u smjeru kazaljke na sat. Autor je predložio rotaciju u smjeru kazaljke na satu i u suprotnome smjeru koja je nejednaka (144° u smjeru, te 72° u suprotnome). U recipročnim sustavima rezanje dentina se vrši reznim bridom prilikom pokreta instrumenta u smjeru suprotnome od kazaljke na satu, a oslobađanje instrumenta se događa u smjeru kazaljke na satu. Na taj način su sile koje djeluju na instrument manje jer se događa otpuštanje reaktivnog stresa nastalog kao posljedica frikcije tijekom rotacije što dovodi do manjeg cikličkog zamora instrumenta (97,98). Da bi napravio puni krug, instrument treba napraviti pet recipročnih kretnji. Predložio je jedan instrument kojim se optimalno može obraditi bilo koji kanal (93). To je začetak i koncepta „single file" koji označava uporabu jednog instrumenta za čitav postupak obrade kanala, a ubrzo je to postao i koncept jednokratne uporabe instrumenata zbog zabrinutosti za prenošenje infekcije prionima i smanjenja mogućnosti nastanka loma (99).
Vrlo brzo iza predstavljanja novog recipročnog koncepta tvrtke Dentsplay (SAD) i VDW (Njemačka) su stavile na tržište sustave WaveOne i Reciproc „single file" instrumente koji obrađuju kanale recipročnim kretnjama. WaveOne ujedinjuje dizajn druge generacije i metaluršku tehnologiju treće generacije, a kretnja u smjeru obrnutom kazaljke na satu (150°) je pet puta veće od one (30°) u smjeru kazaljke na satu s približno 350 okr./min. (100). Nakon tri ciklusa instrument napravi puni krug. Premda se većina kanala može obraditi jednim, tzv. primarnim instrumentom (25/0,08%), postoje još dva dodatna instrumenta, s manjim (21/0,06%) i većim (40/0,08%) promjerom na vrhu. Manji instrument ima stalni konicitet duž radnog dijela 0,06%, dok ostala dva imaju konicitet 0,08% od D1 do D3, a od D4 do D16 imaju progresivno manji konicitet. Oblik presjeka instrumenta također se razlikuje u apikalnom dijelu. Od D1 do D8 je modificirani konveksni trokutasti presjek, s utorima u obliku slova U, a od D9 do D16 presjek je konveksni trokut. Promjenjiv kut nagiba oštrice i

razmak između istog uzorka također doprinosi jedinstvenom dizajnu instrumenta (5,6,94,101).

Reciproc (VDW) instrument izrađen od M-Wire ima presjek u obliku slova S te tri instrumenta. R25 (25/0,08%) je predviđen za uske kanale, R40 (40/0,06) za srednje i R50 (50/,005) za široke kanale. Drška instrumenta je dugačka 11 mm što je kraće od ostalih instrumenata (13 mm), a olakšava pristup kutnjacima. U minuti instrument napravi deset ciklusa reciprokacije što odgovara približno 300 okr./min. (97,102).

Premda svojim dizajnom potpuno različit od svih dosadašnjih endodontskih instrumenata, većina autora samoprilagođavajući instrument (Self-Adjusting File system – SAF) (Re-Dent-Nova, Izrael) svrstava u četvrtu generaciju (7). Pojavio se na tržištu 2010. godine kao inovativni sustav šupljeg endodontskog instrumenta koji se pokreće vibracijskim pokretima (101). Posebno konstruiran mikromotor RDT pretvara rotacijske kretnje u vibracije (5000 vibracija u minuti) uz 0,4 mm vertikalne amplitude zadržavajući mogućnost rotacije kada se instrument izvuče iz kanala. Vibriranjem i prodiranjem endodontskog instrumenta unutra prema van, te konstantnim ispiranjem kroz šupljinu instrumenta prilikom instrumentacije uklanja se korijenski dentin i izbacuje dentinski debris. SAF je izrazito elastičan i kompresibilan što omogućuje da se instrument 1,5 mm može umetnuti u kanal koji je proširen do broja 20 ručnog instrumenta. Zbog svoje elastičnosti nikal-titanske latice se prilagođavaju anatomskom obliku kanala. SAF endodontski instrument dolazi u tri dužine (21 mm, 25 mm i 31 mm) i u dva promjera (1,5 mm i 2,0 mm). SAF promjera 1,5 mm dizajniran je za kanale inicijalnog apikalnog promjera ISO 20-35. SAF instrument promjera 2,0 mm ima dizajn za kanale inicijalnog apikalnog promjera ISO 20-35. Zaključak toga je da je instrument promjera 2,0 mm dizajniran za šire kanale i da se može koristiti i u kanalu kod djece. Način obrade kanala je abrazija te se stoga dentin uklanja jednakomjerno u svim smjerovima što taj način instrumentacije čini minimalno invazivnim (103). U nepravilnim, ovalnim kanalima dodiruje stijenke u većoj mjeri od rotacijskih i recipročnih instrumenta uz manje sveukupno uklanjanje dentina (104). Zbog elastičnosti vrlo malo pokazuje tendenciju transportacije i izravnjavanja kanala. Vrh instrumenta je asimetričan za razliku od ostalih endodontskih instrumenta. Instrument se tijekom obrade kanala može deformirati, no za razliku od ostalih endodontskih instrumenata lom je vrlo rijedak i ako se dogodi, slomljeni fragment je lako ukloniti (105,106). Učinkovitiji je uklanjanju debrisa iz isthmusa korijenskog kanala u odnosu na ProTaper instrumente (107). Brojna su istraživanja pokazala ostala izvrsna svojstva sustava, no

negativna strana mu je visoka cijena i potreba da se prethodno uspostavi prohodnost kanala do ručnog instrumenta broja 20 (103,108-119).

Četvrta generacija donijela je koncept nazvan „*single file*“ koji znači da se čitav kanal može obraditi samo s jednim instrumentom (120,121). No posljedica „*single file*“ koncepta je i „single use“ koncept što znači da se instrument smije koristiti kod samo jednog pacijenta, tj. da se ne može ili ne smije sterilizirati. Osim što obrada čitavog kanala ili više kanala kod jednog pacijenta jednim instrumentom dovodi do akumulacije stresa u njegovoj strukturi i stoga ih čini sklonijima lomu, u podlozi tom konceptu je i nemogućnost uklanjanja priona uobičajenim postupcima sterilizacije. Prioni su mikroorganizmi odgovorni za teške degenerativne bolesti uključujući spongiformnu encefalopatiju (122).

Petu generaciju čine instrumenti s ekscentričnim centrom rotacije. Takva konstrukcija instrumenta dovodi posebne kretnje unutar kanala, do tzv. mehaničkog vala uzduž njegove aktivne dužine. Instrument se unutar kanala kreće vijugavo poput zmije i na taj način lakše zaobilazi prepreke kao što su kalcifikacije, stepenice ili ostale opstrukcije. Olakšano je izbacivanje dentinske piljevine i povećana je fleksibilnost instrumenta (123). Takvu građu imaju Revo-S, One Shape (Micro Mega, Besançon, Francuska) i Protaper Next (Dentsplay Tulsa Specialities/Denttsplay Maillefer, SAD). Revo-S sustav sastoji se od samo dva instrumenta za obradu početnog dijela kanala (SC1 – 25/0,06% i SC2 – 25/0,04%) te jednoga za rekapitulaciju i čišćenje (SU- 25/0,06%). Ako je potrebno kanal dodatno apikalno proširiti, tada se koriste dodatni instrumenti: AS 30, AS 35 i AS 40 (124,125). Zbog ekscentrične građe instrumenta (SC1 i SCU) stijenke kanala se dodiruju s dvije oštrice što umanjuje stres i omogućuje učinkovitije izbacivanje dentinskog debrisa. SC2 instrument ima simetričan presjek, a njegove tri iste razne oštrice omogućuju sigurno vođenje instrumenta do apikalne regije zahvaljujući ravnoteži sila. SU zaglađuje stijenke kanala, a zahvaljujući svojoj ekscentričnoj građi, rekapitulira djelovanje prva dva instrumenta (126).
One Shape istog proizvođača je jedini „single file“ instrument kod kojeg je kretnja rotacija. Karakterizira ga varijabilnost presjeka, tj. tri različite zone poprečnog presjeka: prva zona ima varijabilna tri rezna brida, druga zona je prijelaz između prve i treće, tj. progresivni prijelaz iz tri u dvije oštrice. Treća, koronarna zona ima dva rezna brida. Varijabilni razmak između dva ista uzorka na radnom dijelu smanjuje učinaka zaglavljivanja instrumenta (127,128). Novija verzija instrumenta poboljšane metalurgije je One Curve (129).

U posebnu skupinu spadaju tzv. **ekspandirajući instrumenti.** Pored SAF-a koji se kanalu prilagođava zbog svoje šuplje građe i elastičnosti M-Wire legure, tvrtka FKG Dentaire iz La-Chaux-de-Fonds, Švicarske, razvila je tehnologiju Max-Wire koja mijenja oblik prelazom iz martenzitne u austenitnu fazu. Obrada kanala vrši se XP-EndoShaper (XPES) instrumentom koji počinje instrumentaciju s ISO promjerom 15, a postiže ISO promjer 30. Također povećava konicitet od 0,01 do najviše 0,04. Kanal je tako moguće instrumentirati sa samo jednim instrumentom do minimalno 30/0,04. Instrument u martenzitnoj fazi (20ºC) je savitljiv i opušten serpentinasti oblik (položaj mirovanja ili statičkog), a kada dođe do više temperature (35ºC) postaje robusniji, tvrđi s naglašenijim serpentinastim oblikom (radni položaj ili dinamičko stanje). U dinamičnom stanju, instrument ima jače zakrivljeni oblik (130).
Završna obrada kanala vrši se s XP-Endo-Finisher (XPEF). Instrument dolazi u rigidnoj plastičnoj kutiji s oznakama u milimetrima koje omogućuju određivanje radne dužine prije njegova unošenja u kanal. Promjer instrumenta je #25, a konicitet je jednak nuli. Koristi se pri brzini 800-1000 okr./min. pri zakretnom momentu sile od 1 Ncm. Instrument ne vrši nikakvu reznu akciju. U martenzitnoj fazi je ravan i mekan, a dodatno pothlađivanje instrumenta se može napraviti rashladnim sprejem za testiranje vitaliteta. U austenitičnoj, radnoj fazi, instrument u zadnjih 10 mm radnog dijela je zavijen, u obliku kukice, što mu omogućava dodirivanje samim vrhom veće površine korijenskog kanala od tradicionalnih instrumenta (131).

1.3 Svojstva strojnih endodontskih sustava

1.3.1 Nikal-titanska legura

Strojni endodontski instrumenti izrađeni su od približno ekviatomske legure nikla (55%) i titana (45%) koja se naziva 55 NitiNOL. Mali udio nikla može biti zamijenjen kobaltom (manje od 2% masenog udjela). Drugi tip legure sadrži 5% više nikla i naziva se 60 NiTiNOL. Ova se legura koristi za neke ručne instrumente, ali zbog nekih nepovoljnijih svojstva kao što je lošije svojstvo pamćenja oblika, povećana tvrdoća itd. nije pronašla široku primjenu (132). Reverzibilna kristalična građa te legure omogućuje svojstvo “pamćenja” oblika i superelastičnosti. Svojstvo „pamćenja“ znači da se legura deformira na jednoj temperaturi, a

vraća se u prvotni oblik kad se zagrije do određene temperature. Nitinol legura nalazi se u dva osnovna kristalična oblika, martenzitnom i austenitnom, a prijelaz iz jedne u drugu događa se ovisno o temperaturi i silama koje se na nju primjenjuju. Martenzitni oblik legure je mekan i lako se deformira što je važno za prilagodbu endodontskog instrumenta nepravilnostima korijenskog kanala. Karakterizira ga monoklinička kristalična struktura poznata kao B19' koja ima jedinstveno svojstvo podnošenja ograničene deformacije bez kidanja atomskih veza. Ta vrsta deformacije naziva se *twinning* što označava reorganizaciju atomskih ravnina bez trajne deformacije. U takvom obliku legura može podnijeti 6 – 8 % deformacije svog oblika. Austenitni oblik (B2) ima jednostavnu kubičnu kristalnu rešetku i naziva se roditeljskom fazom. Legura je u tom obliku kruta što je poželjno svojstvo za reznu učinkovitost instrumenta. Legura hlađenjem prelazi u martenzitni oblik, potom u deformirani martenzit, a zagrijevanjem se vraća u austenit. Taj se proces naziva učinak termičkog pamćenja oblika. Prijelaz iz austenitnog u martenzitni oblik uzrokovan stresom (silama) događa se u uskom rasponu temperatura. Kada se legura koja je u austenitnom obliku podvrgne stresu, događa se elastična deformacija koja linearno slijedi razinu stresa. Ako se deformacija (stres) dodatno poveća, dolazi do superelastične deformacije koja ostaje konstantna dok čitava legura iz austenitnog ne prijeđe u martenzitni oblik. Tada prestaje svojstvo superelastičnosti i ako se nastave povećavati sile koje djeluju na instrument dolazi do njegove plastične deformacije (133,134).

Treći kristalični oblik jedna je vrsta martenzita koji se pojavljuje tijekom hlađenja i naziva se R-faza. Nastaje rombohedralnom deformacijom B2 kristalne rešetke. Transformaciju R-faze mogu izazvati različiti postupci koji uključuju termičke cikluse, žarenje nakon deformacije, starenje legure, dodatak trećeg elementa itd. (135).

Napredak metalurgije doveo je 2007. godine do razvoja **M-Wire legure** (Sports Wire, Langly, SAD) koja sadržava mješavinu martenzita i austenita koja je stabilna na sobnoj temperaturi, za razliku od klasičnog nitinola koji je na 37°C uglavnom u austenitnom obliku (58,136). Martenzit u toj leguri pridonosi otpornosti endodontskih instrumenata na ciklički zamor (137,138). Periera sa sur. (139) ispitujući vlačnu čvrstoću i tvrdoću po Vickersu ustanovio je da su instrumenti izrađeni od M-žice fleksibilniji i više otporni na ciklički zamor. Da bi se ublažio gubitak krutosti koja je potrebna za učinkovito rezanje i otpornost na abraziju, neki instrumenti su površinski tretirani slojem titanijevog oksida koji im daje posebnu plavu boju (Blue, Dentsplay Tulsa Dental Specialities).

Gold-wire tehnologija (Dentsply-Tulsa Dental Specialities) nastaje zagrijevanjem, a potom sporim hlađenjem instrumenta nakon što je on izrađen, za razliku M-Wire tehnologije gdje se toplinski tretman legure odvija prije izrade instrumenta (140).

R-phase leguru razvio je 2008. godine SybronEndo, Orange, SAD, postupkom transformacije NiTi žice iz austenitnog oblika u R-fazu i taj je oblik stabiliziran na višim temperaturama što je omogućilo izradu instrumenta uvijanjem umjesto glodanjem kao kod ostalih NiTi instrumenata. Na taj način se izbjegavaju nepravilnosti površine koje mogu biti mjesto začetka loma instrumenta (141). R-faza ima niži modul smičnosti od martenzita i austenita te je sila potrebna za transformaciju R-faze manje od jedne desetine one koja je potrebna za transformaciju martenzita. Na sobnoj temperaturi instrument izrađen od R-faze je u potpunosti u austenitnom obliku (142).

Legura s kontroliranom memorijom, tzv. **CM-Wire** (Coltène Whaledent) legura ima u sebi niži udio nikla (52%) i prolazi poseban toplinski tretman koji joj omogućuje zadržavanje velike fleksibilnosti, no uklanja svojstvo „pamćenja". To omogućuje savijanje instrumenta prije unošenja u korijenski kanal (143). Martenzitične legure lako se deformiraju i imaju svojstvo povratka u originalni oblik ako se zagriju iznad određene temperature, no pokazuju svojstvo martenzitične superelastičnosti uzrokovane stresom koja postoji kod konvencionalnih NiTi legura. Peters sa sur. (144) je pokazao da značajan udio (82%) Hyflex instrumenta izrađenih od CM legure se plastično deformira, ali samo polovica njih se vraća u svoj prvotni oblik nakon sterilizacije. Stoga proizvođači preporučuju jednokratnu uporabu tih instrumenata.

Max-Wire je legura koju je pantetirala tvrtka FKG 2015. Njena je karakteristika da je na sobnoj temperaturi u martenzitnom obliku, a kada temperatura dosegne 35°C događa se transformacija u austenitni oblik (145). To omogućuje promjenu oblika instrumenta koji kada dođe na tjelesnu temperaturu unutar korijenskog kanala prelazi u austenitni oblik te se polako širi i prilagođava anatomiji zuba. Vrh instrumenta ekspandira od ISO #15 do ISO # 30 unutar 1 mm od njegova vrha te na taj način može služiti kao početni, prvi instrument kojim se ispituje i priprema kanal za konačnu obradu i kao instrument kojim se u potpunosti obrađuje korijenski kanal.

Temperature tranzicije iz martenzita u austenit nalaze se u rasponu: 17°C za R-phase, 35°C za Max-Wire, 38°C za Blue, 50°C za M-Wire te 55°C za CM i Gold legure (145).

1.3.2 Kinematika NiTi strojnih sustava

Rotacijske kretnje su one kretnje kod kojih se dio ili dijelovi čvrstog tijela kreću koncentrično oko stalne osi kretnje. Angularna, kutna brzina se definira kao vrijeme potrebno da čestica promijeni kutni položaj, a najčešće se opisuje kroz broj okretaja u minuti.

Istovremeno s razvojem metalurgije i dizajna endodontskih instrumenta razvijali su se endodontski motori. Premda se rotacijski endodontski instrumenti mogu uložiti u mikromotor s reduciranim brojem okretaja, danas se strojna obrada kanala uglavnom vrši pomoću posebnih endomotora. Kontinuirane cikličke, vlačne i tlačne sile kojima je endodontski instrument podložan tijekom strojne rotacije mogu imati destruktivne posljedice na njegovu strukturu. Ako se elektronički ne kontrolira, broj okretaja klasičnih mikromotora je od 2000, 4000 do maksimalno 40 000 okr./min. Optimalni broj okretaja za NiTi endodontske instrumente je 200 do 300 okr./min. što zahtijeva značajnu redukciju brzine rotacije putem zupčanika (146). Veći broj okretaja u minuti znači veću reznu učinkovitost. Negativna strana većeg broja okretaja je gubitak taktilnog osjeta, lom instrumenta nakon distorzije zavoja instrumenta, promjene u obliku kanala, naročito onih zavijenih i gubitak kontrole. Međutim, smanjenje broja okretaja u minuti dovodi do značajnog povećanja zakretnog momenta sile. Pojednostavljeno, zakretni moment je sila kojom uređaj rotira instrument, a ta se sila prenosi na stijenke kanala i reže dentin. Drugim riječima zakretni moment je sposobnost mikromotora da podnese lateralni pritisak na instrument u okretanju bez smanjenja brzine i rezne učinkovitosti. Zakretni moment ovisi o vrsti ležaja i količini energije koja doseže mikromotor, a također, pored brzine rotacije može utjecati na zaglavljivanje instrumenta, njegovu deformaciju i lom (147). Instrument pod velikim zakretnim momentom je jako učinkovit s povećanom incidencijom zaglavljivanja, deformacije i loma instrumenta, dok će niske vrijednosti zakretnog momenta umanjiti učinkovitost instrumenta s otežanim prodorom instrumenta u kanal.

Ako se koristi mikromotor s visokim vrijednostima zakretnog momenta, može se dogoditi da se prijeđe specifična granica zakretnog momenta, tj. granica loma instrumenta (148). Stoga je

kontrola zakretnog momenta endomotora vrlo važan čimbenik za smanjenje rizika nastanka loma NiTi instrumenata. Konvencionalni rotirajući instrumenti bili su prilagođeni da istom brzinom rotacije i istim zakretnim momentom na endomotoru obrađuju sve dijelove korijenskoga kanala bez obzira na njegovu zavojitost ili obliteriranost. Najrizičniji moment je onaj kad instrument u kratkim vremenskim intervalima više puta prolazi kroz usko i zavojito područje te se time povećava količinu stresa na instrumentu (149*)*.

U zadnjem desetljeću prošlog stoljeća uglavnom su korišteni endomotori s malim brojem okretaja, no s visokim vrijednostima zakretnog momenta (148). Kontrola zakretnog momenta sile direktno utječe na pretvorbu austenita u martenzit. Da bi se smanjio rizik nastanka loma instrumenta unutar kanala i iskoristile njegove najbolje karakteristike, vrijednosti stresa (sila) bi trebale biti unutar raspona kada počinje martenzitna transformacija stresom do krajnje kliničke vrijednosti sile kada nastaje lom. Taj je raspon mali i teško ga je točno odrediti, a maksimalna vrijednost zakretnog momenta sile trebala bi biti neznatno ispod granice elastičnosti instrumenta. Granica elastičnosti instrumenta ovisi o mnogim čimbenicima kao što su njegov oblik, koničnost, vrsta legure i dimenzije. Stoga bi proizvođač trebao dati upute o vrijednostima zakretnog momenta sile za svaki instrument kako bi se postigla optimalna rezna učinkovitost i smanjio rizik njegova loma tijekom instrumentacije. Novi endomotori imaju računalnu kontrolu što omogućuje preciznu prilagodbu vrijednosti zakretnog momenta za svaki instrument različitih sustava. Memorija uređaja pohranjuje vrijednosti kao što su brzina okretaja, granica elastičnosti, maksimalni zakretni moment sile kao i kut desno-lijeve kretnje za svaki posebni instrument.

Novi endomotori počevši sa ZX Moritea imaju u sebi integriran apeks lokator (150).

Recipročna kretnja je definirana kao ponovljena kretnja naprijed i natrag (u smjeru kazaljke na satu i obrnuto od smjera kazaljke na satu). Prisutna je u endodonciji dugi niz godina i može se primijeniti na velik broj endodontskih instrumenata. Postoji nekoliko oblika recipročnih kretnji:

- Potpuna recipročna kretnja (oscilacija)
- Djelomična recipročna kretnja (rotacijski učinak)
- Hibridna recipročna kretnja (kombinirani pokreti).

Hibridna recipročna kretnja može biti fiksna ili fleksibilna, tj. može mijenjati vrstu reciprokacije u kanalu ovisno o mehaničkom otporu i zakretnom momentu sile (151).

Recipročna kretnja uvedena je u endodonciju kroz premisu da će se promjenom smjera rotacije tijekom instrumentacije smanjiti broj ciklusa instrumenta što će dovesti do manjeg cikličkog zamora instrumenta u usporedbi s kontinuiranom rotacijskom kretnjom (152). Dugi niz godina se eksperimentiralo sa simetričnim recipročnim kretnjama, no sustavi koji se su temeljili na amplitudi kretnji 90º u smjeru kazaljke na satu i 90º u suprotnom smjeru (Giromatic system, Endo-Gripper, Intra-Endo 3 LD i Dynatrak) nisu opstali na tržištu zbog veće pojavnosti proceduralnih pogrešaka. M4 Safety nastavak za mikromotor (SybronEndo/Kerr), Endo-Eze (Ultradent Products Inc., SAD) i EndoExpress SafeSider (Essential Dental Systems, SAD) koriste 30º simetričnu recipročnu kretnju (95,153).

Pojavom NiTi instrumenta i uvođenjem asimetričnih recipročnih kretnji (94), taj se način kretnji instrumenta tijekom obrade kanala pokazuje učinkovitim, sigurnim i brzim (154). Instrumenti za recipročnu kinematiku su konstruirani da režu tijekom rotacije u smjeru suprotnom od kazaljke na satu (CCW), a u obrnutom smjeru, tj. smjeru kazaljke na satu (CW) događa se oslobađanje instrumenta prije nego što dođe do pretjeranog torzijskog stresa i zaglavljivanja instrumenta u dentin (93). Stoga ih nije moguće koristiti u rotacijskim kretnjama. Dva su najpoznatija sustava recipročnih instrumenata danas na tržištu WaveOne (Dentsplay/Maileffer, SAD) i Reciproc (VDW, Njemačka). Oba su sustava izrađena od M-Wire legure. Novije verzije tih instrumenta Wave One Gold i Reciproc Blue razlikuju se u termičkoj obradi legure od koje su izrađeni. Učinkovitost recipročnih instrumenta vezana je uz recipročni kut. Instrumenti koji imaju veći raspon kutova same recipročne kretnje imaju i bolju učinkovitost (155). Prema proizvođačima WaveOne ALL' mode recipročni kut iznosi 170° CCW i 50° CW, dok kod Reciproc sustava iznosi 150° CCW i 30° CW (156).

Vrijednosti asimetrične recipročne kretnje različitih endomotora kao i zastoj između dviju kretnji i ubrzanje imaju značajnu ulogu u učinkovitosti različitih instrumenata. Fidler (157) 2014. godine radi istraživanje kuta recipročnih kretnji kod ovih sustava koristi visokofrekventnu videokameru te zaključuje kako su kutovi kod WaveOne ALL' mode 160° CCW i 41° CW, a kod Reciproc sustava 159° CCW i 35° CW.
Recipročni endodontski motori mogu se svrstati u otvorene i zatvorene sustave. Oni otvoreni (ATR Vision, ATR, Italija i iEndo Sual Aceton, Francuska) imaju mogućnost promjene kutova i brzine, dok zatvoreni imaju fiksne vrijednosti bez mogućnosti modifikacije (X-Smart Plus, X-Smart IQ, Reciproc Silver i Reciproc Gold) (95).

Veća otpornost na lom instrumenata pokretanih recipročnim kretnjama u odnosu na rotacijske kretnje dokazana je u istraživanju Gambarinija i sur. (158), a Shin sa sur. (159) je pokazao da se smanjenjem recipročne amplitude ta otpornost povećava. Nasuprot tome, Lee i sur. (160) nisu pronašli veću otpornost na lom instrumenata ProTaper F2 i ProFile #25/0,6 korištenog u recipročnoj kretnji u odnosu na rotacijsku. Ferreira sa sur. (161) u sistematskom preglednom radu izvještava da većina istraživanja pokazuje da recipročne kretnje poboljšavaju otpornost instrumenta na zamor u usporedbi s rotacijskim kretnjama, neovisno o ostalim varijablama kako što su brzina rotacije, kut ili radijus zavoja kanala, konicitet i dizajn instrumenta ili površinska obrada instrumenta.

Vertikalne vibracijske kretnje s recipročnim kretnjama bile su prvenstveno namijenjene instrumentima izrađenima od nehrđajućeg čelika, a nastavci za mikromotor stvaraju okomite kretnje s rotacijskom kretnjom jedne četvrtine kruga (Canal Finder System, Švicarska i Endolift, SybronEndo, SAD). Danas postoje NiTi instrumenti, EndoPlus system koji je novija verzija Canal Finder (95).

Vertikalne vibracije pojavile su se 2010. godine s pojavom samoprilagođavajućeg instrumenta – Self Adjusting File (SAF), šupljeg instrumenta koji omogućuje ispiranje istovremeno s instrumentacijom, a obrada kanala vrši se abrazijom dentinske površine pomoću latica koje su hrapave. Tu kretnju omogućuje RDT ručni nastavak mikromotora koji ima dvostruku ulogu. On pretvara rotaciju mikromotora u translacijsku okomitu kretnju – vibraciju amplitude 0,4 mm, no zadržava mehanizam pričvršćivanja koji dozvoljava blagu rotaciju kada instrument nije uglavljen u kanalu. Kada instrument u kanalu dodiruje stijenke, rotacija se u potpunosti zaustavlja. Mikromotor rotira pri 5000 okr./min., a RDT nastavaka te rotacije pretvara u 5000 okr./min., dok terapeut instrument primjenjuje pakirajućim pokretima. Slobodna rotacija događa se kada instrument pakirajućim pokretima izađe iz kanala, a to omogućuje da instrument cirkumferentno obuhvati čitavu stijenku kanala i uniformno je obradi. Takva slučajna cirkularna pozicija omogućuje asimetričnom vrhu lakše svladavanje zavoja i opstrukcija kanala (103).

Adaptivne kretnje podrazumijevaju kombinaciju rotacijske i recipročne rotacijske kretnje. Prvi i za sada jedini takav endomotor proizvela je 2013. godine tvrtka Sybron Endo. Kada instrument nije pod opterećenjem ili je to opterećenje blago, kretnja je rotacija od 600º u smjeru kazaljke na satu, nakon čega zastaje i ponovo započinje istu kretnju. Kada se

opterećenje instrumenta unutar kanala poveća, kretnja se mijenja u recipročnu od 370º u smjeru kazaljke na satu i 50º u suprotnom smjeru (162).

1.3.3 Dijelovi endodontskog instrumenta

Da bi se moglo raspravljati o svojstvima endodontskih instrumenata, potrebno je poznavati osnovne dijelove instrumenta jer njihov dizajn uvelike utječe na reznu učinkovitost, uklanjanje dentiskog debrisa te torzijski i ciklički zamor koji dovode do loma instrumenta. Dva su osnovna dijela instrumenta: dio za pričvršćivanje i radni dio. Pomoću dijela za pričvršćivanje instrument se umeće u mikromotor, a mehanički se retinira se pomoću utora. Promjer i duljina tog dijela instrumenta (φ = 2,35 mm i l = 13,5 mm) određen je ISO standardom premda na tržištu postoje sistemi koji su kraći (11 mm) čime se olakšava pristup stražnjim zubima u slučaju da pacijent ne može jako otvoriti usta (npr. K3 SybronEndo, Orange SAD). Radni dio instrumenta najčešće je dugačak 21 mm, 25 mm i 31 mm, a sastoji se od tri osnovna dijela:

1. rezni dio
2. nerezni dio
3. vrh.

Rezni dio je aktivni dio instrumenta kojim reže dentin. Može biti u obliku reznog brida ili rezne plohe. Ponekad rezna ploha može imati tzv. **pomoćno olakšanje** – udubinu u reznoj plohi koja umanjuje stres nastao njenim trenjem. Kut kojeg čini rezni dio s uzdužnom osi instrumenta naziva se **spiralni kut**. Ako se instrument prereže vodoravno, tada se kut kojeg čini rezni dio i radijus instrumenta naziva **rezni kut**. On može biti pozitivni ili režući i negativni ili strugajući. **Učinkoviti rezni kut** je kut između reznog dijela i radijusa instrumenta koji se dobije njegovim rezanjem okomito na rezni dio (163). Većina najpoznatijih rotirajućih endodontskih instrumenata ima negativni ili barem neutralni učinkoviti rezni kut, pogotovo instrumenti manjeg promjera koje je teško proizvesti s pozitivnim učinkovitim reznim kutom (164). Rezni kut i učinkoviti rezni kut može se kod jednog te istog instrumenta razlikovati kao što je to kod Quantec instrumenta. **Utor** je udubljeni razmak između reznih dijelova. Važna je dubina utora i njegov oblik. Dubina utora definira se kao polovica najveće udaljenosti između vanjskog i unutarnjeg promjera

instrumenta (165). Dubina utora i nagib (eng. pitch) određuju njegov volumen. Tijekom instrumentacije utori zadržavaju materijal uklonjen sa stijenki kanala (organski debris, dentinska piljevina i punilo kanala). Ako se utori instrumenta u potpunosti napune debrisom, dolazi do pada učinkovitosti rezanja. To dovodi do značajnog porasta torzijskog stresa i u konačnici do loma instrumenta (166). **Srž instrumenta** je cilindrični središnji dio instrumenta koji je omeđen utorima. **Koničnost instrumenta** odnosi se na povećanje njegova promjera po milimetru radne dužine. Koničnost većine NiTi strojnih instrumenata je veća od 2%, vrijednosti koja se odnosi na ručne instrumente prema ISO standardu. Ona može biti ujednačena na čitavom reznom dijelu instrumenta ili se može razlikovati na pojedinim dijelovima jednog te istog instrumenta (npr. ProTaper, Dentsply, SAD). Povećana koničnost omogućava manju površinu instrumenta u dodiru sa stijenkama tijekom instrumentacije i time manji stres na instrument (167). **Nagib** instrumenta je razmak između dvije točke na radnoj dužini instrumenta u kojima se uzorak ponavlja ili drugim riječima razmak između vrhova dva susjedna rezna brida mjereno u odnosu na uzdužnu os. Manji nagib instrumenta znači više spirala i veći spiralni kut. Većina instrumenata ima promjenjivi nagib, rezni kut i vanjski i unutarnji konicitet (57). **Vrh instrumenta** može biti režući, nerežući i djelomično režući premda ne postoji stroga razlika između njih. Aktivni, režući vrh, na prijelazu iz radnog dijela prema samom vrhu ima rezne bridove. Uloga vrha instrumenta dvostruka: vodi instrument kroz kanal i reže stijenku dentina. Kut i radijus njegovog vodećeg brida i blizina utora određuje reznu učinkovitost vrha. Pravilo je da ako je kanal manjeg promjera od onoga instrumenta, treba koristiti režući vrh, a u suprotnome treba koristiti nerežući vrh da bi se spriječila transportacija (57,165,168).

Dizajn instrumenta ne utječe samo na njegovu učinkovitost i ostala svojstva oblikovanja korijenskog kanala već utječe i na njegovu otpornost i način na koji nastaje lom instrumenta (166).

1.3.4 Svojstva strojno potpomognutih endodontskih sustava

1.3.4.1 Rezna učinkovitost endodontskih instrumenata

Rezna učinkovitost instrumenta je ključna tijekom endodontskog liječenja zato što značajno pridonosi uklanjanju inficiranog dentina i stvara konični oblik kanala (7,35,169). Sposobnost instrumenta da učinkovito uklanja dentin sa stijenki korijenskog kanala je pod utjecajem različitih parametara kao što su rezni kut, učinkoviti rezni kut, broj, volumen i dubina utora, spiralni kut, oblik i opseg presjeka, broj uporaba i sterilizacija, dizajn vrha instrumenta, sposobnost uklanjanja dentinske piljevine, svojstva legure i postupak proizvodnje koji uključuje elektropoliranje, toplinski tretman i premaz (170). Na reznu učinkovitost utječe vrsta kretnje unutar kanala (171). Natrijev hipoklorit razgrađuje organski matriks dentina i time smanjuje njegovu mikrotvrdoću što čini preparaciju kanala lakšom. To je dokazano u radu Shena i Hapasala (169) koji su pronašli manju kompresijsku silu i veću reznu učinkovitost za Hero Shaper, FlexMaster, K3, Libertor, Alpha i Profile u pokusu na goveđem femuru nakon irigacije s NaOCl u usporedbi s praznim kanalom. Površinska obrada NiTI instrumenata (implantacija ionima bora, termalni proces nitridacije, odlaganje titanijevog nitrida parom pod tlakom, kriogena, argonska i dušična obrada) može poboljšati njihovu reznu učinkovitost (172-174).

Rezna učinkovitost može se odrediti na nekoliko načina: promjenom debljine dentina i volumena kanala, mjerenjem gubitka težine uzorka zuba ili plastičnog modela nakon instrumentacije (175), mjerenjem težine debrisa nastalog instrumentacijom ekstrahiranih zubi (176), mjerenjem najveće dubine prodora u lumenu posebnog plastičnog uzorka s cilindričnim kanalom, prosudbom vremena potrebnog za preparaciju i subjektivnom procjenom terapeuta tijekom instrumentacije (177). Metoda koja omogućava promatranje procesa rezanja u stvarnom vremenu korištenjem konfokalnog pretražnog mikroskopa povezanog s kamerom prilagođena je od strane Atmeha i Watsona (178) za promatranje i snimanje endodontskog instrumenta tijekom obrade korijenskog kanala. Tako je moguće dinamički ustanoviti distorziju dentina i propagaciju mikrofraktura za vrijeme instrumentacije.

Kataia i Kataia (175) nisu pronašli poboljšanja rezne učinkovitosti ProTaper NEXT u odnosu na ProTaper GOLD te su zaključili da modifikacija poprečnog presjeka novog instrumenta nije dovela do razlike u reznoj učinkovitosti u odnosu na već postojeći, metalurški poboljšan ProTaper Gold.

ProTaper je uspoređen s Twisted Fileom pomoću višeslojne kompjuterske tomografije pri čemu nije uočena razlika u promjeni volumena dvaju sistema, no pokazalo se da Twisted File reže dentin ujednačenije (179).
ProTaper u istraživanju Moraesa i sur. (173) je, mjerenjem težine uzorka prije i nakon instrumentacije, pokazao veću reznu učinkovitost u odnosu na Mtwo i K3 instrument.
Reznu učinkovitost dva recipročna sustava (Reciproc i WaveOne) mjerenjem napredovanja instrumenta u plastičnom bloku tijekom jedne minute usporedio je Plotino sa sur. (180). Reciproc R25 je pokazao veću učinkovitost nego WaveOne Primary u obje amplitude recipročnih pokreta (Reciproc All i Reciproc Gold).
Objašnjenje se može pronaći u poprečnom presjeku instrumenta, kao i u razlikama u kinematici pokreta. Dobra rezna učinkovitost Reciproc sustava povezana je s njegovim S-Shape oblikom, kao i dvostrukim reznim bridom instrumenta koji pri recipročnim pokretima reže dentin u oba smjera kretanja (181).
Rubio sa sur. (182) je usporedio reznu učinkovitost F360, Mtwo, RaCe i Hyflex instrumenata ISO broja 35 procjenom vremena potrebnog za instrumentaciju kanala ekstrahiranih zubi pri čemu je F360 bio najučinkovitiji.
Rezna učinkovitost instrumenata izrađenih od termalno obrađene zlatne legure (ProToper Gold) je veća ili jednaka onima izrađenim od klasičnog nikal-titana (183). U istraživanju Kima i sur. (177) kriogeni učinak poboljšava, ali ne statistički značajno, reznu učinkovitost Pro Taper Next X2 i s apikalnim promjerom instrumenta 0,06 ima jednaku reznu učinkovitost kao i rotirajući instrumenti čiji apikalni promjer instrumenta iznosi 0,08. Instrument s adaptivnim kretnjama unutar korijenskog kanala (kombinacija rotacijskih i recipročnih kretnji) Twisted File Adaptive je učinkovitiji u prodiranju kroz model korijenskoga kanala u plastičnom bloku u odnosu na WaveOne instrument s isključivo recipročnom kretnjom (170,184).

1.3.4.2 Uklanjanje dentinskog debrisa

Svi endodontski instrumenti svojim djelovanjem stvaraju dentinski debris i zaostatni sloj na stijenkama korijenskog kanala. To je smjesa organsko/anorganske tvari koja se sastoji od piljevine dentina, ostataka pulpe i bakterija u slučaju inficiranog dentina (184). Ako se radi o reviziji endodontskog liječenja, može sadržavati i tragove prethodnog punila. Premda postoji dvojba oko učinka zaostatnog sloja tijekom endodontskog zahvata, suvremena praksa smatra

uklanjanje dentinskog debrisa i zaostatnog sloja neophodnim za uspješno endodontsko liječenje iz dva razloga. Prvi razlog su moguće zaostale bakterije u zaostatnom sloju, a drugi je čistoća stijenki potrebna za odgovarajuću adheziju materijala za punjenje korijenskih kanala (185,186). Važnu ulogu u uklanjanju zaostatnog sloja imaju otopine za ispiranje, no svoju ulogu imaju i sustavi i načini na koji se instrumentira korijenski kanal (93). Također, veličina apikalnog promjera prepariranog kanala ima utjecaj na zaostajanje dentinskog debrisa na stijenkama (187-189). Stoga je jedan od kriterija kojim se procjenjuje učinkovitost nekog endodontskog sustava količina i sastav zaostatnog sloja na stijenke kanala nakon njihove završene obrade (190). Posebna pozornost posvećuje se isthmusu, ramifikacijama i apikalnoj trećini korijenskog kanala kod višekanalnih korijena zbog otežanog uklanjanja debrisa iz tog područja (115,189,191).

Mnoga su istraživanja provedena kako bi se usporedila sposobnost uklanjanja debrisa različitih endodontskih sustava (116,190-192) no često su rezultati tih istraživanja oprečni. Pri tome se uspoređuju ručni i strojni endodontski instrumenti (190,193,194), jedno-komponentni (Single File) i više-komponentni sustavi (195), rotirajući i recipročni sustavi (191).

U istraživanju Shetty sa sur. (193) je pronađeno da rotirajući strojni sustavi (ProTaper i Quantec) ostavljaju veću količinu dentinskog debrisa na stijenkama kanala u odnosu na ručni ProTaper sustav.

Dagna i sur. (116) objavili su da rotirajući sustavi s jednim instrumentom bolje uklanjaju zaostatni sloj od odgovarajućih recipročnih sustava.

Također, Robinson sa sur. 2013. godine objavljuje da jedno-komponentni recipročni sustavi uzrokuju zaostajanje veće količine debrisa u korijenskom kanalu negoli više-komponentni rotirajući sustavi (195). Bürklein (191) sa sur. je usporedio uklanjanje dentinskog debrisa instrumentima koji se koriste konvencionalnim rotirajućim pokretima (Mtwo i Protaper) s onima koji se pokreću recipročnom kinematikom (WaveOne 25/08 primarni instrument i Reciproc R25). Jedan rotirajući (Mtwo) i oba recipročna sustava pokazala su veću učinkovitost u uklanjanju zaostatnog sloja u odnosu na ProTaper, pri čemu su u čišćenju apikalnog područja Mtwo i Reciproc učinkovitiji od ProTaper i WaveOne sustava kada su ispitivani u zakrivljenim kanalima ekstrahiranih zubi.

Sposobnost uklanjanja debrisa iz isthmusa mezijalnih kanala donjih kutnjaka pomoću tri sustava: samoprilagođavajući instrument SAF (ReDent Nova), K3 (Sybron Endo) i WaveOne (Denstplay) usporedio je Dietrich sa sur. (115). SAF i K3 su pokazali veću učinkovitost, a autori to objašnjavaju nedostatnim vremenom za djelovanje natrijevog hipoklorita i kemijsko otapanje dentinskog debrisa u onim dijelovima kanala koji nisu dotaknuti samim

instrumentom kod jednokomponentnog WaveOne sustava. Neki autori smatraju da bi pokreti iščetkavanja umjesto pakirajućih pokreta koje preporučuju proizvođači bolje uklonili zaostatni sloj. Nasuprot tome Özer sa sur. (119) nije pronašao razliku u uklanjanju zaostatnog sloja između SAF-a s kontinuiranim ispiranjem s 5,25%-tnom otopinom natrijevog hipoklorita i 17%-tnom otopinom etilendiaminotetraoctene kiseline (EDTA) i ProTapera s klasičnom irigacijom pomoću šprice i igle s istim otopinama, kod umjetno inducirane interne resorpcije korijena.

Espir sa sur. (189) također je mikro CT analizom pronašao više dentinskog debrisa u srednjoj trećini korijenskog kanala kod jednokomponentnih Reciproc R40 i Mtwo instrumenata broja 40 i koniciteta 0.06 korištenog recipročnom kretnjom s većim lukom u smjeru kazaljke na satu od Mtwo sekvence (Mtwo 20/0.06 i 40/0.06) s istom kretnjom.

Najveću razliku između količine zaostalog debrisa u srednjoj trećini korijenskog kanala nakon obrade s četiri različita sustava (RaCe, HERO 642, K3 Endo i Quantec SC) pronašli su Amrita i Sureshchandra (196). RaCe je pokazao najbolja, a Quantec SC najlošija svojstva uklanjanja zaostatnog sloja.

1.3.4.3 Apikalna ekstruzija dentinskog debrisa

Tijekom instrumentacije korijenskih kanala sve ručne i strojne tehnike dovode do apikalne ekstruzije dentinskog debrisa koji osim mehaničke ozljede periapikalnog tkiva, može dovesti do bakterijske infekcije i posljedično do upalnih promjena u periapeksu. Kroz apikalni otvor korijenskog kanala može se progurati različiti sadržaj:

- dentinska piljevina
- pulpno tkivo
- nekrotizirano i upaljeno pulpno tkivo
- intrakanalni medikamenti
- mikroorganizmi
- dijelovi starog punjenja (197).

Apikalna ekstruzija povezana je s postoperativnom boli, egzacerbacijom simptoma i usporenim cijeljenjem te su sustavi za instrumentaciju koji dovode do manje apikalne ekstruzije debrisa poželjni u kliničkoj praksi (198,199). Različiti čimbenici utječu na apikalnu

ekstruziju kao što su oblik navoja, uporaba jedno- ili višekomponentnog sustava, vrsta pokreta u kanalu, cervikalno širenje i način rada terapeuta (200).

Učinak apikalne ekstruzije debrisa može se promatrati *in vitro* – mjerenjem količine prebačenog dentinskog debrisa tijekom instrumetacije ili *in vivo* pomoću praćenja razine upalnih neuropeptida kao što su Tvar P (eng. Supstance P) i peptid vezan kalcitoninski gen (eng. Calcitonin Gen Related Peptid) (200). Također, neki istraživači promatraju broj koloniformnih bakterija koje pređu preko apikalnog foramena tijekom instrumentacije. Najčešće je to bakterija *Enterococcus feacalis,* a istraživanja se provode *in vitro* (201-204).

Različiti su instrumenti, ručni i strojni, uspoređivani u svojstvu količine ekstrudiranog apikalnog debrisa tijekom obrade kanala. Pri tome, utjecaj imaju ne samo instrumenti nego i način na koji se oni koriste. Tako Crown-down tehnike dovode do manje apikalne ekstruzije kao i tehnike koje imaju u sebi rotacijske kretnje za razliku od tehnika koje imaju linearne kretnje kao što je Step-back (205,206). Reddy i Hicks (207) su zaključili da ručna Step-back instrumentacija korijenskih kanala K-strugačima dovodi do veće ekstruzije u usporedbi s Balanced force tehnikom s Fleks-R strugačima te strojnim Lightspeed i ProFile 0,04 Series 29 NiTi instrumentima. Ekstruzija bakterija također je manja kod strojnih tehnika u odnosu na ručnu Step-back tehniku. Slične rezultate je dobio Ghivari sa sur. (203) uspoređujući Step-back tehniku s ProTaper ručnim instrumentima i ProTaper i K3 strojnim instrumentima kao i Kuştarci sa sur. (204) koji je pronašao statističku značajnu razliku u količini ekstrudiranog debrisa između ručnih čeličnih instrumenata i strojnih sustava (K3, RaCe i FlexMaster).

Mjerljivu apikalnu ekstruziju bakterijskog debrisa uzrokuju čak i instrumenti koji omogućuju lagani pristup (eng. Glide path). Pri tome ručni K-instrumenti dovode do značajno veće ekstruzije u odnosu na strojne (PathFiles, G-Files, ProGlider i One G) (208).

Mogući utjecaj morfologije kanala na količinu apikalne ekstruzije bakterije *Enterococcus faecalis* proučavao je Aydin sa sur. (201). Pri tome nije pronađeno da oblik kanala niti vrsta kretnje unutar kanala (recipročna, rotirajuća ili adaptivna) utječu na količinu ekstrudiranih bakterija. Kirchhoff i sur. (209) su pronašli da kod ovalnih kanala najveću apikalnu ekstruziju debrisa pokazuje Self-Adjusting File u odnosu na ProTaper Next, WaveOne i Twisted File Adaptive.

Za razliku od njih De-Deus sa sur. (210) je pronašao manju količinu apikalnog debrisa sa Self-Adjusting Fileom u usporedi s ProTaperom i ručnim instrumentima korištenim Crown-down tehnikom kod instrumentacije mezijalnih korijena donjih kutnjaka. Također, promatrajući ovalne kanale rotacijska tehnika (ProGlider i ProTaper Next) u kombinaciji s XP-endo Finisher instrumentom dovela je do statistički značajno veće ekstruzije apikalnog debrisa u

odnosu na SAF sekvencu koja uključuje PreSAF orrifice opener i PreSAF 1 i PreSAF 2. Autori zaključuju da svaki dio instrumentacije pridonosi ekstruziji debrisa, no klinički značaj razlike u količini ekstrudiranog debrisa za sada je još nepoznat (211). Metaanaliza iz 2017. godine (198) je pokazala da je SAF sustav manje agresivan za periapikalno tkivo u odnosu na ProTaper i WaveOne zbog manje apikalne ekstruzije debrisa.

Recipročni sustavi s jednim instrumentom (WaveOne i Reciproc) pokazuju manju apikalnu ekstruziju bakterija *Enterococcus faecalis* u odnosu na rotacijski sustave sa sekvencom (BioRace) (212). Radna duljina i konačni apikalni promjer ne utječu na apikalnu ekstruziju bakterija kod recipročnih instrumenata (213).

Rotirajući sustav sa sekvencom (ProTaper) dovodi do veće količine apikalne ekstruzije *Enterococcusa Faecalisa* u odnosu na rotirajući sustav s jednim instrumentom (One Shape) (214).

Utjecaj različitih koniciteta jedne vrste instrumenata i različite tehnike instrumentacije, silazne (eng. *Crown down* – CD) i instrumentacije punom radnom dužinom (eng. Full length - FL), na apikalnu ekstruziju bakterija proučavao je Aksel sa sur. (206). Instrumentacija K3 instrumentima različitih koniciteta (0,02%, 0,04% i 0,06%) nije dovela do razlike u količini ekstrudiranih bakterija. Ipak, silazna tehnika instrumentacije u kombinaciji s 0,02% konicitetom dovela je do statistički značajno manje apikalne ekstruzije u odnosu na tehniku kod koje svaki instrument doseže punu radnu duljinu. Isto je zaključio Priyank sa sur. (197) navodeći da samo kod koniciteta instrumenta 0,02% tehnika instrumentacije utječe na količinu ekstrudiranih *Enterococcus faecalis* bakterija u korist CD tehnike.

Instrument za završno čišćenje stijenke kanala XP-endo Shaper dovodi do veće apikalne ekstruzije bakterija u odnosu na Reciproc, no ne pokazuje razliku u odnosu na ekstruziju čvrstog dentinskog debrisa. To pak rezultira boljim uklanjanjem intrakanalnog sadržaja bakterija (215).

Tijekom revizije postoji značajna mogućnost proguravanja, osim nekrotičnog i/ili upaljenog tkiva, velike količine starog punila. Prema Kaşıkçı i sur. (216) ručni *hedström* instrumenti značajno više dovode do apikalne ekstruzije debrisa tijekom revizije u usporedbi sa strojnim Reciproc instrumentima. Slične rezultate je dobio Topçuoğlu sa sur. (217) koji je potvrdio da sve tehnike uklanjanja starog punjenja dovode do apikalne ekstruzije debrisa, s naglaskom na one ručne koje značajno više proguravaju apikalni debris u usporedbi s ProTaper, D-RaCe i R-Endo rotary sistemom. Pri tome nije pronašao statistički značajnu razliku između navedenih strojnih sustava.

1.3.4.5 Sposobnost centričnog oblikovanja

Prema Američkoj udruzi endodonata (American Association of Endodontists – AAE) transportacija kanala je uklanjanje vanjske stijenke dentina u području zavoja u apikalnom dijelu korijena zbog sklonosti instrumenta da se vrati u svoj prvotni ravni oblik tijekom instrumentacije kanala što može dovesti do stvaranja stepenice i moguće perforacije (218). Zakrivljeni korijenski kanali više su skloni svim proceduralnim pogreškama tijekom instrumentacije ručnim endodontskim instrumentima bez obzira na vrstu instrumenta i tehniku obrade kanala (219).

Apikalna transportacija može biti kategorizirana u tri stupnja:
Tip I: mala promjena fiziološkog položaja otvora koja rezultira njegovom iatrogenom promjenom položaja.
Tip II: umjerena promjena fiziološkog položaja otvora koja rezultira značajnom iatrogenom promjenom položaja na vanjskoj površini korijena. Pojavljuje se veća komunikacija s periapikalnim područjem te nastaje mogućnost perforacije kanala.
Tip III: značajna promjena fiziološkog položaja kanala što rezultira ozbiljnom iatrogenom promjenom položaja fiziološkog otvora (220).
Kanali s apikalnom transportacijom tipa I mogu se instrumentirati i napuniti klasičnim postupkom zbog minimalnog ekscentričnog uklanjanja korijenskoga dentina apikalnoga područja i minimalne dislokacije otvora.
Kanali s apikalnom transportacijom tipa II zahtijevaju preciznije mjerenje korijenskoga kanala jer ako dođe do prevelike dislokacije apikalnoga otvora dolazi i do značajnije komunikacije s periapikalnom prostorom.
Kod kanala s apikalnom transporatcijom tipa III postoji značajno stanjivanje korijenskoga dentina, olakšana mogućnost prolaza instrumenta kroz apikalni otvor kao i značajna dislokaciju apikalnog otvora. Takvi kanali često bivaju punjeni preko apikalnoga otvora zuba što zahtijeva kiruršku sanaciju i apikotomiju (220).
Pored oštećenja apikalnog otvora posljedica transportacije korijenskog kanala može biti stvaranje tzv. zipa. Zip oblik kanala, koji se još naziva kanal oblika pješčanog sata ili suze, posljedica je snažnije instrumentacije duž vanjskog dijela zavoja što u konačnici daje kanalu eliptičan oblik na apikalnom kraju (52). Stvaranje lakta, kao najužeg dijela između prekomjerno instrumentiranog unutarnjeg dijela zavoja prema koronarno i vanjskog prekomjerno instrumentiranog vanjskog dijela zavoja kanala prema apikalno, onemogućuje

odgovarajući konični oblik kanala i time ugrožava njegovo potpuno čišćenje i opturaciju. Stepenica u kanalu je još jedna od komplikacija nastala uslijed transportacije, a opisuje se kao platforma koja onemogućuje dosezanje pune radne duljine. Može biti smještena u srednjoj ili apikalnoj trećini zuba, dok u koronarnoj trećini ne predstavlja veliki problem jer se u tom području lakše pronalazi nastavak kanala (221). Perforacija kanala može se dogoditi u bilo kojem dijelu kanala, no kao posljedica transportacije obično se javlja u apikalnoj trećini. Time se skraćuje radna duljina i onemogućuje čišćenje preostalog dijela kanala. Za razliku od toga „Strip" perforacija se javlja u koronarnom i srednjem dijelu unutarnje dijela zavijenog kanala čime se ostvaruje komunikacija s parodontom. Najčešće se pronalazi u mezijalnim korijenima donjih molara u području furkacije (52,222).

Čimbenici koji utječu na povećani rizik kod transportacije kanala su neodgovarajući pristupni kavitet, tehnika instrumentacije, legura od koje je izrađen instrument, upotreba instrumenata s režućim vrhom, upotreba nefleksibilnih instrumenata iznad ISO veličine 20 kod jako zakrivljenih kanala, nedovoljna količina irigansa u korijenskome kanalu, stupanj zakrivljenosti apikalne trećine korijena i neuočljivost zavijenosti kanala na preoperativnom rentgenogramu (52). Iskustvo operatera, kao i odgovarajuća tehnika instrumentacije kanala koja uvažava na smjer kanala uočljiv na RTG snimci mogu prevenirati nastanak apikalne transportacije.

Posljedice transportacije kanala mogu biti nedovoljno čišćenje pojedinih dijelova korijenskog kanala i zadržavanje zaostatnog debrisa u nedovoljno instrumentiranim kanalima. K tome, oštećenje apikalnog otvora omogućava veće proguravanje inficiranog sadržaja korijenskog kanala u periapeks što može uzrokovati postoperativnu bol i potaknuti upalna zbivanja. Prilikom punjenja takvih kanala nepostojanje apikalnog stopa može dovesti do prepunjenja i kemijske i mehaničke iritacije okolnoga tkiva. Strip perforacija, koja najčešće nastaje upotrebom rigidnih instrumenta velikog koniciteta, pored moguće infekcije i upalnog odgovora u postraničnom parodontu ugrožava integritet zuba te se smatra da su zubi sa strip perforacijom skloniji vertikalnoj frakturi (52,223).

Ozbiljne posljedice koju mogu rezultirati neuspjehom endodontskog zahvata navode istraživače da gotovo sve endodontske instrumente i sustave koji se pojave na tržištu istraže o njihovu utjecaju na pojavnost odstupanja od prvotnog oblika kanala i procijene mogućnost zadržavanja pravilnog oblika instrumentiranog kanala koji omogućuje odgovarajuće čišćenje i punjenje, a da pri tome nije ugrožen integritet korijena.

Među prvim strojnim sustavima koji su se pojavili na tržištu i pokazali manju pojavnost transportacije je LightSpeed. Istraživanja su pokazala da ti instrumenti ostaju centrirani u kanalu, održavajući središnju os kanala s minimalnom pojavnošću transportacije, lakta ili zipa (224-226).

Premda je u istraživanju Hartmana i sur. (227) pronađeno da ručna instrumentacija dovodi do statistički značajno manje transportacije kanala u odnosu na rotacijsku i oscilatornu tehniku, većina istraživača je pronašla da strojna obrada kanala nikal-titanskim instrumentima dovodi do pravilnijeg oblika kanala negoli ručni instrumenti od nehrđajućeg čelika (228-235). To se objašnjava većim opsegom kretnji instrumenata od nehrđajućeg čelika zbog njihove tvrdoće koja je 2-3 puta veća od one Ni-Ti legura (236). Neka od istraživanja ne pronalaze razliku sposobnosti održavanja centriranosti korijenskog kanala ručnih i strojnih nikal-titanskih instrumenata (237-240) niti instrumenata pokretanih različitom kinematikom (241). Pri tumačenju rezultata brojnih istraživanja koja se bave tom tematikom ipak treba uzeti veliki broj parametara koji mogu utjecati na ishod eksperimenta (242) kao što su: dizajn vrha instrumenta i njegova veličina (233,243,244), veličina apikalne preparacije (245), vrsta koniciteta instrumenta (stalni ili progresivni) (246), mjesta na kojima se završava instrumentacija (247), brzina rotacije (248), veličina trepanacijskog otvora (249), iskustva operatera (250) i metode kojom se ta pojava istražuje (251).

Ako se uspoređuju strojni instrumenti različite kinematike kretnji unutar korijenskih kanala, većina istraživanja pokazuje da recipročno pokretani instrumenti pokazuju bolja svojstva održavanja centriranosti (252, 253). Jain i sur. (254) su, proučavajući rotirajući i recipročni sustav istog proizvođača, ProTaper i WaveOne došli do zaključka da instrumenti pokretani recipročnim kretnjama, tj. WaveOne oblikuje kanal s većom tendencijom čuvanja prirodne anatomije. Premda, ako se usporede sustavi koji koriste samo jedan instrument za obradu čitavog kanala, tada se ne pronalazi razlika u centriranosti obrađenog kanala kao posljedica različitih kretnji. One Shape rotirajući instrument jednako dobro oblikuje kanal u odnosu na originalnu anatomiju kao i WaveOne i Reciproc (255,256). Ipak, u najnovijem istraživanju Jaina i sur. (257) WaveOne ima bolja svojstva zadržavanja centriranosti kanala, očuvanja originalne zakrivljenosti, dovodi do manje transportacije i čuva više dentina u odnosu na rotirajući OneShape. Za razliku od njih proučavajući sustave s jednim instrumentom Hasheminia sa sur. (258) je pronašla bolju očuvanost centriranosti kanala i manju transportaciju kod EdgeFile rotacijskog sustava u odnosu na recipročne WaveOne i Reciproc.

Adaptivne kretnje koje kombiniraju rotaciju i recipročne kretnje ovisno o uvjetima u kanalu, ostvaruju bolju očuvanost anatomije kanala, čak i ako se koriste instrumenti izrađeni od starije generacije NiTi instrumenata (259).

Uspoređujući dva instrumenta s istom kretnjom različitih proizvođača Belladona sa sur. (260) nije pronašao razliku između njih u očuvanju anatomskih osobitosti kanala, dok su Keskin i sur. (261) pronašli bolju očuvanost anatomije kod WaveOne Gold u odnosu na Reciproc Blue, oba recipročna instrumenta s poboljšanim metalurškim svojstvima. Instrument s ekscentričnom osi rotacije ProTaper Next, u usporedbi s WaveOne i ProTaper u eksperimentu na plastičnim blokovima pokazao je bolju centriranost kanala, no ne u odnosu na Reciproc (262,263). Sličan nalaz se opisuje u istraživanju Kyaw i sur. (264) gdje su ProTaper Next i Revo S, instrument koji također ima ekscentričnu os rotacije, pokazali bolju centriranost kanala od ProTapera. To ukazuje da osim kinematike kretnje, druga svojstva instrumenta kao što je njihov dizajn i vrsta legure od koje su izrađeni mogu utjecati na konačni oblik kanala. Cui sa sur. (265) je također pronašao superiornost ekscentrično dizajniranog instrumenta ProTaper Next u odnosu na recipročni WaveOne. Xp Shaper, instrument čija svojstva legure omogućuju mijenjanje veličine i oblika bolje čuva originalnu anatomiju korijenskog kanala od WaveOne i OneShape sustava (266). Capar sa sur. (267) nije pronašao razliku u sposobnosti održavanja originalne osi kanala različitih sustava za obradu kanala koristeći instrument apikalne veličine 25: OneShape, ProTaper Universal F2, ProTaper Next X2, Reciproc R25, Twisted File Adaptive SM2 i WaveOne primarni instrument.

1.4 Utjecaj instrumentacije na mehanička oštećenja dentina i pojavnost mikrofraktura

Prema definiciji Američke udruge endodonata (AAE) „prava“ vertikalna fraktura korijena je potpuna ili nepotpuna fraktura koja započinje u korijenu na bilo kojoj njegovoj razini i obično je usmjerena buko-lingvalno (268). Započinje od unutarnje pukotine dentina i razvija se tijekom vremena uslijed mastikatornih sila i okluzijskog opterećenja. Vertikalna fraktura korijena (VRF) je za dugoročnu prognozu zuba jedna od najozbiljnijih dijagnoza koja najčešće završava njegovom ekstrakcijom ili uklanjanjem zahvaćenog korijena. Premda se može pojaviti čak i kod intaktnih zubi (269-271), ipak se najčešće uočava kod endodontski liječenih zubi (272). Mnogobrojni se čimbenici tijekom endodontskog liječenja povezuju s etiologijom VRF: dehidracija dentina avitalnih zubi, prekomjerno uklanjanje dentina tijekom izrade

pristupnog kaviteta i koronarnog širenja kanala, okrugla preparacija ovalnih kanala kojom se oslabljuje stijenka užeg promjera, dugotrajni intrakanalni uložak kalcijevog hidroksida, snažne sile pri upotrebi *spreadera* ili *pluggera* tijekom punjenja i različiti intrakanalni kolčići koji nepovoljno prenose sile na stijenke (273-278). Ipak, posljednjih se godina njena povećana pojavnost uvelike dovodi u vezu s različitim strojnim tehnikama obrade korijenskih kanala premda direktna povezanost između oštećenja dentina i same vertikalne frakture nije dokazana (279-283). Pretpostavlja se da su sitne pukotine u dentinu izazvane strojnom obradom početak propagacije tih pukotina u konačnu vertikalnu frakturu (283). Strojna obrada kanala s instrumentima velike rezne učinkovitosti i većeg koniciteta uzrokuju snažne lateralne sile usmjerene na stijenke kanala, posebice kod zavijenih kanala (284).

Ispitivani su različiti sustavi instrumentacije i uspoređivani su ručni sa strojnim sustavima (149, 285,286), potom različiti strojni sustavi istih generacija, ali različitih proizvođača (287), te sustavi različitih generacija i metalurških svojstava (288-290). Incidencija mikrofraktura u tim istraživanjima kreće se od 0% (288,289) do 72% (291). Takva raznolikost rezultata ne objašnjava se samo različitim sustavima instrumenta i postupka obrade kanala već i mnogim drugim čimbenicima kao što su različite metode analize pojavnosti mikrofraktura, vrsti zuba koji su korišteni u studiji, dobi pacijenata od kojih su dobiveni uzorci, vremenu i otopini u kojoj su uzorci čuvani te vrsti i količini sredstava za irigaciju. Na ishod mogu utjecati i postupak prije i tijekom same analize kao što je uklanjanje krune kako bi se ujednačila radna duljina uzoraka, simulacija parodontnog ligamenta poliksilanskim smolama za otisak te uklapanje uzorka u akrilatni blok što oponaša učinak kost (283).

1.4.1 Tehnike ispitivanja utjecaja mehaničke obrade kanala na njegove stijenke

Danas se smatra da je jedan od glavnih razloga velike šarolikosti u rezultatima istraživanja pojavnosti dentinskih defekata, tj. mikrofraktura njihova metodologija analize koja je ograničavajući čimbenik u ispravnom tumačenju rezultata.

Postoje dvije velike skupine metoda koje se koriste za ispitivanje mikrofraktura u dentinu. U jednu skupinu spadaju metode kod kojih dolazi do uništavanja uzorka, to su tzv. sekcijske metode, dok u drugoj skupini, tzv. nesekcijskih metoda, uzorak ostaje sačuvan i može sam sebi služiti kao kontrola jer se uzorci mogu promatrati prije i nakon određenog postupka na njemu. U sekcijske metode spadaju: analiza pretražnim elektronskim mikroskopom (eng.

scanning electron microscopy - SEM), metoda rezanja uzorka i promatranja rezova pod stereomikroskopom bez kontrasta i metoda rezanja uzorka i promatranja rezova pod stereomikroskopom s kontrasnim bojama. U nesekcijske metode spadaju: analiza apikalne površine stereomikroskopom, optička koherencija, infracrvena tomografija, optička koherentna tomografija, mikrokompjuterska tomografija (eng. micro-computed tomography – micro CT), transiluminacija i transmisijska elektronska mikroskopija (283,292). Svaka od tih metoda ima prednosti i nedostatke premda se mikro CT ističe kao metoda kod koje bi trebalo biti najmanje pristranosti (283).

Pretražni elektronski mikroskopom – SEM. Premda se u prošlosti koristila u analizi mikrofraktura, danas se smatra neodgovarajućom metodom zbog postupka obrade uzorka koji zahtijeva dehidraciju i kemijsku fiksaciju kako bi se očuvala struktura. Nakon toga se uzorak pod vakuumom prekriva tankim slojem elektroprovodnog metala. Sve to može uzrokovati kolaps i skupljanje tkiva i dovesti do različitih defekata tkiva koji se mogu krivo protumačiti kao mikrofrakture uzrokovane postupkom obrade kanala (292).

Optička koherentna tomografija (Optical Coherence Tomography – OCT) je visokovrijedna metoda kod koje se koristi izvor svjetla čija se zraka podijeli u dio kojim se obasjava predmet interesa i referentna zraka koja služi za izračun različito odbijenog svjetla od predmeta interesa. Zrake prikuplja optometar, a visoka rezolucija uređaja omogućuje vizualizaciju morfologije različitih tkiva čak i na staničnoj razini (293). U eksperimentalnoj endodonciji metoda se koristi za detekciju VRF kao zlatni standard za usporedbu s drugim metodama (294-296), a de Oliveira sa sur. (297) proučavajući dvije vrste uređaja (spektralni OCT i vremenski kodirani frekvencijski OCT) pokazao je da su oba uređaja jednakovrijedna za detekciju apikalnih mikrofraktura kao i mikro CT.

Endoskopska metoda podrazumijeva korištenje tankih, fleksibilnih optičkih vlakana kojima se omogućuje vizualizacija područja unutar šupljina tijela koja nisu vidljiva prostim okom. U identifikaciji mikrofraktura endoskop su koristili von Arx i sur. (298), ali pri tumačenju njihovih rezultata treba imati na umu da je specifičnost i osjetljivost uspoređivana SEM-om. Slaton sa sur. (299) je pronašao superiornost endoskopa (Orascope) u odnosu na lupe i operativni mikroskop. Novi model endoskopa proučavao je na ekstrahiranim zubima Yoshii sa sur. (300) te je pronašao da je frakturne linije i apikalni otvor moguće jasnije uočiti endoskopom negoli operativnim mikroskopom.

Sekcijske metode najčešće su korištene metode u istraživanju pojavnosti mikrofraktura u stijenkama korijenskog dentina (118, 285-287,290, 301-320). Njima je zajedničko da se kontrolni i eksperimentalni uzorak režu na određenoj udaljenosti od vrha korijena u nekoliko sekcija koje se potom promatraju pod određenim povećanjem s ili bez kontrastnog sredstva. Uzorci se režu preciznim pilama, najčešće dijamantnim pod vodenim hlađenjem i malim brojem okretaja kako bi se izbjeglo mehaničko oštećenje uzorka. Ipak, bez obzira koliko precizna bila tehnologija rezanja, dio se uzorka zauvijek gubi. Da bi se osigurao ispravan kut rezanja i olakšala manipulacija, uzorci se umeću u akrilatnu smolu koja kad se stvrdne daje čvrsti kalup. Glavna zamjerka metodi je destrukcija uzorka i time nemogućnost poznavanja predoperativnog stanja uzorka. Naime, u velikom broju istraživanja pokazalo se da mikrofrakture postoje i prije obrade kanala (131,282,321, 322), a postavilo se pitanje utjecaja sila tijekom vađenja zuba na pojavnost mikrofraktura prije njihove daljnje obrade (323, 324). Također se postavlja pitanje vezano uz analizu samo malog broja presjeka koji se dobiju tom metodom čime se mogu predvidjeti mikrofrakture između njih. Nedostatak je i nemogućnost procjene pojavnosti i analize longitudinalnih frakturnih linija koje se mogu izravno povezati s VRF (283). Dobiveni uzorci promatraju se stereomikroskopom pod različitim povećanjem ovisno o tome radi li se o uređaju s fiksnim povećanjem ili povećanjem u određenom rasponu. Raspon povećanja u istraživanjima mikrofraktura kreće se od 8x do 100x (289, 325,326), a pored povećanja na varijabilnost očitanja mogu utjecati refleksija svjetla i nepravilnosti površine (327). Poliranje uzorka kao metoda može poboljšati vizualizaciju mikrofraktura (283). Vizualizacija se može povećati i različitim kontrastnim sredstvima, bojama kao što je 1%-tno (325,327-329) i 2%-tno (298, 330) metilensko modrilo, fluorescein (330, 331) i indijsko plava (326). Uzorci dobiveni sekcijskim metodama mogu se promatrati i pod transmisijskim elektronskim mikroskopom (332) pri čemu je dokazana različita sklonost i način nastanka mikrofraktura kod mladih i starih zuba. Kod mladih zubi mikrofrakture imaju tendenciju propagacije kroz dentinske tubuluse, dok kod starijih zubi mikrofrakture prolaze kroz vanjski dio peritubularnog dentina posebice u koronarnom dentinu što se objašnjava debljinom samog peritubularnog dentina.

Mikrokompjuterska tomografija (mikro CT) koristi rendgenske zrake za stvaranje 3D prikaza objekta iz kojeg se može stvoriti virtualni model bez fizičkog uništavanja modela. U odnosu na konvencionalnu kompjutersku tomografiju (CT), mikro CT koristi visokoenergetske rendgenske zrake koje su učinkovitije u prodoru kroz guste materijale, ima

duže vrijeme ekspozicije, fokalno polje interesa je manje i detektori su gušće pakirani što povećava rezoluciju. Zbog snažnog zračenja, veličine uređaja i fokalnog polja interesa uređaj se ne može koristiti u humanoj medicini, ali je zbog navedenih svojstava našao svoje mjesto u eksperimentalnoj i donekle u veterinarskoj medicini (333). U endodonciji se mikro CT koristi za ispitivanje anatomije endodontskog sustava (334,335), za procjenu sposobnosti održavanja centriranosti korijenskih kanala različitih instrumenata, volumen uklonjenog dentina i postotak obuhvaćenih stijenki tijekom instrumentacije (336), sposobnost brtvljenja korijenskih kanala različitim punilima (337, 338), sposobnost uklanjanja punila iz kanala tijekom revizije (339) i pojavnost mikrofraktura (340,341). Tijekom vremena tehnologija mikro CT uređaja se poboljšavala što se očitovalo većom rezolucijom, koja danas ide ispod 10 μm.

Za poboljšanje vidljivosti defekata u nekim se istraživanjima koristi kontrast, barijev sulfat ($BaSO_4$) koji se u uzorak postavlja u vakuumu kako bi lakše prodro u njega (278). Uspoređujući liste uzoraka s ili bez kontrasta barijevog sulfata mikro CT-om De-Deus nije pronašao razlike u pojavnosti mikrofraktura te je zaključio da za uočavanje dentinskih defekata nije potrebno koristiti kontrast.

Prednosti mikro CT-a u odnosu na druge metode su:

- metoda je pouzdana i omogućuje procjenu uzorka prije i nakon instrumentacije tako da se mogu otkriti već postojeći defekti u dentinu
- s obzirom na to da je metoda nedestruktivna, moguće je jedan te isti uzorak pratiti u različitim fazama endodontskog zahvata (instrumentacija, punjenje, revizija, postavljanje intrakanalnog kolčića i uklanjanje intrakanalnog kolčića)
- dentinske defekte moguće je otkriti s ili bez kontrastnog sredstva
- metoda omogućuje korelaciju dentinskih pukotina s ostalim ishodima instrumentacije i punjenja kanala.

Nedostatak metode jest:

- dugotrajnost postupka skeniranja i obrade podataka
- metoda nije pogodna za kliničku primjenu
- oprema je skupa
- tehnička složenost postupka skeniranja i obrade podataka zahtijeva dugotrajan postupak učenja i dobro poznavanje ograničenja i zahtjevnosti tehnologije (283).

Napretkom tehnologije razvijena je nova generacija CT sistema ultravisoke prostorne rezolucije tzv. „nano-CT“ uređaja. Nano-CT sistemi koriste nanofokalni točkasti izvor (< 400

nm) i u stanju su prikazati strukture na razini stanice i submikronske frakture tvrdih tkiva. U usporedbi s klasičnim mikro CT-om skeniranje se provodi puno brže (342).

1.4.2 Ispitivanje otpornosti na djelovanje sile endodontski obrađenih zubi

Povezanost pojavnosti mikrofraktura i vertikalne frakture korijena nije uzročno-posljedično dokazana u istraživanjima (283). Jedan od načina kojim se pokušava ispitati utjecaj pojedinih postupaka na otpornost zuba na djelovanje okluzalnih sila jest podvrgavanje uzoraka testiranju otpornosti na lom pri djelovanju sila koje su usmjerene na zub ili uzorak pod različitim kutom ili mjerenju te sile na površinu poprečnog presjeka korijena čime se dobije njegova tlačna čvrstoća (343-346). Pri tome se uzorci mogu različito pripremiti. Jedan način je da se korijen cijeloga zuba ili njegov dokoronirani korijenski dio uroni u akrilat i podvrgne djelovanju sile do točke loma, a drugi je rezanjem poprečnih rezova pojedinih dijelova korijena i njihovim podvrgavanjem testiranju tlačne čvrstoće uzorka. U prvom postupku, osim same instrumentacije korijenskih kanala (279,345,346), u istraživanje se mogu uključiti i drugi parametri kao što su način ispiranja korijenskih kanala tijekom instrumentacije (347), različite tehnika punjenja kanala (348,349), vrsta intrakanalnih punjenja (343,344, 350-352), vrsta nadogradnji (353-355), tehnike apikotomije (356) i restauracija krune različitim direktnim i indirektnim postupcima (357). U drugom postupku prije određivanja sile pri točki loma, određuje se površina određenog uzorka, kako bi se ta vrijednost mogla uključiti u izračun tlačne čvrstoće uzorka. I jedna i druga metoda imaju nedostatke zbog teškoće u standardizaciji uzorka.

2.0 Ciljevi i svrha istraživanja

Svrha ovog istraživanja je usporediti pojavnost mikrofraktura stijenki korijenskog kanala nakon obrade s tri strojna sustava za instrumentaciju korijenskih kanala s različitom kinematikom zajedno s njihovim Glide Path sustavom na mladim pretkutnjacima.

Specifični ciljevi istraživanja su:

1. Utvrditi postoji li razlika u pojavnosti mikrofraktura u korijenskom dentinu prije i poslije instrumentacije kanala strojnim tehnikama.
2. Utvrditi postoje li razlike u pojavnosti mikrofraktura dentina kod tri različita sustava strojne obrade kanala.
3. Utvrditi postoji li razlika u pojavnosti mikrofraktura dentina u različitim dijelovima korijena (apikalni, srednji i koronarni).
4. Istražiti postoji li razlika u otpornosti na tlačne sile u apikalnom, srednjem i koronarnom dijelu korijena nakon instrumentacije s tri različita sustava obrade korijenskih kanala.

Hipoteze istraživanja:

1. Postoji razlika u pojavnosti mikrofraktura prije i nakon strojne obrade korijenskih kanala.
2. Postoji razlika u pojavnosti mikrofraktura stijenki korijenskog kanala kod različitih tehnika instrumentacije korijenskog kanala.
3. Pojavnost mikrofraktura je veća kod rotacijske tehnike instrumentacije u odnosu na recipročne ili vibrirajuće tehnike instrumentacije.
4. Pojavnost mikrofraktura stijenki korijenskih kanala je veća kod recipročnih tehnika u odnosu na SAF.
5. Pojavnost mikrofraktura stijenki korijenskog kanala je veća u cervikalnom dijelu korijenskog kanala u odnosu na srednji i apikalni dio kanala.
6. Postoji razlika u otpornosti na djelovanje pritisne sile na različitim dijelovima korijena nakon instrumentacije s tri različita sustava obrade korijenskih kanala.

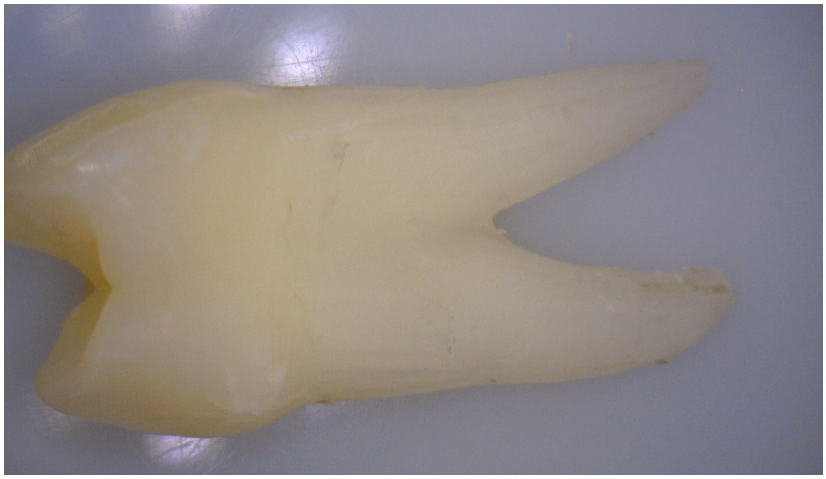
3.0 Materijali i postupci

Istraživanje je odobreno od Etičkog povjerenstva Stomatološkog fakulteta pod brojem 05-11/2016.

Za testiranje hipoteze o postojanju razlike pojavnosti mikrofraktura kod obrade kanala s tri različita sustava instrumenta uz procijenjenu učestalost p1=60% i p2=17% te predefiniranu snagu testa β=80% i razinu značajnosti α=5% korištenjem formule u nastavku određen je potreban broj uzoraka u svakoj skupini N=18.88 (118).

3.1 Odabir uzoraka

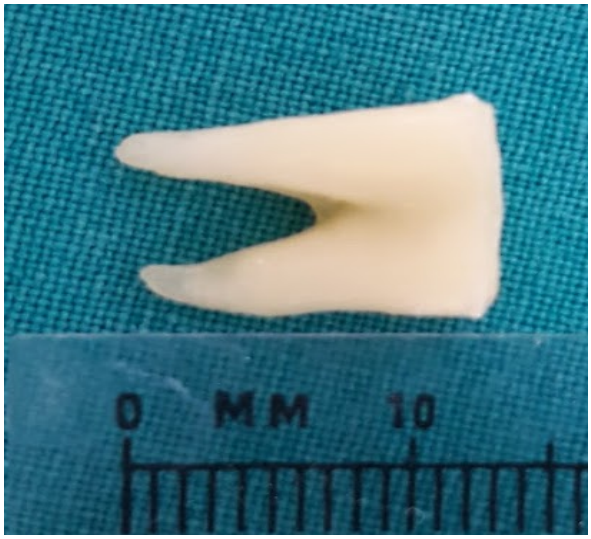
Zubi, gornji premolari ekstrahirani zbog ortodontskih razloga, prikupljani su na Zavodu za oralnu kirurgiju tijekom dva mjeseca od pacijenata u dobi od 16 do 20 godina, a odabrani su nakon digitalnog rendgenskog snimanja iz bukolingvalnog i meziodistalnog smjera te su uključeni samo oni zubi s dva korijena i dva kanala, odnosno s jednim korijenom i dva kanala. Prije uključivanja u studiju zubi su pregledani pod digitalnim mikroskopom rezolucije 1,3 megapiksela (Dino-LitePro – AM-413ZT, Dunwell Tech, Inc, Torrance, SAD) kako bi se isključili uzorci s već postojećim pukotinama na površini korijena (Slika 1.). U studiju je uključeno 57 zubi, tj. ukupno 114 kanala. Zubi su, nakon početne dezinfekcije u 1% otopini kloramina u trajanju od tri dana, do analize čuvani u destiliranoj vodi najduže dva mjeseca.



Slika 1. Snimka uzorka digitalnim mikroskopom u svrhu provjere već postojećih fraktura.

3.2 Priprema uzoraka

Zubi su dekoronirani pomoću ravnog cilindričnog dijamantnog svrdla FG507R-5 (Kerr Corporation, Brea, CA, SAD) uz vodeno hlađenje u svrhu ujednačavanja njihove duljine korijena na približno 12 mm (Slika 2.). Nakon toga je provjerena prohodnost kanala s ručnim instrumentom ISO broja 10 (C-Pilot, V&W, München, Njemačka). Ako je jedan od kanala bio neprohodan, uzorak je bio isključen iz istraživanja.



Slika 2. Dekoronirani zub približno 12 mm dugačak.

U svrhu simuliranja parodontnog ligamenta na površinu korijena nanesen je tanki sloj visokoviskoznog materijala za otiske, poliksilana (Xantopren VL Plus, Heraeus, Hanau, Njemačka) (358), a potom su zubi uronjeni u akrilatnu masu (Denta-O-Resin, M&W Dental, Budingen, Njemačka) koja je postavljena u kalup cilindričnog oblika s koronarnom površinom uzorka u ravnini s površinom akrilatnog bloka (Slika 3. i 4.).

Slika 3. Korijeni uronjeni u visokoviskozni materijal za otiske, poliksilan (Xantopren VL Plus, Heraeus, Hanau, Njemačka).

Slika 4. Korijenski dio zuba obavijen poliksilanom uronjen u akrilatni blok.

3.3 Skeniranje uzoraka

Nakon pripreme uzorci su prvi put skenirani industrijskim mikro CT uređajem NIKON XT-H 225 (Nikon Corporation, Tokio, Japan) (Slika 5.). Napon struje za generaciju X zraka wolfram spektra iznosio je 110 kV pri jakosti struje od 140 µA. Po uzorku je učinjeno 1440 projekcija, a vrijeme ekspozicije iznosilo je 333 ms s bakrenim filtrom debljine 0,1 mm. Uzorci su skenirani s geometrijskim povećanjem 6,3x čime se postigla strukturalna rezolucija (veličina voxela) 20,2 µm. Podatci dobiveni skeniranjem uzoraka obrađeni su na način da je stvrdnjavanje zrake, fenomen selektivne apsorpcije fotona niže energije u slučaju kada se x-zraka koja se sastoji od polikromatskih energija, ublaženo koristeći Hanning filter. Buka je oslabljena korištenjem "Median" filtra, a uzorci su 3-D vizualizirani korištenjem *softwarea* VGStudio Max 3.0 (Volume Graphics Inc., Sharlotte, SAD).

Slika 5. NIKON XT-H 225 (Nikon Corporation, Tokio, Japan), uređaj kojim su skenirani uzorci.

Očekivani broj horizontalnih rezova po uzorku iznosio je od 700 do 800.

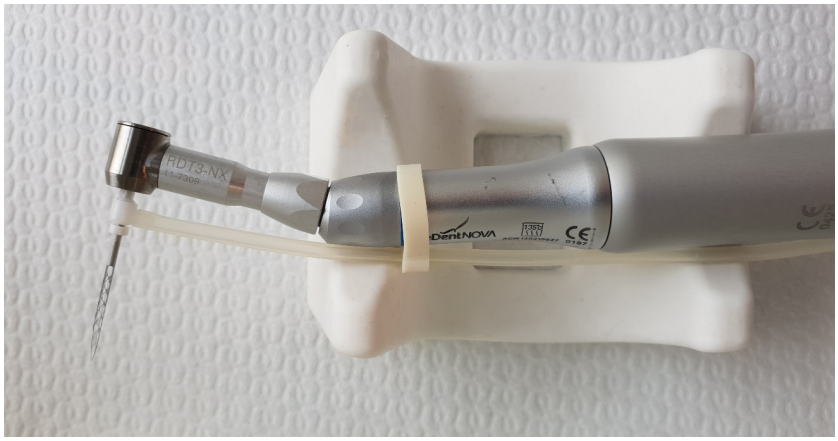
Uzorci su randomiziranim postupkom koristeći računalni program dostupan na internetu Research Randomizer (https://www.randomizer.org/) svrstani u tri skupine po 19 zuba sukladno tehnici obrade kanala:

1. skupina – Self Adjusting File skupina (SAF)
2. skupina – Recproc Blue skupina (RB) i
3. skupina – ProTaper Next skupina (PTN).

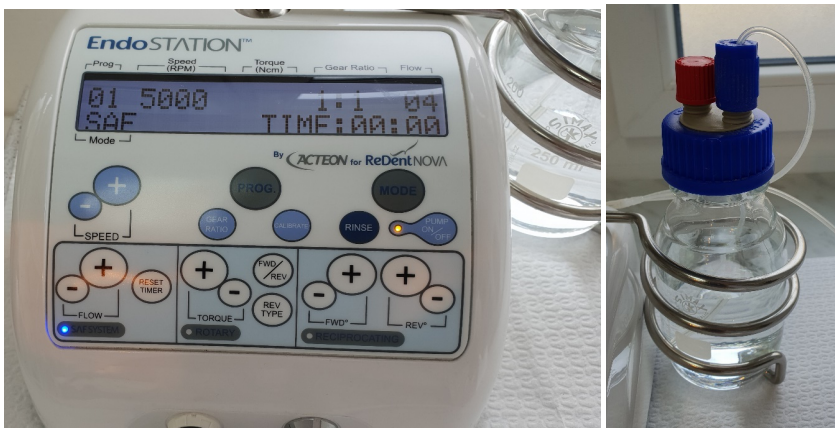
3.4 Instrumentacija uzoraka

Skupina obrađena Self Adjusting Fileom (SAF skupina)

U SAF skupini olakšani pristup postignut je s Pre-SAF setom instrumenta (ReDent Nova, Izrael). Početno je koronarni dio kanala obrađen Pre-SAF OS, instrumentom za cervikalno oblikovanje (eng. *orifice shaper*, veličine #40/.10) pri 650 okr./min. i zakretnim momentum od 1,5 Ncm. Nakon toga su korišteni Pre-SAF 1 (veličine #15/.02) pri 500 okr./min. i zakretnim momentom od 1 Ncm te Pre-SAF 2 (veličine #20/.04) pri 500 okr./min. i zakretnim momentom 1,5 Ncm, do pune radne duljine.
Za konačno oblikovanje kanala korišten je endodontski mikromotor RDT3 (Slika 6.), priključen na EndoStation (ReDent, Izrael i Acteon, SAD) koji u sebi ima ugrađenu peristaltičku pumpu (Slika 7.). Gumena cjevčica provodi otopinu za ispiranje od peristaltičke pumpe do SAF instrumenta.

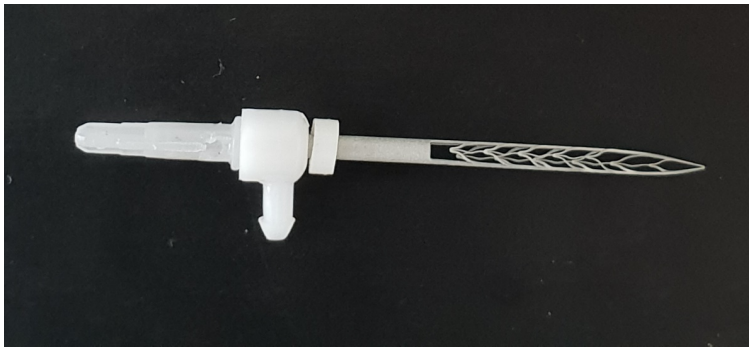


Slika 6. RDT3-NX endodontski mikromotor (ReDent Nova, Izrael).



Slika 7. Endomotor EndoStation (ReDent Nova, Izrael i Acteon, SAD).

Kanali su preparirani sa SAF instrumentom promjera 1,5 mm pri frekvenciji 5000 vibracija u minuti i amplitudi 0,4 mm (Slika 8.).



Slika 8. Samoprilagođavajući instrument dugačak 21 mm i promjera 1,5 mm.

Prije strojne obrade kanala, samoprilagođavajući instrument je ručno unošen u kanal do njegovog apikalnog završetka, najviše četiri pokušaja u četiri različita smjera. U slučaju da se

ni u zadnjem pokušaju nije uspjelo dosegnuti vrh kanala, ponovljen je postupak olakšanog pristupa. Nakon toga je SAF instrument postavljen na mikromotor RTD3 i priključen na peristaltičnu pumpu te je kanal oblikovan vibrirajućim pokretima do pune radne duljine tijekom četiri minute. Prve dvije minute kanali su uz instrumentaciju istovremeno ispirani kroz šupljinu instrumenta s 2,5%-tnom otopinom NaOCl-a pri protoku od 4 ml/min. Potom je slijedilo ispiranjem s 2 ml 17% etilendiaminotetraoctene kiseline (EDTA) tijekom jedne minute pomoću šprice i igle. Tijekom posljednje minute kanali su ponovno ispirani s otopinom NaOCl-a iste koncentracije. Ukupna količina otopine NaOCl-a je iznosila 12 ml po kanalu.

Skupina obrađena Reciproc Blue instrumentom (RC skupina)

Za obradu kanala u RC grupi korišten je Reciproc Gold motor (WDV, München, Njemačka) namješten na 10 potpunih recipročnih ciklusa u minuti. Olakšan pristup je izrađen R-Pilot instrumentom (WDV, Minhen, Njemačka), za sada jedinim *glide path* instrumentom na tržištu koji se pokreće recipročnim kretnjama. Isti su parametri korišteni za konačnu obradu kanala s Reciproc Blue 25 (WDV, München, Njemačka) koristeći vibrirajuće pokrete unutra-van dok se nije postigla puna radna duljina. Tijekom instrumentacije svaki kanal je ispiran s 12 ml 2,5%-tne otopine NaOCl-a, potom su kanali ispirani s 4 ml 17%-tne otopne EDTA tijekom 1 minute, a konačno ispiranje je provedeno s 2 ml NaOCl-a.

Skupina obrađena ProTaper Next (PTN skupina)

Uzorci u PTN skupini obrađeni su pomoću X-Smart plus endomotora (Sirona Dentsplay, Maillefer, Ballaigues, Švicarska). Olakšani pristup oblikovan je s Proglider instrumentom (Sirona Dentsplay, Maillefer, Ballaigues, Švicarska) pri brzini od 300 okr./min. i zaokretnim momentom od 2,5 Ncm primjenjujući blagi apikalni pritisak do trenutka dosezanja pune radne duljine. Nakon toga su kanali obrađeni ProTaper Next X1, a potom ProTaper Next X2 pri brzini od 300 okr./min. i okretnim momentom od 4 Ncm, pokretima četkanja do dosezanja pune radne duljine svakim instrumentom. Tijekom preparacije svaki kanal je ispiran s ukupno 12 ml 2,5%-tne otopine NaOCl-a, potom su kanali ispirani s 4 ml 17%-tne otopne EDTA tijekom 1 minute, a konačno ispiranje provedeno je s 2 ml NaOCl-a kako bi irigacijski protokol bio isti kao u prethodnim skupinama.

Svi su kanali instrumentirani od strane jednog iskusnog operatera.

3.5 Analiza uzoraka

Nakon instrumentacije uzorci su skenirani pod istim uvjetima kao i prvi puta.

Uzorci su treći put skenirani nakon što su ostavljeni 24 sata na suhom kako bi se provjerio utjecaj vode na mogućnost uočavanja mikrofraktura dentina (359).

Digitalni 3D prikazi analizirani su od strane dva kalibrirana ispitivača, neupućena u metodu obrade kanala, pri čemu je korišten program za analizu slikovnog prikaza, VGStudio Max 3 (Volume Graphics, Heidelberg, Njemačka). Prvo su pregledani svi digitalni prikazi uzoraka skeniranih nakon instrumentacije kako bi se u slučaju pronalaska pukotina u dentinu provjerila njihova eventualna prisutnost na uzorku prije instrumentacije. Korijeni su podijeljeni u cervikalnu, srednju i apikalnu trećinu.
Eventualne radiolucentne linije prisutne na horizontalnim, vertikalnim ili kosim mikro CT presjecima karakterizirale bi se kao mikrofrakture. U slučaju nalaza mikrofraktura na postoperativnom presjeku, pregledao bi se isti odgovarajući presjek na predoperativnom uzorku kako bi se isključili mogući već postojeći dentinski defekti prije same obrade uzoraka. U slučaju dvosmislenih radiolucentnih pojavnosti na bilo kojem presječnom prikazu uzorak bi pregledala oba ispitivača dok se ne bi postigla suglasnost oko nalaza. U svrhu validacije postupka analize, uzorci su ponovno pregledani dva tjedna nakon prve analize.

3.6 Ispitivanje otpornosti na pritisne sile

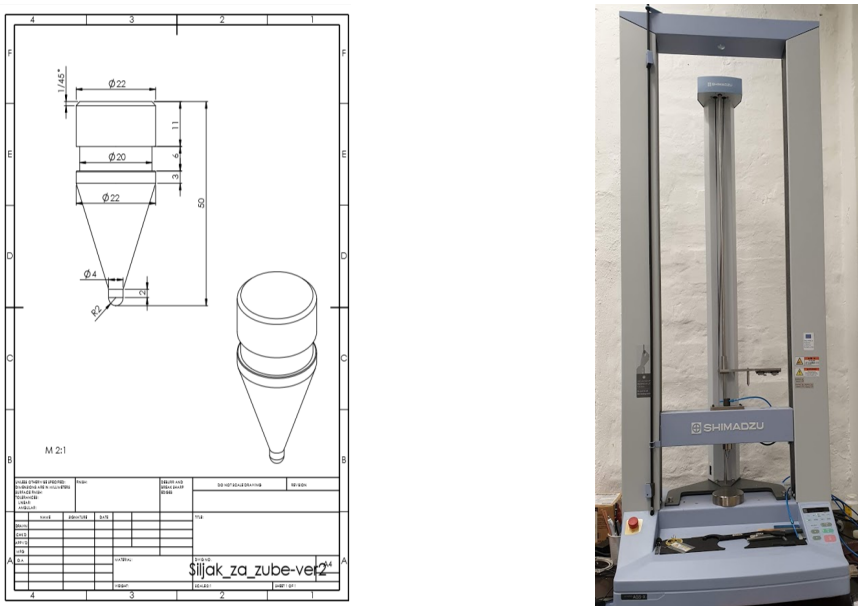
Da bi se ispitao utjecaj instrumentacije različitih kinematika na otpornost korijenskog dentina na djelovanje kompresijskih, tlačnih sila, uzorci koji ispitani mikro CT analizom na postojanje mikrofraktura, njih 10 iz svake skupine, su horizontalno prerezani Isomet 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, SAD) u tri dijela: apikalni, srednji i koronarni dio. Debljina reza namještena je na 3 mm, no zbog gubitka dijela mase tijekom procesa rezanja uzorci su u konačnici bili debljine približno 2,3 mm (Slika 9.).

Slika 9. Isomet 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, SAD) precizna pila, koronarni dio prerezanog uzorka i postupak rezanja.

Ukupno je dobiveno 90 rezova. Tako dobiveni uzorci snimljeni su stereomikroskopom sa standardnim milimetarskim mjerilom, a površina svakog uzorka izračunata je pomoću računalnog programa Image J Win java 8 (National Institutes of Health, SAD). Prvo je izračunata ukupna površina presjeka uzorka, a potom je od toga oduzeta vrijednost površine središnjeg instrumentiranog dijela za koronarni, srednji i apikalni dio (Slika 10.).

Slika 10. Tri presjeka zuba: cervikalni, srednji i apikalni.

Uzorci su podvrgnuti testiranju kompresivne snage pomoću univerzalnog stroja za testiranje AGS-X, Shimadzu (Shimadzu, Japan), maksimalne sile 10 kN, pri sobnoj temperaturi 22˚C i vlažnosti ~45% s računalnim programom Trapeziumx (Slika 11.). Čeljusti za ispitivanje sastoje se od donje ravne ploče i gornje koja ima oblik šiljka. Nakon pretpokusa sa šiljcima promjera vrha 2 mm, 4 mm i 1 mm, posebno konstruiranih za ovo istraživanja, odlučeno je da se u eksperimentu koriste gornja pritisna ploča (šiljak) promjera 1 mm jer šiljci većeg promjeri nisu dovodili do pucanja. Uzorci su direktno postavljeni ispod šiljka (Slika 12.) i podvrgnuti okomitom djelovanju sile pri brzini od 0,5 mm u sekundi kako bi se utvrdila otpornost na lom. Uređaj je programiran da zabilježi naglu promjenu sile koja je označavala lom uzorka. Zabilježene su dvije sile: maksimalna sila i prekidna sila. Dobivena vrijednost je uvrštena u proračun zajedno s površinom uzorka te je dobiven odnos sile i površine segmenta uzorka potreban za izazivanje njegova loma.



Slika 11. Nacrt šiljka i univerzalni uređaj za testiranje čvrstoće uzorka.

Slika 12. Uzorak u univerzalnom uređaju za testiranje neposredno prije primjene sile za testiranje čvrstoće uzorka.

3.7 Statistička obrada

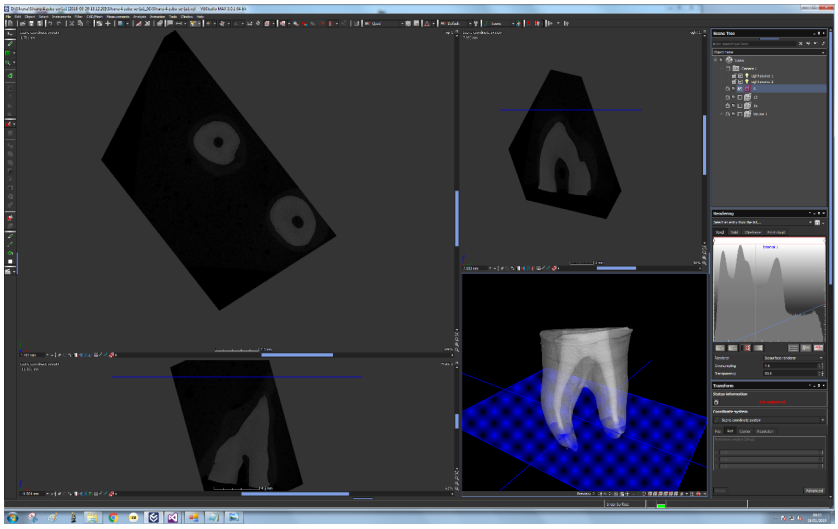
Nakon uvida u raspone i distribucije, prije testiranja hipoteza analizom varijance izvršen je i Laveneov test homogenosti varijanci, kako bi se testirale pretpostavke za samu analizu varijance. Nisu pronađena statistički značajna odstupanja od homogenosti varijanci, mjerenja koja bi znatnije odstupala od raspona (*outlieri*) ili odstupanja od normalnosti distribucije.

Razlike između skupina i rezova testirane su dvosmjernom analizom varijance (ANOVA). Pri tom su testirane razlike između pojedinih skupina ispitanika, razlike između rezova i razlike između rezova u različitim skupinama.

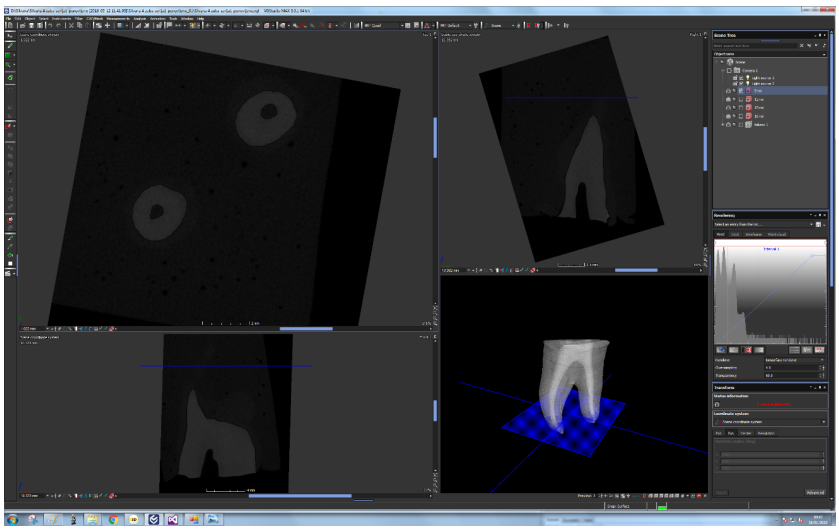
4.0 Rezultati

4.1 Rezultati analize pojavnosti mikrofraktura nakon instrumentacije korijenskih kanala

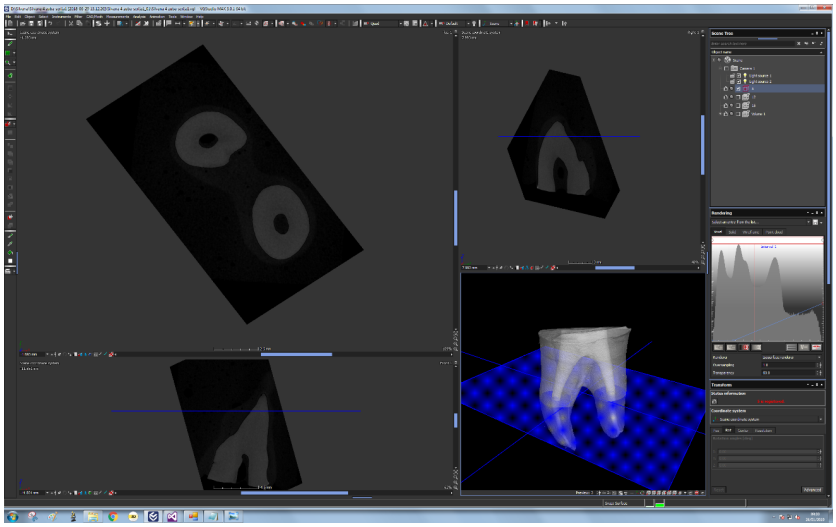
Analizom poprečnih presjeka uzoraka obrađenih SAF-om nije pronađen ni jedna frakturna pukotina u dentinu u nijednom uzorku. Digitalni prikazi skeniranog uzorka u apikalnoj, srednjoj i cervikalnoj trećini prikazani su na slikama 13, 14, i 15, 16, 17 i 18.



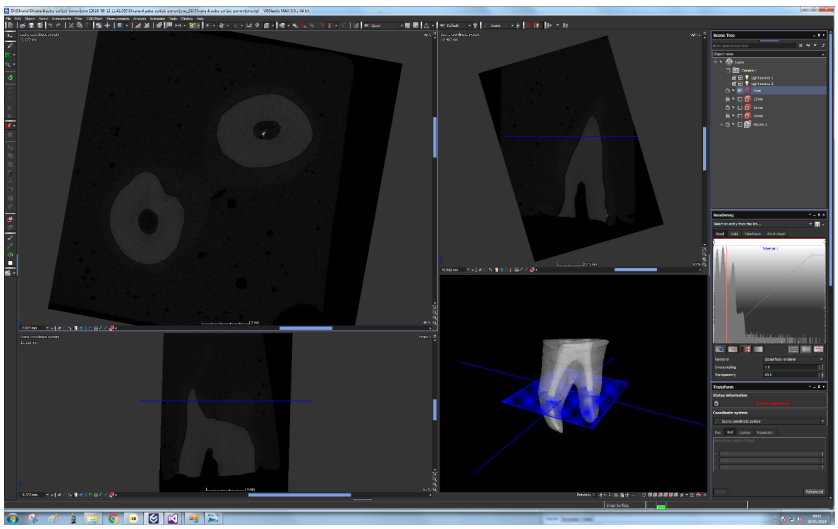
Slika 13. Apikalni presjek uzorka iz SAF grupe prije obrade kanala.



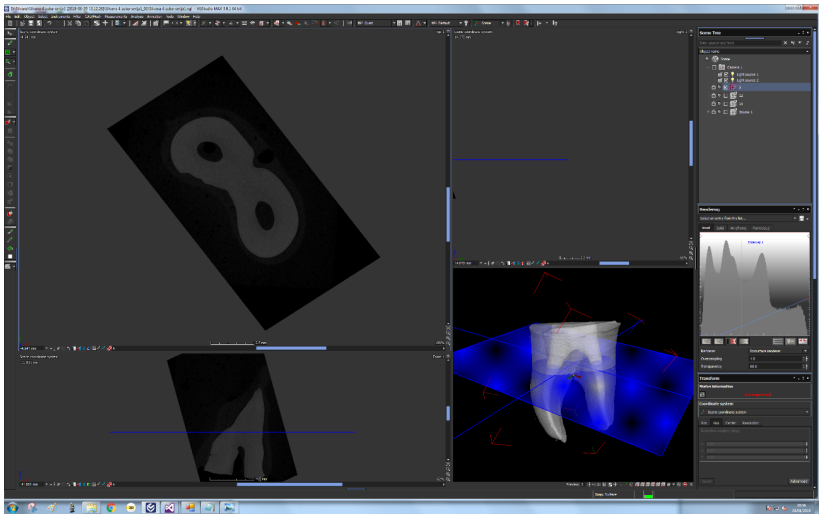
Slika 14. Apikalni presjek uzorka iz SAF grupe nakon obrade kanala.



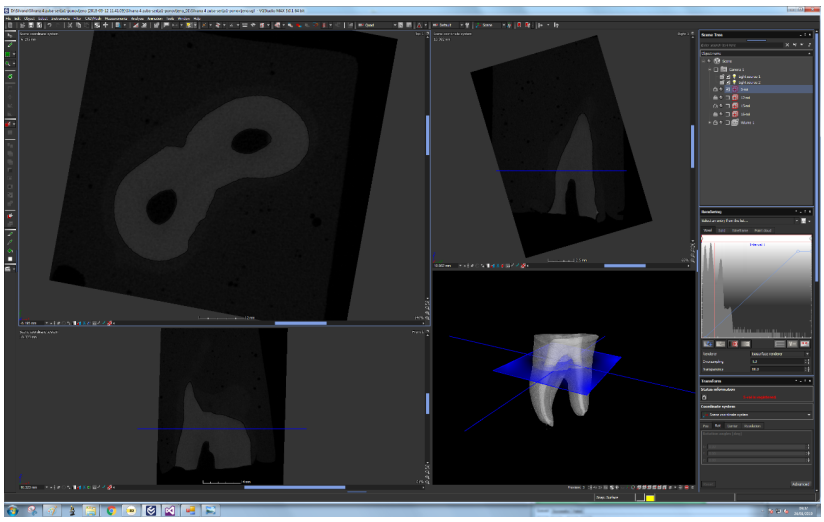
Slika 15. Presjek srednjeg dijela korijenova uzorka iz SAF grupe prije obrade kanala.



Slika 16. Presjek srednjeg dijela korijenova uzorka iz SAF grupe nakon obrade kanala.

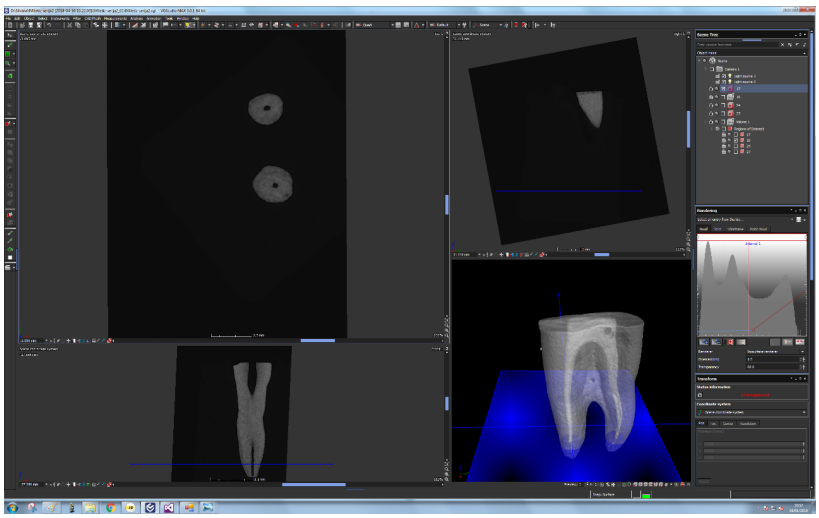


Slika 17. Cervikalni presjek uzorka iz SAF grupe prije obrade kanala.

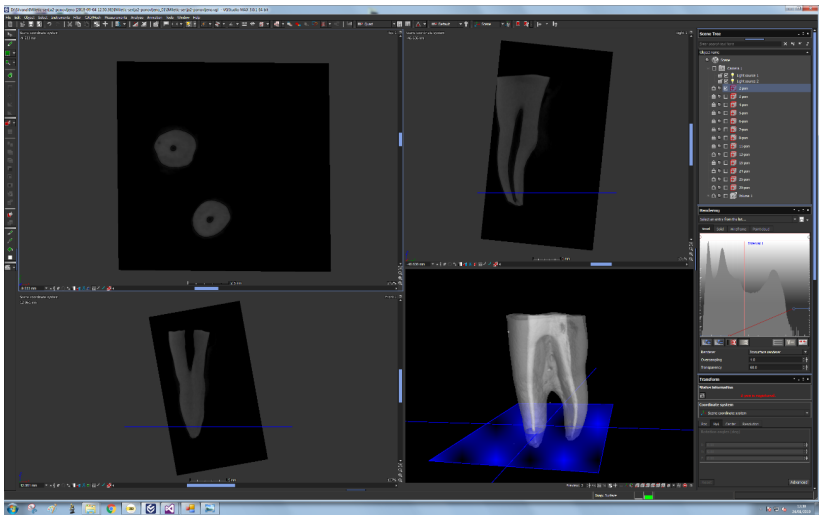


Slika 18. Cervikalni presjek uzorka iz SAF grupe nakon obrade kanala.

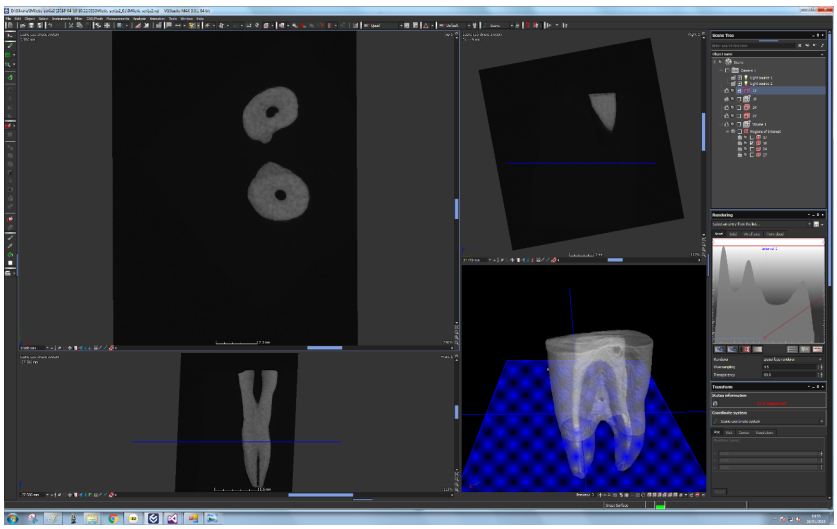
Analizom poprečnih presjeka uzoraka obrađenih Reciproc Blue nije pronađena ni jedna frakturna pukotina u dentinu ni u jednom uzorku. Digitalni prikazi skeniranog uzorka u apikalnoj, srednjoj i cervikalnoj trećini prikazani su na slikama 19, 10, 21, 22, 23 i 24.



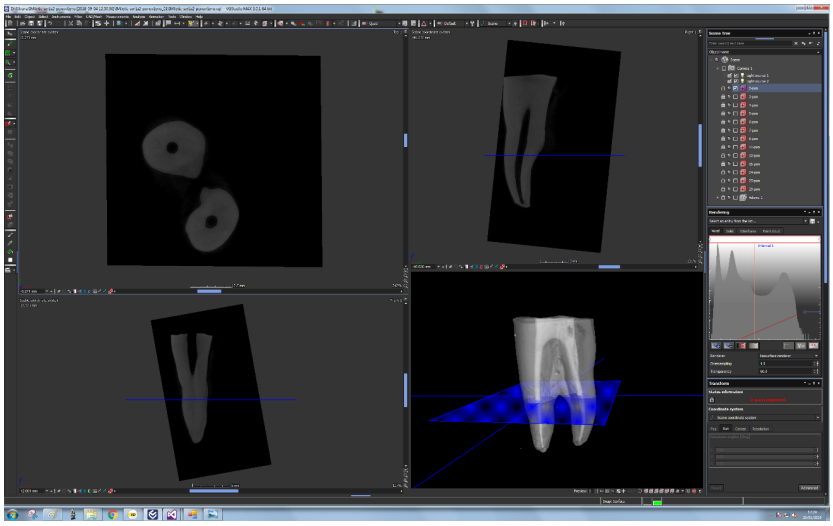
Slika 19. Apikalni presjek uzorka iz RB grupe prije obrade kanala.



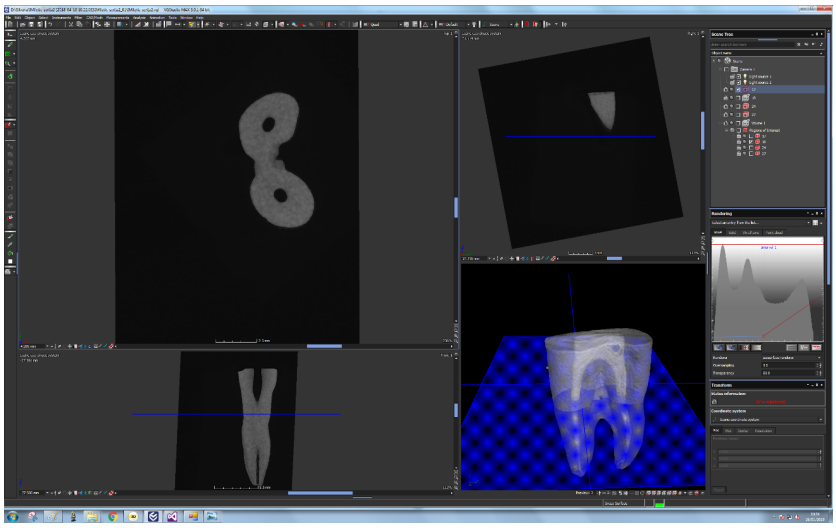
Slika 20. Apikalni presjek uzorka iz RB grupe nakon obrade kanala.



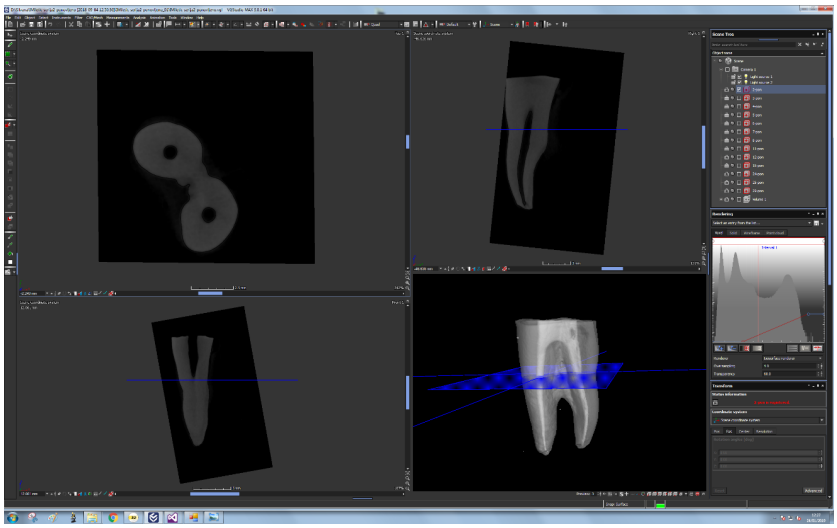
Slika 21. Prikaz presjeka srednjeg dijela kanala uzorka iz RB grupe prije obrade.



Slika 22. Prikaz presjeka srednjeg dijela kanala uzorka iz RB grupe nakon obrade.

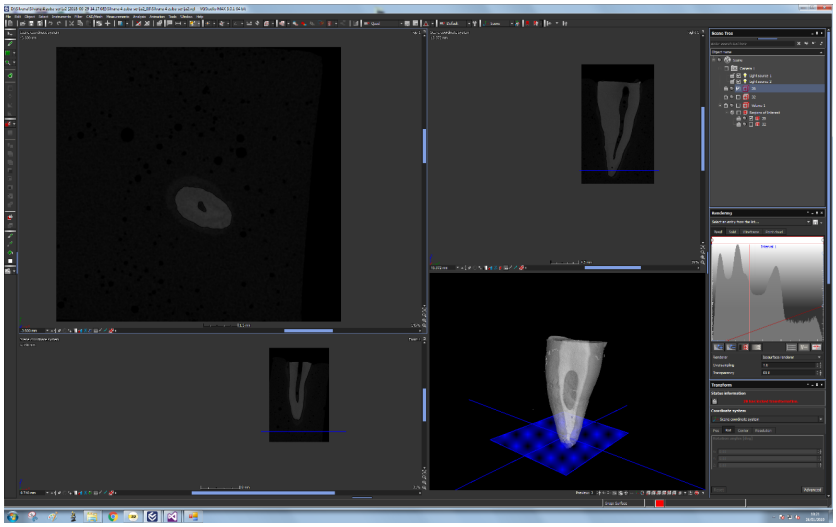


Slika 23. Prikaz presjeka cervikalnog dijela kanala uzorka iz RB grupe prije obrade.

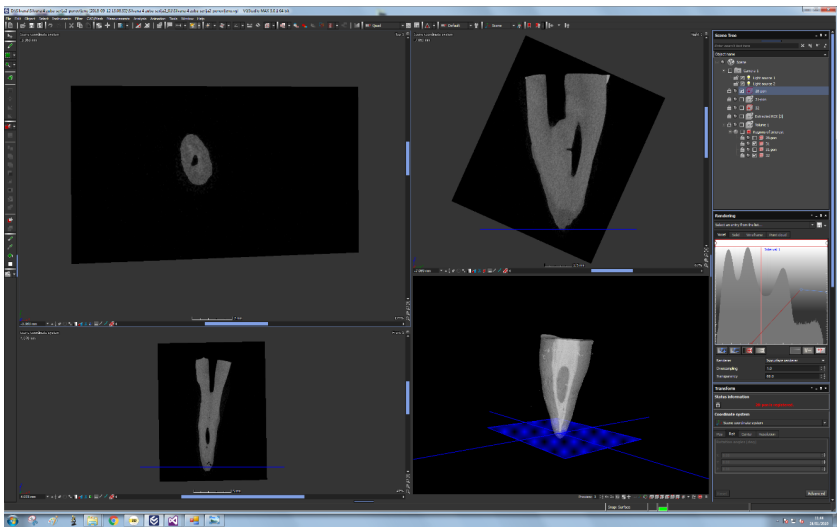


Slika 24. Prikaz presjeka cervikalnog dijela kanala uzorka iz RB grupe nakon obrade.

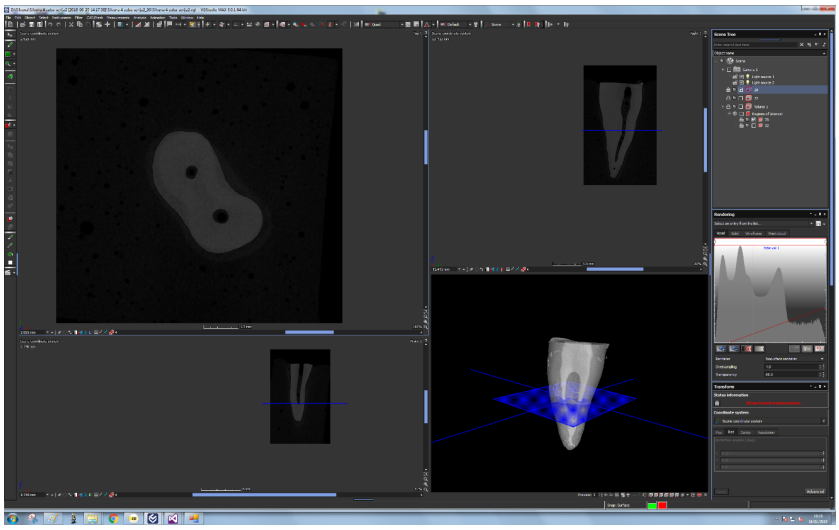
Analizom poprečnih presjeka uzoraka obrađenih ProTaper Next nije pronađena ni jedna frakturna pukotina u dentinu ni u jednom uzorku. Digitalni prikazi skeniranog uzorka u apikalnoj, srednjoj i cervikalnoj trećini prikazani su na slikama 25, 26, 27, 28, 29 i 30.



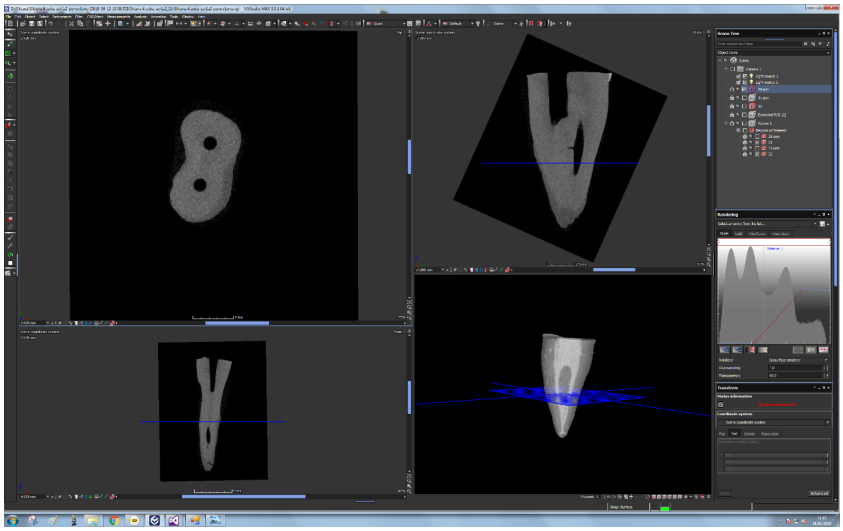
Slika 25. Prikaz presjeka apikalnog dijela kanala uzorka iz PTN grupe prije obrade.



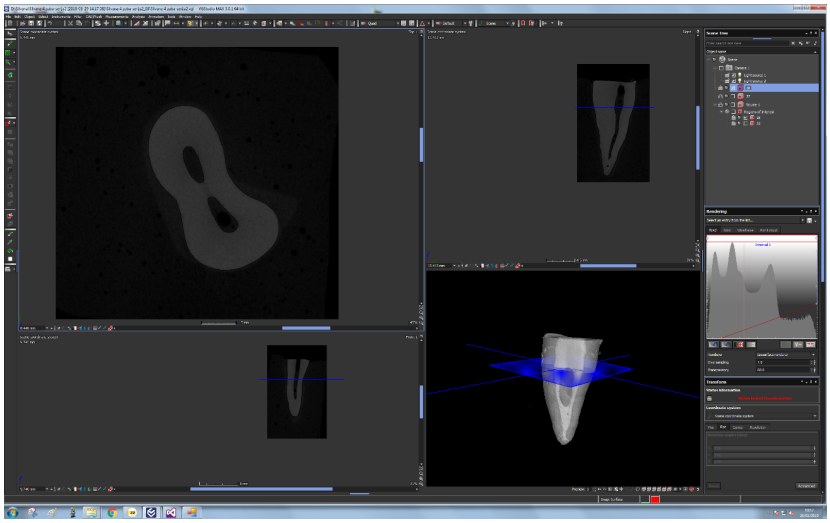
Slika 26. Prikaz presjeka apikalnog dijela kanala uzorka iz PTN grupe nakon obrade.



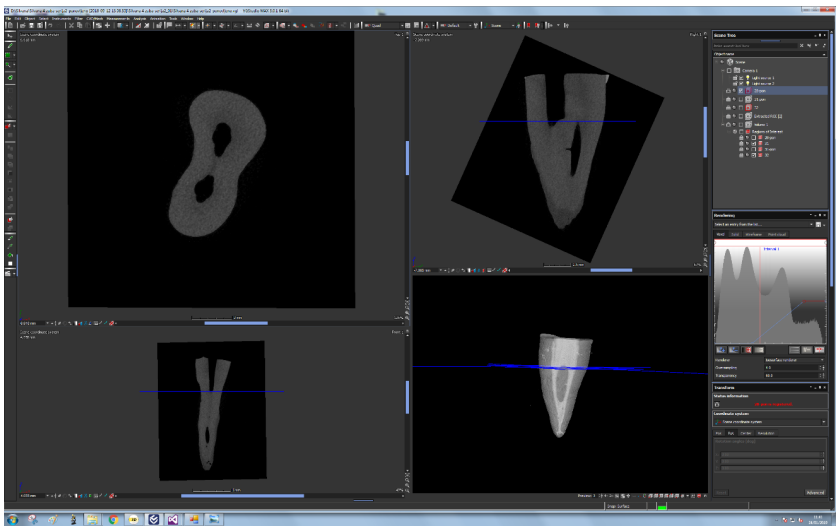
Slika 27. Prikaz presjeka srednjeg dijela kanala uzorka iz PTN grupe prije obrade.



Slika 28. Prikaz presjeka srednjeg dijela kanala uzorka iz PTN grupe nakon obrade.



Slika 29. Prikaz presjeka cervikalnog dijela kanala uzorka iz PTN grupe prije obrade.



Slika 30. Prikaz presjeka cervikalnog dijela kanala uzorka iz PTN grupe nakon obrade.

4.2 Rezultati testiranja otpornosti na kompresijske sile

Prikaz srednjih vrijednosti prekidnih sila ili sila loma i maksimalnih sila koje se javljaju prije samog loma u odnosu na površinu reza i njegovu debljinu dan je u Tablici 1.

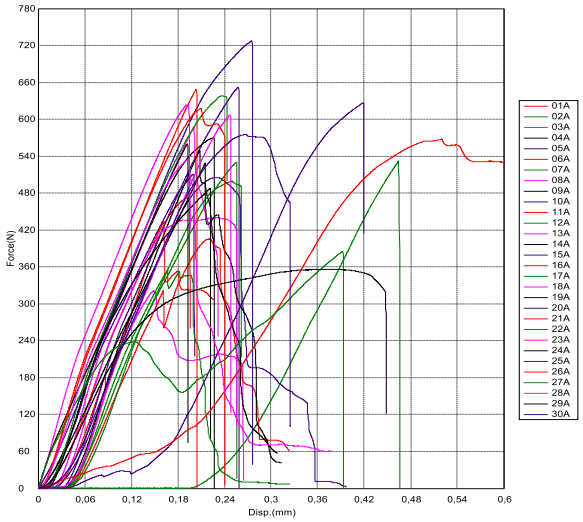
Tablica 1. Vrijednosti deskripcijske statističke analize ispitivanih skupina u odnosu na površinu i debljinu dentina, maksimalne i prekidne sile kod kojih dolazi do loma uzorka.

	Površina dentina/ mm^2	Debljina dentina/ mm	Maksimalna sila/ N	Prekidna sila/ N	Pomak
Sr. Vrijednost Skupina SAF	21,43	2,38	508,75	473,12	0,29
St. Devijacija Skupina SAF	10,886	0,406	121,805	128,802	0,081
Max. Vrijednost Skupina SAF	39,85	3,50	708,97	651,91	0,52
Min. Vrijednost Skupina SAF	6,92	1,58	213,41	200,14	0,18
Sr. Vrijednost Skupina RB	12,54	2,40	508,13	485,57	0,28
St. Devijacija Skupina RB	10,776	0,454	133,386	146,512	0,150
Max. Vrijednost Skupina RB	52,55	3,92	727,36	727,36	0,92
Min. Vrijednost Skupina RB	5,09	1,38	214,79	214,79	0,16
Sr. Vrijednost Skupina PTN	12,93	2,51	480,91	419,15	0,33
St. Devijacija Skupina PTN	11,544	0,417	120,602	127,463	0,132
Max. Vrijednost Skupina PTN	46,51	3,60	650,04	645,61	0,67
Min. Vrijednost Skupina PTN	2,21	1,92	196,64	172,15	0.16

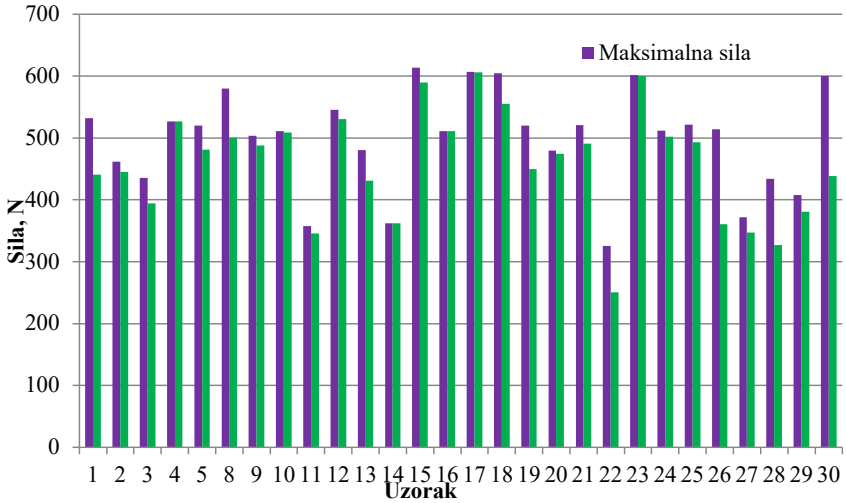
Tablica 2. Vrijednosti deskripcijske statističke analize uzoraka s obzirom na dio korijena na kojem je vršen eksperiment u odnosu na površinu i debljinu dentina, maksimalne i prekidne sile kod kojih dolazi do loma uzorka.

Apikalna trećina	Površina dentina/ mm^2	Debljina dentina/ mm	Maksimalna sila/ N	Prekidna sila/ N	Pomak
Sr. Vrijednost A	11,39	2,34	532,68	490,26	0,27
St. Devijacija A	7,543	0,277	100,169	126,269	0,111
Max. Vrijednost A	25,82	3,18	727,36	727,36	0,67
Min. Vrijednost A	2,21	1,88	321,60	200,14	0,16
Medijalna trećina					
Sr. Vrijednost M	16,21	2,51	547,34	513,17	0,31
St. Devijacija M	12,969	0,341	118,631	125,192	0,156
Max. Vrijednost M	52,55	3,44	708,97	690,93	0,92
Min. Vrijednost M	2,27	1,82	196,64	196,64	0,16
Cervikalna trećina					
Sr. Vrijednost C	18,07	2,46	415,74	371,45	0,32
St. Devijacija C	12,928	0,592	114,087	117,225	0,109
Max. Vrijednost C	48,25	3,92	586,00	586,00	0,59
Min. Vrijednost C	3,69	1,38	213,41	172,15	0,16

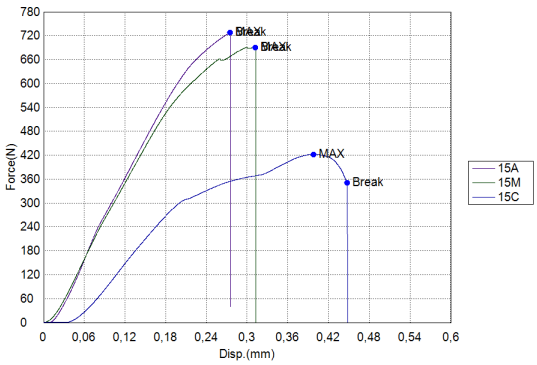
Slika 31. Prikaz loma fragmenta korijena nakon primjene kompresijske sile.



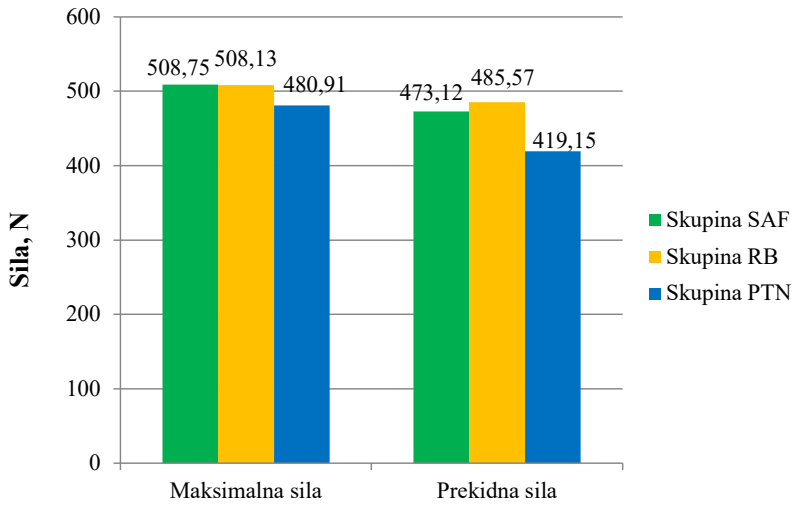
Slika 32. Dijagram sila-pomaka za sve uzorke u apikalnom presjeku.



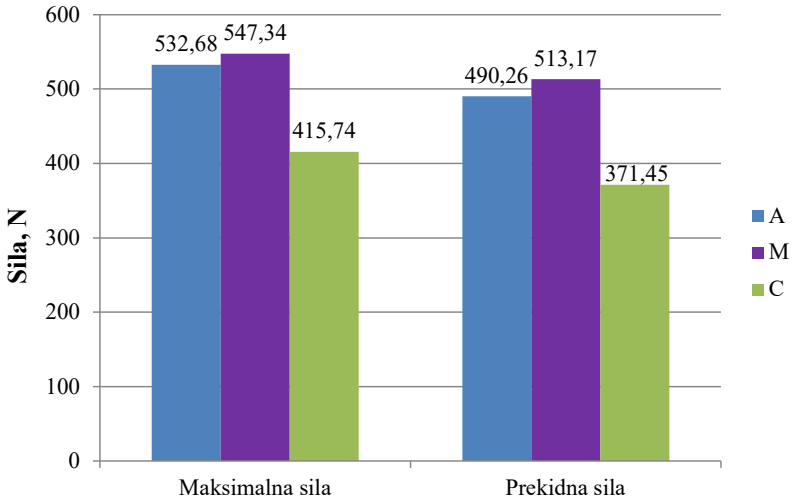
Slika 33. Grafički prikaza maksimalne sile prije loma za pojedini uzorak



Slika 34. Dijagram sila-pomaka za uzorak 15 – Reciproc Blue grupa.



Slika 35. Grafički prikaz maksimalne i prekidne sile prema skupinama.



Slika 36. Grafikon maksimalnih sila i prekidnih sila u apikalnoj (A), srednjoj (M) i cervikalnoj (C) trećini.

Homogenost varijanci, koja je pretpostavka za analizu varijance – metodu koju je korištena za usporedbu skupina, testirana je Levenovim testom jednakosti greške varijance. S obzirom na to da rezultat testa nije značajan, varijance nisu značajno homogene, dakle, sve je u redu.

Tablica 3. Levenov test jednakosti greške varijance pri čemu je zavisna varijabla maksimalna sila [N].

F	Stupanj slobode 1	Stupanj slobode 2	Značajnost.
1,602	8	81	0,137

Tests nulte hipoteze da je greška varijance zavisne varijable jednaka među grupama.

a. Dizajn: Presjek + rez + skupina + rez * skupina

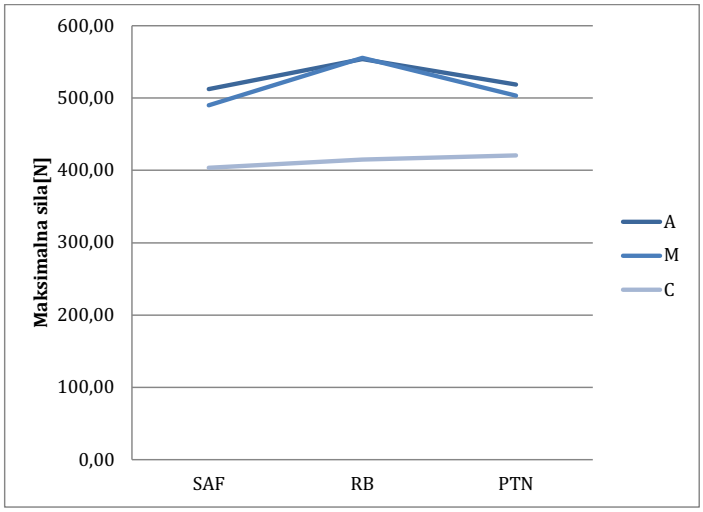
Tablica 4. Leveneov test jednakosti greške varijance pri čemu je zavisna varijabla sila loma [N].

F	Stupanj slobode 1	Stupanj slobode 2	Značajnost
0,951	8	81	0,480

Tests nulte hipoteze da je greška varijance zavisne varijable jednaka među grupama.

a. Dizajn: Presjek + rez + skupina + rez * skupina

Rezultati analize varijance pokazuju da nema razlike u maksimalnoj sili između skupina (p=0,492), ali razlika je statistički značajna između rezova (p<0,001), kombinirani efekt nije značajan, što znači da su razlike između rezova slične za svaku skupinu (p=0,958) (Slika 37 i Tablica 5).



Slika 37. Grafički prikaz analize varijance maksimalne sile prije loma između skupina (SAF - Self Adjusting File, RB – Reciproc Blue, PTN – ProTaper Next) u apikalnoj (A), medijalnoj (M) i cervikalnoj (C) razini.

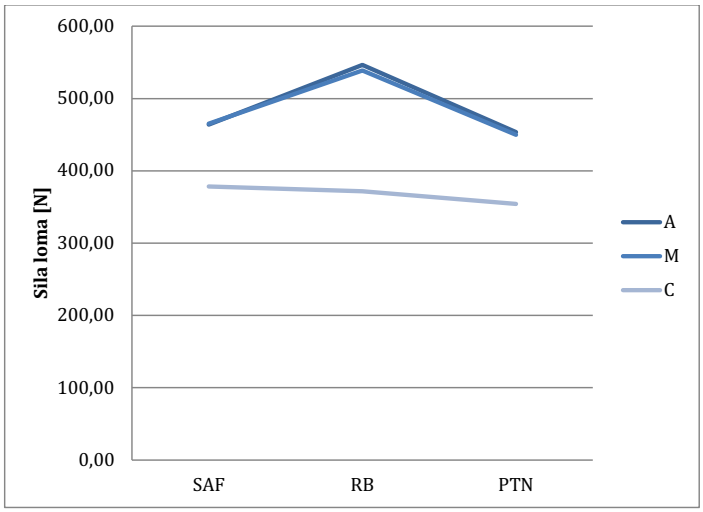
Tablica 5. Dvosmjerna analiza varijance – Maksimalna sila

Izvor	Tip III zbroja kvadrata	df	Prosječni kvadrat	F	Značajnost	Uočena snaga[b]
Korigirani model	276313,36[a]	8	34539,17	2.013	0,055	0,788
Presjek	21250836,44	1	21250836,54	1238,275	0,000	1,000
Rez	240774,49	2	120387,24	7,015	0,002	0,919
Skupina	24523,76	2	12261,88	0,714	0,492	0,167
rez * skupina	11015,11	4	2753,78	0,160	0,958	0,082
Greška	1390093,1	81	17161,64			
Ukupno	22917243	90				
Korigirano ukupno	1666406,46	89				

a. R kvadriran = 0,166 (Korigirani R kvadriran = 0,083)

b. Izračun korištenjem alfa = 0,05, df – stupanj slobode

Rezultati analize varijance pokazuju da nema razlike u sili loma (eng. *break force*) između skupina (p=0,151), ali razlika je statistički značajna između rezova (p=0,001), kombinirani efekt nije značajan, što znači da su razlike između rezova slične za svaku skupinu (p=0,818).



Slika 38. Grafički prikaz analize varijance sile loma između skupina (SAF - Self Adjusting File, RB – Reciproc Blue, PTN – ProTaper Next) u apikalnoj (A), medijalnoj (M) i cervikalnoj (C) razini.

Tablica 6. Dvosmjerna analiza varijance – Sila loma [N]

Izvor	Tip III zbroja kvadrata	df	Prosječan kvadrat	F	Značajnost	Uočena snaga[b]
Korigirani model	380058,20[a]	8	47507,27	2.575	0,015	0,894
Presjek	17969402,50	1	17969402,5	973.842	0,000	1,000
rez	280085,07	2	140042,53	7.590	0,001	0,938
skupina	71446,67	2	35723,33	1.936	0,151	0,391
rez * skupina	28526,47	4	7131,62	.386	0,818	0,135
Greška	1494618,30	81	18452,01			
Ukupno	19844079	90				
Korigirano ukupno	1874676,50	89				

a. R kvadriran = 0,203 (korigiran R kvadriran = 0,124)

b. Izračun korištenjem alfa = 0,05, df – stupanj slobode

A kad se uspoređuju različite metode instrumentacije, tada SAF i RB skupina imaju skoro iste vrijednosti prekidnih sila. Razlika se očituje kod zadnje PTN skupine, premda statistički nije značajna.

Kad se uspoređuju apikalni, medijalni i cervikalni dio zuba, tada medijalni dio zuba ima najviše vrijednosti prekidne sile, dok apikalni dio ima nešto manje vrijednosti. Vrijednosti prekidnih sila u cervikalnom dijelu u prosjeku su manje za 25 %.

5.0 Rasprava

Vertikalna fraktura korijena je treći razlog vađenja endodontski liječenih zubi (360). U retrospektivnom kliničkom istraživanju Landys Boren i sur. (361) su pokazali da je VRF fraktura u 36% slučajeva razlog vađenja endodontski liječenih zuba nakon 10 godina praćenja. Ono što utječe na pojavnost VRF jest dob i spol pacijenta (fraktura je češća kod pacijenata starijih od 40 godina i onih ženskog spola), način opskrbe zuba, položaj zuba (stražnji zubi su skloniji frakturi), postojanje prepunjenja (362). Mnogo je čimbenika tijekom endodontskog liječenja koji mogu doprinijeti nastanku vertikalne frakture, a jedan od njih je mehanički postupak instrumentacije korijenskih kanala (279,363,364). Obradom kanala uklanja se veća ili manja količina dentinskog tkiva čime se utječe na otpornost na okluzalne sile, no tijekom instrumentacije stvaraju se sile na stijenke korijenskog kanala koje mogu dovesti do mikropukotina u dentin koje potom mogu propagirati u frakturne linije koje u konačnici dovode do vertikalne frakture korijena (281). Premda nije znanstveno dokazana direktna povezanost između mikrofraktura dentina i vertikalne frakture korijena te neki autori čak i sumnjaju u tu uzročno-posljedičnu povezanost (283). Brojne studije su proučavale kako dizajn instrumenata, vrsta legure i elastičnost legura od kojih su izrađeni utječe na pojavnost mikrofraktura (73,118,149,314,318,322,365-368). Pored toga, pokušalo se istraživati utječu li kinematika, tj. različite kretnje instrumenta unutar korijenskog kanala na razliku u pojavnosti dentinskih mikrofraktura (310,317,369) i različitih dosega instrumenta u kanalu tijekom obrade. Ispitivanja utjecaja radne duljine tijekom instrumentacije korijenskog kanala na pojavnost apikalnih fraktura pokazala su kontroverzne rezultate. U istraživanju de Arruda Bitencourt i sur. (370) nije pronađena uzročna povezanost instrumentacije WaveOne recipročnim instrumentima različitih veličina na različitim radnim duljinama (1 mm od apikalnog otvora, točno na apikalnom otvoru i 1 mm preko apikalnog otvora) i fraktura dentina u području apeksa zuba.

Punjenje korijenskih kanala zbog upotrebe *spreadera* i ekspanzije materijala za punjenje također može dovesti do napetosti unutar korijenskog kanala i stoga dovesti do pukotina u dentinske stijenke (303,304,311,340). Razliku u pojavnosti mikrofraktura između ekstrahiranih zubi koji su samo instrumentirani i onih koji su nakon instrumentacije i napunjeni pokazalo je istraživanje Shemesha i sur. (301,302). Kumaran sa sur. (304) je pronašao da punjenje gutaperke tehnikom lateralne kondenzacije uzrokuje statistički značajno više dentinskih defekata od tehnike pasivne opturacije gutaperkom. Proučavajući učinak punjenja kanala De-Deus sa sur. (340) nije pronašao povezanost punjenjem Gutta Coreom,

hladnom lateralnom kondenzacijom i toplom vertikalnom kondenzacijom i pojavnosti dentinskih mikrofraktura, dok Hasheminia sa sur. (311) nije pronašao razliku u pojavnosti dentinskih mikrofraktura između mehaničke i hladne lateralne kondenzacije. Punjene kanala MTA cementom više doprinosi otpornosti zubi na vertikalne sile u odnosu na punjenja materijalima temeljenima na smolama (312).

Preparacija endodontski obrađenog i napunjenog korijenskog kanala za postavljanje nadogradnje je postupak u kojem se uklanja velika količina dentina u cervikalnom području korijena rotirajućim instrumentima što također može prouzročiti oštećenja tvrdih zubnih tkiva. Utjecaj količine uklonjenog dentina na pojavnost mikrofraktura proučavana je pomoću mikro CT-a i analizom konačnih elemenata pri čemu je potvrđeno da je pojavnost mikrofraktura veća kod onih uzoraka kod kojih je uklonjena veća količina dentina u području vrata zuba (371). Pri tome je numeričkom analizom izračunato da se stres na stijenke korijena povećava apikalno i bukolingvalno ako se uklanja veća količina dentina. Singh sa sur. (372) je pronašao veću pojavnost dentinskih mikropukotina kod preparacije prostora za nadogradnju s ParaPost XT (Coltene Whaledent, SAD) u odnosu na preparaciju Peeso svrdlom. Najmanje dentinskih mikropukotina pronađeno je kod preparacije sidrišta za nadogradnju ručnim instrumentom, K strugačem veličine 110. Zbog sklonosti vertikalnoj frakturi intrakanalne nadogradnje zuba potrebno je postavljati samo kada je potrebna strukturna potpora za protetsku rekonstrukciju (373).

Revizija punjenja je dodatno opterećenje strukturnom integritetu korijenskog dentina što se u istraživanja Shemesha i sur. (374) očituje u većoj pojavnosti mikrofraktura kod uzoraka koji su podvrgnuti postupku revizije u odnosu na uzorke koji su samo primarno endodontski obrađeni.

U procjeni utjecaja različitih postupaka na integritet dentinske stijenke kanala korištene su različite analitičke metode (283), a u velikom broju istraživanja korištene su sekcijske metode u kojima se uzorci nakon podvrgavanja eksperimentalnom postupku režu na tanke rezove koji se potom promatraju pod mikroskopom s ili bez kontrastnog sredstva. U sekcijskim metodama uočena je povećana pojavnost mikrofraktura nakon instrumentacije korijenskih kanala (118,287,289,305,375,376). U većini tih istraživanja autori su uočili veću pojavnost mikrofraktura dentina kada su korišteni određeni instrumenti, posebice oni rotirajući (305,309,377). Za razliku od njih, u većini mikro CT istraživanja autori nisu pronašli nove mikrofrakture nakon instrumentacije korijenskih kanala, već su svi uočeni defekti u stijenci

dentina postojali prije nego što se uzorak podvrgnuo kemo-mehaničkoj obradi, a što se moglo provjeriti obzirom da su uzorci skenirani prije i nakon obrade kanala (321,322,131,377,378).

Prvi koji je postavio pitanje vjerodostojnosti rezultata dobivenih sekcijskim metodama je De-Deus sa sur. (379) koji nakon analize mikro CT-om uzoraka prije i nakon obrade korijenskih kanala nije pronašao pojavu novih mikrofraktura. Kako bi se metoda dodatno provjerila i usporedila s onima sekcijskima, 10 mezijalnih korijena donjih kutnjaka s instrumentiranim kanalima izrezano je na rezove debljine 1 mm. Nakon što je pod optičkim mikroskopom uočeno postojanje mikrofraktura, uzorci su podvrgnuti mikro CT analizi pri čemu je potvrđena podudarnost u vidljivosti pojave. Kako bi objasnili činjenicu da je u gotovo svim sekcijskim metodama pronađena pojavnost mikrofraktura kod eksperimentalnih uzoraka za razliku od kontrolne skupine (118,287,289,305,375,376), autori takvu razliku između dvije metode objašnjavaju različitim postupkom eksperimentalnih i kontrolnih uzoraka u sekcijskim metodama. U istraživanjima sa sekcijskim metodama kontrolnu skupinu obično čine uzorci koji nisu podvrgavani nikakvom postupku što znači da u kontrolnoj skupini ne postoji utjecaj ispiranja kanala natrijevim hipokloritom za razliku od eksperimentalne skupine. Interakcija između natrijevog hipoklorita, sila koje djeluju na stijenke tijekom strojne instrumentacije i moguće oštećenje tijekom rezanja uzorka mogu doprinijeti pojavnosti mikrofraktura na obrađenompreparinom uzorku. Da bi eksperimentalna i kontrolna skupina bile usporedive, trebale bi se razlikovati samo po parametrima koji se istražuju, što u ovakvom dizajnu istraživanja nije slučaj. Za razliku od toga mikro CT analiza uzoraka omogućuje analizu istih uzoraka te uočavanje već postojećih defekata u dentinu što sprječeva lažno pozitivne rezultate. Jedan od mogućih nedostataka sekcijskih metoda, pored mehaničkog oštećenja uzorka je i nedovoljna osjetljivost metode. U istraživanju Coelha i sur. (314) primjena LED (eng. Light Emitting Diodes) transiluminacije za bolju vizualizaciju mikrofraktura tijekom analize uzoraka pokazala je podjednaku pojavnost oštećenja dentinske stijenke kod eksperimentalnih skupina obrađenih Profile, TRUShape i WaveOne Gold sustavima i kontrolne, neobrađene skupine. Autori zaključuju da stoga treba s oprezom tumačiti rezultate dosadašnjih istraživanja koja su koristila klasične sekcijske metode bez dodatnih optičkih pomagala. Stringheta sa sur. (380) je usporedio mikro CT metodu sa sekcijskom metodom uz upotrebu stereomikroskopa. Uzorci su nakon skeniranja obrađeni s četiri različita strojna sustava te su nakon toga analizirani mikro CT-om, a potom su prerezani i promatrani stereomikroskopom. Pri tome je uočen veći broj mikrofraktura u istim uzorcima nakon sekcijske analize u odnosu na mikro

CT analizu ukazujući na činjenicu da su ti defekti nastali samom obradom uzoraka, a ne instrumentacijom kanala.

Usprkos nedavnim negativnim rezultatima pojave mikrofraktura u dentinu nakon mehaničke obrade korijenskih kanala koji su pronađeni u nekim mikro-CT istraživanjima, to pitanje je još uvijek u fokusu interesa znanstvene i stručne javnosti posebice stoga što su rezultati objavljenih istraživanja proturječni (321,324,340,359,366,378,379,381). Li i sur. (381) su proučavali duljinu mikrofraktura u uzorcima prije i nakon instrumentacije i pronašli su statistički značajno povećanje duljine mikropukotina u dentinu. Od tri sustava koje su uspoređivali, WaveOne, Reciproc i OneShape, ovaj zadnji je pokazao značajno veći učinak na produljenje mikrofraktura ukazujući da rotacijske kretnje imaju veći učinak na propagaciju već postojećih mikrofraktura.

Također, u svom kliničkom istraživanju utjecaja postojećih mikrofraktura na reseciranom vršku korijena, vizualiziranih operativnim mikroskopom i LED svjetlom tijekom operativnog zahvata, Tawil sa sur. (292) je utvrdio njihovu povezanost. U skupini bez mikrofraktura cijeljenje u smislu izostanka simptoma i radiološkog nalaza cijeljenja kosti, nakon operativnog zahvata je iznosilo 95% nakon jedne godine, odnosno 97% nakon tri godine. U skupini s postojećim mikrofrakturama cijeljenje je iznosilo 30% nakon prve godine i 32% nakon treće godine. Instrumentacija ručnim instrumentima i 2 mm kraće od apikalnog otvora smanjuje rizik nastanka mikrofraktura u apikalnom području korijena (382). Za razliku od prethodnih istraživanja, nastanak novih mikrofraktura u apikalnom dijelu korijena nakon instrumentacije ručnim, rotacijskim i recipročnim instrumentima bez obzira na odabranu apikalnu granicu radne duljine nije potvrdio de Oliviera sa sur. (383).

Razlika u zaostaloj mikronapetosti u dentinu nakon instrumentacije korijenskih kanala u vlažnim i suhim uzorcima zuba mjerena je digitalnom interferometrijom po Moiréu. Pri tome su pronađene samo male razlike između različitih sustava instrumentacije u svim hidratiranim skupinama pokazujući da se u takvim uvjetima događa relaksacija stresa. Za razliku od toga u nehidratiranom dentinu uočena je lokalizirana koncentracija postinstrumentacijske napetosti i to više izražena u skupini instrumentiranoj WaveOne nego u skupini instrumentiranoj ProTaper Universal sustavom i skupini obrađenoj ručnim instrumentima. Pri tome nisu uočene mikrofrakture dentina u nijednoj skupini mikro CT metodom niti pod polariziranim mikroskopom (384).

Na rezultate, osim dosad spomenutih čimbenika, tj. na pojavnost, odnosno propagaciju mikrofraktura može utjecati zahtjevnost postupka koji se provodi na zubu. Već postojeće mikrofrakture mogu se povećati tijekom postupka uklanjanja gutaperke ručnim ili rotacijskim endodontskim instrumentima u istoj mjeri, zbog kumulativnog stresa nastalog dodatnim endodontskim postupkom (368).

U ovom istraživanju nisu pronađene mikrofrakture ni na jednom uzorku prije i poslije instrumentacije. Takav nalaz u skladu je s većinom sličnih istraživanja provedenih visokoosjetljivom mikro CT metodom (321,322,131,377,378), a nepostojanje mikrofraktura u uzorcima prije obrade instrumentacijom može se pripisati dodatnim čimbenicima kao što je dob pacijenata koji su donirali zube pa do načina vađenja i čuvanja uzoraka.

Možda najveću potvrdu nepostojanja korelacije između instrumentacije korijenskih kanala i pojave mikrofraktura dao je De-Deus sa sur. (385) provodeći istraživanje na modelu kadavera. Pri autopsiji ekscidirani su koštani blokovi maksile koji su sadržavali barem prvi i drugi premolar. Blokovi su skenirani mikro CT uređajem, a potom su korijenski kanali zubi u koštanom bloku instrumentirani Reciproc i ProTaper Universal sustavima. Nakon obrade ponovno su skenirani pod istim uvjetima te su analizirane predoperativne i postoperativne snimke u svrhu identifikacije mikrofraktura. U skupini s Reciprocom nije pronađena ni jedna fraktura što je u skladu s našim istraživanjem, dok u skupini s ProTaper Universal sustavom pronađene su mikrofrakture kod 2,46% rezova. No analiza predoperativnih skenova pokazala je postojanje mikrofraktura i prije obrade endodontskim instrumentima, a njihova se prisutnost pripisuje žvačnim silama i drugim utjecajima tijekom života pacijenta koji obično rezultiraju mikrostrukturnim promjenama u dentinu.

Međutim, čak i činjenica da je u većini istraživanja pojavnosti mikrofraktura nakon endodontskih postupaka u korijenskom kanalu mikro CT analizom dobiven negativan rezultat, stavljena je pod upitnik zbog, kako neki autori tvrde, nedovoljne osjetljivosti metode koja može dovesti do lažno negativnih rezultata (292,296). U početku nastanka mikrofraktura ne postoji razdvajanje fragmenata i upitno je je li rezolucija mikro CT uređaja dostatna za otkrivanje tog fenomena (292,296,302). Rezolucija je jedan od ograničavajućih čimbenika u proučavanju mikrofraktura jer se smatra da potrebno da veličina voksela bude barem dvostruko manja od veličine pojave koja se izučava (292). Također, da bi dentinske pukotine bile vidljive, treba doći do njihove fizičke razdvojenosti, što kod mikropukotina nije uvijek

slučaj. Time se objašnjava manja pojavnost mikrofraktura u mikro CT studijama. U ovom istraživanju korišten je uređaj kojim se postiže visoka rezolucija, a uzorci su skenirani pri rezoluciji 20,6 μm koja je dovoljna da se uoči preko 80% fraktura (362).
Za razliku od Versiania i sur. (283) koji je pretpostavio da sušenje uzoraka tijekom njihove pripreme i analize može utjecati na dentinski matriks i dovesti do jatrogene pojave mikrofraktura uzrokovane dehidracijom što može rezultirat lažno pozitivnim rezultatima, Rodig sa sur. (359) je otkrio da vlaga tijekom ispitivanja može uvelike utjecati na vidljivost dentinskih mikrofraktura i tako prouzročiti lažno negativni rezultat. Premda sam postupak skeniranja može trajati i nekoliko sati, dehidracija nije uočena nakon dva sata. Da bi se provjerio utjecaj vlage na vidljivost mikrofraktura, u ovom istraživanju uzorci su nakon skeniranja poslije instrumentacije ostavljeni na suhom 24 sata te su ponovo skenirani. Ni nakon ponovljenog skeniranja ni na jednom uzorku nisu pronađene mikrofrakture što potvrđuje rezultate prethodnog skeniranja.

Drugi važni čimbenik koji objašnjava rezultate dobivene u ovoj disertaciji jest odabir uzorka. Većina istraživanja ne uzima u obzir dob pacijenta, tj. donora ekstrahiranih zubi kao kriterij uključivanja, premda je poznato da se fizička i mehanička svojstva tvrdih zubnih tkiva mijenjaju s godinama (283). S godinama udio sklerotičnog dentina raste što rezultira promjenama mikrostrukture dentina zbog smanjenja lumena dentinskih tubulusa mijenjajući tako odnos između šupljih i čvrstih dijelova tkiva. Kemijski sastav dentina (kolagen i mineralne tvari) također se mijenja u korist mineralnih tvari (386,387). Sklerotični dentin ima manji udio vode (388), a dehidrirani dentin pokazuje svojstva manje čvrstoće i veću vrijednost tvrdoće što ukazuje na njegovu veću britkost od dentina s većim udjelom vode (389-391). Istraživanje Arole (392) je pokazalo da kada se primijenila sila pri 107 ciklusa, odgovor na zamor, tj. izdržljivost mladih zubi, uzetih od osoba od 17 do 30 godina starosti, je bila skoro dva puta veća (44 MPa) od izdržljivosti dentina onih zuba koji su uzeti od donora u dobi od 50 do 80 godina starosti (23 MPa). Yan i sur. (391) su pronašli da čvrstoća dentina opada starenjem u prosjeku 25 MPa svakih deset godina. Također, odnos mineralnog sadržaja i kolagena i stupanj isprepletenosti unutar kolagena raste s dobi s najjače izraženim promjenama u apikalnoj trećini (391). Temeljem razlika u mehaničkom ponašanju i mikroskopskom izgledu frakturirane površine mladih i starijih uzoraka može se zaključiti da starenje rezultira povećanom učestalošću inicijacije i propagacije oštećenja. U ovom su istraživanju korišteni zubi ekstrahirani iz ortodontskih razloga donirani od strane pacijenata u dobi između 16 i 20 godina što može djelomično objasniti nedostatak mikrofraktura na

skeniranim uzorcima prije instrumentacije korijenskih kanala. K tome, elastičnost mlade kosti i pažljivi rad kirurga tijekom postupka ekstrakcije umanjilo je mogućnost mehaničkog oštećenja zuba koji bi mogao dovesti do stvaranja mikrofraktura. Premda su mikrofrakture u dentinu prije same instrumentacije potvrđene u mnogim prethodnim istraživanjima (322,377,378,385), De-Deus sa sur. (324) u *in-situ* istraživanju na blokovima čeljusne kosti humanih kadavera koje su sadržavale zube nije pronašao mikrofrakture na zubima koji nisu bili endodontski tretirani. Temeljem tog nalaza zaključio je da nalaz mikrofraktura prije bilo kakvog postupka na ekstrahiranim zubima može biti rezultat ekstrakcijskih sila ili načina čuvanja uzoraka. U skladu s tim je nalaz ovog istraživanja, a dodatan čimbenik koji može objasniti nedostatak mikrofraktura u neobrađenim uzorcima jest i vrijeme proteklo između ekstrakcije i provođenja eksperimenta koje je u ovom istraživanju bilo izuzetno kratko i iznosilo je samo dva mjeseca. U istraživanju na ekstrahiranim zubima koji nisu bili endodontski liječeni Pradeep Kumar sa sur. (362) je pronašao razliku u postojećim mikrofrakturama između mlađe populacije kod koje je pronašao 3,7% postojećih mikrofraktura, za razliku od starije populacije kod koje je pronašao 8,3% postojećih mikrofraktura. U ovom istraživanju zubi su bili čak mlađi od onih istraživanih u prethodno spomenutom istraživanju i alveolarna kost oko zubi tih mlađih pacijenata je više elastična što je omogućilo relativno atraumatsku ekstrakciju. Taj nalaz je u skladu s rezultatima ovog istraživanja i dokazuje važnost odabira i uvjeta čuvanja uzoraka. Prikladnost kontralateralnih premolara za proučavanje instrumentacije na postizanje kratkoročnih i dugoročnih učinaka endodontskog liječenja prikazano je u istraživanju Johnesena i sur. (393).

Ako se promatra utjecaj različitih instrumentacije na pojavnost mikrofraktura, u ovom istraživanju ni jedan sustav instrumentacije nije doveo do stvaranja pukotina u dentinu koje bi se mogle uočiti izuzetno osjetljivom tehnikom kao što je mikro CT analiza.

Svi postupci preporučeni od strane proizvođača poštivani su tijekom obrade uzoraka, uključujući cervikalno širenje za SAF i preparaciju olakšanog pristupa s pripadajućim instrumentom za svaki korišteni sustav. Svaki kanal je ispiran tijekom instrumentacije s 12 ml 2,5%-tnog natrijevog hipoklorita i 4 ml 17%-tne EDTA zbog usklađenosti s propisanom procedurom ispiranja kod SAF-a. Premda je količina sredstava za ispiranje relativno velika, a poznato je da natrijev hipoklorit i EDTA negativno utječu na mehanička svojstva dentina (394,395), u ovom slučaju to nije dovelo do stvaranja mikrofraktura.

Izostanak oštećenja dentina u ovom istraživanju može se djelomično objasniti poboljšanjem dizajna instrumenata i svojstvima novih legura korištenih za njihovu izradu. SAF je elastični

instrument koji se može komprimirati u korijenskom kanalu od promjera 1,5 mm do dimenzija manjih od onih instrumenta ISO broja 20. Njegova mrežasta struktura sačinjena od NiTi latica stvara jednolične sile na površinu stijenke korijenskog kanala, a korijenski kanal se obrađuje abrazivnom površinom latica i vibracijskim kretnjama uz zadržavanje djelomične rotacije kada se instrument izvadi iz kanal. Ta mala rotacija omogućuje obuhvaćanje svih dijelova stijenki korijenskog kanala (396). Rezultati ovog istraživanja su u skladu s nalazom Yoldas i sur. (118), koji nije pronašao mikrofrakture u dentinu korijenskih kanal instrumentiranih SAF-om i u kontrolnoj skupini za razliku od onih kanala instrumentiranih s HERO Shaper (Micro-Mega, Francuska), Twisted File (TF, SybronEndo, SAD) i ProTaper (Dentsply Maillefer, SAD) sustavima kod kojih je uočio pojavnost mikrofraktura od 25% do 60%. Premda je u tom istraživanju korištena sekcijska metoda, razlika u dobivenim rezultatima između različitih sustava može se objasniti malim silama na stijenke kanala SAF instrumenta. Slične rezultate je dobio Liu sa sur. (149) uspoređujući SAF s ProTaper (Dentsply Maillefer, SAD), OneShape (Micro-Mega, Francuska) i Reciproc (VDW, Njemačka) instrumentima. Za razliku od njih, Hin sa sur. (113) je pronašao mikrofrakture kod 10% uzoraka obrađenih SAF-om.

Reciproc Blue instrumenti izrađeni su od M-Wire NiTi legure, a karakterizira je specifična plava boja koja je posljedica posebne inovativne tehnike termičke obrade legure. Taj postupak dovodi do promjena u molekularnoj strukturi legure čineći je više elastičnom i otpornijom na ciklički zamor (397,398). Premda postoje brojna istraživanja o pojavnosti mikrofraktura u uzorcima obrađivanim s klasičnim Reciprocom (128,309,313,340,285), podaci o povezanosti instrumentacije korijenskih kanala s novim Reciproc Blue instrumentima i mikrofraktura nisu pronađeni u dostupnoj literaturi. Ovim istraživanjem se dokazuje da obrada kanala Reciproc Blue instrumentima ne dovodi do stvaranja mikrofraktura na stijenkama kanala mladih zubi.

ProTaper Next je instrument napravljen od M-Wire nikal-titanske legure koja se pri sobnoj temperaturi nalazi u martenzitičnoj kristaličnoj strukturi što taj instrument čini izuzetno elastičnim (142). Poseban dizajn s ekscentričnom osi rotacije omogućuje zmijoliko kretanje instrumenta u kanalu uz smanjeni kontakt reznih bridova i stijenke kanala. Tijekom obrade kanala u dodiru s dentinom su samo dva od četiri postojeća rezna brida što rezultira manjim silama, tj. stresom usmjerenim na stijenke kanala. Također, takva kretnja omogućuje bolju eliminaciju dentinskog debrisa što dodatno smanjuje stres tijekom instrumentacija čineći obradu kanala sigurnijom. Premda su istraživanja sa sekcijskim metodama pokazala veću pojavnost mikrofraktura kod ProTaper Next sustava nego u kontrolnim skupinama (286,399), istraživanje pomoću mikro-CT tehnologije nije otkrilo uzročnu povezanost između

preparacije kanala s ProTaper Next sustavom instrumenata i stvaranja novih mikrofraktura (322).

Otpornost na lom dentina nakon obrade korijenskih kanala ovisno o tehnici instrumentacije u ovom je istraživanju ispitivano na način da su korijeni podijeljeni u tri dijela, cervikalni, srednji i apikalni, te je izračunata površina dentina, a potom su uzorci podvrgnuti testiranju u univerzalnoj kidalici. Metoda ispitivanja otpornosti korijena ili presjeka korijena na lom pod djelovanjem pritisnih sila pod utjecajem je mnogih čimbenika koji mogu utjecati na rezultat kao što su vrsta zuba, dob donora, volumen, količina sekundarnog dentina, individualna varijabilnost kemijskog sastava i histološka građa zuba. Ovo je istraživanje provedeno na premolarima pacijenata mlade dobi od 16 do 20 godina te se na taj način pokušalo umanjiti učinak varijabilnosti. Također, vrijeme čuvanja uzoraka bilo je do dva mjeseca što je prema Aydinu i sur. (400,401) dovoljno da se očuvaju mehanička svojstva dentina i cakline. Debljina reza, premda su zubi rezani preciznom pilom na rez debljine 3 mm, ipak nije bila u potpunosti ujednačena što se objašnjava nemogućnošću potpune kontrole postupka i nejednakim gubitkom tkiva u samom postupku rezanja. Stoga su rezovi u prosjeku bili debljine oko 2,5 mm. Takav način ispitivanja se razlikuje od onih istraživanja koja su za mjerenje otpornosti na lom koristili čitav zub bilo uronjen u akrilat i obavijen premazom silikonske otisne mase kojom se simulira parodontni ligament (345,346) koji je podložan velikoj varijabilnosti uzorka zbog nemogućnosti standardizacije volumena dentina u uzorku. Istraživanja su pokazala da je otpornost na zamor veća ako su zubi tijekom testiranja bili obavijeni silikonskom gumom koja simulira parodontni ligament (400). Kako bi se djelomično umanjila ograničenost metode i pokušalo uzorke dovesti u odnos na površinu dentina, uzorci su fizički podijeljeni u tri dijela te je korištena metoda opisana u disertaciji Nguy (402) iz 2012. godine. Nedostatak te metode je uklanjanje učinka zavijenosti korijena na otpornost na sile naprezanja koje su prema Lertchirakarnu i sur. (403) najvažniji čimbenik pri raspodjeli sila, čak važniji od vanjske morfologije zuba.

U ovom istraživanju mjerene su maksimalna sila i sila loma, tj. prekidna sila. Razlike između te dvije točke mjerenja govore o karakteristikama materijala. Za krhke materijale (engl. britle) potrebna je velika količina naprezanja (veća sila je potrebna da bi materijal pukao), ali imaju jako mali pomak između maksimalne i prekidne sile. Takvi materijali su čvrsti, otporni na deformacije, ali kako nisu dovoljno žilavi, onda su krhki. Kod tih materijala je specifično da je maksimalna sila i prekidna sila u istoj točki. Žilavi materijali (engl. *tough*) su otporniji na

pucanje, tj. njihova sposobnost da se deformiraju sprječava materijal da pukne. U usporedbi s krhkim materijalima, manje su čvrsti, ali više savitljivi i tvrdi. Varijabilnost u svojstvima krhkosti i deformabilnosti je izražena kod nekih uzoraka u različitim presjecima zuba. Između presjeka A, M i C postoje razlike i neki su uzorci manje deformabilni, a neki malo više.

Kad se uspoređuju različite metode instrumentacije, tada SAF i RB skupina imaju skoro iste vrijednosti prekidnih sila. Razlika se očituje kod zadnje PTN skupine, premda statistički nije značajna. Za očekivati je da bi se kod većeg broja uzoraka iskristalizirala razlika među skupinama. Naravno, za očekivati je da ta razlika ne bi bila tako velika kao razlika između različitih rezova.

Kad se uspoređuju apikalni, medijalni i cervikalni dio zuba, tada medijalni dio zuba ima najviše vrijednosti prekidne sile, dok apikalni dio ima nešto manje vrijednosti. Vrijednosti prekidnih sila u cervikalnom dijelu su u prosjeku manje za 25 %. Nalaz je donekle u skladu onoga Nguy (402) koji je uspoređujući utjecaj koniciteta korištenih instrumenata na otpornost na lom pronašao da je apikalna regija najotpornija na djelovanja pritisnih sila.

6.0 Zaključak

Temeljem provedenog istraživanja može se zaključiti:

1. Strojna instrumentacija korijenskih kanala ne dovodi do stvaranja mikrofraktura u korijenskom dentinu ekstrahiranih pretkutnjaka mladih osoba.
2. Ne postoje razlike u pojavnosti mikrofraktura korijenskog dentina kod tri sustava za strojnu obradu kanala različite kinematike u ispitivanoj skupini.
3. Ne postoji razlika u pojavnosti mikrofraktura dentina u različitim dijelovima korijena (apikalni, srednji i koronarni).
4. Ne postoji razlika u otpornosti na pritisnu silu između uzoraka dentina korijena obrađenih ispitivanim strojnim sustavima.
5. Ne postoji razlika između otpornosti na djelovanje pritisnih sila uzoraka obrađenih različitim strojnim sustavima dok razlika između otpornosti na djelovanje pritisne sile između različitih dijelova korijena postoji. Cervikalni dio pokazuje statistički značajno najmanju otpornost na lom.

Stoga se hipoteze istraživanja o postojanju razlika o pojavnosti mikrofraktura prije i nakon strojne obrade korijenskih kanala i kod različitih tehnika instrumentacije korijenskog kanala mladih pretkutnjaka odbacuju. Također se odbacuju hipoteza da rotacijska tehnika instrumentacija uzrokuje veću pojavnost mikrofraktura u odnosu na recipročne ili vibrirajuće tehnike instrumentacije te da je pojavnost mikrofraktura stijenki korijenskih kanala veća kod recipročnih tehnika u odnosu na SAF. Nije potvrđena ni hipoteza da je pojavnost mikrofraktura stijenki korijenskog kanala veća u cervikalnom djelu korijenskog kanala u odnosu na srednji i apikalni dio kanala. Također, odbacuje se hipoteza da postoji razlika u otpornosti dentina na pritisne sile nakon obrade različitim sustavima instrumentacije.

7.0 Literatura

1. European Society of Endodontology. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. Int Endod J. 2006;39(12):921-30.
2. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. Endodon Top. 2005;10(1):30-76.
3. Metzger Z, Solomonov M, Kfir A. The role of mechanical instrumentation in the cleaning of root canals. Endod Topics. 2013;29(2):87–109.
4. Peters OA, Peters CI, Basrani B. Cleaning and shaping the root canal system. In: Hargreaves KM, Berman LH. Cohen's Pathways of the Pulp Expert Consult. 11th Ed. St. Louis, Missouri: Elsevire, 2016. pp 209-279.
5. Hülsmann M, Schäfer E. Preparation of the coronal and radicular spaces. In: Ingle JI, Backland LK, Baumgartner JC. Ingle's Endodontics. 6th Ed. BC Decker Inc. Hamilton, 2008 pp 877-991.
6. Castelluci A. A Brief History of Endodontics. In: Castelluci A. Endodontics. Il Tridente, Firenze, 2004. pp 2-5.
7. Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. Endod Top. 2013;29(1):3-17.
8. Young GR, Parashos P, Messer HH. The principles of techniques for cleaning root canals Aust Dent J. 2007;52:(1 Suppl):S52-S63.
9. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin North Am. 1974;18(2):269-96.
10. West JD. The endodontic Glidepath: “secret to rotary safety”. Dent Today. 2010;29(9):86, 88, 90-3.
11. Ruddle CJ, Machtou P, West JD. The Shaping Movement: Fifth-Generation Technology. Dent Today. 2013;32(4):94, 96-9.
12. D'Agostino A, Cantatore G. Glide-path: comparison between manual instruments, first generation rotary instruments and M-Wire new generation rotary instruments. G Ital Endod. 2014;28(1):36-40.
13. Berutti E, Cantatore G, Castellucci A, Chiandussi G, Pera F, Migliaretti G et al. Use of nickel-titanium rotary PathFile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals. J Endod. 2009;35(3):408-12.
14. Pasqualini D, Bianchi CC, Paolino DS Mancini L, Cemenasco A, Cantatore G, et al. Computed micro-tomographic evaluation of glide path with nickel-titanium rotary PathFile in maxillary first molars curved canals. J Endod. 2012;38(3):389–93.

15. D'Amario M, Baldi M, Petricca R, De Angelis F, El Abed R, D'Arcangelo C. Evaluation of a new nickel-titanium system to create the glide path in root canal preparation of curved canals. J Endod. 2013; 39(12):1581–4.
16. Elnaghy AM, Elsaka SE. Shaping ability of ProTaper Gold and ProTaper Universal files by using cone-beam computed tomography. Indian J Dent Res. 2016;27(1):37-41.
17. Wagle S, Ul Azeez M. Endodontic Glide Path: A Review. J Dent Sci. 2017;5(2):13-6.
18. Ha J-H, Kim SK, Kwak SW, El Abed R , Bae YC, Kim H-C. Debris extrusion by glide-path establishing endodontic instruments with different geometries. J Dent Sci. 2016;11(2):136-40.
19. Alovisi M, Cemenasco A, Mancini L, Paolino D, Scotti N, Bianchi CC, Pasqualini D. Micro-CT evaluation of several glide path techniques and ProTaper Next shaping outcomes in maxillary first molar curved canals. Int Endod J. 2017;50(4):387–97.
20. Stabholz A, Rotstein I, Torabinejad M. Effect of preflaring on tactile detection of the apical constriction. J Endod. 1995;21(2): 92–4.
21. Leeb J. Canal orifice enlargement as related to biomechanical preparation. J Endod. 1983;9(11):463–70.
22. Tan BT, Messer HH. The effect of instrument type and preflaring on apical file size determination. Int Endood J. 2002;35(9):752-8.
23. Sharma SA, Tyagi SP, Sinha DJ, Singh UP, Chandra P, Kaur G. Influence of cervical preflaring using different rotary instruments on the accuracy of apical file size determination: A comparative in-vitro study. J Conserv Dent. 2014;17(6):575–8.
24. Ashwini TS, Bhandari S. The Influence of Cervical Preflaring of Root Canal on Determination of Initial Apical File using Gates Glidden Drills, Protaper. J Cont Dent Pract. 2012;13(4):554-8.
25. Borges ÁH, Pereira TM, Porto AN, de Araújo Estrela CR, Miranda Pedro FL, Aranha AM et al. The Influence of Cervical Preflaring on the Amount of Apically Extruded Debris after Root Canal Preparation Using Different Instrumentation Systems. J Endod. 2016;42(3):465-9.
26. Averbach RE1, Kleier DJ. Endodontics in the 21st century: the rotary revolution. Compend Contin Educ Dent. 2001;22(1):27-30.
27. Plotino G, Pameijer CH, Grande NM, Somma F. Ultrasonics in *Endodontics*: A Review of the Literature. J Endod. 2007;33(2):81-95.

28. Stabholz A, Sahar-Helft S, Moshonov J. Lasers in endodontics. Dent Clin N Am. 2004; 48(4):809–32.
29. Bago Jurič I, Anić I. The use of lasers in disinfection and cleanliness of root canals: a review. Acta Stomatol Croat. 2014;48(1):6-15.
30. Rai VK, Tabassum S, Zafar S, Sabharwal S, Sinivassan A, Parashar A. Lasers in Endodontics. IJOCR. 2015;3(2):47-54.
31. Paqué F, Ballmer M, Attin T, Peters OA. Preparation of oval-shaped root canals in mandibular molars using nickel-titanium rotary instruments: A micro-computed tomography study. J Endod. 2010;36(4):703–7.
32. Hülsmann M, Rümmelin C, Schäfers F. Root canal cleanliness after preparation with different endodontic handpieces and hand instruments: a comparative SEM investigation. J Endod. 1997;23(5):301–6.
33. Ruckman JE, Whitten B, Sedgley CM, Svec T. Comparison of the self-adjusting file with rotary and hand instrumentation in long-oval-shaped root canals. J Endod. 2013;39(1):92-5.
34. Usman N, Baumgartner JC, Marshall JG. Influence of instrument size on root canal debridement. J Endod. 2004;30(2):110–2.
35. Haapasalo M, Endal U, Zandi H, Coil JM. Eradication of endodontic infection by instrumentation and irrigation solutions. Endod Top. 2005;10(1):77-102.
36. Paqué F, Ganahl D, Peters OA. Effects of root canal preparation on apical geometry assessed by micro-computed tomography. J Endod. 2009 Jul;35(7):1056-9.
37. Demiryüreka EO, Kalyoncuoğlua E, Durana E, Yılmaz A, Yeliz Ç, Çaycıb T. Efficacy of different instrumentation techniques on reducing Enterococcus faecalis infection in experimentally infected root canals. J Dent Sci. 2014;9(1):23-8.
38. Wu MK, Wesselink PR. Efficacy of three techniques in cleaning the apical portion of curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1995;79(4):492-6.
39. Gergi R, Osta N, Bourbouze G, Zgheib C, Arbab-Chirani R, Naaman A. Effects of three nickel titanium instrument systems on root canal geometry assessed by micro-computed tomography. Int Endodon J. 2015;48(2):160-70.
40. Moura-Netto C, RM Pallo, Camargo CHR, Pameijer CH, da Silva Barduil MRR. Micro-CT assessment of two different endodontic preparation systems. Braz Oral Res. 2013; 27(1):26-30.

41. Simon S, Machtou P, Adams N, Tomson P, Lumley P. Apical limit and working length in endodontics. Dent Update. 2009;36(3):146-50.
42. Mohammadi Z, Jafarzadeh H, Shalavi S, Kinoshita J-I. Establishing Apical Patency: To be or not to be? J Contemp Dent Pract. 2017;18(4):326-329.
43. Holland R, Sant'Anna A Jr, de Souza V, Dezan Junior E, Otoboni Filho JA, Estrada Bernabé PFE et al. Influence of apical patency and filling material on healing process of dogs' teeth with vital pulp after root canal therapy. Braz Dent J. 2005;16(1):9-16.
44. Arias A, Azabal M, Hidalgo JJ, de la Macorra JC. Relationship between postendodontic pain, tooth diagnostic factors, and apical patency. J Endod. 2009;35(2):189-192.
45. Deonizio MD, Sydney GB, Batista A, Pontarolo R, Guimarães PR, Gavini G. Influence of apical patency and cleaning of the apical foramen on periapical extrusion in retreatment. Braz Dent J. 2013;24(5):482-486.
46. Khatvkar RA, Hedge VS. Importance of patency in endodontics. Endodontol. 2010; 87-93.
47. Souza RA. The importance of apical patency and cleaning of the apical foramen on root canal preparation. Braz Dent J. 2006;17(1):6-9.
48. Machado R, Ferrari CH, Back E, Comparin D, Tomazinho LF, Vansan LP. The impact of apical patency in the success of endodontic treatment of necrotic teeth with apical periodontitis: A brief review. Iran Endod J. 2016;11(1):63–6.
49. Sanchez JA, Duran-Sindreu F, Matos MA, Carabaño TG, Bellido MM, Castro SM, Cayón MR. Apical transportation created using three different patency instruments. Int Endod J. 2010;43(7):560-4.
50. Svec TA. Instruments for cleaning and shaping. In: Ingle's Endodontics. 6th Ed. BC Decker Inc. Hamilton, 2008 pp 813-76.
51. Shivakumar AT, Kalgeri SH. Peregrination of endodontic tools-past to present. J Int Clin Dent Res Organ. 2016;8:89-92.
52. Schäfer E, Dammaschke T. Development and sequelae of canal transportation. Endod Top. 2009;15(2):75-90.
53. Moukhtar TM, Darrag AM, Shaheen NA. Centering ability and canal transportation of curved root canals after using different nickel–titanium preparation systems. Tanta Dent J. 2018;15(1):19-26.
54. Capar ID, Arslan H, Akcay M, Uysal. Effects of ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex instruments on crack formation in dentin. J Endod. 2014; 40(9):1482-4.

55. Deutsch AS. Endodontic instrumentation: Does the kinematics of the system matter? Dent Today. 2016;34(6):98,1001.
56. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and the torsional properties of Nitinol root canal files. J Endod. 1988;14(7):346-51.
57. McSpadden JT. Mastering endodontic instrumentation. Cluodland Institute, Chattonooga. 2007.
58. Ounsi HF, Nassif W, Grandini S, Salameh Z, Neelakantan P, Anil S. Evolution of Nickel-titanium alloys in endodontics. J Contemp Dent Pract. 2017;18(11):1090-6.
59. Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: A review. J Endodon. 2004; 30:559-97.
60. Peters OA, Paqué F. Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: A review. Quintessence Int. 2010;41(6):479-88.
61. Soni MR, Hegde S, Mathew S, Madhu KS. Rotary Systems: An Insight. J Dent Orofacil Res. 2014;10(2): 16-21.
62. Garg N, Garg A. Textbook of Endodontics. 1st ed. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publisher Ltd; 2007. 504 p.
63. Cecchin D, de Sousa-Neto MD, Pécora JD, Gariba-Silva R. Cutting efficiency of four different rotary nickel: Titanium instruments. J Conserv Dent. 2011;14(2):117-9.
64. Goel A, Rastogi R, Rajkumar B., Manisha T, Boruah L, Gupta V. An Overview of Modern Endodontic Niti Systems. Int J Sci Res. 2015;4(4):595-7.
65. Mesgouez C, Rilliard F, Matossian L, Nassiri K, Mandel E. Influence of operator experience on canal preparation time when using the rotary Ni-Ti ProFile system in simulated curved canals. Int Endod J. 2003;36(3):161–5.
66. Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile.04 rotary instruments during preparation of curved canals. Int Endod J. 2002;35(4):379-389.
67. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Am J Dent. 2001;14(5):324–33.
68. Yared G. In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. J Endod. 2004;30(6): 410–2.
69. Sattapan B, Palamara JE, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary nickel-titanium files. J Endod. 2000;26(3):156–60.
70. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. J Endod. 2000;26(3):161–5.

71. Câmara AS, de Castro Martins R, Viana AC, de Toledo Leonardo R, Buono VT, de Azevedo Bahia MG. Flexibility and torsional strength of ProTaper and ProTaper universal rotary instruments assessed by mechanical tests. J Endod. 2009;35(2):113-6.
72. Messing JJ, Stock CJR. A Colour Atlas of Endodontics. 1st ed. London: Wolfe Medical Publications Ltd; c1988. Chapter 5, Basic instruments and materials; p. 54-84.
73. Arslan H, Yildiz ED, Gunduz HA, Sumbullu M, Bayrakdar IS, Karatas E, Sumbullu MA. Comparative study of ProTaper gold, Reciproc, and ProTaper universal for root canal preparation in severely curved root canals. J Cons Dent. 2017;20(4):222–4.
74. Hashem AA, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GA. Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. J Endod. 2012;38(7):996-1000.
75. Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: Effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. Int Endod J. 2003;36(1):86-92.
76. Wei X, Ling J, Jiang J, Huang X, Liu L. Modes of failure of ProTaper nickel-titanium rotary instruments after clinical use. J Endod. 2007;33(3):276–9.
77. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. Int Endod J. 2018;51(10):1088-103.
78. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. J Endod. 2007;33(10):1212-6.
79. Lopes HP, Elias CN, Vieira VT, Moreira EJ, Marques RV, de Oliveira JC et al. Effects of electropolishing surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2010;36(10):1653–7.
80. Lopes HP, Elias CN, Vieira MV, Vieira VT, de Souza LC, Dos Santos AL. Influence of surface roughness on the fatigue life of nickel-titanium rotary endodontic instruments. J Endod. 2016; 42: 965–8.
81. Praisarnti C, Chang JW, Cheung GS. Electropolishing enhances the resistance of nickel-titanium rotary files to corrosion-fatigue failure in hypochlorite. J Endod. 2010;36: 1354–7.
82. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC. Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. J Endod. 2008;34(2):190-3.

83. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Does electropolishing improve the low-cycle fatigue behavior of a nickel-titanium rotary instrument in hypochlorite? J Endod. 2007;33(10):1217-21.
84. Li UM, Iijima M, Endo K, Brantley WA, Alapati SB, Lin CP. Application of plasma immersion ion implantation for surface modification of nickel-titanium rotary instruments. Dent Mater J. 2007;26(4):467-73.
85. Al Jabbari YS, Fehrman J, Barnes AC, Zapf AM, Zinelis S, Berzins DW. Titanium nitride and nitrogen ion implanted coated dental materials. Coatings. 2012;2(4):160-78.
86. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. J Endod. 2013;39(2):163-72.
87. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. J Endod. 2008;34(8):1003-5.
88. Castello-Escriva R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Roman-Richon S, Faus-Llacer VJ. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. J Endod. 2012;38(11):1521–4.
89. Bhagabati N, Yadav S, Talwar S. An in vitro cyclic fatigue analysis of different endodontic nickel-titanium rotary instruments. J Endod. 2012;38(4):515–8.
90. Singh H, Kapoor P. Hyflex CM and EDM Files: Revolutionizing the art and science of endodontics. J Dent Health Oral Disord Ther.2016;5(7):00182.
91. Iacono F, Pirani C, Generali L, Sassatelli P, Nucci C, Gandolfi MG et al. Wear analysis and cyclic fatigue resistance of electro discharge machined NiTi rotary instruments. G Ital Endod. 2016;30(1):64-8.
92. Srivastava S, Alghadouni MA, Alotheem HS. Current strategies in metallurgical advances of rotary NiTi instruments: A review. J Dent Health Oral Disord Ther. 2018;9(1): 00333.
93. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. Int Endod J. 2008;41(4):339-44.
94. Van der Vyver PJ, Jonker C. Reciprocating instruments in Endodontics: a review of the literature. S Afr Dent J. 2014; 69(9):404-9.
95. Çapar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. Int Endod J. 2016;49(2):119-35.

96. Roane JB, Sabala CL, Duncanson MG Jr. The "balanced force" concept for instrumentation of curved canals. J Endod. 1985;11(5):203-11.
97. 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(5):684–7.
98. 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(2):258–61.
99. Hartwell G, Bowles E, Peters O, Peikoff M, Torneck C. Single Use Instruments. Joint AAE/CAE Special Committee on Single Use Endodontic Instruments. Final Report Jan. 11, 2011. http://www.endoexperience.com/documents/CAEAAESUIstatement.PDF
100. Troiano G, Dioguardi M, Cocco A, Giuliani M, Fabiani C, D'Alessandro A i sur. Centering Ability of ProTaper Next and WaveOne Classic in J-Shape Simulated Root Canals. Scien World J 2016;2016:1606013.
101. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. J Endod. 2012;38(4):505-9.
102. Metzger Z, Zary R, Cohen R, Teperovich E, Paqué F. The quality of root canal preparation and root canal obturation in canals treated with rotary versus self adjusting files: A three-dimensional micro-computed tomographic study. J Endod. 2010;36(9):1569-73.
103. Zuolo ML, Zaia AA, Belladonna FG, Silva EJNL, Souza EM, Versiani MA et al. Micro-CT assessment of the shaping ability of four root canal instrumentation systems in oval-shaped canals. Int Endod J. 2018;51(6):564–71.
104. Farmakis ETR, Sotiropoulos GG, Pantazis N, Kozyrakis K. The permanent deformation of the self-adjusting files when used in canals of extracted teeth. Int Endod J. 2013;46(9):863–9.
105. Solomonov M, Ben-Itzhak J, Kfir A, von Stetten O, Lipatova E, Farmakis ET. Self-adjusting file (SAF) separation in clinical use: A preliminary survey among experienced SAF users regarding prevalence and retrieval methods. J Conserv Dent. 2015;18(3): 200–4.

106. Paqué, F, Al-Jadaa, A, Kfir, A. Hard-tissue debris accumulation created by conventional rotary versus self-adjusting file instrumentation in mesial root canal systems of mandibular molars. Int Endod J. 2012; 45(5): 413–8.
107. Siqueira JF, Jr., Alves FR, Almeida BM, de Oliveira JC, Rôças IN. Ability of chemomechanical preparation with either rotary instruments or self-adjusting file to disinfect oval-shaped root canals. J Endod. 2010;36(11):1860-5.
108. Peters OA, Paqué F. Root canal preparation of maxillary molars with the Self-Adjusting File: A micro-computed tomography study. J Endod. 2011;37(1):53–7.
109. De-Deus G, Souza EM, Barino B, Maia J, Zamolyi RQ, Reis C, Kfir A.The self-adjusting file optimizes debridement quality in oval-shaped root canals. J Endod. 2011;37(5):701-5.
110. Metzger Z. The self-adjusting file (SAF) system: An evidence-based update. J Conserv Dent. 2014;17(5):401-19.
111. Kim HC, Sung SY, Ha JH, Solomonov M, Lee JM, Lee CJ et al. Stress generation during Self-Adjusting file movement: minimally invasive instrumentation. J Endod. 2013;39(12):1572-5.
112. Kocak S, Kocak MM, Saglam BC, Turker SA, Sagsen B, Er O. Apical extrusion of debris using Self-Adjusting File, reciprocating single-file, and 2 rotary instrumentation systems. J Endod. 2013;39(10):1278–80.
113. Hin ES, Wu MK, Wesselink PR, Shemesh H. Effects of Self-Adjusting File, Mtwo, and ProTaper on the root canal wall. J Endod. 2013;39(2):262–4.
114. Versiani MA, Pécora JD, Sousa-Neto MD. Flat-oval root canal preparation with self-adjusting file instrument: a micro-computed tomography study. J Endod. 2011;37(7):1002-7.
115. Dietrich MA, Kirkpatrick TC, Yaccino JM. In vitro canal and isthmus debris removal of the Self-Adjusting File, K3, and Waveone files in the mesial root of human mandibular molars. J Endod. 2012;38(8):1140–4.
116. Dagna A Gastaldo G, Beltrami R, Poggio C. Debris evaluation after root canal shaping with rotating and reciprocating single-file systems. J Funct Biomater. 2016; 7: 28.
117. Vyavahare NK, Raghavendra SS, Desai NN. Comparative evaluation of apically extruded debris with V-Taper, ProTaper Next, and the Self-adjusting File systems. J Conser Dent. 2016;19(3):235-8.

118. Yoldas O, Yilmaz S, Atakan G, Kuden C, Kasan Z. Dentinal microcrack formation during root canal preparations by different Ni-Ti rotary instruments and the self-adjusting file. J Endod. 2012;38(2):232–5.
119. Özer SY, Adigüzel Ö1, Tacettinoğlu ED, Aşçi S, Kaya S. Effectiveness of the self-adjusting file versus ProTaper systems to remove the smear layer in artificially induced internal root resorption cavities. Saudi Endod J. 2013;3(1):17-24.
120. Bürklein S, Benten S, Schäfer. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. Int Endod J. 2013;46(6):590–7.
121. De-Deus G, Arruda TE, Souza EM, Neves A, Magalhães K, Thuanne E et al. The ability of the Reciproc R25 instrument to reach the full root canal working length without a glide path. Int Endod J. 2013;46(10):993-8.
122. Azarpazhooh A, Fillery ED. Prion Disease: The Implications for Dentistry. J Endod. 2008;34(10):1158-66.
123. Bansode P, Wavdhane MB, Pathak SD, Khedgikar SB, Rana H. Evolution of Rotary NI-TI File Systems: A Literature Review. Ind J Appl Res. 2016;6(12):91-4.
124. Zouiten SS, Hammo M, Ourfelli S, Douki N, Jammali B, Baccouch C. An innovation for the initial endodontic treatment-Revo-S®. Dent News. 2010;17(2):19-24.
125. Aguiar CM, Faria CG, Camara AC, Frazao M. Comparative evaluation of the Twisted File™ and Revo-S® rotary systems using Cone Beam Computed Tomography. Acta Stom Croat. 2012;46(3):222-9.
126. Basrani B, Roth K, Sas G, Kishen A, Peters OA. Torsional Profiles of New and Used Revo-S Rotary Instruments: An In Vitro Study. J Endod. 2011;37(7):989–92.
127. Dhingra A, Ruhal N, Miglani A. Evaluation of single file systems Reciproc, Oneshape, and WaveOne using Cone Beam Computed Tomography –An In vitro study. J Clin Diagn Res. 2015;9(4):30-34.
128. Saber SE, Nagy MM, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of WaveOne, Reciproc and OneShape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. Int Endod J. 2015;48(1):109-14.
129. Elnaghy A, Shaymaa E. Cyclic Fatigue Resistance of One Curve, 2Shape, ProFile Vortex, Vortex Blue, and RaCe Nickel-Titanium Rotary Instruments in Single and Double Curvature Canals. J Endod. 2018;44(11):1725-30.
130. Silva EJNL, Vieira VTL, Belladona FG, Zuolo ADS, Antunes HDS, Calvacante DM et al. Cyclic and torsional fatigue resistance of XP-endo Shaper and TRUShape instruments. J Endod. 2018;44(1):168-72.

131. Bayram HM, Bayram E, Ocak M, Uygun AD, Celik HH. Effect of ProTaper Gold, Self-Adjusting File, and XP-endo Shaper instruments on dentinal microcrack formation: A micro-computed tomographic study. J Endod. 2017;43(7):1166-9.
132. Baumann MA.Nickel–titanium: options and challenges. Dent Clin N Am. 2004;48(1):55–67.
133. Gavini G, Santos MD, Caldeira CL, Machado MEL, Freire LG, Iglecias EF et al. Nickel-titanium instruments in endodontics: a concise review of the state of the art. Braz Oral Res. 2018;32(1):67.
134. Thompson SA. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. Int Endod J. 2000;39(2):297-310.
135. Wang XB, Verlinden B, Van Humbeeck J. R-phase transformation in NiTi alloys. Mater Sci Techn. 2014;30(13):1517-29.
136. Pereira ÉS, Viana AC, Buono VT, Peters OA, Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. J Endod. 2015;41(1):67-71.
137. 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(1):105-7.
138. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. J Endod. 2010;36(7):1205-9.
139. Pereira ESJ, Peixoto IFC, Viana ACD, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VTL, Bahia MGA. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. Int Endod J. 2012;45(5):469–74.
140. Muhammad SA, Hussain Al-Huwaizi H. Evaluation of the Cyclic Fatigue of WaveOne Gold and Reciproc Blue using Different Irrigating Medium. Int J Med Res Health Sci. 2018;7(1):27-31.
141. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. J Endod. 2009;35(11):1589-93.
142. Aoun CM, Nehme WB, Naaman AS, Khalil IT. Review and classification of heat treatment procedures and their impact on mechanical behavior of endodontic files", Int J Curr Res. 2017;9(05): 51300-06.

143. Zhou HM, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng YF, Haapasalo M. Mechanical properties of controlled memory and superelastic nickel-titanium wires used in the manufacture of rotary endodontic instruments. J Endod. 2012;38(11):1535-40.
144. 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(11): 1027–34.
145. Versiani MA, Carvalho KKT, Mazzi-Chaves JF, Sousa-Neto MD. Micro-computed Tomographic Evaluation of the Shaping Ability of XP-endo Shaper, iRaCe, and EdgeFile Systems in Long Oval-shaped Canals. J Endod. 2018;44(3):489-95.
146. Revathi M, Rao CVN, Lakshminarayanan L. Revolutions in endodontic instruments-a review. Endodont. 2001;3(2):43-50.
147. Pereira ES, Singh R, Arias A, Peters OA. In vitro assessment of torque and force generated by novel ProTaper Next Instruments during simulated canal preparation. J Endod. 2013;39(12):1615–9.
148. Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. Endod Dent Traumatol. 2000;16(3):95-100.
149. Liu R, Hou BX, Wesselink PR, Wu MK, Shemesh H. The incidence of root microcracks caused by 3 different single-file systems versus the ProTaper system. J Endod. 2013;39(8):1054-6.
150. Cruz ATG, Wichnieski C, Carneiro E, da Silva Neto UX, Gambarini G, Piasecki L. Accuracy of 2 Endodontic Rotary Motors with Integrated Apex Locator. J Endod. 2017;43(10):1716-9.
151. Grande NM, Plotino G, Mohamed H, Cohen S, Bukiet F. The reciprocating movement in endodontics. Endodontic Practice US [Internet]. 2016 Jun 17 [cited 2019 Jun 24]. Available from: https://www.endopracticeus.com/ce-articles/reciprocating-movement-endodontics/
152. 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(12):1991–4.
153. Grande NM, Plotino G, Butti A, Messina F, Pameijer CH, Somma F. Cross-sectional analysis of root canals prepared with NiTi rotary instruments and stainless steel reciprocating files. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007;103(1):120-6.

154. Plotino G, Ahmed HM, Grande NM, Cohen S, Bukiet F. Current Assessment of Reciprocation in Endodontic Preparation: A Comprehensive Review--Part II: Properties and Effectiveness. J Endod. 2015;41(12):1939-50.
155. Saber Sel D, Abu El Sadat SM. Effect of altering the reciprocation range on the fatigue life and the shaping ability of WaveOne nickel-titanium instruments. J Endod. 2013;39(5):685-8.
156. Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, Ko DH, Chung SM, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. J Endod. 2012;38(4):541-4.
157. Fidler A. Kinematics of 2 reciprocating endodontic motors: the difference between actual and set values. J Endod. 2014;40(7):990-4.
158. Gambarini G, Rubini AG, Al Sudani D Gergi R, Culla A, De Angelis F et al. Influence of different angles of reciprocation on the cyclic fatigue of nickel-titanium endodontic instruments. J Endod. 2012;38(10):1408–11.
159. Shin CS, Huang YH, Chi CW, Lin CP. Fatigue life enhancement of NiTi rotary endodontic instruments by progressive reciprocating operation. Int Endod J. 2014;47(9):882–8.
160. Lee W, Hwang YJ, You SY, Kim HC. Effect of reciprocation usage of nickel-titanium rotary files on the cyclic fatigue resistance. Aust Endod J. 2013;39(3):146–50.
161. Ferreira F, Adeodato C, Barbosa I, Aboud L, Scelza P, Zaccaro Scelza M. Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: A systematic review. Int Endod J. 2017;50(2):143–52.
162. Gambarini G, Gergi R, Naaman A, Osta N, Al Sudani D. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. Int Endod J. 2012;45(9):802–6.
163. Sanghvi Z, Mistry K. Design features of rotary instruments in endodontics. J Dent Coll Hosp. 2011;2(1):6-11.
164. Chow DY, Stover SE, Bahcall JK, Jaunberzins A, Toth JM. An In Vitro Comparison of the Rake Angles Between K3 and ProFile Endodontic File Systems. J Endod. 2005;31(3):180-2.
165. Rzhanov EA, Belyaeva TS. Design features of rotary root canal instruments. Design features of rotary root canal instruments. ENDO. 2012;6(1):29-39.

166. Kim TO, Cheung GS, Lee JM, Kim BM, Hur B, Kim HC. Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. Int Endod J. 2009;42(1):14-21.
167. Koch K, Brave D. Real world endo: Design features of rotary files and how they affect clinical performance. Oral health. 2002;29(1):39-49.
168. Miserendino LJ, Moser JB, Heuer MA, Osetek EM. Cutting efficiency of endodontic instruments. Part II: Analysis of tip design. J Endod. 1986;12(1):8-12.
169. Shen Y, Haapasalo M. Three-dimensional analysis of cutting behavior of nickel-titanium rotary instruments by microcomputed tomography. J Endod. 2008;34:606-10.
170. Tocci L, Plotino G, Al-Sudani D, Rubini AG, Sannino G, Piasecki L i sur. Cutting Efficiency of instruments with different movements: a comparative study. J Oral Max Res. 2015;6(1):6
171. Rubini GA, Plotino G, Al-Sudani D, Grande NM, Sonnino G, Putorti E, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. A new device to test cutting efficiency of mechanical endodontic instruments. Med Sci Monit. 2014;20(6):374-8.
172. Schäfer E, Oitzinger M. Cutting efficiency of five different types of rotary nickel-titanium instruments. J Endod. 2008;34(2):198-200.
173. Moraes SH, Gonçalves M, Filho MT, Filho IB. Cutting ability of nickel-titanium rotary systems ProTaper, Mtwo and K3. RSBO. 2012;9(2):177-82.
174. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007;103(6):843-7.
175. Kataia MM, Kataia EM. Cutting efficiency of different cross sectional design protaper rotary instruments - in-vitro study. JIPBS. 2016;3(1):116-22.
176. Wan J, Rasimick BJ, Musikant BL, Deutsch AS. Cutting efficiency of 3 different instrument designs used in reciprocation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010;109(5):82-5.
177. Kim JW, Griggs JA, Regan JD, Ellis RA, Cai Z. Effect of cryogenic treatment on nickel-titanium endodontic instruments. Int Endod J. 2005;38(6):364-371.
178. Atmeh AR, Watson TF. Root dentine and endodontic instrumentation: cutting edge microscopic imaging. Interface Focus. 2016;6:2

179. Fayyad D, Elgendy AAE. Cutting Efficiency of Twisted versus Machined Nickel-Titanium Endodontic Files. J Endod. 2011; 37(8):1143-6.
180. Plotino G, Rubini AG, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cutting efficiency of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. J Endod. 2014;40(8):1228–30.
181. De-Deus G, Cardoso ML, Belladonna FG, Cavalcante DM, Simões-Carvalho M, Souza EM et al. Performance of Reciproc blue R25 instruments in shaping the canal space without glide path. J Endod. 2019;45(2):194-198.
182. Rubio J, Zarzosa JI, Pallarés A. Comparison of shaping ability of 10 rotary and reciprocating systems: an in vitro study with AutoCAD. Acta Stom Croat. 2017;51(3):207-16.
183. Gagliardi J, Versiani MA, de Sousa-Neto MD, Plazas-Garzon A, Basrani B. Evaluation of the shaping Characteristics of ProTaper Gold, ProTaper NEXT, and ProTaper Universal in Curved Canals. J Endod. 2015;41(10):1718-24.
184. Mader CL, Baumgartner JC, Peters DD. Scanning electron microscope investigation of the smeared layer on root canal walls. J Endod. 1984;10(10):477-483.
185. Violich DR, Chandler NP. The smear layer in endodontics – a review. Int Endod J. 2009;43(1):2-15.
186. Gulabivala K, Ng Y-L. Non-surgical root canal treatment. U: Gulabivala K, Ng Y-L. Endodontics 4th ed. Mosby Inc., Missouri: 2014. pp 174-236.
187. De-Deus G, Marins J, Silva EJ, Souza E, Belladonna FG, Reis C et al. Accumulated hard tissue debris produced during reciprocating and rotary nickel-titanium canal preparation. J Endod. 2015;41(5):676-81.
188. Xu K, Wang J, Wang K, Gen N, Li J. Micro-computed tomographic evaluation of the effect of the final apical size prepared by rotary nickel-titanium files on the removal efficacy of hard-tissue debris. J Int Med Res. 2018;46(6):2219-29.
189. Espir CG, Nascimento-Mendes CA, GuerreiroTanomaru JM, Freire LG, Gavini G, Tanomaru-Filho M. Counterclockwise or clockwise reciprocating motion for oval root canal preparation: a micro-CT analysis. Int Endod J. 2018;51(5):541–8.
190. Reddy KB, Dash S, Kallepalli S, Vallikanthan S, Chakrapani N, Kalepu V. A Comparative Evaluation of Cleaning Efficacy (Debris and Smear Layer Removal) of Hand and Two NiTi Rotary Instrumentation Systems (K3 and ProTaper): A SEM Study. J Contemp Dent Pract. 2013;14(6):1028-35.
191. Bürklein S, Hinschitza K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted

teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. Int Endod J. 2012:45(5): 449-61.

192. Poggio C, Dagna A, Chiesa M, Beltrami R, Bianchi S. Cleaning Effectiveness of Three NiTi Rotary Instruments: A Focus on Biomaterial Properties. J Funct Biomater. 2015;6(1): 66-76.
193. Shetty S, Hegde MN, Devadiga D. Scanning Electron Microscopic Study of Debris and Smear Layer Remaining Following Use of Greater Taper Rotary Instruments. Res J Pharm Biol Chem Sci. 2013;4(2):177-87.
194. Subramaniam P, Girish Babu KL, Tabrez TA. Effectiveness of Rotary Endodontic Instruments on Smear Layer Removal in Root Canals of Primary Teeth: A Scanning Electron Microscopy Study. J Clin Ped Dent. 2016:40(2):141-6.
195. Robinson JP, Lumley PJ, Cooper PR, Grover LM, Walmsley AD. Reciprocating root canal technique induces greater debris accumulation than a continuous rotary technique as assessed by 3-dimensional micro-computed tomography. J Endod. 2013;39(8):1067-70.
196. Amrita M, Sureshchandra B. A comparison of four nickel titanium rotary systems, quantec series, k3 endo, race and hero 642 for canal cleaning ability - An in vitro study. Endodontol. 2013;25(2):55-67.
197. Priyank H, Pandey V, Sethi A, Sharma VJ, Bali H, Punia RS. Quantitative Assessment of apically Extruded Bacteria using different Instrumentation Techniques and Preparation Taper. J Contemp Dent Pract. 2017;18(9):826-830.
198. Western JS, Dicksit DD. Apical extrusion of debris in four different endodontic instrumentation systems: A meta-analysis. J Conserv Dent. 2017;20(1):30-36.
199. Nevares G, Xavier F, Gominho L, Cavalcanti F, Cassimiro M, Romeiro K et al. Apical Extrusion of Debris Produced during Continuous Rotating and Reciprocating Motion. Sci World J. 2015;2015:267264.
200. Caviedes-Bucheli J, Castellanos F, Vasquez N, Ulate E, Munoz HR. The influence of two reciprocating single-file and two rotary-file systems on the apical extrusion of debris and its biological relationship with symptomatic apical periodontitis. A systematic review and meta-analysis. Int Endod J. 2016;49(3):255-70.
201. Aydin U, Zer Y, Golge MZ, Karabulut EK, Culha E, Karataslioglu E. Apical extrusion of Enterococcus faecalis in different canal geometries during the use of nickel titanium systems with different motion types. J Dent Sci. 2017;12(1):1–6.

202. Sreegowri, Harish Kumar Shetty K, Ravi Varma K, Prathap M. Apical extrusion of bacteria from the root canal systemfollowing instrumentation - An ex vivo evaluation. Endodontology. 46-54.
203. http://www.jcd.org.in/text.asp?2012/15/1/32/92603
204. Kuştarci A, Akpinar KE, Er K.Apical extrusion of intracanal debris and irrigant following use of various instrumentation techniques. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2008;105(2):257-62.
205. al-Omari MA, Dummer PM. Canal blockage and debris extrusion with eight preparation techniques. J Endod. 1995;21(3):154–8.
206. Aksel H, Küçükkaya Eren S, Çakar A, Serper A, Özkuyumcu C, Azim AA. Effect of Instrumentation Techniques and Preparation Taper on Apical Extrusion of Bacteria. J Endod. 2017;43(6):1008-1010.
207. Reddy SA, Hicks ML. Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques. J Endod. 1998;24(3):180-3.
208. Dagna A, El Abed R, Hussain S, et al. Comparison of apical extrusion of intracanal bacteria by various glide-path establishing systems: an in vitro study. Restor Dent Endod. 2017;42(4):316–323.
209. Kirchhoff AL, Fariniuk LF, Mello I. Apical extrusion of debris in flat-oval root canals after using different instrumentation systems. J Endod. 2015;41(2):237-41.
210. 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(4):526-9.
211. Kfir A, Moza-Levi R, Herteanu M, Weissman A, Wigler R. Apical extrusion of debris during the preparation of oval root canals: a comparative study between a full-sequence SAF system and a rotary file system supplemented by XP-endo finisher file. Clin Oral Investig. 2018;22(2):707-713.
212. Tinoco JM, De-Deus G, Tinoco EM, Saavedra F, Fidel RA, Sassone LM. Apical extrusion of bacteria when using reciprocating single-file and rotary multifile instrumentation systems. Int Endod J. 2014;47(6):560-6.
213. Teixeira JM, Cunha FM, Jesus RO, Silva EJ, Fidel SR, Sassone LM. Influence of working length and apical preparation size on apical bacterial extrusion during reciprocating instrumentation. Int Endod J. 2015;48(7):648-53.

214. Mittal R, Singla MG, Garg A, Dhawan A. A Comparison of Apical Bacterial Extrusion in Manual, ProTaper Rotary, and One Shape Rotary Instrumentation Techniques. J Endod. 2015;41(12):2040-4.
215. Alves FRF, Paiva PL, Marceliano-Alves MF, Cabreira LJ, Lima KC, Siqueira JF et al. Bacteria and Hard Tissue Debris Extrusion and Intracanal Bacterial Reduction Promoted by XP-endo Shaper and Reciproc Instruments. J Endod. 2018;44(7):1173-8.
216. Kaşıkçı Bilgi I, Köseler I, Güneri P, Hülsmann M, Çalışkan MK. Efficiency and apical extrusion of debris: a comparative ex vivo study of four retreatment techniques in severely curved root canals. Int Endod J. 2017;50(9):910–8.
217. Topçuoğlu HS, Üstün Y, Akpek F, Aktı A, Topçuoğlu G. Effect of coronal flaring on apical extrusion of debris during root canal instrumentation using single-file systems. Int Endod J. 2016;49(9):884-9.
218. American Association of Endodontists. Glossary of Endodontic Terms, 7th edn. Chicago: AAE, 2003.
219. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. J Endod. 1975;1(8):255–62.
220. Mantri SP, Kapur R, Gupta NA, Kapur CA. Type III apical transportation of root canal. Contemp Clin Dent. 2012;3(1):134-6.
221. Jafarzadeh H, Abbott PV. Ledge formation: review of a great challenge in endodontics. J Endod. 2007;33(10):1155–62.
222. Tsesis I, Fuss Z. Diagnosis and treatment of accidental root perforations. Endod Top. 2006;13(2):95–107.
223. Coutinho-Filho T, De-Deus G, Gurgel-Filho ED, Rocha-Lima AC, Dias KR C. Barbosa CA. Evaluation of the risk of a stripping perforation with gates-glidden drills: serial versus crown-down sequences. Braz Oral Res. 2008;22(1):18-24
224. Knowles KI, Ibarrola JL, Christiansen RK. Assessing apical deformation and transportation following the use of LightSpeed root-canal instruments. Int Endod J. 1996;29(2):113-7.
225. Tharuni SL, Parameswaran A, Sukumaran VG.A comparison of canal preparation using the K-file and Lightspeed in resin blocks. J Endod. 1996;22(9):474-6.
226. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. J Endod. 1997;23(12):742-7.

227. Hartmann MS, Barletta FB, Camargo Fontanella VR, Vanni JR. Canal transportation after root canal instrumentation: a comparative study with computed tomography. J Endod. 2007;33(8):962-5.
228. Coleman CL, Svec TA. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. J Endod. 1997;23(4):232-5.
229. Park H. A comparison of Greater Taper files, ProFiles, and stainless steel files to shape curved root canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2001;91(6):715-8.
230. Garip Y, Günday M. The use of computed tomography when comparing nickel-titanium and stainless steel files during preparation of simulated curved canals. Int Endod J. 2001;34(6):452-7.
231. Bertrand MF, Lupi-Pégurier L, Médioni E, Muller M, Bolla M. Curved molar root canal preparations using Hero 642 rotary nickel-titanium instruments. Int Endod J. 2001;34(8):631-6.
232. Schäfer E, Florek H. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. Int Endod J. 2003;36(3):199-207.
233. Ponce de Leon Del Bello T, Wang N, Roane JB. Crown-down tip design and shaping. J Endod. 2003;29(8):513-8.
234. Loizides A, Eliopoulos D, Kontakiotis E. Root canal transportation with a Ni-Ti rotary file system and stainless steel hand files in simulated root canals. Quintessence Int. 2006;37(5):369-74.
235. Pereira AG, Santos RMF, Azevedo KCM, Raposo LH, Biffi JC. Assessment of influence of flexion angles of files in apical stop preparation by using manual and rotary instrumentation techniques. J Endod. 2012;38(10):1383-6.
236. Brockhurst P, Hsu E. Hardness and strength of endodontic instruments made from NiTi alloy. Aust Endod J. 1998;24(3):115-9.
237. Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV. A comparison of two nickel-titanium instrumentation techniques in teeth using microcomputed tomography. Int Endod J. 2000;33(3):279-85.
238. Kosa DA, Marshall G, Baumgartner JC. An analysis of canal centering using mechanical instrumentation techniques. J Endod. 1999;25(6):441-5.

239. Szep S, Gerhardt T, Leitzbach C, Lüder W, Heidemann D. Preparation of severely curved simulated root canals using engine-driven rotary and conventional hand instruments. Clin Oral Investig. 2001;5(1):17-25.
240. Tan BT, Messer HH. The quality of apical canal preparation using hand and rotary instruments with specific criteria for enlargement based on initial apical file size. J Endod. 2002;28(9):658-64.
241. Marzouk AM, Ghoneim AG. Computed tomographic evaluation of canal shape instrumented by different kinematics rotary nickel-titanium systems. J Endod. 2013;39(7):906–9.
242. Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YC, Mazzi-Chaves JF, Carvalho KKT1, Barbosa AFS, Versiani MA et al. Root canal preparation using micro-computed tomography analysis: a literature review. Braz Oral Res. 2018;32(1):66.
243. Kuhn WG, Carnes DL Jr, Clement DJ, Walker WA 3rd. Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation. J Endod. 1997;23(12):735-8.
244. Thompson SA, Dummer PM. Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. Int Endod J. 1998;31(4):268-74.
245. López FU, Fachin EV, Camargo Fontanella VR, Barletta FB, Só MV, Grecca FS. Apical transportation: a comparative evaluation of three root canal instrumentation techniques with three different apical diameters. J Endod. 2008;34(12):1545-8.
246. Yang GB, Zhou XD, Zhang H, Wu HK. Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in simulated root canals. Int Endod J. 2006;39(10):791-9.
247. González Sánchez JA, Duran-Sindreu F, de Noé S, Mercadé M, Roig M. Centring ability and apical transportation after overinstrumentation with ProTaper Universal and ProFile Vortex instruments. Int Endod J. 2012;45(6):542-51.
248. Maki K, Ebihara A, Kimura S, Nishijo M, Tokita D, Okiji T. Effect of Different Speeds of Up-and-down Motion on Canal Centering Ability and Vertical Force and Torque Generation of Nickel-titanium Rotary Instruments. J Endod. 2019;45(1):68-72.
249. Kishore A, Gurtu A, Bansal R, Singhal A, Mohan S, Mehrotra A. Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted Files, HyFlex controlled memory, and Wave One using computed tomography scan: An in vitro study. J Conserv Dent. 2017;20(3):161-165.
250. Hendi SS, Karkehabadi H, Eskandarloo A. Iatrogenic Errors during Root Canal Instrumentation Performed by Dental Students. Iran Endod J. 2018;13(1):126-131.

251. Freire LG, Gavini G, Cunha RS, Santos Md. Assessing apical transportation in curved canals: comparison between cross-sections and micro-computed tomography. Braz Oral Res. 2012;26(3):222-7.
252. Hamid HR, Gluskin AH, Peters OA, Peters CI. Rotary Versus Reciprocation Root Canal Preparation: Initial Clinical Quality Assessment in a Novice Clinician Cohort. J Endod. 2018;44(8):1257-62.
253. Navós BV, Hoppe CB, Mestieri LB, Böttcher DE, Só MV, Grecca FS. Centering and transportation: in vitro evaluation of continuous and reciprocating systems in curved root canals. J Conserv Dent. 2016;19(5):478-81.
254. Jain A, Asrani H, Singhal AC, Bhatia TK, Sharma V, Jaiswal P. Comparative evaluation of canal transportation, centering ability, and remaining dentin thickness between WaveOne and ProTaper rotary by using cone beam computed tomography: An in vitro study. J Conserv Dent. 2016;19(5):440-4.
255. Santa-Rosa J, de Sousa-Neto MD, Versiani MA, Nevares G, Xavier F, Romeiro K, Cassimiro M, Leoni GB, de Menezes RF, Albuquerque D. Shaping Ability of Single-file Systems with Different Movements: A Micro-computed Tomographic Study. Iran Endod J. 2016;11(3):228-33.
256. Mittal A, Dadu S, Singh NS, Singh S, Gupta B, Abraham A, Yendrembam B, Kumari S. Comparative assessment of canal transportation and centering ability of reciproc and One Shape file systems using CBCT-An in vitro study. J Clin Diagn Res. 2017;11(4):31-34.
257. Jain A, Gupta AS, Agrawal R. Comparative analysis of canal-centering ratio, apical transportation, and remaining dentin thickness between single-file systems, i.e., OneShape and WaveOne reciprocation: An in vitro study. J Conserv Dent. 2018;21(6):637-641.
258. Hasheminia SM, Farhad A, Sheikhi M, Soltani P, Hendi SS, Ahmadi M. Cone-beam Computed Tomographic Analysis of Canal Transportation and Centering Ability of Single-file Systems. J Endod. 2018;44(12):1788-91.
259. Pedullà E, Plotino G, Grande NM, Avarotti G, Gambarini G, Rapisarda E et al. Shaping ability of two nickel-titanium instruments activated by continuous rotation or adaptive motion: a micro-computed tomography study. Clin Oral Investig. 2016;20(8):2227-33.

260. Belladonna FG, Carvalho MS, Cavalcante DM, Fernandes JT, de Carvalho Maciel AC, Oliveira HE et al. Micro-computed Tomography Shaping Ability Assessment of the New Blue Thermal Treated Reciproc Instrument. J Endod. 2018;44(7):1146-50.
261. Keskin C, Inan U, Demiral M, Keleş A. Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold Reciprocating Instruments. J Endod. 2017;43(8):1360-3.
262. Silva PF, Coelho E, Alves NCC, Silva SA, Pereira FC, Albuquerque DS. Canal Transportation and Centering Ability of Reciproc Blue, WaveOne Gold and ProTaper Next in Simulated Curved Canals. Iran Endod J. 2018;13(4):498-502.
263. Silva EJ, Vieira VC, Tameirão MD, Belladonna FG, Neves Ade A, Souza EM, De-Deus G. Quantitative transportation assessment in curved canals prepared with an off-centered rectangular design system. Braz Oral Res. 2016;30(1):e43.
264. Kyaw Moe MM, Ha JH, Jin MU, Kim YK, Kim SK. Root Canal Shaping Effect of Instruments with Offset Mass of Rotation in the Mandibular First Molar: A Micro-computed Tomographic Study. J Endod. 2018;44(5):822-827.
265. Cui Z, Wei Z, Du M, Yan P, Jiang H. Shaping ability of protaper next compared with waveone in late-model three-dimensional printed teeth. BMC Oral Health. 2018 25;18(1):115.
266. Hassan R, Roshdy N, Issa N. Comparison of canal transportation and centering ability of Xp Shaper, WaveOne and Oneshape: a cone beam computed tomography study of curved root canals. Acta Odontol Latinoam. 2018;31(1):67-74.
267. Çapar ID, Ertas H, Ok E, Arslan H, Ertas ET. Comparative study of different novel nickel-titanium rotary systems for root canal preparation in severely curved root canals. J Endod. 2014;40(6):852–6.
268. American Association of Endodontics. Endodontics: Colleagues for Excellence-Cracking the cracked tooth code: Detection and Treatment of Various Longitudinal Tooth Fractures. Chicago: American Association of Endodontics; summer 2008:1-8.
269. Yang SF, Rivera EM, Walton RE. Vertical root fracture in nonendodontically treated teeth. J Endod. 1995;21(6):337–9.
270. Chan CP, Tseng SC, Lin CP, Huang CC, Tsai TP, Chen CC. Vertical root fracture in nonendodontically treated teeth – A clinical report of 64 cases in Chinese patients. J Endod. 1998;24(10):678–81.

271. Chan CP, Lin CP, Tseng SC, Jeng JH. Vertical root fracture in endodontically versus nonendodontically treated teeth: A survey of 315 cases in Chinese patients. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1999;87(4):504–7.
272. Yoshino K, Ito K, Kuroda M, Sugihara N. Prevalence of vertical root fracture as the reason for tooth extraction in dental clinics. Clin Oral Investig. 2015;19(6):1405-9.
273. Khasnis SA, Kidiyoor KH, Patil AB, Kenganal SB.Vertical root fractures and their management. J Conserv Dent. 2014;17(2):103-10.
274. Tamse A. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: diagnostic signs and clinical management. Endod Top. 2006;13(2):84-94.
275. Dhawan A, Gupta S, Mittal R. Vertical root fractures: An update review . J Res Dent. 2014;2(2):107-13
276. Versluis A, Messer HH, Pintado MR. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. Int Endod J. 2006;39(12):931-9.
277. Zelic K, Vukicevic A, Jovicic G, Aleksandrovic S, Filipovic N, Djuric M. Mechanical weakening of devitalized teeth: three-dimensional Finite Element Analysis and prediction of tooth fracture. Int Endod J. 2015;48(9):850-63.
278. Jamleh A, Komabayashi T, Ebihara A, Nassar M, Watanabe S, Yoshioka T, Miyara K, Suda H. Root surface strain during canal shaping and its influence on apical microcrack development: a preliminary investigation. Int Endod J. 2015;48(12):1103-11.
279. Tavanafar S, Karimpour A, Karimpour H, Mohammed Saleh A, Hamed Saeed M. Effect of different instrumentation techniques on vertical root fracture resistance of endodontically treated teeth. J Dent. 2015;16(1):50-5.
280. Sathorn C, Palamara JE, Messer HH. A comparison of the effects of two canal preparation techniques on root fracture susceptibility and fracture pattern. J Endod. 2005;31(4):283-7.
281. Kim HC, Lee MH, Yum J, Versluis A, Lee CJ, Kim BM. Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. J Endod. 2010;36(7):1195-9.
282. De-Deus G, Silva EJ, Marins J, Souza E, Neves Ade A, Gonçalves Belladonna F et al. Lack of causal relationship between dentinal microcracks and root canal preparation with reciprocation systems. J Endod. 2014;40(9):1447-50.

283. Versiani MA, Souza E, De-Deus G. Critical appraisal of studies on dentinal radicular microcracks in endodontics: methodological issues, contemporary concepts, and future perspectives. Endod Topics. 2015;33(2):87-156.
284. Shemesh H, vanSoest G, Wu M-K, Wesselink PR. Diagnosis of vertical root fractures with optical coherence tomography. J Endod. 2008:34(6):739–42.
285. Helvacioglu-Yigit D, Aydemir S, Yilmaz A. Evaluation of dentinal defect formation after root canal preparation with two reciprocating systems and hand instruments: an in vitro study. Biotechnol Biotechnol Equip. 2015;29(2):368-73.
286. Shori DD, Shenoi PR, Baig AR, Kubde R, Makade C, Pandey S. Stereomicroscopic evaluation of dentinal defects induced by new rotary system: "ProTaper NEXT". J Conserv Dent. 2015;18(3):210-3.
287. Bier CA, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu MK. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. J Endod. 2009;35(2):236-8.
288. Priya NT, Chandrasekhar V, Anita S, Tummala M, Raj TB, Badami V, Kumar P, Soujanya E. „Dentinal microcracks after root canal preparation" a comparative evaluation with hand, rotary and reciprocating instrumentation. J Clin Diagn Res. 2014;8(12):70-2.
289. Üstün Y, Topçuoğlu HS, Düzgün S, Kesim B. The effect of reciprocation versus rotational movement on the incidence of root defects during retreatment procedures. Int Endod J. 2015;48(10):952-8.
290. Bürklein S, Tsotsis P, Schäfer E. Incidence of dentinal defects after root canal preparation: reciprocating versus rotary instrumentation. J Endod. 2013;39(4):501-4.
291. Ashwinkumar V, Krithikadatta J, Surendran S, Velmurugan N. Effect of reciprocating file motion on microcrack formation in root canals: an SEM study. Int Endod J. 2014;47(7):622-7.
292. Tawil PZ, Arnarsdottir EK, Coelho MS. Root-originating dentinal defects: methodological aspects and clinical relevance. Evidence-Based Endodontics 2017;2:8.
293. Machoy M, Seeliger J, Szyszka-Sommerfeld L, Koprowski R, Gedrange T, Woźniak K. The Use of Optical Coherence Tomography in Dental Diagnostics: A State-of-the-Art Review. J Healthc Eng. 2017; 2017: 7560645.
294. Brady E, Mannocci F, Brown J, Wilson R, Patel S. A comparison of cone beam computed tomography and periapical radiography for the detection of vertical root fractures in non endodontically treated teeth. Int Endod J. 2014;47(7):735–46.

295. Chavda R, Mannocci F, Andiappan M, Patel S. Comparing the in vivo diagnostic accuracy of digital periapical radiography with cone-beam computed tomography for the detection of vertical root fracture. J Endod. 2014;40(10):1524–9.
296. Shemesh H, van Soest G, Wu MK, van der Sluis LW, Wesselink PR. The ability of optical coherence tomography to characterize the root canal walls. J Endod. 2007;33(11):1369-73.
297. de Oliveira B. P., Câmara A. C., Duarte D. A., et al. Detection of apical root cracks using spectral domain and swept-source optical coherence tomography. J Endod. 2017; 43(7):1148-51.
298. von Arx T, Kunz RP, Schneider AC, Bürgin W, Lussi A. Detection of Dentinal Cracks after Root-end Resection: An Ex Vivo Study Comparing Microscopy and Endoscopy with Scanning Electron Microscopy. J Endod 2010;36(9):1563-8.
299. Slaton CC, Loushine RJ, Weller RN, Parker MH, Kimbrough WF, Pashley DH. Identification of resected root-end dentinal cracks: a comparative study of visual magnification. J Endod. 2003;29(8):519-22.
300. Yoshii S, Fujimoto M, Okuda M, Kitamura C. In Vitro Evaluation of a Novel Root Canal Endoscope for Visualizing the Apex of Curved Root Canal Models and an Extracted Tooth. J Endod. 2018;44(12):1856-61.
301. 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(3):208–13.
302. Shemesh H, Wesselink PR, Wu MK. Incidence of dentinal defects after root canal filling procedures. Int Endod J. 2010: 43: 995–1000.
303. Barreto MS, Moraes Rdo A, Rosa RA, Moreira CH, Só MV, Bier CA.Vertical root fractures and dentin defects: effects of root canal preparation, filling, and mechanical cycling. J Endod. 2012;38(8):1135-9.
304. Kumaran P, Sivapriya E, Indhramohan J, Gopikrishna V, Savadamoorthi KS, Pradeepkumar AR. Dentinal defects before and after rotary root canal instrumentation with three different obturation techniques and two obturating materials. J Conserv Dent. 2013;16(6):522-6.
305. Kansal R, Rajput A, Talwar S, Roongta R, Verma M. Assessment of dentinal damage during canal preparation using reciprocating and rotary files. J Endod. 2014;40(9):1443-6.

306. Topçuoğlu HS, Demirbuga S, Tuncay Ö, Pala K, Arslan H, Karataş E. The effects of Mtwo, R-Endo, and D-RaCe retreatment instruments on the incidence of dentinal defects during the removal of root canal filling material. J Endod. 2014;40(2):266-70.
307. Adl A, Sedigh-Shams M, Majd M.The effect of using RC prep during root canal preparation on the incidence of dentinal defects. J Endod. 2015;41(3):376-9.
308. Garg S, Mahajan P, Thaman D, Monga P. Comparison of dentinal damage induced by different nickel-titanium rotary instruments during canal preparation: An in vitro study. J Conserv Dent. 2015;18(4):302-5.
309. Jalali S, Eftekhar B, Paymanpour P, Yazdizadeh M, Jafarzadeh M. Effects of Reciproc, Mtwo and ProTaper Instruments on Formation of Root Fracture. Iran Endod J. 2015;10(4):252-5.
310. Monga P, Bajaj N, Mahajan P, Garg S. Comparison of incidence of dentinal defects after root canal preparation with continuous rotation and reciprocating instrumentation. Singapore Dent J. 2015;36:29-33.
311. Hasheminia SM, Farhad AR, Saatchi M, Nejad HS, Sanei M. Mechanical or cold lateral compaction: The incidence of dentinal defects. Dent Res J . 2015;12(6):513-9.
312. Abdo SB, Darrat AA, Masaudi SM, Luddin N, Husein A, Khamis MF. Comparison of over flared root canals of mandibular premolars filled with MTA and resin based material: An in vitro study. Smile Dent J. 20127;(2):38–42.
313. Gergi RM, Osta NE, Naaman AS. Dentinal crack formation during root canal preparations by the twisted file adaptive, Reciproc and WaveOne instruments. Eur J Dent. 2015;9(4):508-12.
314. Coelho MS, Card SJ, Tawil PZ. Light-emitting diode assessment of dentinal defects after root canal preparation with Profile, TRUShape, and WaveOne Gold systems. J Endod. 2016;42(9):1393-6.
315. Coelho MS, Card SJ, Tawil PZ. Visualization enhancement of dentinal defects by using Light-Emitting Diode transillumination. J Endod. 2016;42(7):1110-3.
316. Ashraf F, Shankarappa P, Misra A, Sawhney A, Sridevi N, Singh AA. Stereomicroscopic Evaluation of Dentinal Cracks at Different Instrumentation Lengths by Using Different Rotary Files (ProTaper Universal, ProTaper Next, and HyFlex CM): An Ex Vivo Study. Scientifica (Cairo). 2016;2016:8379865.
317. Çitak M, Özyürek T. Effect of different nickel-titanium rotary files on dentinal crack formation during retreatment procedure. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2017;11(2):90-95.

318. Kesim B, Sagsen B, Aslan T. Evaluation of dentinal defects during root canal preparation using thermomechanically processed nickel-titanium files. Eur J Dent. 2017;11(2):157-161.
319. Bürklein S, Werneke M, Schäfer E. Impact of glide path preparation on the incidence of dentinal defects after preparation of severely curved root canals. Quintessence Int. 2018;49(8):607-13.
320. Nishad SV, Shivamurthy GB. Comparative analysis of apical root crack propagation after root canal preparation at different instrumentation lengths using ProTaper Universal, ProTaper Next and ProTaper Gold rotary files: An in vitro study. Contemp Clin Dent. 2018;9(1):34-38.
321. De-Deus G, Belladonna FG, Souza EM, Silva EJNL, de Almeida Neves A, Alves H et al. Micro–computed tomographic assessment on the effect of ProTaper Next and Twisted File Adaptive systems on dentinal cracks. J Endod. 2015;41(7);1116-9.
322. Cassimiro M, Romeiro K, Gominho L, de Almeida A, Costa L, Albuquerque D. Occurence of dentinal defects after root canal preparation with R-phase, M-Wire and Gold Wire instruments: a micro-CT analysis. BMC Oral Health. 2017;17(1):93.
323. Coelho MS, Card SJ, Tawil PZ. Light-emitting diode assessment of dentinal defects: the role of presumed extraction forces. Restor Dent Endod. 2017;42(3):232–9.
324. De-Deus G, Cavalcante DM, Belladonna FG, Carvalhal J, Souza EM, Lopes RT et al. Root dentinal microcracks: a post-extraction experimental phenomenon? Int Endod J. 2019;52(6):857-65.
325. Adorno CG, Yoshioka T, Jindan P, Kobayashi C, Suda H. The effect of endodontic procedures on apical crack initiation and propagation ex vivo. Int Endod J. 2013:46(8):763–8.
326. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. The effect of root preparation technique and instrumentation length on the development of apical root cracks. J Endod. 2009;35(3):389-92.
327. Clark DJ, Sheets CG Paquette JM. Definitive diagnosis of early enamel and dentin cracks based on microscopic evaluation. J Esthet Restor Dent. 2003;15(7):391-401.
328. Lindauer PA, Campbell AD, Hicks ML, Pelleu GB. Vertical root fractures in curved roots under simulated clinical conditions. J Endod. 1989;15(8):345-9.
329. Pitts DL, Matheny HE, Nicholls JI. An in vitro study of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. J Endod. 1983;9(12):544-50.

330. Wright H Jr, Loushine R, Weller R, Kimbrough C, Waller J, Pashley D. Identification of resected root-end dentinal cracks a comparative study of transillumination and dyes. J Endod. 2004;30(10):712-5.
331. Eltit F, Ebacher V, Wang R. Inelastic deformation and microcracking process in human dentin. J Struct Biol. 2013;183(2):141-8.
332. Kubo M1, Miura J, Sakata T, Nishi R, Takeshige F. Structural modifications of dentinal microcracks with human aging. Microscopy (Oxf). 2013;62(6):555-61.
333. Nielsen RB, Alyassin AM, Peters DD, Carnes DL, Lancaster J. Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research. J Endod. 1995;21:561-8.
334. Versiani MA, Pécora JD, Sousa-Neto MD. Microcomputed tomography analysis of the root canal morphology of single-rooted mandibular canines. Int Endod J. 2013;46(9):800-7.
335. Almeida MM, Bernardineli N, Ordinola-Zapata R, Villas-Bôas MH, Amoroso-Silva PA, Brandão CG, et al. Micro-computed tomography analysis of the root canal anatomy and prevalence of oval canals in mandibular incisors. J Endod. 2013;39(12):1529-33.
336. Marciano MA, Duarte MAH, Ordinola-Zapata R, Del Carpio Perochena A, Cavenago BC, Villas-Bôas MH et al. Applications of micro-computed tomography in endodontic research. In: Méndez-Vilas, Ed. Current Microscopy Contributions to Advances in Science and Technology. 2012 Formatex Research Center, Badajoz, Španjolska pp 782-8.
337. Celikten B, F Uzuntas C, I Orhan A, Tufenkci P, Misirli M, O Demiralp K et al. Micro-CT assessment of the sealing ability of three root canal filling techniques. J Oral Sci. 2015;57(4):361-6.
338. Jung M, Lommel D, Klimek J. The imaging of root canal obturation using micro-CT. Int Endod J. 2005;38(9):617-26.
339. Ma J, Al-Ashaw AJ, Shen Y, Gao Y, Yang Y, Zhang C, et al. Efficacy of ProTaper Universal Rotary Retreatment system for gutta-percha removal from oval root canals: a micro-computed tomography study. J Endod. 2012;38(11):1516-20.
340. De-Deus G, Belladonna FG, Silva EJNL, Souza EM, Carvalhal JCA, Perez R et al. Micro-CT assessment of dentinal micro-cracks after root canal filling procedures. Int Endod J. 2017;50(9):895-901.

341. Swain MV, Xue J. State of the Art of Micro-CT Applications in Dental Research. Int J Oral Sci. 2009;1(4):177–88.
342. Ahmed HM. Nano-computed tomography: current and future perspectives. Restor Dent Endod. 2016;41(3):236-8.
343. Bhat SS, Hegde SK, Rao A, Shaji Mohammed AK. Evaluation of resistance of teeth subjected to fracture after endodontic treatment using different root canal sealers: An in vitro study. J Indian Soc Pedod Prev Dent. 2012;30(4):305-9.
344. Shaikh SAH, Shenoy VU, Sumarthini MV, Pawar RB. Comparison of the effects of three different Nickel-titanium rotary instruments on the fracture resistance of obturated roots: An in vitro study. J Contemp Dent. 2017;7(2):86-90.
345. Çiçek E, Ali Aslan M, Akkoc O. Comparison of the resistance of teeth instrumented with different Nickel-titanium systems to vertical root fracture: An in vitro study. J Endod. 2015;41(10):1682-5.
346. de Carvalho RLS, Guimares CS, Silviera MMF, Alburquerque DS, Mores RA, Spinelli FLC. Resistance to fracture evaluation of endodontically treated roots of first maxillary premolars. RSBO. 2015;12(3):297-301.
347. Sungur D D, Altundasar E, Uzunoglu E, Yilmaz Z. Influence of different final irrigation regimens and various endodontic filling materials on vertical root fracture resistance. Niger J Clin Pract. 2016;19(2):267-71.
348. Topçuoğlu HS, Arslan H, Keleş A, Köseoğlu M. Fracture resistance of roots filled with three different obturation techniques. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2012;17(3):528–532.
349. Punjabi M, Dewan RG, Kochhar R. Comparative evaluation of fracture resistance of root canals obturated with four different obturating systems. J Conserv Dent. 2017;20(6):445-50.
350. Ersev H1, Yilmaz B, Pehlivanoğlu E, Ozcan-Çalişkan E, Erişen FR. Resistance to vertical root fracture of endodontically treated teeth with MetaSEAL. J Endod. 2012;38(5):653-6.
351. Ulusoy OIA, Genç Ő, Arslan S, Alaçam T, Görgül G. Fracture resistance of roots obturated with three different materials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007;104(5):705-8.
352. Elayeda MA, Elgendyb AA. Fracture resistance of roots obturated with a single expandable polymer cone. Tanta Dent J. 2017;14(1):25–9.

353. Michael MC, Husein A, Bakar WZW, Sulaiman E. Fracture resistance of endodontically treated teeth: an in vitro study. Arch Orofac Sci. 2010;5(2):36-41.
354. Akkayan B, Gülmez T. Resistence to fracture of endododntically treated teeth restored with different post systems. J Prosth Dent. 2002:87(4):431-7.
355. Adanir N, Kaya BU, Kececi AD. Fracture Resistance of Roots Restored with Four Different Fiber-Reinforced Composite Posts. Med Princ Pract. 2015;24(4):538–43.
356. Ayrancı F, Ayrancı LB, Özdoğan A, Özkan S, Peker MÖ, Aras MH. Resistance to vertical root fracture of apicoected teeth using different devices during two root canal irrigation procedures. Lasers Med Sci.2018; 33(8):1685–91.
357. Aslan T, Sagsen B, Er Ö, Ustun Y, Cinar F. Evaluation of fracture resistance in root canal-treated teeth restored using different techniques. Niger J Clin Pract. 2018;21(6):795-800.
358. Rathi A, Chowdhry P, Kaushik M, Reddy P, Roshni I, Mehra N. Effect of different periodontal ligament simulating materials on the incidence of dentinal cracks during root canal preparation. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2018;2(3):196-200.
359. Rödig T, Müller C, Hoch M, Haupt F, Schulz X, Wiegand A, Rizk M. Moisture content of root canal dentine affects detection of microcracks using micro-computed tomography. Int Endod J. 2018;51(3):357-63.
360. Toure B, Faye B, Kane AW, Lo CM, Niang B, Boucher Y. Analysis of reasons for extraction of endodontically treated teeth: A prospective study. J Endod. 2011;37(11):1512–5.
361. Landys Boren D, Jonasson P, Kvist T. Long-term survival of endodontically treated teeth at a public dental specialist clinic. J Endod. 2015;41(2):176–81.
362. PradeepKumar AR, Shemesh H, Jothilatha S, Vijayabharathi R, Jayalakshmi S, Kishen A. Diagnosis of vertical root fractures in restored endodontically treated teeth: A time-dependent retrospective cohort study. J Endod. 2016;42(8):1175-80.
363. Fuss Z, Lustig J, Tamse A. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. Int Endod J. 1999;32(4):283-6.
364. Lam PP, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. J Endod. 2005;31(7):529–32.
365. Abou El Nasr HM, Abd El Kader KG. Dentinal damage and fracture resistance of oval roots prepared with single-file systems using different kinematics. J Endod. 2014;40(6):849-51.

366. Ceyhanli KT, Erdilek N, Tatar I, Celik D. Comparison of ProTaper, RaCe and Safesider instruments in the induction of dentinal microcracks: a micro-CT study. Int Endod J. 2016;49(7):684-9.
367. De Carlo Bello M, Pillar R, Mastella Lang P, Michelon C, Abreu da Rosa R, Souza Bier CA. Incidence of Dentinal Defects and Vertical Root Fractures after Endodontic Retreatment and Mechanical Cycling. Iran Endod J. 2017;12(4):502-7.
368. Yilmaz A, Helvacioglu-Yigit D, Gur C, Ersev H, Kiziltas Sendur G, Avcu E, et al. Evaluation of dentin defect formation during retreatment with hand and rotary instruments: a micro-CT study. Scanning. 2017;24:4868603.
369. Ahn SY, Kim HC, Kim E. Kinematic Effects of Nickel-Titanium Instruments with Reciprocating or Continuous Rotation Motion: A Systematic Review of In Vitro Studies. J Endod. 2016;42(7):1009-17.
370. de Arruda Bitencourt M, Pedro Rocha DG, da Silveira Bueno CE. Incidence of Dentinal Defects on the External Apical Root Surface after Instrumentation with WaveOne Reciprocating Files at Different Working Lengths. J Endod. 2017;43(3):491-5.
371. Ossareh A, Rosentritt M, Kishen A. Biomechanical studies on the effect of iatrogenic dentin removal on vertical root fractures. J Conserv Dent. 2018;21(3):290-6.
372. Singh V, Nikhil V, Bansal P. Induction of dentinal microcracks during postspace preparation: A comparative microcomputed tomography study. J Conserv Dent 2018;21(6):646-50.
373. Rosen E, Tsesis I, Tamse A, Bjorndal L, Taschieri S, Givos N. Medicolegal aspects of vertical root fracture in root filled teeth. Int Endod J. 2012;45:7–11.
374. Shemesh H, Roeleveld AC, Wesselink PR, Wu MK. Damage to root dentin during retreatment procedures. J Endod. 2011;37(1):63–6.
375. Bahrami P, Scott R, Galicia JC, Arias A, Peters OA. Detecting Dentinal Microcracks Using Different Preparation Techniques: An In Situ Study with Cadaver Mandibles. J Endod. 2017;43(12):2070-3.
376. Milani AS, Froughreyhani M, Rahimi S, Jafarabadi MA, Paksefat S. The effect of root canal preparation on the development of dentin cracks. Iran Endod J. 2012;7(4):177-2.
377. Bayram HM, Bayram E, Ocak M, Uzuner MB, Geneci F, Celik HH. Micro-computed tomographic evaluation of dentinal microcrack formation after using new heat-treated Nickel-titanium systems. J Endod. 2017;43(10):1736-9.

378. Zuolo ML, De-Deus G, Belladonna FG, Silva EJ, Lopes RT, Souza EM et al. Micro-computed Tomography Assessment of Dentinal Micro-cracks after Root Canal Preparation with TRUShape and Self-adjusting File Systems. J Endod. 2017;43(4):619-22.
379. De-Deus G, Belladonna FG, Marins JR, Silva EJNL, Neves AA, Souza EM et al. On the Causality Between Dentinal Defects and Root Canal Preparation: A Micro-CT Assessment. Braz Dent J. 2016;27(6): 664-9.
380. Stringheta CP, Pelegrine RA, Kato AS, Freire LG, Iglecias EF, Gavini G, et al. Micro-computed tomography versus the cross-sectioning method to evaluate dentin defects induced by different mechanized instrumentation techniques. J Endod. 2017;43(12):2102-7.
381. Li M-L, Liao W-L, Cai H-X. A micro-computed tomographic evaluation of dentinal microcrack alterations during root canal preparation using single-file Ni-Ti systems. Exp Ther Med. 2018;15(1):494–9.
382. Liu R, Kaiwar A, Shemesh H, Wesselink PR, Hou B, Wu MK. Incidence of apical root cracks and apical dentinal detachments after canal preparation with hand and rotary files at different instrumentation lengths. J Endod. 2013;39(1):129-32.
383. de Oliveira BP, Câmara AC, Duarte DA, Heck RJ, Antonino ACD, Aguiar CM. Micro-computed tomographic analysis of apical microcracks before and after root canal preparation by hand, rotary, and reciprocating instruments at different working lengths. J Endod. 2017;43(7):1143-7.
384. Lim H, Li FC, Friedman S, Kishen A. Residual Microstrain in Root Dentin after Canal Instrumentation Measured with Digital Moiré Interferometry. J Endod. 2016;42(9):1397-402.
385. De-Deus G, César de Azevedo Carvalhal J, Belladonna FG, Silva EJNL, Lopes RT, Moreira Filho RE, et al. Dentinal Microcrack Development after Canal Preparation: A Longitudinal in Situ Micro-computed Tomography Study Using a Cadaver Model. J Endod. 2017;43(9):1553-8.
386. Montoya C, Arango-Santanderb S, Peláez-Vargasb A, Arolac D, Ossaa EA. Effect of aging on the microstructure, hardness and chemical composition of dentin. Arch Oral Biol. 2015;60(12):1811-20.
387. Zhang YR, Du W, Zhou XD, Yu HY. Review of research on the mechanical properties of the human tooth. Int J Oral Sci. 2014;6(2):61-9.

388. Tagami J, Hosoda H, Burrow MF, Nakajima M. Effect of aging and caries on dentin permeability. Proc Finn Dent Soc. 1992;88(1):149-54.
389. Kruzic JJ, Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. Crack blunting, crack bridging and resistance-curve fracture mechanics in dentin: effect of hydration. Biomaterials. 2003;24(28):5209-21.
390. Bajaj D, Sundaram N, Nazari A, Arola D. Age, dehydration and fatigue crack growth in dentin. Biomaterials. 2006;27(11):2507-17.
391. Yan W, Montoya C, Øilo M, Ossa A, Paranjpe A, Zhang H, Arola D. Reduction in fracture resistance of the root with aging. J Endod. 2017;43(9):1494-8.
392. Arola D, Reprogel RK. Effects of aging on the mechanical behavior of human dentin. Biomaterials. 2005;26(18):4051–61.
393. Johnesen GF, Sunde PT, Haugen HJ. Validation of contralateral premolars as the substrate for endodontic comparison studies. Int Endod J. 2018;51(8):942-51.
394. Pascon FM, Kantovitz KR, Sacramento PA, Nobre-dos-Santos M, Puppin-Rontani RM. Effect of sodium hypochlorite on dentine mechanical properties. A review. J Dent. 2009;37(12):903-8.
395. Mohammadi Z, Shalavi S, Jafarzadeh H. Ethylenediaminetetraacetic acid in endodontics. Eur J Dent. 2013;7(1):135–142.
396. Hof R, Perevalov V, Eltanani M, Zary R, Metzger Z. The self-adjusting file (SAF). Part 2: mechanical analysis. J Endod. 2010;36(4):691-6.
397. Yared G. Reciproc blue: the new generation of reciprocation. G Ital Endod. 2017;31(2):96-101.
398. Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G, Castagnola R, Rossetti A et al. Cyclic fatigue of Reciproc and Reciproc Blue nickel-titanium reciprocating files at different environmental temperatures. J Endod. 2018;44(10):1549-52.
399. Garg E, Sarfi S, Bali D, Garg AK. Comparative evaluation of dentinal defects induced by hand files, hyflex, protaper next and one shape during canal preparation: A stereomicroscopic study. J Int Clin Dent Res Organ. 2017;9(1):16-21.
400. Zhu YN, Yang WD, Abbott PV, Martin N, Wei WJ, Li JJ et al. The biomechanical role of periodontal ligament in bonded and replanted vertically fractured teeth under cyclic biting forces. Int J Oral Sci. 2015;7(2):125-30.
401. Aydın B, Pamir T, Baltaci A, Orman MN, Turk T. Effect of storage solutions on microhardness of crown enamel and dentin. Eur J Dent. 2015;9(2):262-6.

402. Nguy TT. The effects of taper size on the fracture resistance of root sections [dissertation]. Minneapolis: University of Minnesota; 2012. 41 p.
403. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. J Endod. 2003;29(8):523-528.

8.0 Životopis

Tomislav Katanec rođen je 22. 9. 1989. u Zagrebu. Osnovnu školu završava 2004. godine, a gimnaziju 2008. godine. Iste godine upisuje Stomatološki fakultet u Zagrebu, koji završava 2014. godine (s prosjekom ocjena 4,5), te je diplomirao s radom „Ekstrakcije zuba kod pacijenata na radioterapiji glave i vrata“. Iste godine upisuje poslijediplomski doktorski studij na Stomatološkom fakultetu u Zagrebu. U akademskoj godini 2011./2012., te 2012./2013. obnaša dužnost demonstratora na Zavodu za restaurativnu dentalnu medicinu i endodonciju, u okviru predmeta „Pretklinička restaurativna dentalna medicina“ i „Pretklinička fiksna protetika“. Dobitnik je rektorove nagrade iz područja endodoncije za znanstveni rad pod naslovom:“ Procjena pouzdanosti rtg slike pri određivanju položaja cementno – dentinskog spojišta s pomoću ekstrahiranih zubi“. Redovito je volontirao na Zavodu za oralnu kirurgiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Sudjelovao je na nekoliko stručnih skupova i međunarodnih kongresa. Na prijedlog studenata Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu izabran je za studentsku razmjenu, temeljem koje je boravio na Stomatološkom fakultetu u Amsterdamu, Nizozemska (“Academisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam“ – ACTA Amsterdam), u travnju 2013. godine. U listopadu 2013. g. je na preporuku Dekana Stomatološkog fakulteta provodio praksu u poliklinici „Dental Smile“ u Ženevi, Švicarska.

Tečno govori engleski, a vrlo dobro se služi njemačkim jezikom. Završio je „General English Course“ na Malti i „Upper Intermediate Level Course“ u Oxfordu. Ima certifikat C1 stupnja iz čitanja, pisanja i govorenja engleskog jezika, te se aktivno služi računalom i posjeduje licencu ECDL operatera. Govori njemački jezik (B1 stupanj).

Pripravnički staž obavlja u DZ Zagreb Centar. Od 1. 5. 2015. djelatnik je poliklinike Kustec. Od 16. 11. 2015. postaje djelatnik KBC-a Zagreb na Klinici za stomatologiju gdje obavlja specijalizaciju iz oralne kirurgije. Od 13. 6. 2019. godine je specijalist oralni kirurg, te djelatnik Zavoda za oralnu kirurgiju, KBC Zagreb. Aktivno je uključen u znanstveno-

istraživački rad kao suradnik na znanstveno-istraživačkim projektima pod nazivom „Evaluacija učinkovitosti novih tehnologija i prijedlog oralno-higijenskih i nutricionističkih smjernica u planiranju preventivnog programa u stomatologiji“ (ak. god. 2013./2014.), i „Kvalitativna evaluacija sredstava za održavanje oralne higijene i preporuke u primjeni" (ak. god. 2014./2015.). Član je HKDM, HDDI, HOK. Sudjelovao je na tečajevima:

Hands-**on-human-cadaver-course, Vienna, 17th-18th.10.2015.**

Novodent, Howard Gluckman, Bone management course 19. 10. 2015., Zagreb

BTI Day, prof. dr. sc. Eduardo Anitua, Hotel Esplanade, 12. 9. 2016., Zagreb

Popis objavljenih znanstvenih radova:

1. Katanec T, Majstorovic M, Negovetic Vranic D, Ivic Kardum M, Marks LA. A new toothpaste to deal with dentine hypersensitivity: a double-blind randomized controlled clinical trial. Int J Dent Hyg. 2018;16(1):78-84.
2. Katanec T, Singh S, Majstorovic M, Klaric I, Herman NG, Moursi AM. Gender Differences in Dental Anxiety and Medical Fear in Croatian Adolescents. J Clin Pediatr Dent. 2018;42(3):182-187.
3. Katanec T, Miletić I, Barišić G, Kqiku-Bibleka L, Žižak M, Jukić Krmek S. Incidence of dentinal microcracks during root canal preparation with Self Adjusting File, Reciproc Blue and ProTaper Next. IEJ. 2020;15(1):6-11.
4. Katanec T, Majstorović M, Katanec D, Bago I, Marković L, Gabrić D. Effect of microencapsulated granulas contained in the natural extracts on postsurgical wound healing. AMJ. 2020;13(4):106-113.