

# Učinkovitost rotacijskih i recipročnih tehnika instrumentacije u obradi korijenskih kanala zuba

---

Vujica, Maja

Master's thesis / Diplomski rad

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://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:944712>

Rights / Prava: [Attribution-NonCommercial 4.0 International](#)/[Imenovanje-Nekomercijalno 4.0 međunarodna](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-09-20**



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Maja Vujica

**UČINKOVITOST ROTACIJSKIH I  
RECIPROČNIH TEHNIKA  
INSTRUMENTACIJE U OBRADI  
KORIJENSKIH KANALA ZUBA**

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2020.

Rad je ostvaren na Zavodu za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu.

Mentor rada: doc. dr. sc. Ivona Bago

Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju

Lektor hrvatskog jezika: Ana Šimunić, prof. hrv. jez.

Lektor engleskog jezika: Tamara Belavić, mag. educ. philol. angl.

Sastav povjerenstva za obranu diplomskog rada:

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

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

Rad sadrži:

42 stranice

0 tablica

3 slike

1 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 diplomskog rada. Autor je odgovoran za pribavljanje dopuštenja za korištenje ilustracija koje nisu njegov izvorni doprinos, kao i za sve eventualne posljedice koje mogu nastati zbog nedopuštenog preuzimanja ilustracija odnosno propusta u navođenju njihova podrijetla.

## **Zahvala**

*Zahvaljujem dragoj mentorici na stručnoj pomoći i savjetima pri izradi ovog diplomskog rada.*

*Hvala mojoj obitelji koja je uvijek bila uz mene. Uvijek ste bili i bit ćete moja najveća potpora.*

*Hvala Mariji, Dori, mojoj grupi 6A i ostalim kolegama koji su ove godine studiranja učinili nezaboravnim iskustvom.*

*Hvala Karli, Evi i ostalim prijateljima na velikoj potpori koju su mi pružili.*

*Posebno hvala Filipu koji vjeruje u mene od prvog trenutka.*

*„Korijeni učenja su gorki, ali plodovi su slatki.“ - Aristotel*

# UČINKOVITOST ROTACIJSKIH I RECIPROČNIH TEHNIKA INSTRUMENTACIJE U OBRADI KORIJENSKIH KANALA ZUBA

## Sažetak

U počecima razvoja strojne endodoncije instrumenti su bili građeni od nehrđajućeg čelika koji je krut pa je dolazilo do ijatrogenih pogrešaka. Zbog toga je takav koncept na neko vrijeme napušten. Razvojem nikal-titanskih legura došlo je do mogućnosti razvoja tehnika strojne endodoncije pa do danas na tržištu imamo preko 100 vrsta tehnika instrumentacije. Najistraživanije strojne tehnike instrumentacije su rotacijske i recipročne tehnike. Također, razvojem različitih postupaka termomehaničke obrade Ni-Ti legure i instrumenata, danas na tržištu imamo napredne tehnike instrumentacije karakterizirane velikom fleksibilnošću, učinkovitošću i otpornosti na lom. Svrha ovog rada je opisati razlike između rotacijskih i recipročnih tehnika instrumentacije kanala te dati pregled dosadašnjih *ex vivo*, *in vitro* i *in vivo* istraživanja koja su ispitivala i uspoređivala učinkovitost različitih rotacijskih i recipročnih instrumentacijskih sustava. Uspoređujući rotacijske i recipročne tehnike u dosadašnjim znanstvenim radovima, pokazane su brojne kontradiktornosti. Recipročne tehnike su pokazale povećanu otpornost na ciklički zamor, unatoč tzv. „offset“ dizajnu rotacijskih. Niti recipročne, niti rotacijske tehnike nisu pokazale razlike u rezanju dentina i zbog kontradiktornih mišljenja zaključeno je da nije bitna tehnika instrumentacije. Rotacijske tehnike su, prema nekim autorima, uzrokovale manje pogurivanje debrisa preko apeksa. Međutim postoje istraživanja koja to opovrgavaju. Logično je, prema nekim istraživanjima i točno, da zbog smanjenja stresa na instrument kod recipročnih tehnika, dolazi i do smanjenja stresa na dentin. Međutim, drugi autori se nisu složili. Parametri učinkovitosti kao što su učinkovitost rezanja dentina, sposobnost oblikovanja kanala i transportacija kanala te antimikrobna učinkovitost ispitivana *in vivo* i *in vitro/ex vivo*, prema dosadašnjim istraživanjima nisu pokazala ovisnost o tehnici instrumentacije, već uglavnom o dizajnu instrumenta. Zbog kontradiktornih zaključaka o učinkovitosti prilikom revizije, pojavi mikrodefekata u dentinu te pogurivanja debrisa preko apeksa, postoji potreba za dodatnim istraživanjima. Pritom pogurivanje debrisa preko apeksa ovisi o periapikalnom tkivu koje služi kao fiziološka barijera, te bi stoga bilo korisno napraviti *in vivo* istraživanja.

**Ključne riječi:** korijenski kanal, strojne tehnike, učinkovitost

# EFFICIENCY OF ROTATING AND RECIPROCATING TECHNIQUES IN ROOT CANAL TREATMENT

## Summary

In the beginnings of the development of rotary techniques, the instruments were made out of stainless steel, which is a stiff material so procedural errors were common. Therefore, this concept was abandoned. The introduction of nickel-titanium alloys enabled the development of rotary techniques in endodontics, and to date, there are over 100 different techniques of instrumentation. Of all the techniques, rotating and reciprocating techniques are researched the most. Additionally, there was a development in different thermomechanical manufacturing processes of nickel-titanium alloys and instruments, which is why we have advanced techniques on the market today, and they have great flexibility, efficiency and cyclic fatigue resistance. The purpose of this paper is to describe the differences between rotating and reciprocating techniques and to give an overview of existing *in vitro*, *ex vivo* and *in vivo* research concerning the efficiency of different rotating and reciprocating systems. Great contradictions are noticed when comparing rotary and reciprocating techniques. Reciprocating techniques showed greater cyclic fatigue resistance despite the “offset” design on rotating instruments. Neither reciprocating nor rotating techniques showed greater cutting efficiency. Because of contradictory opinions, it is concluded that the instrument kinematics is not important for cutting efficiency. Rotating techniques showed less apical extrusion of debris, based on the conclusions of some authors, while the findings of other research refute this. It is logical and, based on some research papers, also true, that less stress on the instrument means less stress on dentin walls and fewer microcracks. However, some do not agree. Efficiency parameters including cutting efficiency, shaping ability, root canal transportation and bacterial reduction were examined *in vivo* and *ex vivo/in vitro*. Based on current research, they do not depend on the technique, but rather on the design of the instrument. Because of the contradictory results concerning retreatment efficiency, dentin defects and apical extrusion, additional research is needed. In doing so, apical extrusion is dependent on periapical tissue, which is a physiological barrier. Hence, there is a need for *in vivo* research concerning this subject matter.

**Keywords:** root canal, rotary techniques, efficiency

## SADRŽAJ

1. UVOD .....	1
2. ROTACIJSKE TEHNIKE INSTRUMENTACIJE KANALA.....	3
2.1. Povijesni razvoj strojnih rotacijskih tehnika .....	4
2.2. Povijesni razvoj Ni-Ti u endodonciji.....	5
3. RECIPROČNE TEHNIKE INSTRUMENTACIJE KANALA.....	9
3.1. Povijesni razvoj recipročnih tehnika instrumentacije.....	10
4. ISPITIVANJE UČINKOVITOSTI ROTACIJSKIH I RECIPROČNIH TEHNIKA INSTRUMENTACIJE U <i>IN VITRO</i> , <i>EX VIVO</i> ISTRAŽIVANJIMA.....	12
4.1. Učinkovitost rezanja dentina (engl. <i>cutting efficiency</i> ) .....	13
4.2. Ciklički zamor (engl. <i>cyclic fatigue</i> ) .....	14
4.3. Torzijski zamor (engl. <i>torsional fatigue</i> ) .....	15
4.4. Otpornost na lom .....	16
4.5. Oblikovanje kanala .....	17
4.6. Poguravanje dentinskog debrisa kroz apikalni otvor.....	18
4.7. Transportacija kanala.....	19
4.8. Defekti u dentinu .....	20
4.9. Učinkovitost revizije.....	20
4.10. Antimikrobna učinkovitost .....	21
5. ISPITIVANJE UČINKOVITOSTI ROTACIJSKIH I RECIPROČNIH TEHNIKA INSTRUMENTACIJE U KLINIČKIM ISTRAŽIVANJIMA.....	22
5.1. Antimikrobna učinkovitost .....	23
5.2. Postoperativna bol nakon instrumentacije kanala .....	23
6. RASPRAVA .....	24
7. ZAKLJUČAK .....	27
8. LITERATURA .....	29
9. ŽIVOTOPIS .....	41

## **Popis skraćenica**

**CCW** (engl. *counter-clockwise*) – obrnuto od smjera kazaljke na satu

**CGRP** (engl. *calcitonin-gene related peptides*) – peptidi povezani s kalcitoninskim genom

**CW** (engl. *clockwise*) – u smjeru kazaljke na satu

**Ni-Ti** – nikal-titan

**SP** (engl. *substance P*) – tvar P





Endodontski postupak podrazumijeva uklanjanje pulpnog tkiva iz kanala, smanjenje broja mikroorganizama i njihovih toksina, uklanjanje inficiranog dentina te oblikovanje prostora korijenskog kanala tako da se omogući optimalno punjenje i brtvljenje kanala. Navedeni ciljevi postižu se mehaničkom i kemijskom obradom kanala. U prošlosti se koristila isključivo ručna instrumentacija instrumentima od nehrđajućeg čelika. Prvi instrumenti za strojnu obradu kanala od nehrđajućeg čelika pojavili su se još u 19. stoljeću. Međutim, zbog njihove krutosti i manjka fleksibilnosti, što uzrokuje povećanu mogućnost pogrešaka tijekom instrumentacije, zamijenjeni su fleksibilnijim nikal-titanskim (Ni-Ti) instrumentima. Nikal-titan je materijal koji je napravio revoluciju u endodonciji kada je 1988. napravljen prvi ručni endodontski instrument. Napretkom endodoncije se, osim materijala, promijenila i tehnika instrumentacije.

Tehnike strojne instrumentacije korijenskih kanala se prema kretnjama danas mogu podijeliti na:

1. Rotacijske
2. Recipročne
3. Vertikalne vibracijske
4. Adaptivne tehnike
  - vertikalne vibracijske uz rotacijske recipročne pokrete
  - kombinacija rotacije i rotacijsko-recipročnih pokreta (1).

Budući da je u posljednjih 20 godina na tržište došlo mnogo novih sustava, postoji potreba za usporedbom učinkovitosti između njih. Kako bi se kliničaru olakšao izbor i ukazale prednosti i nedostaci pojedinog sustava instrumentacije, provode se brojna *ex vivo/in vitro*, ali i *in vivo* istraživanja, koja uspoređuju reznu učinkovitost, otpornost na ciklički zamor i lom, antimikrobnu učinkovitost itd. Isto tako, ta istraživanja su poslužila kao smjernice za proizvodnju novih instrumenata poboljšanog dizajna i mehaničkih svojstava.

Svrha ovog rada je opisati razlike između rotacijskih i recipročnih tehnika instrumentacije kanala te dati pregled dosadašnjih *ex vivo*, *in vitro* i *in vivo* istraživanja koja su ispitivala i uspoređivala učinkovitost različitih rotacijskih i recipročnih instrumentacijskih sustava.

## **2. ROTACIJSKE TEHNIKE INSTRUMENTACIJE KANALA**

Rotacijske tehnike, kao što sam naziv kaže, koriste isključivo pokret rotacije za 360° unutar kanala. Kod ovih tehnika karakteristično je da se koristi manja brzina okretaja da bi se spriječio zamor materijala i lom. Rotacijske su se tehnike godinama unaprijeđivale s ciljem da se smanji broj pogrešaka te ih danas možemo svrstati u pet generacija (2).

### **2.1. Povijesni razvoj strojnih rotacijskih tehnika**

Prvi ručni endodontski instrument od nehrđajućeg čelika izradio je u 19. st. Edward Maynard savijanjem opruge iz ručnih satova, a kasnije i žice iz klavira (3). Prvi kolječnik za strojnu obradu kanala pojavljuje se 1889. godine kada Williams H. Rollins počinje koristiti posebno dizajnirane instrumente koji su se rotirali za 360°. Radi izbjegavanja loma instrumenta, broj okretaja je ograničen na 100 okretaja u minuti (3). Prema literaturi, prvi opis strojnih tehnika dao je Oltramare 1892. koristeći iglice pravokutnog presjeka koje su se stavljale u kolječnik. Prema opisu, instrumenti su se pasivno umetali u kanal do apikalnog foramena te su se tada pokretali. Time započinje dugogodišnji razvoj i usavršavanje strojnih tehnika endodoncije. Godine 1925. tvrtka W&H (Burmoos, Austrija) razvija „The Cursor filing contra-angle“, odnosno „Endocursor“ koji se smatra prvim endodontskim motorom na tržištu (4). Riječ je o nastavku koji kombinira rotaciju i vertikalne kretnje.

Šezdesetih godina 20. stoljeća na tržište dolazi „Giromatic“ (MicroMega, Besancon, Francuska) za koji se može reći da je preteča recipročnih tehnika. Giromatic (MicroMega) koristi recipročnu kretnju od 90° u jednom i drugom smjeru. U tom su se razdoblju proizvodili brojni slični sustavi kao što su IntraEndo 3 LD (KaVo, Biberach, Njemačka) i Dynatrak sustav (Dentsply DeTrey, Konstanz, Njemačka). Međutim, tada još nije došlo do razvoja nikal-titanskih (Ni-Ti) instrumenata, već se za izradu koristio samo nehrđajući čelik koji je krut, a pokreti koji su se koristili su bili ograničena rotacija te rigidni vertikalni pokreti. Tada je stomatolog mogao samo kontrolirati brzinu okretaja instrumenta te amplitudu vertikalnih pokreta. Uz činjenicu da je završna preparacija nalikovala ručnoj preparaciji kanala (5), zapažena je i povećana učestalost ijtrogenih grešaka, najčešće izravnane kanala (3). S ciljem da se instrument što više prilagodi anatomiji korijenskog kanala, napravljen je „The Canal Finder System“ (FaSociete, Marseille, Francuska) i time počinje period modificiranih endodontskih sustava. On se smatra prvim djelomično fleksibilnim sustavom koji radi vertikalne pokrete s amplitudom obrnuto proporcionalnom brzini okretaja i otpornosti instrumenta u kanalu (3). Kada instrument više ne može ići apikalno, on stane i napravi rotaciju za 90°. Velika revolucija u endodonciji dogodila se 1988. kada su napravljeni prvi endodontski instrumenti od nikal-titana (1). Pojavom nikal-titanskih instrumenata smanjila se

učestalost ijatrogenih grešaka koje su nastajale kao rezultat fizikalnih svojstava nehrđajućeg čelika. Kasnije se Ni-Ti legura koristi za izradu strojnih instrumenata uz smanjenu brzinu okretaja. Pojavom Ni-Ti rotacijske tehnike se ponovno vraćaju u primjenu.

Prva se generacija rotacijskih Ni-Ti sustava pojavila devedesetih godina prošlog stoljeća. Glavna obilježja instrumenata bila su: puna radijalna površina, pasivni rezni bridovi i konstantan konicitet od 4% ili 6%. Takav je sustav npr. ProFile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) koji se pokazao brzim, učinkovitim i dobro je oblikovao kanale (6). Godine 2001. pojavljuje se druga generacija rotacijskih sustava koji imaju aktivne rezne bridove pa je potrebno manje instrumenata da bi se kanal oblikovao: ProTaper Universal (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska), Mtwo (VDW, München, Njemačka), Hero Shaper (MicroMega), K3 (SybronEndo, Orange, SAD). Unatoč dobrom oblikovanju kanala, transportirali su kanale i često je dolazilo do lomova (7). Stoga je 2007. godine na tržište došla treća generacija rotirajućih Ni-Ti sustava. Pritom su proizvođači odlučili napustiti konvencionalnu nikal-titansku leguru i primijeniti drugačija metalurška svojstva na instrument termičkom obradom pa su ovi instrumenti napravljeni od M, R ili CM-žice. Time su dobili veću otpornost na ciklički zamor materijala, odnosno veću otpornost na lom (8). Sustavi koji spadaju u treću generaciju su ProFile GTX Series (Dentsply Tulsa, SAD), Hyflex CM (Coltene-Whaledent, Allstetten, Švicarska), Vortex Blue (Dentsply Tulsa, SAD) i K3 XF Files (SybronEndo). Četvrta se generacija temelji na recipročnoj teoriji instrumentacije. Pritom je veliku popularnost stekla tehnika instrumentacije jednim instrumentom (engl. *single file*). Ovdje spadaju recipročni sustavi kao što su WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaiguer, Švicarska) i Reciproc (VDW, München, Njemačka), ali i OneShape (MicroMega, Bensancon, Francuska) i Self Adjusting File (ReDent-Nova Ltd, Ra'anana, Izrael). Peta se generacija, za razliku od četvrte, temelji na rotirajućim pokretima, a karakteristika joj je takozvani „offset“ dizajn. „Offset“ dizajn znači da žica nije centrirana na os rotacije, a kao posljedica nastaje jedinstvena asimetrična kretnja, odnosno stvara se mehanički val pokreta koji putuje dužinom instrumenta što povećava učinkovitost rezanja i uklanjanje debrisa te smanjuje mogućnost loma instrumenta. Predstavnici pete generacije su HyFlex EDM (Coltene), ProTaper Next (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), Revo-S (MicroMega, Besancon, Francuska) i OneShape (MicroMega) (9).

## 2.2. Povijesni razvoj Ni-Ti u endodonciji

U počecima razvoja endodoncije kao suvremene grane stomatologije, za izradu instrumenata koristio se čelik s udjelom ugljika. Glavni je nedostatak ovog materijala korozija koja bi

nastala nakon sterilizacije. Stoga je u primjenu ušao nehrđajući čelik. Kako se endodoncija razvijala, uočena su loša svojstva nehrđajućeg čelika koja nisu mogla popratiti razvoj strojnih tehnika te je često dolazilo do ijatrogenih pogrešaka.

Godine 1963. u laboratoriju američke ratne mornarice W.H. Buehler razvija Ni-Ti leguru (10). Legura je dobila akronim – „Nitinol“, gdje „Ni“ označava nikal, „ti“ – titan, a „nol“ mjesto gdje je razvijena- „Naval Ordnance Laboratory“. U dentalnoj medicini „Nitinol“ je prvi put korišten 1971. godine kada su ga Andreansen i Hilleman upotrijebili za izradu ortodontske žice (11). Osim niskog modula elastičnosti, koji je omogućavao veću fleksibilnost instrumenta u korijenskom kanalu i veće čvrstoće u odnosu na nehrđajući čelik (12), uočena su i dva vrlo bitna svojstva koja su karakteristična za Ni-Ti leguru: superelastičnost i „*shape-memory*“ efekt. Tehnološkim napretkom, proizvodnja Ni-Ti endodontskih instrumenata dobiva novu dimenziju gdje instrumenti više ne prate ISO smjernice iz 1985. godine. Mijenja im se konfiguracija aktivnih dijelova, varijacije kuteva, konicitet i sl. (11). Do danas se razvilo više od 160 strojnih sustava koji koriste Ni-Ti leguru. Ni-Ti legura, koja se primjenjuje u korijenskim kanalima, sadrži 56% nikla i 44% titana (10). Kao rezultat kombinacije ta dva elementa nastaje jedinstvena kristalna struktura koja dopušta promjenu prostorne orijentacije atoma i time omogućava dvije faze materijala. Riječ je o austenitnoj i martenzitnoj fazi. Pri visokim temperaturama (100°C) , materijal je u stabilnoj kubičnoj kristalnoj rešetci. Ta faza se naziva austenitna faza. Hlađenjem, odnosno prelaskom preko kritičnog raspona temperature (engl. *transformation temperature range*, TTR), dolazi do promjene veze među atomima te konfiguracije kristalne rešetke i to se naziva martenzitična transformacija. Pritom dolazi do promjena u elastičnosti i čvrstoći materijala. Stoga, hlađenjem nastaje oblik kristalne rešetke koji definira martenzitnu fazu. U toj je fazi materijal savitljiviji (10). Promjena je reverzibilna te se isto tako grijanjem materijal vraća u austenitnu fazu (10, 13).

Upravo je prelazak iz jedne faze u drugu usljed naprezanja i promjene temperature odgovoran za svojstva superelastičnosti i *shape-memory* efekta. Superelastičnost je svojstvo materijala da se nakon prestanka djelovanja sile vrati u svoj originalni oblik (13). Svaki materijal ima područje elastične deformacije, kada je promjena oblika reverzibilna, i plastične deformacije, kada nastaju trajne promjene oblika na materijalu. Većina slitina dopušta prekoračenje elastične deformacije od 0.1-0.2 %, dok Ni-Ti legure dopuštaju prekoračenje od čak 8%. Radi usporedbe, nehrđajući čelik dopušta prekoračenje <1% (13). Kada se određena sila primjeni na Ni-Ti u austenitnoj fazi, dolazi do elastične deformacije. Daljnjim djelovanjem sile, kada dođe do prelaska preko kritične točke, nastupa martenzična transformacija pri čemu

nastaje martenzitna faza. Rasterećenjem dolazi do elastičnog oporavka materijala i on se vraća u svoj originalni oblik (10). *Shape-memory* efekt definira se kao svojstvo legure kada se potpuno može vratiti u svoj originalni oblik zagrijavanjem iznad kritične temperature prelaska martenzita u austenit (11).

Kao što je već spomenuto, promjenom temperature dolazi do promjene konfiguracije atoma unutar materijala. Ovisno o tome je li riječ o primitku ili gubitku toplinske energije, kristalna rešetka prolazi kroz određene faze. Pri visokim temperaturama prisutan je prostorno-centriran kubični oblik austenitne faze. Padom temperature nastaje ortorombični ili monoklinski plošno-centrirani oblik martenzita. Prelaskom austenita u martenzit može nastati i prijelazni romboedarski oblik tzv. R-faza (13). Youngov modul elastičnosti R-faze je manji nego kod martenzitne faze, stoga je fleksibilnost R-faze veća (14).

Osim niskog modula elastičnosti, superelastičnosti i *shape-memory* efekta, Ni-Ti legura pokazuje visoki stupanj biokompatibilnosti i rezistencije na koroziju zbog površinskog sloja titanijevog-oksida (11). Unatoč svim tim prednostima, veliki nedostatak koji se klinički pokazao značajnim je ciklički zamor materijala koji dovodi do loma, pogotovo u zavijenim kanalima (15).

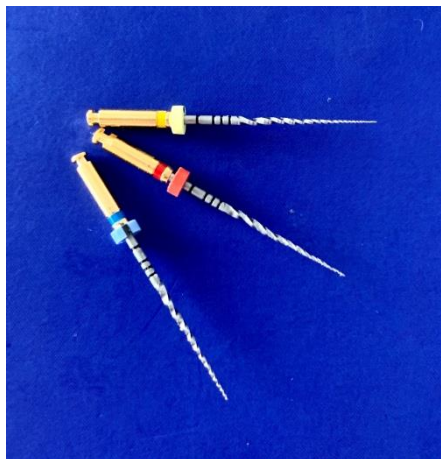
Mehanička svojstva i temperature fazne transformacije uvelike ovise o termomehaničkoj obradi Ni-Ti legura (14). Da bi se fleksibilnost, otpornost na ciklički zamor i efikasnost rezanja dentina poboljšali, proizvođači su razvili različite procese izrade i obrade žica: elektropoliranje površine i kontrola mikrostrukture zagrijavanjem ili drugim procesima (16). Konvencionalni Ni-Ti uglavnom su građeni od austenita te imaju svojstvo superelastičnosti. Kako bi im se povećala otpornost na ciklički zamor, krajem 90-ih godina 20. stoljeća počeo se primjenjivati proces elektropoliranja površina žica. Time se povećala efikasnost rezanja dentina i smanjili defekti koji su nastali u proizvodnji.

Godine 2007. Tulsa Dental počinje proizvoditi M-žicu (engl. *M-Wire*) (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK) od Nitinola 508. Riječ je o žicama koje sadrže martenzitnu, prema posljednjim istraživanjima i austenitnu (15) te R-fazu, čime se smanjio modul elastičnosti i povećala fleksibilnost naspram konvencionalnih Ni-Ti. M-žica se dobivala posebnom toplinskom obradom legure. Istraživanja su, također, pokazala da M-žice u usporedbi s konvencionalnim Ni-Ti pokazuju i do 400% veći otpor cikličkom zamoru (16). Osim toga, zbog svoje nano-kristalinične martenzitne mikrostrukture, M-žice su pokazale veću čvrstoću i otpornost na trošenje naspram konvencionalnih Ni-Ti (15). Takav je sustav npr. ProTaper Next (Dentsply Tulsa).

Godinu dana kasnije počinju se proizvoditi R-žice (engl. *R-Wire*), odnosno žice u R-fazi koje nastaju posebnom toplinskom obradom legure. Takav sustav je npr. „The Twisted File“ (SybronEndo, Orange, SAD), koji prvi uvodi posebnu metodu izrade Ni-Ti instrumenata tehnikom uvijanja. Time je dobivena povećana elastičnost i otpornost na ciklički zamor u odnosu na prethodne metode.

Godine 2010. DS Dental (Johnson City, TN, SAD) uvodi CM-žicu (engl. *CM-wire - controlled-memory wire*) sa značajno poboljšanim mehaničkim svojstvima zbog smanjenog masenog udjela nikla te drugačije obrade žice. CM-žica se dobiva posebnom toplinskom obradom - zagrijavanjem pa hlađenjem, čime je žica dobila kontrolu nad *shape memory* efektom te je pokazala bolja mehanička svojstva od prethodno spomenutih žica. Pokazala je povećanu fleksibilnost i znatno veću otpornost na ciklički zamor – čak 300% više nego konvencionalni Ni-Ti (17), čime je dobivena bolja centriranost preparacije kanala te manja učestalost transportacije kanala (18). Osim toga, smanjena je učestalost perforacija kanala i nastanka stepenice unutar kanala (19). Godine 2012. Dentsply Sirona uvodi novu tehniku za CM-žice gdje se žicu višestruko izlaže povišenoj temperaturi, a potom hladi. Kao rezultat na površini žice nastaje sloj titanijevog oksida različite debljine koji instrumentima daje plavu (60-80 nm) ili zlatnu (100-140 nm) boju. Sustavi koji koriste takve instrumente su: Reciproc Blue (VDW, München, Njemačka), Protaper Gold (Dentsply Sirona) i WaveOne Gold (Dentsply Maillefer, Ballaiguer, Švicarska).

Nedavno je predstavljena i nova Ni-Ti legura – „*MaxWire*“ (Marthensite-Austenite Electropolishing-Flex, FKG) za XP-Endo sustave (FKG, La Chaux-de-Fonds, Švicarska) koja se prilagođava morfologiji korijenskog kanala.



Slika 1. ProTaper Next instrumenti (Dentsply Sirona)

(preuzeto ljubaznošću doc. dr. sc. Ivone Bago)



### **3. RECIPROČNE TEHNIKE INSTRUMENTACIJE KANALA**

Visoki modul elastičnosti čelika bio je veliki problem prilikom primjene rotacijskih tehnika jer je dovodio do zapinjanja instrumenta u kanalu i učestalih lomova instrumenta (20). Uz to je složena morfologija korijenskih kanala predstavljala ograničenje za postojeće strojne sustave. Radi povećanja sigurnosti i uspješnosti zahvata, znanstvenici i inženjeri počeli su razvijati strojne sustave instrumentacije s drugačijom kinematikom.

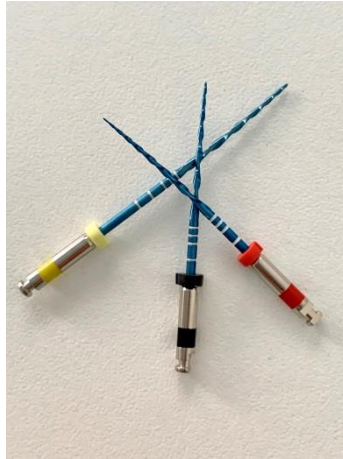
Recipročni sustavi instrumenata koriste recipročnu kretnju koja se definira kao kombinacija kretnje u smjeru kazaljke na satu (engl. *clockwise*- CW) i obrnuto od kazaljke na satu (engl. *counter-clockwise*- CCW). Pritom je prva kretnja obično CCW i reže dentin, a druga, najčešće CW, s manjom amplitudom koja oslobađa instrument iz dentina. Kompletna rotacija za 360° se postiže pomoću nekoliko recipročnih kretnji, ovisno o iznosu kuta rotacije. Razvijena je s ciljem da se smanji sila, odnosno stres na endodontski instrument (11).

Bitna je razlika u odnosu na rotirajuće tehnike to da za recipročne tehnike nije potreban „*glide path*“ u većini korijenskih kanala zbog drugačijih pokreta prilikom instrumentacije koji su kod recipročnih tehnika pokazali malu mogućnost loma instrumenta (21).

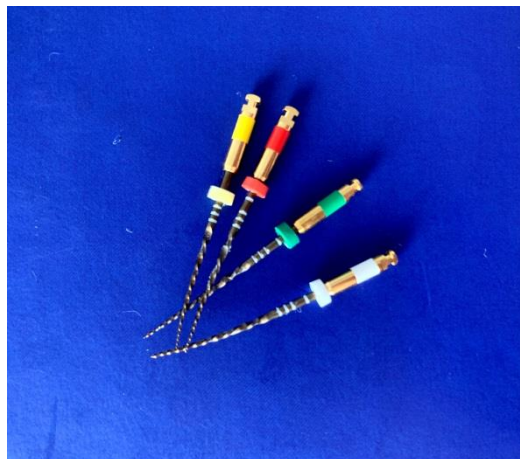
### 3.1. Povijesni razvoj recipročnih tehnika instrumentacije

Već je spomenuto da je Giromatic (MicroMega) (1964.) preteča recipročnih tehnika, budući da koristi potpunu recipročnu kretnju – CW za 90° i CCW za 90°. Klinički rezultati Giromatic-om (MicroMega) nisu bili značajni (4) i pokazivao je veću učestalost ijtrogenih pogrešaka nego ručna instrumentacija (1). Godine 1985. prvi je put opisana „*balanced-force*“ tehnika ručne instrumentacije za zavijene kanale [Roane i sur. (22)] koja koristi recipročne kretnje pri kojima su CW i CCW kutevi različiti, što se može smatrati začetkom asimetrične recipročne kretnje koja je osnova za ostale recipročne sustave koji su navedeni u daljnjem tekstu. Uvođenjem Ni-Ti legura i uređaja koji kontroliraju okretni moment u endodonciju, recipročni sustavi ponovno ulaze u primjenu. Budući je recipročni sustav ograničavao torzijski zamor instrumenta, omogućen je razvoj recipročne tehnike obrade kanala jednim instrumentom (engl. *single-file*) (2008.) koja podrazumijeva upotrebu samo jednog instrumenta za oblikovanje kanala. Autor tehnike je bio Ghassan Yared. On je koristio instrument primarno dizajniran za rotacijsku kretnju, ProTaper F2 (Dentsply Tulsa Dental Specialties) u recipročnoj kretnji za oblikovanje čitavog kanala. *Single-file* tehnika predstavlja značajan napredak endodontskog zahvata kada više nije potrebno koristiti instrumente različitih veličina da bi se dobio ljevasti oblik korijenskog kanala, već je dovoljan samo jedan instrument (11). Godine 2008. Dentsply International je u suradnji s osam kliničara

odlučio prisvojiti *single file* tehniku s ciljem da naprave jednostavne, sigurne i efikasne sustave (23). Iz toga su se 2010. i 2011. razvili Reciproc (VDW) i WaveOne (Dentsply Maillefer). Kasnije je razvijena i adaptivna tehnika, The Twisted File (SybronEndo), koja koristi modificirane kretnje – potpunu rotaciju (600° CW u režućem smjeru) i djelomičnu recipročnu kretnju (370° CW u režućem smjeru i 50° CCW u nerežućem smjeru) ovisno o razvijenom torzijskom stresu na bridovima instrumenta. Ovakve kretnje se mogu definirati kao hibridne recipročne kretnje.



Slika 2. Reciproc Blue instrumenti (VDW, München, Njemačka)  
(preuzeto ljubaznošću doc. dr. sc. Ivone Bago)



Slika 3. WaveOne Gold instrumenti (Dentsply Sirona, Ballaigues, Švicarska)  
(preuzeto ljubaznošću doc. dr. sc. Ivone Bago)

**4. ISPITIVANJE UČINKOVITOSTI ROTACIJSKIH I RECIPROČNIH  
TEHNIKA INSTRUMENTACIJE U *IN VITRO*, *EX VIVO* ISTRAŽIVANJIMA**

#### 4.1. Učinkovitost rezanja dentina (engl. *cutting efficiency*)

Uklanjanje inficiranog dentina i ljevasto oblikovanje korijenskog kanala ključni su za uspjeh endodontske terapije (24). Učinkovitost rezanja definira se kao efektivni volumen izrezan iz nekog supstrata, u ovom slučaju, dentina (25). Ta učinkovitost ovisi o interakciji različitih faktora kao što su poprečni presjek, kapacitet uklanjanja debrisa, kut rezanja, metalurškim svojstvima materijala te tretiranju površine instrumenta (26).

Prema istraživanju Shen i sur. iz 2008. (24), ne postoji objektivan protokol kojim bi se točno izmjerila učinkovitost rezanja dentina, međutim uočene su značajne statističke razlike koje pokazuju da je učinkovitost rezanja rotirajućih i recipročnih instrumenata znatno veća ako je kanal vlažan, nego ako je suh. Pri ispitivanju su koristili natrijev hipoklorit te navode kako učinci različitih koncentracija natrijevog hipoklorita nisu dovoljno ispitani. Uočeno je da za učinkovito rezanje dentina veliku ulogu igraju i metalurška svojstva materijala. Tako martenzitna faza Ni-Ti legure, npr. Protaper Gold (Dentsply Sirona) koji je građen od CM-žice uz dodatnu termomehaničku obradu površine, ima gotovo dvostruko veću reznu učinkovitost od austenitne faze, npr. Protaper Universal (Dentsply Sirona) koji je građen od konvencionalnih Ni-Ti žica (27). Također je pokazano da legure koje su dodatno termički obrađene imaju manju krutost (28) i čvrstoću od superelastičnih, konvencionalnih, pa su stoga mekše i pokazuju manju reznu učinkovitost. Bitnu ulogu ima poprečni presjek, što su dokazali Plotino i sur. (29) ispitujući reznu učinkovitost dva recipročna sustava: Reciproc (VDW) i WaveOne (Dentsply Maillefer), pri čemu je Reciproc pokazao značajno bolje rezultate. To je pripisano poprečnom presjeku Reciproca koji ima oblik slova S sa dva oštra rezna brida. Zaključio je, stoga, da veću ulogu u reznoj učinkovitosti dentina ima poprečni presjek nego razlika u recipročnoj kinematici sustava.

Stern i sur. (30) su zaključili da ProTaper F2 Universal (Dentsply, Ballaigues, Švicarska), ako se koristi kao recipročni *single-file* sustav, ima slične rezultate kao i niz rotirajućih instrumenata. Osim toga, Plotino i sur. (29) su pokazali da nema značajne razlike između Reciproc (VDW) i WaveOne (Dentsply Maillefer) sustava čime su potvrdili tvrdnju. Produženo korištenje instrumenta nije pokazalo smanjenje učinkovitosti rezanja dentina u istraživanju kojeg su proveli Gianluca i sur. (31).

Prema istraživanju Cheung i sur. (32) sustavi Twisted File Adaptive (SybronEndo) i Reciproc (VDW) imaju veću reznu učinkovitost od WaveOne (Dentsply Maillefer) sustava.

#### 4.2. Ciklički zamor (engl. *cyclic fatigue*)

Od početka korištenja Ni-Ti instrumenata pa sve do danas, fraktura instrumenta predstavljala je veliki problem, unatoč povećanoj fleksibilnosti materijala u odnosu na nehrđajući čelik (33). Fraktura instrumenta se događa putem dva mehanizma. Prvi je torzijsko naprezanje materijala, koji će biti opisan u sljedećem potpoglavlju, a drugi je ciklički zamor.

Ciklički zamor materijala događa se u zavijenim kanalima gdje instrument slobodno rotira na mjestu najvećeg zakrivljenja preko graničnog broja okretaja. Budući da je u zavoju, na polovini instrumenta na vanjskom dijelu krivulje zavoja stvara se tenzija, a na dugoj polovini u unutarnjem dijelu krivulje dolazi do kompresije materijala. Kako je instrument statičan unutar korijena, ciklusi tenzije i kompresije se izmjenjuju s jedne polovice na drugu te dovode do dezintegracije i posljedično zamora materijala (33). Ciklički se zamor materijala pokazao značajnim faktorom u nastanku frakture instrumenta. Prema Cheung i sur. (34) čak je do 93% fraktura nastalo kao posljedica zamora u odnosu na torzijsko naprezanje. Otpornost materijala na ciklički zamor ovisi o više čimbenika. To su: kinematika instrumenta, vrsta legure od koje je građen, metalurška svojstva ili postavke instrumentacije (npr. brzina okretaja). Recipročna kretnja sadrži drugi, oslobađajući pokret u suprotnom smjeru koji ima za cilj smanjiti sile na reznim bridovima instrumenta nasuprot rotirajuće kretnje. To su brojna istraživanja i dokazala (32, 44, 45). Različiti kutevi recipročne kretnje rezultiraju u obliku različite otpornosti na ciklički zamor, što su istraživali Gambarini i sur. (38), navodeći kako su potrebna dodatna istraživanja da se odrede optimalni iznosi CW i CCW kuteva. Samo je jedno istraživanje dalo slične rezultate između recipročnih i rotirajućih tehnika uspoređujući ciklički zamor ProTaper F2 (Dentsply Maillefer) i ProFile (Dentsply Maillefer) instrumenata (39).

Da bi se produljio životni vijek instrumenata, legure su se različito tretirale radi poboljšanja otpornosti na ciklički zamor i poboljšanja ostalih mehaničkih svojstava. Tako su razvijene tehnologije prethodno opisane M-žice, R-žice, CM-žice i posebne termičke obrade koje žici daju plavu ili zlatnu boju. Uspoređujući CM-žice i konvencionalne Ni-Ti žice, zaključeno je da CM-žice imaju znatno veću otpornost za ciklički zamor (40). Također, pokazalo se da je termička obrada dobro djelovala na otpornost na ciklički zamor u istraživanjima koja su uspoređivala Reciproc (VDW) i Reciproc Blue (VDW) (41), te WaveOne (Dentsply Maillefer) i WaveOne Gold (Dentsply Maillefer) (42). Što je veći promjer instrumenta, otpornost je manja (43, 44), budući da se proporcionalno smanjuje broj rotacija (45). Uloga dizajna instrumenta je diskutabilna, budući da neka istraživanja tvrde da to nema utjecaja na otpornost na ciklički zamor (46), dok drugi tvrde da to ima značajnu

ulogu (47). Prema Capar i sur. (48), instrumenti koji imaju asimetrično postavljene rezne bridove pokazuju veću otpornost od onih koji imaju centriranu masu i os rotacije.

Jačina zakrivljenosti kanala igra važnu ulogu – kanali koji su jače zakrivljeni smanjuju životni vijek instrumenta. Oni kanali koji imaju dvostruku zaobljenost – oblik slova S, dodatno otežavaju klinički rad i povećavaju mogućnost loma, a ako je još potrebno i savijanje prilikom umetanja u kanal, potreban je dodatan oprez. Uočeno je da metalurška svojstva i, već navedena, termička obrada igraju veliku ulogu u otpornosti na ciklički zamor kod primjene u kanalima s jednom zavijenosti, dok kod kanala s više zavijenosti i onih za koje je potrebno umetati instrument pod kutem, otpornost značajno pada i metalurška svojstva nemaju veliku ulogu (49). Unatoč tome, Reciproc Blue (VDW) u zavijenim S kanalima i dalje prednjači nad Reciproc (VDW) instrumentima (50). Pravilnim oblikovanjem trepanacijskog otvora i omogućavanjem pravocrtnog pristupa u kanal, kao i iskustvom kliničara, rizik od frakture može se smanjiti. Također, bitno je naglasiti da prethodno instrumentirani *glide path* nema utjecaj na smanjenje otpornosti instrumenta (51).

Shen i sur. (52) su ustanovili da prisutnost različitih medija, kao što je natrijev hipoklorit, nema učinka na otpornost na ciklički zamor.

U posljednje se vrijeme sve više istražuje utjecaj torzijskog predopterećenja na otpornost instrumenta na ciklički zamor. Utvrđeno je da predopterećenje smanjuje otpornost instrumenta kod konvencionalnih i tretiranih sustava (19).

Ispitivan je i utjecaj sterilizacije u autoklavu gdje je zaključeno da ponavljani ciklusi sterilizacije smanjuju otpornost na ciklički zamor (53).

Zaključno, čimbenici koji igraju veliku ulogu u otpornosti na ciklički zamor su metalurška svojstva i obrada instrumenta te kinematika. Instrumenti s recipročnim kretanjama sigurno su bolji odabir u smislu otpornosti na ciklički zamor. Legura izbora trebala bi biti CM-žica koja je pokazala najveću otpornost te žice koje su dodatno termički obrađene. Otpornost na ciklički zamor instrumenta i danas se usavršava. Ono što je velika prednost Ni-Ti legure - superelastičnost, ujedno je i problem jer prije samog loma ne dolazi do plastične deformacije (54). Stoga se okom ne može vidjeti je li instrument uporabljiv. Upravo je zato je bitno koristiti instrument samo onoliko puta koliko proizvođač preporučuje.

### **4.3. Torzijski zamor (engl. torsional fatigue)**

Torzijski se zamor događa kada vrh instrumenta zapne u stijenci kanala, a ostatak instrumenta nastavi rotirati. Ukoliko je deformacija unutar elastične granice, neće doći do plastične

deformacije (4). Ponavljanim ciklusima granica se pomiče i jednom kada se prijede elastična granica materijala, lom je gotovo neizbježan (33). Do torzijskog zamora dolazi ako se primjenjuju prejake apikalne sile tijekom instrumentacije. Poznato je da rotirajući instrumenti tijekom rezanja dentina stvore ciklički i torzijski zamor. Nasuprot tome, recipročni sustavi pokazali su veću otpornost na torziju zbog drugog, oslobađajućeg pokreta (4). Torzijski zamor je, prema istraživanjima, rjeđe odgovoran za lom instrumenta od cikličkog (34).

Slično kao i kod cikličkog zamora, novijim tehnologijama obrade materijala može se povećati otpornost na torzijski zamor. Vortex Blue (Dentsply Sirona) Ni-Ti i M-žica pokazali su bolju otpornost od konvencionalnih Ni-Ti (55). Također, instrument građen od R-žice pokazuje veću fleksibilnost od svojih prethodnika pa dopušta veću deformaciju prilikom stresa (56). Utjecaj na torzijski zamor materijala ima i ciklički zamor. U istraživanju u kojem se ispitalo kako zamor materijala utječe na torzijska svojstva kod konvencionalnih Ni-Ti legura te CM-žice, zaključeno je da cikličko predopterećenje instrumenta smanjuje otpornost materijala na torzijski zamor (57).

Ispitivan je i učinak ciklusa sterilizacije instrumenta u autoklavu na torzijsku snagu instrumenta, uz nultu hipotezu da značajnog učinka neće biti. To je i potvrđeno na Twisted File (SybronEndo) instrumentima (58).

Među rotirajućim tehnikama ProTaper Next (Dentsply Tulsa) pokazao je bolju otpornost od ProTaper Universal (Dentsply Maillefer), što su Pereira i sur. (59) objasnili asimetričnim kontaktom sa stijenkama dentina.

Reciproc (VDW) i WaveOne (Dentsply Maillefer) pokazali su veću otpornost na torzijski zamor od ProTaper-a, a WaveOne se pokazao boljim od Reciproc-a. Zato se može zaključiti da je Reciproc (VDW) prikladniji za korištenje u zavijenim kanalima zbog veće otpornosti na ciklički zamor, dok se WaveOne (Dentsply Maillefer) preporučuje u uskim kanalima zbog veće otpornosti na torzijski zamor (60).

Općenito, što je veći instrument, manja je otpornost na ciklički zamor, a veća na torzijski zamor (61).

#### **4.4. Otpornost na lom**

U literaturi o temi otpornosti endodontskih instrumenata na lom postoje brojna kontradiktorna mišljenja. Unatoč percepciji da se SS instrumenti češće lome, pokazano je da je incidencija loma Ni-Ti instrumenata slična (0,4-5%) (62).



Ni-Ti instrumenti su povezani s iznenadnim lomovima. Razlog leži upravo u superelastičnosti koja spriječava plastičnu deformaciju, pa s ponavljanim stresovima na materijal nastaju mikrodefekti koje ne vidimo golim okom. Dva glavna mehanizma koja se pripisuju lomu instrumenta su ciklički zamor i torzijski zamor, koji su prethodno opisani. Uz to, lomu doprinosi i korozija te promjene koje nastaju zbog termičke ekspanzije i kontrakcije. Glavni je etiološki čimbenik prekomjerno korištenje istog instrumenta. Dinamika korištenja instrumenata, uključujući broj okretaja, i uređaji koji raspoznaju okretni moment mogu smanjiti otpornost instrumenta na lom ukoliko se kliničar ne pridržava uputa proizvođača, a ne poznaje dovoljno svojstva materijala. Iskustvo kliničara nije se pokazalo bitnim faktorom, međutim svakako se preporučuje odgovarajuća edukacija i nadzor u početku rada s pojedinim sustavom (62).

Pokazano je da je „crown down“ tehnika instrumentacije ima najveću otpornost na lom (63). Svakako pomaže i prethodno ručno instrumentirani *glide path* koji će ukloniti veliki dio nepravilnosti u kanalu koje mogu dovesti do povećanog stresa (64).

Najveće su točke zavoja i najčešće točke gdje dolazi do loma instrumenta. Najčešće mjesto je apikalni zavoj - gdje je i promjer kanala najmanji (65).

Kontradiktorna su mišljenja o učinku sterilizacije na otpornost na lom, kao i o broju korištenja. (66). Trenutno ne postoje smjernice za dopušteni broj korištenja instrumenta jer on ovisi o zubu, morfologiji kanala i kliničaru.

Elektropoliranje instrumenta povećalo je otpornost instrumenta na ciklički zamor i torzijski zamor (koji se smatraju glavnim mehanizmima loma) (67). Modifikacije instrumenta u vidu dodatne termičke obrade i uvijanja žice također su se pokazale korisnima (62).

Korelacija između poprečnog presjeka i učestalosti loma nije utvrđena (68). S druge strane, u istraživanju koje je ispitivalo mehanička svojstva CM-žica utvrđena je razlika između pravokutnog i trokutastog presjeka žice. Zaključeno je da je i dizajn instrumenta faktor kojeg treba uključiti u budućim istraživanjima (40).

#### **4.5. Oblikovanje kanala**

Recipročne tehnike instrumentacije zbog recipročne kinematike, poprečnog presjeka i tehnologije M-žice osiguravaju adekvatno oblikovanje kanala uz minimalne ijtrogene pogreške (69). Prema nedavnim rezultatima, tehnike Twisted File-a (SybronEndo) (adaptivna tehnika), Self Adjusting File-a (ReDent-Nova) (vertikalna vibracijska tehnika) i Reciproc-a (recipročna tehnika) (70) pokazale su sličnu učinkovitost u oblikovanju kanala. Marzouk i sur.

(71) također nisu pronašli razliku između Twisted File (SybronEndo) i WaveOne (Dentsply Maillefer) tehnike u obradi zavijenih korijenskih kanala. Međutim WaveOne (Dentsply Maillefer) je pokazao veću transportaciju kanala od Twisted File (SybronEndo) tehnike. U nedavnom istraživanju Saber i sur., OneShape (MicroMega) rotirajući sustav instrumentacije bio je inferiorniji u usporedbi s WaveOne (Dentsply Maillefer) i Reciproc (VDW) sustavima (72). Nasuprot tome, Saleh i sur. (73) navode kako WaveOne (Dentsply Maillefer) i Reciproc (VDW) sustavi više izravnavaju korijenski kanal oblika slova S naspram rotirajućeg sustava Oneshape (MicroMega). Prema nekim autorima, Twisted File Adaptive (SybronEndo) instrumenti su bolje centrirani u jako zavijenim kanalima u usporedbi s WaveOne (Dentsply Maillefer) i Reciproc (VDW) instrumentima, što se može pripisati njegovoj adaptivnoj kinematici (74, 75). Paque i sur. (76) su ispitivali učinkovitost Protaper F2 (Dentsply Sirona) instrumenta s rotacijskim i recipročnim pokretom te nisu pronašli značajnu razliku. Franco i sur. (77) su ispitivali centriranost FlexMaster instrumenta u rotacijskom i recipročnom pokretu u jako zavijenim kanalima te su zaključili da je centriranost veća pri recipročnim kretnjama, međutim instrumentacija oduzima više vremena. Hwang i sur. (78) su zaključili da je Mtwo (VDW) instrument u recipročnoj kretnji sličan Reciproc (VDW) instrumentu s manjim stupnjem transportacije kanala u usporedbi s Mtwo (VDW) instrumentom u rotacijskoj kretnji.

Utjecaj *glide path*-a na oblik kanala je također kontroverzan. Par istraživanja je pokazalo da prethodna ručna instrumentacija može smanjiti učestalost ijtrogenih pogrešaka (79, 80). De-Deus i sur. su zaključili da Reciproc R25 (VDW GmbH, München, Njemačka) može doseći punu radnu duljinu u srednje zavijenim kanalima i bez *glide path*-a (81). Recipročni sustavi se mogu smatrati poštenijima što se tiče očuvanja morfologije kanala (82).

#### **4.6. Poguravanje dentinskog debrisa kroz apikalni otvor**

Prilikom instrumentacije kanala može doći do poguravanja dentinskog debrisa, nastalog mehaničkom obradom kanala, mikroorganizama i njihovih toksina, tkiva pulpe te irigansa kroz apikalni otvor. To može uzrokovati periapikalnu upalu te postoperativne komplikacije (83) praćene boli i otežanim zacjeljivanjem. To je ishod koji pokušavamo izbjeći. Međutim, svakako treba naglasiti da je nemoguće potpuno ukloniti sav debris iz kanala, pogotovo ako je riječ o reviziji endodontskog liječenja gdje se veće količine debrisa i irigansa istiskuju preko apeksa s ciljem da se ukloni prethodno punjenje iz kanala (84). Niti strojnim, niti ručnim tehnikama nije moguće izbjeći potiskivanje debrisa apikalno (91, 93, 94).

„*Balanced force*“ tehnika je pokazala najmanje pogurivanje debrisa u periapeks prilikom ručne instrumentacije (87). Što se tiče potencijalnog učinka gravitacije na pogurivanje debrisa, neka su istraživanja potvrdila njen učinak, dok su ga neki osporili (88). Meta-analiza iz 2015. godine je usporedila istraživanja koja se bave problematikom količine apikalnog debrisa kod rotirajućih i recipročnih *single-file* tehnika (89). Pritom je zaključeno da je manje izbacivanje debrisa preko apeksa kod rotirajućih tehnika (90). To se može objasniti činjenicom da recipročne *single-file* tehnike imaju veću reznu učinkovitost u kraćem vremenu i činjenicom da sam recipročni pokret ide u prilog apikalnom guranju debrisa (91).

Neka su druga istraživanja pokazala da je pogurivanje manje kod recipročnih tehnika (92). Uočena je manja količina izbačenog sadržaja u periapeks kod Single Adjusting File, dok se kod manjih promjera instrumenta WaveOne (Dentsply Maillefer) pokazao boljim od ProTaper Next (Dentsply Tulsa) i Twisted File (SybronEndo) tehnika. Moguće je da su ove razlike u rezultatima nastale zbog različitog dizajna instrumenata (93).

Prema De-Deusu i sur. (94), nema značajnih razlika u apikalnom potiskivanju debrisa između rotirajućih i recipročnih tehnika.

Arslan i sur. (95) su uspoređivali dva tipa kinematike (rotacijski i recipročni) na istom instrumentu da bi izbjegli učinak dizajna instrumenta na rezultate. Koristili su Reciproc (VDW) instrumente uz recipročne i rotirajuće kretnje te se pokazalo da recipročne uzrokuju manje potisnutog debrisa preko apikalnog otvora. Suprotno tome, Karataş i sur. (96) su pokazali da Twisted File (SybronEndo) potiskuje više debrisa ako se koriste recipročne kretnje.

#### **4.7. Transportacija kanala**

Mogućnost centriranja instrumenta u kanalu bitno je svojstvo koje sprječava bespotrebno uklanjanje dentina i time čuva integritet korijena zuba. Čimbenici koji utječu na centriranost instrumenta u kanalu vezani su isključivo za instrument. S jedne strane, bitna su svojstva legure od koje je materijal građen jer o tome će ovisiti kako će se instrument ponašati u kanalu. S druge strane na centriranost utječe i dizajn instrumenta – poprečni presjek, vrh i konicitet (97). Prema Wu i sur. (98) transpozicija apeksa za samo 300 µm može negativno utjecati na sposobnost brtvljenja. Mnoga su istraživanja potvrdila da Ni-Ti instrumenti bolje održavaju anatomiju zavijenih kanala (99). Poprečni presjek U-oblika pokazao se najboljim u smislu centriranja. Dosad su napravljena brojna ispitivanja koliko različiti sustavi uzrokuju transportaciju kanala (100, 101). Uz istraživanje Schäfer i sur. (102), može se zaključiti da sam

oblik poprečnog presjeka ne igra ulogu, već su za centriranost i transportaciju bitni manja površina poprečnog presjeka i veća fleksibilnost instrumenta. Yang i sur. (103) tvrde kako je konstantan konicitet bolji za očuvanje morfologije kanala od progresivnog koniciteta. Rotirajući instrumenti su pokazali bolju centriranost od recipročnih u *ex vivo* istraživanjima (82).

#### 4.8. Defekti u dentinu

Prilikom instrumentacije, bridovi instrumenta pritišću na dentinske stijenke. Pritom može doći do defekata u dentinu i posljedično vertikalne frakture kao najgoreg ishoda. Još uvijek nije jasno rezultira li svaki defekt u konačnici vertikalnom frakturom (104).

Recipročne su tehnike pokazale manji torzijski zamor od rotirajućih zbog oslobađajuće kretnje u suprotnom smjeru. Stoga je logično zaključiti kako zbog toga ima manje stresa na dentinskim stijenkama unutar kanala. Međutim, neka istraživanja tvrde suprotno (104), dok neka tvrde da nema značajne razlike (105). Takve kontradiktorne tvrdnje mogu biti posljedica razlika u dizajnu ispitivanih instrumenata, odnosno njihovih poprečnih presjeka, veličine, koniciteta, načina proizvodnje te vrste legure. Osim toga, može biti riječ i o kombinaciji faktora kao što su okluzijsko opterećenje, parafunkcijske navike, resorpcije korijena koje vode do frakture i dr. (18).

U istraživanju Karataş i sur. (106), ProTaper Next (Dentsply Tulsa) i Twisted File Adaptive (SybronEndo) su pokazali manju učestalost mikrodefekata u dentinu od WaveOne (Dentsply Maillefer) tehnike.

#### 4.9. Učinkovitost revizije

Velika većina se istraživanja složila o sličnoj učinkovitosti rotacijskih i recipročnih tehnika s time da niti jedna tehnika ne uklanja punilo u potpunosti (107) te da se pogurivanje sadržaja preko apeksa može dogoditi kod svih sustava (108). Suprotno tome, Zuolo i sur. (109) tvrde da su *single-file* recipročni sustavi brzi i učinkoviti u uklanjanju gutaperke. Isto tako Fruchi i sur. (110) su pokazali veliku uspješnost recipročnih Reciproc (VDW) i WaveOne (Dentsply Maillefer) tehnika u uklanjanju gutaperke (94%).

#### 4.10. Antimikrobna učinkovitost

Krokidis i sur. (111) navode kako su strojne tehnike uspješnije u smanjenju broja mikroorganizama od ručnih. Što se tiče usporedbe strojnih tehnika, Alves i sur. (112) su usporedili bakterijsku redukciju kod uzoraka kontaminiranih *Enterococcus faecalis*om nakon Reciproc (VDW) i BioRace (FKG, Švicarska) tehnika instrumentacije i zaključili da nema velike razlike između dva sustava. Machado i sur. (113) su dobili slično smanjenje *E. faecalis*a nakon instrumentacije Reciproc (VDW), WaveOne (Dentsply Maillefer), ProTaper i Mtwo (VDW) tehnikama. Marinho i sur. (114) su zaključili da je jednaka učinkovitost *single file* recipročnih i rotirajućih sustava u smanjenju broja mikroorganizama, međutim nije bilo razlike u razini endotoksina.

**5. ISPITIVANJE UČINKOVITOSTI ROTACIJSKIH I RECIPROČNIH  
TEHNIKA INSTRUMENTACIJE U KLINIČKIM ISTRAŽIVANJIMA**

### 5.1. Antimikrobna učinkovitost

Rezultati *ex vivo* i *in vitro* istraživanja provedenih na temu antimikrobne učinkovitosti strojnih sustava ne mogu se sa velikom točnošću primjeniti na dinamičan sustav kao što je ljudsko tijelo (115). U obzir treba uzeti i varijabilnost mikroorganizama i njihovu virulenciju te sposobnost tijela da se brani od infekcije.

Većina dosadašnjih istraživanja potvrđuje da je antimikrobni učinak rotacijskih i recipročnih tehnika instrumentacije sličan, uz napomenu da nije moguća potpuna eliminacija bakterija (115–117).

### 5.2. Postoperativna bol nakon instrumentacije kanala

Bol nakon endodontskog zahvata može nastati zbog pogurivanja debrisa preko apeksa. Potisnuti mikroorganizmi dovode do stvaranja akutne upalne reakcije čiji intenzitet ovisi o broju i virulenciji bakterija (118). Bol nastaje kao posljedica direktnog učinka upalnih medijatora na nociceptore ili pritiska okolnog edematoznog tkiva na živčane završetke (119). Ukoliko je pacijent osjetio bol i prije zahvata ili ako postoji potreba za revizijom, rizik za pojavu postoperativne boli je veći (120). Postoperativna bol može varirati od lagane boli na zagriz, koja se pojavljuje često, do jake boli na najmanji dodir sa ili bez otekline – tzv. „*flare up*“ koji se pojavljuje u 1.4-16% slučajeva (121).

U dva *in vivo* istraživanja Caviedes-Bucheli i sur. (122, 123) ispitivali su ekspresiju neuropeptida – tvari P (engl. substance P- SP) i peptida povezanih s kalcitoninskim genom (engl. calcitonin gene-related peptide – CGRP) kao upalne komponente nakon instrumentacije kanala različitim tehnikama. U prvom istraživanju iz 2010. zaključili su da ručna instrumentacija i rotacijske tehnike uzrokuju povećanje razine SP i CGRP. U drugom istraživanju iz 2013. Otkrili su da je WaveOne (Dentsly Maillefer) uzrokovao veću ekspresiju SP i CGRP u parodontnom ligamentu od Reciproc-a (WDV). Od svih navedenih tehnika, najvišu razinu neuropeptida je pokazao ProTaper Universal (Dentsply Maillefer). To dovodi do zaključka da za ekspresiju navedenih neuropeptida bitan dizajn instrumenta (89).

Kada se zajedno usporede dosadašnja *in vitro* istraživanja o potiskivanju debrisa periapikalno i *in vivo* istraživanja o ekspresiji neuropeptida u parodontnom ligamentu, zaključak je da je potiskivanje debrisa periapikalno povezano s periapikalnom upalom koja je uvjetovana dizajnom instrumenta (89).





Učinkovitost rotirajućih i recipročnih tehnika je predmet rasprave u znanstvenoj literaturi. Brojni čimbenici definiraju učinkovitost u instrumentaciji kanala kao što su vrsta legure, dizajn instrumenta, prisutnost irigansa, veličina instrumenta i kretnja koju instrument proizvodi. Osim značajne promjene u instrumentima, velika revolucija dogodila se i u endodontskim motorima koji su dobili kontrolu nad okretnim momentom, čime se smanjila učestalost lomova instrumenta te su se u njima pohranjivale kretnje u različitim smjerovima.

Napretkom metalurških svojstava i modifikacijama u dizajnu instrumenta, suvremenim rotacijskim tehnikama, kao što je npr. ProTaper Next (Dentsply Tulsa), je omogućen pokret potpune rotacije. Koristeći nove tehnologije izrade žica, kao što su M, R ili CM žice, poboljšala se otpornost na lom instrumenta. Lom instrumenta unutar kanala je jedan od najgorih ishoda koji se može dogoditi prilikom endodontskog liječenja jer može dovesti do potrebe za ekstrakcijom zuba. Problem, ujedno i prednost, nikal-titanskih legura je upravo u njihovoj superelastičnosti. U jednu ruku, superelastičnost daje instrumentima povećanu fleksibilnost i mogućnost prilagodbe unutar kanala, dok u drugu ruku javlja se problem nedostatka vidljive plastične deformacije prilikom preopterećenja instrumenta. To dovodi do iznenadnih lomova. Kod rotacijskih tehnika je problem djelomično riješen „*offset*“ dizajnom instrumenta te različitim načinima proizvodnje i obrade žice. Budući da otpornost na lom još uvijek zahtjeva dodatno usavršavanje, poželjno je pratiti upute proizvođača i ne koristiti isti instrument više puta od preporučenog. Učinkovitost rezanja dentina bitno je svojstvo koje djeluje na oblik preparacije kanala. Kod rezne učinkovitosti nije bitna kinematika instrumenta, već poprečni presjek i aktivni rezni bridovi. Stoga, niti rotacijske, niti recipročne tehnike ovdje nemaju prednost, već instrumenti koji imaju oštre rezne bridove i poprečni presjek oblika slova S. Rotacijske tehnike su, vjerojatno zbog svoj „*offset*“ dizajna, pokazale veću centriranost prilikom preparacije čime se smanjuje bespotrebno uklanjanje dentina i transportacija kanala te čuva primarna morfologija kanala. Međutim, nema značajnih prednosti u oblikovanju kanala u odnosu na recipročne tehnike. Rotacijske tehnike, prema nekim istraživanjima, pokazale su manje pogurivanje debrisa preko apeksa od recipročnih, što bi se moglo objasniti time da recipročne single-file tehnike imaju veću reznu učinkovitost u kraćem vremenu i činjenicom da sam recipročni pokret ide u prilog apikalnom guranju debrisa. Međutim, postoje i brojna kontradiktorna mišljenja koja su recipročne tehnike stavila u prednost. Unatoč mnogim provedenim istraživanjima na tu temu, nema konkretnog zaključka (1).

Recipročne tehnike su razvijene s ciljem da se poveća otpornost instrumenta na lom. To je moguće zbog dvije kretnje, CW i CCW. U istraživanjima je dokazano da drugi pokret

smanjuje ciklički zamor instrumenta čime se povećava otpornost na lom. Prema nekim istraživanjima, zbog smanjenja stresa na instrument kod recipročnih tehnika, dolazi i do smanjenja stresa na dentin. Time se smanjuje učestalost mikrodefekata u dentinu koje bi mogle dovesti do vertikalne frakture korijena. Međutim, drugi autori se s time nisu složili pa još uvijek nema konkretnih rezultata na temu mikrodefekata (69).

Pogurivanje sadržaja preko apeksa zuba je najčešći razlog pojave blage postoperativne boli ili čak može uzrokovati „*flare up*“. Pritom nastaje akutni apikalni parodontitis koji može biti izrazito bolan. Stoga je postojala potreba za *ex vivo* istraživanjima na temu pogurivanja debrisa preko apeksa te smanjenja broja mikroorganizama. Različiti autori su pokušali usporediti koja od dvije tehnike (rotacijska i recipročna) je bolja (90, 91, 94–96). Temeljem dobivenih rezultata, ne može se govoriti o boljoj tehnici. Smanjenje broja mikroorganizama i toksina je značajan faktor koji utječe na uspjeh endodontske terapije. Naravno, treba imati na umu da potpuno uklanjanje mikroorganizama i njihovih toksina iz kanala nije moguće pa je ishod liječenja uvijek neizvjestan. Autori su, stoga, uspoređivali razlike u redukciji broja mikroorganizama prilikom primjene recipročne i rotirajuće tehnike. Ponovno su dobiveni konfilkti u rezultatima, iz čega se da zaključiti da sama tehnika nije bitna koliko je bitna mogućnost obrade dentina (112–114).

Kako bi primjenili ove spoznaje na kliničke situacije, nekoliko autora je napravilo *in vivo* istraživanja u kojima su pokušali odrediti čimbenike koji utječu na pojavu akutnog apikalnog parodontitisa. Pritom su zaključili da se njihovi rezultati smanjenja broja mikroorganizama podudaraju s rezultatima *in vitro* i *ex vivo* istraživanja te da obje tehnike instrumentacije daju iste rezultate koji su zadovoljavajući (115–117). Također, ispitivanja učinka tehnike instrumentacije na oslobađanje neuropeptida – tvar P i peptida povezanih s kalcitoninskim genom, koji su odgovorni za postoperativnu bol, zaključuju da dizajn instrumenta ima važnu ulogu u nastanku postoperativne boli (124).



Uspoređujući rotacijske i recipročne tehnike u dosadašnjim znanstvenim radovima, pokazane su brojne kontradiktornosti. Parametri učinkovitosti, kao što su učinkovitost rezanja dentina, sposobnost oblikovanja kanala i transportacija kanala te antimikrobna učinkovitost, prema dosadašnjim istraživanjima, nisu povezani s tehnikom instrumentacije već s dizajnom instrumenta. Zbog kontradiktornih rezultata dosadašnjih istraživanja na temu učinkovitosti revizije, pojave mikrodefekata u dentinu te pogurivanja debrisa preko apeksa, postoji potreba za dodatnim istraživanjima, koja bi razjasnila moguću ulogu dizajna instrumenta i tehnike instrumentacije u navedenim parametrima.



1. Çapar ID, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel-titanium instruments. *Int Endod J.* 2017;49(2):119–35.
2. Khasnis S, Kar P, Kamal A, Patil J. Rotary science and its impact on instrument separation: A focused review. *J Conserv Dent.* 2018;21(2):116.
3. Hulsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endod Top.* 2005;10(1):30–76.
4. Grande NM, Ahmed HMA, Cohen S, Bukiet F, Plotino G. Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: a comprehensive review—part I: Historic perspectives and current applications. *J Endod.* 2015;41(11):1778–83.
5. Frank AL. An evaluation of the Giromatic endodontic handpiece. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol.* 1967;24(3):419–21.
6. Bryant ST, Dummer PMH, Pitoni C, Bourba M, Moghal S. Shaping ability of .04 and .06 taper ProFile rotary nickel–titanium instruments in simulated root canals. *Int Endod J.* 1999;32(3):155–64.
7. Javaheri H, Javaheri G. A Comparison of three Ni-Ti rotary instruments in apical transportation. *J Endod.* 2007;33(3):284–6.
8. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. *Int Endod J.* 2013;46(8):720–9.
9. Kuzekanani M. Nickel–titanium rotary instruments: Development of the single-file systems. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2018;8(5):386.
10. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J.* 2000;33(4):297–310.
11. Gavini G, Santos M dos, Caldeira CL, Machado ME de L, 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):44–65.
12. Schafer E, Schulzbongert U, Tulus G. Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod.* 2004;30(6):432–5.
13. Fernandes DJ, Peres RV, Mendes AM, Elias CN. Understanding the shape-memory alloys used in orthodontics. *ISRN Dent.* 2011;2011:1–6.
14. Kuhn G, Jordan L. Fatigue and mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28(10):716–20.
15. 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.

16. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J.* 2012;45(2):113–28.
17. Zhou H, Shen Y, Zheng W, Li L, Zheng Y, 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.
18. Ahn S-Y, Kim H-C, 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.
19. Pedullà E, Lo Savio F, Boninelli S, Plotino G, Grande NM, Rapisarda E, et al. Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel - titanium instruments. *Int Endod J.* 2015;48(11):1043–50.
20. Hilaly Eid GE, Wanees Amin SA. Changes in diameter, cross-sectional area, and extent of canal-wall touching on using 3 instrumentation techniques in long-oval canals. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2011;112(5):688–95.
21. Yared G. Reciproc blue: the new generation of reciprocation. *G Ital Endod.* 2017;31(2):96–101.
22. Roane J, Sabala C, Duncansonjr M. The “balanced force” concept for instrumentation of curved canals. *J Endod.* 1985;11(5):203–11.
23. Webber J. Shaping canals with confidence : WaveOne GOLD single-file reciprocating system. *Root.* 2015;1:34-40.
24. Shen Y, Haapasalo M. Three-dimensional Analysis of cutting behavior of nickel-titanium rotary instruments by microcomputed tomography. *J Endod.* 2008;34(5):606–10.
25. Peters OA, Morgental RD, Schulze KA, Paqué F, Kopper PMP, Vier-Pelisser FV. Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action. *Int Endod J.* 2014;47(6):505–13.
26. Schäfer E, Lau R. Comparison of cutting efficiency and instrumentation of curved canals with nickel-titanium and stainless-steel instruments. *J Endod.* 1999;25(6):427–30.
27. Deari S, Zehnder M, Al-Jadaa A. Effect of dentine cutting efficiency on the lateral force created by torque-controlled rotary instruments. *Int Endod J.* 2020;53(8):1153–61.

28. Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *Int Endod J.* 2011;44(4):337–41.
29. Plotino G, Giansiracusa Rubini A, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G. Cutting efficiency of Reciproc and WaveOne reciprocating instruments. *J Endod.* 2014;40(8):1228–30.
30. Stern S, Patel S, Foschi F, Sherriff M, Mannocci F. Changes in centring and shaping ability using three nickel-titanium instrumentation techniques analysed by micro-computed tomography ( $\mu$ CT). *Int Endod J.* 2012;45(6):514–23.
31. Gambarini G, Giansiracusa Rubini A, Sannino G, Di Giorgio F, Piasecki L, Al-Sudani D, et al. Cutting efficiency of nickel–titanium rotary and reciprocating instruments after prolonged use. *Odontology.* 2016;104(1):77–81.
32. Tocci L, Plotino G, Al-Sudani D, Rubini AG, Sannino G, Piasecki L, et al. Cutting efficiency of instruments with different movements: a comparative study. *J Oral Maxillofac Res.* 2015;6(1):1–5.
33. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009;35(11):1469–76.
34. Cheung GSP, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J.* 2005;38(11):802–9.
35. 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.
36. 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.
37. Vadhana S, Saravana Karthikeyan B, Nandini S, Velmurugan N. Cyclic fatigue resistance of RaCe and Mtwo rotary files in continuous rotation and reciprocating motion. *J Endod.* 2014;40(7):995–9.
38. 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.
39. Lee W, Hwang Y, You S, Kim H. Effect of reciprocation usage of nickel-titanium rotary files on the cyclic fatigue resistance. *Aust Endod J.* 2013;39(3):146–50.
40. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory



- wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2011;37(7):997–1001.
41. De-Deus G, Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Elias CN, Plotino G, et al. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the Reciproc files. *J Endod.* 2017;43(3):462–6.
  42. Adıgüzel M, Capar ID. Comparison of cyclic fatigue resistance of WaveOne and WaveOne Gold Small, Primary, and Large instruments. *J Endod.* 2017;43(4):623–7.
  43. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod J.* 2006;39(10):755–63.
  44. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. 1997;23(2):77-85.
  45. Fife D, Gambarini G, Britto L. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2004;97(2):251–6.
  46. de Melo MCC, de Azevedo Bahia MG, Buono VTL. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod.* 2002;28(11):765–9.
  47. Oh S, Chang S, Lee Y, Gu Y, Son W-J, Lee W, et al. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2010;109(4):622–8.
  48. Capar ID, Ertas H, Arslan H. Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments. *Aust Endod J.* 2015;41(1):24–8.
  49. Pedullà E, La Rosa GRM, Boninelli S, Rinaldi OG, Rapisarda E, Kim H-C. Influence of different angles of file access on cyclic fatigue resistance of Reciproc and Reciproc Blue instruments. *J Endod.* 2018;44(12):1849–55.
  50. Topçuoğlu HS, Topçuoğlu G. Cyclic fatigue resistance of Reciproc Blue and Reciproc files in an S-shaped canal. *J Endod.* 2017;43(10):1679–82.
  51. Özyürek T, Uslu G, Yılmaz K, Gündoğar M. Effect of glide path creating on cyclic fatigue resistance of Reciproc and Reciproc Blue nickel-titanium files: a laboratory study. *J Endod.* 2018;44(6):1033–7.
  52. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod.* 2012;38(3):376–80.
  53. Linsuwanont P, Parashos P, Messer HH. Cleaning of rotary nickel-titanium endodontic

- instruments. *Int Endod J.* 2004;37(1):19–28.
54. Plotino G, Grande NM, Cotti E, Testarelli L, Gambarini G. Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of Vortex nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2014;40(9):1451–3.
  55. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw materials on the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod.* 2012;38(3):398–401.
  56. Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39(2):163–72.
  57. Campbell L, Shen Y, Zhou HM, Haapasalo M. Effect of fatigue on torsional failure of nickel-titanium controlled memory instruments. *J Endod.* 2014;40(4):562–5.
  58. King JB, Roberts HW, Bergeron BE, Mayerchak MJ. The effect of autoclaving on torsional moment of two nickel-titanium endodontic files. *Int Endod J.* 2012 ;45(2):156–61.
  59. Pereira ESJ, 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.
  60. Kim H-C, Kwak S-W, Cheung GS-P, Ko D-H, Chung S-M, 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.
  61. Spili P, Parashos P, Messer HH. The impact of instrument fracture on outcome of endodontic treatment. *J Endod.* 2005;31(12):845–50.
  62. McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *Br Dent J.* 2013;214(7):341–8.
  63. Schrader C, Peters O. Analysis of torque and force with differently tapered rotary endodontic instruments in vitro. *J Endod.* 2005;31(2):120–3.
  64. Patino P, Biedma B, Liebana C, Cantatore G, Bahillo J. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod.* 2005;31(2):114–6.
  65. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: a PennEndo database study. *J Endod.* 2006;32(11):1048–52.
  66. Parashos P, Gordon I, Messer H. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium

- endodontic instruments after clinical use. *J Endod.* 2004;30(10):722–5.
67. Lopes HP, Elias CN, Vieira VTL, Moreira EJJ, Marques RVL, Machado 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.
68. Cheung GSP, Darvell BW. Low-cycle fatigue of NiTi rotary instruments of various cross-sectional shapes. *Int Endod J.* 2007;40(8):626–32.
69. Plotino G, Ahmed HMA, 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.
70. Siqueira JF, Alves FRF, Versiani MA, Rôças IN, Almeida BM, Neves MAS, et al. Correlative bacteriologic and micro-computed tomographic analysis of mandibular molar mesial canals prepared by Self-Adjusting File, Reciproc, and Twisted File systems. *J Endod.* 2013;39(8):1044–50.
71. 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.
72. Saber SEDM, 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.
73. Saleh AM, Vakili Gilani P, Tavanafar S, Schäfer E. Shaping ability of 4 different single-file systems in simulated S-shaped canals. *J Endod.* 2015;41(4):548–52.
74. Gergi R, Arbab-Chirani R, Osta N, Naaman A. Micro-computed tomographic evaluation of canal transportation instrumented by different kinematics rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2014;40(8):1223–7.
75. 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 Endod J.* 2015;48(2):162–70.
76. Paqué F, Zehnder M, De-Deus G. Microtomography-based comparison of reciprocating single-file F2 ProTaper technique versus rotary full sequence. *J Endod.* 2011;37(10):1394–7.
77. Franco V, Fabiani C, Taschieri S, Malentacca A, Bortolin M, Del Fabbro M. Investigation on the shaping ability of nickel-titanium files when used with a reciprocating motion. *J Endod.* 2011;37(10):1398–401.
78. Hwang Y, Bae K, Baek S-H, Kum K-Y, Lee W, Shon W-J, et al. Shaping ability of the

- conventional nickel-titanium and reciprocating nickel-titanium file systems: a comparative study using micro-computed tomography. *J Endod.* 2014;40(8):1186–9.
79. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, et al. Effect of canal length and curvature on working length alteration with WaveOne reciprocating Files. *J Endod.* 2011;37(12):1687–90.
80. Berutti E, Salvatore Paolino D, Chiandussi G, Alovisi M, Cantatore G, Castellucci A, et al. Root canal anatomy preservation of WaveOne reciprocating files with or without glide path. *J Endod.* 2011;38(1):101–4.
81. De-Deus G, Arruda TEP, 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.
82. Giuliani V, Di Nasso L, Pace R, Pagavino G. Shaping ability of WaveOne primary reciprocating files and ProTaper system used in continuous and reciprocating motion. *J Endod.* 2014; 40(9):1468–71.
83. De-Deus G, Brandão MC, Barino B, Di Giorgi K, Fidel RAS, Luna AS. Assessment of apically extruded debris produced by the single-file ProTaper F2 technique under reciprocating movement. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2010;110(3):390–4.
84. Topçuoğlu HS, Aktı A, Tuncay Ö, Dinçer AN, Düzgün S, Topçuoğlu G. Evaluation of debris extruded apically during the removal of root canal filling material using ProTaper, D-RaCe, and R-Endo Rotary Nickel-Titanium retreatment instruments and hand files. *J Endod.* 2014; 40(12):2066–9
85. Reddy SA, Hicks ML. Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques. *J Endod.* 1998;24(3):180–3.
86. Capar ID, Arslan H, Akcay M, Ertas H. An in vitro comparison of apically extruded debris and instrumentation times with ProTaper Universal, ProTaper Next, Twisted File Adaptive, and HyFlex instruments. *J Endod.* 2014;40(10):1638–41.
87. Al-Omari MAO, Dummer PMH. Canal blockage and debris extrusion with eight preparation techniques. *J Endod.* 1995;21(3):154–8.
88. Kaşıkçı Bilgi İ, Kösele İ, 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.
89. 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.
90. Bürklein S, Schäfer E. Apically extruded debris with reciprocating single-file and full-sequence rotary instrumentation systems. *J Endod.* 2012;38(6):850–2.
  91. Tinoco JMB, De-Deus G, Tinoco EMB, Saavedra F, Fidel RAS, Sassone LM. Apical extrusion of bacteria when using reciprocating single-file and rotary multifile instrumentation systems. *Int Endod J.* 2014;47(6):560–6.
  92. Üstün Y, Çanakçı BC, Dinçer AN, Er O, Düzgün S. Evaluation of apically extruded debris associated with several Ni-Ti systems. *Int Endod J.* 2015;48(7):701–4.
  93. Lu Y, Wang R, Zhang L, Li HL, Zheng QH, Zhou XD, et al. Apically extruded debris and irrigant with two Ni-Ti systems and hand files when removing root fillings: a laboratory study. *Int Endod J.* 2013;46(12):1125–30
  94. De-Deus G, Neves A, Silva EJ, Mendonça TA, Lourenço C, Calixto C, et al. Apically extruded dentin debris by reciprocating single-file and multi-file rotary system. *Clin Oral Investig.* 2015;19(2):357–61.
  95. Arslan H, Doğanay E, Alsancak M, Çapar İD, Karataş E, Gündüz HA. Comparison of apically extruded debris after root canal instrumentation using Reciproc® instruments with various kinematics. *Int Endod J.* 2016;49(3):307–10.
  96. Karataş E, Arslan H, Kırıcı DÖ, Alsancak M, Çapar İD. Quantitative evaluation of apically extruded debris with Twisted File Adaptive instruments in straight root canals: reciprocation with different angles, adaptive motion and continuous rotation. *Int Endod J.* 2016;49(4):382–5.
  97. Venkateshbabu N, Porkodi I, Pradeep G, Kandaswamy D. Canal-centering ability: An endodontic challenge. *J Conserv Dent.* 2009;12(1):3.
  98. Wu M, Fan B, Wesselink P. Leakage along apical root fillings in curved root canals. Part I: Effects of apical transportation on seal of root fillings. *J Endod.* 2000;26(4):210–6.
  99. Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC. A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod.* 1997;23(8):503–7.
  100. Al-Sudani D, Al-Shahrani S. A comparison of the canal centering ability of ProFile, K3, and RaCe nickel titanium rotary systems. *J Endod.* 2006 ;32(12):1198–201.
  101. Iqbal MK, Firic S, Tulcan J, Karabucak B, Kim S. Comparison of apical transportation between ProFile™ and ProTaper™ NiTi rotary instruments. *Int Endod J.* 2004;37(6):359–64.

102. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2003;96(6):757–63.
103. Yang GB, Zhou XD, Zheng YL, Zhang H, Shu Y, Wu HK. Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*. 2007;40(9):707–14.
104. 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.
105. De-Deus G, Silva EJ oã. NL ea., Marins J, Souza E, Neves A de 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.
106. Karataş E, Gündüz HA, Kırıcı DÖ, Arslan H, Topçu MÇ, Yeter KY. Dentinal crack formation during root canal preparations by the Twisted File Adaptive, ProTaper Next, ProTaper Universal, and WaveOne instruments. *J Endod*. 2015;41(2):261–4.
107. Rödig T, Reicherts P, Konietschke F, Dullin C, Hahn W, Hülsmann M. Efficacy of reciprocating and rotary NiTi instruments for retreatment of curved root canals assessed by micro-CT. *Int Endod J*. 2014;47(10):942–8.
108. Silva EJNL, Orłowsky NB, Herrera DR, Machado R, Krebs RL, Coutinho-Filho T de S. Effectiveness of rotatory and reciprocating movements in root canal filling material removal. *Braz Oral Res*. 2014;29(1):01–6.
109. Zuolo AS, Mello JE, Cunha RS, Zuolo ML, Bueno CES. Efficacy of reciprocating and rotary techniques for removing filling material during root canal retreatment. *Int Endod J*. 2013;46(10):947–53.
110. Fruchi LDC, Ordinola-Zapata R, Cavenago BC, Hungaro Duarte MA, da Silveira Bueno CE, De Martin AS. Efficacy of reciprocating instruments for removing filling material in curved canals obturated with a single-cone technique: a micro-computed tomographic analysis. *J Endod*. 2014;40(7):1000–4.
111. Krokidis A, Bonfanti C, Cerutti A, Barabanti N, Zinelis S, Panopoulos P. Comparative analysis of SAF, Protaper Next and BT-Race in eliminating *Enterococcus faecalis* from long oval canals: An ex vivo study. *Aust Endod J*. 2017;43(3):110–4.
112. Alves FRF, Rôças IN, Almeida BM, Neves MAS, Zoffoli J, Siqueira JF. Quantitative molecular and culture analyses of bacterial elimination in oval-shaped root canals by a single-file instrumentation technique. *Int Endod J*. 2012;45(9):871–7.
113. Nabeshima CK, Caballero-Flores H, Cai S, Aranguren J, Borges Britto ML, de Lima

- Machado ME. Bacterial removal promoted by 2 single-file systems: Wave One and One Shape. *J Endod.* 2014;40(12):1995–8.
114. Marinho ACS, Martinho FC, Gonçalves LM, Rabang HRC, Gomes BPF. Does the Reciproc file remove root canal bacteria and endotoxins as effectively as multifile rotary systems?. *Int Endod J.* 2015;48(6):542–8.
115. Neves MAS, Provenzano JC, Rôças IN, Siqueira JF. Clinical antibacterial effectiveness of root canal preparation with reciprocating single-instrument or continuously rotating multi-instrument systems. *J Endod.* 2016;42(1):25–9.
116. Martinho FC, Gomes APM, Fernandes AMM, Ferreira NS, Endo MS, Freitas LF, et al. Clinical comparison of the effectiveness of single-file reciprocating systems and rotary systems for removal of endotoxins and cultivable bacteria from primarily infected root canals. *J Endod.* 2014;40(5):625–9.
117. Cavalli D, Toia CC, Flores Orozco EI, Khoury RD, Cardoso FG da R, Alves MC, et al. Effectiveness in the removal of endotoxins and microbiological profile in primary endodontic infections using 3 different instrumentation systems: a randomized clinical study. *J Endod.* 2017;43(8):1237–45.
118. Siqueira JJ. *Tratamento das infeccoes endodonticas.* Rio de Janeiro, Brazil: Medsi; 1997.
119. Siqueira Jr J, Rocas I, Favieri A, Machado A, Gahyva S, Oliviera J, et al. Incidence of postoperative pain after intracanal procedures based on an antimicrobial strategy. *J Endod.* 2002;28(6):457–60.
120. Ng Y-L, Glennon JP, Setchell DJ, Gulabivala K. Prevalence of and factors affecting post-obturation pain in patients undergoing root canal treatment. *Int Endod J.* 2004;37(6):381–91.
121. Torabinejad M, Kettering JD, McGraw JC, Cummings RR, Dwyer TG, Tobias TS. Factors associated with endodontic interappointment emergencies of teeth with necrotic pulps. *J Endod.* 1988;14(5):261–6.
122. Caviedes-Bucheli J, Azuero-Holguin MM, Gutierrez-Sanchez L, Higuerey-Bermudez F, Pereira-Nava V, Lombana N, et al. The effect of three different rotary instrumentation systems on Substance P and Calcitonin gene-related peptide expression in human periodontal ligament. *J Endod.* 2010;36(12):1938–42.
123. Caviedes-Bucheli J, Moreno JO, Carreño CP, Delgado R, Garcia DJ, Solano J, et al. The effect of single-file reciprocating systems on Substance P and Calcitonin gene-related peptide expression in human periodontal ligament. *Int Endod J.*

2013;46(5):419–26.

124. Siddique R, Nivedhitha M. Effectiveness of rotary and reciprocating systems on microbial reduction: A systematic review. *J Conserv Dent.* 2019;22(2):114-122.





Maja Vujica rođena je 13.3.1996. u Livnu, Bosni i Hercegovini. Tamo je započela svoje osnovnoškolsko obrazovanje koje je nastavila u Zagrebu. Godine 2010. upisuje dvojezični smjer u X. Gimnaziji „Ivan Supek“ u Zagrebu koju redovno završava. Upisuje Stomatološki fakultet u Zagrebu 2014. godine kojeg i završava 2020. godine. Tijekom akademske edukacije aktivno je sudjelovala u volonterskom projektu „Projekt za promociju oralnog zdravlja slijepih i slabovidnih osoba“. Godine 2019. je na temelju kliničkog slučaja odabrana za sudjelovanje na „3M- Dentist Of the Future“ međunarodnom natjecanju.