

Napredak u metalurgiji i proizvodnji endodontskih instrumenata

Maraš Žilić, Sara

Master's thesis / Diplomski rad

2024

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:127:345389>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-09-28**



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Sara Maraš Žilić

**NAPREDAK U METALURGIJI I
PROIZVODNJI ENDODONTSKIH
INSTRUMENATA**

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2024.

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

Mentor rada: doc. dr. sc. Ana Ivanišević, Zavod za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: Silvana Rados, prof. hrvatskog jezika

Lektor engleskog jezika: Fani Kotarac, prof. engleskog i njemačkog jezika

Rad sadrži: 46 Stranica

0 Tablica

12 Slika

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 njihovog podrijetla.

Zahvala

Zahvaljujem svojoj dragoj mentorici doc. dr. sc. Ana Ivanišević na izdvojenom vremenu, savjetima i pozitivnom stavu prilikom izrade rada.

Iskreno hvala i svim ostalim profesorima te mojim dragim curama iz grupe koji su mi olakšali studiranje te bili podrška.

Nema dovoljno riječi da zahvalim mojim curama Ceciliji, Veroniki i Dorotei koje su uvijek znale izvući ono najljepše iz svega, imale razumijevanja za sve i bile mi vjetar u leđa.

Hvala mojoj ekipi iz srednje škole bez čije podrške i razgovora ne bih bila tu gdje jesam.

Hvala mojoj "bliznici" Belli koja je uz mene svaki korak baš cijeloga života.

Hvala mojoj obitelji, mojoj teti Sanji i uji koji nikada nisu sumnjali u mene.

Za kraj hvala mom sinu Jakovu i suprugu Roku koji su svemu ovome i mom životu dali novi smisao.

Ovaj rad posvećujem svojoj najdražoj baki i djedu koji mi daju snagu iako više nisu među nama. Uvijek ste bili moja sigurna luka.

NAPREDAK U METALURGIJI I PROIZVODNJI ENDODNTSKIH INSTRUMENATA

Sažetak

Endodontski terapijski postupak uključuje kemo-mehaničku obradu korijenskog kanala čime se uklanjanju mikroorganizami i ostaci tkiva i priprema prostor za kvalitetno brtvljenje. Uvođenje nikal titanske legure u proizvodnju endodontskih instrumenata omogućilo je razvoj strojnih sustava i značajno unaprijedilo mehaničku obradu kanala. Zahvaljujući austenitnoj i martenzitnoj fazi, nikal titanska legura posjeduje svojstvo superelastičnosti i fleksibilnosti te efekt pamćenja oblika. Uporaba nikal titanskih strojnih sustava značajno skraćuje vrijeme obrade kanala, a incidencija proceduralnih pogrešaka prilikom instrumentacije zakrivljenih i anatomski zahtjevnih korijenskih kanala (transportacija, stvaranje stepenice, perforacija stijenke kanala) manja je nego kod instrumentacije instrumentima od nehrđajućeg čelika. Nedostatak konvencionalnih strojnih nikal titanskih instrumenata je povećana incidencija loma u odnosu na ručne instrumente od nehrđajućeg čelika zbog cikličkog zamora i torzijskog opterećenja. S ciljem povećanja otpornosti na ciklički zamor i torzijsko opterećenje nikal titanskih instrumenata, razvijaju se novi proizvodni postupci koji uključuju elektropoliranje, termomehaničku obradu te različite/promjenjive konicitete i poprečne presjeke instrumenata. Stoga je važno poznavati metalurgiju i dizajn strojnih endodontskih instrumenata jer oni determiniraju mehanička svojstva instrumenata. Poznavanje sastava legure (prvenstveno udjela martenzitne faze na tjelesnoj temperaturi), poprečnog presjeka i koniciteta, omogućava individualizaciju liječenja uz uvažavanje anatomske specifičnosti i minimiziranje proceduralnih pogrešaka.

Ključne riječi: austenit; efekt pamćenja oblika; martenzit; nikal titanska legura; superelastičnost; termomehanička obrada

PROGRESS IN METALLURGY AND PRODUCTION OF ENDODONTIC INSTRUMENTS

Summary

The endodontic therapeutic procedure includes chemo-mechanical treatment of the root canal, which removes microorganisms and tissue remnants and prepares the space for quality sealing. The introduction of nickel-titanium alloy in the production of endodontic instruments enabled the development of machine systems and significantly improved the mechanical treatment of canals. Thanks to the austenite and martensite phase, the nickel titanium alloy possesses the property of superelasticity and flexibility and the shape memory effect. The use of nickel-titanium machine systems significantly shortens the time of canal treatment, and the incidence of procedural errors during the instrumentation of curved and anatomically demanding root canals (transportation, creation of a step, perforation of the canal wall) is lower than in the case of instrumentation with stainless steel instruments. A disadvantage of conventional machined nickel-titanium instruments is the increased incidence of fracture compared to stainless steel hand instruments due to cyclic fatigue and torsional loading. With the aim of increasing the resistance to cyclic fatigue and torsional loading of nickel-titanium instruments, new manufacturing processes are being developed that include electropolishing, thermomechanical treatment and different/variable conicities and cross-sections of instruments. Therefore, it is important to know the metallurgy and design of mechanical endodontic instruments because they determine the mechanical properties of the instruments. Knowing the composition of the alloy (primarily the proportion of the martensitic phase at body temperature), the cross-section and conicity, enables the individualization of the treatment while respecting anatomical specificities and minimizing procedural errors.

Keywords: austenite; shape memory effect; martensite; nickel titanium alloy; superelasticity; thermomechanical processing

SADRŽAJ

1.	UVOD.....	1
2.	PODJELA NIKAL TITANSKIH SUSTAVA ZA STROJNU OBRADU KANALA	4
3.	METALURŠKE I MEHANIČKE KARAKTERISTIKE TRADICIONALNE NiTi LEGURE.....	8
4.	PROIZVODNI POSTUPCI ZA POVEĆANJE UČINKOVITOSTI I OTPORNOSTI NA LOM NiTi STROJIH INSTRUMENATA.....	11
4.1.	Elektropoliranje	12
4.2.	Termomehanička obrada	12
4.2.1.	M-wire	13
4.2.2.	R-faza.....	14
4.2.3.	CM wire.....	14
4.2.4.	Plavi i zlatni sustav u martenzitnoj fazi.....	15
4.2.5.	Maxwire.....	15
5.	PODJELA SUSTAVA PREMA KRETNJI U KORJENSKOM KANALU.....	18
6.	DIZAJN INSTRUMENATA.....	20
6.1.	ProTaper Next.....	22
7.	PRIKAZ SLUČAJA INSTRUMENTACIJE PROTAPER NEXT SUSTAVOM.....	24
8.	RASPRAVA	29
9.	ZAKLJUČAK	32
10.	LITERATURA	34
11.	ŽIVOTOPIS	38

Popis skraćenica

NiTi - Nikal Titan

SS – Nehrdajući čelik (eng. *Stainles Steel*)

A – Austenit

M – Martenzit

SE - Superelastično svojstvo

SME – Svojstvo pamćenja oblika (eng. *Shape Memory Effect*)

Af – Završna temperatura austenita (eng. *Austenite finish temperature*)

As – Početna temperatura austenita (eng. *Austenite start temperature*)

Mf – Završna temperatura martenzita (eng. *Martensite finish temperature*)

Ms – Početna temperatura martenzita (eng. *Martensite start temperature*)

1. UVOD

Endodontska instrumentacija podrazumijeva kemomehaničku preparaciju koronarnog te korijenskog dijela zuba. Započinje pripremom trepanacijskog otvora te pulpne komorice, a nakon identifikacije svih otvora korijenskih kanala potrebno je obraditi i korijenski dio. Iz zuba se uklanja pulpno tkivo i mikroorganizmi te istražuje oblik korijenskog kanala. Postupak se razlikuje ovisno o tehnici punjenja, ali su uvijek potrebni kemijski irigansi te instrumenti koji se povijesno izrađuju od nehrđajućeg čelika, a u novije vrijeme i od nikal-titanskih legura (1).

Konvencionalni instrumenti izrađeni od nehrđajućeg čelika zbog velike krutosti nisu pogodni tijekom instrumentacije zavijenih i nepravilnih kanala jer mogu nastati perforacije stijenke korijena, transportacija apeksa i stvaranje stuba (6).

Osim nehrđajućeg čelika za izradu instrumenata u endodonciji koristi se i nikal titanska legura. Otkriven je 1963. od strane Naval Ordnance Laboratorija u sklopu svemirskog programa i nazvan je NiTiNol-om (Ni za Nikal, Ti za Titan i Nol za Naval Ordnance Laboratory). Nešto kasnije se uvodi u stomatološku struku za izradu ortodontskih naprava, a godine 1975. doktor Simon Civjan predlaže koncept za upotrebu NiTi legure u endodonciji. U upotrebu se uvodi tek 1988. godine izradom prvog ručnog endodontskog instrumenta (#15) od nikal titanske legure. Nedugo zatim, 1992. godine, John McSpadden i Johnson izradili su i prvi rotirajući NiTi sustav. S obzirom da NiTi sustavi, za razliku od SS instrumenata, nisu standardizirani, do danas su razvijeni razni strojni endodontski instrumenti različitih promjera, poprečnih presjeka i dr. (7).

NiTi legure u svom sastavu sadrže 56% nikla i 44% titana, a atomski omjer im je 1:1. Zanimljivo novo svojstvo ove legure je njezino postojanje u 2 različite faze ovisno o temperaturi i stresu kojem je izložena. To su austenitna (A), roditeljska faza te martenzitna (M), faza kći (3). Austenitna faza se temperaturno nalazi na višim vrijednostima nego martenzitna. Karakterizira ju kubična rešetka, krutost, stabilnost pri višim temperaturama, niska plastičnost i superelastično svojstvo. Snižavanjem temperature (npr. promjene između temperature prostora i korijenskog kanala zuba koji je u endodontskom tretmanu) ili pak primjenom stresa (npr. unos samog instrumenta u korijenski kanal zuba) prelazi se iz faze A u M fazu. Martenzitnu fazu karakterizira monoklinska rešetka, fleksibilnost, otpornost na ciklički zamor te svojstvo pamćenja oblika tj *Shape Memory Effect* (SME) prilikom zagrijavanja legure (2). Različitim načinima proizvodnje i manipulacijom prijelaznim faznim temperaturama nastoji se

maksimalno iskoristiti ta dva iznimna svojstva kako bi se olakšala instrumentacija, posebno zakrivljenih i kompliciranih kanala. Osim udjela pojedinih kristalnih faza A i M u leguri, otpornost instrumenata na ciklički zamor te torzijski stres određena je i dizajnom i kretnjom u kanalu (rotirajući instrumenti i recipročni). Upravo ciklički zamor i torzijsko opterećenje predstavljaju dva glavna uzroka loma instrumenta tijekom instrumentacije. Iako je endodontski tretman olakšan i uvelike ubrzan upotrebom NiTi strojnih instrumenata, lom predstavlja nedostatak koji se napretkom i razvojem u proizvodnji nastoji izbjeći (4).

Svrha ovog diplomskog rada pregledno je prikazati podjelu recentnih NiTi endodontskih instrumenata s obzirom na dizajn, kretnju u kanalu i tip legure, s posebnim naglaskom upravo na tip legure te specifičnosti u kliničkom radu s NiTi instrumentima izrađenima od različitih tipova legura.

2. PODJELA NIKAL TITANSKIH SUSTAVA ZA STROJNU OBRADU KANALA

“Od njihovog uvođenja, metalurgija, dizajn, oblik i filozofija korištenja NiTi sustava često su se i u značajnoj mjeri mijenjali. Haapasalo i Chen definirali su pet različitih generacija NiTi instrumenata povezanih s evolucijom dizajna.” (1)

- GENERACIJA 1

Uključuje instrumente rotirajućeg sustava, karakterizirane konstantnom vrijednosti konusa, radijalnim površinama te neutralnim ili negativnim kutom nagiba. U usporedbi s ručnim SS instrumentima, ova prva generacija omogućila je prilično bolju obradu zavijenih kanala uz mogućnost većeg opterećenja instrumenta. S druge strane, u usporedbi sa sljedećim generacijama, instrumenti ove generacije su dosta kruti sa slabim naglaskom martenzitne faze. Velik nedostatak je relativno visoka incidencija loma radi niže otpornosti na ciklički zamor i torzijsko opterećenje. Reprezentativni sustavi prve generacije su Lightspeed, ProFile (slika 1), Quantec, GreaterTaper, BioRace i EndoSEquence.

- GENERACIJA 2

Obuhvaća instrumente koji se razlikuju od prethodne skupine po izostanku radijalnih površina umjesto kojih imaju aktivne rezne bridove. Reprezentativni sustavi su: ProTaper (slika 2), ProTaper U, K3, Mtwo, BioRaCe, FlexMaster i S5.

- GENERACIJA 3

Instrumenti ove generacije izrađeni su od poboljšane NiTi legure tj. M-žice ili CM-žice. M-žica sadrži udio M faze i R faze, zadržavajući superelastičnost uz povećanu fleksibilnost i povećan otpor na ciklički zamor. CM-žici svojstveno je kontrolirano pamćenje oblika bez superelastičnosti koje ima zahvaljujući posebnoj termomehaničkoj obradi. Instrumenti od takve legure poštuju zakrivljenost kanala i omogućuju centralnu preparaciju uz dobru otpornost na zamor. Predstavници su: Twisted Files, K3XF, Typhoon, HyFlex i Vortex Blue. (slika 3)

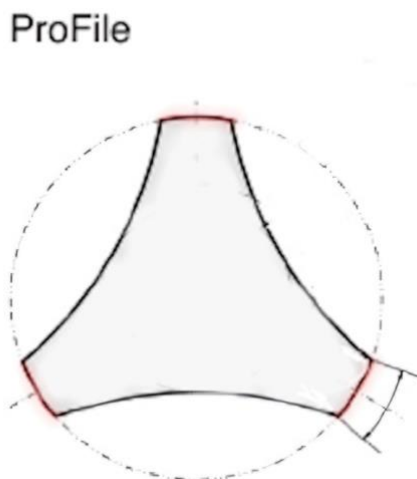
- GENERACIJA 4

Velika novost ove generacije je recipročna kretnja instrumenata koja zamjenjuje dotadašnji rotirajući pokret od 360°. Kretnja tih instrumenata je kombinacija kretnji u smjeru te suprotno od smjera kazaljke na satu čime se nastojalo u teoriji povećati uklanjanje nečistoća i smanjiti zaglavljivanje te lom instrumenta. Poznati recipročni sustavi su Reciproc i WaveOne.

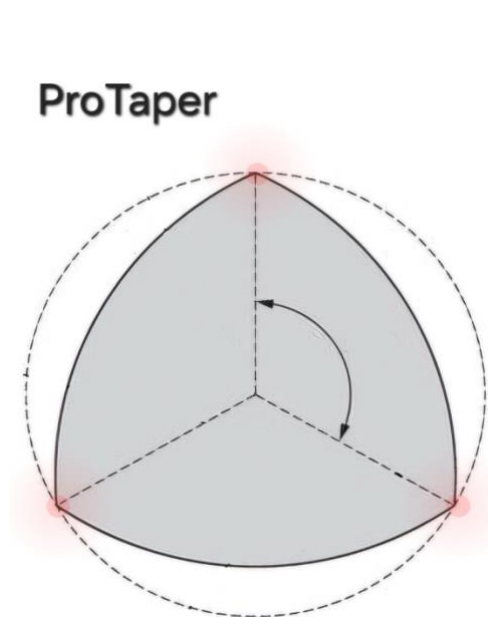
- GENERACIJA 5

Posljednja generacija, koja se ističe po jako nepravilnom tj. asimetričnom dizajnu poprečnog presjeka instrumenata. Uključuje sustave: Lightspeed LX, OneShaper, SAF, Revo-S i ProTaper Next, Hyflex EDM.

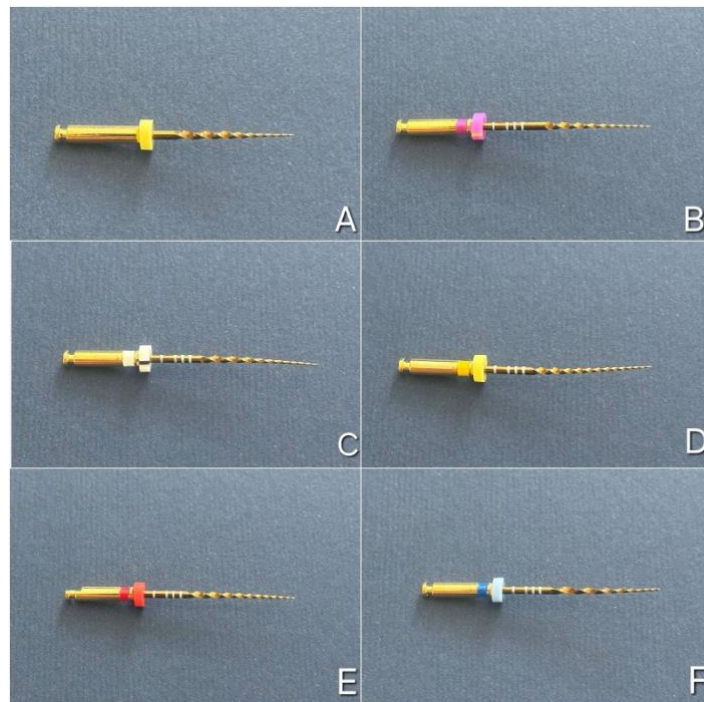
(1)



Slika 1. Izgled poprečnog presjeka ProFile instrumenta. Sustav pripada 1. generaciji; istaknute karakteristične dodirne rezne površine.



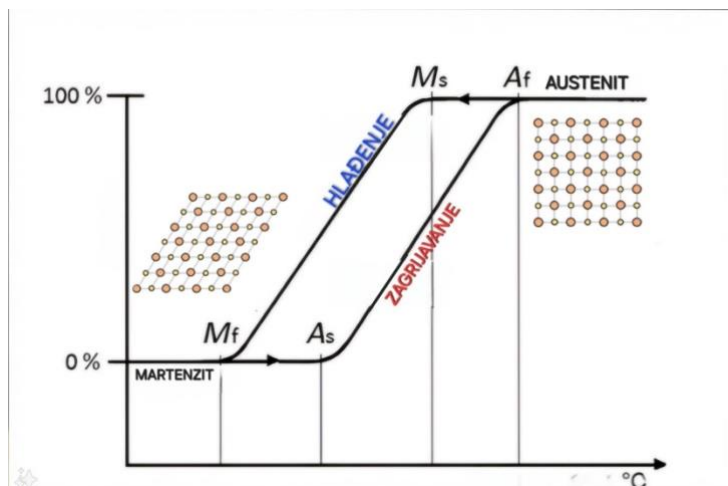
Slika 2. Izgled poprečnog presjeka ProTaper instrumenta 2. generacije. Istaknuti aktivni rezni bridovi.



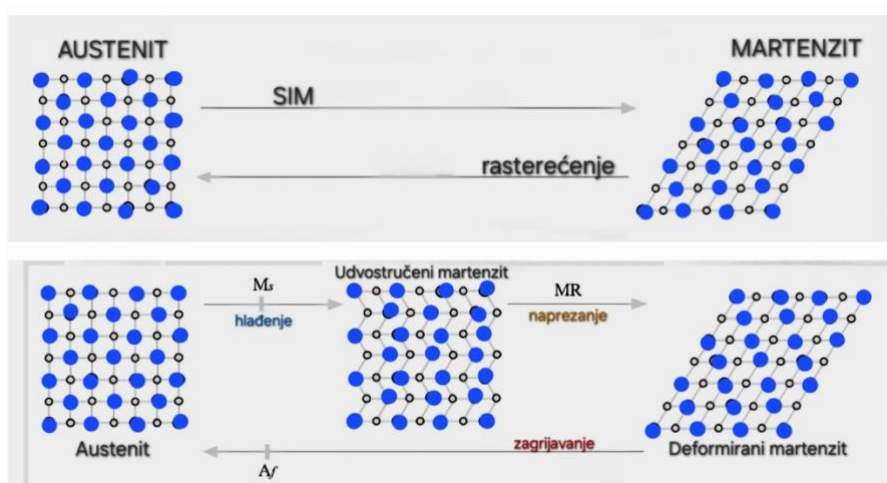
Slika 3. ProTaper Gold (Dentsply Sirona) sustav pripada 3. generaciji. Instrumenti su izrađeni od CM (eng. *Controlled memory*) žice te se instrumenti mogu saviti prije instrumentacije.

3. METALURŠKE I MEHANIČKE KARAKTERISTIKE TRADICIONALNE NiTi LEGURE

Tradicionalna ili konvencionalna NiTi legura sadržava 56% nikla te 44% titana. Glavna razlika u odnosu na ostale NiTi legure je izostanak termomehaničke obrade kojom se modificiraju temperature fazne pretvorbe. Stoga se instrumenti izrađeni od ove legure nalaze u svom austenitnom obliku. Ove legure obrađuju se uglavnom hladnom obradom i brušenjem što dovodi do defekata na površini, manje otpornosti na lom, manje rezne moći i otpornosti na koroziju u odnosu na termomehanički obrađene NiTi legure. Temperatura pri kojoj se ova legura nalazi u svom stabilnom austenitnom obliku je ispod tjelesne temperature. Za sam instrument izrađen od konvencionalne NiTi legure to znači da je i prilikom rada u kanalima, u kojima vlada tjelesna temperatura, on također u svojoj austenitnoj fazi (osim kada prelazi reverzibilno u martenzit zbog stresa). Austenitna faza leguri daje krutost i tvrdoću, uz visok modul elastičnosti, ali i superelastičnost. Takve legure imaju tendenciju povratka u svoj prvobitni oblik to jest tendenciju izravnavanja. Zbog toga temperaturni faktor kod konvencionalnih legura nema ulogu u faznoj promjeni tijekom same endodontske terapije (temperatura u kanalu je viša od austenitne završne Af i nema utjecaja na promjenu). Tu ulogu preuzima stres koji se stvara prilikom interakcije instrumenta i stijenke kanala prilikom obrade kanala. Upravo u tom trenutku nastupa naprezanjem inducirana martenzična transformacija koja daje leguri mogućnost velike deformacije, do 8% naprezanja, i prilagodbe korijenskom kanalu (2). Kada se instrument izvadi iz kanala, vrati se u svoj prvobitni oblik: stresom inducirana monoklinska martenzitna kristalna rešetka vraća se u kubičnu austenitnu kristalnu rešetku. Ta se pojava naziva superelastičnost inducirana stresom, SIM od eng. *Stress Induced Martensite transformation*. Uz superelastičnost tu je i fenomen pamćenja oblika, eng. *Shape Memory Effect*. Sposobnost takvih instrumenata je povratak na tvornički predmemoriran tj. izvorni oblik kada ih se ponovno zagrije na završnu austenitnu temperaturu (Af). Svojstvo austenitnih instrumenata da se izravnavaju i njihova relativna krutost, čine ih manje prikladnim izborom za instrumentaciju jako zavijenih kanala ili kanala sa stepenicom. Također, nema mogućnosti *prebendinga* to jest savijanja instrumenta u oblik zavoja kanala ili pri pokušaju zaglađivanja stepenice. Ove fazne pretvorbe inducirane stresom prikazane su grafički i shematski na slikama 4 i 5.



Slika 4. Grafički prikaz pretvorbe NiTi legure iz Austenita u Martenzit tijekom hlađenja i zagrijavanja te atomske strukture navedenih faza.



Slika 5. Shematski prikaz atomske strukture austenita i martenzita tijekom pretvorbe. (a) SIM od eng. *Stress Induced Martensite transformation* označava izravnu pretvorbu austenita u martenzit prilikom naprezanja. (b) MR od eng. *Martensite reorientation* označava samo reorganizaciju atoma bez fazne pretvorbe koja nastaje nakon pretvorbe iz austenita pod utjecajem promjene temperature.

4. PROIZVODNI POSTUPCI ZA POVEĆANJE UČINKOVITOSTI I OTPORNOSTI NA LOM NiTi STROJIH INSTRUMENATA

Proizvodni postupci i toplinska obrada zbog postojanja faza kod nikal titanske legure otvorila je mogućnost manipulacije svojstvima instrumenata. Već su spomenuta glavna svojstva ovih legura, superelastičnost i sposobnost pamćenja oblika, kojima se može manipulirati tako da ovisno o potrebama tretmana jedno ili drugo svojstvo bude više izraženo. Uz to, tim se postupcima može utjecati na povećanje otpornosti na ciklički zamor te torzijsko opterećenje kako bi instrumenti bili što manje skloni lomu prilikom obrade.

4.1. Elektropoliranje

Elektropoliranje je finalni postupak dorade za instrumente izrađene od metala. U endodonciju je uveden 1999. godine od strane FKG Dentaire tvrtke. Radi se elektrokemijskoj proceduri prilikom koje se instrumenti, prethodno obrađeni mehanički tokarenjem, uranjaju u ionsku otopinu sa elektrodama i prilikom puštanja struje dolazi do kemijske reakcije bez direktnog dodirivanja površine materijala (3). Cilj postupka je dobiti glatku površinu visokog sjaja te ukloniti nepravilnosti i mikropukotine koje nastaju mehaničkom obradom instrumenta. Time se unaprjeđuje otpornost na ciklički zamor tj. frakturu, reznu sposobnost i otpornost na koroziju (9). Ne postoje istraživanja koja dokazuju poboljšanje otpornosti na torzijsko opterećenje (8).

4.2. Termomehanička obrada

Termomehanička obrada legure, tj. toplinska obrada je sljedeći korak u proizvodnji endodontskih instrumenta jer je omogućeno manipuliranje faznim temperaturama legure, a time i mehaničkim svojstvima instrumenta. Nakon uvođenja ovog postupka završava faza konvencionalnih NiTi legura koje su većinom u svojoj austenitnoj fazi i otvara se mogućnost dominacije M-faze ili R-faze.

Postupak započinje sirovom NiTi legurom koja je prethodno prošla hladnu obradu. Takva legura sadržava defekte u kristalnoj strukturi zaostajanjem martenzita unutar austenitne kristalne strukture i nastaje blokada pretvorbe u R-fazu ili čisti martenzit. Zbog toga se NiTi zagrijava na točno određene temperature (u rangu od 450° do 550°) i zatim hladi pod točno određenim uvjetima i točno određenom brzinom. Prilikom izlaganja legure ovim postupcima nastoji se ukloniti talog i nepravilnost koja nastaje u samoj strukturi

metala, naprežanje u metalnoj strukturi, smanjuje se krutost instrumenta i povećava duktilnost tj. mogućnost plastične deformacije koju instrument može podnijeti prije samog loma. Atomi se reorganiziraju i povisuje se temperatura fazne pretvorbe. Legura prelazi u martenzit; postaje fleksibilnija i otpornija na ciklički zamor. Osim navedenim postupkom zagrijavanja i postupnog hlađenja, legura se može provesti kroz više termalnih ciklusa hlađenja (na 0-10°) i zagrijavanja (100-180°) uz izlaganje mehaničkom stresu (istežanje 1-4%). Svrha je “treniranje” legure koja kasnije tijekom endodontskog tretmana lakše prelazi iz faze u fazu.

4.2.1. M-wire

M-žica je naziv za NiTi leguru koja pri tjelesnoj temperaturi uz austenitnu sadržava martenzitnu i R-fazu, za razliku od dosadašnjih konvencionalnih NiTi legura. Ta žica je proizvedena 2007. godine (Sportswire LLC) zahvaljujući posebnoj termomehaničkoj obradi i promjeni masenog udjela elemenata (10). Legura za izradu ove žice sadržava $55.8\% \pm 1.5\%$ nikla i $44.2\% \pm 1.5\%$ titana te elemente u tragovima koji čine manje od 1% mase (11). Termomehanička obrada koju prolazi legura rezultirala je promjenom faznih temperatura, točnije završna austenitna temperatura (A_f) je podignuta na 43-50 °C. Upravo zbog toga na sobnoj temperaturi i na intrakanalnoj temperaturi legura nije samo austenitna, nego sadržava i martenzitni udio te R-fazu. Što je veća pretvorba u M-fazu legura je plastičnija, ali zbog zadržanog A oblika također je izražena SE pa još nije omogućen *prebending* instrumenta. Nakon zagrijavanja takvih instrumenata (autoklaviranje) javlja se SME i legura se vrati u tvornički početni oblik (2). Također, kod M-žice je opisan i *Fenomen popuštanja* opisan krivuljom opterećenja. Prilikom opterećenja instrumenta transformacija u R-fazu nastupi nešto ranije nego M-faza, što se uočava kao niži nagib krivulje opterećenja. Za leguru to znači niži modul elastičnosti to jest veća početna fleksibilnost te je potrebno i manje naprežanja kasnije da legura prijeđe u M-fazu u odnosu na konvencionalne NiTi legure (12). Osim fleksibilnosti, prednost ovih legura je i bolji otpor na ciklički zamor dok nije zabilježena razlika glede torzijskog opterećenja (14).

4.2.2. R-faza

R-faza legure je romboedarski iskrivljena faza koja prethodi pretvorbi legure u M-fazu. Karakterizira je najniži modul elastičnosti u odnosu na M i A fazu, što znači veću fleksibilnost u odnosu na konvencionalne NiTi legure. Također, potrebno je manje opterećenje da bi legura prešla iz ove faze u M-fazu, nego kada bi prijelaz bio direktno iz A u M fazu te je moguća pretvorba većeg udjela A oblika. Otpornost na ciklički zamor je također nešto veća, a centralna preparacija bolja u odnosu na konvencionalne legure, dok su u usporedbi s M-žicama ta svojstva slična. Stvaranje ove faze postiže se izlaganjem legure visokim temperaturama i do 400°C te toplinskom obradom, legura se može miješati nekim dodatnim elementima ili pak imati pojačan udio nikla u leguri. Legura koja ima veći udio nikla je kruća sa poboljšanom SE i SME (3). Prva legura temeljena na R-fazi je izrađena nedugo nakon M-žice. Godine 2008., SybronEndo je razvio svoj vlastiti sustav izrade žica nazvanih Twisted File (TF žice) (15). Izrada započinje NiTi žicom u A obliku koja prolazi termalnu obradu da bi prešla u R-fazu. U toj fazi je pogodnija za proces uvijanja jer je lakše postići plastičnu deformaciju. Nakon toga žica se vrati u A oblik da bi zadržala taj novi oblik pri SME. Osim navedenih razvijeni su i K3XF i TF Adaptive R-fazni sustavi (2).

4.2.3. CM wire

CM wire (eng. *Controlled Memory wire* ili žica s kontroliranom memorijom) prva je martenzična NiTi legura uvedena u upotrebu 2010. godine. Takva legura ne posjeduje svojstvo superelastičnosti, već je karakterizira izrazita fleksibilnost i mogućnost pseudoplastičnosti zahvaljujući SME. Instrumenti izrađeni od CM žice tijekom ulaska u kanal i naprezanja koje tada nastaje prolaze transformaciju nazvanu Martenzitna Transformacija (MR). Za razliku od SIM transformacije, ne dolazi do promjene faze legure već samo do reorijentacije strukture. Legura prelazi iz jedne atomske strukture martenzita u drugu, točnije, iz udvostručenog (eng. *Twinned martensite*) u deformirani martenzit. *Twinned martensite* ili dvostruki martenzit poseban je oblik martenzita u kojem su susjedna područja zrcalno simetrična te se u tom obliku legura nađe prije prelaska u deformirani martenzit koji ima klasičnu monoklinsku strukturu već spomenutu kod konvencionalnih NiTi legura. Klinički, opisana svojstva omogućuju leguri fleksibilnost i deformaciju tj. *prebending*. Instrument se nakon obrade u kanalu ne izravna na tvornički

austenitni oblik već ostane zakrivljen u obliku kanala koji se obrađuje. Svrha toga je da sama preparacija bude što više centralizirana bez pokušavanja instrumenta da se izravna i time ukloni više dentinskog zida i proširuje nepotrebno (posebno apikalnu trećinu) korijenskog kanala. Sam ciklus ove legure se upotpunjuje autoklaviranjem na čijim temperaturama se legura nađe u A obliku te radi SME vrati u svoj prvobitan oblik (2). Također ove legure imaju poboljšanu otpornost na ciklički zamor u odnosu na M-žicu te konvencionalne NiTi legure (16).

4.2.4. Plavi i zlatni sustav u martenzitnoj fazi

Nakon 2011. godine uvode se plavi i zlatni termomehanički obrađeni sustavi za strojnu preparaciju kanala u endodonciji. Boja sustava rezultat je toplinskog tretmana nakon kojega zaostaje sloj titan oksida na instrumentu. Ovisno o debljini sloja instrument zadržava plavu (60-80 nm) ili zlatnu boju (100-140 nm) (17). Prilikom tretmana uglavnom su u fazi stabilnog martenzita i R-fazi. Instrumenti ovog sustava su fleksibilni i podložni deformaciji kao i oni izrađeni od CM žice, ali uz poboljšan otpor na ciklički zamor u odnosu na nju te konvencionalne NiTi legure i M-žicu. Zbog toga se njima može obaviti dobro centrirana preparacija kanala uz veliku efikasnost jer je i rezna moć poboljšana (2). Daljnja razlika u odnosu na CM žicu je obrada, jer su ovi instrumenti prvo brušeni pa tek nakon toga idu na toplinsku obradu (3). Najpoznatiji rotirajući sustavi izrađeni od ove žice su ProFile Vortex Blue, ProTaper Gold (Slika 1.), TruShape i OneCurve Gold, a rotirajući Reciproc Blue i WaveOne Gold (3).

4.2.5. Maxwire

Maxwire (Martensite-Austenite-electroploish-fileX) je najnovije predstavljen sustav endodontskih instrumenata. Čine ga instrumenti MaxWire XP-endo Shaper (FKG) i XP-endo Finisher (FKG) (slika 6 i 7). U odnosu na sve dosadašnje sustave Maxwire se ističe kombinacijom SME i SE tijekom same kliničke obrade kanala jer upravo tada nastupa prijelaz iz M u A fazu (2). Ovi instrumenti su na sobnoj temperaturi, prije ulaska u kanal, u svom martenzitnom obliku i imaju definiran, blago zavijen oblik. Prilikom ulaska u kanal, na tjelesnu temperaturu, prelaze u svoju austenitnu fazu zbog čega legura postaje superelastična, a uslijed SME zavoji se povećaju. Rezultat toga je sposobnost povećanja

konusa tijekom same obrade unutar samog kanala (1% konus se povećava i na do 6%) te odlična mogućnost prilagodbe anatomski kompliciranim, nepravilnim i zavijenim kanalima. Otpor na ciklički zamor je značajno povećan u usporedbi sa Hyflex CM sustavom i Vortex Blue, ali na torzijski zamor nažalost nije (18). Omogućeno je uklanjanje velikog broja mikroorganizama i eliminacija njihovog biofilma. Ovi instrumenti su za jednu upotrebu te se ne steriliziraju (3).



Slika 6. XP-endo Shaper Plus set (FKG Dentaire). Sadrži: 1x (K-File 10/.02, K-File 15/.02, XP-endo Shaper 30/.04, XP-endo Finisher 25/.00).



Slika 7. XP-endo Finisher sa prikazanom sterilnom mjernom tubom (lijevo) i XP-endo Shaper (desno).

5. PODJELA SUSTAVA PREMA KRETNJI U KORJENSKOM KANALU

Osim navedenih podjela strojnih sustava za endodontsku obradu kanala, postoji i podjela temeljena na kretnji koju instrument izvodi tijekom obrade kanala. Instrumenti se dijele na rotacijske, recipročne i adaptivne sustave. Njihova upotreba započinje 2008. godine kada G. Yared koristi *single file* recipročni endodontski instrument. Istraživanje se nastavlja 2010. godine kada De-Deus i suradnici rade istraživanja cikličkog zamora s ProTaper Universal F2 utemeljen na Yaredovu principu primjenjujući navedeni sustav u recipročnoj i rotacijskoj kretnji.

Rotacijski sustavi nastali su prvi. Prilikom instrumentiranja endodontski instrument obavlja kružnu (rotacijsku) kretnju od 360°. Većina do sada spomenutih sustava pripada rotacijskim sustavima.

Recipročne sustave karakterizira kombinacija kretnji u smjeru kazaljke na satu i suprotno od toga. Osnovna ideja je izbjegavanje pucanja instrumenta prilikom torzijskog opterećenja, uz pretpostavku da se u trenutku zapinjanja promjeni smjer kretnje. Također ovi sustavi su tzv. *single file* sustavi gdje se za cjelokupnu preparaciju kanala koristi samo jedan instrument. Primjeri recipročnih sustava su Reciproc i WaveOne.

Adaptivni sustavi su pak osmišljeni kao kombinacija recipročnih i rotacijskih kretnji. Instrumenti prilikom rada sukladno s otporom u kanalu mijenjanju kretnju između navedenih. Najpoznatiji takav sustav je TF Adaptive.

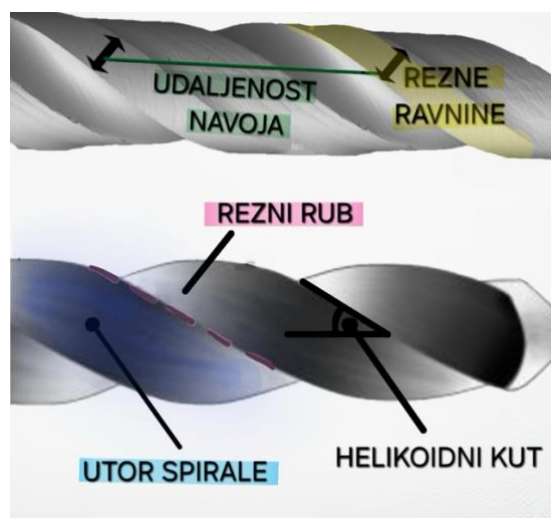
Uspoređujući rotacijske i recipročne sustave, kod rotacijskih je zapažen nešto manji broj ekstruzije preko apeksa, dok recipročni sustavi imaju bolji otpor na cikličko opterećenje. Razlika u kvaliteti uklanjanja nečistoća i mikroorganizama nije zabilježena između rotacijskih i recipročnih sustava (3).

6. DIZAJN INSTRUMENATA

Osim do sada spomenutim metalurškim i proizvodnim postupcima, endodontski instrumenti mogu u određenoj mjeri mijenjati svoja svojstva promjenom dizajna. Danas na tržištu postoji širok spektar instrumenata kojima su mijenjani rezni rubovi, poprečni presjek, konus i slično da bi se utjecalo na njihovu reznu sposobnost, torzijsko i cikličko opterećenje i drugo. S obzirom na stvarno široke mogućnosti manipulacije dizajnom ne postoji stroga podjela sustava s obzirom na tu stavku, ali postoje neki parametri prema kojima se kliničar može orijentirati prilikom odabira određenog sustava instrumenata s obzirom na zahtjeve terapijskog postupka. Svrha promjene dizajna je svesti postupak na što manji broj instrumenata u sekvenci i što veći otpor na lom, drugim riječima postići brzu, efikasnu i sigurnu obradu kanala (3).

Prilikom odabira instrumenta važan parametar je njegova veličina. Što je instrument masivniji tj. većeg poprečnog presjeka (eng. *cross section*) i promjera (eng. *diameter*) to su mu fleksibilnost i otpor na ciklički zamor manji. Poprečan presjek instrumenta danas obuhvaća razne oblike kojima se utječe na centraliziranost osi rotacije i oblikuju se rezni rubovi (eng. *cutting edges*) ili pak rezne ravnine (eng. *radial lands*) koje služe za skidanje dentina. Prednost rubova je da su efikasniji i oštiri te će time biti potreban manji broj instrumenata u setu za konačnu obradu. Cijena brže obrade s manje instrumenata tj. postojanje rubova umjesto ravnina za rezanje, veća je opasnost od loma zbog torzijskog opterećenje jer se stvara veći stres i trenje na stijenkama. Udaljenost navoja (eng. *pitch*) i broj navoja na instrumentu čine dvije obrnuto proporcionalne vrijednosti. Ako se želi povećati rezna moć instrumenta poželjno je skratiti korak spirale tj. povećati broj navoja. Također, povećani broj navoja na instrumentu smanjuje fleksibilnost instrumenata jer je on time masivniji, ali je smanjen broj okretaja za rad. Konus instrumenta i centar preparacije kod novije dizajniranih instrumenta naginje decentralizaciji i asimetriji, zbog čega se smanjuje stvaranje trenja i stresa na stijenke kanala. Takvo svojstvo sadržavaju instrumenti sustava ProTaper Next opisani dalje u tekstu. Važno je spomenuti i helikoidni kut kojeg čini rezni rub ili ravnina s uzdužnom osi instrumenta. On opisuje koliko su gusto raspoređeni ti rubovi duž instrumenta. Što je kut veći, veća je i rezna moć instrumenta, ali je manje fleksibilan i skloniji transportu debrija preko apeksa (17).

Iz navedenog je razvidno da se dizajnom može manipulirati te da je potrebno dobro znati što nam je potrebno kako bismo odabrali najbolji sustav i individualizirali obradu.



Slika 8. Značajke dizajna endodontskih instrumenata.

6.1. ProTaper Next

ProTaper Next sustav endodontskih instrumenata razvila je tvrtka Dentsply Sirona i upoznat je s tržištem 2013. godine te čini drugi u nizu od četiri sustava. Prije njega razvijen je ProTaper Universal (2001.) te nakon njega ProTaper Gold (2014.) i najnoviji ProTaper Ultimate (2021.).

PT Next sustav pripada 5. generaciji, a iako pripada skupini *Progressive Tapered* instrumenata kojima je glavno obilježje upravo varijabilna vrijednost konusa na jednom instrumentu te promjena kuta navoja, ovaj sustav jedini na svakom instrumentu ipak ima jedinstven konus. Razlog tome je usmjerenost prema ekscentričnoj obradi i zmijoliko gibanje instrumenta. Svi ProTaper sustavi izrađeni su od M-žice zbog čega su, kao što je već spomenuto u prijašnjem podnaslovu, ovi instrumenti fleksibilni i poboljšane otpornosti na ciklički zamor (23). Slijedom toga pogodni su za obradu zavijenih kanala s kompliciranim anatomskim varijacijama. Također, manje su skloni lomu, što ih čini sigurnijima. Sljedeća važna karakteristika je pravokutan oblik poprečnog presjeka zbog

kojeg instrument ima spomenut ekscentričan dizajn i zmijoliko gibanje u kanalu (slika 9). To ostavlja više slobodnog prostora za uklanjanje dentinskog viška zbog čega je smanjeno njegovo proguravanje preko apeksa korijenskog kanala. Nadalje, takva kretnja smanjuje trenje što pozitivno utječe na smanjenje opasnosti od loma i zaglavljivanja instrumenta u kanalu. Sustav je izrazito efikasan s instrumentima velike rezne sposobnosti, odgovara obradi prednjih i stražnjih zuba širokog raspona anatomskih varijacija kanala. Također još jedna važna prednost je brzina obrade kanala (24). ProTaper Next sustav sastoji se od 5 instrumenata za oblikovanje; X1(17/04.), X2(25/06.), X3(30/07.), X4(40/06.) te X5(50/06.). Među navedenima, najčešće korišteni su X1 i X2 (slika 11), dok se ostali rabe pri dodatnim obradama kanala. Prije ProTaper Next instrumenata, obradi mogu prethoditi neki od *glide path* instrumenta iz ostalih sustava kao što je *ProGlider*, a ulaz u kanal može se proširiti *orifice opener* instrumentom poput SX instrumenta (24).



Slika 9. Izgled poprečnog presjeka ProTaper Next instrumenta.

7. PRIKAZ SLUČAJA INSTRUMENTACIJE PROTAPER NEXT SUSTAVOM

Pacijent u dobi od 32 godine dolazi na Zavod za endodonciju i restaurativnu medicinu Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Kliničkim pregledom kod pacijenta je uočena karijesna lezija na prvom desnom donjem kutnjaku (zub 46). Nakon pregleda učini se RTG snimka na kojoj se osim transparencije uzrokovane karijesom vidi i transparentija pri apeksu korijena koja upućuje na kronični periapikalni proces (slika 10). Nakon uklanjanja i čišćenja karijesa, zub se trepanira te se prikažu svi ulazi u korijenske kanale (slika 12a). Na zubu je preostalo dovoljno stijenke te se mogla postaviti gumena plahtica za što kvalitetniju, sigurniju i pregledniju izvedbu zahvata. Nakon toga pripremi se set ProTaper Next sustava za strojnu obradu (slika 11), SS endodontski instrumenti za eksploraciju, 2,5 % NaOCl za irigaciju kanala i 17 % EDTA, elektronski apeks lokator, endomjerka, gutaperka i punilo.



Slika 10. RTG snimka zuba 46 s privremenim Cavit ispunom i vaticom.

Započne se s endodontskim tretmanom tako da se identificiraju 3 (distalni-D, meziolingvalni-ML i meziobukalni-MB) korijenska kanala zuba 46. Eksploracija kanala učini se SS endodontskim instrumentima počevši s veličinom #10 (slika 12b) i završno s veličinom #15 te se uz pomoć elektronskog apeks lokatora i endomjerke izmjere radne dužine kanala. Tijekom cijelog tretmana provodila se irigacija i rekapitulacija kanala (slika 12c).

Strojna obrada kreće sa SX endodontskim instrumentom, koji služi za oblikovanje koronarne dvije trećine i uspostavu putanje za ostale instrumente kojima će se obrađivati

kanali. Nakon toga obavezno opet slijedi irigacija i rekapitulacija prije prelaska na X1 instrument. Taj instrument je obilježen žutom bojom (17/04). Nakon što se dosegne radna dužina opet se radi obavezna rekapitulacija te se tretman nastavlja s X2 iglicom koja je ujedno i zadnja za ovaj pojedinačni slučaj (slika 12d). Instrument X2 označen je crvenom bojom (25/06). Važno je napomenuti da tijekom svih navedenih postupaka kanal mora biti vlažan (otopina NaOCl) i potrebno je nakon izvlačenja instrumenta iz kanala pregledavati količinu zaostalog dentina te stanje instrumenta, da ne previdimo moguća oštećenja.

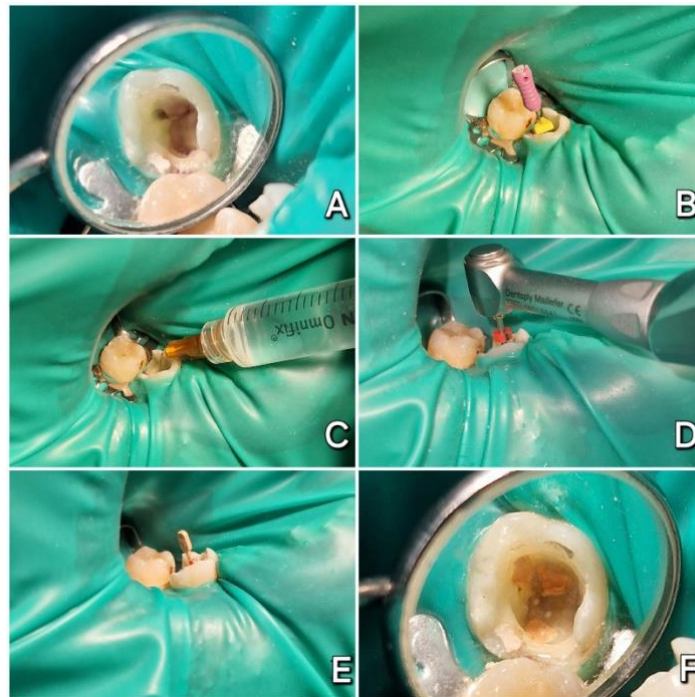
Nakon obrade provjera radne dužine slijedi ručnim instrumentom, koji ne smije zapinjati prije dosezanja radne dužine niti ju prelaziti da ne bi došlo do prekratkog punjenja ili pak prepunjenja kanala. Ako je provjera zadovoljavajuća, slijedi završno ispiranje NaOCl i EDTA te sušenje upijajućim papirnatim štapićima. Kanal se napuni gutaperka štapićem X2 koji odgovara ProTaper Next setu te se isti postupak ponovi za sva tri kanala u jednom posjetu (slika 12e). Kod niti jednog kanala nije bilo potrebe za obradom kanala dodatnim instrumentima iz seta ProTaper Next (X3, X4, X5).

Nakon izrade kontrolne RTG snimke utvrđeno je pravilno punjenje sva tri korijenska kanala (slika 12f). Pacijentu se postavi privremeni stakloionomerni ispun te ga se naruči na sljedeći pregled uz upute.



Slika 11. ProTaper Next sustav korišten tijekom kliničkog slučaja.

Veličine iglica SX, X1, X2.



Slika 12. Postupak endodontske obrade;

Prikaz ulaza u korijenske kanale nakon trepanacije (a). Upotrebe SS #10 instrumenta prilikom eksploracije kanala (b). Irigacija korijenskih kanala NaOCl (c). Strojna obrada kanala ProTaper Next instrumentom X2 (25/06) (d). Gutaperka štapić (X2) u kanalu prilikom provjere radne dužine prije punjenja (e). Prikaz ulaza u korijenske kanale nakon punjenja gutaperka štapićima (f).

Endodontsko liječenje predstavlja vrlo čest dentalni postupak. Slijedom toga mnogi znanstvenici nastoje unaprijediti sam postupak te ga učiniti efikasnijim, sigurnijim i uspješnijim. Upravo u takvim nastojanjima su se nikal titanske legure počele primjenjivati u endodonciji, što je pokrenulo revoluciju u proizvodnji endodontskih instrumenata. Danas na tržištu postoji mnogo sustava endodontskih instrumenata te je za kliničara važno dobro upoznati prednosti i nedostatke legura i sustava da bi mogao dobro odabrati ono što mu je najpotrebnije te najpovoljnije za pacijenta.

Standardni materijal za proizvodnju endodontskih instrumenata je nehrđajući čelik. Ta legura je pokazala dobru reznu moć, ali agresivno reže dentin zbog čega bi se u zakrivljenim kanalima uklanjalo više stijenke korijenskog kanala nego što je potrebno. Instrumenti od SS su kruti i teško prilagodljivi anatomske zahtjevnim kanalima, posebno povećanjem promjera iglice tijekom napredovanja tretmana. Problemi uslijed tih svojstava su transport preko apeksa korijenskog kanala, stvaranje stuba tijekom obrade kod zavijenih kanala te perforacije stijenke. Također, obrada ručnim SS instrumentima iziskuje dosta vremena tako da se nerijetko tretman produžava na više posjeta.

Krajem 20. stoljeća na tržište dolaze instrumenti izrađeni od nikal titanske legure koji su odmah pokazali svoju bolju fleksibilnost i superiornost prilikom obrade zavijenih kanala zahtjevnije anatomske građe. Sama legura u sastavu sadrži 56% Ni te 44% Ti uz mogućnost primjese nekih drugih elemenata, a atomski omjer Ni i Ti je 1:1. Izrađeni su sustavi NiTi instrumenata kojima je glavna značajka superelastičnost i sposobnost pamćenja oblika radi faznih pretvorbi kod ove legure. Za razumijevanje svojstava važno se upoznati s fazama. Austenitna faza ili roditeljska faza je stanje u kojem legura ima svoje atome raspoređene u kristalnu rešetku. Kada se NiTi instrument nalazi u austenitnom obliku svojstvena mu je izrazita superelastičnost (SE) i otpor na torzijsko opterećenje. Prilikom ulaska u kanal kod njih dolazi do martenzitne pretvorbe inducirane stresom, a nakon vađenja instrumenta iz kanala on se vrati u svoj prvotni oblik. Austenitni oblici NiTi legure su konvencionalna NiTi žica, M-žica te R-faza. Takvi instrumenti pogodni su za obradu manje zavijenih kanala i izradu *pathfindera*. Martenzitni oblik ili faza kći okarakterizirana je monoklinskom kristalnom strukturom. Legura se u tom obliku u pravilu nalazi na nižim temperaturama, a glavne prednosti su joj izrazita fleksibilnost te dobar otpor na ciklički zamor. Martenzitne NiTi legure su CM žica, zlatni i plavi sustavi te Maxwire. Ove legure se koriste za izradu instrumenata prilagođenih obradi zahtjevnih

korijenskih kanala sa zavojitom i kompliciranom anatomskom strukturom. Nadalje važna je i prijelazna R-faza kojoj su atomi romboedarski poslagani u strukturi. R-faza je najfleksibilnija te poželjna kod instrumenta jer je potrebno manje napora da se prijeđe iz nje u M fazu nego direktno iz A faze.

Fazne pretvorbe mogu biti potaknute temperaturnim pomakom ili naprezanjem kojemu je instrument tijekom tretmana izložen, a udio pojedine fazi u leguri predodređen je termomehaničkom obradom prilikom proizvodnje.

Usprkos povećanju efikasnosti tretmana i ove legure se suočavaju s nedostacima koje je potrebno premostiti u daljnjem razvoju endodoncije. Instrumenti izrađeni od NiTi legure skloni su lomu tijekom obrade kanala, bilo da se radi o cikličkom zamoru ili torzijskom opterećenju kao uzroku. Doktor dentalne medicine tijekom svoga rada treba biti svjestan ovih nedostataka da bi ih se što bolje moglo izbjeći.

9. ZAKLJUČAK

Austenitni instrumenti posjeduju svojstvo superelastičnosti te su otporniji na torzijsko opterećenje. Torzijsko opterećenje predstavlja vrijednost okretnog momenta kod loma koja je time veća što je instrument otporniji na lom. Takva legura prikladna je za ravne kanale i za tanje instrumente koji osiguravaju prohodnost (*pathglideri i pathfinderi*).

Instrumenti koji u određenom udjelu imaju martenzitnu kristalnu strukturu fleksibilniji su i otporniji na cikličko opterećenje, tj. zamor. Takve instrumente koje je moguće saviti prije same instrumentacije, poželjno je koristiti kod zavijenih kanala.

10. LITERATURA

1. Hulsman M, Schafer E. Preparation of the Coronal and Radicular Spaces. In: Rotstein U, Ingle JI, editors. *Ingles Endodontics 7th edition*. Raleigh, North Carolina: PMPH USA; 2019. p. 557-633.
2. Zupanc J, Vahdat-Pajouh N, Schäfer E. New thermomechanically treated NiTi alloys - a review. *Int Endod J*. 2018Oct;51(10):1088-103.
3. Campbell F, Cunliffe J, Darcey J. Current technology in endodontic instrumentation: advances in metallurgy and manufacture. *Br Dent J*. 2021 Jul;231(1):49-57.
4. Zanza A, D'Angelo M, Reda R, Gambarini G, Testarelli L, Di Nardo D. An Update on Nickel-Titanium Rotary Instruments in Endodontics: Mechanical Characteristics, Testing and Future Perspective-An Overview. *Bioengineering (Basel)*. 2021Dec16;8(12):218.
5. Jukić Krmek S. i sur. *Pretklinička endodoncija*. Zagreb: Medicinska naklada; 2016.
6. Kranjčić J, Majdandžić M, Pandurić V. Instrumenti u endodontskoj terapiji. *Sonda*. 2009;17:43-47.
7. Liang Y, Yue L. Evolution and development: engine-driven endodontic rotary nickel-titanium instruments. *Int J Oral Sci*. 2022 Feb 18;14(1):12.
8. Tung BB, John CM, Craig Baumgartner J, Effect of Electropolishing ProFile Nickel-Titanium Rotary Instruments on Cyclic Fatigue Resistance, Torsional Resistance, and Cutting Efficiency. *Journal of Endodontics*. 2008;34(2):190-193.
9. Bonaccorso A, Tripi TR, Rondelli G, Condorelli GG, Cantatore G, Schäfer E. Pitting corrosion resistance of nickel-titanium rotary instruments with different surface treatments in seventeen percent ethylenediaminetetraacetic Acid and sodium chloride solutions. *J Endod*. 2008 Feb;34(2):208-11.
10. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, Testarelli L. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod*. 2008 Aug;34(8):1003-5.
11. Chan WS, Gulati K, Peters OA. *Advancing Nitinol: From heat treatment to surface functionalization for nickel-titanium (NiTi) instruments in endodontics*. *Bioact Mater*. 2022 Sep 27;22:91-111.

12. Pereira ÉS, Viana AC, Buono VT, Peters OA, Bahia MG. Behavior of nickel-titanium instruments manufactured with different thermal treatments. *J Endod.* 2015 Jan;41(1):67-71.
13. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *J Endod.* 2008 Nov;34(11):1406-1409.
14. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the Raw Materials on the Fatigue and Mechanical Properties of ProFile Vortex Rotary Instruments. *J Endod.* 2011;38(3):398-401.
15. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *J Endod.* 2009 Mar;35(3):401-3.
16. 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 Feb;39(2):163-72.
17. Dablanca-Blanco AB, Castelo-Baz P, Miguéns-Vila R, Álvarez-Novoa P, Martín-Biedma B. Endodontic Rotary Files, What Should an Endodontist Know? *Medicina (Kaunas).* 2022 May 27;58(6):719.
18. Silva EJNL, Vieira VTL, Belladonna FG, Zuolo AS, Antunes HDS, Cavalcante DM, Elias CN, De-Deus G. Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of XP-endo Shaper and TRUShape Instruments. *J Endod.* 2018 Jan;44(1):168-172.
19. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *Int Endod J.* 2008 Apr;41(4):339-44.
20. Torabinejad M, Walton RE. *Endodonticija: načela i praksa.* Zagreb: Naklada slap;2010.
21. Ruddle CJ. The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. *Dent Today.* 2001 Oct;20(10):60-7.
22. Jiang J, Sun J, Huang Z, Bi Z, Yu G, Yang J, Wang Y. The state of the art and future trends of root canal files from the perspective of patent analysis: a study design. *Biomed Eng Online.* 2022 Dec 24;21(1):90.
23. Elnaghy AM, Elsaka SE. Assessment of the mechanical properties of ProTaper Next Nickel-titanium rotary files. *J Endod.* 2014 Nov;40(11):1830-4.

24. Martins JNR, Silva EJNL, Marques D, Belladonna F, Simões-Carvalho M, Camacho E, Braz Fernandes FM, Versiani MA. Comparison of design, metallurgy, mechanical performance and shaping ability of replica-like and counterfeit instruments of the ProTaper Next system. *Int Endod J.* 2021 May;54(5):780-792.

Sara Maraš Žilić rođena je 8. srpnja 1998. godine u Zadru. Nakon završenog obrazovanja u Osnovnoj školi Petar Zoranić Nin područni objekt Vrsi, nastavlja obrazovanje u Općoj gimnaziji Jurja Barakovića Zadar. Godine 2017. upisuje Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu. Tijekom studija asistira u privatnoj stomatološkoj ordinaciji.