Učinkovitost nove tehnike laserski aktiviranoga ispiranja pri reviziji bioaktivnih punila iz korijenskih kanala

Rajda, Marko

Doctoral thesis / Disertacija

2022

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

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:127:899284

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-15**

Repository / Repozitorij:

University of Zagreb School of Dental Medicine Repository

Stomatološki fakultet

Marko Rajda

UČINKOVITOST NOVE TEHNIKE LASERSKI AKTIVIRANOGA ISPIRANJA PRI REVIZIJI BIOAKTIVNIH PUNILA IZ KORIJENSKIH KANALA

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2022.

Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Marko Rajda

UČINKOVITOST NOVE TEHNIKE LASERSKI AKTIVIRANOGA ISPIRANJA PRI REVIZIJI BIOAKTIVNIH PUNILA IZ KORIJENSKIH KANALA

DOKTORSKI RAD

Mentori:

izv. prof. dr. sc. Anja Baraba

izv. prof. dr. sc. Gorana Baršić

Zagreb, 2022.

School of Dental Medicine

Marko Rajda

EFFICENCY OF NOVEL LASER ACTIVATED IRRIGATION IN RETREATMENT OF BIOACTIVE ROOT CANAL SEALER

DOCTORAL DISERTATION

Zagreb, 2022.

Rad je ostvaren na Zavodu za endodonciju i restaurativnu stomatologiju Stomatološkog fakulteta u suradnji s Katedrom za mjerenje i kontrolu Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu. Izradu rada su mentorirale izv. prof. dr. sc. Anja Baraba, specijalist endodoncije i restaurativne stomatologije i izv. prof. dr. sc. Gorana Baršić.

Ova disertacija dio je projekta Hrvatske zaklade znanost: „Istraživanje i razvoj novih mikro i nanostrukturnih bioaktivnih materijala u dentalnoj medicini“ (BIODENTMED br. IP-2018-01-1719).

Voditeljica projekta: prof.dr.sc. Ivana Miletić

Lektor hrvatskog jezika: Vanja Nekich, prof. hrv. jezika i književnosti

Lektor engleskog jezika: Michael Nekich, stalni sudski tumač za engleski jezik

Sastav Povjerenstva za ocjenu doktorskog rada:

(za svakog člana Povjerenstva naknadno se rukom na za to predviđeno mjesto upisuju ime i prezime, akademsko zvanje i ustanova)

1. _____
2. _____
3. _____
4. _____
5. _____

Sastav Povjerenstva za obranu doktorskog rada:

(za svakog člana Povjerenstva naknadno se rukom na za to predviđeno mjesto upisuju ime i prezime, akademsko zvanje i ustanova)

1. _____
2. _____
3. _____
4. _____
5. _____

Datum obrane rada: _____ (upisuje se naknadno rukom)

Rad sadrži: 109 stranica
4 tablice
24 slika
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 poslijediplomskog doktorskog studija. 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 mentorici izv. prof. dr. sc. Anji Baraba koja je svojim znanjem, znanstvenim i stručnim iskustvom, savjetima te podrškom doprinijela izradi mog doktorskog rada.

Zahvaljujem svojoj komentorici izv. prof. dr. sc. Gorani Baršić na nesebičnoj i stručnoj pomoći koja je pridonijela kvaliteti izrade ovog rada.

Ovaj doktorat posvećujem svojoj obitelji i prijateljima koji su mi pružili potporu kada je bila najpotrebnija. Ponajviše se želim zahvaliti svojoj majci, tati, sestri i teti koji su me naučili kako "Uspjeti znači prihvaćati neuspjeh za neuspjehom ne gubeći entuzijazam."

Sažetak

UČINKOVITOST NOVE TEHNIKE LASERSKI AKTIVIRANOGA ISPIRANJA PRI REVIZIJI BIOAKTIVNIH PUNILA IZ KORIJENSKIH KANALA

Svrha istraživanja bila je mikro CT analizom ispitati učinkovitost nove SWEEPS tehnike laserski aktiviranog ispiranja u uklanjanju punjenja korijenskih kanala nakon revizije endodontskog punjenja. Korijeni 76 humanih zubi nasumično su podijeljeni u četiri skupine (n = 19) ovisno o vrsti punila (epoksi smola i gutaperka, biokeramičko punilo i biokeramičke gutaperke) i tehnici punjenja (hladna ili termoplastična tehnika). Tehnika jedne gutaperke korištena je kao izabrana tehnika punjenja za dvije skupine: u jednoj skupini, korijenski kanali punjeni su kombinacijom gutaperke i AH Plus punila, dok je druga skupina punjena u kombinaciji TotalFill punilom i TotalFill gutaperkom. U skupinama punjenim termoplastičnom tehnikom s nosačem korištena je u jednoj skupini kombinacija AH Plus i Guttafusion gutaperki za punjenje kanala, a u drugoj skupini MTA Filaplex i Gutafussion gutaperki. Punjenje u korijenskim kanalima je zaštićeno postavljanjem kapsuliranog SIC ispuna te su uzorci pohranjeni na tjedan dana u fiziološku otopinu kako bi se omogućilo stvrdnjavanje materijala. Nad svim uzorcima provedena je revizija endodontskog punjenja Reciproc instrumentima R25. Nakon revizije, korijenski kanali dodatno su tretirani auto SWEEPS protokolom. Razlika u volumenu zaostalog punila analizirana je pomoću mikro CT-a. Uzorci su skenirani nakon inicijalnog punjenja, nakon revizije Reciproc instrumentom i nakon dodatnog tretmana SWEEPS-om. Statistička analiza razlike u volumenu provedena je analizom varijance (ANOVA) ($p < 0,05$). Rezultati istraživanja pokazuju kako dodatni tretman SWEEPS-om značajno smanjuje volumen zaostalog punila u svim skupinama u usporedbi sa skupinama koje su tretirane isključivo Reciproc instrumentom; iako punilo u potpunosti nije uklonjeno ni u jednoj skupini. Iz ovog istraživanja može se zaključiti kako SWEEPS modalitet povećava učinkovitost u uklanjanju zaostalog punila na bazi epoksi smole i biokeramičkog punila punjenog tehnikom jedne gutaperki i termoplastičnom tehnikom s nosačem.

Ključne riječi: SWEEPS; biokeramička punila; punila temeljena na epoksi smoli; hladna tehnika punjenja jednom gutaperkom; termoplastična tehnika s nosačem; mikro CT

Summary

EFFICIENCY OF A NOVEL LASER-ACTIVATED IRRIGATION IN RETREATMENT OF BIOACTIVE ROOT CANAL SEALER.

Introduction:

The main reason for endodontic failure is the persistence or regrowth of microorganisms that have a high affinity for root canal filling materials and sealers, especially gutta-percha. The reasons for these microbial issues range from inadequate control of aseptic conditions and overlooked root canals to improper instrumentation and complications during root canal treatment occurring in the form of perforations, broken instruments, short or overextended root canal fillings, and microleakage of temporary or long-term restorations. Endodontic failure may require either nonsurgical or surgical retreatment, where nonsurgical root canal retreatment is the preferred option whenever possible. Proper retreatment can be challenging and time-consuming; however, removing the old root canal filling is essential as it acts as a mechanical barrier to the irrigating solution used in the retreatment process. Depending on their chemical composition, sealers can be classified as either zinc-oxide eugenol, epoxy resin, silicon, calcium hydroxide, glass ionomer, methacrylate resin, or calcium silicate types. In 2007, bioceramic sealers were introduced as a new sealer type. The chemical reaction of bioceramic sealers utilizes the moisture in dentine tubules to form a calcium silicate hydrate gel and portlandite, which reacts with the moisture in dentine tubules forming calcium silicate hydrate gel and portlandite. The result is a tag-like structure providing adhesion of bioceramic materials to the root canal dentine. This interaction facilitates successful sealing, but it may also hinder the complete removal of the root canal filling if retreatment is needed. Different techniques have also been developed to improve the sealing of the endodontic space. Single cone and carrier-based techniques have been developed to offer a possible solution to cold lateral compaction where vertical fractures can occur due to forces applied during obturation. Both techniques are usually used after root canal instrumentation with NiTi engine-driven files, and both techniques have several advantages, including simplicity and small time expenditures, while also eliminating the requirement for accessory cones or time spent on lateral condensation. A recently introduced obturation technique is GuttaFussion (VDW, Munich, Germany). It consists of a plastic core coated with cross-linked thermoset gutta-percha that does not melt at the temperatures generated by the special oven.

Irrigation after mechanical debridement is a crucial step in the retreatment process and has been improved by introducing various irrigation activation techniques. The philosophy behind this approach is that increasing the turbulence of the irrigating solution improves the debridement of the root canal system and thereby improves the penetration of the fluid to enhance antibacterial action. The use of lasers has been shown to achieve a similar effect. Laser-activated irrigation (LAI) is based on the creation of intracanal cavitation as a result of photoacoustic and photomechanical effects. This effect is linked to the absorption of the energy emitted by erbium lasers, as it agitates the water-based solutions in the intracanal space. More recently, Er:YAG laser modality, SWEEPS (Shock Wave Enhanced Emission Photoacoustic Streaming), was launched to improve the cleaning and disinfecting efficacy of LAI. However, to date, little information is available regarding the effectiveness of removing root canal filling material during retreatment using SWEEPS. The available literature contains no research on the effectiveness of SWEEPS in removing epoxy resin–based and bioceramic sealers in combination with single cone and core-carrier obturation techniques. Therefore, the present study aimed to use micro-computed tomography (micro-CT) analysis to evaluate the efficacy of shock wave–enhanced emission photoacoustic streaming (SWEEPS) in the retreatment of epoxy resin-based and bioceramic sealers used in combination with single-cone and carrier-based obturation techniques.

Methodology:

This study included 76 single-rooted extracted human teeth with single canals, and intact and mature root apices were selected. After removing the contaminated tissue on the outer specimen surfaces, the working length of each root canal was determined by inserting a size #15 K file. The crowns were sectioned using a water-cooled diamond drill to obtain roots with a standardized length of 17 mm. The root canals were instrumented using a size R25 Reciproc instrument and a VDW Gold endo motor according to the manufacturer's instructions. During instrumentation, the canals were irrigated with 2.5% NaOCl solution using a 27-gauge needle and a 2 mL syringe. The smear layer was removed by rinsing the root canals with 2 mL of 17% EDTA for 1 min, followed by a final rinse with saline solution. The canals were dried using size R25 Reciproc paper points. All specimens were randomly divided into four experimental groups according to the root canal obturation technique and the type of root canal sealer. For one of the single-cone groups ($n = 19$), a Reciproc R25 gutta-percha cone was dipped into the AH Plus sealer and then placed slowly, in

an up-and-down motion, until it reached the entire working length. For the other single-cone group (n=19), a combination of bioceramic gutta-percha and bioceramic sealer was used for root canal filling. The TotalFill BC sealer was syringed into the canal, and TotalFill gutta-percha was placed in the canal up to the working length. The coronal excess of the master cone was cut to the coronal orifice using a flame-heated hand plugger. For one core-carrier group (*n = 19*), the root canal walls were coated with AH Plus sealer using a size #25 reamer in a counterclockwise motion. For the other core-carrier group (*n = 19*), MTA Fillapex sealer was used to coat the root canal walls. Guttafusion R25 was heated in a special oven during the coating of the canal with the root canal sealer. The heated gutta-percha was then slowly inserted to the working length without twisting or forcing. The excess material in the canal orifice was then extruded by bending the core-carrier to the right and left until separation took place, and the core material was condensed with a plugger by the same researcher. The access cavity in all specimens was sealed with glass ionomer cement. All specimens were stored at 37°C for one week to allow sufficient time for the sealer to set. After one week and complete setting of the sealer, the root canal retreatments were performed on all specimens (*n = 76*) using R25 Reciproc instruments in a VDW Gold endo motor according to the manufacturer's instructions, without the use of any solvent. The root canals were rinsed with 2 mL of 2.5% NaOCl solution. The criteria for the completion of the retreatment procedure were smooth canal walls and no presence of root canal filling material on the Reciproc instruments. At the end of the retreatment procedure, root canals were rinsed with 2 mL of 17% EDTA for 1 min, followed by a final rinse with saline solution. The canals were then dried using size R25 Reciproc paper points. Auto SWEEPS protocol (50 μs, 15 Hz, 20 mJ, and 0.3 W) was performed for LAI using an Er:YAG laser with a 2940 nm wavelength. The pulp chamber was reconstructed using thermoplastic materials and served as a reservoir for the irrigation solution. The tip was submerged in saline and hovered above the orifice in the cervical region rather than inserting the tip into the canal. After retreatment using Reciproc instruments and additional SWEEPS treatment using micro-CT, each tooth was scanned after root canal filling. Once scanning was done, the images were reconstructed to determine the residual volume of the sealer. The results for the volumes of root canal filling after retreatment with the Reciproc instruments and the additional use of SWEEPS were subjected to linear transformation to remove the influence of the initial root canal filling volume. The differences between the four experimental groups were tested using analysis of variance.

Results and discussion:

The volume of root canal filling materials decreased significantly in all four experimental groups after retreatment with Reciproc instruments ($p<0,05$), however, none of the teeth showed complete removal of the root canal filling materials. No statistically significant difference was observed between the groups regarding the volume of root canal filling remnants after retreatment only with Reciproc instruments ($p > 0,05$). Additional treatment with SWEEPS significantly reduced the volume of root canal materials in all experimental groups compared to retreatment with Reciproc instruments alone ($p < 0,05$). However, none of the teeth, even with the SWEEPS treatment, showed complete removal of the material from the root canal. Statistical analysis of the effectiveness of SWEEPS according to the root canal filling technique or the root canal filling materials revealed a statistically significant difference for the single-cone group treated with the combination of AH Plus and gutta-percha, given that a higher volume of root canal filling remnants was observed in that group than in the other groups ($p < 0,001$). The findings of this study also reveal a more effective removal of a combination of bioceramic sealer and bioceramic gutta-percha than of the combination of epoxy resin-based sealer and gutta-percha after SWEEPS treatment of root canals obturated using the single-cone technique. Comparing the effectiveness of SWEEPS in the core-carrier groups did not show any statistically significant difference between the AH Plus and the bioceramic sealers. A comparison of AH sealer used with core-carrier and single cone techniques revealed a smaller residual volume in the core carrier after retreatment with SWEEPS. The groups treated with the bioceramic sealer combined with different obturation techniques showed no statistically significant differences in the root canal filling after SWEEPS treatment ($p > 0,05$). The results of this study show that the root canal filling materials were not completely removed from the root canal walls in any of the samples, regardless of the retreatment technique or irrigant agitation using SWEEPS.

Conclusion:

The results of this *in vitro* study indicated that none of the materials were completely removed from the root canal after an additional SWEEPS treatment. However, SWEEPS can be used to enhance the removal of both epoxy resin-based and bioceramic sealers in combination with single-cone and carrier-based obturation techniques. This information may be important for clinical use, given that

reducing the root canal filling remnants to a minimum may be beneficial for the success of endodontic retreatment.

Keywords: SWEEPS; bioceramic sealer; epoxy resin-based sealer; single-cone; core-carrier; retreatment; micro-CT

Sadržaj

1. UVOD **1**

1. **Nekirurška revizija** 3

1.1. Revizija ručnim instrumentima 3

1.2. Strojna tehnika instrumentacije i revizije 4

1.2.1. Rotacijske tehnike instrumentacije kanala 5

1.2.1.1. Recipročne tehnike instrumentacije korijenskih kanala 5

1.2.1.2. Reciproc tehnika instrumentacije 6

1.2.1.3. Kombinacija rotacijske i recipročne kretnje (TF adaptive) 7

1.2.1.4. Vertikalne vibracije 8

1.3. Ispiranje kanala 9

1.3.1. Tekućine za ispiranje korijenskih kanala 9

1.3.2. Tehnike ispiranja korijenskih kanala 12

1.3.2.1. Ručno ispiranje korijenskih kanala 12

1.3.2.2. Strojno potpomognuti sustavi ispiranja korijenskih kanala 13

1.4. Laser 16

1.4.1. Princip rada lasera 16

1.4.2. Građa i dijelovi lasera 19

1.4.3. Karakteristike laserske svjetlosti 20

1.4.4. Podjela lasera 21

1.4.4.1. Podjela lasera prema agregatnom stanju 22

1.4.4.2. Podjela lasera prema načinu rada 25

1.4.4.3. Prema načinu pobude 26

1.4.5. Laserski parametri 27

1.4.6. Tkivni učinak lasera 27

1.4.7. Primjena lasera 30

1.4.7.1. Laseri u medicini 30

1.4.7.2. Laseri u dentalnoj medicini 30

1.4.8. Primjena lasera u endodonciji 31

1.4.8.1. Direktna iradijacija laserom 33

1.4.8.2. Fotoaktivirana dezinfekcija 33

1.4.8.3. Laserski aktivirano ispiranje (LAI) 34

1.4.8.4. PIPS tehnika 35

1.4.8.5. SWEEPS tehnika 35
1.5. Materijali za punjenje korijenskih kanala 37
1.5.1. Meka punila koja ostaju trajno meka (paste) 38
1.5.2. Punila koja se stvrdnjavaju u korijenskom kanalu (cementi) 38
1.5.3. Kalcij-silikatna punila 39
1.5.3.1. Mineral trioksid agregat – MTA 44
1.5.3.2. Biodentin 45
1.5.3.3. Biokeramika 46
1.5.4. Silikonska punila 47
1.5.5. Stakloionomerna punila 48
1.6. Polutvrda punila (gutaperke) 48
1.6.1. Površinske modifikacije gutaperki 49
1.6.2. Komercijalno dostupne modificirane gutaperke 50
1.7. Tehnike punjenja 51
1.7.1. Hladne tehnike punjenja korijenskih kanala 51
1.7.1.1. Hladna lateralna kondenzacija 51
1.7.1.2. Tehnika punjenja jednom gutaperkom 52
1.7.2. Termoplastične tehnike punjenja korijenskog kanala 52
1.7.2.1. Tehnika tople lateralne kondenzacije 52
1.7.2.2. Tehnika vruće vertikalne kondenzacije 53
1.7.2.3. Tehnika kontinuiranog vala 53
1.7.2.4. Tehnika ultrazvučne kondenzacije gutaperke 53
1.7.2.5. Tehnika termo-mehaničke kompakcije gutaperke 54
1.7.2.6. Injekcijske tehnike zagrijane gutaperke 54
1.7.2.7. Termoplastične tehnike s nosačem 54
2. HIPOTEZE I CILJEVI ISTRAŽIVANJA 56
3. MATERIJALI I METODE 58
3.1. Priprema uzoraka 59
3.2. Punjenje korijenskih kanala 63
3.3. Revizija 69
3.4. SWEEPS laserski aktivirano ispiranje 70
3.5. Skeniranje mikro CT-om 71

3.6. Statistička analiza 75
4. REZULTATI **76**
5. RASPRAVA **79**
6. ZAKLJUČAK **88**
7. LITERATURA **90**
8. ŽIVOTOPIS AUTORA S OBJAVLJENIM RADOVIMA **107**

Popis skraćenica

CCW	obrnuto od kazaljke na satu
	(eng. counterclockwise)
CLSM	konofokalno laserski elektronsko skeniranje
	(eng. *confocal laser scanning*)
CO_2	ugljikov dioksid
CW	smjer kazaljke na satu
	(eng. *clockwise*)
EDTA	etilen-diamin-tetraoctena kiselina
	(eng. *ethylenediaminetetraacetic acid*)
Er,Cr:YSGG	erbij, krom, itrijum, skandij, galiuim, garnet
	(*eng. Erbium, Chromium-doped: Yttrium-Scandium-Gallium-Garnet)*
Er:YAG	erbij, itrij, aluminij garnet
	(*eng. Erbium-doped Yttrium Aluminum Garnet*)
He-Ne	helij neon
LAI	laserski aktivirano ispiranje
	(eng. *laser activated irrigation*)
MAF	glavna gutaperka
	(eng. *master apical file, MAF*)
Mikro CT	kompjuterizirana tomografija mikronskih razmjera
	(eng. micro computed tomography)

N_2	dušik
NaOCl	natrijev hipoklorit
Nd:YAG	neodimij, itrij, aluminij, garnet (eng. *neodymium-doped yttrium aluminum garnet*)
PIPS	fotonima inducirano fotoakustično strujanje (*eng. Photon-induced photoacoustic Streaming*)
SEM	skenirajući elektronski mikroskopom (eng. *scanning electron microscopy*)
SWEEPS	udarni val poboljšan emisijom fotoakustičkog strujanja (eng. *Shock Wave Enhanced Emission Photoacoustic Streaming*)
TFA	samoprilagođavajući instrument (eng. *Self-adjusting file*)
YAG	itrij, aluminij, garnet (eng. *Yttrium aluminum garnet*)

1. UVOD

Osnovni cilj endodontskog liječenja je temeljito uklanjanje nekrotičnog tkiva i mikroorganizama mehaničkom preparacijom endodontskog prostora i njegovom dezinfekcijom kako bi se korijenski kanali mogli napuniti osiguravajući time hermetičko brtvljenje te kako bi se spriječila ponovna infekcija (1). Prema podacima iz literature, uspjeh primarnog endodontskog liječenja je u rasponu 98 % (2). Neuspjeh primarnog endodontskog liječenja se može dogoditi u slučaju zaostalih mikroorganizama (unutar i izvan kanala), neodgovarajućeg punjenja kanala, prepunjenja, lošeg koronarnog brtvljenja, nepronađenih i neinstrumentiranih kanala, ijatrogenih pogreški, u slučaju komplikacija tijekom instrumentacije (perforacije ili lom instrumenta) (1-3). U slučaju neuspjeha primarnog endodontskog liječenja, potrebna je revizija endodontskog liječenja koja može biti kirurška i nekirurška. Tijekom nekirurške revizije, uklanja se postojeće punjenje iz korijenskih kanala nakon čega se kanali čiste i oblikuju ručnim ili strojnim instrumentima. Mehaničkim uklanjanjem postojećeg punjenja iz korijenskih kanala zuba i njihovom kemijskom dezinfekcijom nastoji se potaknuti cijeljenje periradikularnog tkiva te riješiti komplikacije koje su nastale kao rezultat zaostalih bakterija u korijenskom kanalu što je rezultiralo destrukcijom periradikularne kosti. Naglasak je na važnosti potpunog uklanjanja postojećeg punjenja, jer u slučaju nepotpunog uklanjanja punjenja, ono djeluje kao mehanička barijera između upalnog procesa i kemomehaničke obrade (4). Međutim, postotak uspješnosti nekirurške terapije je znatno niži, oko 74% (5). Razlog tome je složena anatomija korijenskog kanala, prisutnost lateralnih i akcesornih kanala, isthmusa, kao i korijenskih kanala nepravilnog i ovalnog oblika, koji otežavaju potpuno čišćenje i oblikovanje (1, 6). S druge strane, neki autori navode kako je postotak uspješnosti između primarnog liječenja i revizije približno jednak, približno 82% (3). Ipak, potpuno uklanjanje punila iz korijenskog kanala nije uvijek moguće i predstavlja izazov za kliničara. Kako bi se pokušao povećati uspjeh nekirurške revizije, važno je što učinkovitije ukloniti punilo sa stijenki korijenskog kanala (6, 7).

1. **Nekirurška revizija**

Uzrok neuspjeha primarnog endodontskog liječenja može biti uzrokovan prisutnim zaostalim bakterijama koje se nalaze unutar stijenki korijenskog kanala nakon neadekvatno provedenog čišćenja i dezinfekcije samih korijenskih kanala. Ovako zaostale bakterije u prisustvu tkivnih tekućina uzrokuju sekundarne infekcije (8). Bakterija *Enterecoccus faecalis,* prisutna u dentinskim tubulisima otporna je na tekućine za ispiranje, pogotovo ukoliko se ne omogući dovoljno vremena tekućini za ispiranje u svrhu uklanjanja bakterije unutar tubulusa. Preživjele bakterije s vremenom stvaraju agregat u strukturama kao što je biofilm (9). U biofilmu također mogu biti prisutne bakterije *Actinomycetes spp. (Propionibacterium i Actinomyces)* koje djeluju na vanjsku površinu korijena zuba uzrokujući perzistetnu leziju korijena (1). Ako je koronarno brtvljenje odgovarajuće u obliku protetskog nadomjestaka ili ispuna, indicirana je kirurška revizija. Suprotno tome, neadekvatno brtvljenje i dobar pristup endodontskom prostoru, indikacija su za nekiruršku reviziju (10). Radiološka procjena također može služiti za procjenu načina revizije. Nekompaktno punjenje ili netretirani korijenski kanal indikacija su za nekiruršku reviziju. Odgovarajuće punjenje 1 mm kraće od radiološkog apeksa može biti indikacija za kiruršku reviziju (10). Kirurška revizija indicirana je u slučaju komplikacije u slučaju loma instrumenta, perforacije korijena, stepenice ili interne resorpcije (10). Nekirurška revizija klinički provodi se uklanjanjem starog punila iz korijenskih kanala koji se može ukloniti ručnim i strojno vođenim instrumentima, ultrazvukom, otapalima ili kombinacijom svega navedenog.

1.1. Revizija ručnim instrumentima

Hedström ili ručni proširivači su instrumenti koji se koriste kod punjenih korijenskih kanala kod kojih je gutaperka slabije adaptirana uz same stijenke. Uz gutaperku i stijenke korijenskog kanala tada postoji slobodan prostor, u koji se mogu umetnuti ručni instrumenti. Hedström pilica ili ručni proširivač rotiraju se u smjeru kazaljke na satu i povlače se u koronarnom smjeru dok se gutaperka ne izvuče u jednom komadu. Nakon toga ostaci gutaperke se uklanjaju „crown down“ tehnikom kako bi se izbjeglo potiskivanje sadržaja preko apeksa (11).

Kod kompaktnog punjenja korijenskih kanala, gutaperka je bolje adaptirana uz stijenke te je revizija otežana. Za ovakvu reviziju mogu se koristiti zagrijani ručni utiskivači (eng. *plugger*). Zagrijani ručni utiskivač utiskuje se u masu gutaperke i pusti se da se ravnomjerno ohladi. U vrlo rijetkim slučajevima se cijela gutaperka ukloni s nabijačem, ali u većini slučajeva u komadima.

Ova tehnika vremenski je zahtjevna i postoji mogućnost guranja razmekšane gutaperke preko apeksa. Sigurnija tehnika je uporaba termostatski zagrijanog nastavka koji se kontinuirano zagrijava tijekom postavljanja u kanal. Zagrijanim nastavkom postupno se dosegne apikalni otvor. Nakon postignute željene dubine dopušta se instrumentu hlađenje te se nakon toga instrument izvlači iz korijenskog kanala. Kanal se dalje čisti i širi „crown down“ tehnikom (11).

Za uklanjanje postojećeg punila, mogu se koristiti zvučna i ultrazvučna energija. Obje energije prelaze u toplinsku energiju na vrhu nastavaka posebno konstruiranih instrumenata, koji se unose u korijenski kanal. Tako razmekšana gutaperka uklanja se na isti način kao i kod tehnike sa zagrijanim nastavkom. Opisane tehnike obično služe kao pomoć pri uklanjanju gutaperki, jer je i dalje potrebno ukloniti veći dio volumena gutaperki ručnim instrumentima (11).

Različita otapala također se mogu koristiti za omekšavanje gutaperki, što olakšava njeno daljnje uklanjanje instrumentacijom. U otapala koja se koriste u ovu svrhu ubrajamo kloroform, haloton, metilkloroform, ksilen, eukaliptusovo ulje, narančino ulje, ugljik disulfid i benzen. Zbog toksičnosti i mogućeg kancerogenog učinka kloroform se izbjegava, stoga se koriste alternativna otapala. Nedostatka otapala je moguće potiskivanje preko apikalnog otvora tijekom revizije. Autori jednog istraživanja našli su minimalni volumen svakog od otapala potisnut preko apikalnog otvora koji je bio nekoliko puta niži od dopuštenih vrijednosti (12).

Nedostatak svih navedenih tehnika revizija s ručnim instrumentima je u dugotrajnosti postupka zbog nemogućnosti okretanja instrumenata za više od pola do cijelog okreta. Ibrahim i sur. pokazali su da su strojno vođeni instrumenti brži i učinkovitiji u usporedbi s ručnim instrumentima pri uklanjanju punjenja iz korijenskih kanala (13).

1.2. Strojna tehnika instrumentacije i revizije

Oltremare se smatra začetnikom strojno vođene instrumentacije kanala. On je 1892. godine u upotrebu uveo iglu četvrtastog presjeka koja se montira na količnik. Prve strojne endodontske tehnike koristile su instrumente od nehrđajućeg čelika. Nedostatak tako konstruiranog instrumenata je mali konicitet od 0,02 % i nefleksibilnost. Te karakteristike dovodile su do izravnavanja zavijenih kanala tijekom instrumentacije te je svaka dodatna rotacija instrumenta veća od 180° ili 360° znatno povećavala mogućnost loma instrumenta. Ostali nedostatci uključuju nakupljanje debrisa u kanalu i zaostatnog sloja na stijenkama korijenskog kanala (14).

Razvojem metalurgije i znanstvenim naporima, u kliničku praksu uvedene su NiTi instrumenti kojima se pokušalo smanjiti nedostatke instrumenata konstruiranih od nehrđajućeg čelika. Glavna

karakteristika NiTi instrumenata je „memory shape“. Ona omogućuje vraćanje instrumenta u prvobitni položaj čime se smanjuje mogućnost perforacija kanala, manje količine ekstrudiranog sadržaja preko apeksa i otpornost na koroziju (15). Endodontske instrumente za strojnu obradu kanala možemo podijeliti prema njihovim kinematskim posebnostima u pet skupina (16): rotacijska instrumentacija, recipročna instrumentacija, vertikalne vibracije, kombinacija rotacijske i recipročne kretnje.

1.2.1. Rotacijske tehnike instrumentacije kanala

Prvi sustav za strojnu instrumentaciju razvio je William H. Rollins 1889. godine. Ovaj sustava sastojao se od instrumenta koji su rotirali za 360° brzinom od 100 okretaja u minuti. Današnji Ni-Ti instrumenti baziraju se na istom mehaničkom principu rada uz nešto veći broj okretaja u minuti (17). Vrh rotacijskih Ni-Ti instrumenata može biti s režućim ili nerežućim navojima. Režući vrh je agresivniji i koristan u probijanju kalcificiranih kanala, ali je veća mogućnost perforacije kanala ili stvaranja stepenice tijekom instrumentacije. Instrumenti su konstruirani s promjenjivim konicitetom u rasponu od 0,04 % do 0,012% , čime se smanjuje trenje čime je potreban manji okretni moment, a samim time smanjuje se mogućnost loma instrumenta u kanalima (18). Kako bi se povećala otpornost instrumenta na naprezanje uzrokovano rotacijom ili uvijanjem, povećava se radijalna širina instrumenta. To je površina koja prolazi aksijalno od središnje osi, između žljebova, do reznog ruba (19). Kako bi se preveniralo nakupljanje dentinskog ostatka tijekom instrumentacije kanala, rotacijski instrumenti imaju varijabilni spiralni kut. Time se omogućuje uklanjanju debrisa koronarno (19).

1.2.1.1. Recipročne tehnike instrumentacije korijenskih kanala

Kod recipročne tehnike instrumentacije, rezanje dentina instrumentom postiže se rotacijom u smjeru suprotnom od smjera kretanja kazaljke na satu (eng. *counterclockwise, CCW*). Taj pokret naziva se recipročni pokret. Kako bi se uklonio višak odrezanog dentina, instrument je potrebno izvući iz kanala u smjeru kazaljke na satu (engl. *clockwise, CW*), instrument očistiti od nakupljenog dentina. Kako bi instrument postigao potpunu rotaciju od 360°, potrebno je nekoliko recipročnih kretnji, budući da je CCW smjer veći od CW smjera. Prednosti recipročnih kretnji u odnosu na rotacijske su: potreban je manji broj instrumenta za čišćenje i oblikovanje korijenskih kanala, instrument stvara manju trozijsku napetost tijekom čišćenja, potreban je manji broj ciklusa unutar

korijenskog kanala tijekom instrumentacije (16). Sva navedena svojstva umanjuju opterećenja instrumenta i smanjuje mogućnost loma instrumenta (20).

Povijesni razvoj recipročnih tehnika započinje 1964. pojavom sustava Giromatic (MicroMega, Besancon, Francuska) (21). 1985. godine Roane i Sabala opisali su posebno proizvedene čelične K-tip instrumente. Instrument se koristio u „stepdown" tehnici s modificiranim vrhom. U fazi umetanja instrumenta korištena je rotacija u CW smjeru do maksimalno 180°, a zatim rotacija u CCW smjeru od 120° uz tlačenje instrumenta u apikalnom smjeru. Ovu tehniku karakterizirala je široka instrumentacija apikalne trećine kanala (minimalno #45 u zavijenim kanalima i #80 u ravnim kanalima). Ova tehnika pokazala je manju ekstruziju debrisa preko apeksa korijenskih kanala. Nedostatak je opisan u obliku perforacije i loma instrumenta u kanalu (22, 23). Kako bi se smanjila mogućnost loma instrumenta u kanalu, razvijeni su instrumenti konstruirani od Ni-Ti legura s većim konicitetom od 0,04 % (006 % – 0,12 %). Veći konicitet omogućuje manju dodirnu površinu režućih bridova na stijenke dentina, čime se smanjuje trenje. Kako bi se povećala ciklička otpornost instrumenta, posebnom termičkom obradom legure proizvedeni su Ni-Ti instrumenti od M-žice (24). Kako bi pojednostavio kliničku proceduru, razvijen je koncept korištenja samo jednog instrumenta (21). Tehnika je uključivala upotrebu jednog ručnog instrumenta i endometra za utvrđivanje prohodnosti i radne dužine te jedan instrument za čišćenje i širenje korijenskog kanala, F2 ProTaper Ni-Ti instrumenta (TulsaDentsply, Tulsa, OK, SAD). Za stvaranje recipročnih kretnji, koristio se kolječnik s motorom ATR Vision (ATR, Pistoia, Italija). Instrument je pomican u kanalu odgovarajućim pokretima uz male tlačne sile usmjerene prema apeksu. Kako F2 ProTaper Ni-Ti primarno nije konstruiran za recipročne kretnje, razvila se potreba za namjenske instrumente. Iz tog razloga, tim od 8 međunarodnih znanstvenika u suradnji s Dentsply International započeo je razvoj recipročnog instrumenta s pogonskim motorom 2008. godine. Posebnom termičkom obradom Ni-Ti legura, proizvedene su nove generacije instrumenta: Wave One Gold (Dentsply Sirona, Salzburg, Austrija) i Reciproc Blue (VDW, München, Njemačka). Tako konstruirani instrumenti ne posjeduju „memorijski oblik", ali pokazuju povećanu fleksibilnost i otpornost na ciklički otpor (25, 26).

1.2.1.2. Reciproc tehnika instrumentacije

Reciproc sustav predstavljen je na tržištu početkom 2011. godine. Koncept instrumentacije je u stvaranju rotacije od 150° u CCW smjeru pa 30° CW u drugom smjeru. Tri su instrumenta različita

prema promjeru na vrhu i konicitetu koji se koriste kod Reciproc sustava: R25 (crveni, 25/0,08) promjera je 0,25 mm na vrhu i 8 % koniciteta u prvih 3 mm od vrha, promjer na D16 je 1,05 mm; R40 (crni 40/0,06) uz D1 promjer od 0,40 mm, 6 % koniciteta u prvih 3 mm od vrha te uz D16 promjer od 1,10 mm; R50 (žuti, 50/0,05) uz D1 promjer 0,50 mm, 6% koniciteta i promjer na D16 od 1,17 mm. Instrumenti su proizvedeni od M-žice koji im povećava fleksibilnost i smanjuje torzijsku napetost. Na poprečnom presjeku su S-oblika. Svi Reciproc instrumenti umeću se u pripadajući motor (VDW Silver ili Gold Reciproc, VDW Gmbh, Munich, Germany)(21).

Kutovi su rotacije nejednaki i niži od kuta pod kojim se razvija torzijski zamor instrumenta. Dodatna prednost je efikasnost Reciproc instrumenata pri reviziji starog punjenja u korijenskim kanalima. Zanimljivo istraživanje navodi kako čak nije potrebno osigurati prethodnu prohodnost kanala (eng. *glide path*) tijekom samog postupka revizije ukoliko se koriste Reciproc instrumenti (20).

Kada se uspoređivala učinkovitost Recipriocа s ProTaperom Universal i Profile, Yoo i suradnici pokazali su veću učinkovitost Reciproc sustava u čišćenju korijenskih kanala. Instrumenti Reciproc sustava koristili su se u pokretu lateralnog čišćenja (27). Rezultati su pokazali kako ovi instrumenti prate anatomiju zavijenih kanala te je se može zaključiti kako su recipročni instrumenti pogodni za obradu kanala jednim instrumentom (27). Budući da su spomenuti instrumenti namijenjeni za jednokratnu upotrebu, onemogućena je unakrsna kontaminacija i zamor materijala nakon sterilizacije koji može dovesti do loma instrumenta u korijenskom kanalu (21). Reciproc Blue (RCB) (VDW; WaveOne Gold, Dentsply Sirona Endodontics) napredna je tehnika Reciproca. Odlikuje se specifičnom plavom bojom i povećanom fleksibilnosti od 40 %. Instrumenti nemaju memoriju oblika pa se mogu svinuti maksimalno 10° radi lakšeg pristupa kanalima.

1.2.1.3. Kombinacija rotacijske i recipročne kretnje (TF adaptive)

Kako bi se smanjili nedostaci recipročne tehnike razvijena je adaptivna tehnika instrumentacije – Twisted File Adaptive (TFA) (Kerr, Orange, Kalifornija, SAD), čiji se instrumenti automatski prilagođavaju stresu u kanalu tijekom obrade. Kada se TFA instrument postavlja u zavijeni kanal dolazi do naprezanja instrumenta Adaptive, endomotor automatski bira najbolji okret recipročne kretnje CW-CCW sa specifičnim kutovima od 600° do 0° te od 370° do 50°. U ravnim kanalima kada se instrument ne napreže njegova kretnja je kontinuirano rotacijska (28). Nedostatak ovog sustava je veći kut rezanja od onih u Reciproc sustavima. TF instrumenti proizvode se

zagrijavanjem i uvijanjem NiTi žica u romboedarskoj kristalnoj fazi. Budući da se rezne površine uvijaju a ne urezuju, smanjena je prisutnost mikropukotina što povećava njegovu otpornost na lom tijekom cikličkog zamora (29). Na tržištu TF instrumenti dolaze u pet različitih koniciteta u različitim veličinama: 12/25, 10/25, 08/25, 06/25/30/35, 04/25/40/50, 23 i 27 mm duljine.

1.2.1.4. Vertikalne vibracije

Postotak uspješnosti između primarnog liječenja i revizije približno je 82% (3). Razlog tome je složena anatomija korijenskog kanala, prisutnost lateralnih i akcesornih kanala, isthmusa, kao i korijenskih kanala nepravilnog i ovalnog oblika, koji otežavaju potpuno čišćenje i oblikovanje (1, 6). Iz tih razlog dizajnirani su instrumenti koji se prilagođavaju kompleksnoj anatomiji korijenskih kanala, kao što je SAF. Self-adjusting fil je izuzetno fleksibilan i adaptivan instrument. Dizajniran je kao šuplja cijev, čije su stijenke izrađene od NiTi rešetke s hrapavom vanjskom površinom koji svojim pokretima režu dentin. Vrh instrumenta postavljen je asimetrično za razliku od prijašnje opisnih instrumenata. Zbog svoje fleksibilnosti omogućuje instrumentaciju kanala od veličine #20 (30).

Sustav se sastoji od kolječnika s RTD 3 nastavkom (Re-Dent-Nova, Ra'anana, Izrael) i nastavka za ispiranje. RTD nastavak ima funkciju pretvorbe rotacijskih kretnji u vibracijske s frekvencijom od 3000 i 5000 u minuti i amplitudom od 0,4 mm. Budući da posjeduje funkciju prekida rada pri povećanom opterećenju tijekom instrumentacije, kada se instrument napuni strugotinama dentina, smanjena je mogućnost loma instrumenta unutar kanala. Tijekom vibracijskih kretnji stvara se cirkumfleksna sila koja vrši pritisak na stijenke kanala tijekom instrumentacije. Nastavak za ispiranje kontinuirano dovodi tekućinu za ispiranje iz spremnika, kao što je NaOCl ili EDTA. Ovisno o potrebi tijekom kliničkog rada, protok tekućine može se prilagoditi u vrijednostima od 1 do 10 ml/ min. Prema preporukama proizvođača, instrumentaciju je dobro provesti tijekom dva ciklusa od dvije minute, s ispiranjem u prvoj minuti 3 %-tnim NaOCl-om, a za drugu minutu ciklusa 17%-tnom EDTA-om (30). Dostupne su tri različite duljine instrumenta 21 mm, 25 mm i 31 mm te dva promjera rešetki 1,5 i 2 mm (31). Prednost SAF sustava je 3D adaptivnost unutar kanala tijekom instrumentacija. Naime, tijekom instrumentacije ovalnih korijenskih kanala pomoću ProTaper instrumenta, 69 % kanala ostane neinstrumentirano (16). SAF pokazuje veliku učinkovitost i u instrumentaciji C oblika kanala, koji je prisutan u 5 – 7% populacije (32).

1.3. Ispiranje kanala

Prema navodima iz literature, samom instrumentacijom kanala nije moguće u potpunosti ukloniti punjenje iz korijenskih kanala (9, 10). Iz tog razloga potrebno je provesti ispiranje korijenskog kanala kako bi se uklonio zaostatni sloj i omogućio prodor tekućine za ispiranje u dentinske tubuluse (33).

Neka od svojstva idealnog sredstva za ispiranje su: otapanje organskog i anorganskog sadržaja, antimikrobno djelovanje, netoksičnost, mala površinska napetost, da ne oslabljuju zubnu strukturu, prodor u akcesorne i lateralne kanala, inertnost prema vitalnom tkivu i da nisu citotoksični. Nažalost trenutno na tržištu ne postoji idealno sredstvo za ispiranje s navedenim karakteristikama, stoga se u kliničkoj praksi koriste kombinacija od dva ili više preparata (34).

1.3.1. Tekućine za ispiranje korijenskih kanala

Tekućine za ispiranje korijenskih kanala rabe se za vrijeme i nakon instrumentacije i odstranjuju sadržaj na dva načina: ispiranjem i razgradnjom. Ispiranje najjednostavnije označuje kako tekućina svojim protokom kroz kanal otplavljuje ostatke pulpe, dentinske strugotine i zaostani sloj. Sposobnost nekog sredstva da fizički odstrani zaostatni sloj ovisi o volumenu tekućine, promjeru igle, proširenosti kanala, dubini prodora igle u korijenski kanal, položaju igle u kanalu. Kemijsko djelovanje ovisi o vrsti tkiva na koje djeluje sredstvo, pa tako možemo podijeliti: djelovanje na organsku matricu (proteolitičko djelovanje), djelovanje na anorganska tkiva (kelatori) i djelovanje na mikroorganizme (antiseptičko). Za proteolitička sredstva najčešće se koristi natrijev hipokrit. Natrijev hipoklorit zlatni je standard za ispiranje korijenskih kanala. Prednost NaOCl-a uključuje mehaničko uklanjanje tkivnih ostataka iz korijenskih kanala, sposobnost uklanjanja vitalnog i nekrotičnog tkiva, antimikrobnu sposobnost i podmazivanje. Slobodni kloridni anion razgrađuje nekrotično tkivo cijepajući proteine do aminokiselina. Mehanizam djelovanja NaOCl može se opisati na sljedeći način: stvaranje soli masnih kiselina ii glicerola (saponifikacija), neutralizacija aminokiselina sa smanjenjem pH (neutralizacija), stvaranje oksidanasa (hipoklorna kiselina), stvaranje kloramina, visoki pH > 11 (35). Ne postoji standardizirana koncentracija natrijevog hipoklorita, ali se preporučuje u koncentracijama 0,5 – 5,25%. Sve koncentracije hipoklorita su učinkovitije u uklanjanju zaostatnog sloja nego samo fiziološkom otopinom. Koncentracija od 0,5% ima jednak baktericidan učinak nego u koncentraciji od 5%, potrebna je barem 1 % koncentracija hipoklorita za uklanjanje tkivnih ostataka (35). Ne postoji povezanost između

koncentracije natrijevog hipoklorita i oštećenja okolnog tkiva prilikom slučajnog prijenosa tekućine preko apeksa (35). Jedan od temeljnih nedostataka je njegova visoka površinska napetost koji onemogućuje prodor sredstva za ispiranje u akcesorne i uske kanale (34). Preporučuje se završno ispiranje fiziološkom otopinom nakon uklanjanja zaostatnog sloja, zbog erozivnog djelovanja NaOCl na dentin korijenskog kanala (34). Povećanjem temperature 1% hipoklorita povećava se njegova učinkovitost. Otopina 2,6% NaOCl zagrijana na 37 °C ima jednaku učinkovitost kao i 5,2% na 22 °C. Povećanjem temperature otopine može se smanjiti potrebna koncentracija natrijevog hipoklorita, a samim time smanjiti negativan učinak bez smanjenja njegove učinkovitosti (36).

Uklanjanje anorganskog sloja uklanja se dekalcificirajućim agensima (kelatori). U ovu skupinu ubrajamo etilen-diamin-tetraoctenu kiselinu (EDTA) i limunsku kiselinu. Kelatori uklanjaju anorgansku komponentu, a da pritom ne utječu na organske komponente tkiva. Demineralizacija stijenki korijenskog kanala otklanja zaostatni sloj i otvara dentinske tubuluse. Učinkovitost je najveća u koronarnoj srednjoj trećini, a učinkovitost se smanjuje prema apikalnoj trećini. EDTA se koristi u 17%-tnoj koncentraciji. Djelovanje 10 min intrakanalno uzrokuje značajno uklanjanje i peritubularnog i intertubularnog dentina. Tijekom kliničkog postupka, potrebno je ispiranje fiziološkom otopinom između primjene NaOCl i EDTA zbog njihove međusobne interakcije. Naime, EDTA smanjuje količinu slobodnog klora i samim time smanjuje učinkovitost NaOCl-a. Također ne preporučuje se primjena fiziološke otopine prije samog ispiranja EDTA-om zbog precipitata boje i smanjenja učinkovitosti EDTA-e u uklanjanju zaostatnog sloja. Limunska kiselina se rabi u koncentracijama u rasponu 1 – 50%. 1 – 10%-tna koncentracija pokazuje jednaku učinkovitost kao i 17%-tna EDTA. Koristi se kao sredstvo za ispiranje ako se primjenjuje fotoaktivna dezinfekcija, jer nema štetan učinak na aktivnost boje koje se rabi u ovoj tehnici (36). Maleična kiselina pokazala se učinkovita u eliminaciji *E. faecalis* u koncentraciji od 0,88%, no u interkanalnim uvjetima nije se pokazala jednako učinkovita. Paraoctena kiselina snažan je kelator sa snažnim antimikrobnim djelovanjem na biofilm *E. faecalis* unutar korijenskih kanala (37).

U cilju smanjenja bakterija u kanalu koristimo različita antiseptička sredstva kao što su klorheksidin, aleksidin, sterilox, hidrogen peroksid, octinesept.

Klorheksidin pripada skupini bisgvanida, u obliku tekućine za ispiranje ili gela. Koristi se u koncentraciji u rasponu 0,2% – 2%, kao sredstvo za ispiranje kanala ili kao intrakanalni uložak.

Klorheksidin ne djeluje na vitalna tkiva, nije toksičan ali je vrlo učinkovit protiv bakterija, bakterijskih spora, lipofilnih virusa, gljivica i dermatofita. U kombinaciji s NaOCl stvara precipitat parakloranilin (PCA) i narančasto-smeđe obojenje dentina, zato je potrebno fiziološkom otopinom ispirati kanale između dva sredstva (38). Klorheksidin je bakteriostatan pri koncentracijama od 0,2%, a pri 2% bakteriocidan (36).

Aleksidin (ALX) također spada u skupini bisbigvanida kao i klorheksidin. Razlikuje se od CHX po 2 hidrofobne etilheksilne skupine, što mu omogućuje isto antimikrobno djelovanje u koncentraciji od 1% kao i CHX od 2 % (39).

Sterilox je otopina širokog baktericidnog spektra čiji je glavni sastojak (85 – 98%) hipoklorovitna kiselina sa slobodnim ionima klora u koncentraciji od 200 ppm. Ima vrlo mali ili gotovo nikakav učinak na vitalna tkiva i siguran je za korištenje kod endodontskih liječenja kod zubi s nezavršenim razvojem korijena (39).

Hidrogen peroksid povijesno se dugo koristio kao tekućina za ispiranje u endodontskim liječenjima. Koristi se u koncentracijama od 3% do 30 %. Ima široki spektar djelovanja na bakterije, viruse i gljivice (36). Međutim studije nisu pokazale učinkovitost H2O2 kao efektivno sredstvo za ispiranje korijenskih kanala te se više ne preporučuje u te svrhe (40).

Octenisept (Scheulke & Mayr GmBH, Norderstedt, Germany) (OCT) je antiseptičko sredstvo koje se tradicionalno koristi u zbrinjavanju traumatskih, kirurških rana ili opeklina. U novije vrijeme našao je upotrebu kao tekućina za ispiranje kanala. Sastoji se od 0,1% okten dihidroklorida i 2 % fenoksietanola. Ima široki antimikrobni spektar djelovanja jer sprječava adheziju bakterija i nemjerljive citotoksičnosti (41). Ne mijenja mu se karakteristika u kontaktu s krvi, mucinom ili albuminom. Po nekim autorima pokazuje bolje karakteristike od CHX (42).

Kako bi se u isto vrijeme uklonila organska i anorganska tkiva, koriste se kombinirana sredstva. MTAD (BioPure MTAD u svom sastavu sadrži 3% doksiciklina, 4,25% limunske kiseline i 0,5% Tween 80 (deterdžent polysorbate 80). Neka istraživanja pokazuju djelotvornost na biofilm star 3 tjedna dok neki autori navode njegovu minimalnu efikasnost na *E. faecalis*. QmiX pripravak je spoj klorheksidina, EDTA i deterdženta, a pregledom literature autori su zaključili kako je učinkovitiji od NaOCl i MTAD te je manje učinkovit od 7% malaične kiseline, 10% limunske kiseline. QmiX ima učinkovitije djelovanje ako se koristi u razdoblju od 3 minute (43).

1.3.2. Tehnike ispiranja korijenskih kanala

Ispiranje korijenskih kanala koristeći neaktivirano sredstvo za ispiranje ima ograničeni prodor u dentinske tubuluse (100 μm), stoga je potrebno uzeti u obzir novije strategije aktivacije kako bi se eliminirali mikrobi koji prodiru u dentinske tubuluse do 1100 μm (36). Iz tog su razloga uvedene različite tehnike aktivacije kako bi se pospješilo uklanjanje punila iz kanala, kao što su ručno i strojno potpomognuto ispiranje (11, 12, 36).Tehnike ispiranja korijenskih kanala možemo podijeliti na ručno i strojno potpomognuto ispiranje.

1.3.2.1. Ručno ispiranje korijenskih kanala

Konvencionalno ručno ispiranje špricom i iglom još je uvijek najšire korištena metoda ispiranja korijenskih kanala i spada u ručno ispiranje. Koriste se različite veličine šprica (1 – 20 ml). Radi bolje kontrole primjene tekućine za ispiranje u kliničkoj praksi preporučuje se volumen šprice od 1 do ml s Luer-Lok dizajnom. Zbog kemijske interakcije među sredstvima za ispiranje preporučeno je koristiti odvojene šprice za ispiranje. Kod ove tehnike ispiranja sredstvo se aplicira u kanal kroz iglu različitih promjera s pasivnim dosjedom u kanal ili uz pomicanje. Pri ispiranju mogu se koristi igle s otvorom na vrhu ili s bočnim otvorom. Prednost bočnog otvora je umanjeni rizik od ekstruzije irigansa kroz apeks tijekom postupka ispiranja. Nedostatak ove tehnike je minimalno proširenje apikalne trećine od #40. Ono što može poboljšati ovu tehniku je upotreba tanjih igla i njihovo postavljanje što bliže apeksu, uz što obilniji volumen pomicanjem igle gore dolje (44). Studije su pokazale da povećana brzina ispiranja od 4 ml/min ne doprinosi učinkovitosti izmjeni tekućine za ispiranje u području apikalne trećine korijenskog kanala, već se pri toj brzine povećava rizik ekstruzije same otopine preko apeksa. Shodno tome optimalna brzina stopa ispiranja je 1 ml/min. Istodobno na udaljenosti 1 – 2 mm od vrha igle za ispiranje nalazi se „mrtva zona“ pri kojoj ne dolazi do izmjene tekućine, bez obzira na tlak koji se primjenjuje. Kako bi se povećala stopa ispiranja, potrebno je razmišljati o metodama provođenja ispiranja korijenskih kanala (36). Što je duže tekućina za ispiranje u kontaktu s dentinskim stijenkama korijenskog kanala, time je i veća mogućnost uklanjanja bakterija iz dentinskih tubulusa. Potrebna je stalna izmjena tekućine tijekom ispiranja, pošto se klor iz hipoklorita drastično smanjuje i nije više djelotvoran nakon 2 minute. Stoga je neprestana izmjena neophodna za uspješno ispiranje korijenskih kanala (36, 44).

Kako bi se pokušao nadvladati „efekt zaključanog zraka“ (eng. *vapor lock*), fenomen u apikalnoj trećini, koristi se ručno dinamična tehnika ispiranja kanala. Istraživanja su pokazala kako pažljivo

pomicanje gutaperke iste veličine kao i glavna gutaperka, u vertikalnom smjeru 2 – 3 mm može proizvesti hidrodinamični učinak koji bitno poboljšava ispiranje. Pomicanje gutaperke stvara se stvara podtlak koji izvlači tekućinu prema apeksu, povećava se dinamika izmjene tekućine i fizički se premješta tekućina cijelom dužinom kanala (44).

Na dentalnom tržištu mogu se naći držači prekriveni vlaknima koji nalikuju mikročetkicama različitih proizvođača NaviTip FX (Ultradent Products Inc, Sauth Jordan, Utah, SAD), EndoBrush (C&S Microinstruments Ltd, Markham,Ontario, Kanada). Četkice pomažu u struganju zidova kanala, transportu tekućine duž cijelog kanala. Istraživanja su pokazala visoku učinkovitost u apikalnoj trećini dok je njihova učinkovitost za srednju i koronarnu trećinu smanjena (44).

1.3.2.2. Strojno potpomognuti sustavi ispiranja korijenskih kanala

Canal Brush (Coltene Whaledent, Langeau, Njemačka) je endodontska mikročetkica izrađena od polipropilena koja se rabi u mikromotoru uz brzinu od 600 okretaja/ min (44). Koriste se ručno ili kao nastavak za strojni nasadni instrument. Za zvučno aktivirano ispiranje koriste se uređaji koji stvaraju frekvencija u rasponu 1 – 6 kHz.

EndoActivator (Dentsply Tulsa Dental Specialities, Tulsa, OK) svrstava se u uređaje koji zvučno aktiviraju tekućine za ispiranje. Kod ove tehnike, plastični nastavak se postavi u kanal, a uređaj koji pokreće baterija omogućuje oscilaciju nastavka s 2000 – 10000 ciklusa u minuti. Brzina okretanja od 10 000 ciklusa po minuti optimalna je za razbijanje biofilma. Pomicanje nastavka gore dolje stvara snažan hidrodinamski učinak. Preporučuje se klinička primjena u prethodno proširenim i očišćenim kanalima. Nastavci su građeni od polimera, dužine su 22 mm i dostupni su u tri veličine: 20/02, 25/04 i 30/06. Nastavak se pasivno aplicira u korijenski kanal do 2 mm kraće od radne dužine, što osigurava dovoljno mjesta za pokrete. Ako nastavak ne doseže navedenu dužinu pasivno, učinak aktivacije bit će smanjen (45). Glavni nedostatak ovog uređaja je teško lociranje zaostalog nastavka u slučaju loma u kanalu, zbog radiolucentnosti polimernih nastavaka (44).

Vibringe (Vibringe BV, Amsterdam, Nizozemska) je zvučni sustav za ispiranje korijenskih kanala, koji se sastoji od baterije koja vibrira na 9000 okretaja/min i tradicionalne aplikacija sredstva za ispiranje (46).

Kod ultrazvučnog ispiranja, primjenjuju se frekvencije u rasponu 16 – 20 kHz, koje su izvan ljudske percepcije sluha (> 20 kHz). U tekućini, ultrazvuk uzrokuje cikličke kompresije i ekspanzije. Primjenom pozitivnog tlaka dolazi do zbijanja molekula što nazivamo kompresijom, a pri negativnom tlaku molekule se razdvajaju što opisujemo ekspanzijom. Negativan tlak rezultira stvaranjem mjehurića ispunjenih parom. Mjehurići mogu oscilirati u svojoj veličini za iznos kompresije i ekspanzije i time stvarati stabilnu kavitaciju, ili pak mogu kolabirati tijekom svog rasta što je u slučaju tranzijentne kavitacije. Tijekom kolapsa mjehurića (implozije), oslobađa se energija u obliku udarnog vala. Širenje ultrazvučnih valova u zatvorenom sustavu uzrokuje mikrostrujanja, pri čemu elementi fluida osciliraju (47). U literaturi, kod ultrazvučno aktiviranog ispiranja razlikujemo pasivno ultrazvučno ispiranje (eng. *passive ultrasound irrigation*, PUI) koje karakterizira ultrazvučno ispiranje bez istovremenog oblikovanja korijenskog kanala i ultrazvučnu instrumentaciju (eng. *ultrasonic instrumentation*, UI) kod koje se korijenski kanali šire i oblikuju. Rabe se instrumenti veličine ISO 10 – 20 koji slobodno osciliraju unutar kanala i izazivaju snažnu mikrostrujanje (36). Dvije su predložene tehnike ultrazvučnog ispiranja, jedna s kontinuiranim dotokom tekućine za ispiranje, dok se kod druge tekućina zamjenjuje između ciklusa aktivacije (47). Primjena energije kroz instrument poboljšava izmjenu sredstva za ispiranje, čime se povećava distribuciju irigansa u isthmus i lateralne kanale. Osim toga, PUI doprinosi učinkovitijem uklanjanju zaostatnog sloja u odnosu na klasično ispiranje kao i bolji antimikrobni učinak zbog mehaničkog djelovanja šok valova na staničnu membranu te zbog razaranja biofilma (47). Primjer nastavka za ultrazvučnu aktivaciju sredstva za ispiranje je Satelec Sonofile K-file Ultrasonic tips (Tulsa Dental Products)(47).

U apikalnoj trećini korijenskog kanala, otežana je izmjena sredstva za ispiranje zbog tzv. „vapor lock„ fenomena. „vapor lock“ učinak odnosi se na „zarobljeni„ zrak unutar kanala koji onemogućuje prodor tekućine u sve dijelove kanala. Kako bi se nadvladao ovaj fenomen, koncipirani su uređaji koji se temelje na izmjeničnom tlaku. Ovi uređaji temelje se na primjeni pozitivnog ili negativnog tlaka (36, 44). U uređaje koji se temelje na izmjeničnom tlaku ubrajamo RinsEndo i EndoVac sistem.

RinsEndo sistem (Durr Dental Co, Bittigheim-Bissingen, Njemačka) je uređaj koji se temelji na hidrodinamskoj aktivaciji, tj. mehanizmu potiskivanja i povlačenja tekućine za ispiranje frekvencijom od oko 100 ciklusa u minuti. Uređaj dovodi 65 µl tekućine u kanal s titranjem pri

frekvenciji od 1,6 kHz. Ciklus se ponavlja 100 puta u minuti. U jednoj minuti se ostvari protok od 6,2 ml. Pogodan je za korištenje sa svim tekućinama za ispiranje korijenskih kanala (36, 44).

EndoVac sistem (Discus Dental, Culver City, CA, SAD) je sustav s negativnim apikalnim tlakom. Ovaj sustav sastoji se od dvije makro ili mikrokanile koje su spojene sa špricom. Tekućina se dovodi u pulpnu komoricu, a mikrokanilom se sredstvo za ispiranje usisava prvo u koronarnoj i srednjoj trećini, a zatim u apikalnoj trećini. Negativni apikalni tlak čini sustav izrazito sigurnim od protiskivanja tekućine periapikalno (36, 44). Kako je potreban slobodan prostor za pasivni dosjed mikrokanila, veličina preparacije ne smije biti manja od ISO 40, što nije uvijek moguće (48). Stvaranje debrisa i mogućnost blokade mikrokanila unutar kanala potencijalni su nedostaci ovog sustava (47).

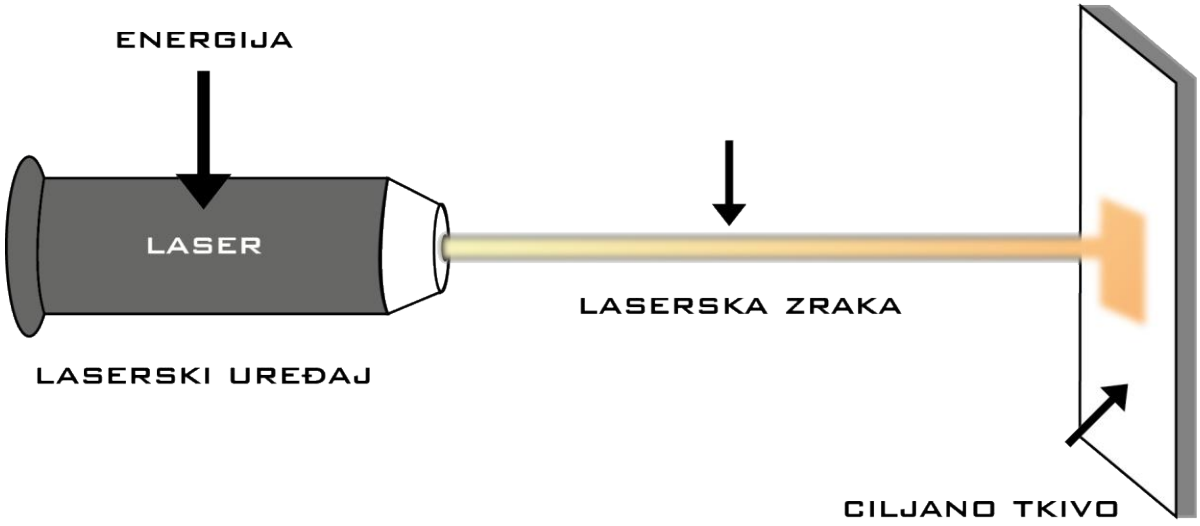
Na tržištu su dostupni uređaji koji omogućuju istovremeno ispiranje korijenskog kanala tijekom instrumentacije. U njih ubrajamo SAF i Quantec-E.

Samoprilagođavajuća igla (eng. *Self Adjust-ing File*, SAF, Re-Dent-Nova, Ra'anana, Izrael) je instrument koji u isto vrijeme mehanički oblikuje i čisti korijenski kanal. Sustav se sastoji od kolječnika s dovodom tekućine za ispiranje i instrumenta koji je građen od cilindrične nikal titanske (NiTi) rešetke. Koncept rada SAF-a su vertikalne vibracije od 0,4 mm, uz frekvenciju od 3000 do 5000 oscilacija u minuti uz kontinuirano ispiranje 5ml/ min. Učinak takvog načina rada je kontinuirani i ravnomjerni pritisak na sve stijenke unutar korijenskog kanala, uz uklanjanje debljine dentina od 60 do 75 μm. Nedostatak ovog sustava je prekomjerno stvaranje debrisa i potencijalni rizik od stvaranja opstrukcije što otežava daljnje endodontsko liječenje (49).

Quantec-E (SybronEndo, Orange CA, SAD) kombinira rotirajuću instrumentaciju s istovremenim ispiranjem korijenskog kanala. Ova tehnika koristi konzolu pumpe, dva spremnika sredstva za ispiranje i cjevčice koje osiguravaju kontinuirano ispiranje tijekom instrumentacije. Prema dostupnim istraživanjima, ovaj sustava ne pokazuje bolju učinkovitost čišćenja u srednjoj i apikalnoj trećini u usporedbi s ispiranjem samo iglom i špricom (36, 44).

1.4. Laser

Albert Einstein je 1917. godine u svom radu „On the Quantum Theory of Radiation“ opisao stimuliranu emisiju fotona na čemu je temeljen prethodnik lasera – maser. Maser (eng. *microwave amplification by stimulated emission of radiation*, hrv. mikrovalno pojačavanje pomoću stimulirane emisije zračenja) je uređaj koji radi u drugom frekvencijskom području od lasera, a otkrio ga je C. H. Townes sa svojim suradnicima 1954. godine (50). To je zapravo oscilator koji koristi amonijak kao emitirajući medij. Prvi laser (eng. *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, hrv. pojačavanje svjetla stimuliranom emisijom zračenja) konstruirao je Theodore H. Maiman 1960. godine u Huges Research Laboratorie Malibu u Kaliforniji (50) (slika 1). Osnovna konstrukcija Maimanovog lasera sastojala se od kristala rubina obasjanih svjetlosnom lampom s posrebrenim plohama, koji je emitirao svjetlost valne duljine 694 nm u pulsnom režimu. Tako su objedinjena tri osnova elementa za stvaranje laserske svjetlosti, a to su aktivni medij (kristal rubina), laserska bljeskalica (svjetlost) i optički rezonator s dva rubna zrcala (posrebrene plohe) (50).



Slika 1. Shematski prikaz teoretskog rada lasera

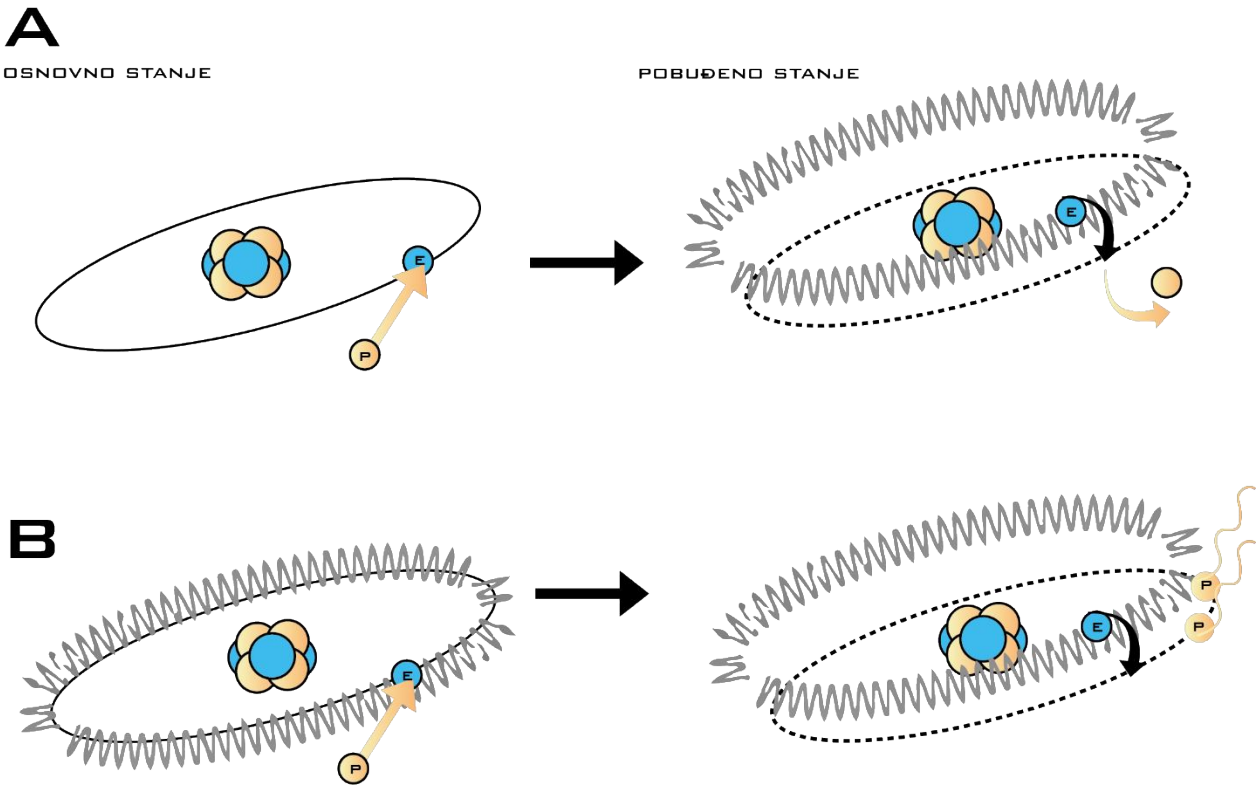
1.4.1. Princip rada lasera

Laser (engl. Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) je uređaj koji stvara zrake svjetlosti kroz proces optičkog pojačavanja na temelju stimulirane emisije elektromagnetskog

zračenja. Kako bi razumjeli sam princip nastanka laserske zrake, bitno je razumjeti atome i kvantnu mehaniku. Atomi se neprestano gibaju (vibriraju, rotiraju i sl.) a mogu biti u različitim stupnjevima pobuđenosti koji su izazvane energijama iz različitih izvora (svjetlosna, električna, toplinska). Elektron se vraća u svoju najnižu energetsku razinu pri kojem je atom stabilan. To se postiže emisijom fotona u obliku svjetlosne energije. Fotoni su fundamentalne čestice, nemaju masu i gibaju se brzinom gibaju se brzinom svjetlosti. Emisija fotona se prenosi u obliku impulsa elektromagnetskih valova. Svi emitirani fotoni imaju istu valnu duljinu i koherentni su. Ako na atom u pobuđenom stanju naiđe foton, a energija odgovara energetskoj razlici pobuđenog i osnovnog stanja, tada se atom vraća u osnovno stanje (slika 2). Foton se pritom neće apsorbirati, nego će i on emitirati foton koji ima istu valnu duljinu tj. frekvenciju i istu fazu kao upadni foton. Taj se proces nastavlja kroz medij, kaskadnom reakcijom pri čemu nastaje sve veći broj pobuđenih atoma koji oslobađaju fotone. Ti koherentni fotoni odbijaju se od visoko reflektivnog zrcala natrag u medij čime vrlo brzo nastaje veliki broj fotona istih karakteristika. Na opisani način nastaje stimulirana emisija. Kada stimulirana emisija dominira nad spontanom emisijom i apsorpcijom, tek onda se može proizvesti laserska svjetlost. Ta dominacija se postiže inverzijom napučenosti atoma u radnom tijelu. Atomi ili molekule u tekućinama, čvrstim tvarima i plinovima uvijek imaju više od dvije energetske razine. Najčešće se tu radi o sustavima s tri ili četiri energetske razine. U sustavu s tri razine atom prelazi iz osnovnog stanja (E1) u pobuđeno stanje, odnosno na višu energetsku razinu (E3). Atomi se približno zadržavaju na ovoj razini 10^{-8} s a zatim prelaze u metastabilni oblik (E2) bez zračenja. Ovo stanje traje relativno dugo 10^{-3} s i većina atoma ostaje u ovom stanju, više od 50%. Kada se dogodi prijelaz s razine E2 na E1, nastaje laserska svjetlost. U ovom sustavu donja razina laserskog prijelaza ostaje prazna te je potrebna velika snaga pumpanja kako bi se održavala kaskadna reakcija. Kako bi se poboljšala učinkovitost, izrađeni su sustavi s četiri razine. U tom sustavu postoji dodatna energetska razina (E2) iznad osnovnog stanja (E1). Kako bi se olakšalo održavanje inverzije napučenosti dodatna energetska razina E2 mora vrlo brzo prelaziti u nižu energetsku razinu (slika 2). Ovakav princip rada primjenjuje se u laserima s kontinuiranim radom jer je lasersko djelovanje moguće i kada se većina atoma nalazi u osnovnom stanju (E1). Inverzija napučenosti postiže se pobudom elektrona, sudarom drugog reda i optičkim pumpanjem (51).

Pobuda elektronima postiže se neelastičnim sudarom atoma i elektrona. Prilikom sudara elektron predaje svoju energiju atomu i on prelazi u pobuđeno stanje. Primjer ovog načina pobude koristi

se kod Ar-ion lasera. Pobuda sudarom drugog reda koristi se u laserima s plinskom smjesama s dvije komponente kao aktivni medij. Pobuda se odvija u dva koraka. Prva komponenta prelazi sudarom s elektronom u pobuđeno stanje. Ona zatim prenosi energiju drugoj komponenti. Prva komponenta zatim prelazi u osnovno stanje, a laser nastaje emisijom druge komponente. Vanjskim zračenjem pobuđuju se elektroni atomi ili molekule na višu energetsku razinu u različitim agregatnim stanjima. Taj se fenomen zove optičko pumpanje (51).



Slika 2. Pobuda elektrona. **A)** Apsorpcijom energije elektron prelazi iz osnovnog stanja u pobuđeno stanje. Pobuđeni elektron je nestabilan i otpušta energiju u obliku fotona kako bi se vratio niži energetski razred. **B)** Pobuđeni elektron apsorbira foton i otpušta 2 elektrona iste valne duljine i energije, te se vraća u niži energetski razred.

1.4.2. Građa i dijelovi lasera

Laser se sastoji od četiri osnovna dijela

- optičkih rezonatora (visoko reflektivno i polupropusno zrcalo)
- aktivnog medija
- laserske/optičke pumpe
- konvergentne leće.

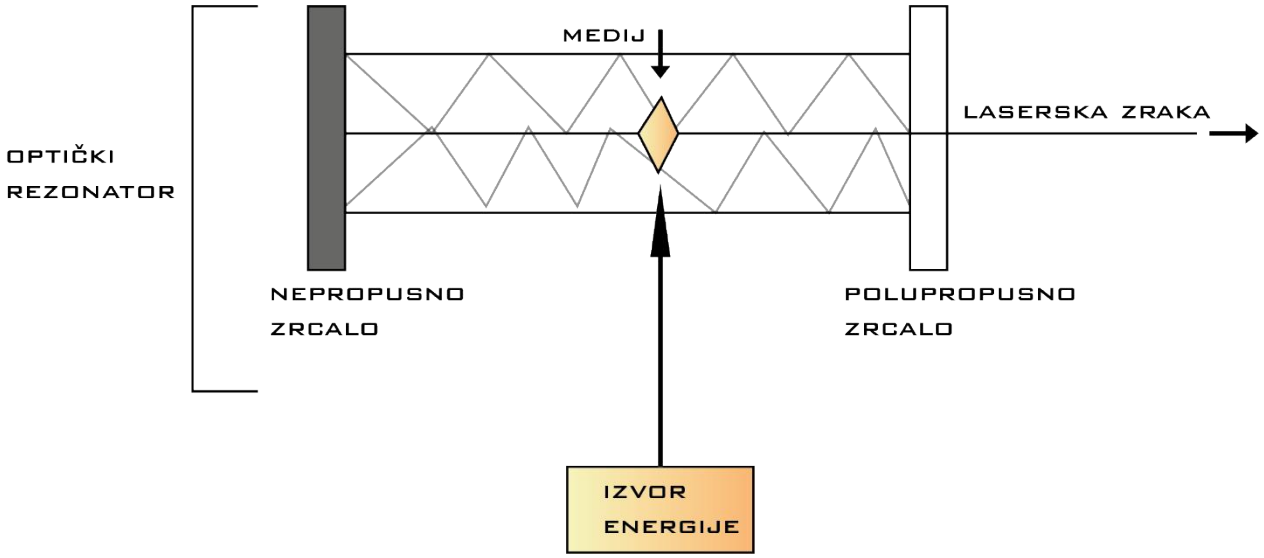
Optički rezonator sastavljen je od dva paralelno postavljena zrcala od kojih je jedno 100% reflektirajuće, a drugo oko 90% nepropusnosti kroz koju prolazi svjetlost iz optičkog rezonatora u obliku laserske zrake. Između stopostotno reflektirajućih zrcala nalazi se aktivni medij kroz koji prolaze emitirani fotoni. Zrcala unutar rezonatora mogu imati ravne plohe ili biti sferoidnog oblika. Kod ravnih zrcala uvjet je taj da svjetlost koja putuje kroz rezonator mora biti okomita na površinu zrcala da bi ostala unutar rezonatora. Kako bi se smanjila difuzija svjetlosti konstruirana su sferna zrcala koje fokusiraju zrake (slika 3). U rezonatoru fotoni reagiraju s pobuđenim atomima (51).

Aktivni odnosno laserski medij je medij kroz koji svakim prolazom fotona dolazi do pojačanja laserske svjetlosti. Pobudom iz vanjskog izvora stvara se inverzija naseljenosti energetskih razina, a time i stvaranje laserske svjetlosti. Postoje tri vrste medija po kojima se laseri nazivaju, a oni mogu biti u tekućem, plinovitom i krutom stanju. Tekućine su većinom organska kemijska otapala (npr. metanol) u koja su dodana bojila (npr. fluorescein) i ti laseri se nazivaju laseri s bojilima. Plinski laseri imaju plinovito aktivno sredstvo i to su CO2, kripton, argon, smjesa He-Ne. Posebna vrsta su excimer laseri ili elektronski ekscitirani plinski laseri. U lasere s krutim aktivnim medijem spadaju rubinski, Nd:YAG, Nd:staklo, Er:YAG i Er:YSGG laseri (51).

Laserska pumpa osigurava dovod energije potrebne za rad lasera. Ta energija može biti električno pražnjenje naboja, eksplozija, kemijska reakcija, bljeskalica ili elektrolučna svjetiljka. Ovisno o laserskom materijalu odabire se odgovarajuća vrsta laserske pumpe. U laserima s krutim medijima najčešće se koristi niskotlačna ksenonska bljeskalica ili laserske diode kao laserske pumpe (51).

Konvergentna leća posljednja je prepreka laserskim zrakama na izlasku iz optičkog rezonatora i ona određuje žarišnu udaljenost izraženu u milimetrima. Ovisno o primjeni lasera na tkivo, potrebno je poznavati mjesto žarišne točke. Ako se lasere primjenjuje za inciziju tkiva, udaljenost

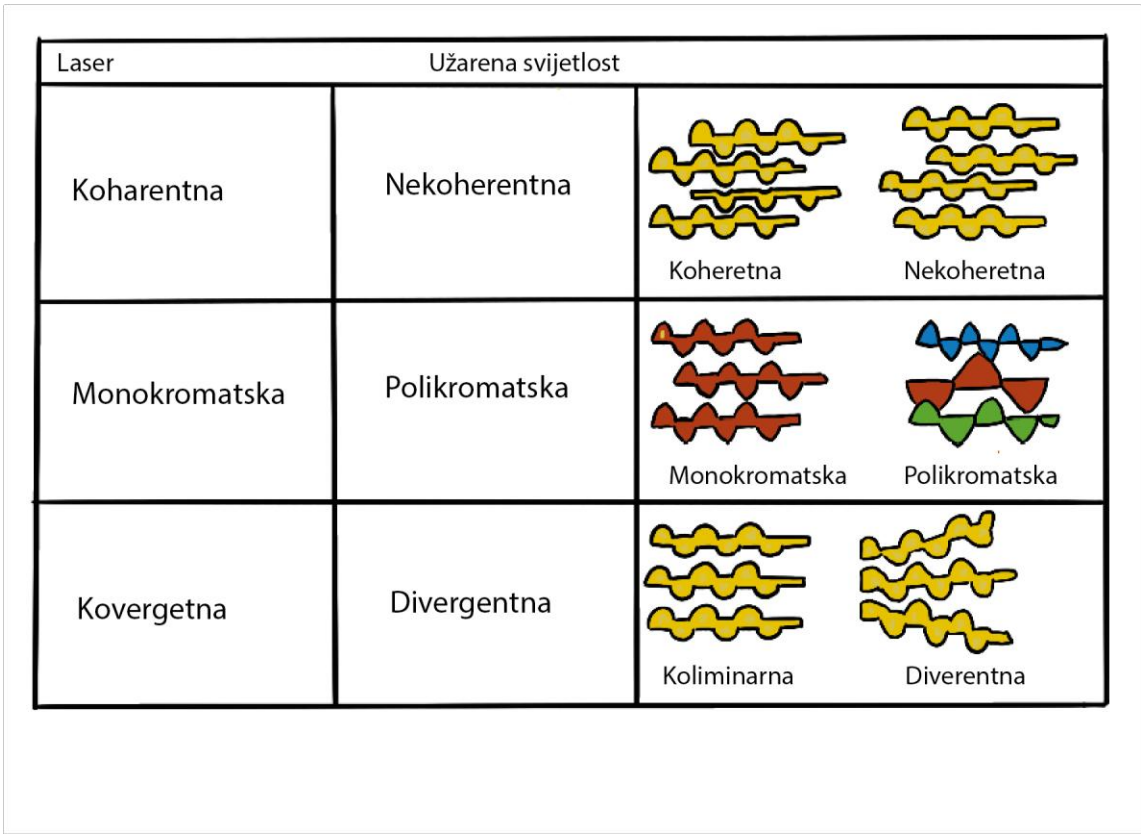
tkiva mora biti jednaka žarišnoj udaljenosti kako bi laserska zraka bila fokusirana u najmanji mogući promjer. S druge strane, ako se tretira veća površina tkiva kao kod kirurškog zahvata ablacije, tkivo se nalazi izvan žarišne daljine laserske zrake (51).



Slika 3. Ilustracijski prikaz dijelova lasera.

1.4.3. Karakteristike laserske svjetlosti

Karakteristike laserske svijetlosti su da je ona koherentna što znači kako svi fotoni imaju jednaku frekvenciju, polarizaciju i stalni odnos faza. Zbog toga i val laserske svjetlosti izgleda kao pravac, nije sačinjen od maksimuma i minimuma kao val ostalih oblika svjetlosti. Laserska svjetlost je monokromatska, odnosno sadrži samo jednu specifičnu valnu duljinu, što podrazumijeva i samo jednu boju. Svi fotoni su virtualno međusobno paralelni, što rezultira malom divergencijom laserske zrake na velikoj udaljenosti koja je kolaminarna. Valna duljina svjetlosti pojedinog lasera određena je količinom energije koju elektron otpusti pri prijelazu na niži energetski nivo (51) (slika 4).



Slika 4. Karakteristike svjetla

1.4.4. Podjela lasera

Lasere možemo podijeliti ovisno o svojstvima koja se promatraju:

1. Agregatno stanje
    - Plinski laseri: atomski (He-Ne, Cs), ionski (Ar, Kr), molekularni (CO2, N2) i kemijski.
    - Tekući laseri: laseri „kaveznih“ molekula (velike molekule koje okružuju ioni) i lasere na organskim bojama
    - Kruti laseri: kristalni (rubinski; YAG), amorfni (stakleni, plastični) i poluvodiči (52).
2. Način rada
    - pulsni
    - kontinuirani (51).
3. Način pobude
    - pobuda optičkim sredstvom

- pobuda kemijskom reakcijom
- pobuda sudarima elektrona i atoma u plinskom izboju (51).

1.4.4.1. Podjela lasera prema agregatnom stanju

Prema agregatnom stanju aktivnog medija laseri se mogu podijeliti na plinske, lasere čvrstog stanja, te lasere s tekućim aktivnim medijem (52).

Plinski laseri konstruirani su od cijevi koja je ispunjena plinom ili smjesom plinova pod određenim tlakom. Na krajevima cijevi se nalaze zrcala kako bi se stvorila laserska šupljina. Električnim pražnjenjem kroz plin u cijevi ostvaruje se pobuđivanje atoma. Najčešće korišteni plinski laseri su atomski (He-Ne), molekulski (CO2, N2), ionski (Ar, Kr) i kemijski (53).

He-Ne laser je plinski laser koji se sastoji od smjese helija i neona omjera 80/20 u korist helija kao aktivnog medij, smješten u staklenoj cijevi pod niskim tlakom. Udio helija je veći zato što se atomi He pobuđuju te se njegovi atomi sudaraju s atomima neona te prelaze u stanje koje zrači na valnoj duljini od 632,8 nm. Blizu krajeva cijevi nalaze se elektrode kojima se dovodi visoki napon. Taj visoki napon stvara elektrone u staklenoj cijevi koji ubrzavanjem uzrokuju brojne sudare atoma neona i helija. Ti sudari oslobađaju energiju te atomi prelaze u pobuđeno stanje. Atom He prelazi iz pobuđenog stanja u niža stanja emitiranjem fotona ili sudarima s drugim atomima. Samim time prelazi u svoj metastabilni oblik 2s He koji ima približno jednaku energiju kao stanje 4s Ne. Kod sudara atoma 2s He i 4s neona dolazi do emisije fotona procesom stimulirane emisije čime prelaze u neko drugo stanje. Fotoni tvore lasersku zraku i emitiraju se fotoni valne duljine 632,8 nm (crvena svjetlost). Ovaj laser može emitirati i žutu i zelenu (vidljivu svjetlost), kao i UV i IR (1152,3 nm). HeNe laseri su relativno jeftini i koriste se za precizno mjerenje udaljenosti, za stvaranje holograma i u spektroskopiji (53).

CO_2 laser za aktivni medij koristi molekule ugljikova dioksida. Za pobudu se koriste toplinsko, optičko i kemijsko pumpanje te električni izboj. Rezonator je ispunjen smjesom ugljikova dioksida (CO_2), dušika (N_2) i helija (He). Molekule se pobuđuju pumpanjem visokog napona od 30 kV. Pobuđene molekule na višu energetsku razinu međusobno se sudaraju i emitiraju svjetlost valne duljine od 10600 nm. Proces se izvodi na tlaku od 100 do 250 hPa. Potrebno je osigurati temperaturu do 200 ºC da bi laser radio učinkovito. Maksimalna snaga CO2 lasera je 50 kW. Zbog svoje valne duljine imaju visoki afinitet za apsorpciju u minerale hidroksiapatita i kalcijevog

fosfata. Dubinska penetracija u meka tkiva je površinska, a energija se prenosi kontinuirano ili u pulsnom načinu rada (54).

Dušikov laser je plinski laser koji djeluje u UV dijelu spektra (oko 337 nm) koristeći molekulski dušik N2 kao aktivni medij. Dušikov laser je primjer trostupanjskog lasera u kojem se dušik izravno upumpava. Radna duljina vala je 337.1 nm. Upumpavanje se odvija električnim pražnjenjem naboja. Prvi dušikov laser je konstruiran 1974. godine te je opisan u *Scientific American* kao prvi amaterski laser kućne radinosti (53).

Tekuće lasere prvi je konstituirao Lempicki 1963. godine. Koristili su kelatni spoj trovalentnog europija kao aktivni materijal otopljen u organskom otapalu. Prednost tekućina kao aktivnog medija je u mogućnosti slobodne izmjene aktivnih iona. Osim toga, omogućavaju jednostavnije hlađenje u odnosu na čvrste sustave. Lošija strana tekućeg laserskog medija je promjena indeksa loma i njegov veliki koeficijent termičke ekspanzije. Najvažnije je izabrati materijal koji pokazuje luminiscenciju u tekućoj fazi. Ovakvi laseri se još nazivaju i obojeni laseri ili dye laseri. Puno organskih tekućina ima jaku luminiscenciju za razliku od anorganskih kod kojih je ona manje prisutna (55).

Ovisno o raspodjeli atoma, iona ili molekula koje tvore čvrsto tijelo, ono može biti raspoređeno tako da tvore kristalnu rešetku i onda je riječ o kristalu, a ako su nasumično raspoređeni, onda je riječ o amorfnom tijelu (staklo, plastika, smola i sl.) (56).

Kao aktivni medij kod lasera čvrstog stanja koriste se kristali i stakla. Budući da kristali apsorbiraju svijetlo, ne dolazio do emitiranja energije te je potrebno je dodati primjesu iona plemenitih materijala kako bi došlo do luminiscencije. Postoji dvadesetak vrsta laserskog čvrstog stanja. Prvi laser napravljen s kristalnim aktivnim medijem bio je rubinski laser i temelj je modernim laserima. Najpoznatiji laseri čvrstog stanja pravilne strukture su YAG (itrij-aluminij-granat) laseri (56).

Rubin je aluminijev oksid (Al_2O_3) s atomima kroma u obliku Cr3+. Za pobuđivanje laserskog medija koriste se plinske lampe punjene ksenonom. Rubne površine moraju biti rezane i optički polirane pod kutom od 60º ili 90º za postizanje najbolje stimulirane emisije. Daje valnu duljinu emisije od 694,3 nm preko 700,9 nm do 704,1 nm (56).

Čvrsti aktivni medij ovog lasera čini poluprovodljiv kristal kompozicije aluminija ili indija, galija i arsena. Pobuda molekula odvija se pomoću energije električne struje. Valna emisija laserske zrake koja se primjenjuje u dentalnoj medicini kreće se između 800 do 980 nm. Isporuka laserske energije odvija se pomoću fibroptičkog nastavka u kontinuiranom ili pulsom načinu rada. Tkiva sa pigmentima apsorbiraju valne duljine diodnih lasera te zrake prodiru u dubinu tkiva. Diodni laseri su vrlo praktični za mekotkivnu kirurgiju zbog vrlo malenog i kontroliranog reza te koagulacijskom efektu lasera na gingivu i sluznicu usne šupljine (57). Tvrda zubna tkiva minimalno apsorbiraju energiju te ovi laseri nisu pogodni za enodontsko liječenja (58).

Nd:YAG (neodimij: itrij-aluminij-garnet), laser ima krutu jezgru i sastoji se od štapića itrij-aluminij-granata s atomima neodimija (Nd:$Y_3Al_5O_{12}$). Aktivni medij lasera, trostruko ionizirani ioni neodimija (Nd^{3+}), emitira infracrveno zračenje valne duljine 1064 nm. Ovaj laser se može prilagoditi i valnim duljinama od 940 nm, 1120 nm, 1320 nm i 1440 nm. Umjesto neodimija može se koristiti i itrij (Yb) pa se takav laser onda naziva Yb:YAG laser. Za pobuđivanje se koristi ksenonska ili kriptonska bljeskalica ili laserska dioda. Laserske diode imaju dulji vijek trajanja s većim stupnjem djelovanja. S obzirom na valnu duljinu dobro se apsorbira u melaninu i pigmentiranom tkivu. Iz tog razloga dolazi do 95% apsorpcije u karijesnim lezijama lociranim u dentinu i caklini, 60% apsorpcije u mekim tkivima i 30% apsorpcije energije lasera u dentinu (57). Istraživanja su pokazala baktericidni učinak ovoga lasera na Escherichia coli i Enterecoccus faecalis bakterija sa smanjenjem broja bakterija u apikalnoj delti i akcesornim kanalima do 99,16%. Neka istraživanja pokazala su jednaku ili manju učinkovitost, stoga je preporuka da se ovaj laser koristi kao dodatno sredstvo dezinfekcije (58). Laserska energija isporučuje se unutra korijenskog kanala pomoću tankih i fleksibilnih fiberoptičkih nastavaka na udaljenosti od 1 do 2 mm od apeksa. Nedostatak ovog laserskog sustava je mogućnost stvaranje intrakanalne stepenice, perforacije korijenskog kanala te termičko oštećenje okolnog tkiva (56).

Predstavnici erbij lasera su erbij, itrij, aluminij garnet laser (Er:YAG) te erbij, krom, itrij, skandij, galiuim, garnet laser (Er, Cr:YSGG). Valna duljina Er:YAG lasera je 2940 nm, a Er,Cr:YSGG 2780 nm. Laserska energija prenosi kontaktno ili beskontaktno u pulsnom načinu rada. Laserska energija apsorbira se u molekulama vode i hidroksiapatitu, pa prema tome, erbijum laseri djeluju na tvrda i meka tkiva. Erbijum laseri koriste se u uklanjanju karijesnih lezija lociranih u caklini ili dentinu. Budući da karijesne lezije sadrže veći postotak vode u odnosu na zdravo okolno tkivo,

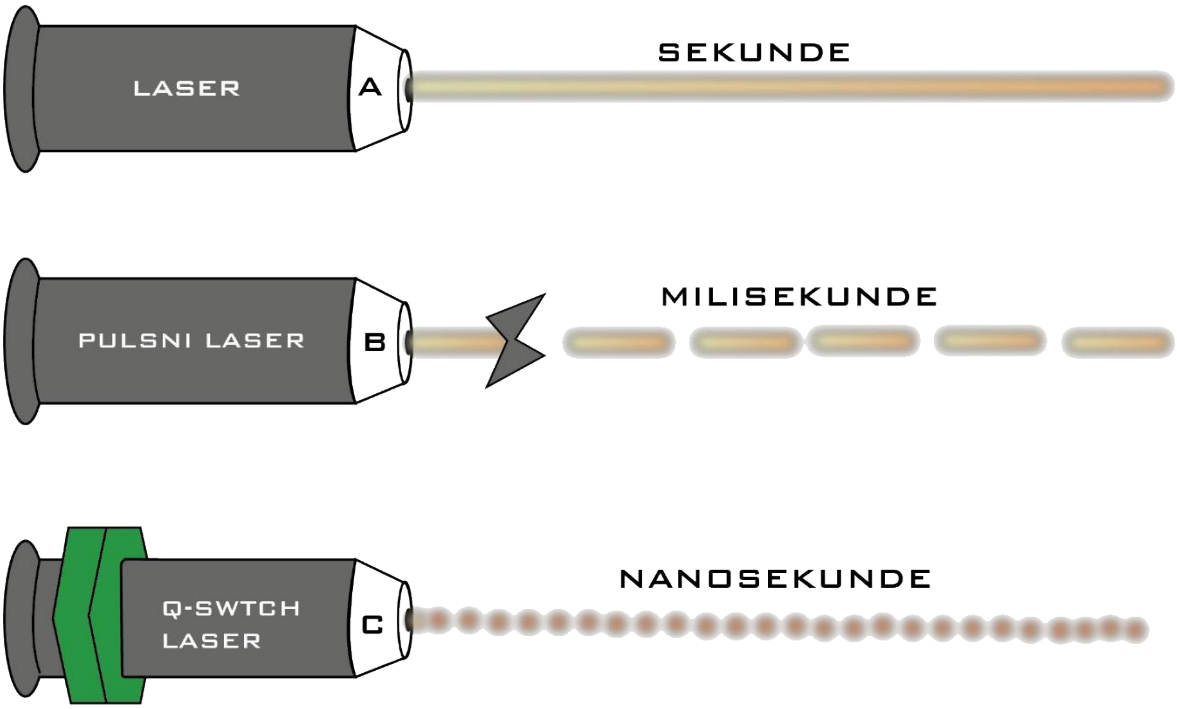
apsorpcijom laserske zrake u vodi dolazi do nagle ekspanzije vode te isparavanja. Ta eksplozija uzorkuje mehaničko čišćenje karijesne lezije s maksimalnim očuvanjem zdravog tkiva tijekom preparacije (54). Primjena erbijum lasera u endodonskom liječenju opisana je detaljno u daljnjem tekstu.

1.4.4.2. Podjela lasera prema načinu rada

Laseri se prema načinu rada mogu podijeliti na pulsne i kontinuirane lasere.

Pulsni laseri konstruirani su s potpuno nepropusnim zrcalima, a jedno od tih zrcala se periodički pomiče izvan optičkog puta lasera. Kada je rezonator zatvoren s nepropusnim zrcalima, zraka se zadržava te se pojačava zbog stimulirane emisije. Uklanjanjem zrcala laser ispušta kratki puls intenzivnog laserskog zračenja. Isti efekt može se dobiti dodavanjem određenog bojila unutar rezonatora koji apsorbira zračenje. Molekula bojila apsorbira zračenje dok se u većini molekula ne uspostavi inverzija napučenosti. Bojilo prelazi u bezbojni oblik, a energija iz medija se pretvara u lasersku zraku. Takvo nastajanje laserskih pulseva naziva se Q – prekidanje (engl. Q – *switching*). Laser može pulsirati u pulsevima od tek 1 fs ili 1 as (fs – femtosekunda, 1 s = 1015 fs; as – atosekunda, 1 s = 1018 as) (51) (slika 5).

Kontinuiranom laseru optičko pojačalo nalazi se između dva paralelna zrcala (rezonator). Jedno zrcalo je 100% nepropusno, odnosno reflektirajuće, dok drugo zrcalo propušta malu količinu svjetla tj. 99% je nepropusno. Unutar rezonatora dolazi do reflektiranja snopa, energiji zračenja raste gustoća i kada se postignu uvjeti za lasersko emitiranje, snop izlazi iz laserske šupljine i prolazi kroz polupropusno zrcalo (51) (slika 5).



Slika 5. Kontinuirani rad lasera naspram pulsnog načina rada. A) Kontinuirani, B) Pulsni laser, C) Q-switch laser

1.4.4.3. Prema načinu pobude

U pobudi optičkim sredstvom optičko sredstvo je plazma, vakuum ili neka prozirna tvar. Inverzija naseljenosti se dobiva tako da se atom koji je neutralan prvo ionizira u sudaru s elektronom, a zatim se taj pozitivni ion u sudaru s elektronima pobuđuje na više energijske razine. Izvor zračenja djeluje izvana i inducira prijelaze u najviše energetsko stanje (52).

Pobuda kemijskom reakcijom koristi se u plinovitim laserskim medijima koji se sastoje od dvije ili više komponenti. Za postizanje inverzije naseljenosti nije potrebna vanjska pobuda, već se pobuda dobiva samom kemijskom reakcijom. Inicijalna reakcija dolazi zbog cijepanja komponenti, ali moguće ju je započeti i iskrom. Oslobođena energija prouzrokuje vibraciju nastalih molekula (52).

Propuštanjem struje kroz plin postiže se dovoljno intenzivna emisija koja se temelji na međusobnim sudarima elektrona s atomima ili molekulama. Pobuda se događa u vidljivom UV

području, a samim time je i emisija laserske zrake u vidljivom spektru. Te pobude su nižih energija i pripadaju mikrovalnom području. Ovo je najučinkovitiji način pobude za sve plinske medije (52).

1.4.5. Laserski parametri

Kako bi učinak lasera bio uspješan, potrebno je odabrati određene laserske parametre, a to su:

- Valna duljina λ (m) – udaljenost između najbližih točki valova koji imaju istu fazu titranja. Obrnuto je proporcionalan frekvenciji (Hz). Crvene i infracrvene zrake valnih duljina 600 – 1070 nm elektromagnetskog spektra pripadaju takozvanom optičkom prozoru.
- Vrijeme ekspozicije t (s) – duljina trajanja laserskog zračenja. Ovisno o konstrukciji rezonatora i o tipu pobude, laser može proizvest pulsne ili kontinuirane valove pri čemu energija nije jednakomjerno raspoređena na presjeku zrake.
- Energija E (J) – sposobnost obavljanja rada
- Snaga P (W) – snaga pulsnog lasera izražava se kao energija (E) pomnožena frekvencijom f (Hz). Snaga svjetlosti koja se obično koristi u rasponu je 1 – 1000 mW.
- Gustoća snage ili intenzitet I (W/m^2) – koncentracija snage lasera u određenom prostoru (51).

1.4.6. Tkivni učinak lasera

Utjecaj lasera na biološko tkivo ovisi o uzajamnim parametrima tkiva i lasera a oni su: valna duljina laserske svjetlosti, fizikalne osobine obasjanog tkiva, energija zračenje, kontinuirani ili pulsni način rada, promjer laserske zrake i vrijeme ekspozicije (59).

Laserska zraka u kontaktu s ciljanim tkivom reagira na sljedeći način: refleksijom (odbija se od površine), difuzijom (raspršuje se), apsorpcijom (upija se u tkivo) ili transmisijom (prolazi kroz tkivo nepromijenjen) (54, 60, 61) (slika 6). Refleksija može biti štetna jer se energija preusmjerava na neželjeni cilj, primjerice na oči kliničara te može uzrokovati oštećenje i potreban je oprez pri upotrebi lasera. Apsorpcija lasera u tkivu ovisi o sastavu tkiva i sadržaju kromofora. Kromofori su ciljana mjesta u tkivu i ovise o valnoj duljini lasera. Osnovni kromofori su: voda, proteini, melanin, hemoglobin i hidroksiapatit. Određene komponente tkiva mogu apsorbirati određene valne duljine lasera. U vodi se prvenstveno apsorbira infracrvena svijetlost dok su vidljivi spektar i ultraljubičasti spektar lasera apsorbirani u hemoglobinu i melaninu (54). Važno je napomenuti kako izbor valne

duljine lasera ovisi o sastavu ciljanog tkiva te pogrešan odabir lasera može dovesti do neželjenih učinka (60, 61). Osnovno pravilo je da energija zračenja kojom se tkivo obasjava mora biti onolika koliko je potrebno za željeni učinak bez kolateralnog oštećenja okolnog tkiva. Kako bi se postigao željeni učinak, potrebno je imati na umu sljedeće parametre: pravilni odabir valne duljine, dužina pulsa, apsorpcija kromofora, površinska refleksija i rasap laserske zrake (54, 60, 61).

Apsorpcijom laserskih zraka i prijenosom energije na ciljano tkivo, osnovne su reakcija koje laser može izazvati: fotomehanička, fototermička, fotokemijska i fotobiomodulacija (54).

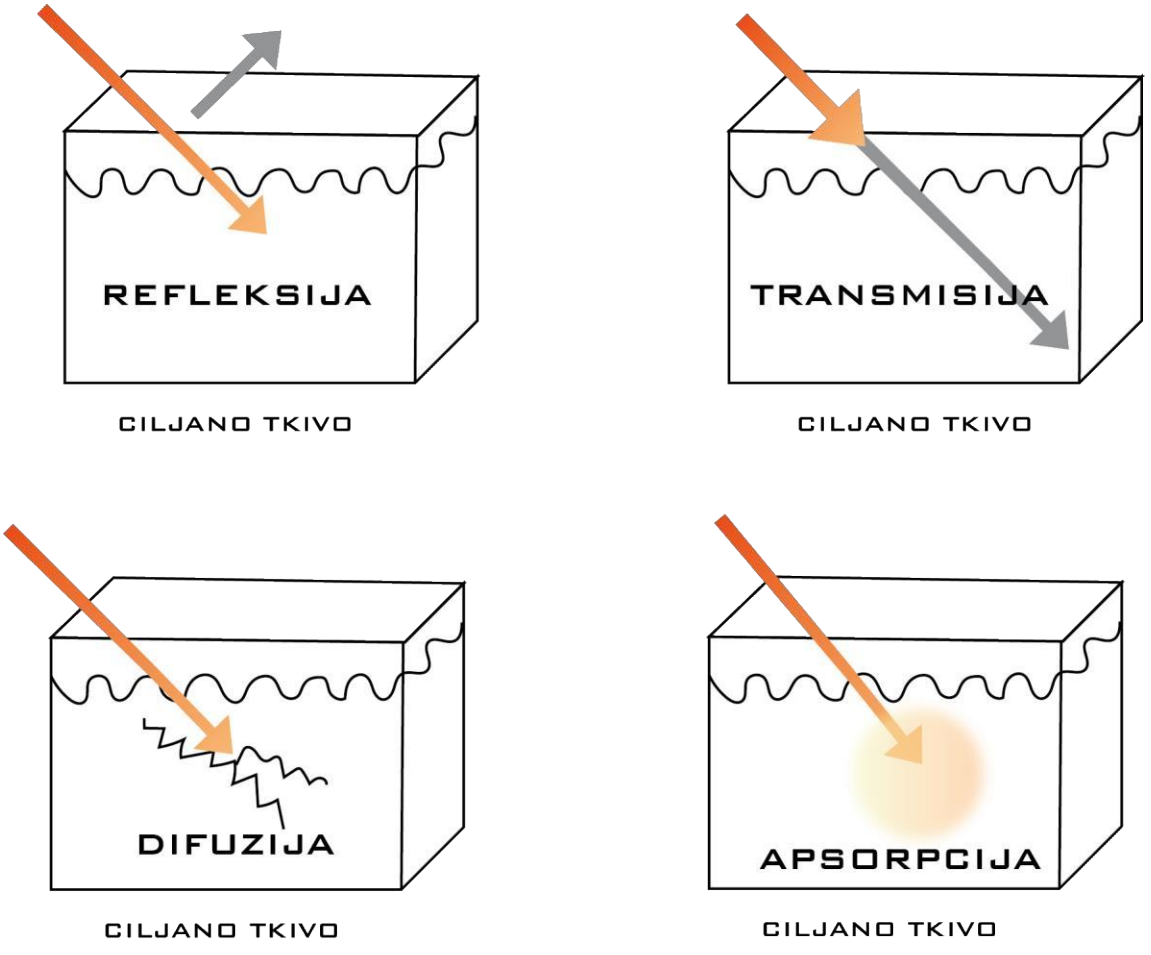
Fotomehanički ili fotoakustični učinak je posljedica vrlo visoke energije i ultrakratkih pluseva. Nakon što je kromofor apsorbirao energiju dolazi trenutačnog zagrijavanja i ekspandirajuće plazme koja nakon kolapsa stvara šok valove. Budući da je vrijeme apsorpcije energije iznimno kratko (10^{9} s), ne dolazi do termičkog učinka na okolno tkivo, već vibracije koje su nastale procesom fotoplazmolize i fotodisosijacije, utječu na ciljano tkivo. Fotomehanički učinak koristi se primarno u uklanjanju tetovaža i pigmentiranih lezija (62).

Fototermički učinak primarni je mehanizam djelovanja većine lasera koje se koriste u biomedicini. Selektivnim apsorpcijom energije pri duljem vremenu pulseva (10^{-6} do 10^{-3} s), dolazi do oslobođenja energije u obliku topline. Posljedica je brza evaporacija vode i piroliza organskih elemenata (karbonizacija) nakon apsorpcije energije. Koristi se uz lasersko zaglađivanje površine tkiva, u terapiji vaskularnih lezija i za lasersko uklanjanje folikula (54).

Fotokemijskim učinkom laseri stimuliraju kemijske reakcije obasjanog područja, poput polimerizacije kompozitnih materijala u dentalnoj medicini. U onkologiji, laseri se koriste za liječenje tumora u sklopu fotodinamske terapije. Apsorpcijom energije u fotosenzitivnim prekursorima dolazi do stvaranju porfirina koji negativno utječu na tumorske stanice (63).

Fotobiomodulacijski učinak lasera stimulirajući je učinak laserske energije na procese regeneracije. Koristi se u tretmanima poput stimulacije rasta kose, remodelacije kolagena starenjem kože, protuupalnog djelovanja i ubrzanog cijeljenja rana. U većini slučajeva, mehanizam djelovanja je nepoznat, iako se sumnja da su mitohondrijska aktivnost i propusnost stanične membrane djelomično odgovoreni za ubrzano cijeljenje rana (54).

Nakon apsorpcije unutar ciljanog tkiva, dolazi do prijelaza laserske energije u toplinsku. Stupanj termičke konverzije ovisi o sastavu tkiva, uglavnom u udjelu vode te o ostalim organskim i anorganskim komponentama. Produžena ekspozicija dovodi do porasta temperature unutar tkiva i na njenoj samoj površini te shodno tome može dovesti do promjena u strukturi i sastavu tkiva. Raspon promjena varira od vaporizacije i karbonizacije pa sve do taljenja i rekristalizacije, kao što je slučaj u tvrdim tkivima. Temperature tkiva u rasponu 37 – 50 °C uzrokuju hiperemiju. Kada se temperature poveća za > 60 °C, dolazi do koagulacije i denaturacije tkiva, ali bez vaporizacije. Taljenje se odvija pri temperaturi 70 – 90 °C, a vaporizacija 100 – 150 °C. Ako se nastavi dizati temperatura > 200 °C, dolazi do ozbiljnih termičkih oštećenja u obliku karbonizacije (54, 60, 61). Kako bi se pokušao umanjiti negativan učinak lasera na ciljano, ali i okolno tkivo, važan je sustav hlađenja tijekom obasjavanja, a osim toga, važno je prilagoditi vrijeme ekspozicije i način rada lasera (54).



Slika 6. Interakcija lasera s tkivom

1.4.7. Primjena lasera

Zbog njihove učinkovitosti i raznolikosti laseri su našli široku primjenu:

- Primjena u industriji: rezanje i bušenje materijala, zavarivanje laserom
- Primjena u znanosti i tehnologiji: holografija, astronomija
- Primjena u vojne svrhe: označavanje ciljeva za rakete
- Primjena u svakodnevnom životu: optička za pohranu na medijima (CD. DVD, Blue-ray), laserskim pisačima (printerima), čitačima 2D bar-koda u trgovinama, zaštitnim hologramima (na kreditnim karticama, vrijednosnim papirima itd.), laserski *showovi*, prijenos podataka svjetlovodima, laser tag (suvremena taktička igra).
- Primjena u medicini i dentalnoj medicini (52).

1.4.7.1. Laseri u medicini

1961. u SAD-u je izvedena prva laserska operacija, kada je pomoću rubinskog lasera uklonjen retinalni tumor. Svakodnevnu primjenu laseri su našli u oftalmologiji za uklanjanje dioptrije kojem laserska zraka ispravlja oblik rožnice. Laseri se koriste i u dermatologiji i kozmetici. Laserima se tretiraju maligni i benigni tumori, korigiraju ožiljci od akni i ozljeda te uklanjanju neželjene tetovaže. Kod uklanjanja tetovaža koriste se CO2 laseri. Crni pigment apsorbira sve valne duljine, pa je zato lakše skinuti crnu tetovažu, nego tetovažu u boji koja selektivno apsorbira valne duljine (64).

1.4.7.2. Laseri u dentalnoj medicini

Laseri koji se danas koriste u dentalnoj medicini emitiraju valove u rasponu od ultraljubičastog (UV) do srednjeg infracrvenog spektra elektromagnetskog zračenja (otprilike od 200 nm do 10 μm) (60). Ovisno o primjeni na ciljano tkivo, lasere u dentalnoj medicini možemo podijeliti na sljedeći način: aplikacija na meka tkiva i aplikacija na tvrda tkiva (58).

Za cijeljenja mekih tkiva koriste se meki laseri, jačine od 1 mW do 5 w/cm^2 , valne duljine u rasponu 600 – 700 nm u dijelu crvenog i 700 – 950 nm u dijelu infracrvenoga elektromagnetskog spektra. Kao izvor laserskih zraka za fotobiomodulaciju, najčešće se koriste diodni laseri kao što su helij-neonski laser (He-Ne), indij-galij-aluminij-fosfidni laser (In-Ga-Al-P), galij-aluminij-arsenidni laser (Ga-Al-As) ili galij-arsenidni laser (Ga-As). Pri niskim dozama (2 J/cm^2) primjena

lasera uzrokuje proliferaciju, a pri visokim dozama (16 J/cm^2) supresiju. U literaturi se opisuje njegova primjena u liječenju orofacijalne boli, sindroma pekućih usta, oralnog mukozitisa, oralnog lihena planusa, rekurentnih aftoznih ulceracija, buloznih bolesti, kserostomije i protetskog palatitisa (65).

Također, laseri su našli primjenu u mikrokirurškim oralnim zahvatima kao gingivektomija, gingivoplastika klase V, otvaranje implantata, incizija/ekcizija, frenulektomija. Najčešće se za ove zahvate koriste diodni laseri, raspona valnih duljina 800 do 980 nm. Diodni laser koristi termalni učinak na samom vrhu optičkog vlakna i stvara termalnu koagulaciju na operativnom području. Sam postupak je sličan postupku elektrokauterizacije (66).

Brojne studije pokazale su kako je Er:Yag laser moguće ukloniti karijesne lezije u caklini i dentinu pomoću termalne ablacije (67-69). Temperatura koja se razvija tijekom postupka nije štetna za pulpu, čak i kada se ukloni vodeno hlađenje tijekom postupka. Dno kaviteta nije ravnomjerno zaglađeno u laserskim preparacijama, u usporedbi s klasičnim strojnim preparacijama. Er:Yag laser također se može koristiti u uklanjanju punila, kompozitne smole i staklenoionomernih cementa (68). Jetkanje (Er, Cr: YSGG) laserima pokazuje jednak učinak kao i konvencionalno jetkanje kiselinama, s mikro porozitetima ali bez zaostatnog sloja (70). Adhezija na tvrdim zubnim tkivima pokazala se kao manje učinkovita nakon jetkanja Er:YAG laserom, nego adhezija nakon konvencionalnog jetkanja (71). Dentalna preosjetljivost također se može liječiti pomoću lasera. Dvije su moguća mehanizma djelovanja lasera tijekom liječenja dentinske preosjetljivosti. Prvi je termalni učinak na sam dentin, koji uzrokuje otapanje, fuziju i pečaćenje dentinskih tubulusa. Drugi mehanizam djelovanja je usmjeren na eklektičnu aktivnost živčanih vlakana pulpi primjenom laserskog zračenja. Laseri koji se koriste mogu se podijeliti na dvije skupine: niskoenergetski laseri (He-Ne i GaAlAs laseri) i laseri srednjih vrijednosti (Nd:YAG) i CO2 laseri (71).

1.4.8. Primjena lasera u endodonciji

Weichman i Johnson su 1971. godine prvi primijenili upotrebu lasera u endodonciji, CO2 laser u in vitro uvjetima kako bi zapečatili otvor apeksa. U narednim godinama razvojem laserske tehnologije, ponajprije razvojem tankih i fleksibilnih fiberoptičkih nastavaka, primjena lasera našla je proširenu primjenu u endodontskoj terapiji.

Lasere u endodonciji klinički možemo podijeliti prema području primjene:

- Dijagnoza stanja pulpe: LDF (eng. *Laser Doppler flowmetry*, hrv. laser-doplerska floumetrija) neinvazivna metoda provjera pulpne mikrocirkulacije. Koriste se helij-neonski (He-Ne) laseri i diodni laseri valne duljine 632,8 nm pri malim energijama od 1-2 mW.
- Trepanacija zuba: erbij laseri se koriste zbog dobre apsorpcije u vodi i hidroksiapatitu. Prednost ove metode je u istovremenoj sterilizaciji kaviteta i prevenciji prijenosa bakterija debrisa i apikalnog dijela korijenskog kanala.
- Apikotomija: CO_2, Nd:YAG i Er:YAG mogu se koristiti u endodontskoj kirurgiji za ostvaraje bolje hemostaze, dezinfekciju kontaminiranog područja i smanjenje postoperativne boli.
- Dezinfekcija i čišćenje korijenskih kanala (72).

Tijekom čišćenja korijenskih kanala mogu se koristiti Nd:YAG laser, diodni laser, argon laser, Er:YAG, Er:YSGG laser. Djelovanje emitirane laserske zrake na tkiva ovisi o ciljanom kromoforu. Kromofori apsorbiraju lasersku svjetlost određene valne duljine. Općenito gledajući lasersko zračenje manje valne duljine < 1000 nm bolje se apsorbira u pigmentiranim tkivima, dok se oni veće valne duljine > 1000 nm bolje apsorbiraju u vodi i hidroksiapatitu. Tako možemo podijeliti lasere s obzirom na dubinu penetracije i to na: duboko penetrirajuće i površinski apsorbirajuće lasere. Predstavnici duboko penetrirajućih lasera su Nd:YAG i diodni laseri, dok u drugu skupinu spadaju ugljikov dioksidni, Er:YAG i Er, Cr:YSGG laseri. U korijenskom kanalu kromofor može biti dentin, zaostatni sloj, bakterije i bakterijski biofilm (73). Biološki efekt na ciljano tkivo možemo podijeliti na; fototermalni, fotokemijski, fototermalni učinak koji stvara fotomehanički i fotoakustični efekt (73).

Laseri se mogu koristiti za dezinfekciju korijenskih kanala direktnom iradijacijom, kao fotodinamička terapija (PAD), laserski aktivirano ispiranje (eng. *laser activated irrigation*, LAI), PIPS tehnika (eng. *photon initiated photoacoustic streaming*, hrv. fotonima inducirano fotoakustično strujanje) i SWEEPS tehnika (engl. shock wave enhanced emission photoacoustic streaming, hrv. udarni val poboljšan emisijom fotoakustičkog strujanja).

1.4.8.1. Direktna iradijacija laserom

Kod direktne iradijacije laserom, fiberoptički nastavak lasera postavljen je u suhi korijenski kanal 1 mm kraće od anatomskog apeksa. Nastavak se tijekom rada izvlači van kanala kružnim ili vertikalnim pokretima kako bi se smanjila mogućnost direktnog termalnog oštećenja ciljanog tkiva i indirektno okolnog tkiva. Fiberoptički nastavci su malog radijusa (200 – 300 nm), moraju biti fleksibilni kako bi pratili kompleksnu anatomiju zavijenog korijenskog kanala. Postupak se provodi nakon završnog čišćenja i širenja korijenskog kanala (ISO 30) kao dodatni postupak za smanjenje broja bakterija prije punjenja. Ovom tehnikom možemo koristit većinu valnih duljina koje se koriste u dentalnoj medicini, od vidljivog spektra (532 nm) do blizu-infracrvenog spektra (810 – 1340 nm) elektromagnetskog zračenja. Laseri bližeg infracrvenog spektra Nd:YAG i diodni laseri fototermalnim učinkom smanjuju broj bakterija u korijenskim kanalima i u dentinskim tubulisima. Ako fibroptički nastavak dođe u kontakt s dentinom korijenskog kanala, mogući su nepoželjni termalni učinci na dentinu korijenskih kanala u obliku perforacije, stepenice ili ablacije. Laseri srednjeg infracrvenog spektra, erbijski laseri, apsorbiraju se u vodenoj komponenti dentina te izazivaju fototermalni učinak. Time se uklanja zaostatni sloj i debris nastao tijekom čišćenja i širenja korijenskih kanala (74).

1.4.8.2. Fotoaktivirana dezinfekcija

Fotoaktivirana dezinfekcija (PAD – eng. *photoactivated disinfection*) također nazvana antimikrobna fotodinamička terapija (aPDT – eng. *antimicrobial photodynamic therapy*), uključuje upotrebu boja (fotosenzibilizatora) koje se unose u sustav korijenskog kanala i aktiviraju se apsorpcijom svjetlom odgovarajuće valne duljine. Laserska energija nema direktan učinak na tkivo ili bakterije, već direktno aktivira fotoaktivnu tvar koja nakon aktivacije, oslobađa toksične elemente do cilja. PAD sustav sastoji se od tri komponente izvora svjetlosti, fotosenzibilne tvari i kisika. Za izvor svjetlosti, rabe se diodni laseri, niske energije vidljivog (635 nm i 675 nm) te nevidljivog spektra (810 nm). Fotosenzibilne tvari su indocijanin zelena boja, metilensko modrilo, toluidinsko modrilo, tolonijev klorid. One nakon aktivacije apsorpcijom svijetla, fotokemijski reagiraju i u prisustvu kisika proizvode reaktivne spojeve, kao što su radikali i superoksidi. Reaktivni spojevi djeluju na membranu bakterija što dovodi do trenutnog baktericidnog učinka. *In vitro* istraživanja su dokazala baktericidnu sposobnost PAD-a u eliminaciji bakterije *E. faecalis* kao i drugih perzistetnih bakterija, kada su konvencionalne metode bili neuspješne (75). Nedostatak

ovog sustava je potreba prisustva kisika za dezinfekciju korijenskih kanala. Naime, baktericidan učinak aktivnih spojeva smanjuje se s dubinom penetracije u dentinske stijenke zbog smanjene količine raspoloživog kisika te djelovanje lasera uzrokuju diskoloraciju zubi (75).

1.4.8.3. Laserski aktivirano ispiranje (LAI)

LAI je tehnika aktivacije sredstva za ispiranje (NaOCl, EDTA, klorheksidin, fiziološka otopina) u korijenskom kanalu fototermičkim, fotomehaničkim ili fotoakustičnim učinkom erbij lasera. Za LAI se koriste Er,Cr:YSGG ili Er:YAG laseri s energijama od 50 do 100 mJ i frekvencijom od 10 do 20 Hz. Er:YAG (2940 nm). Erbij laseri imaju najveću apsorpciju u vodi i visoki afinitet za hidroksiapatit što ih čini pogodnim za upotrebu u dezinfekciji korijenskih kanala (73). Fibroptički nastavak postavlja se pet milimetara kraće od određene radne duljine. Samim dizajnom fiberoptičkog nastavka poboljšana je lateralna emisija, a time je povećana količina aktiviranog sredstva za ispiranje, što je postignuto suženim nastavkom (76). Pregledom dostupnih istraživanja, uočeno je bolje djelovanje LAI s Er,Cr:YSGG i Er:YAG (75 mJ, 20 Hz, 1.5 W, 4 x 5 s) i 2,5 % NaOCl-a u uklanjanju debrisa iz apikalnog dijela korijenskog kanala u usporedbi s konvencionalnim ili pasivnim ultrazvučnim ispiranjem te je za irigans odabran NaOCl za irigans za istraživanje (76, 77). Sredstvo se aktivira na samom vrhu nastavka, tako da se energija apsorbira, a tekućina se pregrijava i isparava što izaziva fototermalni učinak (78). Unutar tekućine za ispiranje, nastaju mjehurići pare visokog tlaka, koji tijekom emisije lasera ekspandiraju (kavitacija). Taj proces traje do kraja laserskog pulsa, trajanje od 100 do 200 mikrosekundi. Na kraju vršne snage lasera, započinje faza termalne relaksacije u kojem mjehurić implodira. Dok se mjehurić urušava, oslobađa se energija u obliku tlačnih šok valova (fotoakustični učinak). Oni putuju kroz korijenski kanal ultrazvučnom brzinom, a tako brza izmjena tekućine uzrokuje smično naprezanje uz stijenke korijenskog kanala te uklanjanje zaostatnog sloja. Nakon kolapsa primarnog mjehurića, zbog naglih tlačnih promjena dolazi do stvaranja sekundarnog mjehurića (sekundarni kavitacijski učinak) (78). Potencijalni problem može nastati zbog samog položaja fiberoptičkog nastavka, koji zbog složenosti morfologije korijenskog kanala, nije uvijek moguće postaviti 5 mm kraće od apeksa (60). Kako bi se povećala učinkovitost Er:YAG lasera, uvedene su nove metode LAI-a, PIPS i SWEEPS.

1.4.8.4. PIPS tehnika

Kod PIPS tehnike, koristi se Er:YAG laser s vrlo malom energijom od 20 do 50 mJ, frekvencija 10 do 15 Hz i vrlo kratki pulsevi od 50 μs te je tehnika primjenjiva samo uz Er:YAG laser modela LightWalker AT, proizvođača Fotona (Ljubljana, Slovenija). Kako je riječ o zračenju vrlo malih, subablativnih energija kod kojih nema termičkog učinka, postupak u kanalu može trajati do 40 sekundi (77-80). Primarni mehanizam djelovanja je fotomehanički, odnosno fotoakustični učinak, budući da se stvara fenomen udarnog vala. Snažno i brzo strujanje tekućine unutar korijenskog kanala ima značajan mehanički učinak na dentinske zidove glavnog kanala, lateralnih kanala, apikalnih delti i istmusa (74). Kliničku učinkovitost PIPS-a dokazala su istraživanja koja su također pokazala da je glavni mehanizam mehaničkog čišćenja kolaps laserski induciranog mjehurića (77-80). Posebna zanimljivost ove tehnike je izmjena tekućina za ispiranje, ne samo blizu fiberoptičkog nastavka, nego i u udaljenim dijelovima korijenskog kanala. Taj fenomen značajan je posebice kad su u pitanju zahtjevne morfologije korijenskih kanala (74). Udaljeni i jaki učinci fotonom inducirani šok valovi omogućuju da se nastavak postavi na sam ulaz korijenskog kanala, za razliku od drugih tehnika kod kojih se nastavak postavlja na 1 mm ili 5 mm od unutarnjeg apikalnog otvora. Tanki fiberoptički nastavak postavlja se unutar pulpne komore što mu omogućuje, uz pravocrtnu, i lateralnu emisiju laserskog zračenja (77). Za ovu tehniku dizajnirani su specijalni nastavci PIPS®400/14 (promjera 400 μm i duljine 14 mm) te PIPS®600/9 (promjera 600 μm i duljine 9 mm) kojima je vrh šiljast i ogoljen kako bi se omogućila bolja lateralna emisija energije. No udarni valovi, valovi koji putuju brže od brzine zvukova, nisu uočeni u prostorima ograničenog promjera kao što su korijenski kanali (79). Razlog tome je frikcija koju stijenke korijenskog kanala stvaraju i uski prostor koji ograničava brzinu izmjene tekućina koja nastaje brzom ekspanzijom i kontrakcijom mjehurića. Kako bi se povećala učinkovitost PIPS-a, osmišljena je tehnika SWEEPS koja se zasniva na generiranju udarnih valova u korijenskim kanalima što pospješuje prodor tekućine za ispiranje i uklanjanje čestica s površine kanala (80).

1.4.8.5. SWEEPS tehnika

SWEEPS tehnika temelji se na principu sinkronizirane isporuke pulsa lasera kako bi se povećala učinkovitost udarnih valova nastalih pri kolabiranju mjehurića u ograničenom prostoru (81). Formiranje primarnog mjehurića nastaje na vrhu fiberoptičkog nastavka. Taj mjehurić ispunjen je visokotlačnom parom koja ekspandira do svog maksimalnog volumena. Prije kolapsa primarnog

mjehurića, Er:YAG laser emitira sekundarni puls koji uzrokuje stvaranje sekundarnog mjehurića. Rast sekundarnog kavitacijskog mjehurića ubrzava urušavanje primarnog kavitacijskog mjehurića što uzrokuje nasilni kolaps te se time stvaraju udarni valovi (81). Povećana učinkovitost SWEEPS tehnike leži u tome što se sekundarni mjehurići nalaze uz same stijenke korijenskih kanala, a samim time su učinkovitiji u uklanjanju zaostalog punila iz korijenskih kanala (81). Nastali šok valovi imaju ultrazvučnu brzinu u blizini mjehurića iz kojih su nastali, ali brzina znatno usporava na udaljenosti od 25 milimetara. Da bi se postigao efekt amplifikacije šok valova, potrebna je sinkronizacija emitiranja primarnog i sekundarnog pulsa (82). Optimalni vremenski interval između davanja pulseva ovisi o trajanju oscilirajućeg perioda primarnog mjehurića. Oscilirajući period ovisi o energiji pulsa i promjeru kanala, a u manjoj mjeri i o dužini kanala i pozicioniranju fiberoptičkog nastavka (82). Ako je emitirana energija veća, stvara se veći kavitacijski efekt mjehurića, a i samim time veća učinkovitost (76). No povećanjem emitirane energije nastaje mogućnost termalnog oštećenja dentina i okolnih tkiva. Kako bi se izbjegli termalni i ablativni efekti lasera, vršna snaga limitirana je na 400 W, sa sublativnom energijom od 20 mJ u ekstremnom malom vremenskom intervalu od 50 μs (74). Promjer korijenskog kanal varijabilna je komponenta, budući da će svaki kanal imat drugačije optimalno vrijeme za emitiranje sekundarnog pulsa. Stoga vremenski interval između dva pulsa ne bi trebao biti fiksni. Kako bi se u kliničkoj praksi pojednostavio postupak za svaki kanal, razvijen je posebni auto SWEEPS modalitet (83). Programiran je na način da se tijekom emisije laserskog zračenja konstanto mijenja vremenski interval između primarnog i sekundarnog pulsa u razdoblju od 250 do 600 mikrosekundi. To omogućuje da tijekom svakog ciklusa postoji barem jedno razdoblje u kojem su pulsevi odvojeni 50 mikrosekundi, što predstavlja optimalni razmak intervala (83). Lukač i suradnici pokazali su kako je auto SWEEPS modalitet 50% učinkovitiji od standardnog SSP (jakost puls sustava, 50μs trajanja) u stvaranju tlaka unutar korijenskog kanala, što stvara glavni mehanizam uklanjanja zaostalog sloja na stijenkama unutar korijena (83). Ovaj modalitet također uklanja potrebu pozicioniranja fiberoptičkog nastavka u sredinu otvora korijenskog kanala. Nejc Lukac i sur. (82) pokazali su kako je SWEEPS tehnika povećala učinkovitost uklanjanja zaostalog punila, prodor u lateralne kanale, mikroskopske tubuluse te povećala dinamiku fluida u samom kanalu u usporedbi s PIPS-om.

Vrhovi novih nastavaka cilindričnog su oblika (engl. Radial Sweeps400, Flat Sweeps400). Pokazali su se kao najučinkovitiji u SWEEPS modalitetu bez značajne razlike između dva tipa

vrhova ako je veći promjera od 600 μm, a kod manjih promjera radijalni vrh nastavka pokazao se učinkovitiji od ravnog vrška nastavka. Razlog tome je stvaranje sferoidnih mjehurića na vrhu radijalnih nastavka s većom optodinamičkom učinkovitošću pretvorbe energije, nego nastavci s ravnim vrhom u kojem se stvaraju elipsoidni mjehurici (83). No nedavna studija pokazala je kako su nastavci s ravnim vrhom imali veću učinkovitost u uklanjanju zaostalog sloja (83). Zbog kontradiktornih podataka studija potrebna su daljnja istraživanje.

Ishod ne kirurške endodontske revizije ne ovisi samo o tehnici samog uklanjanja zaostatnog sloja, već i o materijalu za punjenju korijenskih kanala i tehnici punjenja korištenim u inicijalnom endodontskom liječenju.

1.5. Materijali za punjenje korijenskih kanala

Prvi pokušaj punjenja korijenskog kanala zabilježen je prije gotovo 2200 godina, kada je u arheološkoj iskopini nađen kostur s implantiranom bakrenom žicom u endodontskom prostoru. Tijekom povijesti korijenski kanali pokušali su se ispuniti različitim materijalima; gipsom, azbestom, bambusom, a potom i zlatom ili irido-platinskom. Razvojem tehnologije mnoga sredstva su izbačena iz uporabe, a uvedena nova (85).

Karakteristike idealnog punila za korijenske kanale opisao je Grossman (86), a one su:

- biokompatibilnost
- stalni volumen
- neporoznost
- dobro svezivanje za dentin
- mogućnost uklanjanja iz korijenskog kanala (revizija)
- polagano stvrdnjavanje
- netopljivost u tkivnim tekućinama
- radiokontrastnost
- nebojanje zubnih tkiva
- bakteriostatičan učinak.

Punjenje korijenskog kanala zadnja je faza u endodontskom liječenju. Svrha punjenja je ispuniti prostor glavnog kanala i time omogućiti hermetičko brtvljenje apikalnog otvora, lateralnih i akcesornih kanala (85).

S obzirom na konzistenciju, punila dijelomo na: paste, cemente, polutvrda i tvrda punila (85).

1.5.1. Meka punila koje ostaju trajno meka (paste)

Paste temeljene na kalcij hidroksidu, zbog svoje kemijske nestabilnosti rabe se kao interkanalni uložak. Kalcij hidroksid je jaka baza s pH 12.5 – 12.8. Ne stvrdnjavaju se i resorbiraju se tijekom vremena. Konzistencija paste postiže se različitim dodacima (npr: metilceluloze), a radiokontrastnost dodatkom npr. barijeva sulfata. Točan mehanizam djelovanja nije poznat, ali se smatra da je visoki pH, a disocijacija $Ca2^{+}$ i OH^{-} iona glavni učinak ovih pasta s tkivom. Kako bi se ostvario željeni učinak s tkivom, potrebno je uvesti pastu kroz cijelu radnu dužinu korijenskog kanala, što nije uvijek moguće. Osim intrakanalnog uloška kalcijev hidroksid se koristi u terapiji vitalne pulpe, apeksifikaciji i kao zamjena za triantibiotsku pastu. Lako se ispire iz korijenskog kanala. Pulpodent (Pulpodent Corp, Watertown Mass, USA), Calasept (Speiko GmbH, Muenster, Njemačka) Calxyl (Oco-Präparate GmbH, Dirmstein-Pfalz Njmačka) predstavnici su ovih materijala. Prije trajnog punjenja korijenskih kanala, potrebno je u potpunosti ukloniti meka punila (85). Pregledom literature utvrdilo se da postoje istraživanja koja dovode u pitanje njihova antibakterijska svojstva (87).

1.5.2. Punila koja se stvrdnjavaju u korijenskom kanalu (cementi)

Kerr punilo (Kerr, Karlsruhe, Njemačka) je prvi predstavnik cink euksid eugenol punila. Predstavljen je na tržište 1931. godine. u dvokomponentnom obliku, kao prašak i tekućina. Prašak je sadržavao cink oksid, precipitirano molekulsko srebro, oleosmolu, timol jodid, a tekućina ulje klinčića i balzam. S obzirom na to da srebro intenzivno boji zube, Grossman je 1958. godine modificirao formulu cementa izbacujući srebro (ProcoSol nonstaining cement). Stvrdnjavanje zamiješane mase zbiva se zbog stvaranja kristala cink eugenola $(Ca10H11O2)2Zn$ koji obuhvaćaju masu cink oksida. Budući da je dokazano citotoksično djelovanje ovih cemenata s vitalnim tkivom kao rezultirajući upalni odgovor, više se ne preporučuje primjena u endodontskom liječenju (85).

U punila temeljena na umjetnim smolama ubrajamo AH26, AHPlus, Diaket i staklenoionomerne cemente. Diaket (ESPE, Seefeld, Njemačka) je polivinilna smola. Sastoji se od soli i metalnih oksida koji reagiraju s neutralnim organskim agensima stvarajući poliketone. Nakon miješanja, smola je ljepljive konzistencije koja je netopljiva u vodi i dobro adherira za dentin. Prašak se sastoji

od bizmut fosfata i cinkova oksida. Tekućina sadrži diklorfen, trietanolamin, propionilacetofenon, kopolimere vinil acetata i vinil klorida, vinilisobutil eter. Mješe se u omjeru 2:1, 2 kapi tekućine i mjerica praha, stvrdnjava se na sobnoj temperaturi 6 min. Uklanja se iz kanala pomoću otapala koje sadrži: diklorfen, trietilen glikol diacetat i dimetil formamid.

AH26 (De Trey, Ballaignes, Švicarska) je epoksi smola. Prašak sadrži: srebrni prah, bizmut oksid, heksametilen tetraminium, titanij oksid, a aktivator je epoksibisfenol smola. Vrijeme stvrdnjavanja u korijenskom kanalu je 36 do 48 sati. nedostatka je bojenje, relativna netopljivost u otapalom, toksičnost svježe zamiješanog materijala (85).

AH Plus (De Trey, Ballaignes, Švicarska) je epoksi amin smola. Modifikacija je AH26 punila. Ima slična fizikalna svojstva kao i prijašnje punilo ali ima bolju biokompatibilnost jer oslobađa manje formaldehida. Dvokomponentni je sustav. Jedna pasta sadrži epoksi smolu, kalcij tungstat, cirkonij oksid, silicijevu kiselinu, pigmente željeznog oksida. Druga pasta sadrži amine, kalcij tungstat, cirkonij oksid, silicijevu kiselinu i silikonsko ulje (85).

Stakloionomeri Ketac-Endo (3M Dental Products Division, Mineapolis USA) dolazi u kapsuliranom obliku, čime je olakšano rukovanje s materijalom. Prednost im je dobro pirjanje uz dentin i na gutaperku, biokompatibilnost i dobro apikalno i koronarno brtvljenje (87).

1.5.3. Kalcij-silikatna punila

S obzirom na činjenicu da se većinu kliničkih zahvata u usnoj šupljini odvija u vlažnoj sredini, kalcij silikatni cementi prvenstveno su se počeli koristiti kao endodontski materijali. Njihova hidrofilna svojstva i način vezanja doprinose sposobnosti da ostaju stabilni u vlažnoj sredini. Prvobitne indikacije za upotrebu ovih materijala bile su perforacije korijenskih kanala i apeksifikacija nezavršenog rasta korijena. Razvojem tehnologija proširila se njihova primjena u endodontskom liječenju (88).

Današnja podjela kalcij silikatnih cemenata temelji se na njihovoj kliničkoj primjeni u tri grupe

- intrakoronarno (prekrivanje pulpe)
- intraradikularno (punjenje korijenskog kanala)
- ekstraradikularno (retrogradno apikalno punjenje).

Svi dentalni preprati kalcij-silikatnog cementa sastoje se od četiri osnovne komponente: cementa, rendgenkontrasnog sredstva, nosača i aditiva.

Osnovna komponenta kalcij-silikatnih punila sastoji se od Portland cementa. Komponente Portland cementa sastoje se od trikalcij silikata (C3S), dikalcij silikata (C2S) i manje količine trikalcij aluminata (C3A) i tetrakalcij aluminoferita. Najzastupljenija komponenta je trikalcij silikatna faza (45 – 70%) koja je izrazito reaktivna. Dikalcij silikat je manje reaktivan i čini 5 – 30% Portland cementa. 10% čine feritna i aluminijeva faza . Hidrofilne čestice reagiraju s vodom čime dolazi do hidratizacije kroz dvije glavne kemijske reakcije (89).

U sastavu Portland cementa mogu se naći tragovi elemenata arsena, olova i kroma koji u određenim koncentracijama mogu biti toksični. Prema ISO 9917-1; 2007 dopuštena količina olova i arsena mora biti manja od 100 ppm za olovo i 2 ppm za arsen; dopuštena količina kroma u literaturi nije precizno određena. Neki autori smatraju kako je koncentracija olova i arsena oslobođena prilikom hidratizacije cementa nekoliko puta veća od propisom dozvoljene (89, 90). Demirkaya i suradnici dokazali su prisutnost aluminijevih iona u jetri i plazmi u eksperimentalnim životinjama, a koji je sastavni dio Portland cementa. Ioni aluminijevog oksida povezuju se sa oksidativnim stresom u mozgu (91), kao i sa razvojem Parkinsona i Alzheimera (92).

Širom upotrebom materijala na Portland cement javila se i potreba smanjenja njihovih negativnih karakteristika, u koje ubrajamo dugo vrijeme svezivanja, otežanu kliničku upotrebu zbog zrnate strukture i diskolorizaciju zuba. Camellieri je aditive koji se dodaju u cilju modifikacije svojstva cementa podijelio u dvije skupine (89):

1. Akceleratori – u ovu skupinu ubrajamo kalcijev klorid i kalcijev karbonat. Dodavanjem kalcijevog klorida ($CaCl_2$) skraćuje se vrijeme vezanja cementa za 10 do 15%, a da pritom ne utječe negativno na biokompatibilnost (93). Kalcijev karbonat ($CaCO_3$) također pozitivno utječe na proces hidratizacije te može služiti kao mjesto nukleacije (94). Neki autori učili su pozitivno djelovanje mikročestica kalcijevog karbonata na vrijeme svezivanje i rukovanje materijala, kao i veće popunjavanje praznina u samome materijalu (efekt nano-filera) (94). Kalcij laktat glukonat također se može dodati u cement, međutim Lee BN i sur. pokazali su da takvi cementi imaju manju kompresivnu čvrstoću i niži pH u odnosu na cemente pomiješane s vodom (95). Hidroksiapati i monobazni kalcijev fosfat također utječe na vrijeme svezivanja. Njihovim dodavanjem povećava se količina

slobodnih fosfatnih iona koji su potrebni za biomineralizaciju tkiva. Omjer kalcijevog fosfata u prahu trikalcijevog silikata različito utječe na količinu slobodnih kalcijevih i hidroksidnih iona. Tako omjer 1:1 rezultira smanjenjem ukupne količine kalcijevog hidroksida umanjujući time bioaktivnost materijala (96), dok zastupljenost kalcijevog fosfata od 15% ne dovodi do značajne promjene u precipitaciji kalcijevih i hidroksidnih iona (97).

2. Aditivi koji utječu na fizičko/mehanička svojstva – dodavanjem polimera u vodu povećava se fluidnost materijala. Polimeri dovode do naboja na površini čestica materijala zbog čega dolazi do njihovog međusobnog odbijanja čime se smanjuje njihovo taloženje i time povećava fluidnost (98). Povećanjem fluidnosti omogućena je primjena pasta za punjenje korijenskih kanala (99). S druge strane, zbog hidrofobnih karakteristika polimera, njihovo dodavanje u materijal može negativno utjecati na proces hidratacije. U ovakvoj situaciji, unutar smolaste matrice teško će doći do slobodne izmjene kalcijevih iona (99). MTA Fillaplex, koji u svom sastavu sadrži salicilnu smolu, nije dokazana reakcija hidratizacije nakon difrakcijske analize X zrakama (100).

Za materijale koji se koriste u endodonciji od velikog značenja je njihova radiokontrastnost, jer omogućuje razlikovanje materijala od okolnog dentina i kosti te za procjenu kvalitete punjenja (100). Svi cementi na bazi kalcijevog silikata sadrže radiokontrastna sredstva. Prvi komercijalno dostupni cement ProRoot MTA patentiran za primjenu u dentalnoj medicini, kao rendgenkontrastno sredstvo sadrži bizmut oksid. U prahu MTA bizmut oksid je prisutan sa 21,6% dok ga u vezanom cementu ima oko 8%. Uočeno je kako bizmut oksid tijekom procesa hidratacije cementa nije inertan, već se zajedno s kalcijevim hidroksidom izvlači iz cementa (101). Također je dokazano kako povećanjem udjela bizmut oksida u prahu rezultira u slabljenju mehaničkih svojstva materijala te povećanjem poroziteta (102). Stoga novije varijante materijala koriste alternativna radiokontrastna sredstva poput tantalum oksida, cirkonij oksida i dr. Kalcijev silikatni cementi obično sadrže cirkonijev oksid, koji je inertan i sudjeluje u procesu hidratacije (101).

Sam proces hidratizacije odvija se u nekoliko faza:

1. Faza preindukcije – početna faza koja traje nekoliko minuta. U ovoj fazi dolazi do površinske hidrolize trikalcij silikata i formiranja kalcijevog silikatnog hidrata. U isto vrijeme dolazi do hidrolize trikalcij aluminata i njegove reakcije s kalcijevim i sulfatnim ionima što dovodi do stvaranja etringita.
2. Faza indukcije – u ovoj fazi hidratizacija se odvija usporeno, traje otprilike 1 – 2 h. Čestice koje nisu reagirale obložene su hidratom, koji djeluje kao barijera, čime je onemogućena daljnja hidratizacija nereagiranih čestica. U ovoj fazi cement je plastičan. Daljnjom degradacijom kalcijovog silikata koji oblaže nereagirane čestice započinje inicijalno vezanje cementa. U ovoj fazi popunjaju se pore koje su nastale između čestica, kristali kalcijevog silikata rastu čime dolazi do očvršćivanja cementa.
3. Faza akceleracije – nastupa u razdoblju od 3 do 12 h nakon miješanja. Dolazi do hidratacije dikalcij silikata, povećava se količina kalcij siliktnog gela, a smanjuje se količina vode i zaostalih nereagiranih čestica. Etriginat otpuštanjem sulfatnih iona prelazi u monosulfat. Također u ovoj fazi dolazi do precipitacije kalcijevog hidroksida, tj. do stvaranja portlandita.
4. Faza postakceleracije – završna faza koja nastupa 12 h nakon miješanja. Hidratizacija čestica postiže se kontroliranom difuzijom. Potpuna hidratizacija završava nakon 4 tjedna. Unutar samog volumena cementa mogu zaostati nereagirane čestice (101) (tablica 1).

Tablica 1. Proces stvrdnjavanja kalcij silikatnih punila A) trikalcij i dikalcij silikat kemijski reagiraju s vodom i stvaraju kalcij silikatni hidratni gel i kalcij hidroksid, B) trikalcij aluminat reagira s vodom koji, u prisustvu kalcijevog sulfata, stvara etringita i monosulfata

A $2(3CaO.SiO2) + 6H2O \text{----}> 3CaO.2SiO2.3H2O + 3Ca(OH)2$

$2(2CaO.SiO2) + 4H2O \text{----}> 3CaO.2SiO2.3H2O + Ca(OH)2$

B $3CaO.Al2O3 + CaSO4 + H2O \rightarrow 3CaO.Al2O3.3CaSO4.31H2O$

Materijal koji kontaktom svoje površine i ciljanog tkiva uzrokuje pozitivan biološki odgovor i induciranom vezom tkiva i materijala, nazivamo bioaktivnim materijalom. Koncept bioaktivnosti

usko je povezan s pojmom biointerakcije, odnosno sposobnosti materijala da sudjeluje u cijeljenju tkiva (103).

U novije vrijeme u dentalnu medicinu uvedeni su bioaktivni materijali koji u kontaktu s vitalnim tkivom dovode do intracelularnog odgovora tkiva u obliku stvaranju novog tkiva pogotovo dentina i cementa (103). Hench et al predložili su klasifikaciju bioaktivnih materijala prema kojoj se bioaktivni materijali dijele u dvije skupine: osteoproduktivne i osteoinduktivne materijale. Razlika između dvije skupine je u tome što osteoproduktivni materijali potiču intracelularni i ekstracelularni odgovor dok kod osteoinduktivnih imamo samo ekstracelularni odgovor (103).

U tom smislu hidratiziran kalcijev silikat pokazuje bioaktivna svojstva koja tijekom faze vezanja otpuštaju hidroksidne ione i ione kalcija, koji u prisustvu intracelularne tekućine bogatom fosfatima, reagiraju stvaranjem spoja sličnim apatitu (103).

Proces hidratacije i precipitacije odvija se u nekoliko faza. U prvoj fazi dolazi do hidratacije čestica kalcijevog silikata. Reakcija slobodnih iona Ca^{2+} iz cementa i iona OH^- iz vode stvara kalcijev hidroksid (portlandit) što dovodi do alkalične sredine. U drugoj fazi dolazi do formiranja kalcijem silikatnog hidrata (CHS). Kationskom razmjenom povećava se koncentracija OH-iona u tekućini. Oni dovode do hidrolize ortosilikata grupe (SiO_4^-) u alkalnoj sredini. Dolazi do stvaranja amorfnog kalcij silikatnog hidrata sa silanol grupom (Si-OH) koje predstavljaju glavnu vezujuću fazu u cementnom matriksu. U trećoj fazi dolazi do vezanja Ca^{2+} iona s kalcij silikat hidratom. Deproteinzacijom silanol grupe u alkalnoj sredini, površina CHS postaje negativno nabijena pa SiO grupa privlači pozitivno nabijene ione Ca^{2+} i površina cementa postaje pozitivno nabijena. U četvrtoj fazi dolazi do precipitacije amorfnog kalcijevog fosfata. U sredini bogatoj nevezanim fosfatima dolazi do prezasićenja kalcijevim i fosfatnim ionima u cementu što dovodi do stvaranja prednukleacijskih klastera. Posljednja faza je nukleacija i transformacija kalcijevog fosfata u apatit (101). Amorfni kalcijev fosfat s vremenom i uz prisustvo kalcij silikatnog hidrata, prelazi u karbonit apatit (104), koji predstavlja biološku fazu apatita prisutnog u kostima, hrskavici, dentinu (105).

Sarkar i sur. prvi su dokazali stvaranje apatitnog sloja između cementa i dentina tako da su postavili sivi MTA na dentin i potopili uzorak u tekućinu bogatom fosfatnim ionima u intervalu od 2 mjeseca. Ustanovili su prisustvo međupovršinskog sloja bez prisustva pora i praznina. Slične rezultate su zapazili Reyes-Carmon i sur. sa ProRoot MTA, MTA Branco i MTA BIO preparatima uronjenima u fosfatnu otopinu na 2 mjeseca (106).

Atmeh i sur. konfokalnom laserskom mikroskopijom prvi su opisali zonu infiltriranu mineralima (engl. mineral infiltration zone) koja se nalazi između spoja dentina i cementa (107). U ovoj interakciji, visoko kaustični spojevi hidratizacije kalcij silikatnog cementa odgovorni su za degradaciju kolagen komponenti intertubularnog dentina. Na ovaj način nastaje porozan dentin koji omogućuje propuštanje visokih koncentracija kalcijevih, hidroksidnih i karbonatnih iona što dovodi do formiranja hipermineraliziranog sloja. Ovaj proces naziva se kaustično jetkanje, kako bi se razlikovao od jetkanja kiselinom prisutnom tijekom adhezivnog postupka (107). Pretpostavlja se kako je ova veza vrlo kruta zbog degeneracije kolagena tipa 1, koji je odgovoran za žilavost dentina (108). Pokazalo se kako izrazito mineraliziran dentin ima manju smičnu čvrstoću i smanjenu otpornost na frakture (109).
U punila na bazi kalcij silikata ubrajamo MTA cemente, Biodentin te u novije vrijeme biokeramiku (110). Prednosti spomenutih punila su biokompatibilnost, stvaranje kemijske veze sa stijenkama korijenskog dentina i odlično brtvljenje (110).

1.5.3.1. Mineral trioksid agregat – MTA

Mineral trioksid agregat patentiran je u ranim 90-im, a FDA ga je 1998. godine odobrila za upotrebu u endodonciji. Materijal je osteokonduktivan, induktivan i biokompatibilan.

MTA čini mješavinu Portland cementa i bizmutovog oksida. Portland cement sastoji se uglavnom od kalcijevog oksida i silicijevog dioksida. Njihovim miješanjem dobiva se proizvod koji se sastoji od dikalcij silikata, trikalcij silikata, trikalcij aluminata te tetrakalcij aluminijevog feritata (111). Bizmutov oksid dodaje se radi postizanja radiokontrastnosti (99). Ovisno veličini čestica razlikujemo MTA-a, bijeli (engl. White MTA, WMTA) čije su čestice manjeg promjera (od jedan do 30 μm) i sivi (engl. Gray MTA, GMTA) čije su čestice većeg promjera (od jedan do 10 μm) (Boge et al 2009). Sastav WMTA-a sadrži manju količinu Al2O3 54.9%, manje MgO 56,5% i FeO 90,8% u usporedbi sa GMTA-om. Dolaze kao dvokomponentni sustavi u obliku praška i tekućine ili u obliku dviju pasta. Komercijalno dostupni MTA materijali su ProRoot MTA (Dentsply, Tulsa, SAD), CPM Sealer (EGEO SRL, MTM Argentina SA, Buenos Aires, Argentina) i MTA Fillapex (Angelus Solucoes Odontologicas, Londrina, Brazil) (112).

Kemijska reakcija stvrdnjavanja započinje 4 – 6 sati nakon miješanja dovokomponentnog sustava. Ona započinje reakcijom hidratacije dikalcijeva i trikalcijeva silikata, pri čemu se stvara kalcijev

hidroksid i hidrirani oblik kalcijeva silikata (111). Zbog svojih hidrofilnih svojstva ne zahtijeva suho radno polje unutar korijenskih kanala. U kontaktu s dentinom, uz prisustvo fosfata, stvara hidroksiapatit koji prodire u dentinske tubuluse, što rezultira poboljšanom adhezijom (111, 112). Potrebno je četiri do šest sati za završavanje stvrdnjavanja unutar korijenskog kanala, a otpornost na lom postiže za 21 dan. Tijekom stvrdnjavanja postiže kompresivnu čvrstoću od 40 MPa unutar 24 sata i 67 MPa nakon 21 dana (113). U namjeri da se skrati vrijeme stvrdnjavanja, dodani su akceleratori dvobazni fosfat (Na_2HPO_4) i kalcijev klorid ($CaCl_2$). Ph svježe zamiješanog MTA-a iznosi 10,2, koji raste unutar 3 sata na Ph vrijednost od 12,5 (113). MTA je hidrofilan i zahtijeva vlažan medij čime je olakšana klinička primjena. Tijekom stvrdnjavanja postiže se pH 12,5 koja uzrokuje antimikrobnu aktivnost na bakterije *E. faecalis*, *S. aureus* i *P. aeruginosa.* Tijekom procesa stvrdnjavanja blago ekspandira što poboljšava brtvljenje korijenskog kanala (114). Shodno navedenim svojstvima MTA-e da stvori hermetičko brtvljenje unutar korijenskog kanala, otežano je uklanjanje tijekom revizije (115).

Poboljšanjem verzije MTA proširuje se njegova klinička primjena. Primjena MTA-a u endodonciji u postupcima apeksifikacije i apeksogeneze obuhvaća indirektno i direktno prekrivanje pulpe, zatvaranje perforacije i otvorenih furkacija korijena, a u endodontskoj kirurgiji retrogradno punjenje korijenskih kanala kod eksterne i interne resorpcije (111). Roberts i suradnici pokazali su da je kod korištenja MTA-e za retrogradno punjenje potrebna je minimalna debljina materijala od 3 mm kako se spriječilo mikropropuštanje na vrhu resekcije kanala.

1.5.3.2. Biodentin

Materijal na osnovi kalcijevog silikata koji se pojavio na tržište 2009. godine (Septodont, Saint Maur des Fosses, Francuska).

Glavnu komponentu praha Biodentina čine trikalcijev i dikalcijev silikat uz dodatak kalcijeva karbonata i cirkonijeva dioksida. Tekućina sadrži kalcijev klorid kao akcelerator i hidrosolubilni polimer koji reducira količinu vode u cementu (116). Kemijska reakcija stvrdnjavanja Biodentina slična je kao i kod MTA. Hidratizacijom trikalcijevih silikata započinje proces stvrdnjavanja biodentina. Produkt reakcije je kalcijev silikatni gel koji se taloži na površini čestica praha i postupno dovodi stvaranja kristala. Kod inicijalnog stvrdnjavanja nastaje porozni materijal s oslabljenim mehaničkim svojstvima. Nakon 2 tjedna nakon konačnog stvrdnjavanja nestaje porozitet. Biodentin u kontaktu s dentinom dolazi do precipitacije hidroksiapatita i prodora

precipitata u dentinske tubuluse. Han i suradnici pokazali su da je prodor Biodentina u dentinske tubuluse značajno veći u odnosu na MTA materijale (117).

Biodentin pokazuje približnu jednaku kompresivnu čvrstoću s dentinom (~300MPa). Budući da u svom sastavu ne sadrži organsku komponentu, pokazuje dimenzijsku stabilnost, stabilnost boje i dobro rubno zatvaranje. U kontaktu s krvi, slinom ili drugim irigatnim otopinama Biodentin ne mijenja svoja fizikalna svojstva (118). Međutim ako Biodentin dođe u kontakt s krvi, postoji mogućnost u bojenju zubi (116). Ne zahtijeva prethodnu pripremu zuba i uklanjanje zaostatnog sloja čije prisustvo može pozitivno djelovati na jačinu veze (116Biodentin). Biodentin djeluje antimikrobno (pH 12,5) i inducira diferenciju fibroblasta u odontoblaste u kontaktu s vitalnim tkivom pomoću TGF-B1 faktora (119). Biodentin se primjenjuje u endodonciji kao materijal za indirektno i direktno prekrivanje pulpe, kod perforacija kavuma pulpe i korijenskog kanala, pulpotomije, apeksifikacije, internih i eksternih resorpcija i u endodontskoj kirurgiji za retrogradno punjenje korijenskog kanala (120). Nedostatak biodentina je njegova slaba radiokontrasnost, što je predmet brojnih istraživanja (120).

1.5.3.3. Biokeramika

Biokeramika uključuje materijale temeljene na keramici koji su proizvedeni za primjenu u medicini (121) i dentalnoj medicini (122). U medicini se koristi za nadomještanje zglobova, koštane pločice, umjetne ligamente, umjetne krvne žile i brojne druge svrhe (121). U dentalnoj medicini našlq je brojne primjene koje uključuju ortogradno i retrogradno punjenje korijenskih kanala, direktno prekrivanje pulpe, za internu i eksternu resorpciju te za apeksifikaciju (122).

Kemijski sastav biokeramike čine aluminij, cirkonij, bioaktivno staklo, staklo-keramika, kompozit, hidroksiapatit, resorptivni kalcijev sulfat i kalcijev silikat (123). Reakcijom hidratacije kalcijevih silikata započinje proces stvrdnjavanja, pri čemu se stvara silikatni gel i kalcijev hidroksid koji u prisustvu fosfata stvara hidroksiapatit i vodu. Voda i dalje reagira s ostalim kalcij silikatom pri čemu nastaje dodatni kalcijev silikatni gel (124) (tablica 2).

Tablica 2. A,B Reakcija hidratacije kalcijeva silikata; Reakcija C precipitacije kalcijeva fosfata.

A	2[3CaO.SiO2] + 6H2O ---->3CaO.2SiO2.3H2O + 3Ca(OH)2
B	2[2CaO.SiO2] + 4H2O ---->3CaO.2SiO2.3H2O + Ca(OH)2
C	7Ca(OH)2 + 3Ca(H2PO4)2 ----> Ca10(PO4)6(OH)2 + 12H2O

Biokeramički cementi oslobađaju kalcij hidroksid tijekom stvrdnjavanja, za razliku od MTA Fillaplexa (124). Hidrofilni su i voda im je potrebna za stvrdnjavanje, netopljivi su, te kemijska veza s dentinom koja se ostvaruje pomoću kristala hidroksiapatita stvara monoblok između cementa i dentina te cementa i gutaperka štapića (125). Trenutni dostupni materijali na europskom tržištu : TotalFill BC Sealer, TotalFill BC RRM Paste i TotalFill BC RRM Putty (Brasseler, USA Dental LLC, Savannah, SAD). Iako biomineralizacija pospješuje prianjanje biokeramičkog punila na stijenke korijenskog kanala, što je korisno za uspješno brtvljenje, također može ometati potpuno uklanjanje punila korijenskog kanala ako je potrebno ponovno liječenje.

1.5.4. Silikonska punila

Punila temeljena na silikonima imaju dobru adhezivna svojstva, kemijsku stabilnost te su biokompatibilna. Pri sobnoj temperaturi materijal se nalazi u tekućem obliku te je izrazito lak za rukovanje (126). GuttaFlow (Roeko-Coltène/Whaledent, Langenau, Germany) je silikonski materijal koji je pri sobnoj temperaturi u tekućem stanju. Veličina čestica njegovog praškastog oblika manja je od 30 μm, a sadrži prah gutaperke, polidimetil siloksan, platinski katalizator, cirkonijev dioksid i mikro-srebro (126).

Prijašnje studije pokazale su veću biokompatibilnost GuttaFlowa u usporedbi s AHPlus punilom. Na tržište je nedavno predstavljen GuttaFlow Bioseal (Coltène/Whaledent AG, Altstatten, Švicarska). Sadrži neke bioaktivne tvari, poput kalcija i silikata, za koje proizvođač tvrdi da potiču regeneraciju i cijeljenje tkiva. Vrijeme rada i stvrdnjavanja GuttaFlow Bioseala kraće je od GuttaFlowa (127). Saygili i suradnici u istraživanju pokazali su kako GuttaFlow punila pokazuju manju citotoksičnost od MTA i AHPlus punila (127).

1.5.5. Stakloionomerna punila

Prednost stakloinomernih punila je njihova biokompatabilnost i odlična adhezija. Nedostatak je da s vremenom dolazi do dezintegracije materijala i time dolazi do mikropropuštanja. Predstavnik ovih materijala je Ketac endo (3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN) (128). Autori studija pokazali su povećano propuštanja tekućine između punila Ketac endo u usporedbi s AH26. Zaključili su kako je smanjena adhezija na dentinske stijenke korijenskih kanala te je postotak neuspješnosti takvih punila 88% (129). Adam Donnelly i sur pokazali su kako je u njihovoj studiji najveću apsorpciju vode pokazao KetacEndo punilo u iznosu od 6,2% u usporedbi s punilima koje su korišteni u studiji. Time se može zaključiti kako je topivost u vodi najveći nedostatak ovih materijala (130).

1.6. Polutvrda punila (gutaperke)

Gutaperka je najčešće korišten materijal za punjenje korijenskih kanala. Gutaperka se koristila kroz povijest u različite svrhe od 17. stoljeća. Dr. William Montgomerie proširio je upotrebu gutaperke na zapadu. Prvi patent odobren je 1864. godine Alexandru, Cabriotu i Duclosu čime je njihova primjena uvelike povećana u svakodnevnoj praksi. Novi materijal najprije se koristio se u izolaciji podvodnih kablova. Ubrzo nakon toga nalazi primjenu u proizvodnji čepova, konaca, kirurških instrumenata, tekstilnoj industriji, brodogradnji i drugim industrijama. Gutaperka se dobiva sušenjem smole određene vrste drveta roda *Sapotceae* čije je prirodno stanište Malajski poluotok (Jugoistočna Azija). Gutaperka je trans-izomer poliizoprena. Njezina kemijska struktura je 1,4, trans-poliizopren. Primarni sastav gutaperka štapića je cinkov oksid (±70%). Gutaperka čini prosječno 20% i daje plastičnost štapićima. Cinkov oksid povećava lomljivost, smanjuje postotak istezanja i konačnu vlačnu čvrstoću materijala. Ostali sastojci su veziva, opakeri i pigmenti boje. C.W. Bunn je 1942. godine potvrdio da se gutaperka može naći u dvije kristalične faze, koje je nazvao alfa i beta faza. Alfa faza dobiva se direktno iz drveta, što je njen prirodni oblik. Većina proizvoda koji se nalaze na tržištu sastavljeni su od beta faze. Zagrijavanjem alfa faze gutaperke iznad 65 °C prelazi u amorfnu masu i rastapa se. Ako se dogodi rapidno hlađenje materijala, prelazi u beta fazu. Ako se pak materijalu dopusti polagano hlađenje (0,5 °C/h) ponovno se vraća u svoju alfa fazu. Točka tališta beta faze gutaperke je 9°C manja od alfa faze. Povećanjem temperature više od 100 °C dolazi do degradacije materijala (131).

Gutaperka na tržište dolazi u obliku štapića koji se mogu nalaziti u obliku:

1. Gutaperke od čvrste jezgre
   - standardizirani (veličinom i konicitetom odgovaraju endodontskim instrumentima)
   - nestandardizirani (klasični).
2. Termo mehanički kompatibilne
3. Termoplastične
   - nosač jezgre gutaperke
   - injekcijski oblik.

1.6.1. Površinske modifikacije gutaperki

Jedna od glavnih nedostatka gutaperki je manjak prave adhezije. Dodatkom različitih materijala na površinu pokušao se prevladati takav nedostatak.

- Obloženi smolom – smola nastaje kemijskom reakcijom diizocijanata s polibutadienom s hidroksilnim krajem. Nastaje hidrofilna metaskrilatna grupa koja se veže na izocinatnu grupu diizocijanata. Time nastaje gutaperka koja se veže s pastama na bazi metakrilatnih smola.
- Impregnirani staklenoionomerima – ove gutaperke u kombinaciji s tehnikom jedne gutaperke rezultira u stvaranju pravog monobloka u kombinaciji s korijenskim kanalom. Staklenoionomer ionima stvara vezu s dentinom, ne resorbira se unutar kanala i zaostatni natrijev hipoklorit ne utječe na njegovu adheziju.
- Impregnirani biokeramičkim česticama – obloženi su i impregnirani nanočesticama silikata kalcijevog fosfata. Hidrofilni su te zajedno s odgovarajućom pastom apsorbiraju vodu koja uzrokuje blagu ekspanziju. Za razliku od klasičnih gutaperki koje kontrahiraju, blaga ekspanzija gutaperki impregniranih nanočesticama rezultira poboljšanim brtvljenjem.
- Plazma – tretiranje površine gutaperke plazmom kisikom i argona, jetka se površina materijala. Time se poboljšava vlaženje gutaperki pastom čime se povećava sama adhezija (131).

Medikametne gutaperke

- Jodoform
- Kalcij hidroksid
- Klorheksidin
- Tetraciklin

Gutaperke obogaćene nanočesticama

- Nanodijamatne – gutaperke sadrže karbonske nanočestice promjera od 4μ do 6nm. Služe kao biokompatibilna platforma dostave amoksicilina, u namjeri sprječavanja reinfekcije nakon endodontskog liječenja.
- Gutaperke impregnirane srebrenim česticama – soli srebra dugoročno otpuštaju ione čime se produžuje njihovo antimikrobno djelovanje. Dianat i suradnici pokazali su antimikrobno djelovanje standardnih gutaperki obloženih nanočesticama srebra na bakterije *E. faecalis*, *Staphylococcus aurous*, *Candida albicans*, and *E. coli* (131).

1.6.2. Komercijalno dostupne modificirane gutaperke

Kao što je već navedeno, glavni nedostatak gutaperki je slobodan prostor koji nastaje između stijenki dentina korijenskog kanala i punila. U nadi da se taj nedostatak kompenzira, na tržištu se nalaze gutaperke obložene materijalom kemijski slične punilu koji se koristi pri endodontskom liječenju. Na ovaj način nastaje punjenje koje nema prazan prostor nastao tijekom stvrdnjavanju materijala te nastaje homogeno punjenje korijenskog kanala nazvanim „monoblok“.

EndoREZ (Ultradent Products Inc., SAD) gutaperke su obložene urethan dimetakrilat smolom koje u kombinaciji s punilom sličnog kemijskog sastava, po navodima proizvođača, stvaraju monoblok sustav. Međutim, pregledom literature nalaze se dokazi kako spomenuti sustav stvara slabiju vezu s dentinom, zbog kontrakcije nastale tijekom stvrdnjavanja (132, 133). Nadalje, dokazano je prisustvo pukotina između punila i gutaperka štapića (133).

Stakloinomerom impregnirane gutaperke (ActiV GP, Brasseler, SAD) još su jedan pristup u nastojanju ostvarenja bolje adhezije između gutaperki i punila. Namijenjeni su kao sustav koji koristi stakleoinomer kao punilo tijekom endodonskog liječenja. Vezivna čvrstoća veća im je od EndoRez susutava, ali je manja u usporedbi s AH Plusom i gutaperkom (134).

Endosequence BC (Endosequence BC , Brasseler, SAD) gutaperke nedavno su izašle na tržište i predstavljaju gutaperke obložene biokeramičkim materijalom. Impregnirane su nanočesticama poznatim kao bioaktivna supstanca. Kemijski sastav nanočestica je cirkon oksid, trikalcij silikat,

dikalcij silikat, koloidni silicij, kalcij fosfat, kalcij hidroksid. Autori jednog istraživanja pokazali su kako korijenski kanali punjeni samo biokeramičkom gutaperkom pokazuje manju adheziju u usporedbi s AH Plusom i gutaperkom (134). Kada su korijenski kanali punjeni u kombinaciji sa Endosequence BC gutaperkom i odgovarajućim Endosequence BC punilom, rezultati su pokazali veću čvrstoću svezivanja u usporedbi s kombinacijom AH Plus punila i klasične gutaperke (135). TotalFill BC gutaperka (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Švicarska) prva je od biokermičkih gutaperki koja je predstavljena na europskom tržištu. Riječ je o gutaperkama impregniranim nanočesticama sličnog kemijskog sastava kao i TotalFill BC punilo. Prema uputama proizvođača, preporuka je koristiti TotalFill gutaperke u kombinaciji s TotalFill BC punilom. Istraživanje koje su proveli i Mohamed Eltair i sur. (136) pokazalo je kako ne postoji statistički značajna razlika u rubnom prianjanju biokeramičkih gutaperki u usporedbi s konvencionalnim gutaperkama, u kombinaciji s biokeramičkim punilom. Također su zaključili kako ne postoji razlika ni kod različitih tehnika punjenja te su preporučili tehniku jedne gutaperke zbog brzine pri kliničkom postupku (136).

1.7. Tehnike punjenja

Osim samog materijala za punjenje korijenskog kanala, za poboljšano brtvljenje odgovorne su različite tehnike punjenja. Općenito možemo podijeliti tehnike punjenja korijenskih kanala na termoplastične i hladne tehnike.

1.7.1. Hladne tehnike punjenja korijenskih kanala

1.7.1.1. Hladna lateralna kondenzacija

Prilično uobičajena tehnika koja se koristi za punjenje korijenskih kanala je hladna lateralna kondenzacija (36), međutim, vremenski je zahtjevna te zbog sila pri korištenju potiskivača lateralnu kondenzaciju gutaperki, postoji mogućnost mikrofraktura koje bi mogle dovesti do vertikalne frakture korijena i posljedično vađenja zuba (17).

Ova tehnika zahtijeva da je korijenski kanal koničnog oblika nakon instrumentacije, što se postiže različitim tehnikama instrumentacije, od kojih se „step back" tehnika pokazala kao najučinkovitija. Nakon oblikovanja i sušenja kanala, postavlja se osnovna gutaperka (eng. *master apical file*, MAF) 0,5 mm kraće od radne dužine. Za kondenzaciju gutaperki prema stijenkama kanala (apikalno i lateralno), koristi se potiskivač (eng. *spreader*) odabrane veličine. Potiskivač bi trebao doći 1 – 2

mm kraće od radne duljine. Blagim rotacijskim kretnjama instrument se izvlači te se zatim u tako nastali prostor postavlja nova gutaperka 1 – 2 broja manja od MAF-a (34).

1.7.1.2. Tehnika punjenja jednom gutaperkom

Razvojem strojne instrumentacije korijenskih kanala, počela se koristiti i tehnika punjenja jednom gutaperkom (eng. *single cone*). Postoje standardizirani sustavi (ProTaper, Reciproc i sl.) kod kojih su dostupni strojni instrumenti različitih veličina i odgovarajući gutaperka štapići. Glavna prednost ove tehnike punjenja je da glavna gutaperka prati veličinu i geometriju preparacije korijenskog kanala nakon strojne instrumentacije kanala. Korištenje tehnike punjenja jednom gutaperkom u kliničkoj praksi sve je češće zbog jednostavnosti i uštede vremena (137).

Prema nekim istraživanjima u kojima su autori ispitivali mikropropuštanje punjenja korijenskih kanala napunjenih konvencionalnom gutaperkom, koniciteta 2% (143) zaključeno je kako je potrebna veća količina cementa u tom slučaju za punjenje, a isti s vremenom kontrahira i stvara slobodan prostor između stijenki i gutaperki te time ostavlja prostor za prodor bakterija (143).

Međutim, pojavom novih biokeramičkih materijala kao punila, tehnika jedne gutaperke sve se više koristi u kliničkoj praksi. Korištenjem ove tehnike i kombinacije gutaperki impregniranih biokeramičkim nanočesticama i biokeramičkog punila, omogućuje se stvaranje odličnog trodimenzionalnog brtvljenja endodontskog prostora (124).

1.7.2. Termoplastične tehnike punjenja korijenskog kanala

1.7.2.1. Tehnika tople lateralne kondenzacije

Ova tehnika razvila se kao kompromis između hladne lateralne i vertikalne kondenzacije. U pripremljeni kanal obložen punilom unosi se glavna gutaperka i nekoliko pomoćnih gutaperka štapića. Zagrijanim potiskivačem gutaperke se potiskuju uz stijenke kanala. Potiskivač se može zagrijati na otvorenom plameni ili se u tu svrhu može koristiti električni potiskivač poput Endotec II (Caulk, Milford, DE). Nastavci se zagrijavaju na temperaturi od 315 ˚C i 343 ˚C i odgovaraju veličini ručnih potiskivača #30 i #45. Prednost ove tehnike je homogeno punjenje i punjenje akcesornih kanala (138). Clinton i sur. pokazali su prednost termoplastične tehnike u usporedbi s tehnikom hladne lateralne kondenzacije, jer se pri termoplastičnoj tehnici ne stvaraju pukotine između punila i stijenki korijenskog kanala (139). Osim toga, smanjeno je mikropropuštanje zbog homogenosti punila (140). Spomenuta tehnika nije pogodna za punjenje zavijenih kanala, u slučaju otvorenog apeksa te kanala s internom apsorpcijom.

1.7.2.2. Tehnika vruće vertikalne kondenzacije

Scihilder je 1967. opisao ovu tehniku s ciljem postizanja što homogenijeg i kompaktnijeg punjenja (126). Postupak podrazumijeva unos prilagođene gutaperke istoga koniciteta kao i korijenski kanal. Gutaperka se postavlja u kanal 2 – 3 mm kraće od unutarnjeg apikalnog otvora. Zagrijanim nabijačem, veličine za apikalnu trećinu kanala, uklanjamo koronarni višak i potiskujemo gutaperku prema punoj radnoj dužini. Postupak se ponavlja s nabijačem i dodavanjem gutaperki za srednju i koronarnu trećinu kanala dok se kanal ne napuni do vrha koronarne trećine. Za ovu tehniku koriste se i električno grijani nabijači poput System B i Touch′nHeat koji omogućuju kontrolu temperature u kanalu. Ova tehnika pogodna je za punjenje akcesornih i lateralnih kanala. Nedostatak ove tehnike je povećani rizik od vertikalne frakture pri kondenzaciji i potreba za većom obradom kanala te nemogućnost punjenja zavijenih kanala (126).

1.7.2.3. Tehnika kontinuiranog vala

Ova tehnika predstavlja modifikaciju tehnike vruće vertikalne kondenzacije. U pripremljen kanal, postavlja se gutaperka koja odgovara veličini apikalnog suženja. Gutaperka se postavlja 3 mm kraće od radne dužine. Izvor topline je System B koji se zagrijava na 200 °C i pozicionira u kanal. Zagrijanim nabijačem odstrani se koronarni višak te se preostala gutaperka potisne u apikalnom smjeru otprilike 3 mm u dubinu, tijekom 1 – 2 sec. Hladnim nabijačem vrši se konačna kondenzacija gutaperki u razdoblju 5 – 10 s, odnosno dok se gutaperka ne ohladi. Postupak se može završiti istom tehnikom do punjenja koronarne trećine ili se, alternativno, punjenje kanala može završiti injekcijskom tehnikom. Nedostatak kao i kod svake vertikalne kondenzacijske tehnike je potencijalno prepunjenje preko apeksa i termalno oštećenje okolnog tkiva (141).

1.7.2.4. Tehnika ultrazvučne kondenzacije gutaperke

Ova tehnika predstavlja varijantu prijašnje opisane tehnike kontinuiranog vala. Ultrazvučna energija, preko 20 kHz, prenosi se preko nastavka u korijenski kanal. Razvijena toplinska energija omekšava gutaperku te time kondenzira samu gutaperku. Ovim pristupom stvara se homogenije punjenje s manje slobodnog prostora, čime se smanjuje apikalno propuštanje. Ovu tehniku prvi je predstavio Richman i kasnije unaprijedio Howard Martin (142). Istraživanje je pokazalo kako je ultrazvučno kondenzirana gutaperka homogenija s manje šupljina od gutaperki kondenziranih hladnom lateralnom kondenzacijom, čime se smanjuje apikalno propuštanje (142).

1.7.2.5. Tehnika termo-mehaničke kompakcije gutaperke

Ova tehnika radi na principu trenja kojim se razvija temperatura koja posljedično omekšava gutaperku. Kako bi se gutaperka potisnula prema apeksu koristi se kompaktor. On ima sličan dizajn kao i Hedstroem instrument, ali su oštrice okrenute od vrha instrumenta. Kompaktor se postavlja u kanal s glavnom gutaperkom, koja je kraća od vrha za 0,5 do 1 mm. Kompaktor se montira na kolječnik s malim brojem okretaja (10000 – 15000 okretaja/min) i uvodi se u kanala bez pritiska. Kompaktor se nakon 5 sekundi izvlači iz kanala u koronarnom smjeru u kontinuiranom radu, kako bi se onemogućila inkluzija zraka u punilo. Hladnim nabijačem se završava punjenje korijenskog kanala vertikalnom kondenzacijom u smjeru apeksa i dodaje se nova gutaperka do popunjenja kanala. Nedostatak ove tehnike je povećan rizik od loma instrumenta. Također, otežana je primjena u zavijenim kanalima i razvijena toplina teško se kontrolira pa posljedično tome može nastati oštećenje okolnog tkiva (143).

1.7.2.6. Injekcijske tehnike zagrijane gutaperke

Yee i sur 1977. opisali su tehniku punjenja kanala visokotemperaturnom termoplastičnom gutaperkom koja se unosi u kanal pomoću šprice (126). Time je postupak punjenja smanjen na manje od 30 s. Ovom tehnikom modificirana gutaperka se zagrijava izvan korijenskog kanala i injicira se u obrađeni kanal napravom koja radi kao pištolj za punjenje. Sustavi koji rade na ovom principu su u Obtura II, Obtura III i Ultrafil 3D. Uređaj se sastoji od električne kontrolne jedinice, šprice poput pištolja koja pomoću električne energije zagrijava i topi gutaperku. Za ovaj sustav koriste se regularna beta gutaperka u obliku kuglica. Gutaperka se zagrijeva do 200 °C i unosi se u kanal te se puni prvo apeksna trećina i tada se kanila lagano izvlači s nastavljenim punjenjem srednje i koronarne trećine korijenskog kanala. Zbog nastale kontrakcije gutaperki tijekom hlađenja, gutaperku je potrebno dodatno kondenzirati pomoću nabijača (126). Zbog mogućnosti termalnog oštećenja okolnog tkiva, razvijena je tehnologija koja koristi niskotemperaturnu plastičnu gutaperku. Potrebna temperatura iznosi 70 °C, a vrijeme injiciranja iznosi 60 do 70 sekundi.

1.7.2.7. Termoplastične tehnike s nosačem

Ove sustave karakterizira punjenje s nosačem gutaperke (eng. *core carrier*), a riječ je o nosaču obloženim gutaperkom.

Thermafil tehnika sastoji se od nosača obloženog alfa fazom gutaperke. Nakon obrade kanale odabranom tehnikom, posebnim instrumentom (eng. *verifier*) se potvrđuje radna dužina i sukladno tome se odabire veličina Thermafil gutaperke. Gutaperke dolaze u veličinama od #15 do #140. Priprema Thermafil gutaperki prije unosa u kanal odvija se u specijalnoj peći (ThermaPrep Plus, Tulsa Dental Products, Tulsa) u kojoj se razvija temperatura od 100 °C. Tako zagrijana gutaperka unosi se u korijenski kanal do pune radne dužine, a stijene korijenskog kanala su prethodno obložene punilom. Višak se ukloni zagrijanim instrumentom ili specijalno konstruiranim svrdlom (Therma-cut).(126).

Alpha-Seal sličan je Thermafil sustavu, ali se razlikuje po nosaču gutaperki. U ovom sustavu sterilni K proširivač veličine završnog proširivača se koristi kao nosač. Zagrijana gutaperka aplicira se na instrument te se zajedno unose u kanal. Prednost ove tehnike leži u mogućnosti korekcija tijekom procesa punjenja (126).

U istraživanju Gulabival i sur. dokazana je veća pojavnost prepunjenja kanala kod punjenja s nosačem gutaperki u usporedbi s hladnom lateralnom kondenzacijom, ali je također potvrđeno da je rad s termoplastičnom tehnikom brži (144).

Nedavno su predstavljeni novi sustavi nosača gutaperki kao što je GuttaFusion (GF) (VDW, München, Njemačka). Osnova ovih sustava sastoji se od umrežene termoset gutaperke koja se zagrijava u posebno konstruiranoj peći (145). Radni dio na kojem leži gutaperka ima navoje bez oštrih rubova, što onemogućava pomicanje gutaperke. U korijenski se kanal unese mala količina punila i, nakon zagrijavanja nosača s gutaperkom, nosač se postavi u korijenski kanal do pune radne dužine. Nakon zagrijavanja terapeut ima otprilike 10 sekundi da unese gutaperku u kanal. Višak se ukloni zagrijanim instrumentom nakon 2 – 4 minute koliko je potrebno da se gutaperka ohladi (146).

2. HIPOTEZE I CILJEVI ISTRAŽIVANJA

Cilj istraživanja bio je mikro CT analizom procijeniti učinkovitost SWEEPS tehnike laserski aktiviranog ispiranja u reviziji bioaktivnih punila iz korijenskih kanala te usporediti učinkovitost nove SWEEPS tehnike laserski aktiviranog ispiranja u uklanjanju bioaktivnog punila iz korijenskih kanala nakon revizije endodontskog punjenja kod hladnih i termoplastičnih tehnika punjenja

Hipoteze istraživanja:

Ne postoji razlika u količini zaostalog punila na bazi epoksi smole i bioaktivnih punila nakon revizije punjenja u korijenskim kanalima strojnim instrumentima i kombinacije revizije strojnim instrumentima i SWEEPS tehnike laserski aktiviranog ispiranja.

Ne postoji razlika u količini zaostalog punila na bazi epoksi smole i bioaktivnih punila kod hladnih i termoplastičnih tehnika punjenja nakon revizije strojnim instrumentima i kombinacije revizije strojnim instrumentima i SWEEPS tehnike laserski aktiviranog ispiranja.

3. MATERIJALI I METODE

3.1. Priprema uzoraka

Sve metode korištene u ovom istraživanju su u skladu s Etičkim kodeksom Sveučilišta u Zagrebu. Istraživanje je odobrilo Etičko povjerenstvo Stomatološkog fakulteta, Sveučilišta u Zagrebu (05-PA-30-IX-9/2019). Sedamdeset i šest (n = 76) jednokorijenskih zubi prikupljeno je za potrebe ovog istraživanja. Uzorci s karijesnim lezijama, vanjskom resorpcijom, frakturama ili nezavršenim rastom korijena isključeni su iz istraživanja. Uzimajući u obzir aseptičke uvjete i sigurnost operatera, vanjske površine korijena očišćene su kiretom (iM3 Ergo Perio-Universal Scaler, Sydney, Australija) prije pripreme i skeniranja uzoraka (slika 7). Kruna zuba je uklonjena ispod caklinsko-cementnog spojišta dijamantnim svrdlom (S6882.314.014, Komet, Gebr.Brasseler GmbH&Co, Lemgo, Njemačka) uz vodeno hlađenje kako bi se dobila što ujednačenija dužina korijena uzorka. Za određivanje radne dužine, prvo se proširivač veličine #15 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) postavio do vanjskog apikalnog otvora, što je i vizualno potvrđeno. Inicijalna dužina korijenskog kanala određena je mjerenjem udaljenosti od koronarnog ulaza u korijenski kanal do apikalnog otvora korijenskog kanala. Radna dužina za instrumentaciju određena je oduzimanjem 1 mm od prvotno određene dužine korijenskog kanala.

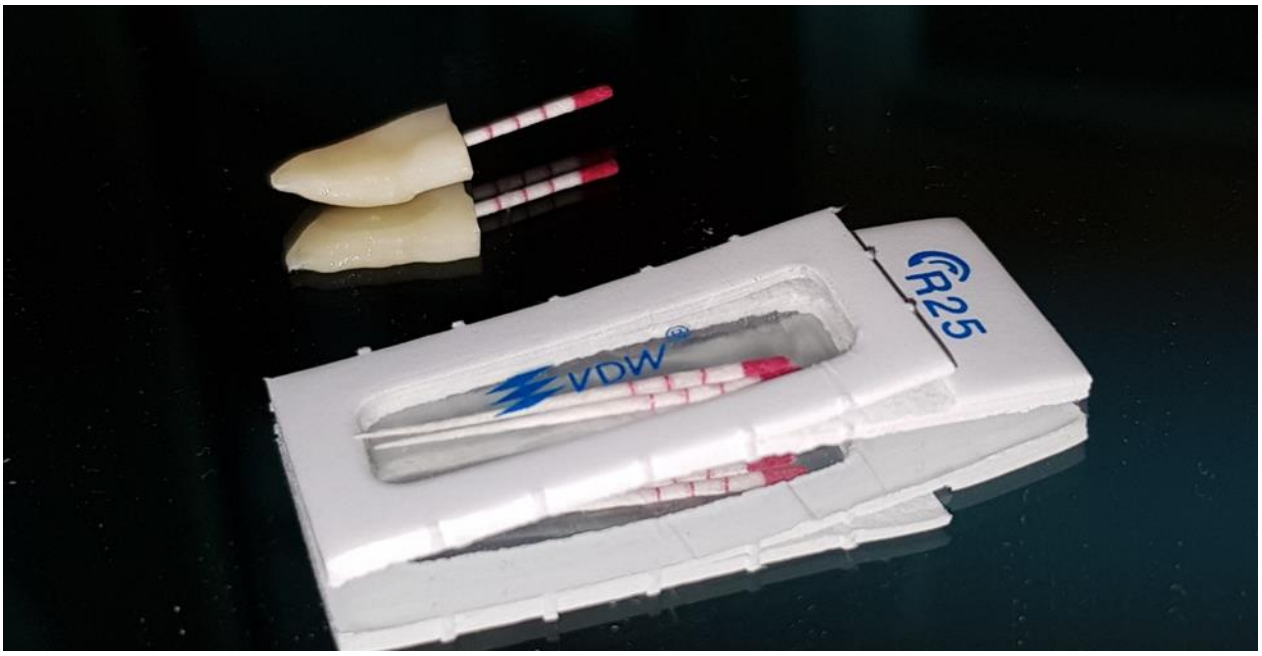
Za strojnu instrumentaciju korijenskih kanala korišteni su Reciproc instrumenti R25 (VDW, München, Njemačka), koji su postavljeni u odgovarajući uređaj, Reciproc Gold (VDW, München, Njemačka), prema uputama proizvođača (slika 8). Odabran je program „Reciproc ALL“. U koronarani dio korijenskog kanala uštrcano je 0,5 ml 2,5% natrijevog hipoklorita (NaOCl) (Medimon d.o.o., Split, Hrvatska) koristeći jednokratnu špricu od 2 ml (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) i iglu od 27-G (Navitip; Ultradent Products Inc, South Jordan, UT). U korijenski kanal je postavljen Reciproc instrument R25 (VDW, München, Njemačka) kojim je tri puta izvršena kretnja u apikalno koronarnom smjeru amplitude koja nije veće od 3 mm uz lagani pritisak dok je instrument napredovao kroz kanal. Žlijebovi instrumenta očišćeni su nakon tri kretnje ručno pomoću sterilne komprese (100% pamuk, 5 x 5 cm, 12 slojeva) koja je bila natopljena 2,5 % natrijevim hipokloritom. Postupak Reciproc instrumentom ponovljen je sve dok nije postignuta radna duljina. Jedan Reciproc R25 instrument korišten je za instrumentaciju tri uzorka nakon čega je isti uklonjen i pohranjen u otpad za oštre predmete. Nakon instrumentacije kanali su isparani s 2 ml 2,5% natrij hipoklorita (Medimon d.o.o., Split, Hrvatska) koristeći jednokratnu špricu od 2 ml (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) i iglu br. 27-G (Navitip; Ultradent Products Inc, South Jordan, UT). Kako bi se uklonio zaostatni sloj, korijenski kanali su dodatno

isprani s 2 ml 17% EDTA-e (pH 7.7) (OGNA LAB S.r.l., Muggiò, Italija), svaki po 1 minutu. Za završno ispiranje, korištena je fiziološka otopina (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) (Slika 9) nakon čega su kanali posušeni Reciproc papirnatim štapićima veličine R25 (VDW, München, Njemačka) (slika 10).

Slika 7. Netretirani jednokorijenski humani zubi odabrani za daljnju obradu.

Slika 8. Uređaj Reciproc Gold (VDW, München, Njemačka)

Slika 9. Ispiranje korijenskog kanala jednokorijenskog zuba špricom i Navitip iglom (Ultradent Products Inc, South Jordan, UT) nakon uklanjanja krune zuba u razini CDS-a i nakon inicijalne instrumentacije.



Slika 10. Sušenje korijenskih kanala papirnatim štapićima Reciproc R25

3.2. Punjenje korijenskih kanala

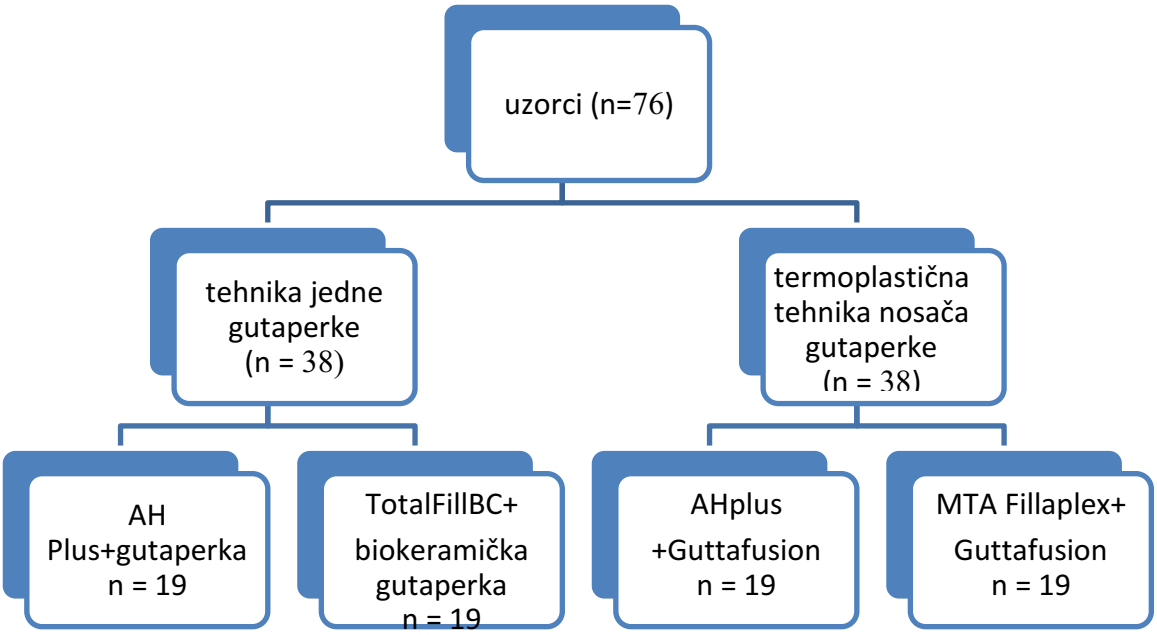
Svi uzorci nasumično su podijeljeni u četiri eksperimentalne skupine ovisno o tehnici punjenja i punilu. Korijenski kanali punjeni su tehnikom jedne gutaperke (engl. *single cone*) i termoplastičnom tehnikom s nosačem (engl. *core carrier*) (slika 11).

Grupa punjena tehnikom jedne gutaperke (n = 38) dodatno je podijeljena u dvije podgrupe. U prvoj podgrupi (n = 19) AH Plus punilo (DeTreyDentsply, Konstanz, Njemačka) (tablica 3) zamiješano je na papirnatom podlošku za miješanje. Gutaperka veličine R25 (VDW, Munich, Njemačka) ravnomjerno je obložena punilom i pažljivo unesena u korijenski kanal do zadane radne dužine (slika 16). Druga podgrupa (n = 19) punjena je kombinacijom biokeramičke gutaperke (TotalFill, FKG, La Chaux de Fonds, Švicarska, 25.06) i biokeramičkim punilom (TotalFill, FKG, La Chaux de Fonds, Švicarska)(tablica 3), tehnikom jedne gutaperke (slika 12). TotalFill BC punilo uneseno je u kanal pomoću aplikatora s TotalFill gutaperkom i to cijelom radom dužinom. Koronarni višak gutaperke odstranjen je zagrijanim nabijačem (1200-2, ASA DENTAL, Massarosa, Italija) 1 mm od caklinsko-cementnog spojišta. Grupa punjena termoplastičnom tehnikom s nosačem također je podijeljena u dvije podgrupe (n = 38). Za jednu podgrupu (n = 19) u korijenske kanale za punilo korišteno je MTA Fillapex punilo (Angelus SolucoesOdontologicas, Londrina, Brazil) (tablica 3) (slika 13) koji je unesen u korijenski kanal pomoću *spreadera* #25 (VDW, München, Njemačka) pokretima obrnuto od kazaljke na sat. U drugoj podgrupi (n = 19) za odabrano punilo upotrjebljen je AH plus punilo koristeći istu metodu unosa punila kao i u prijašnjoj navedenoj podgrupi (slika 16). Za sve uzorke u grupi koji su punjeni termoplastičnom tehnikom s nosačem gutaperke, Guttafusion R25 (VDW, München, Njemačka) korišten je kao odabrana gutaperka, koja je pripremljena u peći za zagrijavanje (VDW, München, Njemačka) prema uputama proizvođača (slika 14). Zagrijana gutaperka Guttafusion R25 unesena je u kanal bez otpora do radne dužine. Nakon hlađenja gutaperke uklonjen je nosač materijala koristeći zagrijani nabijač.

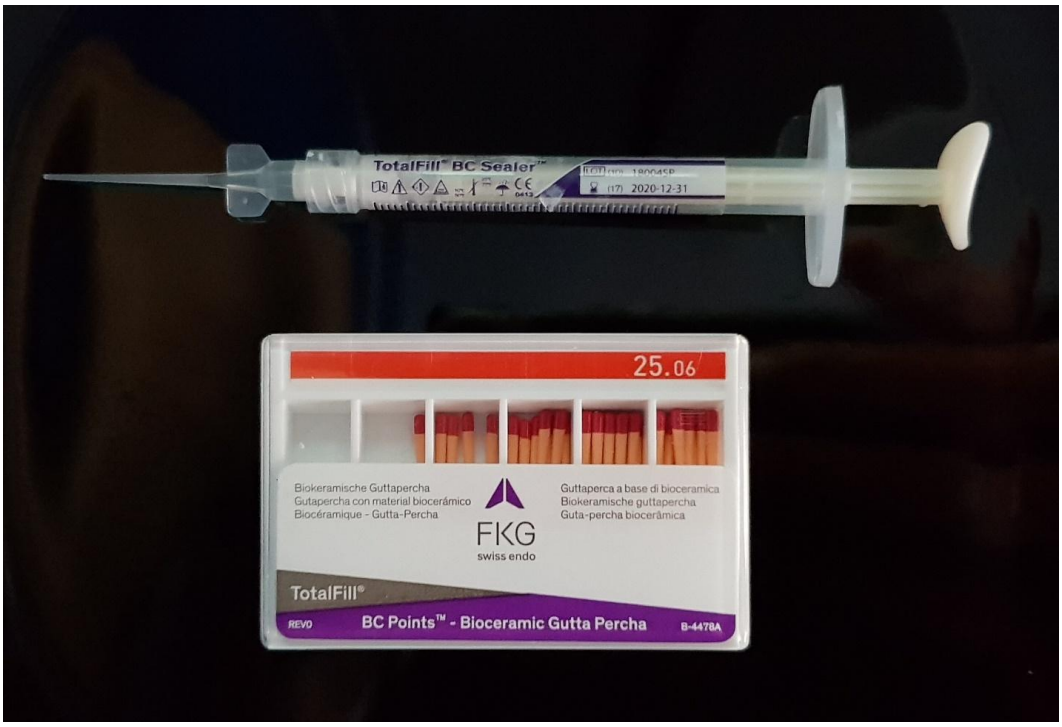
Koronarni dio korijenova svih uzoraka pripremljen s odabranim punilom s jednom od dvije tehnike punjenja (slika 11, 17), prekriven je privremenim stakleno ionomernim cementom (Fuji IX, GC, Tokio, Japan) (slika 18). Uzorci su pohranjeni tijekom tjedan dana do potpunog stvrdnjavanja punjenja. Sve uzorke pripremio je isti istraživač.

Tablica 3. Sastav punila korijenskih kanala

Punilo kanala	Sastav
AH Plus®	Pasta A: bisfenol-A epoksidna smola, bisfenol-F epoksidna smola, kalcijev tungstat, cirkonij oksid, silicij, pigment željeznog oksida Pasta B: dibenzildiamin, aminoadamant, triciklodekan-diamin, kalcijev tungstat, cirkonijev oksid, silicijev dioksid, silikonsko ulje
TotalFill BC™	Cirkonijev oksid, kalcijev silikat, kalcijev fosfat, kalcijev hidroksid, punila i sredstva za zgušnjavanje
MTA Fillaplex™	Salicina smola, smola za razrjeđivanje, prirodna smola, kalcijev volframat, bizmut oksid, nanopartikularni silikat, MTA



Slika 11. Podjela uzoraka prema punilu i tehnici punjenja

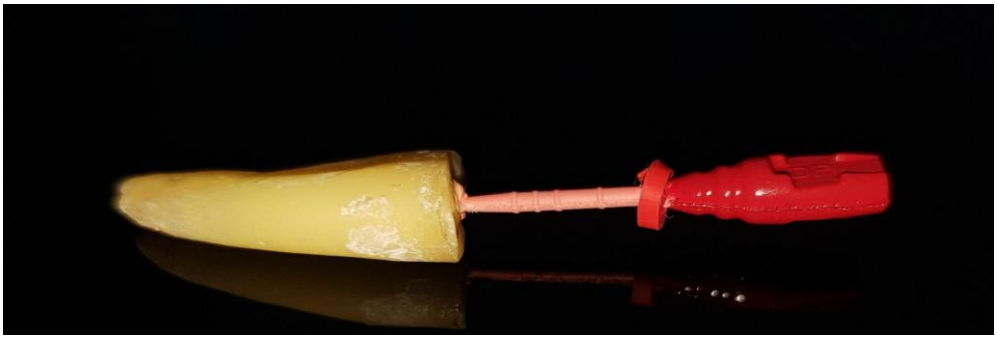


Slika 12. Biokeramička gutaperka R25 (VDW, München, Njemačka) i TotalFill BC punilo (TotalFill, FKG, La Chaux de Fonds, Švicarska)

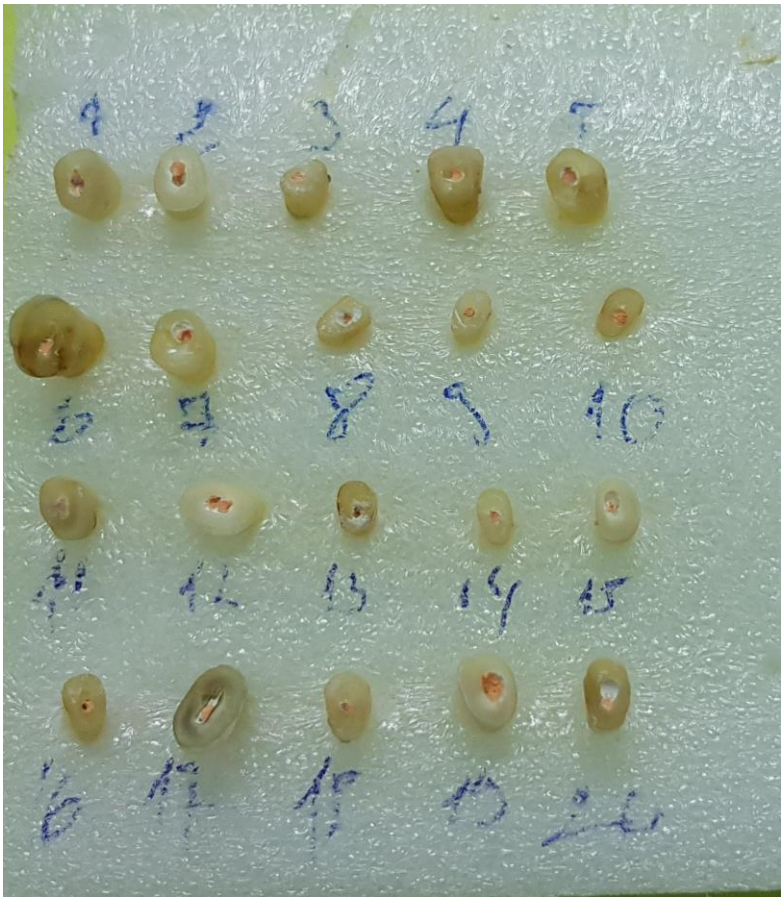
Slika 13. MTA Fillapex punilo (Angelus SolucoesOdontologicas, Londrina, Brazil) i Guttafusion R25 (VDW, München, Njemačka) gutaperka korištena u punjenju uzoraka

Slika 14. Guttafusion gutaperka (VDW, München, Njemačka) i peć za pripremu gutaperke na nosaču (VDW, München, Njemačka)

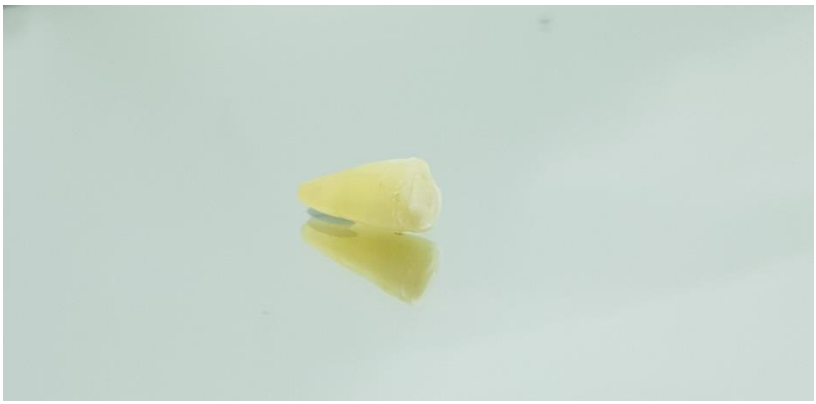
Slika 15. Korijen ekstrahiranog zuba s korijenskim kanalom napunjen biokeramičkom gutaperkom (TotalFill, FKG, La Chaux de Fonds, Švicarska) i AH plus punilom (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska)



Slika 16. Napunjeni korijenski kanal ekstrahiranog zuba kombinacijom AH Plus punila (DeTreyDentsply, Konstanz, Njemačka) i Guttafusion R25 (VDW, München, Njemačka)



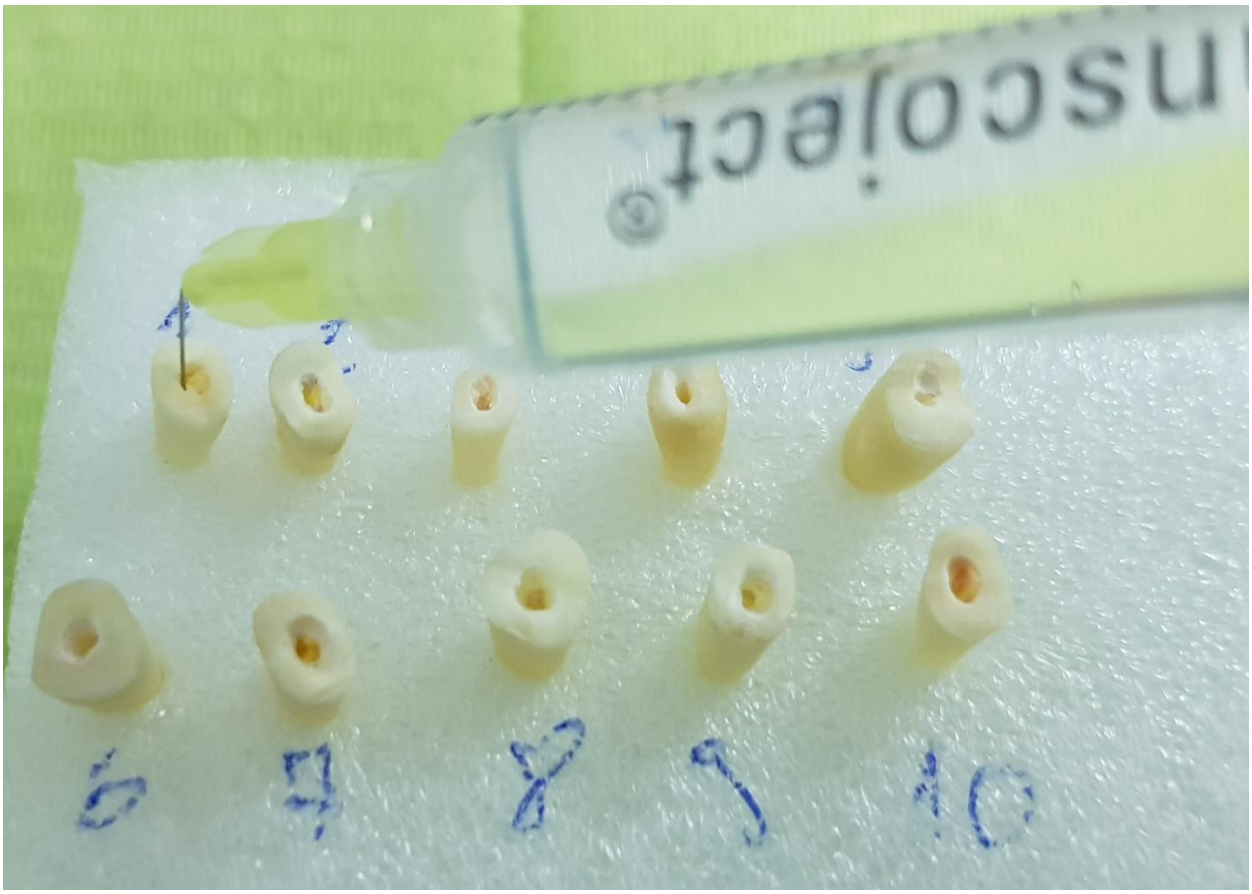
Slika 17. Ekstrahirani zubi s napunjenim korijenskim kanalima



Slika 18. Pripremljeni uzorak za skeniranje mikroCT-om analizom sa zaštitnom kapicom od SIC.

3.3. Revizija

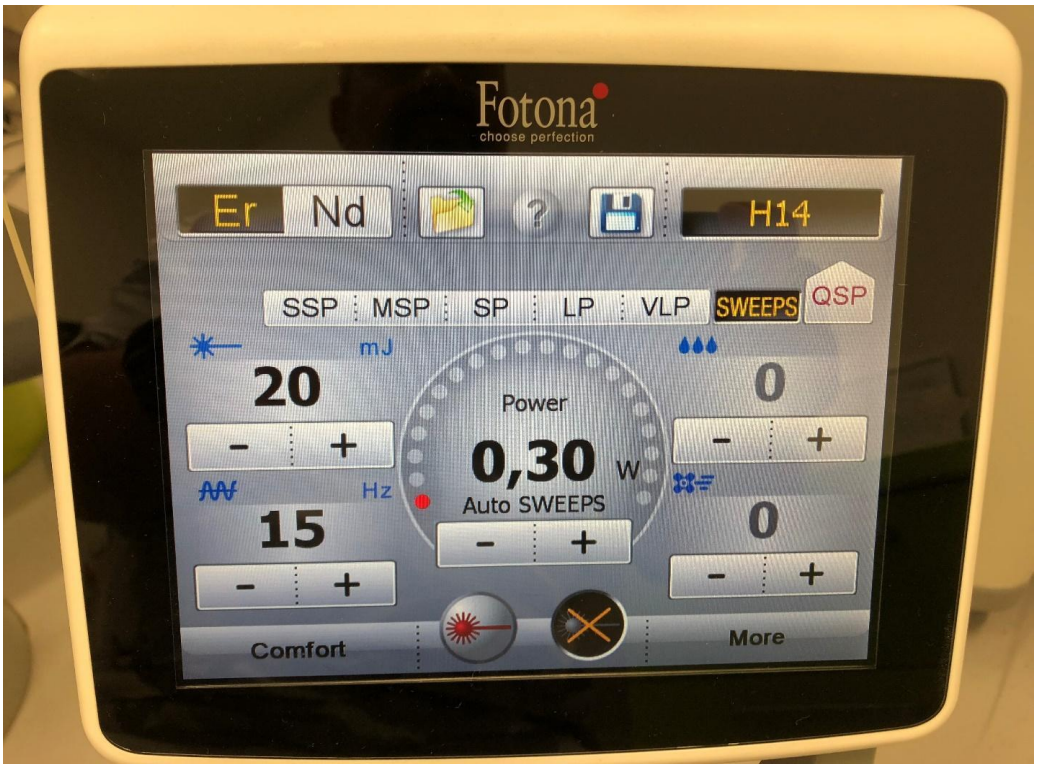
Revizija svih uzoraka (n = 76) provedena je nakon tjedan dana. Za reviziju je korišten Reciproc instrument veličine R25 (VDW, München, Njemačka) u Reciproc Gold endomotoru (VDW, München, Njemačka) prema uputama proizvođača, bez upotrebe bilo kakvog otapala. Jedan Reciproc R25 instrument korišten je za instrumentaciju tri uzorka nakon čega je isti uklonjen i pohranjen u otpad za oštre predmete. Korijenski kanali su isprani s 2 mL 2,5% otopine NaOCl (slika 19). Kriteriji za završetak postupka revizije bile su glatke stijenke korijenskog kanala i bez vidljivog materijala punjenja korijenskih kanala na radnom dijelu Reciproc instrumenta. Na kraju postupka, korijenski kanali su ispirani s 2 mL 17% EDTA (pH = 7,7) tijekom 1 minute nakon čega je slijedilo konačno ispiranje fiziološkom otopinom. Kanali su sušeni pomoću papirnatih štapića veličine R25 (VDW, München, Njemačka).



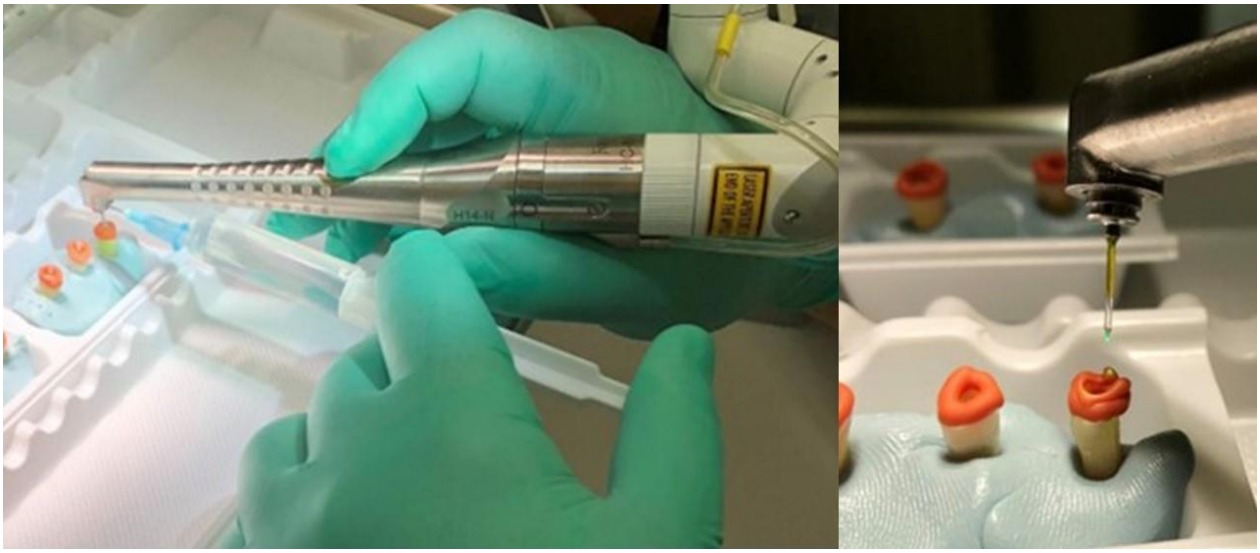
Slika 19. Konvencionalno ispiranje korijenskih kanala ekstrahiranih zubi s fiziološkom otopinom nakon revizije Reciproc instrument #R25 (VDW, München, Njemačka

3.4. SWEEPS laserski aktivirano ispiranje

SWEEPS laserski aktivirano ispiranje provedeno je pulsnim Er:YAG laserom (Fotona d.o.o., Ljubljana, Slovenija) valne duljine 2940 nm. Korišten je protokol Fotona za auto SWEEPS tehniku (parametri su bili slijedeći: s) (slika 20). Laser je opremljen dentalnim nasadnikom (H14; Fotona d.o.o.) optički spojenim s izmjenjivim FT. Komora pulpe, koja je rekonstruirana termoplastičnim materijalom (Bite compound GC, Tokyo, Japan), služila je kao spremnik za tekućinu za ispiranje (slika 21). Vrh laserskog nastavka postavljen je u fiziološku otopinu na način da je postavljen iznad samog ulaza u korijenski kanal, umjesto da se vrh aplicira u sam kanal (slika 21). Koaksijalni vodeni i zračni sprejevi su deaktivirani. U svim slučajevima (n = 76), otopina je aktivirana u vremenskom razdoblju od 60 sekundi. Završno ispiranje izvršeno je s 5 ml fiziološke otopine (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) koristeći jednokratnu špricu od 5 ml (Braun Melsungen AG, Melsungen, Njemačka) i iglu od 27-G (BD Microlane 3;BD, Drogheda, Irska) nakon čega su kanali posušeni Reciproc papirnatim štapićima veličine #25 (VDW, München, Njemačka).



Slika 20. Postavljene vrijednosti za protokol ispiranja. SWEEPS tehnika



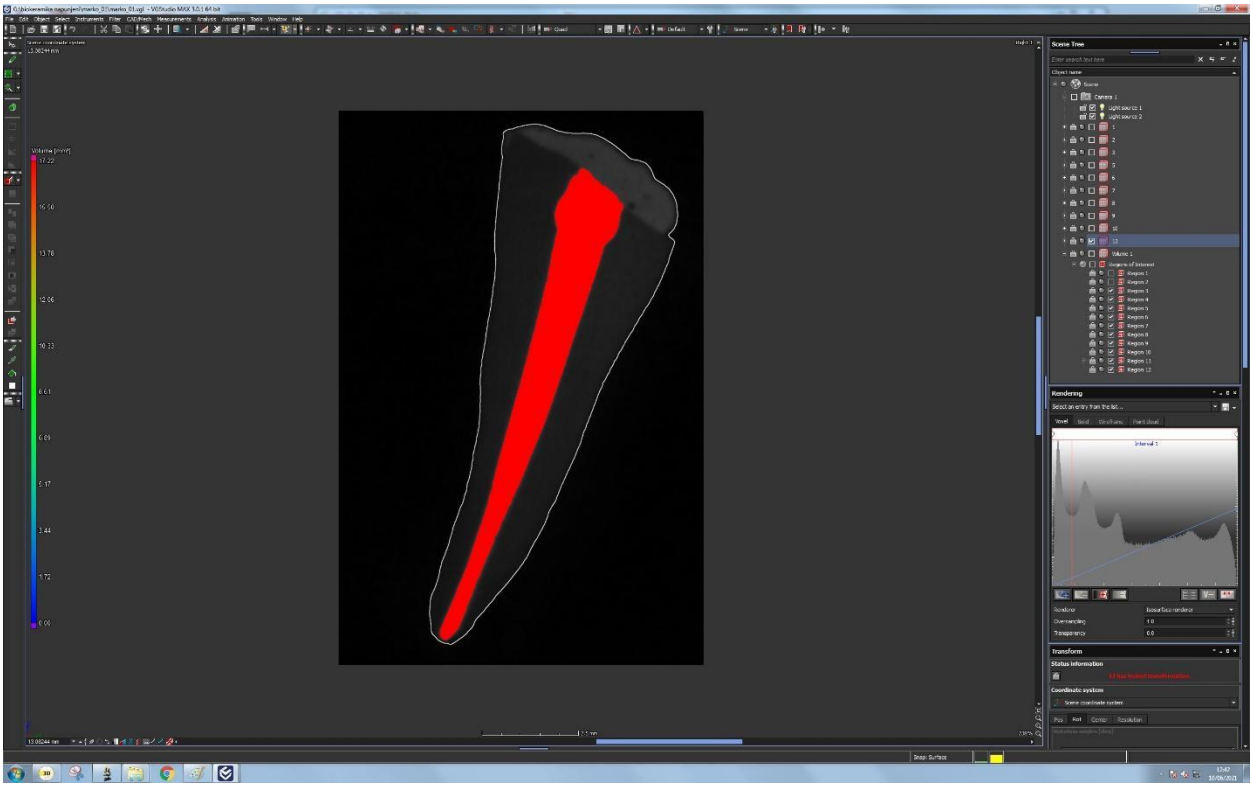
Slika 21. Lasersko aktivirano ispiranje Er:YAG laserom SWEEPS modalitetom

3.5.Skeniranje mikro CT-om

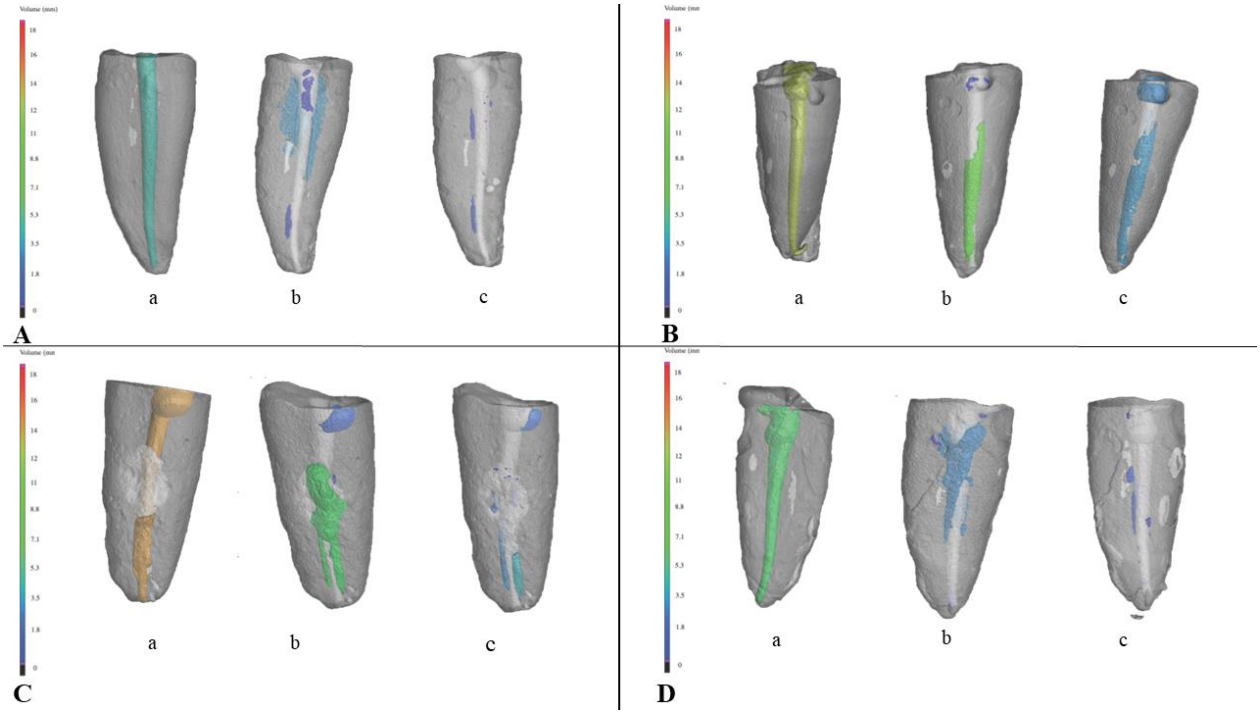
Svaki uzorak skeniran je mikro CT-om (Nikon Metrology Europe NV, Leuven, Belgija) nakon punjenja uzoraka, nakon revizije pomoću Reciproc instrumenata te nakon dodatne obrade SWEEPS-om. Prilikom skeniranja micro CT-om napon na izvoru iznosio je 110 kV, uz jakost struje 240 µA što odgovara snazi na izvoru zračenja od 26,4 W. Izvor zračenja iz ovog eksperimentna ima odnos snage i veličine žarišne točke od 1 µm na 1 W, a što je rezultiralo promjerom žarišne točne od oko 26 µm. Navedeni promjer žarišne točke ujedno predstavlja i hardversku rezoluciju. Kako bi se osigurali isti uvjeti mjerenja, uzorci su skenirani u serijama od 18 zubi, a što je imalo za posljedicu konačnu veličinu voksela od 36 µm. Podaci su prikupljeni u 1440 projekcija uz dvije uprosječene slike po projekciji. Skenirani uzorci rekonstruirani su pomoću Volume GraphicsVGStudioMax.2 (v3.0, Volume Graphics GmbH, Heidelberg, Njemačka) (slika 22). Naknadna obrada s ciljem smanjenja šuma slike uključivala je primjenu Hannova filtra (Volume Graphics GmbH, Heidelberg, Njemačka) i detekcije površine pomoću adaptivnog algoritma pretraživanja (Volume Graphics VGMax.2). 3D rekonstrukcija provedena je korištenjem softvera CT Pro 3D, verzija XT 5.4 (Nikon Metrology Europe NV, Leuven, Belgij). Vrijednost sivih tonova zuba korištena je kao osnovni materijal, a zatim je korišten algoritam praga za detekciju bilo kakve pojave gutaperke u volumenu korijenskih kanala zuba (slika 23). Rezultati su

izraženi kao smanjenje volumena materijala za punjenje na stijenkama korijenskog kanala nakon revizije samo Reciproc instrumentima te nakon dodatne obrade SWEEPS-om (slika 24).

Slika 22. Mikro-CT uređaj (Nikon Metrology Europe NV, Leuven, Belgija)



Slika 23. Histogramska analiza volumena punila u korijenskom kanalu.



Slika 24. Trodimenzionalni model jednokorijenskog zuba s punilom korijenskog kanala ili ostacima punila obojenim prema volumenu materijala dobiven mikro CT skeniranjem: a) nakon inicijalnog punjenja, b) nakon revizije Reciproc instrumentom, c) nakon dodatne obrade SWEEPS-om. A) skupina punjena tehnikom jedne gutaperke i AH Plus punilom, B) skupina punjena tehnikom jedne gutaperke, TotalFill BC punilom i biokeramičkom gutaperkom, C) skupina punjena termoplastičnom tehnikom s nosačem Guttafusion i AH Plus punilom, D) skupina punjena termoplastičnom tehnikom s nosačem te Guttafusionom i MTA Fillaplexom

3.6. Statistička analiza

Podaci su statistički analizirani pomoću SPSS statističkog softverskog paketa (SPSS, v.20, IBM Corp., Armonk,N.Y.,SAD) za Windows platformu, s razinom statističke značajnosti postavljene na $\alpha = 0,05$. Rezultati dobiveni za zaostatni volumen punila nakon nekirurške revizije Reciproc instrumentom i nakon dodatne obrade SWEEPS-om podvrgnuti su linearnoj transformaciji kako bi se uklonio utjecaj volumena inicijalnog punjenja korijenskih kanala. Razlike između četiri eksperimentalne skupine testirane su analizom varijanci. Ostvarena veličina uzoraka podvrgnuta je analizi statističke snage. Veličina postignutog učinka iznosila je 0,56 za Reciproc i 0,65 za SWEEPS, uz statističku značajnost od $p < 0,05$. Snaga analize za reviziju s Reciproc instrumentom bila je 0,988 a za SWEEPS iznosila je 0,999. Analiza je provedena pomoću softvera G+Power (Sveučilište u Kielu, Kiel, Njemačka).

4. REZULTATI

Materijali za punjenje koji su korišteni u ovom istraživanju nisu u potpunosti uklonjeni ni u jednoj od eksperimentalnih skupina. Nije uočena statistički značajna razlika u volumenu zaostalog punila između eksperimentalnih skupinama nakon revizije Reciproc instrumentima ($p > 0,05$).

Dodatna obrada SWEEPS-om značajno je smanjila volumen zaostalog materijala za punjenje korijenskih kanala u svim eksperimentalnim skupinama u usporedbi s revizijom samo Reciproc instrumentima ($p < 0,05$), iako, čak i uz dodatnu obradu SWEEPS-om, nijedan od materijala nije u potpunosti uklonjen iz korijenskih kanala. Kada je učinkovitost SWEEPS-a u uklanjanju zaostalog materijala za punjenje u pojedinim eksperimentalnim skupinama statistički analizirana, rezultati su bili slični onima nakon revizije samo Reciproc instrumentima. U skupinama u kojoj se koristila hladna tehnika punjenja s jednom gutaperkom, kombinacija TotalFill BC punila i biokeramičke gutaperke učinkovitije je uklonjena iz korijenskih kanala tijekom dodatne obrade pomoću SWEEPS-a u usporedbi s uzorcima napunjenima kombinacijom AH Plus punila i gutaperke ($p < 0,05$). Kod skupina kod kojih je korištena termoplastična tehnika s nosačem nije otkrivena statistički značajna razlika između dvije različite vrste punila ($p > 0,05$). Kada su uspoređene hladna i termoplastična tehnika punjenja korijenskih kanala, uočena je statistički značajna razlika za skupine punjene s AH Plus punilom, s manjim volumenom zaostalog punjenja korijenskog kanala pronađenih u skupini kod koje je korištena termoplastična tehnika s nosačem ($p < 0,05$). U skupinama kod kojih je korišteno biokeramičko punilo nije uočena statistički značajna razlika između hladne i termoplastične tehnike punjenja ($p > 0,05$).

Tablica 4. Srednje vrijednosti volumena (u mm3) punjenja korijenskog kanala u svim eksperimentalnim skupinama nakon revizije Reciproc instrumentom i dodatnog tretman SWEEPS-om, određene mikro CT analizom.

			Reciproc		*SWEEPS*	
Grupa	**Broj uzoraka**	**Tehnika punjenja**	**Mean**	**SD**	**Mean**	**SD**
AH Plus + gutaperka	n = 19	Tehnika jedne gutaperke	5,0[1]	2,1	2,8[2]	1,5
TotalFill BC + biokeramička gutaperke	n = 19	Tehnika jedne gutaperke	3,5[1]	3,3	0,4[3]	1,1
AH Plus + Guttafusion	n = 19	Termoplastična s nosačem	3,1[1]	1,4	1,0[3]	0,8
MTA Fillapex + Guttafusion	n = 19	Termoplastična s nosačem	3,1[1]	1,3	0,8[3]	0,4
Ukupno			3,7	2,3	1,3	1,4

[1,2,3] Različiti brojeva označavaju statistički značajnu razliku između skupina

5. RASPRAVA

Svrha istraživanja bila je mikro CT analizom ispitati učinkovitost nove SWEEPS tehnike laserski aktiviranog ispiranja u uklanjanju punjenja na bazi epoksi smole i biokeramike koristeći dvije različite tehnike punjenja korijenskih kanala nakon revizije endodontskog punjenja.

Tijekom dvadesetog stoljeća, razvojem tehnologije, omogućene su različite metode uspješne vizualizacije anatomije zuba. Spomenute tehnologije među ostalima uključuju trodimenzionalne modele voska, digitalnu radiografiju, ubrizgavanje smole, radiografske metode s radionepropusnim kontrastnim sredstvom i skeniranje elektronskim mikroskopom. Iako su se ove metode pokazale neprocjenjive u istraživanjima i edukaciji, pokazale su i određene nedostatke. Naime, korištenje ovih metoda podrazumijeva destrukciju uzoraka, inkluziju artefakata tijekom analize te dvodimenzionalni prikaz trodimenzionalnih struktura (147). Mayo i sur. su 1986. godine prvi su predstavili kompjuterski potpomognuto snimanje (eng. *computer-assisted imaging*) za provedbu znanstvenih istraživanja u endodonciji (148). Istraživanje se provelo ubrizgavanjem kontrastnog sredstva u korijenski kanal izvađenog zuba i uzimanje šest snimki svakog zuba iz definiranih kutova. Kombinirajući svih šest pregleda napravljena je trodimenzionalna rekonstrukcija kanala pomoću kompjuterskog programa. Iz ovih podataka dobiven je volumen i promjer korijenskih kanala (148). Početkom 1990. godine Blašković-Šubat i sur. izradili su presjeke uzoraka koje su zatim rekonstruirali (149). Pomoću dijamantnih diskova pripremili su poprečne presjeke izvađenih zuba koje su zatim fotografirali pomoću kamere fiksirane na stereomikroskop. Svaka fotografija je potom digitalizirana, oblik ručno ocrtan, a dobiveni podaci su zatim prikazani u 3D modelu pomoću namijenjenog programa. Iako je ovaj postupak djelomično digitaliziran, ovakav pristup dalje zahtijeva uništavanje uzoraka koji se proučavaju (149). Tachibana i Matsumoto prvi su autori koji su predložili upotrebu CT za istraživanja na području endodoncije. Međutim zbog visoke cijene, neodgovarajućeg softvera i slabe prostorne rezolucija zaključili su da CT ima ograničenu primjenu u istraživanju u polju endodoncije (150). Različite digitalne nedestruktivne metode koristile se su se za procjenu anatomije korijenskih kanala poput magnetna rezonancija mikroskopija (MRM), optička koherentna tomografija, volumetrijski CT. Međutim ove metode pokazale su se kao neodgovarajuće zbog nedovoljne prostorne rezolucije (151).

Nielson i sur. opisali su primjenu mikro kompjuterizirane tomografije u istraživanju anatomije korijenskih kanala (152). Autori su procijenili pouzdanost tada nove tehnologije mikro CT-a u rekonstrukciji vanjske i unutarnje anatomije četiri maksilarnih kutnjaka te procjeni morfoloških

promjena u korijenskim kanalima nakon instrumentacije i punjenja (152). Autori su zaključili kako je vertikalna rezolucija od 127 μm dovoljna za ovakve analize te su dali svoje preporuke za daljnja slična istraživanja (152). Daljnjim razvojem mikro CT-a smanjenjem voksela na 40 μm unaprijeđena je brzina skupljanja podataka, rezolucija i kvaliteta samih prikaza (153). Dowker i sur. demonstrirali su mogućnosti ove tehnologije u istraživanju promjena morfologije unutar korijenskih kanala nakon različitih faza endodontskog liječenja (154). U spomenutom istraživanju autori su koristili rezoluciju od 38,7 μm (154). Za ispitivanje zaostalog volumena punila u korijenskom kanalu koriste se različite metode. Metode koje podrazumijevaju da se uzorci unište su rezanje napunjenih korijena i analiza pod svjetlosnim mikroskopom ili konofokalno laserski elektronsko skeniranje (eng. *confocal laser scanning*, CLSM) ili skeniranje elektronskim mikroskopom (eng. *scanning electron microscopy*, SEM). Uslijed nedovoljne rezolucije, ove tehnike ne omogućuju kvantifikaciju volumena zaostalog punila (153). Također pri istraživanju pomoću invazivnih metoda, uzorci se uništavaju pa nisu primjereni u mjerenju učinkovitosti dodatnih tehnika uklanjanja punila iz korijenskih kanala.

Mikro CT pokazao se kao metoda izbora pri analizi volumena zaostalog punila nakon revizije endodontskog liječenja kao i analizi učinkovitosti dodatnih metoda ispiranja korijenskih kanala. To je nedestruktivna metoda koja omogućuje kvalitativnu i kvantitativnu procjenu punjenja kanala. Ovom metodom se dobivaju trodimenzionalne slike određenih struktura s mogućnošću vizualizacije unutrašnje anatomije na mikroskopskoj razini. Uz pomoću analize slika dobivenih mikro CT-om, moguća je naknadna trodimenzionalna kvantifikacija podataka. Za razliku od konvencionalne kompjuterizirane tomografije čija niska rezolucija nije bila dovoljna za rekonstrukciju kod malih uzoraka, kao što su zubi ili korijenski kanali, mikro CT-om je to moguće. Micro CT-u se tijekom razvoja povećavala vertikalna rezolucija sa 100 – 200 μm do današnjih 10 μm (153).

Kako bi se potaklo periapikalno cijeljenje nakon revizije endodontskog liječenja, potrebno je u što većoj mjeri ukloniti postojeće punjenje iz korijenskih kanala. Takav pristup omogućuje kontakt tekućina za ispiranje i zaostalih bakterija unutar dentinskih tubulusa kanala, njihovu dezinfekciju i pripremu za adhezivno vezivanje novog punila čime se osigurava pravilno hermetičko brtvljenje (23). Međutim, brojni čimbenici utječu na učinkovitost uklanjanja postojećeg punjenja iz korijenskih kanala, kao što su kemijski sastav punila i cementa, njegovo prianjanje uz korijenski

dentin u apikalnoj trećini te tehnike punjenja (155). Učinkovitost uklanjanja postojećeg punjenja tijekom nekirurške endodontske revizije može se ispitati različitim tehnikama. Najčešće korištene tehnike uključuju digitalnu radiografiju, skeniranje elektronskim mikroskopom, konfokalnim i optičkim mikroskopom, iako je nedostatak korištenja ovakvih tehnika uništavanje uzoraka tijekom analize (156). Nadalje, korištenje prethodno navedenih tehnika u analizi zaostalog volumena punila nije dovoljno precizno zbog moguće inkluzije artefakta nastalih tijekom pripreme uzoraka (156). Izabrana metoda analize zaostalog volumen punila nakon strojne revizije i dodatnog postupka laserski aktiviranog ispiranja SWEEPS-om bila je micro CT analiza. Prednost mikro-CT analize je velika rezolucija slike, koja omogućuje detaljan i trodimenzionalni prikaz endodontskog prostora. Takav prikaz omogućuje kvantifikaciju volumena zaostalog punila bez uništavanja uzoraka koje analiziramo, što predstavlja značajnu prednost pred ostalim tehnikama (157). Uspješnost u uklanjanju zaostalog volumena punila u uzorcima napunjenima kalcij silikatnim punilom ispitano je u istraživanju Kalina i sur. koristeći mikro-CT analizu. Šezdeset mandibularnih zuba inicijalno je instrumentirano Reciproc (R25) instrumentima i podijeljeno u grupe s obzirom na izabrano punilo, AhPlus i EndosequenceBC punilom (158). Svi uzorci su punjeni tehnikom jedne gutaperke. Autori su zaključili kako ne postoji razlika u količini zaostalog volumena u grupama punjenim različitim cementima (158). Što se tiče same količine zaostalog volumena punila, rezultati studije pokazali su manju količinu materijala u usporedbi sa studijom Nevares i sur. (159). Autori su razliku u rezultatima objasnili različitim tehnikama punjenja korijenskih kanala. U drugoj studiji autori su koristili termoplastičnu tehniku punjenja koja može rezultirati u većoj količini samog volumena punila nakon revizije (159). Također koristili su otapala tijekom revizijskog postupka, koji pretvara punilo u plastičnu masu koju je teže ukloniti (160).

Kako je već prethodno spomenuto, na mogućnost uklanjanja postojećeg punjenja može utjecati i tehnika punjenja tijekom inicijalne nekirurške endodontske terapije. U novije tehnike punjenja ubrajamo hladnu tehniku punjenja jednom gutaperkom (engl. *single cone*), ali i termoplastičnu tehniku punjenja s nosačem (engl. *core-carrier*), obje se obično koriste nakon instrumentacije korijenskog kanala sa strojnim tehnikama instrumentacije korijenskih kanala (161). Kod tehnike punjenja jednom gutaperkom koristi se samo jedan gutaperka štapić te nije potrebna lateralna kondenzacija. Sustav je standardiziran (ProTaper, Reciproc i sl.) te se ovisno o instrumentima kojima se finalno obrađuje i širi apiklani dio korijenskih kanala koriste i odgovarajući gutaperka štapići (162). Prednost spomenute tehnike punjenja je brzina u kliničkom protokolu punjenja

korijenskih kanala te se ne razvijaju sile tijekom punjenja koje mogu uzrokovati vertikalnu frakturu zuba, kao što je slučaj kod hladne lateralne kondenzacije. Međutim, nedostatak je potencijalna i nemogućnost prodora punila u akcesorne kanale i istmuse te kao kod svih hladnih tehnika, nemogućnost punjenja kod primjerice interne resorpcije korijena (163). Nedavno su predstavljeni novi sustavi nosača gutaperki kao što je GuttaFusion (GF) (VDW, München, Njemačka). Osnova ovih sustava sastoji se od umrežene termoset gutaperke koja se ne topi na temperaturama koje postiže posebna pećnica konstruirana za tu svrhu (145). Radni dio na kojem leži gutaperka ima navoje bez oštrih rubova što onemogućava pomicanje gutaperke. U korijenski se kanal unese mala količina cementa, a nakon zagrijavanja nosača s gutaperkom, unesi se u korijenski kanal do pune radne dužine. Nakon zagrijavanja terapeut ima otprilike 10 sekundi da unese gutaperku u kanal. Višak se ukloni zagrijanim instrumentom nakon 2 – 4 minute koliko je potrebno da se gutaperka ohladi (146). Korištenje punila uvijek je ključno, kao i kod svake tehnike punjenja korijenskog kanala, kako bi se popunile praznine između glavnog materijala i stijenki kanala korijena, čime se sprječava mikro propuštanje (164).

Ispiranje korijenskih kanala ključan je postupak tijekom nekirurške revizije, jer omogućuje uklanjanje zaostalog materijala za punjenje u većoj mjeri nego samo mehaničko uklanjanje pomoću endodontskih instrumenata (36). Konvencionalna tehnika ispiranja pomoću šprice i igle je problematična zbog ograničenog prodora tekućine za ispiranje u dentinske tubuluse, od samo 100 μm, stoga su predložene alternativne strategije za aktiviranje tekućine za ispiranje čime se povećava prodor u dentinske tubulese do 1,100 μm (36). U metode aktivacije ubrajamo ručno dinamičnu aktivaciju, SAF, ultrazvučno i zvučno aktivirano ispiranje, uređaje temeljene na izmjeničnom tlaku te u novije vrijeme aktivaciju laserima (165, 166). Laseri koji se danas koriste u dentalnoj medicini emitiraju valove u rasponu od ultraljubičastog (UV) do srednjeg infracrvenog spektra elektromagnetskog zračenja (otprilike od 200 nm do 10 μm) (60, 166). Našli su primjenu u mnogim postupcima u dentalnoj medicini poput restaurativnih, estetskih, kirurških, parodontoloških i endodontskih zahvata (73). U korijenskom kanalu, ciljano tkivo za lasersku zraku može biti dentin, zaostatni sloj, bakterije i bakterijski biofilm (60, 73). Biološki učinak na ciljano tkivo možemo podijeliti na fototermalni, fotokemijski, fototermalni učinak koji stvara fotomehanički i fotoakustični učinak (76). Laseri bližeg infracrvenog spektra Nd:YAG, valne duljine 1064 nm, i diodni, valne duljine 810 i 980 nm, pokazali su se učinkoviti u dezinfekciji stijenki korijenskih kanala, do 750 mikrona diodnim laserom te do 1 mm s neodimij-itrij-aluminij-

garnet (Nd:YAG) laserom (167). Spomenuti laseri primjenjuju se u suhom kanalu, ciljano mjesto je vodena komponenta dentina. Apsorpcija stvara fototermalni učinak, uklanjajući zaostatni sloj i debris (167). Fiberoptički nastavak postavlja se u korijenski kanal 1 mm kraće od radne duljine, zrak se emitira pravocrtno s vrlo malim kutom divergencije od 18 do 20 stupnjeva, s kružnim pokretima od apikalnog dijela kanala prema koronarnom (167). Kod zavijenih korijenskih kanala postoji opasnost od nastanka intrakanalne stepenice ili perforacije, a dentinski tubulusi prvenstveno ostaju zatvoreni kao rezultat taljenja anorganskih komponenti dentina (76, 167). Laseri srednjeg infracrvenog spektra pružaju sigurniji i učinkovitiji rad u kliničkoj praksi (79). Trenutno se dvije vrste erbijskih lasera koriste u dentalnoj medicini: erbij-itrij-aluminij-garnet (Er:YAG) laser valne duljine 2940 nm i erbij-krom-itrij-skandij-galij-garnet (Er,Cr:YSGG) laser valne duljine 2790 nm (79, 167). Aktivni medij lasera su YAG i YSGG kristali s primjesama erbijevih iona. Kako bi se pokušao izbjeći negativan termalni učinak lasera na stijenke korijenskog kanala i okolna tkiva, energija se emitira u pulsevima (54, 168). To se postiže vrstom tehnologije upotrijebljene za napajanje bljeskalice: konvencionalnim napajanjem mrežom koja generira puls (engl. Pulse Forming Network, PFN) a tehnologija promjenjivog kvadratičnog pulsa (engl. Variable Square Pulse, VSP) u obliku je strujnih pulseva bljeskalice (169). PFN pulsevi imaju oblik zvona i u većini slučajeva nepromjenjivog su trajanja, dok su VSP pulsevi gotovo kvadratnog oblika s promjenjivim trajanjem. Većina Er:YAG dentalnih lasera koristi PFN pulseve, a bar jedan Er:YAG dentalni laser (Fotona) koristi VSP tehnologiju. Svaki puls ima svoj početak, rast i završetak. Između pulseva tkivo ima vremena da se relativno ohladi (engl. thermal relaxation time), što omogućuje bolju kontrolu termičkog učinka na tkivo. Trajanje samog pulsa važan je parametar rada lasera: kratki pulsevi (<150 mikrosekundi) odgovorni su za postizanje veće vršne snage s manje energije i manjeg termalnog učinka na stijenke korijenskog kanala (73). Prema tehnici primjene lasera u korijenskom kanalu razlikujemo klasičnu lasersku endodonciju (direktna iradijacija, engl. direct laser irradiation), fotodinamsku terapiju laserom i ispiranje aktivirano laserom (engl. laser activated irrigation, LAI) (74). U tehnici direktne iradijacije laserom postiže se velika učinkovitost uklanjanja zaostatnog sloja, ali samo prvih 250 μm dentinskog tkiva. U svrhu poboljšanja djelovanja laserskog zračenja, konstruirani su posebni endodontski nastavci koji emitiraju većinu energije lateralno, a posljednjih godina Er:YAG laser se sve više rabi za aktivaciju tekućina za ispiranje (LAI)(74, 76). Glavni mehanizam djelovanja erbijum lasera (Er, Cr:YSGG [2,780 nm] i Er:YAG [2,940nm]) je apsorpcija energije u molekulama vode koji čine glavnu komponentu

tekućine za ispiranje (79, 165). Apsorbirana energija uzrokuje rapidno zagrijavanje tekućine do temperature ključanja (100 °C), pri čemu se formiraju tipični mjehurići koji naglo ekspandiraju. Tako stvoreni primarni fenomen nazivamo fototermalni/fotoakustični efekt lasera (74, 79, 81-83, 165). Mjehurić ispunjen parom naglo ekspandira sve dok ne dođe do njegove implozije, čime se stvara sekundarni kavitacijski efekt (74, 79, 81-83, 165). Pozicija nastavka lasera unutar kanala par milimetara udaljenim od apeksa (36) može uzrokovati potencijalni problem u vidu dinamike izmjene fluida unutar samog kanala, pogotovo u zavijenim kanalima (167). Kao odgovor na ovaj potencijalni problem na tržište su predstavljeni PIPS i SWEEPS koji predstavljaju modalitete LAI-a. Glavna karakteristika SWEEPS i PIPS modaliteta je pozicija fibroptičkog nastavka koji se postavlja u samu pulpnu komoru, što je manje invazivno i klinički jednostavnije za primjenu (167, 81-83). SWEEPS modalitet predstavlja tehnološki napredak u usporedbi prema PIPS LAI-u (170). Jedan od nedostataka PIPS-a leži u stvorenim šok valovima koji se zbog frikcije u prostorima s malenim volumenom usporeno šire. Budući da korijenski kanali predstavljaju ovakav prostor, učinak je smanjeno mehaničko čišćenje i usporena dinamička izmjena tekućina, čime se smanjuje učinkovitost PIPS-a (171). Kod SWEEPS modaliteta emitira se naknadni laserski puls neposredno prije implozije primarnog mjehurića, čime se stvara sekundarni mjehurić. Sekundarni mjehurić ekspandira te stvara pritisak na površinu primarnog pri čemu se ubrzava njegova implozija. Rezultirajući efekt su šok valovi stvoreni kolabiranjem primarnog i sekundarnog mjehurića, amplifirajući njihov učinak kroz dužinu cijelog korijenskog kanala. Ovaj efekt uzrokuje poboljšanu dinamiku izmjene fluida unutar korijenskog kanala čime se povećava učinak kemomehaničkog čišćenja SWEEPS-a (81, 82, 171).

Iz svih prethodno navedenih razloga SWEEPS modalitet predstavlja tehnološko poboljšanje nad PIPS LAI, te je iz tih razloga za ovu studiju odabran za aktivaciju tekućina za ispiranje. Krune zuba uzoraka uklonjene su u razini caklinsko dentinskog spojišta kako bi se ujednačila dužina korijena, te je pulpna komorica rekonstruirana pomoću termoplastičnog materijala u koju je pozicioniran laserski nastavak. Pod ovim uvjetima, SWEEPS je pokazao znatno poboljšanje u uklanjanju zaostatnog volumena punila nakon revizije pomoću Reciproc instrumenata, bez obzira na tehniku punjenja ili vrstu punila.

Pregledom dostupne literature, provedeno istraživanje je prvo koje ispituje utjecaj SWEEPS-a na uklanjanje zaostatnog volumena punila napunjen kombinacijom cementa na bazi epoksi smole i

biokeramičkom cementa koristeći tehniku punjenja jedne gutaperke i termoplastičnu tehniku s nosačem. Dva prethodna istraživanja su usporedila SWEEPS s ultrazvučnom aktivacijom (PUI): u jednom je istraživanju uspoređena učinkovitost uklanjanja biokeramičkog punila uz tehniku punjenja jednom gutaperkom (172), dok je u drugom istraživanju opisano uklanjanje epoksi punila uz tehniku vruće vertikalne kondenzacije i injekcijske tehnike (110). U oba istraživanja, zaključak je kako je djelovanje SWEEPS-a povećalo učinkovitost u uklanjanju zaostalog punila što je u skladu s rezultatima ovog doktorskog rada. Međutim, ova disertacija daje nove podatke o učinkovitosti SWEEPS-a u uklanjanju različitih punila u kombinaciji s dvije različite tehnike punjenja.

Prema rezultatima ovog istraživanja, SWEEPS je pokazao veću učinkovitost u uklanjanju biokeramičkih materijala za punjenje u usporedbi s uzorcima punjenima epoksi punilom gutaperke uz hladnu tehniku punjenja jednom gutaperkom. Takav rezultat je pomalo neočekivan, zbog poznate adhezije između dentina i biokeramičkih punila što bi moglo uzrokovati teže uklanjanje u usporedbi s punilima na bazi epoksi smole (173). Interakcijom biokeramičkih materijala za punjenje i dentina stvara se adhezija izmjenom iona fosfata i kalcija čime se stvara kemijska i mikromehanička interakcija koja osigurava kvalitetno brtvljenje (173). Takva interakcija bi trebala značiti veći zaostali volumen punila nakon revizije, što je i dokazano u dva istraživanja u kojima su autori usporedili uzorke punjene biokeramičkim punilom i AH Plus punilom (173, 175). Upravo suprotne rezultate objavili su Uzunoglu E i sur. u istraživanju u kojem je konofokalnim mikroskopom dokazana veću dubina penetracije epoksi smole u usporedbi s biokeramičkim punilom čime bi se mogli objasniti rezultati ove disertacije (155).

Kada se promatralo djelovanje SWEEPS-a u skupinama kod koje se primijenila termoplastična tehnika punjenja s nosačem, nije pronađena statistički razlika među skupinama punjenim biokeramičkim punilom i AH Plus punilom. Objašnjenje ovakvih rezultata možemo razjasniti s dubinom penetracije cementa korištenih u ovoj studiji. Naime dubina penetracije statistički je slična za AH Plus i MTA Fillapex cemente (165). Kuci i sur. u objavljenoj studiji pokazali manju dubinu penetracije u dentinske tubuluse MTA Fillapexa u usporedbi s AH Plus punilom, što bi se moglo objasniti s manjom koncentracijom EDTA-e (176). Naime autori studije koristili su EDTA koncentracije (5%) nasuprot prezentiranoj disertaciji u kojoj je za uklanjanju zaostatnog sloja korištena EDTA u koncentraciji od 17%. Zaostatni sloj može djelovati kao barijera pri čemu se

smanjuje penetracijska dubina cementa. Njegovim uklanjanjem s većom koncentracijom EDTA, otvaraju se dentinski tubulusi čime je omogućena izmjena iona fosfata i apatita stvarajući kemijsku vezu između MTA cementa i dentina stvarajući takozvane „tag-like“ strukture (173).

AH Plus cement pokazao je manji zaostani volumen u skupini s uzorcima punjenih termoplastičnom tehnikom nosača gutaperki u usporedbi s tehnikom jedne gutaperke nakon dodatne obrade SWEEPS-om. Ovi rezultati mogli bi se objasniti promjenama kroz koji prolazi punilo tijekom zagrijavanja tehnikom nosača korištenim u ovoj studiji (89). AH Plus tijekom zagrijavanja gubi aminsku grupu, koja je potrebna za inicijaciju polimerizacije. Rezultat takve interakcije je smanjena adhezija za dentinske stijenke kanala, čime je i lakše ukloniti cement sa stijenke kanala, kao što i rezultati ovog istraživanja sugeriraju (89). U skupinama kod kojih je korišteno biokeramičko punilo u kombinaciji s različitim tehnikama, nije pronađena statistički značajna razlika u volumenu zaostalog punila nakon dodatne obrade SWEEPS-om. Spomenuti rezultati slični su rezultatima nedavno objavljenog istraživanja koje je dokazalo neosjetljivost kalcij silikatnih cementa na temperaturu generiranu tijekom termoplastične tehnike punjenja s nosačem (177). Autori su ovakve rezultate pripisali kemijskom sastavu cementa koji se sastoji od anorganske matrice kalcijevog silikata u obliku granula okruženim vodom (177, 178). Toplina koja se generira tijekom termoplastične tehnike s nosačem isparuje vodu u cementu tijekom postupka punjenja korijenskih kanala; ali taj gubitak kompenziran je vodom koja je prisutna u dentinskim tubulusima (177). Time se kompenzacijskim mehanizmom ne mijenjaju osobine biokeramičkog cementa tijekom stvrdnjavanje te posljedično tome ni adhezijska snaga cementa (177).

Rezultati ove disertacije pokazali su kako nije bilo moguće u potpunosti ukloniti punilo ni u jednoj skupini bez obzira na dodatnu obradu SWEEPS-om, što je u skladu s rezultatima koji se mogu naći u preglednom članku autora Rossi-Fedele i sur. (179). Zanimljivo je da je čimbenik koji najviše utječe na uspješnost nekirurške endodontske revizije punjenje korijenskog kanala kraće za 2 mm. Međutim, za uspjeh revizije endodontskog liječenja je važno što više postojećeg punjenja ukloniti kako bi se osiguralo uklanjanje mehaničke barijere između stijenki kanala i tekućine za ispiranje čime se omogućuje odgovarajuća kemomehanička obrada. Na tako pripremljenijim stijenkama korijenskog kanala novo punjenje postiže dobro svezivanje i omogućuje kvalitetno brtvljenje endodontskog prostora (3).

6. ZAKLJUČAK

S obzirom na ograničenja ovog *in vitro* istraživanja, može se zaključiti:

1. Ne postoji razlika u količini zaostalog punila na bazi epoksi smole i bioaktivnih punila nakon revizije punjenja u korijenskim kanalima nakon revizije Reciproc instrumentima.
2. Postoji razlika u količini zaostalog punila u svim skupinama nakon dodatne obrade SWEEPS-om. Količina zaostalog punila značajno se smanjila dodatnom obradom LAI-om u usporedbi sa skupinama u kojim je korišten Reciproc instrument.
3. Postoji razlika u količini zaostalog punila u skupinama u kojoj se koristila hladna tehnika punjenja s jednom gutaperkom. Kombinacija biokeramičkog punila i biokeramičke gutaperke učinkovitije je uklonjena iz korijenskih kanala tijekom dodatne obrade pomoću SWEEPS-a u usporedbi s uzorcima napunjenima kombinacijom AH Plus punila i gutaperke.
4. Ne postoji razlika u količini zaostalog punila u skupinama kod kojih je korištena termoplastična tehnika s nosačem.
5. Postoji razlika u količini zaostalog punila na bazi epoksi smole i bioaktivnih punila kod hladnih i termoplastičnih tehnika punjenja nakon dodatne obrade SWEEPS-om. Količina zaostalog punila u grupi punjene kombinaciji AH Plusom i gutaperkom punjeni tehnikom jedne gutaperke veći je u usporedbi s ostalim eksperimentalnim skupinama.
6. Ne postoji razlika u skupinama kod kojih je korišteno biokeramičko punilo između dviju tehnika punjenja.

7. LITERATURA

1. Siqueira J. Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. Int Endod J. 2001;34(1):1-10.

2. Ashley M, Harris I. The Assessment of the Endodontically Treated Tooth. Dent Update. 2001;28(5):247-52.

3. Ng Y, Mann V, Gulabivala K. Tooth survival following non-surgical root canal treatment: a systematic review of the literature. Int Endod J. 2010;43(3):171-89.

4. Del Fabbro M, Corbella S, Sequeira-Byron P, et al. Endodontic procedures for retreatment of periapical lesions. Cochrane Database Syst Rev. 2016;10(10):CD005511.

5. Sundqvist G, Figdor D, Persson S, Sjögren U. Microbiologic analysis of teeth with failed endodontic treatment and the outcome of conservative re-treatment. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1998;85(1):86-93.

6. Jayasenthil A, Sathish E, Prakash P. Evaluation of Manual and Two-Rotary Niti Retreatment Systems in Removing Gutta-Percha Obturated with Two Root Canal Sealers. ISRN Dentistry. 2012;2012:1-4.

7. Betti L, Bramante C. Quantec SC rotary instruments versus hand files for gutta-percha removal in root canal retreatment. Int Endod J 2001;34(7):514-9.

8. Prada I, Micó-Muñoz P, Giner-Lluesma T, Micó-Martínez P, Collado-Castellano N, Manzano-Saiz A. Influence of microbiology on endodontic failure. Literature review. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2019;24(3):364-72.

9. Kayaoglu G, Ørstavik D. Virulence factors of Enterococcus faecalis: relationship to endodontic disease. Crit Rev Oral Biol Med. 2004;15(5):308-20.

10. Serefoglu B, Miçooğulları Kurt S, Kandemir Demirci G, Kaval ME, Çalışkan MK. A prospective cohort study evaluating the outcome of root canal retreatment in symptomatic mandibular first molars with periapical lesions. Int Endod J. 2021;54(12):2173-83.

11. Hartwell GR. Nekirurški retretmani. In: Torabinejad M, Walton RE. Endodoncija: Načela i praksa. 1. hrv. izd. Anić I, editor. Zagreb: Naklada Slap;p.340-57

12. Chutich MJ, Kaminski EJ, Miller DA, Lautenschlager EP. Risk assessment of the toxicity of solvents of gutta-percha used in endodontic retreatment. J Endod. 1998;24(4):213-6.

13. Ibrahim L, Negm A, Kataia M. Efficacy of different techniques used for root canal retreatment. Future Dent J. 2018;4(2):170-4.

14. Prati C, Selighini M, Ferrieri P, Mongiorgi R. Scanning electron microscopic evaluation of different endodontic procedures on dentin morphology of human teeth. J Endod. 1994;20(4):174-9.

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. Çapar JD, Arslan H. A review of instrumentation kinematics of engine-driven nickel–titanium instruments. Int Endod J. 2015;49(2):119-35.

17. Milas VB. History. In: Cohen R. Burns R, editors. Pathways of the pulp. 4th ed. St. Louis: C.V.Mosby; 1987:619-34.

18. Hulsmann M, Schade M, Schafer's F. A comparative study of root canal preparation using Profile 0.04 and Light Speed NiTi instruments. Int Endod J. 2001;34:538-46.

19. Schafer E, Tepel J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part III. Resistance to bending and fracture. J Endod. 2001;27:299-03.

20. Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. Int Endod J. 2008;41:339-44.

21. Prichard J. Rotation or reciprocation: a contemporary look at NiTi instruments?. *Br Dent J*. 2012;212(7):345-6.

22. Reddy S, Hicks L, Apical extrusion of debris using two hand and two rotary instrumentation techniques. J Endod. 1998;24:180-3.

23. Benenati FW; Roane JB, Biggs JT, Simon JH. Recall evaluation of iatrogenic perforations repaired with amalgam and gutta-percha. J Endod. 1986;12:161- 6.

24. Pereira ES, Peixoto IF, Viana AC, et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. Int Endod J. 2012;45(5):469-74.

25. De-Deus G, Silva EJ, Vieira VT, i sur. Blue thermomechanical treatment optimizes fatigue resistance and flexibility of the reciproc files. J Endod. 2017;43:462-6.

26. Alcalde MP, Duarte MAH, Bramante CM, i sur. Cyclic fatigue and torsional strength of three different thermally treated reciprocating nickel-titanium instruments. Clin Oral Investig. 2018;22:1865-71.

27. Yoo Y, Cho Y. A comparison of the shaping ability of reciprocating Ni-Ti instruments in simulated curved canals. Rest Dent Endod 2012;37:220-7.

28. Gambarini G, Gergi R, Naaman A, Osta N, Al Sudani D. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. Int Endod J. 2012;45(9):802-06.

29. Fayyad DM, Elhakim Elgendy AA. Cutting efficiency of twisted versus machined nickel-titanium endodontic files. J Endod. 2011;37(8):1143-6.

30. Metzger Z. The self adjusting file (SAF) system: An evidence-based update. J Conserv Dent. 2014;17(5):401-19.

31. Hof R, Perevalov V, Eltanani M, et al. The Self Adjusting File (SAF), Part 2: mechanical analysis. J Endod. 2010;36:691-6.

32. Cooke HG 3rd, Cox FL. C-shaped canal configurations in mandibular molars. J Am Dent Assoc. 1979;99(5):836-9.

33. Kara Tuncer A, Tuncer S. Effect of different final irrigation solutions on dentinal tubule penetration depth and percentage of root canal sealer. J Endod. 2012;38(6):860-3.

34. Glickman GN, Walton RE. Punjenje. In: Torabinejad M, Walton RE. Endodoncija: Načela i praksa. 1. hrv. izd. Anić I, editor. Zagreb: Naklada Slap; p. 258-87.

35. Estrela C, Estrela CR, Barbin EL, Spanó JC, Marchesan MA, Pécora JD. Mechanism of action of sodium hypochlorite. Braz Dent J. 2002;13(2):113-7.

36. Darcey J, Jawad S, Taylor C, Roudsari RV, Hunter M. Modern Endodontic Principles Part 4: Irrigation. Dent Update. 2016;43(1).

37. Arias-Moliz MT, Ordinola-Zapata R, Baca P, et al. Antimicrobial activity of Chlorhexidine, Peracetic acid and Sodium hypochlorite/etidronate irrigant solutions against Enterococcus faecalis biofilms. Int Endod J. 2015;48(12):1188-93.

38. Jin-Woo K. Percipitate from a combination of sodium hypochlorite and chlorhexidine. Restor Dent Endod. 2012;37(3): 185–6.

39. Neelakantan P, Romero M, Vera J, Daood U, Khan AU, Yan A et al. Biofilms in endodontics – current status and future directions. Int J Mol Sci. 2017;18(8):1748-69.

40. Block SS. Peroxygen compounds. In: Disinfection, Sterilization, and Preservation. Block SS, ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001:185−204.

41. Bukhary S, Balto H. Antibacterial efficacy of octenisept, alexidine, chlorhexidine and sodium hypochlorite against Enterococcus faecalis biofilms. JOE. 2017;43(4):643-7.

42. Tirali RE, Bodur H, Sipahi B, Sungurtekin E. Evaluation of the antimicrobial activities of chlorhexidine gluconate, sodium hypochlorite and octenidine hydrochloride in vitro. Aust Endod J. 2013;39:15-8.

43. Chia MSY, Parolia A, Lim BSH, Jayaraman J, Porto ICCM. Effect of QMix irrigant in removal of smear layer in root canal system: a systematic review of in vitro studies. Restor Dent Endod. 2020;45(3):e28.

44. Gu LS, Kim JR, Ling J, et al. Review of contemporary irrigant agitation techniques and devices. Journal of Endodontics. 2009;35(6):791-804.

45. Ruddle CJ. Endodontic disinfection: tsunami irrigation. Endod Topics. 2008;11:7–15.

46. Haapasalo M, Shen Y,Qian W, Gao Y. Irrigation in- Endodontics. DentClin N Am. 2010; 54:291–312.

47. Wu TY, Guo N, Teh CY, Wen JHX. Advances in Ultrasound Technology for Environmental Remediation. Dordrecht Netherlands: Springer, 2013;126.

48. Brunson M, Heilborn C, Johnson DJ et al. Effect of apical preparation size and preparation taper on irrigant volumedelivered by using negative pressure irrigation system. J Endod 2010; 36(4): 721−24.

49. Pinturić V, Karlović Z. Noviteti u strojnoj instrumentaciji korijenskih kanala. Sonda. 2012; 13(23):75.

50. Gross AJ, Herrmann TR. History of lasers. World J Urol. 2007;25(3):217-20.

51. Franck P, Henderson PW, Rothaus KO. Basics of Lasers: History, Physics, and Clinical Applications. Clin Plast Surg. 2016;43(3):505-13.

52. Mayers RA. Encyclopedia of Physical Science and Technology 3rd edition, San Diego: Academic Press. 2002; p267-81.

53. Mayers RA. Encyclopedia of Physical Science and Technology 3rd edition, San Diego: Academic Press. 2002; p.399-408.

54. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. Dent Clin North Am. 2004;48(4):751-v.

55. Mayers RA. Encyclopedia of Physical Science and Technology 3rd edition, San Diego: Academic Press. 2002; p.315-59.

56. Mayers RA. Encyclopedia of Physical Science and Technology 3rd edition, San Diego: Academic Press. 2002;p.477-98.

57. Ratz JL. Laser physics. Clin Dermatol. 1995;13(1):11-20.

58. Verma SK, Maheshwari S, Singh RK, Chaudhari PK. Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice. Natl J Maxillofac Surg. 2012;3(2):124-32.

59. Driggers RG. Encyclopedia of optical engineering. New York: Taylor&Francis; 2003.

60. Moon YM, Kim HC, Bae KS, Baek SH, Shon WJ, Lee W. Effect of laser-activated irrigation of 1320-nanometer Nd:YAG laser on sealer penetration in curved root canals. J Endod. 2012;38(4):531-535.

61. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. J Clin Laser Med Surg. 1999;17(4):155-9.

62. Fisher JC. Photons, physiatrists, and physicians: a practical guide to understanding laser light interaction with living tissue, part I. J Clin Laser Med Surg. 1992;10(6):419-26.

63. Parker S. Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. Br Dent J.2007;202(2):73-81.

64. Sliney DH, Wolbarsht ML. Future applications of lasers in surgery and medicine: a review. J R Soc Med. 1989;82(5):293-6.

65. Carroll JD, Milwardb MR, Cooperb PR, Hadisc M, Palin WM. Developments in low levellight therapy (LLLT) for dentistry. Dent Mat. 2014;30:465-75.

66. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. Periodontol 2000. 2004;36:59-97.

67. Li T, Zhang X, Shi H, Ma Z, Lv B, Xie M. Er:YAG laser application in caries removal and cavity preparation in children: a meta-analysis. Lasers Med Sci. 2019;34(2):273-80.

68. Curylofo-Zotti FA, Fernandes MP, Martins AA, et al. Caries removal with Er:YAG laser followed by dentin biomodification with carbodiimide and chitosan: Wettability and surface morphology analysis. Microsc Res Tech. 2020;83(2):133-9.

69. Valério RA, Borsatto MC, Serra MC, et al. Caries removal in deciduous teeth using an Er:YAG laser: a randomized split-mouth clinical trial. Clin Oral Investig. 2016;20(1):65-73.

70. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K. Effects of Er, Cr: YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. J Clin Laser Med Surg. 1999;17:155–9.

71. Ceballos L, Osorio R, Toledano M, Marshall GW. Microleakage of composite restorations after acid or Er: YAG laser cavity treatment. Dent Mater. 2001;17:340–6.

72. Ebihara A, Wadachi R, Sekine Y, Takeda A, Suda H. Application of Er:YAG laser to retrograde cavity preparation. J Japan Soc Laser Dent. 1998;9:23-31.

73. Coluzzi DJ. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. Dent Clin North Am. 2004;48(4):751-v.

74. Do QL, Gaudin A. The Efficiency of the Er: YAG Laser and Photon Induced Photoacoustic Streaming (PIPS) as an Activation Method in Endodontic Irrigation: A Literature Review. J Lasers Med Sci. 2020;11(3):316-34.

75. Lee MT, Bird PS, Walsh LJ. Photo-activated disinfection of the root canal: a new role for lasers in endodontics. Aust Endod J. 2004;30(3):93-8.

76. Olivi G, De Moor R, DiVito E. Lasers in Endodontics. London: Springer; 2016. 291. 45-50, 54, 62-3,80, 85, 87-9, 92, 145-7,153, 193, 197, 219

77. de Groot S, Verhaagen B, Versluis M, Wu M, Wesselink P, van der Sluis L. Laser-activated irrigation within root canals: cleaning efficacy and flow visualization. Int Endod J. 2009;42(12):1077-83.

78. Kirmizi D, Aksoy U, Orhan K. Efficacy of Laser-Activated Irrigation and Conventional Techniques in Calcium Hydroxide Removal from Simulated Internal Resorption Cavities: Micro-CT Study. Photobiomodul Photomed Laser Surg. 2021;39(10):674-81

79. DiVito E, Peters OA, Olivi G. Effectiveness of the erbium:YAG laser and new design radial and stripped tips in removing the smear layer after root canal instrumentation. Lasers Med Sci. 2012;27(2):273-80.

80. Peters O, Bardsley S, Fong J, Pandher G, DiVito E. Disinfection of Root Canals with Photon-initiated Photoacoustic Streaming. J Endod. 2011;37(7):1008-12.

81. Lukač N, Muc BT, Jezeršek , Lukač M. Photoacoustic Endodontics Using the Novel SWEEPS Er : YAG Laser Modality. LA&HA. 2017;1:1-7.

82. Lukač N, Jezeršek M. Amplification of pressure waves in laser-assisted endodontics with synchronized delivery of Er:YAG laser pulses. Lasers Med Sci. 2018;33(4):823-33.

83. Lukač M, Olivi G, Constantin M, Lukač N, Jezeršek M. Determination of Optimal Separation Times for Dual-Pulse SWEEPS Laser-Assisted Irrigation in Different Endodontic Access Cavities. Lasers Surg Med. 2021;53(7):998-1004.

84. Grossman LI, Oliet S, Del Rio CE. Endodontic practice. Lea&Febiger: Philadelphia 1988.

85. Jerolimov V. i sur. Osnove stomatoloških materijala. Stomatološki fakultet Zagreb. 2005;p.2011-8.

86. Grossman LI, Oliet S, Del Rio CE. Endodontic practice. Lea&Febiger: Philadelphia 1988.

87. Sathorn C, Parashos P, Messer H. Anti- bacterial efficacy of calcium hydrokside intracanal dressing: A systematic review and meta-analysis. Int Endod J. 2007;40(1):2-10.

88. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. J Endod. 1999;25(3):197-205.

89. Camilleri J, Kralj P, Veber M, Sinagra E. Characterization and analyses of acid-extractable and leached trace elements in dental cements. Int Endod J. 2012;45(8):737-43.

90. Chang SW, Shon WJ, Lee W, Kum KY, Baek SH, Bae KS. Analysis of heavy metal contents in gray and white MTA and 2 kinds of Portland cement: a preliminary study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010;109(4):642-6.

91. Demirkaya K, Demirdöğen BC, Torun ZÖ, Erdem O, Çırak E, Tunca YM. Brain aluminium accumulation and oxidative stress in the presence of calcium silicate dental cements. Hum Exp Toxicol. 2017;36(10):1071-80.

92. Forbes WF, Gentleman JF. Risk factors, causality, and policy initiatives: the case of aluminum and mental impairment. Exp Gerontol. 1998;33(1-2):141-54.

93. Abdullah D, Ford TR, Papaioannou S, Nicholson J, McDonald F. An evaluation of accelerated Portland cement as a restorative material. Biomaterials. 2002;23(19):4001-10.

94. Sato T, Beaudoin JJ. Effect of nano-CaCO3 on hydration of cement containing supplementary cementitious materials. Advances in Cement Research. 2011;23(1):33-43.

95. Lee BN, Hong JU, Kim SM, et al. Anti-inflammatory and Osteogenic Effects of Calcium Silicate-based Root Canal Sealers. J Endod. 2019;45(1):73-8.

96. Schembri-Wismayer P, Camilleri J. Why Biphasic? Assessment of the Effect on Cell Proliferation and Expression. J Endod. 2017;43(5):751-9.

97. Koutroulis A, Kuehne SA, Cooper PR, Camilleri J. The role of calcium ion release on biocompatibility and antimicrobial properties of hydraulic cements. Sci Rep. 2019;9(1):19019.

98. Duarte MA, Alves de Aguiar K, Zeferino MA, et al. Evaluation of the propylene glycol association on some physical and chemical properties of mineral trioxide aggregate. Int Endod J. 2012;45(6):565-70.

99. Camilleri J. Mineral trioxide aggregate: present and future developments. Endodontic Topics. 2015;32(1):31-46.

100. Viapiana R, Guerreiro-Tanomaru JM, Hungaro-Duarte MA, Tanomaru-Filho M, Camilleri J. Chemical characterization and bioactivity of epoxy resin and Portland cement-based sealers with niobium and zirconium oxide radiopacifiers. Dent Mater. 2014;30(9):1005-20.

101. Camilleri J. Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. Int Endod J. 2008;41(5):408-17.

102. Coomaraswamy KS, Lumley PJ, Hofmann MP. Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. J Endod. 2007;33(3):295-8.

103. Hench LLaW, J.K. . Biological applications of bioactive glasses. Life Chemistry Reports. 1996;13:187-241

104. Brouwers H. Alkali concentrations of pore solution in hydrating OPC. Cement and Concrete Research. 2003;33(2):191-6.

105. Dorozhkin SV. Calcium orthophosphates. Biomatter. 2011;1(2):121-64.

106. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. J Endod. 2005;31(2):97-100.

107. Atmeh AR, Chong EZ, Richard G, Festy F, Watson TF. Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. J Dent Res. 2012;91(5):454-9.

108. Leiendecker AP, Qi YP, Sawyer AN, et al. Effects of calcium silicate-based materials on collagen matrix integrity of mineralized dentin. J Endod. 2012;38(6):829-33.

109. Ryou H, Amin N, Ross A, et al. Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. J Mater Sci Mater Med. 2011;22(5):1127-35.

110. Debelian GJ, Trope M. The use of premixed bioceramic materials in endodontics. G Ital Endod. 2016;30:70-80.

111. Roberts HW, Toth JM, Berzins DW, Charlton DG. Mineral trioxide aggregate material in use in endodontic treatment: A review of the literature. Dent Mater. 2008;24(2):149-64.

112. Bogen G, Kuttler S. Mineral trioxide aggregate obturation: A review and case series. J Endod. 2009;35(6):777-90.

113. Raghavendra SS, Jadhav GR, Gathani KM, Kotadia P. Bioceramics in endodontics - a review. J Istanb Univ Fac Dent. 2017;51:128-37.

114. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-part I: chemical, physical and antibacterial properties. J Endod. 2010;36(1):16-27.

115. Kok D, Rosa RA, Barreto MS, et al. Penetrability of AH plus and MTA fillapex after endodontic treatment and retreatment: a confocal laser scanning microscopy study. Microsc Res Tech. 2014;77(6):467-71.

116. Malkondu Ö, Karapinar Kazandağ M, Kazazoğlu E. A review on biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. Biomed Res Int. 2014;2014:160951.

117. Han L, Okiji T. Uptake of calcium and silicon released from calcium silicatebased endodontic materials into root canal dentine. Int Endod J. 2011 Dec;44(12):1081-7.

118. Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S. Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in furcation perforation repair. J Conserv Dent. 2013;16(5):462-5.

119. Tran XV, Gorin C, Willig C, et al. Effect of a calcium-silicate-based restorative cement on pulp repair. J Dent Res. 2012;91(12):1166-71.

120. Solanki NP, Venkappa KK, Shah NC. Biocompatibility and sealing ability of mineral trioxide aggregate and biodentine as root-end filling material: A systematic review. J Conserv Dent. 2018;21(1):10–15.

121. Mazzoni E, Iaquinta MR, Lanzillotti C, Mazziotta C, Maritati M, Montesi M, Sprio S, Tampieri A, Tognon M, Martini F. Bioactive Materials for Soft Tissue Repair. Front bioeng biotechnol. 2021;9:613787.

122. Jitaru S, Hodisan I, Timis L, Lucian A, Bud M. The use of bioceramics in endodontics - literature review. Clujul Med. 2016;89(4):470-3.

123. Best SM, Porter AE, Thian ES, Huang J. Bioceramics: Past, present and for the future. J Eur Ceram Soc. 2008;28:1319–27.

124. Koch KA, Brave DG, Nasseh AA. Bioceramic technology: closing the endo-restorative circle, Part I. Dent Today. 2010;29(2):100-5.

125. Kossev D, Stefanov V. Ceramics-based sealers as new alternative to currently used endodontic sealers. Roots. 2009;1:42-8.

126. Zan R, Demir A. Contemporary endodontic obturation techniques: A comprehensive litrature review. Cumhuriyet Dental Journal. 2021:.

127. Saygili G, Saygili S, Tuglu I, Davut Capar I. In Vitro Cytotoxicity of GuttaFlow Bioseal, GuttaFlow 2, AH-Plus and MTA Fillapex. Iran Endod J. 2017;12(3):354-9.

128. Friedman S, Lost C, Zarrabian M, Trope M. Evaluation of success and failure after endodontic therapy using a glass ionomer cement sealer. J Endod. 1995;21(7):384-90.

129. De Gee AJ, Wu MK, Wesselink PR. Sealing properties of Ketac-Endo glass ionomer cement and AH26 root canal sealers. Int Endod J. 1994;27(5):239-44.

130. Donnelly A, Sword J, Nishitani Y, Yoshiyama M, Agee K, Tay FR, Pashley DH. (2007). Water sorption and solubility of methacrylate resin-based root canal sealers. J Endod.2007; 33(8):990–4.

131. Vishwanath V, Rao HM. Gutta-percha in endodontics - A comprehensive review of material science. J Conserv Dent. 2019;22(3):216-22.

132. Fisher MA, Berzins DW, Bahcall JK. An in vitro comparison of bond strength of various obturation materials to root canal dentin using a push-out test design. J Endod. 2007;33(7):856-8.

133. Tay FR, Loushine RJ, Monticelli F, et al. Effectiveness of resin-coated gutta-percha cones and a dual-cured, hydrophilic methacrylate resin-based sealer in obturating root canals. J Endod. 2005;31(9):659-64.

134. Carvalho CN, Martinelli JR, Bauer J, et al. Micropush-out dentine bond strength of a new gutta-percha and niobium phosphate glass composite. Int Endod J. 2015;48(5):451-9.

135. Kalyan S, Girija SS, Madhu VK, Vishal BK, Rajashekar C. Comparison of push-out bond strength of bioceramic sealer with bioceramic coated and non-bioceramic coated Gutta-percha: an in vitro study. Dent Mater J. 2020:.

136. Eltair M, Pitchika V, Hickel R, Kühnisch J, Diegritz C. Evaluation of the interface between gutta-percha and two types of sealers using scanning electron microscopy (SEM). Clin Oral Investig. 2018;22(4):1631-9.

137. Samiei M, Aghazade M, Farhadi F, Shahveghar N, Torab A, Vahid Pakdel SM. Sealing Efficacy of Single-cone Obturation Technique with MTA and CEM Cement: An in Vitro Bacterial Leakage Study. J Dent Res Dent Clin Dent Prospects. 2014;8(2):77-83.

138. Goldberg F. Effectiveness of different obturation techniques in the filling of simulated lateral canals. J Endod. 2001;27(5):362–4.

139. Clinton K, Van Himel T. Comparison of a warm Gutta-percha obturation technique and lateral condensation. J Endod. 2001;27(11):692–5.

140. Kersten Hw, Fransman R, Velzen Skt. Thermomechanical compaction of gutta-percha. I. A comparison of several compaction procedures. Int Endod J. 1986;19(3):125–33.

141. Glickman GN, Walton RE. Punjenje. In: Torabinejad M, Walton RE. Endodoncija: Načela i praksa. 1. hrv. izd. Anić I, editor. Zagreb: Naklada Slap; p. 298-322.

142. Sluis L Van Der. Ultrasound in endodontics. Endo 2007;1(1):29–36.

143. Caicedo RM, Clark OM, Clark S. Modern perspectives in root canal obturation. 2008.

144. Gulabivala K, Holt R, Long B. An in vitro comparison of thermoplasticised gutta-percha obturation techniques with cold lateral condensation. Endod Dent Traumatol. 1998;14(6):262–9.

145. Gençoğlu N, Garip Y, Baş M, Samani S. Comparison of different gutta-percha root filling techniques: Thermafil, Quick-fill, System B, and lateral condensation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2002;93(3):333-6.

146. Castagnola R, Marigo L, Pecci R, et al. Micro-CT evaluation of two different root canal filling techniques. Eur Rev Med Pharmacol Sci. 2018;22(15):4778-83.

147. Versiani, Marco Aurélio et al. The Root Canal Anatomy in Permanent Dentition. Springer Sci Rev. 2019.

148. Mayo CV, Montgomery S, de Rio C. A computerized method for evaluating root canal morphology. J Endod. 1986;12:2–7.

149. Blašković-Šubat V, Smojver B, Marićić B, Sutalo J. A computerized method for the evaluation of root canal morphology. Int Endod J. 1995;28:290–6

150. Tachibana H, Matsumoto K. Applicability of X-ray computerized tomography in endodontics. Endod Dental Traumatol. 1990;6:16–20.

151. Dowker SE, Davis GR, Elliott JC. X-ray microtomography: nondestructive three-dimensional imaging for in vitro endodontic studies. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1997;83:510–6.

152. Nielsen RB, Alyassin AM, Peters DD, Carnes DL, Lancaster J. Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research. J Endod. 1995;21:561–8

153. Rhodes JS, Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. Int Endod J. 1999;32:165–70.

154. Dowker SE, Davis GR, Elliott JC. X-ray microtomography: nondestructive three-dimensional imaging for in vitro endodontic studies. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1997;83:510–6

155. Uzunoglu E, Yilmaz Z, Sungur DD, Altundasar E. Retreatability of Root Canals Obturated Using Gutta-Percha with Bioceramic, MTA and Resin-Based Sealers. Iran Endod J. 2015;10(2):93-8.

156. Schafer E, Tepel J. Relationship between design features of endodontic instruments and their properties. Part III. Resistance to bending and fracture. J Endod. 2001;27:299-303.

157. Torres FFE, Guerreiro-Tanomaru JM, Chavez-Andrade GM, Pinto JC, Berbert FLCV, Tanomaru-Filho M. Micro-computed tomographic evaluation of the flow and filling ability of endodontic materials using different test models. Restor Dent Endod. 2020;45(2):e11.

158. Romeiro K, de Almeida A, Cassimiro M, et al. Reciproc and Reciproc Blue in the removal of bioceramic and resin-based sealers in retreatment procedures. Clin Oral Investig. 2020;24(1):405-16.

159. Nevares G, de Albuquerque DS, Freire LG, et al. Efficacy of ProTaper NEXT Compared with Reciproc in Removing Obturation Material from Severely Curved Root Canals: A Micro-Computed Tomography Study. J Endod. 2016;42(5):803-8.

160. Ma J, Al-Ashaw AJ, Shen Y, et al. Efficacy of ProTaper Universal Rotary Retreatment system for gutta-percha removal from oval root canals: a micro-computed tomography study. J Endod. 2012;38(11):1516-20.

161. Alvi F, Hares S, Arushi G, Akshun SG, Faiz K, Akanksha S.A literature review of single file NiTi rotary system in endodontics, Indian J Conserv Endod. 2021;6:85-7

162. Garg N, Garg A. Textbook of Endodontics 2ed. New Delh: Jaypee Brothers Medical Publishers Medical Publishers, 2010.

163. Castagnola R, Marigo L, Pecci R, Bedini R, Cordaro M, Liborio Coppola E, Lajolo C. Micro-CT evaluation of two different root canal filling techniques. Eur Rev Med Pharmacol Sci. 2018;22(15):4778–83.

164. Schäfer E, Olthoff G. Effect of three different sealers on the sealing ability of both thermafil obturators and cold laterally compacted Gutta-Percha. J Endod. 2002;28(9):638-42.

165. Akcay M, Arslan H, Durmus N, Mese M, Capar ID. Dentinal tubule penetration of AH Plus, iRoot SP, MTA fillapex, and guttaflow bioseal root canal sealers after different final irrigation procedures: A confocal microscopic study. Lasers Surg Med. 2016;48(1):70-6.

166. Kimura Y, Wilder-Smith P, Matsumoto K. Lasers in endodontics: a review. Int Endod J. 2000;33(3):173-85.

167. Moon YM, Kim HC, Bae KS, Baek SH, Shon WJ, Lee W. Effect of laser-activated irrigation of 1320-nanometer Nd:YAG laser on sealer penetration in curved root canals. J Endod. 2012;38(4):531-5.

168. Forrer M, Frenz M, Romano V, Weber HP, Silenok A, Konov VI. Channel propagation in water and gelatin by a free-running erbium laser. J Appl Phys. 1993;74:720.

169. Lukac M, Marincek M, Grad L. Super VSP Er:YAG pulses for fast and precise cavity preparation. J Oral Laser Appl. 2004;4:171–3.

170. Jezeršek M, Lukač N, Lukač M. Measurement of Simulated Debris Removal Rates in an Artificial Root Canal to Optimize Laser-Activated Irrigation Parameters. Lasers Surg Med. 2021;53(3):411-7.

171. Amato M, Vanoni-Heineken I, Hecker H, Weiger R. Curved versus straight root canals: the benefit of activated irrigation techniques on dentin debris removal. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2011;111(4):529-34.

172. Angerame D, De Biasi M, Porrelli D et al. Retreatability of calcium silicate-based root canal sealer using reciprocating instrumentation with different irrigation activation techniques in single-rooted canals. Aust Endod J. 2021.

173. Donnermeyer D, Bürklein S, Dammaschke T, Schäfer E. Endodontic sealers based on calcium silicates: a systematic review. Odontology. 2019;107(4):421-46.

174. Jiang S, Zou T, Li D, Chang JW, Huang X, Zhang C. Effectiveness of Sonic, Ultrasonic, and Photon-Induced Photoacoustic Streaming Activation of NaOCl on Filling Material Removal Following Retreatment in Oval Canal Anatomy. Photomed Laser Surg. 2016;34(1):3-10.

175. Tandon J, Yadav RK, Tikku AP, Shakya VK, Singh SK. Comparative evaluation of different irrigating and irrigant activation system in removal of gutta-percha/sealer during retreatment: An in vitro Micro-CT study. J Oral Biol Craniofac Res. 2022;12(4):444-8.

176. Kuçi A, Alaçam T, Yavaş O, Ergul-Ulger Z, Kayaoglu G. Sealer penetration into dentinal tubules in the presence or absence of smear layer: a confocal laser scanning microscopic study. J Endod. 2014;40(10):1627-31.

177. Al-Hiyasat AS, Alfirjani SA. The effect of obturation techniques on the push-out bond strength of a premixed bioceramic root canal sealer. J Dent. 2019;89:103169.

178. Taylor HF. Cement Chemistry, 2nd ed., Thomas Telford Publications, London. 1997

179. Rossi-Fedele G, Ahmed HM. Assessment of Root Canal Filling Removal Effectiveness Using Micro-computed Tomography: A Systematic Review. J Endod. 2017;43(4):520-6.

8. ŽIVOTOPIS AUTORA S OBJAVLJENIM RADOVIMA

Marko Rajda rođen je 12.2.1987. godine u Zagrebu. Klasičnu gimnaziju završava u Zagrebu te 2006. godine upisuje studij Dentalne medicine na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu na kojem diplomira 2012. godine.

Nakon završetka studija zapošljava se kao dodatni doktor u skupnoj praksi, a 2015. godine započinje raditi u Domu zdravlja Centar kao nositelj tima u ordinaciji dentalne medicine. 2021. godine započinje specijalizaciju iz stomatološke protetike na Klinici za stomatologiju KBC-a.

Neprekidno se znanstveno i stručno usavršava, aktivno sudjeluje na kongresima u Hrvatskoj i inozemstvu.

Popis radova:

- Rajda M, Miletić I, Baršić G, Jukić Krmek S, Šnjarić D, Baraba A. Efficacy of Reciprocating Instruments in the Removal of Bioceramic and Epoxy Resin-Based Sealers: Micro-CT Analysis, Materials. 2021;21(14):6670. Q1 (Scopus)

Poster prezentacije:

- Rajda M, Miletić I, Baršić G, Jukić Krmek S, Šnjarić D, Baraba A. Efficacy of shock wave-enhanced emission photoacustic streaming (SWEEPS) in retreatment of carrier-based root canal filling and two types of sealers. ESE. 2022; General Endodontic poster booklet:3.
- Efficacy of Reciprocating Instrument in the Removal of Bioceramic and Epoxy Resin-based Sealers- Micro CT Analysis. Rajda Marko, Miletić Ivana, Baršić Gorana, Jukić Krmek Silvana, Šnjarić Damir, Baraba Anja. J Dent Res Vol 101(Spec Iss B):Final Presentation ID, 1252.
- Micro CT Analysis of Novel SWEEPS Er:YAG Laser Mode for Endodontic Retreatment. Rajda Marko, Baraba Anja, Baršić Gorana, Jukić Krmek Silvana, Šnjarić Damir, Miletić Ivana. J Dent Rest Vol 99(Spec Iss A):Final Presentation ID, 2548.
- Anzulović F, Rajda, M, Baraba A. Mikrolaminirani staklenoionomerni cementi – prikaz slučaja. Acta Stomatol Croat. 2017;51(4):366.