

Utjecaj vertikalne sile i okretnog momenta tijekom ručne i strojne obrade kanala na nastanak vertikalne frakture korijena zuba in vitro

Glavičić Valovičić, Snježana

Doctoral thesis / Disertacija

2009

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Rijeka, Faculty of Medicine / Sveučilište u Rijeci, Medicinski fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:188:416743>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-12-23**



Repository / Repozitorij:

[Repository of the University of Rijeka Library - SVKRI Repository](#)



SVEUČILIŠTE U RIJECI
MEDICINSKI FAKULTET

Snježana Glavičić

UTJECAJ VERTIKALNE SILE I OKRETNOG MOMENTA
TIJEKOM RUČNE I STROJNE OBRADJE KANALA NA
NASTANAK VERTIKALNE FRAKTURE KORIJENA ZUBA *IN*

VITRO

Doktorska disertacija

Rijeka, 2009.

Mentor rada:

Prof. Dr. Sc. Ivica Anić

Doktorska disertacija obranjena je dana 12. rujna 2009. godine na Medicinskom fakultetu u Rijeci, pred povjerenstvom u sastavu:

1. Prof. dr. sc. Ivana Brekalo Pršo
2. Prof. dr. sc. Nada Galić
3. Prof. dr. sc. Zvezdana Roller Lutz
4. Prof. dr. sc. Ivica Anić

Rad ima 92 lista.

UDK: 616.314.16-74 (043.3)

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
SAŽETAK	VI
SUMMARY	VII
1. UVOD I PREGLED PODRUČJA ISTRAŽIVANJA	1
1.1. VERTIKALNA FRAKTURA KORIJENA	1
1.1.1. ETIOLOGIJA VERTIKALNE FRAKTURE KORIJENA	2
1.1.1.1. Predisponirajući čimbenici	2
1.1.1.2. Iatrogeni čimbenici	4
1.1.1.2.1. Liječenje korijenskog kanala	4
1.1.1.2.2. Preparacija i ugradnja intrakanalnog kolčića	5
1.1.1.2.3. Neadekvatan izbor zuba kao nosača mosta	7
1.1.2. DIJAGNOZA VERTIKALNE FRAKTURE KORIJENA	7
1.1.2.1. Klinički znakovi i klinička dijagnoza vertikalne frakture korijena	7
1.1.2.1.1. Nespecifični znaci vertikalne frakture korijena	7
1.1.2.1.2. Specifični znaci vertikalne frakture korijena	9
1.1.2.2. Radiološki znaci i radiološka dijagnoza vertikalne frakture korijena	10
1.1.3. TERAPIJA VERTIKALNE FRAKTURE KORIJENA	12
1.2. OSOBITOSTI ENDODONTSKIH INSTRUMENATA	13
1.2.1. VERTIKALNA SILA I OKRETNI MOMENT NIKAL-TITANSKIH ENDODONTSKIH INSTRUMENATA	16
2. CILJ ISTRAŽIVANJA	22
2.1. CILJEVI ZNANSTVENOG ISTRAŽIVANJA	22
2.2. HIPOTEZA ZNANSTVENOG ISTRAŽIVANJA	22
3. MATERIJAL I METODE	23
3.1. MATERIJAL	23
3.1.1. PRIPREMA ZUBA	23
3.1.2. UREĐAJ ZA MJERENJE VERTIKALNE SILE I OKRETNOG MOMENTA	24
3.1.3. ENDODONTSKI INSTRUMENTI	26
3.1.3.1. ProTaper strojni i ručni NiTi instrumenti	26
3.1.3.2. ProFile strojni NiTi instrumenti	27
3.1.3.3. Ručni čelični instrumenti	27
3.1.3.4. Endo-Eze instrumenti	28
3.2. METODE	28
3.2.1. TEHNIKE PREPARACIJE KORIJENSKOG KANALA	28
3.2.1.1. Grupa A – strojna ProTaper tehnika	28
3.2.1.1.1. Instrumentacijski slijed strojne ProTaper instrumentacije do veličine 25:	29
3.2.1.2. Grupa B – ručna ProTaper NiTi tehnika	29
3.2.1.2.1. Instrumentacijski slijed ProTaper ručne tehnike do veličine 25:	29
3.2.1.3. Grupa C – ProFile strojna NiTi tehnika	30
3.2.1.3.1. Instrumentacijski slijed ProFile strojni NiTi tehnike do veličine 25: ..	30
3.2.1.4. Grupa D – Step-back ručna tehnika	30
3.2.1.4.1. Instrumentacijski slijed Step-back tehnika ručnim čeličnim instrumentima do veličine 25:	31
3.2.1.5. Grupa E – Endo-Eze tehnika	32
3.2.1.5.1. Instrumentacijski slijed Endo-Eze tehnika ručnim i strojnim čeličnim instrumentima do veličine 25:	32
3.2.2. MIKROSKOPIRANJE	32
3.3. STATISTIČKA OBRADA PODATAKA	33

4. REZULTATI	34
4.1. ANALIZA VERTIKALNE SILA	34
4.1.1. VERTIKALNA SILA KOD STROJNIH PROTAPER INSTRUMENATA.....	34
4.1.2. VERTIKALNA SILA KOD RUČNIH PROTAPER INSTRUMENATA.....	35
4.1.3. VERTIKALNA SILA KOD PROFILE INSTRUMENATA.....	35
4.1.4. VERTIKALNA SILA KOD RUČNIH, ČELIČNIH INSTRUMENATA.....	36
4.1.4. VERTIKALNA SILA KOD ENDO-EZE INSTRUMENATA	36
4.2. ANALIZA OKRETNOG MOMENTA	37
4.2.1. OKRETNI MOMENT KOD STROJNIH PROTAPER INSTRUMENATA.....	37
4.2.2. OKRETNI MOMENT KOD RUČNIH PROTAPER INSTRUMENATA	38
4.2.3. OKRETNI MOMENT KOD PROFILE INSTRUMENATA	39
4.2.4. OKRETNI MOMENT KOD RUČNIH, ČELIČNIH INSTRUMENATA	40
4.2.5. OKRETNI MOMENT KOD ENDO-EZE INSTRUMENATA	40
4.3. ANALIZA VREMENA	41
4.3.1. VRIJEME INSTRUMENTACIJE STROJNIH PROTAPER INSTRUMENATA.....	41
4.3.2. VRIJEME INSTRUMENTACIJE RUČNIH PROTAPER INSTRUMENATA.....	41
4.3.3. VRIJEME INSTRUMENTACIJE PROFILE INSTRUMENATA	42
4.3.4. VRIJEME INSTRUMENTACIJE KOD INSTRUMENATA STEP-BACK TEHNIKE	42
4.3.5. VRIJEME INSTRUMENTACIJE ENDO-EZE INSTRUMENATA.....	44
4.4. USPOREDBA VERTKALNE SILE IZMEĐU INSTRUMENTACIJSKIH TEHNIKA.....	45
4.4.1. USPOREDBA VERTIKALNE SILE PROFILE INSTRUMENATA U ODNOSU NA STROJNE PROTAPER INSTRUMENTE	45
4.4.1.1. Između ProFile OS2,OS3, 20/0.06, 25/0.06 i strojnh ProTaper SX i S1 instrumenata	45
4.4.1.2. Usporedba instrumenta 20/0.04, 25/0.04 i ProTaper instrumenata S1 ^(rd) , S2 ^(rd) , F1 ^(rd) i F2 ^(rd)	45
4.4.2. USPOREDBA VERTIKALNE SILE IZMEĐU STROJNIH I RUČNIH.....	45
4.4.2.1. Testiranje razlike vertikalne sile tijekom obrade na 14 mm	45
4.4.2.2. Testiranje razlike vertikalne sile tijekom obrade na radnoj duljini – 21 mm....	46
4.4.3. USPOREDBA VERTIKALNE SILE TIJEKOM INSTRUMENTACIJE S RUČNIM INSTRUMENTIMA IZ ENDO-EZE I "STEP -BACK" TEHNIKE.....	46
4.4.3.1. Testiranje razlike tlačne sile tijekom obrade apeksne trećine kanala na radnoj duljini – 21 mm.....	46
4.5. USPOREDBA OKRETNOG MOMENTA IZMEĐU TEHNIKA INSTRUMENTACIJE	47
4.5.1. USPOREDBA OKRETNOG MOMENTA KOD PROFILE I STROJNIH PROTAPER INSTRUMENATA	47
4.5.1.1. Testiranje razlike okretnog momenta tijekom obrade cervikalne i središnje trećine korijenskog kanala između ProFile OS2,OS3, 20/0.06, 25/0.06 i ProTaper SX i S1	47
4.5.1.2. Testiranje razlike okretnog momenta tijekom obrade na radnoj duljini – 21 mm.....	47
4.5.2. USPOREDBA OKRETNOG MOMENTA IZMEĐU STROJNIH I RUČNIH PROTAPER INSTRUMENATA	47
4.5.2.1. Testiranje razlike okretnog momenta tijekom obrade na 14 mm.....	47
4.5.2.2. Testiranje razlike okretnog momenta tijekom obrade na radnoj duljini – 21 mm.....	48
4.5.3. USPOREDBA OKRETNOG MOMENTA IZMEĐU RUČNIH ENDO-EZE INSTRUMENATA I INSTRUMENATA STEP -BACK TEHNIKE	48

4.5.3.1. Testiranje razlike okretnog momenta tijekom obrade na radnoj duljini – 21 mm.....	48
4.6. USPOREDBA VREMENA POTREBNOG ZA INSTRUMENTACIJU KOD INSTRUMENTACIJSKIH TEHNIKA	49
4.6.1. TESTIRANJE RAZLIKE U VREMENU INSTRUMENTACIJE IZMEĐU PROFILE I STROJNIH PROTAPER INSTRUMENATA	49
4.6.1.1. Tijekom obrade cervikalne i središnje trećine korijenskog kanala između ProFile OS2, OS3, 20/0.06, 25/0.06 i ProTaper SX i S1 instrumenata.	49
4.6.1.2. Tijekom obrade apeksne trećine kanala na radnoj duljini između instrumenta 20/0.04, 25/0.04 i strojnih ProTaper instrumentima S1 ^(rd) , S2 ^(rd) , F1 ^(rd) , i F2 ^(rd)	49
4.6.2. USPOREDBA VREMENA INSTRUMENTACIJE IZMEĐU STROJNIH I RUČNIH PROTAPER INSTRUMENATA	50
4.6.2.1. Testiranje razlike vremena instrumentacije tijekom obrade na 14 mm	50
4.6.2.2. Testiranje razlike u vremenu tijekom obrade na radnoj duljini	50
4.6.3. USPOREDBA VREMENA POTREBNOG ZA INSTRUMENTACIJU KOD RUČNIH INSTRUMENATA IZ ENDO-EZE I "STEP BACK" TEHNIKE	50
4.7. ANALIZA UTJECAJA VERTIKALNE SILE I OKRETNOG MOMENTA NA POJAVU VERTIKALNE FRAKTURE KORIJENA.....	51
5. RASPRAVA	51
5.1. ANALIZA VERTIKALNE SILE, OKRETNOG MOMENTA I VREMENA INSTRUMENTACIJE	52
5.1.1. ANALIZA VERTIKALNE SILE, OKRETNOG MOMENTA I VREMENA INSTRUMENTACIJE KOD STROJNIH PROTAPER INSTRUMENATA	52
5.1.2. VERTIKALNA SILA, OKRETNI MOMENT I VRIJEME KOD RUČNIH PROTAPER INSTRUMENATA	54
5.1.3. VERTIKALNA SILA, OKRETNI MOMENT I VRIJEME KOD PROFILE INSTRUMENATA	57
5.1.4. VERTIKALNA SILA, OKRETNI MOMENT I VRIJEME KOD STEP-BACK TEHNIKE	59
5.1.5. VERTIKALNA SILA, OKRETNI MOMENT I VRIJEME KOD ENDO-EZE INSTRUMENATA	61
5.2. USPOREDBA INSTRUMENTACIJSKIH TEHNIKA	62
5.2.1. USPOREDBA STROJNIH I RUČNIH PROTAPER INSTRUMENATA	62
5.2.2. USPOREDBA PROFILE I STROJNE PROTAPER TEHNIKE	62
5.2.3. USPOREDBA RUČNIH INSTRUMENATA KOD ENDO-EZE I STEP-BACK TEHNIKE	63
6. ZAKLJUČCI	64
7. LITERATURA	66
ŽIVOTOPIS
PRILOZI

SAŽETAK

Cilj istraživanja: Cilj istraživanja bio je mjeriti i analizirati vertikalnu silu i okretni moment tijekom kemomehantičke obrade korijenskog kanala kod ručne i strojne ProTaper, ProFile, step-back i Endo-Eze tehnike do promjera otvora 0,25mm, te analizirati utjecaj dobivenog opterećenja na nastanak vertikalne frakture korijena (VFK). Analizirano je i vrijeme instrumentacije.

Materijal i metode: Istraživanje je provedeno na 100 izvađenih jednokorijenskih ljudskih zubi s ravnim kanalom. Podijeljeni su u 5 grupa, 20 u svakoj. Mjerenje verikalne sile, okretnog momenta i vremena instrumentacije učinjeno je uređajem koji je konstruiran za potrebe ovog rada. Rezultati su izraženi kao medijan, maksimalna i minimalna vrijednost, a statistička značajnost između pojedinih instrumenata i grupa testirana je Mann-Whitney U–testom za $P < 0,05$.

Rezultati: Maksimalne vrijednosti sile i momenta instrumenata bile su kod: strojnih ProTaper 4,92 N i 13,14 Nmm; ručnih ProTaper 6,94 N i 12,03 Nmm; ProFile 5,13 N i 15,43 Nmm; step-back 4,45 i 2,62 Nmm; Endo-Eze 4,24 N i 1,52 Nmm. Navedene maksimalne sile nisu izazvale nastanak VFK. Maksimalna vrijednost vremena instrumentacije iznosila je kod: strojnih ProTaper 4,54 min; ručnih ProTaper 8,01 min; ProFile 6,05 min; step-back 13,85 min; Endo-Eze 8,01 min.

Zaključci: Vrijednosti vertikalne sile i okretnog momenta tijekom kemomehantičke obrade korijenskog kanala, strojnom i ručnom ProTaper, ProFile, step-back i Endo-Eze tehnikom do promjera 0,25 mm na apeksu, nisu izazvale nastanak vertikalne frakture korijena.

Sila i moment ovise o povećanju kontaktne površine instrumenta i dentina, instrumentacijskoj tehnici i pokretima instrumenta. Vrijeme instrumentacije kraće je kod strojnih instrumenata.

KLJUČNE RIJEČI:

Analiza zubnog naprezanja; biomehanika; frakture zuba; okretni moment; preparacija korijenskog kanala, instrumentacija; zubni korijen

SUMMARY

Objectives: The purpose was to measure and analyze the vertical force and torque developed in the root canal systems during mechanical preparation using rotary and hand ProTaper, ProFile, step-back and Endo-Eze instrumentation technique. The influence of the vertical force and torque to originate vertical root fractures was also analysed. Preparation time was also measured and analysed.

Material and Methods: One hundred extracted human teeth with straight canals were divided in five groups, twenty in each. The root canals are prepared using different hand and rotary instruments. Measurements of the force and torque were done by a device constructed for this purpose. Differences between the groups were statistically analyzed by Mann-Whitney U-test with the significance level set to $P < 0.05$.

Results: The maximal values of vertical force and torque was for: rotary ProTaper 4,92 N and 13,14 Nmm; hand ProTaper 6,94 N and 12,03 Nmm; ProFile 5,13 N and 15,43 Nmm; step-back 4,45 and 2,62 Nmm; Endo-Eze 4,24 N and 1,52 Nmm.

Vertical root fractures was not observe. The maximal values of instrumentation time was for: ProTaper 4,54 min; hand ProTaper 8,01 min; ProFile 6,05 min; step-back 13,85 min; Endo-Eze 8,01 min.

Conclusion: During instrumentation no vertical root fractured were observe in any of the instrumentation techniques. Values of vertical force and torque vary depending of the instrumentation technique and the size of the contact area between the tooth and the instrument. The time for instrumentation was lower in rotary instrumentation techniques.

KEY WORDS: Biomechanics; Dental Stress Analysis; Root Canal Preparation, instrumentation; Tooth Fractures

1. UVOD I PREGLED PODRUČJA ISTRAŽIVANJA

1.1. VERTIKALNA FRAKTURA KORIJENA

Vertikalna fraktura korijena (VFK) opisana je kao longitudinalno orijentirana fraktura korijena koja se proteže od korijenskog kanala pa do okolnog parodontnog tkiva (1). Zahvaća dio korijena – djelomična VFK ili se pak proteže od vrška korijena do zubnog vrata – potpuna VFK (2) (slike 1, 2 i 3).

Slika 1. Zub s djelomičnom vertikalnom frakturom korijena. Vertikalna fraktura ne zahvaća mezijalnu stijenu korijena.

Slika 2. Zub s djelomičnom vertikalnom frakturom korijena. Vertikalna fraktura se uočava na distalnoj stijenci korijena.

Slika 3. Zub s djelomičnom vertikalnom frakturom korijena. Bojenjem metilenskim plavilom vertikalna fraktura je vidljivija i zahvaća cervikalnu i središnju trećinu korijena.

Pretpostavlja se da fraktura najvjerojatnije započinje na unutarnjoj, dentinskoj stijenci korijena i širi se prema vanjskoj, cementnoj površini korijena (3). Uočena je kod endodontski liječenih zubi, ali i kod vitalnih zuba. Obuhvaća 2-5% svih fraktura krune i korijena, a javlja se u najmanje 3,69% endodontski liječenih zuba kod pacijenata starijih od 40 godina (4, 5, 6, 7). Najčešće se javlja između 45 i 60 godina starosti (8) odnosno kod zuba koji nisu endodontski liječeni najčešće na prvom molaru između 40 i 69 godina, a pojavnost je dva puta veća kod muškaraca u odnosu na žene (9). Chin-Jyh zaključuje da su tzv. "fatigue root fracture", odnosno frakture nastale uslijed zamora, rezultat pretjeranog ponavljajućeg i čvrstog žvačnog pritiska koji djeluje na zub (10). Tri studije pokazale su da se na izvađenim zubima, a koji su bili endodontski liječeni, vertikalna fraktura korijena javila u 10,9% (5),

12,9% (11) pa čak 20 % (12) slučajeva. U 4,3% slučajeva uzrok je neuspjeha endodontske terapije (11).

Potpuna ili nepotpuna VFK u kliničkom radu predstavlja veliki problem poradi otežane dijagnostike u ranom stadiju nastanka, a u većini slučajeva zubi zahvaćeni VFK moraju se izvaditi.

1.1.1. ETIOLOGIJA VERTIKALNE FRAKTURE KORIJENA

Vertikalna fraktura korijena koja nastaje kod endodontski liječenih zuba uzrokuje više čimbenika. Etiološki čimbenici VFK dijele se na *predisponirajuće* i *jatrogene čimbenike* (6).

1.1.1.1. Predisponirajući čimbenici

U predisponirajuće čimbenike ubrajamo:

- ❖ Gubitak zdravog zubnog tkiva
- ❖ Anatomiju korijena
- ❖ Gubitak vlage
- ❖ Ranije napuknuće u dentinu
- ❖ Gubitak okolne alveolarne kosti

Gubitak zdravog zubnog tkiva kao posljedica nastanka i širenja karijesne lezije ili traume zuba povećava rizik nastanka napuknuća u dentinu koji se može proširiti u frakturu. (13,14).

Anatomija korijena ima također značajno mjesto u povećanju rizika nastanka VFK (15). Podložniji su zubi koji su suženi u meziodistalnom smjeru i/ili imaju zavijen korijen, a naročito nakon što se ukloni dio zubnog tkiva za vrijeme instrumentacije korijenskog kanala ili kod preparacije za intrakanalni kolčić (16). U ove skupine ubrajamo maksilarni drugi pretkutnjak, meziobukalni korijen maksilarnog kutnjaka, mezijalni korijen mandibularnog kutnjaka, mandibularne pretkutnjake (17) i mandibularne sjekutiće (18).

Gubitak vlage kao posljedica starenja dentina ili kod avitalnih zuba je slijedeći čimbenik koji može povećati sklonost nastanka VFK. Hipotezu o gubitku vlage kod avitalnih zuba prvi put je spomenuo G.V. Black, a kasnije su je istraživali Helfer i sur. u radu u kojemu su pokazali da je količina vlage kod endodontski liječenih zubi oko 9% manja u odnosu na vitalne zube (19). Međutim, dva druga istraživanja pokazala su da ne postoji značajna razlika u količini vlage između avitalnih i vitalnih zubi (20,21).

Količina vlage u zubu smanjuje se tijekom starenja kao posljedica promjene normalnog dentina u transparentni (ili sklerotični) oblik. U prošlosti se smatralo da je za transparentnost zuba potrebna vitalna pulpa (22). U današnje se vrijeme smatra da endodontski liječeni zubi imaju istu ili veću vrijednost transparentnog dentina u odnosu na zube s vitalnom pulpom (22). Elastična svojstva transparentnog dentina ne pokazuju značajnu razliku u odnosu na normalni dentin. Međutim, normalni dentin se za razliku od transparentnog dentina plastično deformira prije pucanja. Otpor na lom je u transparentnom dentinu 20 % niži i ima karakteristiku naprezanja svojstvenu za krte materijale (23). Nadalje, vlačna čvrstoća pri kojoj dolazi do oštećenja je manja kod ostarjelog dentina u odnosu na mladi dentin (24). Prema tome, restorativni postupci kod osoba u starijoj životnoj dobi zahtijevaju modifikacije kako bi se nadoknadio smanjeni otpor na lom dentinskog tkiva.

Smanjeni otpor na lom kod transparentnog dentina objašnjava se, prema jednoj teoriji, smanjenom količinom vode u odnosu na normalni dentin. Druga teorija tumači da se kod transparentnog dentina (slika 4), uslijed nakupljanja minerala unutar tubulusa, smanjuje sklonost nastanka mikropukotina. U nedostatku tubulusa slobodnih za razvoj mikropukotina, kojima bi se kompenziralo djelovanje vanjske sile na dentin, smanjuje se otpornost na lom i posljedično dolazi do širenja glavne pukotine (22, 23).

Kao mogući čimbenici navode se još i *ranije napuknuće u dentinu* te *gubitak okolne alveolarne kosti* kao posljedica parodontne bolesti.

Slika 4. Shematski prikaz razlika u mehanizmu nastanka frakture kod normalnog dentina (A) i transparentnog dentina (B).
Preuzeto iz literature: Kishen A. Mechanism and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endodontic Topics* 2006;13:57-83

1.1.1.2. Iatrogeni čimbenici

Iatrogeni čimbenici koji mogu dovesti do VFK nastaju najčešće za vrijeme liječenja korijenskog kanala ili tijekom preparacije i ugradnje intrakanalnog kolčića (25).

1.1.1.2.1. Liječenje korijenskog kanala

Opsežnim širenjem korijenskog kanala stanjuje se dentinska stijenka kanala koja, naročito u zakrivljenim korijenskim kanalima koji su suženi u meziodistalnom smjeru ("opasna zona"), pogoduje nastanku vertikalne frakture korijena (26). Time se objašnjava česta pojavnost VFK na maksilarnom drugom pretkutnjaku, meziobukalnom korijenu maksilarnog kutnjaka, mezijalnom korijenu mandibularnog kutnjaka i mandibularnom pretkutnjaku.

Pomoću modela konačnih elemenata u kojem se promatralo tlačno naprezanje pokušao se objasniti mehanizam nastanka vertikalne frakture korijena. Ukoliko imamo model cilindričnog oblika kanala s jednakom debljinom dentina cirkumferentno, tlačno naprezanje javlja se cirkumferentno i smanjuje se od unutrašnje stijenke prema vanjskoj. Ukoliko se vanjska ili unutarnja dentinska stijenka modela mijenja u ovalan oblik ili se debljina stijenke smanjuje u jednom smjeru, raspodjela naprezanja više nije ujednačena. Smanjenjem radijusa zakrivljenosti na unutrašnjoj stijenci ili vanjskoj korijenskoj stijenci rezultira u povećanju tlačnog naprezanja na unutrašnjoj stijenci u smjeru u kojem je veći radijus krivine (27). Progresivnim smanjenjem aproksimalne dentinske stijenke, smanjuje se radijus krivine stijenke i povećava se koncentracije naprezanja u bukolingvalnom smjeru. Ujedno je predisponirajući faktor nastanka bukolingvalne frakture korijena (27) odnosno fraktura

započinje na mjestu najvećeg zakrivljenja stijenke korijenskog kanala i širi se prema vanjskom dijelu (28). Iako je poprečni oblik kanala važniji od debljine preostale količine dentina u raspodjeli naprezanja ipak moramo ukloniti samo minimalnu količinu dentina, naročito u proksimalnim područjima ili u dijelovima korijena gdje je dentin tanji (27).

Pretjerani pritisak za vrijeme punjenja korijenskog kanala može također uzrokovati nastanak vertikalne frakture korijena (29, 30). Tijekom punjenja korijenskog kanala najveća srednja vrijednost vertikalnog opterećenja javlja se kod tople vertikalne kondenzacije ($2,5 \pm 0,4$ kg) u odnosu na lateralnu kondenzacije ($1,1 \pm 0,3$ kg) (31). Thermafil pokazuje statistički značajno manje opterećenje ($0,92 \pm 0,34$ kg) u odnosu na Obturu ($2,59 \pm 0,62$ kg) i lateralnu kondenzaciju ($2,47 \pm 0,32$ kg) (32). Opterećenje tijekom punjenja korijenskog kanala koja dovode do VFK su od 1,5 kg (33), 15,2 kg (33) do 16,1 kg (32). Širenjem ulaza u korijenski kanal za vrijeme instrumentacije Gates–Glidden svrdlima nema utjecaj na opterećenje koje izaziva potiskivač ("spreader") kada se lateralno potiskuje gutaperka, nego samo utječe na dubinu do koje seže potiskivač (34).

Povećanjem koniciteta korijenskog kanala naprezanje korijena smanjuje se za vrijeme punjenja korijenskog kanala, ali ima tendenciju povećanja za vrijeme djelovanja sila žvakanja. Fraktura korijena koja je posljedica punjenja korijenskog kanala, započinje u apeksnoj trećini korijena, a ukoliko je posljedica okluzalne sile započinje u cervikalnoj trećini (35).

1.1.1.2.2. Preparacija i ugradnja intrakanalnog kolčića

Anatomija zuba, oblik i tvrdoća kolčića, smjer i veličina vanjske sile i količina preostale zubne strukture mogu također utjecati na prirodu pojave frakture zuba (36, 37, 38).

Da bi zubi bili otporni na frakturu i perforaciju, mora ostati 1 mm zubne strukture oko kolčića u svim smjerovima (38), stoga je važno poznavanje morfologije svakog pojedinog korijena prije preparacije i ugradnje kolčića. Tako npr. maksilarni prvi molar ima duboki konkavitet na furkacijskoj stijenci u 94 % meziobukalnih korijena, 31 % u distobukalnom

korijenu i 17 % u palatinalnom korijenu, a mandibularni prvi molar ima konkavitet na furkacijskoj stijenci kod svih mezijalnih korijenova i 99 % distalnih korijena (39). Maksilarni prvi premolar ima duboki mezijalni konkavitet i uski korijen s tankim slojem dentina (15). Ova anatomska ograničenja treba imati na umu kada se rekonstruira takav zub uporabom intrakanalnih kolčića.

Kolčić se treba ugraditi bez pritiska jer hidrostatski pritisak cementa također može dovesti do loma zuba. Cink fosfatni cement stvara veći hidrostatski protisak u odnosu na smolaste ili stakloionomerne cemente (40).

Zubi s većim promjerom nadogradnje imaju smanjen otpor na lom u odnosu na zube s manjim promjerom nadogradnje (41) pa će i na takvim zubima biti češća pojavnost loma korijena. Nadalje, rekonstrukcija zubne krune metalnom intrakanalnom nadogradnjom i krunicom pokazuju značajno veću sklonost nastanku vertikalne frakture korijena u odnosu na zube koji su nadomješteni staklenim kolčićem i kompozitnom nadogradnjom (42). Pretpostavlja se da je to zbog veće čvrstoće metalne nadogradnje i krunice. Između metalne nadogradnje i karbonskih kolčića nije uočena značajna razlika u otpornosti zuba na VFK (43) poradi boljih biomehaničkih svojstava karbonskih kolčića u odnosu na metalne (44). Naime, karbonski kolčići imaju modul elastičnosti koji je veoma sličan dentinu. Modelom konačnih elemenata ukazano je da je bolja prilagodba kod materijala kojima je modul elastičnosti sličan dentinu (45). Studije su pokazale da: a) vezani ("bonded") kolčić i s paralelnim stijenkama stvara manje opterećenje u odnosu na konični, "non-bonded" kolčić, b) dentinsko opterećenje se smanjuje s povećanjem promjera i modula elastičnosti "bonded" kolčića, c) smanjenje duljine kolčića povećava dentinsko opterećenje i prebacuje maksimalno opterećenje apikalnije od kolčića (22).

Ranija biomehanička istraživanja su usredotočena uglavnom na ugradnju intrakanalnih kolčića i rekonstrukciju zubne krune na jednokorijenskim zubima. Međutim, biomehanički

odgovor stražnjih zuba je drukčiji od frontalnih zubi, tako da čimbenici kao što su idealna duljina kolčića, promjer kolčića i drugi promatrani čimbenici na frontalnim zubima možda nisu adekvatni za stražnje zube.

1.1.1.2.3. Neadekvatan izbor zuba kao nosača mosta

Vertikalna fraktura korijena uočena je i na zubima koji su nosači mosta čak u 70 % slučajeva (46). Nastaju kao posljedica neusklađenih okluzijsko-artikulacijskih odnosa ili nepovoljnog odnosa kruna/korijen (47).

1.1.2. DIJAGNOZA VERTIKALNE FRAKTURE KORIJENA

1.1.2.1. Klinički znakovi i klinička dijagnoza vertikalne frakture korijena

Klinički znakovi vertikalne frakture razvijaju se sporo i uočavaju se najčešće između 39 (48) i 52,5 mjeseci (49) nakon punjenja korijenskog kanala s rasponom od 3 dana pa do 14 godina. U većini slučajeva na vertikalnu frakturu ukazuje postojanje kombinacija znakova (simptoma) kao što su bol na zagriz, lokalizirani otok, pokretljivost zuba, lokalizirani paradontni džep duž jedne površine korijena, sinus trakt (fistula), apsces, ili osjetljivost na palpaciju i perkusiju (6). Javlja se i škripanje koje je slično kreptacijama kod poremećaja temporomandibularnog zgloba. Svi navedeni simptomi nisu specifični za VFK i javljaju se kod bolesti marginalnog ili apeksnog paradonta.

1.1.2.1.1. Nespecifični znaci vertikalne frakture korijena

U nespecifične simptome ubrajamo:

- ❖ Koštani defekt
- ❖ Sinus trakt
- ❖ Umjerenu bol
- ❖ Apsces

Iako je nalaz koštanog defekta tipičan za bolest parodonta, a "sinus trakt" za neuspješno endodontsko liječenje, imaju značajnu dijagnostičku vrijednost u postavljanju ispravne dijagnoze VFK.

Koštani defekt se najčešće javlja s bukalne strane. U početnoj fazi je uzak i teško ga je locirati i sondirati. Sondira se tek u kasnijoj fazi kada se gubitak kosti proširi apeksno, lateralno i prema zubnom vratu. Uočen je u 64% (50) i 93 % slučajeva kod zuba s vertikalnom frakturom korijena (48). Diferencijalno-dijagnostički od parodontne bolesti razlikuje se po tome što je lokaliziran na jednom zubu (slike 5, 6, 7), a kod parodontne bolesti većinom se sondira na više mjesta i na više zuba.

Slika 5. Radiološka slika prvog donjeg kutnjaka. Uočava se lokalizirani gubitak kosti u apeksnoj, središnjoj i cervikalnoj trećini mezijalnog korijena prvog donjeg kutnjaka.

Slika 6. Radiološka snimka prvog donjeg pretkutnjaka. Koštani defekt zahvaća i područje bifurkacije.

Slika 7. Izvađeni fragmenti vertikalnom frakturom zahvaćenog distalnog korijena prvog donjeg kutnjaka.

U kliničkoj praksi je veoma važno da kliničari prepoznaju razliku između resorpcije kosti kod VFK i koštanog gubitka kod bolesti marginalnog parodonta odnosno parodontne bolesti.

Sinus trakt (fistula) javlja se u 13 - 42 % slučajeva zuba s vertikalnom frakturom korijena (2, 25). Tipična lokalizacija sinus trakta kod VFK je u području marginalne gingive (slika 8), za razliku od neuspješne endodontske terapije kada se nalazi apikalnije, u projekciji vrška korijena.

Slika 8. Fistula marginalnog parodonta na donjem prvom kutnjaku s bukalne strane. Na zubu je prije dvije godine provedena endodontska terapija.

Nalaz dva sinus trakta s bukalne i oralne strane zuba smatra se gotovo patognomoničnim znakom VFK (51).

U više od polovice pacijenata (41 - 66 % slučajeva) s VFK javlja se umjerena bol i to za vrijeme pritiska tijekom žvakanja, a absces se javlja kao posljedica akutne exacerbacija kronične lezije i to prosječno u 35 % slučajeva (52).

1.1.2.1.2. Specifični znaci vertikalne frakture korijena

Specifični simptomi VFK, kao što su gubitak koštane stijenke alveole i vizualizacija fraktorne pukotine, uočavaju se samo nakon kirurškog odizanja oralne sluznice (1, 48, 53). Stoga je jedini stvarni dijagnostički postupak utvrđivanja vertikalne frakture korijena odizanje mukoperiostalnog režnja i prikazivanja kosti uokolo korijena. Nastali koštani defekt je u obliku dehiscijencije ili fenestracije koja se proteže od površine korijena prema korteksu kosti (slike 9 A, B).

Slika 9. Vertikalna fraktura korijena na gornjem očnjaku. Zub je prije 3 godine endodontski liječen, a prije godinu dana je napravljena apikotomija. Odizanjem režnja uočena je dehiscijencija vestibularne koštane stijenke alveole. Nakon uklanjanja upalnog tkiva vidljiva je fraktura na mezijalnoj stijenci u apeksnoj trećini (A). Bojanje metilenskim plavilom potvrđuje vertikalnu frakturu korijena koja se proteže od prijelaza palatinalne u mezijalnu stijenk u središnjoj trećini i završava na mezijalnoj stijenci u apeksnoj trećini (B).

Nakon uklanjanja upalnog tkiva, fraktura se obično može vidjeti golim okom ili mikroskopom. Ukoliko je ne vidimo, tada ona može biti sakrivena ili je veoma mala i nerazvijena. U tom slučaju pomoći će nam dijagnostički postupci transiluminacije odnosno propuštanje svjetla u horizontalnom smjeru u području gingivalnog sulkusa. Ukoliko postoji napuklina svjetlo će se deflektirati čime će se reducirati transmisija kroz zub .

Slijedeći postupak je bojanja npr. s metilenskim plavilom. Kod ovih testova tamna linija ukazuje na vertikalnu frakturu (53) (slika 10).

Slika 10. Nakon bojanja metilenskim plavilom tamna linija otkriva frakturu na dnu krune zuba.

Ukoliko se na navedene načine ne može potvrditi VFK, jedan od dijagnostičkih postupaka je i uklanjanje vrška korijena (apikoektomija) te promatranje uklonjenog dijela pod mikroskopom.

1.1.2.2. Radiološki znaci i radiološka dijagnoza vertikalne frakture korijena

Radiološka analiza promjene uglavnom nije specifična za vertikalnu frakturu budući da resorptivni procesi periapeksa oponašaju ostala patološka stanja, npr. lezija može

podsjecati na neadekvatnu endodontsku terapiju s apikalnim prosvjetljenjem u obliku viseće kapljice "hanging drop" (slika 11).

Slika 11. Radiološka snimka prvog donjeg pretkutnjaka podsjeća na neuspješnu endodontsku terapiju s apikalnim prosvjetljenjem u obliku viseće kapljice.

Sigurniji znak koji može upućivati na vertikalnu frakturu korijena je prisutna resorpcija kosti koja se proteže od vrška korijena duž lateralne površine i često uključuje angularnu resorpciju na vratu zuba (18) što je prikazano na slici 12.

Slika 12. Radiološka snimka drugog donjeg kutnjaka prikazuje resorpcija kosti duž lateralne površine korijena i angularnu resorpciju na vratu zuba.

Frakturna linija se na dentalnom radiogramu uočava u približno jednoj trećini slučajeva: od 23% (54) do 35,7% slučajeva (55) i prepoznaje se samo kada je orijentirana paralelno sa snopom X – zraka ili pri otklonu kuta od $\pm 4\%$ (55). Samo rijetko se može uočiti odvajanje frakturiranih segmenata (slike 13 i 14).

Slika 13. Radiološka snimka donjih sjekutića prikazuje odvojene

Slika 14. Radiološka snimka prikazuje opsežnu resorpciju kosti u području drugog donjeg kutnjaka sa separacijom odvojenih dijelova distalnog korijena.

Očitavanje eventualnih promjena lakše se vidi kompjuteriziranom tomografijom – CT nego konvencionalnom radiografijom (54, 56, 57), dok između digitalnog snimka periapiksa i konvencionalne snimke nema značajne razlike u otkrivanju vertikalne frakture korijena (58).

1.1.3. TERAPIJA VERTIKALNE FRAKTURE KORIJENA

U literaturi su opisani slučajevi zbrinjavanja djelomične i potpune VFK. Kod djelomične frakture korijena, frakturna pukotina je cementirana staklo ionomernim cementom. U periodu od 2-11 mjeseci izgubljeno je pet od šest zuba (59). Potpuna fraktura gornjeg očnjaka zbrinuta je cementiranjem pukotina adhezivnom smolom. Nakon 6 mjeseci zub je bio asimptomatski, a radiološki nalaz pokazao je okoštavanje (60). Stav struke je da je prognoza zuba s VFK loša. Poradi destrukcije potpornog tkiva zuba nasuprot frakture korijena, kao rezultat stalnog otpuštanja iritansa u taj prostor uključujući i bakterijske elemente, VFK iziskuje vađenje jednokorijenskih zuba. Jedino se tada može spriječiti daljnje širenje infekcije. Kod višekorijenskih zuba može se napraviti hemisekcija (slike 15 i 16) ili amputacija zahvaćenog korijena (1).

Slika 15. Gubitak kosti duž mezijalnog korijena na drugom mandibularnom kutnjaku može ukazivati na vertikalnu frakturu korijena. Dijagnoza je potvrđena prikazivanjem frakturane pukotine nakon uklanjanja ispuna.

Slika 16. Terapija višekorijenskog zuba s vertikalnom frakturom korijena. Na zubu je napravljena separacija korijenova, a zatim je mezijalni korijen izvađen.

1.2. OSOBITOSTI ENDODONTSKIH INSTRUMENATA

U današnje vrijeme su na tržištu brojni ručni i strojni nikal titanski (NiTi) i čelični endodontski instrumenti (61). NiTi instrumenti izrađeni su od nikal titanske legure koju karakterizira super elastičnost odnosno sposobnost vraćanja u prvobitni položaj, nakon djelovanja sile, bez da se pri tome trajno deformira (62, 63, 64, 65). Stoga su nikal titanski instrumenti pogodniji za instrumentaciju zakrivljenih korijenskih kanala u odnosu na čelične instrumente (66, 67) i postali su neizostavan dio današnjeg endodontskog instrumentarija. Oblikovanje kanala je otežano naročito u zakrivljenim korijenskim kanalima ili u onima ovalnog oblika na poprečnom presjeku. Rezultati ranijih istraživanja ukazuju da se niti jednom instrumentacijskom tehnikom bilo ručnom ili strojnom, ne može u potpunosti očistiti korijenski kanal (68, 69, 70, 71, 72). NiTi instrumenti imaju radi superelastičnosti ograničeno područje rezne aktivnosti. Oni se ne mogu u ovalnim kanalima utisnuti u dio s manjim promjerom krivine tako da taj dio korijenskog kanala uglavnom ostane neinstrumentiran. Stoga, Barbizam i sur. preporučuju ručnu "crown-down" tehniku instrumentacije, za obradu korijenskih kanala koji su suženi u meziodistalnom smjeru (73). Autori smatraju da se čelični ručni instrumenti radi veće čvrstoće mogu potiskivati u područje manjeg promjera. Pri tome se mora paziti da se ne uklanja veća količina dentinske stijenke zbog mogućnosti nastanka perforacije stijenke kanala (73). Međutim, kada imamo zakrivljene korijenske kanale, tada čelični instrumenti poradi čvrstoće teže savladavaju krivinu i češća je mogućnost nastanka pogreške. Zato se preporučuje obilno ispiranje korijenskog kanala različitim tekućinama koje

pomažu u uklanjanju organskog i anorganskog sadržaja iz korijenskog kanala te korištenje različitih tehnika instrumentacije.

Strojne tehnike instrumentacije imaju brojne prednosti u usporedbi s ručnim tehnikama instrumentacije. Strojnim tehnikama se manje materijala iz korijenskog kanala potisne u periapikalno područje (74). Tijekom strojnih instrumentacijskih tehnika rjeđe nastaju pogreške koje mogu utjecati na uspješnost endodontske terapije (75, 76), npr. strojni Hero 642 instrumenti dovode do manje transportacije kanala, naročito u središnjoj i cervikalnoj trećini, u odnosu na ručne čelične K-instrumente (77) i bolje prate izvorni oblik kanala (77, 78). FlexMaster instrument oblikuje zakrivljene kanale bez smanjenja radne duljine i s minimalnom transportacijom u odnosu na ručni K-Flexofiles (79, 80), a K3 instrumenti stvaraju manju transportaciju u odnosu na ručni čelični K-Flexofiles instrument (81, 82). ProFile i ProTaper instrumenti iako su različite konstrukcije pokazuju slične rezultate s minimalnom transportacijom i gubitkom radne duljine (83).

Instrumentacija korijenskog kanala strojnim NiTi instrumentima je brža u odnosu na ručne (84), a pojava pogrešaka kao što su "strip" perforacija, transportacija kanala i lom instrumenta su češće kod ručnih instrumenata (85, 86). Veliki značaj u smanjenju loma pripisuje se mehanizmu kontrole okretnog momenta (87, 88, 89). Povećanje sigurnosti rada i veća otpornost na lom instrumenta pri uvijanju, skraćenje vremena instrumentacije, minimalna transportacija foramena glavne su prednosti NiTi instrumenata. One proizlaze iz specifičnog oblika instrumenta kao što je promjenjivi konicitet, nerezuci vršak i radijalne stijenke (90, 91). Rezultati *ex vivo* istraživanja ukazali su da NiTi instrumenti prate izvorni oblik zakrivljenih korijenskih kanala i sigurniji su za njihovu instrumentaciju (92).

Brojne studije istraživale su utjecaj različitih čimbenika na engl. "fatigue life", odnosno na zamor instrumenata. Uslijed zamora instrumenata povećava se mogućnost njihove deformacije i loma. Sterilizacija ne utječe značajno na mehanička svojstva NiTi instrumenata,

ali povećava otpornost NiTi ProFile instrumenata na zamor materijala (93) Kada su NiTi instrumenti sterilizirani na temperaturi od 430° C i 440° C pokazuju najviši stupanj rezistencije na zamor materijala (94).

Iskustvo operatera, odnosno stomatologa, u radu s rotirajućim instrumentima je važan čimbenik u smanjenju pojavnosti deformacije i loma (95, 96). Oštećenje instrumenta najčešće se povezuje s vertikalnom silom i okretnim momentom koji se javljaju za vrijeme instrumentacije korijenskog kanala (97, 98).

Sattapan i sur. (99) su objasnili dva mehanizma nastanka loma NiTi instrumenta: torzionalna i fleksuralna fraktura. Torzionalna fraktura (engl. "torsional fracture") nastaje kada se apikalni dio rotirajućeg instrumenta utiskuje apikalno u uskom kanalu. Povećava se trenje pa je potreban veći okretni moment za rotaciju instrumenta te je vrh instrumenta izložen visokom momentu (100). Ova pojava opisana je kao "taper lock" odnosno uglavljivanje instrumenta u dentinsku stijenu. Povezana je češće s instrumentima koji imaju sličan konicitet, a različit promjer na vršku, nego s instrumentima promjenjivog koniciteta npr. ProTaper instrumenti (96). "Fatigue life" instrumenata većeg promjera reducira se kada se instrument rabi pokretima četkanja (101).

Torzionalno opetećenje i vertikalno usmjerena sila se reduciraju ukoliko je u kanalu voda ili kelatorska otopina etilen diamin tetraoctene kiseline u tekućem obliku (102). Sila se smanjuje za 12-54% (102). Uporabom uređaja za kontrolu momenta mogućnost puknuća instrumenta se može smanjiti jer se vrijednost momenta može namjestiti na vrijednost koja je manja od vrijednosti pri kojoj dolazi do loma (103, 104). Fleksuralna fraktura je posljedica duže i ponavljajuće rotacije instrumenta u korijenskom kanalu (99). S povećanjem promjera vrška instrumenta proporcionalno se smanjuje broj rotacije instrumenta pri kojoj on puca (105). Puknuće instrumenta je složeni višezročni klinički problem na čiji nastanak ima veći utjecaj stomatolog i anatomija kanala nego sam instrument (106, 107, 108,109). Haikel i sur.

su ukazali da se s povećanjem promjera instrumenta skraćuje vrijeme rada u kojem će instrument puknuti (110). ProTaper instrumenti pucaju najčešće bez prethodno vidljive deformacije u 73,9% slučajeva, stoga nije moguće u kliničkom radu predvidjeti lom (111, 112). Fraktura instrumenta je najčešće rezultat torzionalnog naprezanja odnosno naprezanja kao posljedica uvijanja. Instrument će puknuti kada je torzionalno naprezanje veće od okretnog momenta instrumenta (113). NiTi instrumenti pokazuju otpornost na zamor kod veće vrijednosti vlačnog naprezanja od one koja se javlja u kliničkoj praksi (114). Osim toga oblik instrumenta kao i instrumentacijska tehnika također imaju značajan utjecaj na lom instrumenta, a povezane su s vertikalnom silom i okretnim momentom (96, 98, 115, 116, 117, 118).

1.2.1. VERTIKALNA SILA I OKRETNI MOMENT NIKAL-TITANSKIH ENDODONTSKIH INSTRUMENATA

Tijekom kemomehaničke obrade korijenskog kanala NiTi rotirajući instrumenti su izloženi djelovanju vertikalne sile i okretnog momenta. Povećanjem vertikalne sile povećava se i okretni moment (97). Kod strojnih NiTi instrumenata vertikalna sila i okretni moment su povezani s preoperativnim volumenom korijenskog kanala (97) te ovise o veličini dodirne površine između dentinske stijenke kanala i instrumenta (100, 117, 119). Veličina dodirne površine je različita, a ovisi o instrumentacijskom slijedu instrumenata (97), povećanju koniciteta instrumenta kao i povećanju promjera instrumenta na njegovom vršku (99).

Vrijednosti vertikalne sile i okretnog momenta povećavaju se proporcionalno s povećanjem dubine prodiranja svakog pojedinog instrumenta u korijenski kanal (98, 116).

Oblik instrumenta također utječe na vrijednosti okretnog momenta. Tako, npr. ProTaper instrumenti stvaraju niži okretni moment u odnosu na rotirajuće instrumente s U-oblikom instrumenta, radijalnim stijenkama i negativnim kutem rezanja (99).

Produženim korištenjem instrumenta u korijenskom kanalu (dulje od nekoliko sekundi) ili instrumentacijom više od 10 kanala povećava se vrijednost okretnog momenta bilo zbog zamora instrumenta ili povećanja dodirne površine (89, 113, 120).

Rezna učinkovitost instrumenta, koja se smanjuje s povećanjem ciklusa sterilizacije instrumenata, je slijedeći čimbenik koji također ima utjecaj na vertikalnu silu i okretni moment. Naime, kada se NiTi K-strugač sterilizira 5 ciklusa u autoklavu smanjuje se rezna učinkovitost za 16,1%, a 10 sterilizacijskih ciklusa smanjuje čak za 50,8% (121). Čišćenje ProFile instrumenata 10 ciklusa u 1%-tnoj otopini natrij-hipoklorita (NaOCl) kroz 15 ne utječe na smanjenje okretnog momenta pri kojem nastaje lom instrumenta, kao ni na broj rotacija koji će dovesti do loma (122).

Prisutnost podmazivača u korijenskom kanalu, čija je uloga omekšanje i uklanjanje sadržaja iz korijenskog kanala (123), mijenja vrijednosti sile i momenta, ali učinak ovisi o prisutnosti kelatora. Tekuća otopina kelatora etilen diamin tetraoctene kiseline (EDTA) učinkovitije je sredstvo u smanjenju okretnog momenta kod ProFile i ProTaper instrumenata u odnosu na kelator u obliku paste. Kelator u obliku paste npr. Glyde (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) povećava apikalno usmjerenu silu kod ProFile instrumenata (102).

Okretni moment pri kojem nastaje lom instrumenta veći je od onog tijekom instrumentacije. Ukoliko je tijekom instrumentacije vrijednost okretnog momenta jednaka ili veća od one pri kojoj dolazi do loma, instrument će puknuti (99). Stoga se radi povećanja sigurnosti tijekom rada, koristimo se uređajem kojim kontroliramo vrijednosti okretnog momenta (87, 124) prema napatku proizvođača za određene rotirajuće instrumente.

Postoji nekoliko istraživanja u kojima se pomoću posebno konstruiranog aparata mjerio okretni moment i vertikalna sila (97, 98, 100, 117, 119, 120) za vrijeme instrumentacije korijenskog kanala kod različitih tehnika instrumentacije. Osim toga izučavan je i okretni moment kod kojeg nastaje lom instrumenta. Zaključeno je da se tijekom

instrumentacije stvara značajno manja sila i okretni moment od onoga koji dovodi do loma instrumenta (Tablice 1 i 2). U tablici 1 prikazane su vrijednosti vertikalne sile dosadašnjih istraživanja dostupnih u literaturi, a u tablici 2 vrijednosti okretnog momenta.

Tablica 1. Prikaz srednjih vrijednosti vertikalne sile kod različitih tehnika instrumentacije objavljen u dostupnoj literaturi.

Instrument	Tehnika rada	Metoda	Materijal	Vertikalna sila srednja vrijednost (N)	Reference
ProFile 0.06 # 20-30	"crown-down"	Endographe	mandibularni sjekutići s ravnim kanalima	1.9 - 4 N	Blum et al 1999.b
ProFile 0.04 #20-30	"crown-down"	Endographe	mandibularni sjekutići s ravnim kanalima	2 - 3.9 N	Blum et al 1999.b
ProFile 0.06# 20-30	"step back"	Endographe	mandibularni sjekutići s ravnim kanalima	5.9 - 6 N	Blum et al 1999.b
ProFile 0.04 #15-30	"step back"	Endographe	mandibularni sjekutići s ravnim kanalima	4 - 10 N	Blum et al 1999.b
ProFile	"step back"	Endographe	mandibularni sjekutići s ravnim kanalima	4 - 6 N	Blum et al 1999.a
ProFile	"crown-down"	Endographe	mandibularni sjekutići s ravnim kanalima	2.9 - 4.2 N	Blum et al 1999.a
ProFile 0.04 # 20-60	"crown-down"	Torque platform	izvađeni zubi s ravnim i zakrivljenim kanalima	3.5 - 5.5 N	Peters &Barbakow 2002.
ProFile 0.04 # 20-60	"crown-down"	Torque platform	plastični blokovi s ravnim i zakrivljenim kanalima	4.9 - 7.3 N	Peters &Barbakow 2002.
ProTaper		Torque platform	maksimalni kutnjaci sa zakrivljenim kanalima	4,6-6,2 N	Peters et al 2003.b
ProFile		Measuring device	maksimalni i mandibularni sjekutići	1,28-2,01 N	da Silva FM 2005.
RaCe 720		Measuring device	maksimalni i mandibularni sjekutići	0,52-1,08 N	da Silva FM 2005.
RaCe 721		Measuring device	maksimalni i mandibularni sjekutići	0,82-1,4 N	da Silva FM 2005.

Tablica 2. Prikaz srednjih vrijednosti okretnog momenta tijekom različitih tehnika instrumentacije objavljen u dostupnoj literaturi.

Prikazane su i srednje vrijednosti kod kojih dolazi do loma instrumenta.

Instrument	Tehnika rada	Metoda	Materijal	Okretni moment srednja vrijednost (Nmm)	Reference
ProFile 0.06 # 20-30	"crown-down"	Endographe	mandibularni sjekutići s ravnim kanalima	0,1 - 0,2 Nmm	Blum et al 1999.b
ProFile 0.04 #20-30	"crown-down"	Endographe	mandibularni sjekutići s ravnim kanalima	0,07 - 0,2 Nmm	Blum et al 1999.b
ProFile 0.06# 20-30	"step back"	Endographe	mandibularni sjekutići s ravnim kanalima	0,06 - 0,15 Nmm	Blum et al 1999.b
ProFile 0.04 #15-30	"step back"	Endographe	mandibularni sjekutići s ravnim kanalima	0,1 - 0,3 Nmm	Blum et al 1999.b
ProFile	"step back"	Endographe	mandibularni sjekutići s ravnim kanalima	0,7 - 0,12 Nmm	Blum et al 1999.a
ProFile	"crown-down"	Endographe	mandibularni sjekutići s ravnim kanalima	0,18 - 0,2 Nmm	Blum et al 1999.a
ProFile 0.04 # 20-60		Torque platform	izvađeni zubi i plastični blokovi s ravnim i zakrivljenim kanalima	1 - 25 Nmm	Peters &Barbakow 2002.
ProFile 0.04 # 20-60	"crown-down"	Torque platform	izvađeni zubi i plastični blokovi s ravnim i zakrivljenim kanalima	3,66 - 32,3 Nmm lom instrumenta	Peters &Barbakow 2002.
K3 0.06	"crown-down" novi	digital torque meter memocouple	plastični blokovi sa zakrivljenim kanalima	7,68-18,07 Nmm lom instrumenta	Yared et al 2003
K3 0.06	"crown-down" rabljeni	digital torque meter memocouple	plastični blokovi sa zakrivljenim kanalima	6,78-15,80 Nmm lom instrumenta	Yared et al 2003

Instrument	Tehnika rada	Metoda	Materijal	Okretni moment srednja vrijednost (Nmm)	Reference
Strojni ProTaper	"crown-down"	Endographe	maksimalni i mandibularni središnji sjekutići s velikim kanalima	3,1-9,61 Nmm	Blum et al 2003
Strojni ProTaper	"crown-down"	Endographe	maksimalni i mandibularni središnji sjekutići s velikim kanalima	7,19 - 15,0 Nmm	Blum et al 2003
ProTaper		Torque platform	maksimalni kutnjaci sa zakrivljenim kanalima	8 - 22 Nmm	Peters et al 2003.b
ProFile	"crown-down" novi	digital torque meter memocouple	plastični blokovi sa zakrivljenim kanalima	7,061-16,274 Nmm lom instrumenta	Yared G 2004.
ProFile	"crown-down" rabljeni	digital torque meter memocouple	plastični blokovi sa zakrivljenim kanalima	6,500-14,925 Nmm lom instrumenta	Yared G 2004.
ProFile		Measuring device	maksimalni i mandibularni sjekutići	3,37 - 5,99 Nmm	da Silva FM 2005.
RaCe 720		Measuring device	maksimalni i mandibularni sjekutići	3,20 - 4,49 Nmm	da Silva FM 2005.
RaCe 721		Measuring device	maksimalni i mandibularni sjekutići	3,38 - 4,18 Nmm	da Silva FM 2005.

2. CILJ ISTRAŽIVANJA

Proučavanjem sile tijekom punjenja korijenskog kanala i posljedičnog naprezanja napravljen je veliki napredak u razumijevanja nastanka vertikalne frakture korijena za vrijeme punjenja korijenskog kanala. Međutim, u dostupnoj literaturi nije proučavan utjecaj sile i momenta na nastanak vertikalne frakture korijena za vrijeme instrumentacije korijenskog kanala.

2.1. CILJEVI ZNANSTVENOG ISTRAŽIVANJA

1. ispitati ulogu vertikalne sile i okretnog momenta (opterećenja) na nastanak vertikalne frakture korijena tijekom kemomehaničke obrade korijenskog kanala uporabom različitih ručnih i strojnih tehnika instrumentacije na izvađenim jednokorijenskim ljudskim zubima s ravnim korijenom,
2. ispitati vrijednosti opterećenja obzirom na različite instrumentacijske slijedove,
3. ispitati vrijednosti opterećenja obzirom na konstrukciju instrumenata - oblik radnog dijela s konstantnim i promjenjivim te tzv. povećanim konicitetom,
4. ispitati vrijednosti opterećenja (vertikalne sile i momenta) za svaki pojedini instrument kod različitih ručnih i strojnih tehnika instrumentacije,
5. izmjeriti prosječno vrijeme trajanja instrumentacije korijenskog kanala kod različitih ručnih i strojnih tehnika instrumentacije.

2.2. HIPOTEZA ZNANSTVENOG ISTRAŽIVANJA

Hipoteza istraživanja bila je da kemomehanička obrada (ručna i strojna) korijenskog kanala do promjera 0,25 mm na vršku korijena ne uzrokuje nastanak VFK pri silama i vrijednostima okretnog momenta koji se preporučuje u endodontskoj terapiji.

3. MATERIJAL I METODE

3.1. MATERIJAL

3.1.1. PRIPREMA ZUBA

Istraživanje je provedeno na 100 izvađenih ljudskih maksilarnih i mandibularnih sjekutića s jednim ravnim kanalom. Zubi koji su se koristiti u ovom istraživanju izvađeni su zbog bolesti marginalnog padodonta s III i IV stupnjem klimavosti zuba kada je indicirano vađenje zuba. Svi pacijenti su upoznati da će se izvađeni zubi rabiti za znanstveno ispitivanje te su potpisali "Suglasnost" za znanstveno ispitivanje (u prilogu). Zubi su se sakupljali u stomatološkim ambulanta Stomatološkog fakultetu u Zagrebu i Studija stomatologije u Rijeci. Površina zuba je nakon vađenje mehanički očišćena i zubi su pohranjeni u posude s otopinom 0,1 %- tnog timola do daljnje obrade.

Slučajnim odabirom podijeljeni su u pet skupina po dvadeset zuba u svakoj.

Da bi se mogli uglaviti u uređaju za mjerenje opterećenja (vertikalna sila/okretni moment) pripremili smo ih na slijedeći način:

1. sušenje zuba
2. uranjanje dijela zuba u području zubnog vrata u autoakrilat (Polirepars, Polident, Volčja Draga, Slovenija)
3. Preparacija pristupnog kaviteta: Po stvrdnjavanju autoakrilata na kruni zuba je izrađen, konvencionalnim načinom, koronarni pristup. Pristupni otvor izrađen je na palatinalnoj ili lingvalnoj stijenci zuba do 0,5 mm ispod caklinsko-dentinskog spojišta brzo-rotirajućom bušilicom (45 000 do 450 000 okretaja u minuti – o/min) uz vodeno hlađenje okruglim dijamentnim brusilom veličine 010 (Mani®, Inc.Nakaakutsu, Japan). Zatim smo tipični ovalni oblik kaviteta oblikovali dijamentnim brusilom cilindričnog oblika veličine 014 (Mani®, Inc.Nakaakutsu,

Japan). Okruglim čeličnim svrdlima (Mani®, Inc.Nakaakutsu, Japan) veličine 008 i 010 te sporo-rotirajućom bušilicom (zeleni kolječnik s 1 500 do 15 000 o/min) uklonili smo dentin pulpne komore do ulaza u korijenski kanal. Ulaz u korijenski kanal proširili smo Gates Glieden svrdlima #1, #2 and #3 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland).

4. Uspostavljanje prohodnosti kanala i određivanje radne duljine napravili smo ručnim endodontskim instrumentom K-proširivačem veličine #10 (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Switzerland). Instrument, na kojem je bio silikonski stoper je pažljivo umetnut u korijenski kanal, dok njegov vršak nije bio vidljiv na apeksu korijena. Ako je duljina zuba bila veća od 22 mm, koronarno je skraćena kruna zuba do 22 mm, a radna duljina definirana je 1 mm kraće od ukupne duljine uzorka odnosno maksimalno 21 mm.
5. Instrumentiranje korijenskog kanala ručnim instrumentom K – proširivačem veličine #15 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) (68, 80).
6. Pripremljeni zubi ostavljeni su u destiliranoj vodi do trenutka instrumentacije kako se ne bi presušili, što bi moglo utjecati na povećanje krtosti zuba.

3.1.2. UREĐAJ ZA MJERENJE VERIKALNE SILE I OKRETNOG MOMENTA

Budući da nije postojao niti jedan uređaj u koji bi se mogao postaviti izvađeni zub i kojim bi se moglo mjeriti opterećenje tijekom instrumentacije korijenskog kanala, u suradnji s Institutom građevinarstva i Građevinskim fakultetom u Zagrebu napravljen je posebno konstruiran uređaj koji smo rabili u ovom istraživanju (slike 17 i 18).

Uređaj ima platformu nosača zuba koja je preko vertikalna osovine uglavljena u membranski senzor s 8 elektrootpornih mjernih traka (1-LY11-10/120, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Njemačka) koji mjeri vertikalne sile. Platforma nosača zuba je preko spomenute vertikalne osovine istovremeno vezana na senzor torzije. Senzor torzije

sastoji se od čelične trake na kojoj su elektrootporne mjerne trake (1-LY11-10/120, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Njemačka) u punom (Wheatstone-ovom) mostu. Konstrukcija uređaja napravljena je na način da pomaci nosača zuba uzorka, koje uzrokuju vertikalne sile tijekom instrumentacije, ne utječu na senzor za mjerenje torzije i obrnuto. Zbog toga vertikalna osovinu slobodno prolazi i rotira u radijalnom ležaju, a uglavljena je u membranski senzor preko aksijalno-radijalnog ležaja. Takvom konstrukcijom se rotacije zuba tijekom instrumentacije ne prenose na membranski senzor za mjerenje vertikalne sile, a istovremeno je pomoću ležaja minimiziran eventualni gubitak vertikalne sile zbog trenja. Slično je omogućeno senzoru torzije koji prenosi rotacije platforme nosača zuba na puni most da se vertikalno giba bez trenja.

Slika 17. Uređaj za mjerenje vertikalne sile, okretnog momenta i vremena instrumentacije.

Slika 18. Shema uređaja za mjerenje vertikalne sile, okretnog momenta i vremena: A – platforma nosača zuba, B – vertikalna osovinu, C – membranski senzor, D – elektrootporne mjerne trake za mjerenje vertikalne sile, E – senzor torzije, F – elektrootporne mjerne trake za mjerenje okretnog momenta, G – radijalni ležaj, H – aksijalno-radijalni ležaj.

Prije početka rada kalibracija uređaja je provjeravana utezima od 100 i 200 g. Podaci za silu i moment u jedinici vremena registrirani su pomoću dvokanalnog virtualnog osciloskopa (ADC-216, Pico[®] Technology Limited, St Neots, UK) i prikazani grafički i tabelarno na zaslonu računala. Podaci, koji su izraženi u njutnima (N) za silu, njutnmilimetrima (Nmm) za okretni moment i sekundama (s) za vrijeme, prenijeti su u Microsoft[®] Excel program u kojem su obrađeni za prijenos u program statistike u kojem je napravljena statistička obrada. Podaci za vrijeme su preračunati su u minute. Osciloskop je bilježio podatke svakih 0,1 sekunde.

3.1.3. ENDODONTSKI INSTRUMENTI

Svi ručni i rotirajući instrumenti su rabljeni za instrumentaciju 10 ravnih korijenskih kanala. Kanale je instrumentirao jedan operater.

Strojni instrumenti ProFile (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) i ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) su rotirani uporabom sporo-rotirajuće endodontske bušilice s električnim motorom (TC Motor 3000, Nouvag, Goldach, Switzerland), i kolječnikom s redukcijom 16:1 (Wh 975, DentalWork, Burmoos, Austria). Brzina rotacije bila je konstantna i iznosila je 300 o/min. Instrumenti su se zadržavali u kanalu 5 sekundi, izvadili su se van, radni dio je obrisan u sterilnu gazu i postupak se ponavljao dok instrumenti nisu slobodno rotirali u korijenskom kanalu na potrebnoj duljini.

Strojni Endo-Eze (Ultradent Products, Inc., South Jordan, UT, USA) instrumenti koristili su se u posebnom kolječniku (Ultradent Endo-Eze[®] REF/UP 155 02701820) koji djelomično rotira instrument za 30° u oba smjera (u smjeru i suprotno od kazaljke na satu).

Kada je instrument, ručni ili strojni, dosegnuo željenu duljinu instrumentacije i slobodno rotirao u kanalu, izvadili smo ga iz kanala i instrumentaciju nastavili narednim instrumentom u nizu ovisno o instrumentacijskoj tehnici.

3.1.3.1. ProTaper strojni i ručni NiTi instrumenti

ProTaper rotirajući instrumenti (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) sastoje se od 3 engl. "shaping instrumenata" koje smo, poradi konstrukcije, rabili za obradu cervikalne i središnje trećine korijenskog kanala (ne odgovaraju ISO standardu) i 3 engl. "finishing instrumenata" za oblikovanje apeksne trećine (odgovaraju ISO standardu) (slika 19).

ProTaper ručni instrumenti (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) isti su kao i strojni s razlikom što za njihovo pokretanje ne treba motor (slika 19).

Slika 19. Na lijevoj strani slike su ručni ProTaper instrumenti, a na desnoj strani strojni ProTaper instrumenti. U sredini je ručni K-proširivač br. 15.

3.1.3.2. ProFile strojni NiTi instrumenti

ProFile strojni instrumenti (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) sastoje se od instrumenata: a) engl. "orifice shapers" za oblikovanje ulaza u korijenski kanal (ne odgovaraju ISO standardu), b) za oblikovanje središnje trećine kanala ili do zavoja u zakrivljenim kanalima (konicitet .06 - ne odgovaraju ISO standardu) i c) za oblikovanje apeksne trećine (konicitet .04 – bojom i promjerom na vršku instrumenta odgovaraju ISO standardu) (slika 20).

Slika 20. Na slici su prikazani ProFile instrumenti te ručni K-proširivač br. 15.

3.1.3.3. Ručni čelični instrumenti

Step-back tehnika je provedena uporabom 3 različita tipa čeličnih ručnih instrumenata (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) konstantnog koniciteta .02 te aktivnog vrška koji konstrukcijom odgovaraju ISO standardu (slika 21).

K – tip proširivači (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) i *K - tip strugači* (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) izrađeni su uvijanjem žice kvadratnog ili trokutastog profila. Međusobno se razlikuju po broju navoja po jedinici površine i to tako da *K – tip proširivača* ima manji broj navoja.

H – tip strugača (Hedstroem) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) dobiva se urezivanjem žice okruglog profila i okruglog su oblika na poprečnom presjeku.

Slika 21. Ručni čelični instrumenti promjera 0,25 mm na vršku instrumenta.

3.1.3.4. Endo-Eze instrumenti

Endo-Eze (Ultradent Products, Inc., South Jordan, UT, USA) AET (Anatomic Endodontic Technology) predstavljen je kao minimalno invazivni endodontski set za instrumentaciju. Set se sastoji od sedam instrumenata: 3 engl. "shaping files" za obradu koronarne i središnje trećine korijenskog kanala i pokreću se motorom - strojni i 4 engl. "apical files" za obradu apeksne trećine – ručni (slika 22). Svi instrumenti su izrađeni od čelika.

Slika 22. Prikaz ručnih i strojnih Endo-Eze instrumenata. U radu su rabljeni medium Endo-Eze instrumenti.

3.2. METODE

3.2.1. TEHNIKE PREPARACIJE KORIJENSKOG KANALA

3.2.1.1. Grupa A – strojna ProTaper tehnika

ProTaper instrumente unosili smo rotirajući u kanal uz lagani vertikalni pritisak dok nismo dosegli željenu duljinu instrumentacije, a zatim smo ih 5-10 sekundi rotirali u kanalu uz pokrete cirkumferentnog iščerkavanja stijenke kanala (engl."brushing motion"). Instrumentacijskim slijedom pratili smo preporučenu sekvencu (125).

3.2.1.1.1. Instrumentacijski slijed strojne ProTaper instrumentacije do veličine 25:

1. S1 instrument ("shaping file" No.1; konicitet .02-.11; veličina 17) rabili smo na duljini 14 mm.
2. SX instrument ("auxiliary shaping file"; konicitet .035-19; veličina 19) rabili smo na duljini 14 mm.
3. S1^(rd) instrument rabili smo na radnoj duljini 21 mm.
4. S2^(rd) instrument ("shaping file" No.2; konicitet .04-115; veličina 20) rabili smo na radnoj duljini 21 mm.
5. F1^(rd) instrument ("finishing file" No.1; konicitet .07-.055; veličina 20) rabili smo na radnoj duljini 21 mm.
6. F2^(rd) instrument ("finishing file" No.2; konicitet .08-.055; veličina 25) rabili smo na radnoj duljini 21 mm.

3.2.1.2. Grupa B – ručna ProTaper NiTi tehnika

Tijekom rada s ovim instrumentima unosili smo ih u korijenski kanal do prvog otpora i rotirali ih u smjeru kazaljke na satu za pola do tri četvrtine kruga odnosno do uglavljivanja instrumenta u korijenskom kanalu. Za uklanjanje dentina i izvlačenje instrumenta iz korijenskog kanala rotirali smo ih u smjeru obrnutom od kazaljke na satu za pola kruga (126, 127). Izvadili smo ih iz kanala, obrisali rezni dio u sterilnu gazu i nastavili postupak dok instrumentom nismo došli do željene duljine instrumentacije.

3.2.1.2.1. Instrumentacijski slijed ProTaper ručne tehnike do veličine 25:

1. S1 instrument ("shaping file" No.1; konicitet .02-.11; veličina 17) rabili smo na duljini 14 mm.
2. SX instrument ("auxiliary shaping file"; konicitet .035-19; veličina 19) rabili smo na duljini 14 mm.

3. S1^(rd) instrument rabili smo na radnoj duljini 21 mm.
4. S2^(rd) instrument ("shaping file" No.2; konicitet .04-115; veličina 20) rabili smo na radnoj duljini 21 mm.
5. F1^(rd) instrument ("finishing file" No.1; konicitet .07-.055; veličina 20) rabili smo na radnoj duljini 21 mm.
6. F2^(rd) instrument ("finishing file" No.2; konicitet .08-.055; veličina 25) rabili smo na radnoj duljini 21 mm.

3.2.1.3. Grupa C – ProFile strojna NiTi tehnika

Instrumente smo rabili u silaznoj tehnici engl. "crown – down", poštujući naputke proizvođača za primjenu nježnih pokreta unošenja i izvlačenja instrumenta iz korijenskog kanala, engl. " in-and-out motion" (128).

3.2.1.3.1. Instrumentacijski slijed ProFile strojni NiTi tehnike do veličine 25:

1. OS3 ("orifice shaper" No.3; konicitet .06; veličina 40) do duljine 14 mm
2. OS2 ("orifice shaper" No.2; konicitet .06; veličina 30) do duljine 15 m
3. 25/0,06 (konicitet .06; veličina 25) rabili smo do duljine 18 mm.
4. 20/0,06 (konicitet .06; veličina 20) rabili smo do duljine 20 mm.
5. 20/0,04 (konicitet .04; veličina 20) rabili smo do duljine 21 mm.
6. 25/0,04 (konicitet .04; veličina 25) rabili smo do duljine 21 mm.

3.2.1.4. Grupa D – Step-back ručna tehnika

K – tip proširivača rabili smo kretnjom - gurni, okreni i izvuci - rezanje dentina se odvijalo za vrijeme rotacije. Kut odnosno veličina rotacije ovisila je o tome od kakvog je profila žice instrument načinjen. Ako je presjek instrumenta bio kvadratni - rotacijska kretnja bila je 90° te izvlačenje instrumenta. Ako je presjek instrumenta bio trokutast - rotacijska kretnja bila je 120° te izvlačenje.

K - tip strugača rabili smo kretnjom – gurni i izvuci - odnosno struganje.

H – tip strugača rabili smo isključivo tako da smo ih ravno unosili u kanal do željene duljine te smo ih istom takvom kretnjom u suprotnom smjeru izvlačili iz kanala stružući po njegovim stijenkama.

3.2.1.4.1. Instrumentacijski slijed Step-back tehnika ručnim čeličnim instrumentima do veličine 25:

1. K – proširivač 15 (konicitet .02; veličina 15) rabili smo do duljine 21 mm
2. K – strugač 15 (konicitet .02; veličina 15) rabili smo do duljine 21 mm
3. H – strugač 15 (konicitet .02; veličina 15) rabili smo do duljine 21 mm
4. K – proširivač 20 (konicitet .02; veličina 20) rabili smo do duljine 21 mm
5. K – strugač 20 (konicitet .02; veličina 20) rabili smo do duljine 21 mm
6. H – strugač 20 (konicitet .02; veličina 20) rabili smo do duljine 21 mm
7. K – proširivač 25 (konicitet .02; veličina 25) rabili smo do duljine 21 mm
8. K – strugač 25 (konicitet .02; veličina 25) rabili smo do duljine 21 mm
9. H – strugač 25 (konicitet .02; veličina 25) rabili smo do duljine 21 mm
10. K – proširivač 30 (konicitet .02; veličina 30) rabili smo do duljine 20 mm
11. K – strugač 30 (konicitet .02; veličina 30) rabili smo do duljine 20 mm
12. H – strugač 30 (konicitet .02; veličina 30) rabili smo do duljine 20 mm
13. rekapitulacija H – strugač 25 (konicitet .02; veličina 25) rabili smo do duljine 21 mm
14. K – proširivač 35 (konicitet .02; veličina 35) rabili smo do duljine 19 mm
15. K – strugač 35 (konicitet .02; veličina 35) rabili smo do duljine 19 mm
16. H – strugač 35 (konicitet .02; veličina 35) rabili smo do duljine 19 mm
17. K – proširivač 35 (konicitet .02; veličina 35) rabili smo do duljine 19 mm
18. rekapitulacija H – strugač 25 (konicitet .02; veličina 25) rabili smo do duljine 21 mm
19. K – proširivač 40 (konicitet .02; veličina 40) rabili smo do duljine 18 mm

20. K – strugač 40 (konicitet .02; veličina 40) rabili smo do duljine 18 mm
21. H – strugač 40 (konicitet .02; veličina 40) rabili smo do duljine 18 mm
22. rekapitulacija H – strugač 25 (konicitet .02; veličina 25) rabili smo do duljine 21 mm

3.2.1.5. Grupa E – Endo-Eze tehnika

Strojne instrumente (engl. "shaping files") rabili smo 3 mm udaljeno od vrška, odnosno apeksa korijena. Ručne instrumente engl. "apical files" rabili smo pokretima rotacije u smjeru kazaljke na satu te izvlačenja (engl. "clockwise and pull motion") do pune radne duljine (129).

3.2.1.5.1. Instrumentacijski slijed Endo-Eze tehnika ručnim i strojnim čeličnim instrumentima do veličine 25:

1. S1 (konicitet .025; veličina 0,10 mm) rabili smo na duljini 14 mm.
2. S2 (konicitet .045; veličina 0,11 mm) rabili smo na duljini 14 mm
3. S3 (konicitet .065; veličina 0,13 mm) rabili smo na duljini 14 mm
4. veličina 15 (konicitet .02) rabili smo do duljine 21 mm
5. veličina 20 (konicitet .02) rabili smo do duljine 21 mm
6. veličina 25 (konicitet .02) rabili smo do duljine 21 mm

3.2.2. MIKROSKOPIRANJE

Nakon završene instrumentacije zube smo cijele uklopili u autoakrilatni blok veličine 2×2×1,5 cm. Dijamantnom brusnom pločom rezali smo uzorke u cervikalnoj, središnjoj i apeksnoj trećini. Analizu ispitivanja nastanka vertikalne frakture korijena gledali smo svjetlosnim mikroskopom (Olimpus BX50, Tokyo, Japan) na koji je adaptirana kamera (TMC 76S Pulnix, Tokyo, Japan) kojom smo snimili slike poprečnih rezova.

3.3. STATISTIČKA OBRADA PODATAKA

Dobivene rezultate smo obradili računalnim programom SPSS 7.0 (SPSS, Chicago, IL, USA). Svim varijablama smo provjerili normalnost distribucije podataka Kolmogorov-Smirnov testom. Rezultate koji nisu imali normalnu distribuciju usporedili smo Mann-Whitney U-testom. Vrijednosti su izražene kao medijan i raspon. Statistički značajne razlike su definirane kao $P < 0,05$.

4. REZULTATI

4.1. ANALIZA VERTIKALNE SILA

4.1.1. VERTIKALNA SILA KOD STROJNIH PROTAPER INSTRUMENTATA

Na slici 23 prikazane su maksimalne i minimalne vrijednosti te medijani vertikalne sile kod strojnih ProTaper instrumenata.

Tijekom obrade cervikalne i središnje trećine korijenskog kanala sa S1 i SX instrumentom nije bilo statistički značajne razlike ($P=0,398$) iako su kod SX instrumenta zabilježene veće vrijednosti maksimalne sile kao i medijana.

Kod obrade apeksne trećine najveći raspon vrijednosti je bio kod S1^(rd) instrumenta od 0,19 – 4,92 N. Sila je bila statistički značajno veća kod F2 instrumenta u odnosu na S2 instrument ($P=0,020$).

Slika 23. Prikaz maksimalne, minimalne vrijednosti te medijana vertikalne sile kod strojnih ProTaper instrumenata. Legenda: rd – radna duljina. Radna duljina bila je 21 mm.

4.1.2. VERTIKALNA SILA KOD RUČNIH PROTAPER INSTRUMENATA

Na slici 24 su prikazane maksimalne i minimalne vrijednosti te medijani vertikalne sile kod ručnih ProTaper instrumenata.

Tijekom obrade cervikalne i središnje trećine korijenskog kanala sa S1 i SX instrumentom nije bilo statistički značajne razlike ($P=0,149$) iako su kod SX instrumenta zabilježene veće vrijednosti maksimalne sile kao i medijana.

Kod obrade apeksne trećine najveći raspon vrijednosti je bio kod S2 instrumenta od 0,25 – 6,94 N. Statistički značajna razlika bila je samo između F1 i F2 instrumenta. Veća je bila kod F2 instrumenta u odnosu na F1 instrument ($P=0,040$).

Slika 24. Prikaz maksimalne i minimalne vrijednosti te medijana vertikalne sile kod ručnih ProTaper instrumenata. Legenda: rd – radna duljina. Radna duljina bila je 21 mm.

4.1.3. VERTIKALNA SILA KOD PROFILE INSTRUMENATA

Na slici 25 prikazane su maksimalne i minimalne vrijednosti te medijani vertikalne sile kod ProFile instrumenata.

Tijekom obrade cervikalne i središnje trećine korijenskog kanala kod OS3 instrumenta bila je statistički značajno veća sila u odnosu na OS2 ($P=0,000$), 25/0,06 ($P=0,003$) i 20/0,06 ($P=0,030$) instrumente.

Kod obrade apeksne trećine između 25/0,04 i 20/0,04 nije bilo statistički značajne razlike.

Slika 25. Prikaz maksimalne i minimalne vrijednosti te medijana vertikalne sile kod ProFile instrumenata.

4.1.4. VERTIKALNA SILA KOD RUČNIH, ČELIČNIH INSTRUMENATA

Na slici 26 prikazane su maksimalne i minimalne vrijednosti te medijani vertikalne sile kod ručnih čeličnih instrumenata koje nastaju kod step-back tehnike. Vrijednost medijana bila je veća kod proširivača u odnosu na K i H-strugač istog promjera na vršku, a najmanja kod H-strugača kada smo instrumentirali do instrumenta broj 25.

Vrijednost medijana rasla je s povećanjem promjera instrumenta na vršku kod sva tri oblika instrumenta. Kod instrumenta, H-strugač #15 i #20 bila je statistički značajno manja vertikalna sila u odnosu na proširivač i K-strugač #15 i #20 ($P > 0,05$). Kod rekapitulacije medijani su bili približnih vrijednosti i nije bilo statistički značajne razlike.

4.1.4. VERTIKALNA SILA KOD ENDO-EZE INSTRUMENATA

Slika 27 prikazuje maksimalne i minimalne vrijednosti te medijane vertikalne sile kod Endo-Eze instrumenata.

Strojni Endo-Eze S1 instrument pokazali su statistički značajnu veću vertikalnu silu u odnosu na strojne Endo-Eze S2 i S3 instrumente ($P = 0,000$).

Kod ručnih Endo-Eze instrumenata statistički značajno veća vertikalna sila je bila kod instrumenta br. 25 u odnosu na instrumente br. 15 i br. 20 ($P < 0,05$).

Slika 27. Prikaz maksimalne i minimalne vrijednosti te medijana vertikalne sile kod instrumenata iz Endo-Eze tehnike.

4.2. ANALIZA OKRETNOG MOMENTA

4.2.1. OKRETNI MOMENT KOD STROJNIH PROTAPER INSTRUMENTATA

Slika 28 prikazuje maksimalne i minimalne vrijednosti te medijane okretnog momenta kod strojnih ProTaper instrumenata. Tijekom obrade središnje i cervikalne trećine nije bilo statistički značajne razlike između instrumenata SX i S1. Statistički značajno veći okretni moment bio je kod $F2^{(rd)}$ u odnosu na $F1^{(rd)}$ ($P=0,003$), te kod $S1^{(rd)}$ u odnosu na $F1^{(rd)}$ ($P=0,004$).

Slika 28. Prikaz maksimalne i minimalne vrijednosti te medijana okretnog momenta kod strojnih ProTaper instrumenata. Legenda: rd – radna duljina. Radna duljina bila je 21 mm.

4.2.2. OKRETNI MOMENT KOD RUČNIH PROTAPER INSTRUMENATA

Slika 29 prikazuje maksimalne i minimalne vrijednosti te medijani okretnog momenta kod ručnih ProTaper instrumenata.

Instrument SX imao je statistički značajno veći okretni moment od S1 instrumenta ($P=0,000$). Za vrijeme obrade apeksne trećine instrument S1^(rd) imao je najveće vrijednosti okretnog momenta (12,03 Nmm) i razlika je bila statistički značajna u usporedbi sa S2^(rd) ($P=0,002$) i F1^(rd) ($P=0,000$).

Slika 29. Prikaz maksimalne i minimalne vrijednosti te medijana okretnog momenta kod ručnih ProTaper instrumenata. Legenda: rd – radna duljina. Radna duljina bila je 21 mm.

4.2.3. OKRETNI MOMENT KOD PROFILE INSTRUMENATA

Slika 30 prikazuje maksimalne i minimalne vrijednosti te medijani okretnog momenta kod ProFile instrumenata.

Kod obrade cervikalne i središnje trećine korijenskog kanala OS3 imao je značajno veći okretni moment u odnosu na OS2 ($P=0,000$) i 25/0,06 ($P=0,038$). Instrument 25/0,06 imao je veći okretni moment od OS2 i razlika je bila statistički značajna ($P= 0,009$).

Slika 30. Prikaz maksimalne i minimalne vrijednosti te medijana okretnog momenta kod ProFile instrumenata.

4.2.4. OKRETNI MOMENT KOD RUČNIH, ČELIČNIH INSTRUMENATA

Na slici 31 su prikazane maksimalne i minimalne vrijednosti te medijani okretnog momenta kod čeličnih instrumenata iz tehnike step-back.

Između ručnih instrumenata istog promjera na vrhu, ali različitog oblika nije bilo statistički značajne razlike u vrijednostima okretnog momenta. Medijan okretnog momenta je bio veći kod proširivača u odnosu na strugače.

Slika 31. Prikaz maksimalne i minimalne vrijednosti te medijana okretnog momenta kod instrumenata iz step-back tehnike.

4.2.5. OKRETNI MOMENT KOD ENDO-EZE INSTRUMENATA

Slika 32 prikazuje maksimalne i minimalne vrijednosti te medijani okretnog momenta kod EndoEze instrumenata. Okretni moment je kod instrumenta Endo-Eze S1 bio statistički značajno manji u odnosu na S2 i S3 ($P=0,000$), a ručni instrument Endo-Eze br. 25 imao je statistički značajno veći moment od br.15 i br. 20 ($P=0,000$).

Slika 32. Prikaz maksimalne i minimalne vrijednosti te medijana okretnog momenta kod Endo-Eze instrumenata.

4.3. ANALIZA VREMENA

4.3.1. VRIJEME INSTRUMENTACIJE STROJNIH PROTAPER INSTRUMENATA

Na slici 33 prikazane su maksimalne i minimalne vrijednosti te medijani vremena potrebnog za instrumentaciju kod strojnih ProTaper instrumenata.

Najduže vrijeme bilo je potrebno za instrumentaciju sa S1^(rd) instrumentom (1,75 min) kada smo s njim radili na punoj radnoj duljini. Pri tome S1^(rd) instrument oblikuje središnju trećinu korijenskog kanala. Najkraće vrijeme bilo je potrebno za obradu sa SX instrumentom 0,88 min.

Tijekom obrade cervikalne trećine korijenskog kanala između SX i S1 instrumenta nije bilo statistički značajne razlike u vremenu potrebnom za instrumentaciju. Na punoj radnoj duljini (21mm) instrumentu S1^(rd) je bilo potrebno statistički značajno duže vrijeme za obradu u odnosu na S2 instrument ($P=0,018$) i F1 instrument ($P=0,024$).

Slika 33. Prikaz maksimalne i minimalne vrijednosti te medijana vremena kod ProTaper instrumenata. Legenda: rd – radna duljina. Radna duljina bila je 21 mm.

4.3.2. VRIJEME INSTRUMENTACIJE RUČNIH PROTAPER INSTRUMENATA

Na slici 34 prikazane su maksimalne i minimalne vrijednosti te medijani vremena potrebnog za instrumentaciju kod ručnih ProTaper instrumenata.

Najduže vrijeme instrumentacije bilo nam je potrebno kod SX instrumenta i iznosilo je 2,89 minuta. Najkraće vrijeme bilo je kod F1 instrumenta (0,98 min) i statistički je značajno manje u odnosu na S1^(rd), S2 i F2.

Slika 34. Prikaz maksimalne i minimalne vrijednosti te medijana vremena kod ručnih ProTaper instrumenata. Legenda: rd – radna duljina. Radna duljina bila je 21 mm.

4.3.3. VRIJEME INSTRUMENTACIJE PROFILE INSTRUMENATA

Na slici 35 prikazane su maksimalne i minimalne vrijednosti te medijani vremena potrebnog za instrumentaciju kod ProFile instrumenata.

Najduže vrijeme bilo nam je potrebno za instrumentaciju s ProFile instrumentom 4% koniciteta i promjera na vršku 0,25 mm, a najkraće za instrument 6% koniciteta i promjera na vršku 0,25 mm. Vrijeme instrumentacije kod OS3 instrumenta je statistički duže u odnosu na instrumente 6% koniciteta i promjera na vršku 0,20 mm i 0,25 mm ($P < 0,05$).

Slika 35. Prikaz maksimalne i minimalne vrijednosti te medijana vremena kod ProFile instrumenata.

4.3.4. VRIJEME INSTRUMENTACIJE KOD INSTRUMENATA STEP-BACK

TEHNIKE

Na slici 36 prikazane su maksimalne i minimalne vrijednosti te medijani vremena potrebnog za instrumentaciju tijekom izvođenja step-back tehnike.

Za vrijeme širenja apeksa korijena instrumentima #15, #20 i #25 duže vrijeme bilo je potrebno za rad s proširivačima u odnosu na K i H strugače. Statistički značajno duže vrijeme

bilo kod proširivača #15 u odnosu na K i H strugač #15, zatim kod proširivača #20 u odnosu na H strugač #20 i proširivača #25 u odnosu na H strugač #25.

Slika 36. Prikaz maksimalne i minimalne vrijednosti te medijana vremena kod instrumenata tijekom izvođenja step-back tehnike.

4.3.5. VRIJEME INSTRUMENTACIJE ENDO-EZE INSTRUMENATA

Slika 37 prikazuje maksimalne i minimalne vrijednosti te medijane vremena potrebnog za instrumentaciju tijekom izvođenja Endo-Eze tehnike.

Najduže vrijeme bilo je potrebno za rad s ručnim instrumentom br. 25, a najkraće za ručni instrument br.15.

Statistički značajno kraće vrijeme instrumentacije bilo je kod ručnog Endo-Eze instrumenta br.15 u odnosu na instrument br. 20 ($P=0,007$) i instrument br. 25 ($P= 0,000$).

Kod strojnog Endo-Eze S2 instrumenata bilo je potrebno dulje vrijeme za instrumentaciju u odnosu na S1 ($P= 0,024$) i S3 ($P=0,018$) instrumente.

Slika 37. Prikaz maksimalne i minimalne vrijednosti te medijana vremena kod Endo-Eze instrumenata.

4.4. USPOREDBA VERTIKALNE SILE IZMEĐU INSTRUMENTACIJSKIH TEHNIKA

4.4.1. USPOREDBA VERTIKALNE SILE PROFILE INSTRUMENATA U ODNOSU

NA STROJNE PROTAPER INSTRUMENTE

4.4.1.1. Između ProFile OS2, OS3, 20/0.06, 25/0.06 i strojnih ProTaper SX i S1

instrumenata.

ProTaper instrumenti SX i S1 su imali statistički značajno manju vertikalnu silu u odnosu na instrumente OS2, OS3, 20/0.06 i 25/0.06 za $P=0,000$.

4.4.1.2. Usporedba instrumenta 20/0.04, 25/0.04 i ProTaper instrumenata $S1^{(rd)}$, $S2^{(rd)}$, $F1^{(rd)}$ i $F2^{(rd)}$.

Tijekom obrade apeksnog dijela korijenskog kanala vrijednosti tlačne sile su bile manje kod ProFile 20/0.04 instrumenta, a statistički značajno manja tlačna sila je bila u odnosu na instrumente $S1^{(rd)}$, $F1^{(rd)}$ i $F2^{(rd)}$.

Instrumentom 25/0.04 stvarala se manja vertikalna sila u odnosu na $S1^{(rd)}$, $S2^{(rd)}$, $F1^{(rd)}$, $F2^{(rd)}$ instrumente, ali razlika nije bila statistički značajna.

4.4.2. USPOREDBA VERTIKALNE SILE IZMEĐU STROJNIH I RUČNIH

PROTAPER INSTRUMENATA

4.4.2.1. Testiranje razlike vertikalne sile tijekom obrade na 14 mm

Ispitivanjem razlika sile između instrumenata SX, S1, ručnog SX i ručnog S1 dobiveno je da je sila kod instrumenta SX statistički značajno manja u odnosu na instrumente ručni SX i ručni S1 za $P=0,000$, kao i instrumenta S1 u odnosu na ručni SX i ručni S1 za $P=0,000$.

4.4.2.2. Testiranje razlike vertikalne sile tijekom obrade na radnoj duljini – 21 mm

Kod strojnih instrumenata $S1^{(rd)}$ i $S2^{(rd)}$ su bile manje vrijednosti vertikalne sile u odnosu na ručne $S1^{(rd)}$ i $S2^{(rd)}$ instrumente, dok su kod strojnih instrumenata $F1^{(rd)}$ i $F2^{(rd)}$ bile veće vrijednosti sile u odnosu na ručne $F1^{(rd)}$ i $F2^{(rd)}$ instrumente. Razlike nisu bile statistički značajne.

4.4.3. USPOREDBA VERTIKALNE SILE TIJEKOM INSTRUMENTACIJE S

RUČNIM INSTRUMENTIMA IZ ENDO-EZE I STEP -BACK TEHNIKE

4.4.3.1. Testiranje razlike tlačne sile tijekom obrade apeksne trećine kanala na radnoj duljini – 21 mm

Ispitivanjem značajnosti razlika u tlačnoj sili između instrumenta Endo-Eze br.15 i instrumenata iz step-back tehnike dobiveno je da instrument Endo-Eze br.15 pokazivao manju vertikalnu silu u odnosu na sve instrumente osim H-strugača #20, a statistički značajno manju vertikalnu silu imao je u odnosu na instrumente proširivač #20 ($P= 0,014$), proširivač #25 ($P= 0,000$) i K-strugač #25 ($P= 0,028$).

Ispitivanjem statističke značajnosti razlika između instrumenta Endo-Eze br. 20 s instrumentima iz step-back dobiveno je da je instrument Endo-Eze br.20 imao veću vertikalnu silu, a ona je bila statistički značajno veća u odnosu na instrumente K-strugač #15, H-strugač #15, H-strugač #20 i H-strugač #25.

Ispitivanjem statističke značajnosti razlika između instrumenta Endo-Eze br. 25 s instrumentima iz step-back tehnike dobiveno je da je instrument Endo-Eze br. 25 imao veću silu, a sila je bila statistički značajno veća ($P<0,05$) u odnosu na sve instrumente osim proširivača #25 .

4.5. USPOREDBA OKRETNOG MOMENTA IZMEĐU TEHNIKA INSTRUMENTACIJE

4.5.1. USPOREDBA OKRETNOG MOMENTA KOD PROFILE I STROJNIH

PROTAPER INSTRUMENATA

4.5.1.1. Testiranje razlike okretnog momenta tijekom obrade cervikalne i središnje trećine korijenskog kanala između ProFile OS2, OS3, 20/0.06, 25/0.06 i ProTaper SX i S1

Instrument SX je imao manji okretni moment od ProFile instrumenata, ali razlika je bilastatistički značajno manja u odnosu na instrument OS3 ($P=0,001$) i 20/0.06 ($P=0,007$).

Instrument S1 je imao statistički značajno manji moment u odnosu na instrumente OS2, OS3, 20/0.06 i 25/0.06 za $P=0,000$.

4.5.1.2. Testiranje razlike okretnog momenta tijekom obrade na radnoj duljini – 21 mm

Rezultati ukazuju da je instrument 20/0.04 imao statistički značajno manji moment u odnosu na sve druge instrumente: $S1^{(rd)} P=0,000$; $S2^{(rd)} P=0,00$; $F1^{(rd)} P=0,000$ i $F2^{(rd)} P=0,000$. Instrument 25/0.04 je pokazao statistički značajno manji okretni moment u odnosu na sve druge instrumente osim u odnosu na instrument $S2^{(rd)}$.

4.5.2. USPOREDBA OKRETNOG MOMENTA IZMEĐU STROJNIH I RUČNIH

PROTAPER INSTRUMENATA

4.5.2.1. Testiranje razlike okretnog momenta tijekom obrade na 14 mm

Tijekom obrade cervikalne trećine korijenskog kanala veće vrijednosti okretnog momenta dobivene su u radu s ručnim ProTaper instrumentima u odnosu na strojne ProTaper instrumente. Ispitivanjem razlika u vremenu između strojnih instrumenata SX, S1 te ručnih SX i S1 dobiveno je da je moment kod strojnog SX instrumenta bio statistički značajno manji u odnosu na ručne SX i S1 instrumente ($P<0,05$). Također je moment kod strojnog S1 instrumenta bio statistički značajno manji u odnosu na ručne OS i S1 instrumente ($P<0,05$).

4.5.2.2. Testiranje razlike okretnog momenta tijekom obrade na radnoj duljini – 21 mm

Kod strojnih instrumenata $S1^{(rd)}$, $S2^{(rd)}$ i $F1^{(rd)}$ su bile veće vrijednosti okretnog momenta u odnosu na ručne $F1^{(rd)}$ i $F2^{(rd)}$ instrumente. Razlike nisu bile statistički značajne ($P>0,05$). Manja vrijednost okretnog momenta javila se tijekom obrade s $F2^{(rd)}$ strojnim instrumentom u odnosu na ručni $F2^{(rd)}$ instrument, ali razlika nije bila statistički značajna ($P>0,05$).

4.5.3. USPOREDBA OKRETNOG MOMENTA IZMEĐU RUČNIH ENDO-EZE INSTRUMENATA I INSTRUMENATA STEP -BACK TEHNIKE

4.5.3.1. Testiranje razlike okretnog momenta tijekom obrade na radnoj duljini – 21 mm

Ispitivanjem značajnosti razlika u okretnom momentu između instrumenta Endo-Eze br. 15 i instrumenata iz step-back tehnike dobiveno je da je instrument Endo-Eze br. 15 imao značajno manji moment u odnosu na instrumente H-strugač #15, proširivač #20, K-strugač #20, H-strugač #20, proširivač #25, K-strugač #25 i H-strugač #25 . Nadalje, manji moment je bio i u odnosu na proširivač #15 i K-strugač #15, ali razlika nije bila statistički značajna ($P>0,05$). Statistički značajno veći moment je bio u odnosu na H-strugač #15.

Instrument Endo-Eze br. 20 imao je veći okretni moment od instrumenata veličine #15 i #20, ali je statistički značajno veći bio u odnosu na proširivač #15 za $P=0,017$ i K-strugač #15 za $P=0,010$. Manji okretni moment instrument Endo-Eze br. 20 pokazao je u odnosu na ručne instrumente #25 iz step-back tehnike te je statistički značajno manji moment bio u odnosu na instrument proširivač #25 za $P=0,023$.

Ispitivanjem statističke značajnosti razlika između Endo-Eze br.25 s instrumentima iz step-back tehnike dobiveno je da instrument Endo-Eze br. 25 imao veći moment koji je bio statistički značajno veći ($P<0,05$) u odnosu na sve instrumente step-back tehnike osim u odnosu na instrument proširivač #25 ($P>0,05$).

4.6. USPOREDBA VREMENA POTREBNOG ZA INSTRUMENTACIJU KOD INSTRUMENTACIJSKIH TEHNIKA

4.6.1. TESTIRANJE RAZLIKE U VREMENU INSTRUMENTACIJE IZMEĐU PROFILE I STROJNIH PROTAPER INSTRUMENTATA

4.6.1.1. Tijekom obrade cervikalne i središnje trećine korijenskog kanala između ProFile OS2, OS3, 20/0.06, 25/0.06 i ProTaper SX i S1 instrumenata.

Instrumenti OS2, OS3 i 20/0.06 imali su statistički značajno dulje vrijeme u odnosu na SX instrument ($P < 0,05$), dok u odnosu na 25/0.06 nije bilo statistički značajne razlike iako je bilo potrebno duže vrijeme instrumentacije tijekom rada s instrumentom 25/0.06.

Ispitivanjem razlika u vremenu između ProFile OS2, OS3, 20/0.06 i 25/0.06 instrumenata i strojnog ProTaper instrumenta S1 dobiveno je da se kod ProFile instrumenata mora dulje vrijeme raditi u kanalu, ali statistički značajna azlika je bila samo u odnosu na instrument OS3 ($P = 0,000$). Odnosno instrument S1 imao je statistički značajno kraće vrijeme u odnosu na OS3.

4.6.1.2. Tijekom obrade apeksne trećine kanala na radnoj duljini između instrumenta 20/0.04, 25/0.04 i strojnih ProTaper instrumentima S1^(rd), S2^(rd), F1^(rd), i F2^(rd).

Nije dobivena statistički značajna razlika između instrumenta 20/0.04 i instrumenata S1^(rd), S2, F1 i F2 za $P > 0,05$ iako je za obradu kanala s 20/0.04 trebalo više vremena nego tijekom rada s S2^(rd), F1^(rd), i F2^(rd).

Instrument 25/0.04 je zahtijevao duže vrijeme za rad u odnosu na strojne instrumente, a razlika je bila statistički značajna u odnosu na S2^(rd) ($P = 0,003$), F1^(rd) ($P = 0,009$), F2^(rd) ($P = 0,040$).

4.6.2. USPOREDBA VREMENA INSTRUMENTACIJE IZMEĐU STROJNIH I RUČNIH PROTAPER INSTRUMENATA

4.6.2.1. Testiranje razlike vremena instrumentacije tijekom obrade na 14 mm

Analizom dobivenih rezultata utvrđeno je da je vrijeme potrebno za obradu sa strojnim ProTaper instrumentima bilo statistički značajno kraće u odnosu na instrumentaciju s ručnim ProTaper instrumentima za $P < 0,05$.

4.6.2.2. Testiranje razlike u vremenu tijekom obrade na radnoj duljini

Svi ispitivani strojni ProTaper instrumenti F1^(rd), F2^(rd), S1^(rd) i S2^(rd) su imali statistički značajno kraće vrijeme u odnosu na ručne ProTaper instrumente F1^(rd), F2^(rd), S1^(rd) i S2^(rd) za $P < 0,05$.

4.6.3. USPOREDBA VREMENA POTREBNOG ZA INSTRUMENTACIJU KOD RUČNIH INSTRUMENATA IZ ENDO-EZE I "STEP BACK" TEHNIKE

Ispitivanjem značajnosti razlika u vremenu između instrumenta Endo-Eze **15** i instrumenata iz step back tehnike (instrumenti do 25) dobiveno je da je instrumentu Endo-Eze 15 trebalo više vremena da se obradi kanal u odnosu na ručne, osim u odnosu na H pilicu, ali je statistički značajno manje vrijeme bilo samo u odnosu na instrument proširivač 20.

Ispitivanjem statističke značajnosti razlika između instrumenta Endo-Eze **20** s instrumentima iz tehnike step back dobiveno je da je instrument Endo-Eze 20 imao značajno duže vrijeme u odnosu na instrumente Ki H pilice 15, 20 i 25. U odnosu na proširivače vrijeme je bilo duže, ali nije bilo statističke značajnosti.

Ispitivanjem statističke značajnosti razlika između instrumenta Endo-Eze **25** s instrumentima iz tehnike step back dobiveno je da je instrument Endo-Eze 25 imao značajno duže vrijeme u odnosu na sve instrumente tehnike step back.

4.7. ANALIZA UTJECAJA VERTIKALNE SILE I OKRETNOG MOMENTA NA POJAVU VERTIKALNE FRAKTURE KORIJENA

U radu je analizirano 100 korijena koji su nakon instrumentacije korijenskog kanala rezani u poprečnom smjeru u apeksnoj, središnjoj i cervikalnoj trećini. Rezovi su nakon toga gledani pod mikroskopom pri povećanju 40x. Niti na jednom rezu nije uočeno napuknuće niti lom (slike 38, 39 i 40).

Slika 38. Poprečni presjek kroz apeksnu trećinu korijena nakon instrumentacije strojnom ProTaper tehnikom. Ne vidi se napuknuće ili lom dentinske stijenke korijena.

Slika 40. Poprečni presjek kroz cervikalnu trećinu korijena nakon instrumentacije ProFile tehnikom. Ne vidi se napuknuće ili lom dentinske stijenke korijena.
ne prikazuje napuknuće ili lom dentinske stijenke korijena.

Slika 39. Poprečni presjek kroz središnju trećinu korijena nakon instrumentacije ručnom ProTaper tehnikom. Ne vidi se napuknuće ili lom dentinske stijenke korijena

5. RASPRAVA

Nedostatak kod svih endodontskih instrumenata je sposobnost deformacije ili loma instrumenta tijekom instrumentacije. Stoga se u radovima na posebno konstruiranim aparatima (96, 97, 100,118) mjerila sila i okretni moment za vrijeme instrumentacije

korijenskog kanala na humanim zubima ili plastičnim blokovima i utvrđivalo se opterećenje koje instrument može podnijeti bez da se deformira ili pukne.

U dostupnoj literaturi nisu objavljeni rezultati koji su promatrali utjecaj tehnika instrumentacije na pojavu VFK.

5.1. ANALIZA VERTIKALNE SILE, OKRETNOG MOMENTA I VREMENA INSTRUMENTACIJE

5.1.1. ANALIZA VERTIKALNE SILE, OKRETNOG MOMENTA I VREMENA INSTRUMENTACIJE KOD STROJNIH PROTAPER INSTRUMENTATA

ProTaper instrumente karakterizira nerezujući sigurni vrh, pozitivan rezni kut, konveksni i trokutast poprečni presjek, a udruženi su s povećanim promjenjivim konicitetom duž radnog dijela. Ovakva konstrukcija smanjuje dodirnu površinu između instrumenta i dentina i daje im izvrsnu učinkovitost u rezanju i ukanjanju dentina tako stvarajući uvjete za napredovanje u apeksnom i lateralnom smjeru (91, 130). Osnovni set sačinjava 6 instrumenata, 3 "shaping files" i 3 "finishing files". Radi specifičnog oblika "shaping files" SX se rabi za preparaciju cervikalne trećine kanala. Instrument S1 se rabi za oblikovanje cervikalne trećine, ali i središnje kada s njim radimo na punoj radnoj duljini. Instrument S2 rabimo za preparaciju središnje trećine korijenskog kanala. "Finishing files" F1-3 se rabe za oblikovanje apeksne trećine (131, 132, 133). Budući se S1 instrument koristi dva puta tijekom obrade jednog kanala, proizvođači preporučuju češću zamjenu. Gotovo 38% oštećenih ProTaper instrumenata je upravo S1 instrument (132, 133).

ProTaper instrumenti su široko primjenjeni u kliničkoj praksi i predmet su znanstvenih istraživanja koja proučavaju mehanizam njihovog loma kao i opterećenje koje do toga dovodi.

U našem istraživanju nije došlo do loma niti jednog instrumenta. Deformacija također nije uočena, ali ne možemo sa sigurnošću tvrditi da nije nastala, budući da instrumente nismo

gledali pod mikroskopom. Pretpostavljamo da instrumenti nisu puknuli radi nekoliko razloga. Prvi razlog je taj što je maksimalna vertikalna ili apikalno usmjerena sila bila 4,92 N, a moment 13,14 Nmm (1,3 Ncm) i te su vrijednosti puno manje u odnosu na ranija istraživanja (98, 100) i na naputke proizvođača. U istraživanju Peters i sur. (98) apikalno usmjerena sila bila je od 0,8 do 16 N, najmanja srednja vrijednost sile bila je kod S2 instrumenta ($4,6 \pm 2,4$ N), a najveća kod F3 ($6,2 \pm 2,7$ N). Moment je bio između 0,1 i 5,4 Ncm (1-54 Nmm) s najmanjom srednjom vrijednosti kod S2 instrumenta $0,8 \pm 0,5$ Ncm (80 ± 50 Nmm) i najvećom srednjom vrijednosti kod F3 instrumenta $2,2 \pm 1,4$ Ncm (22-14 Nmm). U istraživanju Blum i sur. (110) vrijednosti vertikalne sile kod ProTaper instrumenata bile su od 2,9 – 4,2 N, a vrijednosti momenta ProTaper instrumenata od 7,19 – 15 Nmm. Drugi razlog je taj što smo po preporuci Peters i suradnika (98) prije strojnih ProTaper instrumenata kanal proširili ručnim K proširivačem #15 do radne duljine i tim smo instrumentom održavali prohodnost. Stalna prisutnost irigacijskog sredstva u korijenskom kanalu je treći razlog. Četvrti razlog je taj što smo poštovali preporuku ranijih istraživanja da se tijekom instrumentacije ProTaper instrumentima, koji imaju pozitivan kut rezanja, koristi što manja vertikalna sila kako bi se izbjeglo uglavljanje instrumenta u korijenskom kanalu (100,117), a time se smanjuje i okretni moment budući on ovisi o apikalno usmjerenoj sili (98).

Tijekom rada na 14 mm SX instrument pokazuje veće vrijednosti vertikalne sile i momenta od S1 instrumenta jer je radi većeg promjera i koniciteta veća dodirna površina instrumenta i stijenke dentina. Za vrijeme rada na punoj radnoj duljini najveća je vrijednost opterećenja kod F2 instrumenta koji je najvećih dimenzija. Naime, Blum i sur. (117) su ukazali da je povećanje momenta u direktnoj vezi s povećanjem kontakta radnog dijela instrumenta i dentina za vrijeme penetracije instrumenta dublje u korijenski kanal.

Analizom poprečnih rezova instrumentiranih zuba pod povećanjem mikroskopa 40x nije uočeno napuknuće/lom niti na jednom rezu. Smatramo da ukoliko se tijekom

instrumentacije ne prelaze vrijednosti vertikalne sile od 4,92 N i okretnog momenta od 13,14 Nmm vjerojatno neće nastati VFK kod ProTaper instrumentacijske tehnike kada se kanal širi do promjera 0,25 na svom vršku. Između ostalog u kanalu mora stalno biti prisutna irigacijska tekućina koja sprječava isušivanje unutarnje dentinske stijenke i time smanjuje trenje između instrumenta i dentina odnosno opterećenje za vrijeme instrumentacije.

Ukupno vrijeme potrebno za instrumentaciju jednog korijenskog kanala ProTaper instrumenta do promjera 0,25 mm je 7,98 minuta, a uključuje vrijeme rada instrumenta u kanalu, čišćenje instrumenta sterilnom gazom, irigaciju te promjenu instrumenta. Dobiveno vrijeme je sličnih vrijednosti poznatih u literaturi (82). Vrijeme instrumentacije za ProTaper iznosi $6,48 \pm 0,97$ minuta, a uključuje aktivnu instrumentaciju, promjenu instrumenta i irigaciju (82). U zakrivljenim kanalima (28° zakrivljenosti kanala) vrijeme instrumentacije bilo je $5,75 \pm 0,40$ minuta, a kod zakrivljenosti od 35° $6,30 \pm 0,36$ minuta (134). U odnosu na istraživanje Paqué i suradnika (135) puno je duže (90,9 sekundi) zato što je mjereno samo vrijeme rada u kanalu, a nije uključeno vrijeme promjene instrumenta i irigacija. U našem radu najduže vrijeme rada bilo je sa $S1^{(rd)}$ instrumentom. $S1^{(rd)}$ je prvi ProTaper instrument kojim obrađujemo središnju trećinu korijenskog kanala koja je prethodno bila obrađena samo ručnim K proširivačem #15. Zbog suženog dijela kanala morali smo ukloniti veću količinu dentina pa je bilo potrebno češće čišćenje radnog dijela i češće irigacije.

5.1.2. VERTIKALNA SILA, OKRETNI MOMENT I VRIJEME KOD RUČNIH PROTAPER INSTRUMENATA

Dosadašnja istraživanja proučavala su vertikalnu silu i okretni moment kod strojnih NiTi instrumenata. U dostupnoj literaturi još nisu publicirani radovi u kojima su mjereni vertikalna sila i okretni moment kod ručnih ProTaper instrumenata. Jedan od ciljeva ovog rada je bio pomoću aparata za mjerenje vertikalne sile i okretnog momenta izmjeriti njihove vrijednosti kod ručnih ProTaper instrumenata te vidjeti je li tijekom instrumentacije došlo do

napuknuća dentinske stijenke ili VFK. Eksperiment je proveden na izvađenim humanim zubima. Budući da još nema dostupnih rezultata, istraživanje smo proveli na zubima s jednim ravnim korijenom i jednim korijenskim kanalom. Kanali su bili različitog početnog promjera, od 0,06 - 0,15 mm. Svi kanali su, prije rada s ručnim ProTaper instrumentima, prošireni ručnim K-proširivačem do # 15 kako bi svi na radnoj duljini imali isti promjer 0,15 mm (131).

U našem istraživanju najveća vrijednost vertikalne sile je kod S2 instrumenta (6,94 N), a najveća vrijednost momenta je kod SX instrumenta (12,03 Nmm). Promatranjem segmenata korijena pod mikroskopom nije uočena napuklina niti lom stijenke korijenskog kanala. Nije uočena deformacija niti lom instrumenta.

Analizom naših rezultata uočeno je da se s povećanjem vertikalne sile povećava vrijednost okretnog momenta. Pretpostavljamo da se uslijed povećanja vertikalne sile povećava i sila kojom instrument djeluje na stijenku kanala u horizontalnoj ravnini. Pritom se javlja sila trenja koja je proporcionalna sili koja djeluje na stijenku kanala. Naime što je veća vertikalna sila bit će potreban i veći okretni moment, kako bi se savladala sila trenja, i kako bi se instrument aktivirao odnosno rotirao u smjeru kazaljke na satu. Pri tome se radni dio instrumenta urezuje u stijenku dentina i time proširuje korijenski kanal.

Rezultati istraživanja Peters i sur. (98) ukazuje da se povećanjem koniciteta instrumenta i promjera na njegovom vršku povećava i moment. U našem se radu ovakva povezanost uočava između instrumenta S1 i SX kada se obrađuje cervikalna trećina korijenskog kanala. Sila i moment su veći kod SX instrumenta koji ima veći konicitet i promjer. U apeksnoj trećini kod F2 instrumenta, čiji je promjer na vršku 0,25 mm, veće su vrijednosti u odnosu na F1 instrument s promjerom 0,20 mm. Međutim, odstupanje od ovog zaključka je kod S1 instrumenta tijekom rada na punoj radnoj duljini i S2 instrumenta. Iako S1 instrument ima manji promjer i konicitet od S2 instrumenta veće su vrijednosti opterećenja. Pretpostavljamo da je to zato što S1 instrument je prvi instrument kojim dolazimo

na punu radnu duljinu i pri tome prolazi nekoliko milimetara kanala koji su prethodno bili prošireni samo ručnim K-proširivačem #15. Zbog uskog promjera kanala tijekom rotacije instrumenta u smjeru kazaljke na satu veća površina aktivnog dijela instrumenta ureže se u dentinsku stijenku pa je i veće opterećenje instrumenta odnosno vertikalna sila i moment. Dakle, povećanjem kontaktne površine, povećava se vertikalna sila i moment kao i kod strojnih tehnika instrumentacije (98, 117,119).

Interesantan je nalaz uočen kod instrumenta SX koji je najmasivniji instrument s najvećim promjerom. Medijan vrijednosti momenta SX instrumenta je najveći. Budući da vertikalna sila kod SX instrumenta nije bila najveća, nameće se zaključak kako povećanje promjera instrumenta ima veći utjecaj na povećanje okretnog momenta, nego na vertikalnu silu.

Poznavanjem vrijednosti vertikalne sile i momenta tijekom rada s ručnim ProTaper instrumentom može utjecati na uspješniju instrumentaciju bez iatrogene pogreške kao što je lom instrumenta koja može nastati kao posljedica uglavljivanja instrumenta zbog torzionalnog zamora tijekom rotacije instrumenta. Osim toga navedene maksimalne vrijednosti opterećenja nisu dovele do VFK i stoga smatramo da su sigurne u kliničkom radu kod širenja korijenskog kanala do promjera 0,25mm s ručnim ProTaper instrumentima.

Za instrumentaciju korijenskog kanala kod ručnih ProTaper instrumenata medijani vrijednosti vremena instrumentacije su 2-3 minute. Kod instrumenata s većim promjerom potrebno je duže vrijeme instrumentacije, osim kod S1^(rd) i S2 instrumenta. Duže vrijeme kod S1^(rd) instrumenta je potrebno zato što radi suženog kanala instrumentom polako napredujemo prema apeksu i potrebno je više puta čistiti instrument, provjeravati prohodnost te ispirati kanal.

5.1.3. VERTIKALNA SILA, OKRETNI MOMENT I VRIJEME KOD PROFILE INSTRUMENTATA

Preporučljiva tehnika kod ProFile instrumenata je "crown-down" jer se stvara manja vertikalna sila i okretni moment (100). ProFile instrumenti imaju poprečni U-oblik s reznim plohamama, modificirani zaobljeni vrh te povećani, ali konstantni konicitet duž radnog dijela (128, 136, 137). Zadržavaju se u kanalu do 5-10 sekundi (89, 139) i preporučuju se kratki pokreti utiskivanja i izvlačenja (124). Kod instrumenata manjeg promjera je veća pojavnost deformacije i loma (96). S povećanjem promjera instrumenta povećava se moment pri kojem će instrument puknuti (113, 139). Instrument s većom vrijednosti maksimalnog momenta je rezistentniji na torzionalni lom (140). Kod rabljenih instrumenata frakturni moment je manji u odnosu na nove instrumente (113, 141, 142) i češće pucaju radi smanjenja praga zamora materijala (143). Pojava loma instrumenta se javlja u 0,3 % slučajeva na prirodnim zubima, a u 81% slučajeva zalomljeni dio je u apeksnoj trećini. Najčešće puca ProFile 25 (144). Lubrikant u kanalu smanjuje okretni moment i torzionalno opterećenje ProFile instrumenata (102). Ukoliko se u kanalu nalazi Glyde, povećava se vertikalna sila jer se Glyde prijanja u U-oblik reznog dijela i sakuplja dentinsku strugotinu, dok tekućina kao što je voda ili EDTA ispiru tkivni debris s instrumenta (102, 145). ProFile instrumenti su učinkoviti u oblikovanju korijenskog kanala, ne zatrpavaju kanal strugotinom (146) i ne stvaraju perforaciju stijenke kanala (147). U 24% slučajeva instrumentiranih kanala stvara se "zip" i 3% "ledges" (134). Sigurno se mogu koristiti za instrumentaciju 5-10 kanala (89, 97, 148).

Moment koji uzrokuje separaciju instrumenta bio je od 3,7 do 32 Nmm (97). U našem radu nismo vidjeli deformaciju niti lom instrumenta, a moment je bio od 0,27 do 15,43 Nmm. Smatramo da, iako je moment bio velik, do loma nije došlo radi male vertikalne sile koja je bila od 0,2 do 5,13 N, stoga što smo ručnim instrumentom K proširivačem #15 održavali prohodnost nakon svakog strojnog instrumenta. Dobiveni rezultati momenta su viši u odnosu

na istraživanja Bluma i sur. (117), da Silve i sur. (118) koji su također instrumentirali ravne kanale. Okretni moment je bio 0,18 - 0,2 Nmm (117) i 1,28-2,01 Nmm . Sila je iznosila od 2,9 – 4,2 N (72) i 3,37 - 5,99 N (117) i približna je našim vrijednostima.

Analizom rezultata uočili smo da su sila i moment najveći kod OS3 instrumenta. To je prvi ProFile instrument kojim smo oblikovali cervikalnu trećinu korijenskog kanala. Osim toga on je i najvoluminozniji instrument kojeg smo koristili. Naime pretpostavljamo da bi u kliničkom radu, radi smanjenja opterećenja prvog "orifice shaper" ProFile instrumenta, kanal trebalo prethodno proširiti Gates-Glieden svrdlom većim od #3 i to ne samo ulaz u korijenski kanal. S povećanjem duljine instrumentacije do 20 mm vertikalna sila je bila približnih vrijednosti (instrumenti OS2, 25/0.06 i 20/0.06). Medijan okretnog momenta se povećavao s duljinom instrumentacije, iako se promjer instrumenata smanjivao. Smatramo da je zbog smanjivanja promjera kanala s duljinom instrumentacije vrh instrumenta izložen većem trenju te se odražava na povećanje okretnog momenta. Kako bi se izbjegao lom instrumenta potrebno je tijekom oblikovanja središnje i cervikalne trećine korijenskog kanala primjeniti malu vertikalnu silu, instrument zadržavati kratko u kanalu (5-10 sekundi), često čistiti radni dio instrumenta te ispirati kanal.

Tijekom rada na punoj radnoj duljini 21 mm s povećanjem promjera instrumenta povećava se vrijednost medijana sile i momenta. Nalaz potvrđuje ranija istraživanja (98) da se s povećanjem promjera instrumenta povećava i opterećenje odnosno vertikalno usmjerena sila i okretni moment.

Vrijeme potrebno za instrumentaciju kod kanala s 20° zakrivljenosti bilo je 7,76 minuta, a s 40° 7,95 minuta (115). U našem radu medijani vrijednosti vremena instrumentacije su 1-2 minute s maksimalnom vrijednosti kod instrumenta 25/0.04 i iznosi 6 minuta.

Mikroskopskom analizom poprečnih rezova nije uočena vertikalna fraktura korijena. Smatramo da je to zbog stalnog prisustva irigacijskog sredstva u korijenskom kanalu i održavanja prohodnosti ručnim instrumentom te male vertikalno usmjerene sile.

5.1.4. VERTIKALNA SILA, OKRETNI MOMENT I VRIJEME KOD STEP-BACK TEHNIKE

Step-back tehnika je provedena pomoću 3 različita tipa čeličnih ručnih instrumenata (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) konstantnog koniciteta .02 te aktivnog vrška koji konstrukcijom odgovaraju ISO standardu. K-proširivači (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) i K-strugači (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) izrađeni su uvijanjem žice kvadratnog ili trokutastog profila. Međusobno se razlikuju po broju navoja po jedinici površine i to tako da K – tip proširivača ima manji broj navoja. H – strugač (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Švicarska) dobiva se urezivanjem žice okruglog profila i okruglog su oblika na poprečnom presjeku. Mogu se rabiti u nekoliko instrumentacijskih tehnika npr. "step back", "crown down", "balanced force, hibridna (149).

U dostupnoj literaturi nema objavljenih radova u kojima su se mjerili vertikalna sila i okretni moment kod ručnih čeličnih instrumentata u tehnici step-back. Analizom naših rezultata uočeno je da su najveće vrijednosti vertikalne sile, okretnog momenta i vremena instrumentacije kod proširivača, a najmanje kod H-strugača. Smatramo da je to radi konstrukcije instrumenta te različitih pokreta instrumentacije. Proširivač i K strugač imaju spiralne navoje i izrađeni su uvijanjem. Namjena proširivača je širenje korijenskog kanala, stoga je on najaktivniji instrument u step-back tehnici. Da bi se aktivirali u kanalu moraju se utisnuti u dentinsku stijenu i rotirati u smjeru kazaljke na satu za četvrtinu ili trećinu kruga. Pri rotaciji se javlja trenje koje se povećava sa stupnjem rotacije instrumenta u kanalu. Naime, veće su vrijednosti opterećenja kod K – proširivača koji je rotiran za trećinu kruga u odnosu na K – strugač koji je rotiran za četvrtinu kruga. H strugač izrađen je urezivanjem te se ne

smije rotirati u kanalu jer može puknuti. Namjena strugača je ravnanje dentinske stijenke i uklanjanje nastale strugotine. Zato ga koristimo samo za cirkumferentno struganje dentinske stijenke. Budući da se on unosi u kanal s minimalnom vertikalnom silom i bez rotacije, vrijednosti sile i momenta su najmanje. Pretpostavljamo kako bi veće vrijednosti bile promatranjem sile tijekom izvlačenja instrumenta iz korijenskog kanala. Stoga su potrebna daljnja istraživanja, radi analize vrijednosti opterećenja tijekom step-back instrumentacije.

U istraživanju Garip i Günday (150) su uspoređivali čelične i nikal-titanske H i K-strugače veličine 15-40 i zaključili da NiTi ručni instrumenti izazivaju manju transportaciju i bolje prate kanal u odnosu na čelične ručne instrumente. Osim toga čelični instrumenti više šire u središnjoj trećini pa stvaraju mogućnost nastanka “strip” perforacije.

Iako step-back tehnika ima puno više instrumenata u svojoj sekvenci u odnosu na strojne tehnike instrumentacije ili ručni ProTaper, ipak se rabi u kliničkom radu upravo iz razloga što su istraživanja ukazala da se niti jednom tehnikom ne može u potpunosti instrumentirati korijenski kanal (68, 69, 70, 71, 72). Nameće se zaključak kako je u kliničkom radu preporučljivo koristiti kombinaciju strojne i ručne tehnike, dok se ne uspije proizvesti instrument koji će biti uspješniji u oblikovanju kanala (72).

Ukupno vrijeme potrebno za step-back instrumentaciju jednog ravnog kanala je 74,91 minutu, a uključuje rad instrumenta u kanalu, čišćenje i promjenu instrumenata te irigacijske postupke. Publicirani radovi uspoređuju vrijeme potrebno za instrumentaciju korijenskog kanala ručnom tehnikom i strojnim tehnikama. Iako je vrijeme u svim radovima za ručnu tehniku duže od strojnih ipak je znatno kraće u odnosu na rezultate našeg rada. Razlika je u tome što smo mi proučavali step-back tehniku u cijelosti, a ostali autori su promatrali vrijeme koje je potrebno za širenje apeksnog otvora samo s jednom vrstom instrumenta različitih promjera na vršku (79, 80, 81, 82).

Tijekom instrumentacije nije došlo do napuknuća ili vertikalne frakture niti jednog korijena.

5.1.5. VERTIKALNA SILA, OKRETNI MOMENT I VRIJEME KOD ENDO-EZE INSTRUMENATA

Endo-Eze (Ultradent Products, Inc., South Jordan, UT, USA) AET (Anatomic Endodontic Technology) je minimalno invazivni endodontski set za instrumentaciju koji se sastoji od sedam instrumenata. Svi instrumenti su izrađeni od čelika. Endo-Eze instrumenti se ne preporučuju za rad u zakrivljenim kanalima jer uzrokuju transportaciju i uklanjaju veliki volumen dentina naročito nakon veličine 30. U dosadašnjim radovima nisu objavljeni rezultati o vrijednostima vertikalne sile, okretnog momenta i vremena potrebnog za instrumentaciju kod Endo-Eze tehnike. Kod strojnih Endo-Eze instrumenata najveći medijan vertikalne sile je kod S2 instrumenta, a moment se povećava s povećanjem koniciteta i promjera instrumenta na vršku. Kod ručnih Endo-Eze instrumenata sila i moment se povećavaju s povećanjem promjera instrumenta. Maksimalna sila bila je od 0,65-4,24 N i približnih je vrijednosti kod ProFile tehnike gdje je bila 2,9 – 4,2 N (100) i 3,37 - 5,99 N (118). Moment je od 0,08-1,65 Nmm i također je približan objavljenim rezultatima momenta ProFile instrumenata: 0,18 - 0,2 Nmm (100) i 1,28-2,01 Nmm. U odnosu na naše rezultate kod ProFile i ProTaper tehnike, vertikalna sila je približnih vrijednosti, ali je moment manji kod Endo-Eze. Razlog je pretpostavljamo rotacija instrumenta u korijenskom kanalu koja je konstantna za ProTaper i ProFile instrumente i to u smjeru kazaljke na satu za razliku od Endo-Eze u kojem je za 30° u smjeru i obrnuto od kazaljke na satu. Takvim se načinom rotacije stvara manje trenje u kanalu pa je i moment niži.

Tijekom rada nije uočena deformacija ili lom instrumenta kao ni vertikalna fraktura korijena zuba pa je Endo-Eze sigurna tehnika za rad u ravnim kanalima do promjera 0,25 mm.

Medijan vrijednosti vremena instrumentacije je 1-5 minuta. Dakle, potrebno je više vremena u odnosu na strojne ProFile i ProTaper instrumente, dok je kraće u odnosu na ručnu ProTaper i step-back instrumentacijsku tehniku.

5.2. USPOREDBA INSTRUMENTACIJSKIH TEHNIKA

5.2.1. USPOREDBA STROJNIH I RUČNIH PROTAPER INSTRUMENTATA

Ručni i strojni ProTaper instrumenti su istog oblika, razlika je samo u načinu aktivacije - strojno ili ručno i pokretima tijekom instrumentacije. U dostupnoj literaturi još nisu publicirani radovi koji uspoređuju vertikalnu silu, moment i vrijeme instrumentacije između ove dvije tehnike.

Vrijeme potrebno za instrumentaciju je kraće kod strojne tehnike (7,98 min) u odnosu na ručnu (13,74 min). Razlika je zbog različitog načina aktivacije instrumenta. Strojni instrumenti se u konstantnoj rotaciji zadržavaju u korijenskom kanalu 5 sekundi, izvlače se van, očiste i postupak se ponavlja dok instrument bez otpora ne dolazi na duljinu instrumentacije. Kod ručnih instrumenata, instrumenti se za četvrtinu kruga rotiraju u smjeru kazaljke na satu, zatim isto toliko obrnuto od smjera kazaljke na satu, izvlače van, očiste i postupak se ponavlja do nesmetanog unošenja instrumenta u kanal do radne duljine.

Vertikalna sila i moment su veći kod ručnih "shaping" ProTaper instrumenata nego kod strojnih, dok "finishing" instrumenti imaju veću silu i moment kod strojnih.

5.2.2. USPOREDBA PROFILE I STROJNE PROTAPER TEHNIKE

ProFile i ProTaper instrumenti se međusobno razlikuju u instrumentacijskom slijedu, ali i obliku. ProTaper instrumenti imaju pozitivan kut rezanja, konveksan trokutast presjek i promjenjivi konicitet. Oblik im daje izvrsnu reznu učinkovitost, smanjenje kontaktne površine između instrumenta i dentinske stijenke. ProFile instrumenti imaju U-oblik s reznim plohamama i povećani, ali konstantni konicitet. Berutti i suradnici (151) ukazali su da razlika u obliku

poprečnog presjeka, konveksni za ProTaper i konkavni za ProFile utječe na otpornost u nastanku loma instrumenta kao posljedica uvijanja. Matematički model je pokazao da ProTaper instrumenti pokazuju niži i bolje raspodijeljenu napetost od ProFile instrumenata.

U istraživanju Peters i sur. okretni moment je bio niži kod ProTaper instrumenata u odnosu na ProFile i smatraju kako je razlog tome oblik instrumenta (98). Analizom naših rezultata vertikalne sile i momenta uočeno je da su tijekom obrade cervikalne trećine veći kod ProFile instrumenata. Za vrijeme obrade apeksne trećine sila i moment su veći kod ProTaper tehnike. Objašnjenje za ovu pojavu nalazimo u različitoj instrumentacijskoj sekvenci za ProTaper i ProFile tehniku. Naime, kod ProFile instrumentacije preporuča se "crown-down" tehnika pri čemu se sa svakim narednim instrumentom obrađuje dublji dio korijenskog kanala i postepeno obrađuje i širi kanal u smjeru od koronarno prema apeksno. Na taj se način stvara bolji (jednostavniji) pristup instrumentina .04 koniciteta do pune radne duljine i samo mali dio radnog dijela instrumenta je u kontaktu s površinom dentina. Kod ProTaper sekvence sa S1 i SX instrumentima se obrađuju najprije središnja i cervikalna trećina, a prvi slijedeći instrument, a to je ponovo S1 instrument, utiskujemo do pune radne duljine. Pri tome S1 instrument prolazi kroz nekoliko mm površine korijenskog kanala koji je do tada bio instrumentiran samo ručnim K instrumentom #15. Dakle, ovaj nalaz potvrđuje već ranije studije u kojima se zaključilo da moment ovisi o veličini dodirne površine zuba i instrumenta (119), a vertikalna sila povećava se kada instrument prolazi kroz uži promjer kanala.

Vrijeme instrumentacije je duže kod ProTaper instrumenata za vrijeme obrade cervikalne i središnje trećine, a apeksno duže.

5.2.3. USPOREDBA RUČNIH INSTRUMENATA KOD ENDO-EZE I STEP-BACK TEHNIKE

Endo-Eze ručni instrumenti kao i instrumenti iz step-back tehnike izrađeni su od istog materijala (čelika), a i konstrukcija instrumenta koja se odnosi na konicitet je ista. Stoga smo

uspoređivali vrijednosti opterećenja i vremena potrebnog za instrumentaciju između ove dvije tehnike. U literaturi nisu objavljeni rezultati koji uspoređuju ove instrumente.

Endo-Eze instrument br.15 ima manje vrijednosti sile u odnosu na sve ručne instrumente do promjera 0,25 mm, a okretni moment je manji u odnosu na K proširivač i K-strugač. Smatramo da je nalaz različit zbog različite instrumentacijske tehnike. Naime prije rada s ručnim Endo-Eze instrumentima kanal je do 18 mm obrađen strojnim Endo-Eze instrumentima tako da Endo-Eze br.15 samo uklanja strugotinu iz kanala jer je kanal prije početka instrumentacije Endo-Eze instrumentima proširen ručnim instrumentom K proširivačem #15. Endo-Eze instrumenti br. 20 i 25 pokazuju veću vrijednosti vertikalne sile i momenta u odnosu na instrumente iz step-back tehnike. Pretpostavljamo da je razlika u vrijednosti vertikalne sile uzrokovana samo većim pritiskom operatera tijekom unošenja instrumenata u korijenski kanal, a veća vertikalna sila je mogla utjecati na veće vrijednosti okretnog momenta.

Vrijeme instrumentacije bilo je duže kod step-back tehnike radi većeg broja instrumenata potrebnih za oblikovanje korijenskog kanala, ali i radi toga što je Endo-Eze tehnika kombinacija strojne i ručne tehnike instrumentacije.

6. ZAKLJUČCI

1. Vrijednosti vertikalne sile i okretnog momenta tijekom kemomehaničke obrade korijenskog kanala, strojnom i ručnom ProTaper, ProFile, step-back i Endo-Eze tehnikom do promjera 0,25 mm na apeksu, nisu izazvale nastanak djelomične ili potpune vertikalne frakture korijena.
2. Kod strojne ProTaper tehnike vrijednosti sile i momenta se povećavaju s povećanjem kontaktne površine radnog dijela instrumenta i stijenke dentina. Kontaktna površina se povećava s povećanjem promjera instrumenata te s povećanjem duljine instrumentacije.

3. Kod ručne ProTaper tehnike s povećanjem kontaktne površine instrumenta i stijenke dentina povećava se vertikalna sila i moment kao i kod strojnih tehnika instrumentacije. Povećanje promjera instrumenta ima veći utjecaj na povećanje okretnog momenta nego na vertikalnu silu.
4. Kod ProFile tehnike je najveća vrijednost medijana vertikalne sile i okretnog momenta kod prvog instrumenta kojim se obrađuje kanal (OS3 instrument). Moment se tijekom obrade središnje trećine povećavao iako se promjer instrumenta smanjivao. Vertikalna sila je približnih vrijednosti. Tijekom obrade apeksne trećine sila i moment se povećavaju s povećanjem promjera instrumenta.
5. Najveće vrijednosti medijana vertikalne sile i okretnog momenta su kod proširivača, a najmanje kod H-strugača.
6. Kod strojnih Endo-Eze instrumenata (S1, S2 i S3) medijan okretnog momenta se povećava s povećanjem koniciteta i promjera instrumenta na vršku. Kod ručnih Endo-Eze instrumenata br. 15, 20 i 25 vrijednosti medijana sile i momenta se povećavaju s povećanjem promjera na vršku instrumenta.
7. Instrumentacijski slijed i konstrukcija instrumenata utječe na vrijednosti vertikalne sile i momenta tijekom instrumentacije. Vertikalna sila i moment su veći kod ProFile tehnike tijekom obrade cervikalne trećine kanala. Za vrijeme obrade apeksne trećine, sila i moment su veći kod ProTaper tehnike. Tijekom "crown-down" tehnike kod ProFile instrumenata sa svakim se narednim instrumentom obrađuje dublji dio korijenskog kanala i postepeno obrađuje i širi kanal u smjeru od koronarno prema apeksno. Na taj se način stvara bolji (jednostavniji) pristup instrumentina do pune radne duljine u odnosu na ProTaper tehniku.
8. Ručni Endo-Eze instrumenti imali su veću vertikalnu silu i okretni moment u odnosu na ručne instrumente iz step-back tehnike.

9. Vrijeme potrebno za obradu korijenskog kanala je kraće kod strojnih instrumenata u odnosu na ručne instrumente radi manjeg broja instrumenata koji su potrebni za oblikovanje kanala.

7. LITERATURA

1. Pitts DL, Natkin E. Diagnosis and treatment of vertical root fractures. *J Endod* 1983;9:338-46.
2. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Kaplavi J. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. *J Endod* 1999;7:506-8.
3. Walton RE. Cracked tooth and vertical root fracture. In: Principles and practice of endodontics. 2nd ed. Philadelphia:WB Saunders, 1995:487.
4. Morfís AS. Vertical root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990;69:631-5.
5. Fuss Z, Lustig J, Tamse A. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. *Int Endod J* 1999;32:283-6.
6. Tamse A. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: diagnostic signs and clinical management. *Endodontic Topics* 2006;13:84-94.
7. Gher ME, Dunlap RM, Andreason MH, Kuhl LV. Clinical survey of fractured teeth. *JADA* 1987;114:174-7.
8. Testori T, Badino M, Castagnola M. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: a clinical survey of 36 cases. *J Endod* 1993;19:87-90.
9. Chan C-P, Tseng S-C, Lin C-P, Huang C-C, Tsai T-P, Chen CC. Vertical root fracture in nonendodontically treated teeth – a clinical report of 64 cases in Chinese patients. *J Endod* 1998;24:678-81.
10. Chin-Jyh Y. Fatigue root fracture: a spontaneous root fracture in nonendodontically treated teeth. *Br Dent J* 1997;182:261-6.

11. Vire DE. Failure of endodontically treated teeth:classification and evaluation. J Endod 1991;17:338-42.
12. Coppens CRM, DeMoor RJG. Prevalence of vertical root fractures in extracted endodontically treated teeth. Int Endod J 2003;36:926.
13. Trabert KC, Caputo AA, Abou-Rass M. Tooth fracture. A comparison of endodontic and restorative treatments. J Endod 1978;4:341-345.
14. Sornkul E, Stannard JG. Strength of roots before and after endodontic treatment and restorations. J Endod 1992;18:440-443.
15. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1992;67:458-467
16. Pilo R, Corcino G, Tamse A. Residual dentin thickness in mandibular premolars prepared by hand and rotatory instruments. J Endod 1998;24:401-5
17. Cohen S, Blanco L, Berman L. Vertical root fractures. J Am Dent Assoc 2003;134:434-41.
18. Walton RE, Rivera EM. Longitudinal tooth fractures. U: Walton RE, Rivera EM, ur. Principles and practice of endodontics. Philadelphia, Pennsylvania, USA: W.B. Saunders Company; 2002, str. 499-519.
19. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulp less teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1972;34:661-70
20. Sedgely CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? J Endod 1992; 18:332-5.
21. Papa J, Cain C, Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. Endod Dent Traumatol 1994;10:91-3.
22. Kishen A. Mechanism and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. Endodontic Topics 2006;13:57-83

23. Kinney JH, Nalla RK, Pople JA, Breunig TM, Ritchie RO. Age-related transparent root dentin: mineral concentration, crystallite size, and mechanical properties. *Biomaterials* 2005;26:3363-76.
24. Tonami K, Takahachi H. Effect of aging on tensile fatigue strength of bovine dentin. *Dent Mater J* 1997;16:156-69.
25. Fuss Z, Lustig J, Katz A, Tamse A. An Evaluation of endodontically treated vertical root fractured teeth: impact of operative procedures *J Endod* 2001;27:46-8.
26. Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod* 1997;23:533-4.
27. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod* 2003;29:523-8.
28. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture *J Endod* 2003;29:529-34.
29. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. *J Endod* 1999;27:46-8.
30. Silver-Thom MB, Joyce TP. Finite element analysis of anterior tooth root stresses developing during endodontic treatment. *J Biomech Eng* 1999;121:108-15.
31. Blum J-Y, Esber S, Micallef J-P. Analysis of forces developed during obturations. Comparison of three gutta-percha techniques. *J Endod* 1997;23:340-5.
32. Saw L-H, Messer HH. Root strains associated with different obturation techniques. *J Endod* 1995;21:314-20.
33. Holcomb JQ, Pitts DL, Nicholls JI. Further investigation of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. *J Endod* 1987;13:277-84.
34. Pitts DL, Matheny HE, Nicholls JI. An in vitro study of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. *J Endod* 1983;9:544-50.

35. Dulaimi SF, Wali Al-Hashimi MK. A comparison of spreader penetration depth and load required during lateral condensation in teeth prepared using various root canal preparation techniques. *Int Endod J* 2005;38:510-5.
36. Rundquist BD, Versluis A. How does canal taper affect root stresses? *Int Endod J* 2006;39:226-37.
37. Felton D A, Webb EL, Kanoy BE, Dugoni J. Threaded endodontics dowels: effect of post design on incidence of root fracture. *J Prosthet Dent* 1991;65:179-87.
38. Martinez-Insua A, daSilva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core of carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998;80:527-32.
39. Torbjorner A, Fransson B. Biomechanical aspect of prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont* 2004;17:135-41.
40. Bower RC. Furcation morphology relative to periodontal treatment. Furcation root surface anatomy. *J Periodontol* 1979;50:366-74.
41. Morando G, Leupold RJ, Meiers JC, Measurement of hydrostatic pressures during simulated post cementation. *J Prosthet Dent* 1995;74:586-90.
42. Grieznis L, Apse P, Soboleva U. The effect of 2 different diameter cast posts on tooth root fracture resistance in vitro. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofac J* 2006;8:30-2.
43. Darabi F, Namazi L. A comparison of the fracture resistance of endodontically treated teeth using two different restoration systems. *Dent Res J* 2008;5;65-9.
44. Hu YP, Pang LC, Hsu CC, Lau XH. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. *Quintessence Int* 2003;34:349-53.

45. Isidor F, Odman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996;9:131-6.
46. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzales A, Sanchez-Martin FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent* 2006;31:47-54.
47. Peciuliene V, Rimkuvienė J. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: a clinical survey. 2004;6:77-80.
48. Yang HS, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent* 2001;85:558-67.
49. Meister F Jr, Lommel TJ, Gerstein H. Diagnosis and possible causes of vertical root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1980;49:243-53.
50. Gher ME, Dunlap RM, Anderson MH, et al . Clinical survey of fractured teeth. *J Am Dent Assoc* 1987;174:174-177.
51. Tamse A. Iatrogenic vertical root fractures in endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol* 1988;4:190-6.
52. Moule AJ, Kahler B. Diagnosis and management of teeth with vertical root fractures. *Aust Dent J* 1999;44:75-87.
53. Lustig J, Tamse A, Fuss Z. Pattern of bone resorption in vertically fractured endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;90:224-7.
54. Lin LM, Langeland K. Vertical root fracture. *J Endod* 1982;8:558-62.
55. Youssefzadeh S, Gahleitner A, Dorffner R, Bernhart T, Kainberger FM. Dental vertical root fractures: value of CT detection. *Radiol* 1999;210:545-9.

56. Nair MK, Nair UP, Gröndahl HG, Webbwe RI. Detection of artificially induced vertical radicular fractures using Tuned Aperture Computed Tomography. *Eur J Oral Sci.* 2001;109:375-9.
57. Hannig C, Dullin C, Hülsmann M, Heidrich G. Three-dimensional, non-destructive visualisation of vertical root fractures using flat panel volume detector computer tomography: an ex vivo in vitro case report. *Int Endod J* 2005;38:904-13.
58. Lee J-U, Kwon K-J, Koh K-J. Diagnostic accuracy of artificially induced vertical root fractures: a comparison of direct digital periapical images with conventional periapical images. *Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2004;34:185-90.
59. Selden HS. Repair of incomplete vertical root fractures in endodontically treated teeth – in vivo trials. *J Endod* 1996;22: 426-9.
60. Funato A, Funato H, Matsumoto K. Treatment of a vertical root fracture. *Endod Dent Traumatol* 1999;15: 46-7.
61. Schäfer E. Root canal instruments for manual use: a review. *Endod and Dent Traumatol* 1997;13:51-64.
62. Lee JH, Park JB, Andreasen GF, Lakrs RS. Thermomechanical study of NiTi alloys. *J Biomed Mat Res* 1988;22:573-88.
63. Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire. *Am J Orthod* 1978;73:142-51.
64. Andreasen G, Wass K, Chan KC. A review of superelastic and thermodynamic Nitinol wire. *Quintessence International* 1985;9:623-6.
65. Walia H, Brantley WA, Gerstein G. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root files. *J Endod* 1988;14:346-51.
66. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33:297-310.

67. Peters OA, Peters CI, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. *Int Endod J* 2003a;36:86-92.
68. Valli KS, Lata DA, Jagdish S. An in-vitro SEM comparative study of debridement ability of K-Files and Canal Master. *Indian J Dent Res* 1996;7:128-34.
69. Hülsmann M, Rummelin C, Schäfers F. Root canal cleanliness after preparation with different endodontic handpieces and hand instruments: a comparative SEM investigation. *J Endod* 1997;23:301-6.
70. Peters OA, Barbakow F. Effects of irrigation on debris and a smear layer on canal walls prepared by two rotary techniques: a scanning electron microscopic study. *J Endod* 2000;26:6-10.
71. Weiger R, ElAyouti A, Löst C. Efficiency of hand and rotary instruments in shaping oval root canals. *J Endod* 2002;28:580-3.
72. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RACe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2004;37:239-48.
73. Barbizam JVB, Fariniuk FL, Marchesan MA, Pecora JD, Sousa-Neto MD. Effectiveness of manual and rotary instrumentation techniques for cleaning flattened root canals. *J Endod* 2002;28:365-6.
74. Ferraz CCR, Gomes NV, Gomes BPFA, Zaia AA, Teixeira FB, Souza-Filho FJ. Apical extrusion of debris and irrigants using two hand and tree engine-driven instrumentation techniques. *Int Endod J* 2001;34:354-8.
75. Garip Y, Günday. The use of computed tomography when comparing nickel-titanium and stainless steel files during preparation of simulated curved canals. *Int Endod J* 2001;34:452-7.

76. Yang GB, Zhou XD, Zhang H, Wu HK. Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in simulated root canals. *Int Endod J* 2006;39:791-9.
77. Taşdemir T, Aydemir H, Inan U, Ünal O. Canal preparation with Hero 642 rotary Ni-Ti instruments compared with stainless steel hand K-file assessed computed tomography. *Int Endod J* 2005;38:402-8.
78. Schäfer E. Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Endod* 2001;92:215-20.
79. Schäfer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile-Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 2002;35:505-13.
80. Schäfer E, Lohmann D. Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile-Part 2. Cleaning effectiveness and instrumentation results in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2002;35:514-21.
81. Schäfer E, Florek H. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 2003;36:199-207.
82. Schäfer E, Schlingemann R. Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2003; 36:208-17.
83. Iqbal MK, Firic S, Tulcan J, Karabucak B, Kim S. Comparison of apical transportation between ProFileTM and ProTaperTM NiTi rotary instrument. *Int Endod J* 2004;37:359-64.

84. Gambarini G. Advantages and disadvantages of new torque-controlled endodontic motors and low-torque Ni-Ti rotary instrumentation. *Aust Endod J: J Austr Soc of Endod* 2001a; 27:99-104.
85. Iqbal MK, Maggiore F, Suh B, Edwards KR, Kang J, Kim S, Phil M. Comparison of apical transportation in four Ni-Ti rotary instrumentation techniques. *J Endod* 2003;29:587-91.
86. Hata G, Uemura M, Kato AS, Imura N, Novo NF, Toda T. A comparison of shaping ability using ProFile, GT File, and Flex-R Endodontic instruments in Simulated Canals. *J Endod* 2002;28:316-21.
87. Kobayashi C, Yoshioka T, Suda H. A new engine-driven canal preparation system with electronic canal measuring capability. *J Endod* 1997;23:751-4.
88. Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontics motors in root canal instrumentation. *Endod Dent Traumotol* 2000;16:95-100.
89. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J* 2001b;34:386-9.
90. Peters OA, Laib A, Göhring TN, Barbakow F. Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography. *J Endod* 2001;27:1-6.
91. Ruddle CJ. Cleaning and shaping the root canal system. In: Choen S, Burns RC, eds. *Pathways of the Pulp*, 8th end. St. Louis, MO: Mosby, pp. 2002 str. 231-292.
92. Guelzow A, Stamm O, Martus P, Kielbassa M. Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. *Int Endod J* 2005;38:743-52.
93. Viana ACD, Gonzalez BM, Buono VTL, Bahia MGA. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006;39:709-15.

94. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;103:843-7.
95. Barbakow F, Lutz F. Lightspeed preparation technique evaluated by Swiss clinicians after attending continuing education courses. *Int Endod J* 1997;30:46-50.
96. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on Profile failures. *Int Endod J* 2001a;34:47-53.
97. Peters OA, Barbakow F. Dynamic torque and apical forces of ProFile .04 rotary instruments during preparation of curved canals. *Int Endod J* 2002;35:379-89.
98. Peters OA, Peters CI, Schönenberger, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J* 2003b;36:93-9.
99. Sattapan B, Palmera JEA, Messer HH. Torque during canal instrumentation using rotary Nickel-Titanium files. *J Endod* 2000;26:156-60.
100. Blum J-Y, Cohen A, Machtou P, Micallef JP. Analysis of force developed during mechanical preparations of extracted teeth using ProFile NiTi rotary instruments *Int Endod J* 1999a;32:24-31.
101. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagninno VA, Somma F. Influence of a brushing working motion on the fatigue life of NiTi rotary instruments. *Int Endod J* 2007; 40: 45-51.
102. Peters OA, Boessler C, Zehnder M. Effect of liquid and paste-type lubricants on torque values during simulated rotary root canal instrumentation. *Int Endod J* 2005; 38:223-9.
103. Yared G, Kulkarni GK. Accuracy of the TCM endo III torque-control motor for nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2004a; 30:644-5.

104. Yared G, Kulkarni GK. Accuracy of the DTC torque control motor for nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2004b;37:399-402.
105. Fife D, Gambarini G, Britto LR. Cyclic fatigue testing of ProTaper NiTi rotary instruments after clinical use. *Int Endod J* 2004;97:251-6.
106. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *J Endod* 2004;30:722-5.
107. Mandel E, Adib-Yazdi M, Benhanou LM, Lachar T, Mesgouey C, Sobel M. Rotary Ni-Ti profile sistem for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J* 1999;32:436-43.
108. Li U-M, Lee B-S, Shih C-T, Lan W-H, Lin C-P. Cyclic fatigue of Endodontic Nickel Titanium rotary instruments: static and dinamic tests. *J Endod* 2002;28:448-51.
109. Gheung GSP, Darvell BW. Low-cycle fatigue of NiTi rotary instruments of various cross-sectional sgapes. *Int Endod J* 2007;40:626-32.
110. Haikel Y, serfaty R, Bateman G, Singer B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1999;25:434-40.
111. Spanaki-Voreadi AP, Kerezoudis NP, Zinelis S. Failure mechanism of ProTaper Ni-TI rotary instruments during clinical use: fractographic analysis. *Int Endod J* 2006;39: 171-8.
112. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE. K3 Endo ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod* 2004;30:228-30.
113. Yared G. In vitro study of the torsional propertis of new and used ProFile nickel titanium rotary files *J Endod* 2004;30:410-2.

114. Bahia MGA, Gonzalez BM, Buono VTL. Fatigue behaviour of nickel-titanium superelastic wires and endodontic instruments. *Fatigue Fract Engng Mater Struct* 2007;29:518-23.
115. Thompson SA, Dummer PMH. Shaping ability of ProFile 0.04 taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. *Int Endod J* 1997;30:8-15.
116. Thompson SA, Dummer PMH. Shaping ability of Quantec series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *Int Endod J* 1998;31:259-67.
117. Blum J-Y, Machtou P, Ruddle C, Micallef JP. Analysis of mechanical preparations extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety Quotient. *J Endod* 2003;29:567-75.
118. da Silva FM, Kobayashi C, Suda H. Analysis of forces developed during mechanical preparation of extracted teeth using RaCe rotary instruments and ProFiles. *Int Endod J* 2005;38:17-21.
119. Blum J-Y, Machtou P, Micallef JP. Location of contact areas on rotary Profile® instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparations on extracted teeth. *Int Endod J* 1999b;32:108-14.
120. Yared G, Kulkarni G, Ghossayn F. An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments. *Int Endod J* 2003;36:764-9.
121. Schäfer E. Effect of sterilisation on the cutting efficiency of PDV-coated nickel-titanium endodontic instrument. *Int Endod J* 2002;35:867-72.
122. O'Hoy PYZ, Messer HH, Palamara JEA. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. *Int Endod J* 2003;36:724-32.

123. Hülsman M, Heckendorff M, Lennon A. Chelating agents in root canal treatment: mode of action and indications for their use. *Int Endod J* 2003;6:810-30.
124. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *Int Endod J* 2001b;34:471-5.
125. Ruddle CJ. The ProTaper technique. *Endodontic Topics* 2005;10:187-90.
126. Saunders EM. Hand instrumentation in root canal preparation. *Endodontic Topics* 2005;10:163-7.
127. Cheung GSP, Bian Z, Shen Y, Peng B, Darvell BW. Comparison of defects in ProTaper hand-operated and engine-driven instruments after clinical use. *Int Endod J* 2007;40:169-78.
128. Schreder C, Ackermann M, Barbakow F. Step-by-step description of a rotary root canal preparation technique. *Int Endod J* 1999;32:312-20.
129. Paque F, Barbakow F, Peters OA. Root canal preparation with Endo-Eze AET: changes in root canal shape assessed by micro-computed tomography. *Int Endod J* 2005;38:456-64.
130. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance, safety. *Am J Dent* 200;14:324-33.
131. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Beullens M, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Progressive versus constant tapered shaft design using NiTi rotary instrument. *Int Endod J* 2003;36:288-95.
132. Peng B, Shen Y, Cheung GSP, Xia TJ. Defect in ProTaper S1 instrument after clinical use: longitudinal examination *Int Endod J* 2005;38:550-57.
133. Cheung GSP, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darvell BW. Defect in ProTaper instrument after clinical use: longitudinal examination *Int Endod J* 2005;38:802-9.

134. Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RACe. Part 1. Shaping ability in curved canals. *Int Endod J* 2004;37:239-48.
135. Paqué F, Musch U, Hülsmann. Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J* 2005;38:8-16.
136. Lloyd A. Root canal instrumentation with ProFile™ instruments. *Endodontic Topics* 2005;10:151-4.
137. Jardine SJ, Gulabivala K. An in vitro comparison of canal preparation using two automated rotary nickel-titanium instrumentation techniques. *Int Endod J* 2000;33:381-91.
138. Di Fiore PM, Genov KA, Komaroff E, Li Y, Lin L. Nickel-titanium rotary instrument fracture: a clinical practice assessment. *Int Endod J* 2006;39:700-8.
139. Yared G, Kulkarni G. An in vitro study of the torsional properties of new and used rotary nickel-titanium files in plastic blocks. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;96:466-71.
140. Miya K, Ebihara A, Hayashi Y, Doi H, Suda H, Yoneyama T. Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* 2006; 39: 119-26.
141. Bahia MGA, Melo MCC, Buono VTL. Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;101:675-80.
142. Best S, Watson P, Pillar R, Kulkarni GGK, Yared G. Torsional fatigue and endurance limit of a size 30.06 ProFile rotary instrument. *Int Endod J* 2004;37:370-3.

143. Bahia MGA, Buono VTL. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;100:249-55.
144. Di Fiore PM, Genov KA, Komaroff E, Dasanayake AP, Lin L. Fracture of ProFile nickel-titanium rotary instruments: a laboratory simulation assessment.. *Int Endod J* 2006;39:502-9.
145. Yugel-Henry S, Vannesson H, Von Stebut J. High precision, simulated cutting efficiency measurement of endodontic root canal instruments: influence of file configuration and lubrication. *J Endod* 1990;16:418-22.
146. Bryant ST, Thompson SA, Al-Omari MAO, Dummer PMH. Shaping ability of ProFile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals: Part 1. *Int Endod J* 1998;31:275-81.
147. Bryant ST, Thompson SA, Al-Omari MAO, Dummer PMH. Shaping ability of ProFile rotary nickel-titanium instruments with ISO sized tips in simulated root canals: Part 2. *Int Endod J* 1998;31:282-9.
148. Yared GM, Bou dagher FE, Machtiu P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after simulated clinical use. *Int Endod J* 1999;32:115-9
149. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. *Endodontic Topics* 2005;10:30-76.
150. Garip Y, Günday M. The use of computed tomography when comparing nickel-titanium and stainless steel files during preparation of simulated curved canals. *Int Endod J* 2001;34: 452-7.
151. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba. A Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *J Endod* 2003;29:15-19.