

**МЕДИЦИНСКИ УНИВЕРСИТЕТ – СОФИЯ**  
**ФАКУЛТЕТ ПО ДЕНТАЛНА МЕДИЦИНА**  
**КАТЕДРА „КОНСЕРВАТИВНО ЗЪБОЛЕЧЕНИЕ“**

*Ръководител: проф. Д-р Радосвета Василева, дм*

---

**Д - р К а л и н К и р и л о в Ш и я к о в**

**Ортоградно лечение на случаи с фрактурирани  
инструменти в криви коренови канали**

Дисертационен труд за присъждане на образователна и научна степен  
„доктор“

**Научна специалност**  
03.03.01. Терапевтична стоматология

**Научен ръководител**  
Проф. Д-р Радосвета Иванова Василева, дм

София, 2018 г.

# С Ъ Д Ъ Р Ж А Н И Е

I. ВЪВЕДЕНИЕ.....	7
II. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР.....	8
II.1. Честота на фрактуриране на ендодонтските инструменти.....	8
II.2. Причини за фрактуриране на ръчните стоманени инструменти.....	10
II.3. Правила за предпазване от фрактури на ръчните стоманени инструменти.....	11
II.4. Причини за фрактуриране на машинните никел-титанови инструменти.....	12
II.4.1. Торзионен стрес.....	13
II.4.2. Циклична умора.....	15
II.5. Правила за предпазване от фрактури на машинните никел-титанови инструменти.....	17
II.6. Прогноза при възникване на фрактура на инструмент в кореновия канал.....	19
II.7. Решения при фрактуриране на инструмент в кореновия канал.....	20
II.8. Техники за ортоградно лечение на случаи с фрактуриран ендодонтски инструмент.....	21
II.8.1. Байпас на фрактурирани ендодонтски инструменти.....	21
II.8.1.1. Класическа техника.....	21
II.8.1.2. Байпас и ултразвуково-активирана иригация.....	25
II.8.1.3. Байпас под микроскоп.....	26
II.8.2. Микро-тръбни системи за отстраняване на счупени инструменти.....	28
II.8.2.1. Masserann kit.....	28
II.8.2.2. Endo Extractor.....	29
II.8.2.3. Микро-тръба и примка.....	30
II.8.2.4. Cancellier extractor kit.....	31
II.8.2.5. Игла и хедщрьом пила.....	32

II.8.2.6. File Removal System / Instruments Removal System.....	33
II.8.3. Ултразвукова техника за отстраняване на счупени инструменти.....	38
II.8.3.1. Описание на техниката.....	38
II.8.3.2. Фактори за успеха на ултразвуковата техника.....	43
II.8.3.3. Ограничения на ултразвуковата техника.....	45
II.8.3.4. Усложнения на ултразвуковата техника.....	46
II.8.3.5. Ендодонтски ултразвукови накрайници.....	48
II.8.3.6. Резонансна съвместимост между ендодонтски ултразвукови накрайници и пиезоелектрични апарати.....	52
II.8.3.7. Ултразвукова техника и накрайници – обобщение.....	54
II.8.3.8. Работен модел за стандартизирано изследване на ендодонтски ултразвукови накрайници.....	55
II.9. Анализ на литературния обзор.....	57
III. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ.....	59
СОБСТВЕНИ ИЗСЛЕДВАНИЯ.....	61
IV. МАТЕРИАЛИ.....	61
IV.1. Материали по Задача 1.....	64
IV.1.1. Материали по Подзадача 1.1.....	64
IV.1.2. Материали по Подзадача 1.2.....	65
IV.1.3. Материали и по Подзадача 1.3.....	65
IV.2. Материали по Задача 2.....	67
IV.3. Материали и по Задача 3.....	68
IV.4. Материали по Задача 4.....	69
IV.5. Материали по Задача 5.....	70
V. МЕТОДИ.....	72

V.1. Методи по Задача 1.....	72
V.1.1. Методи по Подзадача 1.1.....	72
V.1.2. Методи по Подзадача 1.2.....	78
V.1.3. Методи по Подзадача 1.3.....	80
V.2. Методи по Задача 2.....	85
V.3. Методи по Задача 3.....	88
V.4. Методи по Задача 4.....	90
V.5. Методи по Задача 5.....	94
VI. РЕЗУЛТАТИ.....	97
VI.1. Резултати по Задача 1.....	97
VI.1.1. Резултати по Подзадача 1.1.....	97
VI.1.2. Резултати по Подзадача 1.2.....	100
VI.1.3. Резултати по Подзадача 1.3.....	104
VI.2. Резултати по Задача 2.....	112
VI.3. Резултати по Задача 3.....	115
VI.4. Резултати по Задача 4.....	118
VI.5. Резултати по Задача 5.....	121
VII. ОБСЪЖДАНЕ.....	129
VII.1. Обсъждане по Задача 1.....	129
VII.1.1. Обсъждане по Подзадача 1.1.....	129
VII.1.2. Обсъждане по Подзадача 1.2.....	132
VII.1.3. Обсъждане по Подзадача 1.3.....	135
VII.2. Обсъждане по Задача 2.....	140
VII.3. Обсъждане по Задача 3.....	142
VII.4. Обсъждане по Задача 4.....	145

VII.5. Обсъждане по Задача 5.....	148
VIII. ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	153
IX. ИЗВОДИ.....	156
X. ПРИНОСИ.....	158
XI. ПРИЛОЖЕНИЕ.....	159
XII. БИБЛИОГРАФИЯ.....	171

## ИЗПОЛЗВАНИ СЪКРАЩЕНИЯ

ЕДТА – етилен-диамин-тетра-оцетна киселина

ЕУН – ендодонтски ултразвукови накрайници

ИКК – изкуствени коренови канали

КК – коренови канали

ККЗ – коренови канали на зъби

ПА – пиезоелектричен апарат

РД – работна дължина

РСИ – ръчни стоманени инструменти

УА – ултразвуков апарат

УЗВ – ултразвук, ултразвуков

УН – ултразвукови накрайници

Двън-irs – външен диаметър на микротръбичка от системата IRS

Дкк – най-малкият диаметър на ИКК в зоната на освободения фрагмент

Дфр – диаметър на фрагмента

Diff-irs – разлика между външния и вътрешния диаметър на микротръбичка от системата IRS

GG – Gates Glidden пилител

NaOCl – натриев хипохлорит

Ni-Ti – никел-титан, никел-титанов

R – радиус на оставащото около фрагмента пространство след освобождаването на фрагмента

## **I. ВЪВЕДЕНИЕ**

Фрактурирането на ендодонтски инструмент в кореновия канал (КК) създава препятствие за механичната и химична обработка на канала и последващото запечатване на ендодонтската система по общоприетите съвременни изисквания. Недостатъчната дезинфекция и obtуриране на канала могат да компрометират крайния резултат от лечението. Особено предизвикателство са случаите с разположение на фрагмента в средната и апикалната една трета на КК.

С въвеждането на операционния микроскоп в ендодонтията се появяват нови методи, апаратура и инструментариум, предоставящи възможности за решаване на клинични ситуации, които преди биха довели до загубата на зъба. С бързото развитие на микроскопската ендодонтия и непрекъснатата поява на нови методи и продукти нарастват нуждите от изследвания, които да посочат възможното и да поставят разумни граници на риска.

Ултразвуковата техника и по-новите микро-тръбни системи са основни съвременни средства за отстраняване на фрактурирани инструменти от кореновите канали. Те, заедно с класическия байпас, представляват основния арсенал от консервативни ортоградни решения за повечето ситуации с наличие на фрагмент в кореновия канал.

Отстраняването на счупени инструменти е важно, тъй като може да доведе до спасяването на зъба от екстракция. Поради наличието на много нерешени въпроси по темата, усилията в тази посока са оправдани.

## II. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР

### 1. ЧЕСТОТА НА ФРАКТУРИРАНЕ НА ЕНДОДОНТСКИТЕ ИНСТРУМЕНТИ

Проблемът с фрактурирането на ендодонтски инструменти в кореновите канали съществува от създаването на първите инструменти. По литературни данни клиничната честота на фрактуриране на **ръчните стоманени инструменти (РСИ)** (главно пили) е около 1,6% с граници на вариране от 0,7 до 7,4% [27, 32, 39, 41, 47, 48, 66, 69, 96, 103, 125, 128, 131, 132]. Weine [152] твърди, че най-много се чупят нерв-екстракторите, заради конструкционните им особености и употребата им преди време за механична обработка на стената на канала. На второ място по риск от фрактури са Хедщрьом пилите, отново свързано с конструкцията, тъй като се изработват чрез струговане, за разлика от изработваните чрез усукване К-пили и К-разширители.

**Никел-титановите инструменти (НТИ)** са 2 до 3 пъти по-еластични от стоманените и по-трудно се фрактурират при усукване [63, 67, 97, 145]. Според Parashos ръчните никел-титанови инструменти се употребяват много рядко и за ръчна работа се предпочитат стоманените. С по-масовата употреба на **машинните** инструменти обаче се наблюдава немаловажно увеличение на случаите с фрактуриран инструмент [63]. По литературни данни честотата на фрактуриране на НТИ варира от 0,4 до 21% [20, 21, 23, 61, 68, 76, 95, 96, 103, 108, 120, 131, 140]. При интерпретацията на тези резултати трябва да се има предвид начинът, по-който са получени. Само малка част са базирани на преглед на клинични случаи за наличие на

инструмент в канала [21, 69, 76, 103, 108, 120, 131]. Останалите са от ин витро изследвания или са следствие от преглед на клинично използвани инструменти, приготвени за изхвърляне след определен брой употреби. Прегледът не дават представа дали липсващата част от инструмента е останала в КК [20, 23, 95, 118]. Така според Parashos [96] реалната честота на фрактуриране на НТИ е около 1,0% с граници на вариране от 0,4 до 3,7%.

По въпроса кои инструменти се фрактурират повече – стоманените или никел-титановите, все още няма достатъчно изследвания, проведени при еднакви условия. Според изследванията на Spili et al [125] и Parashos et al [96] преобладават фрактурите на стоманени инструменти, а според Tzanetakakis et al [140], Iqbal et al [63] и Ruddle [114] повече се фрактурират никел-титановите. В тази връзка прави впечатление, че от 1956 г насам има само 14 изследвания, свързани с фрактурирането на стоманени инструменти. Единадесет от тях оценяват лечебния резултат и основната им цел не е разглеждане на честотата на фрактури на инструментите. За сметка на това от 1980 г до сега са проведени над 150 изследвания върху устойчивостта на фрактури на машинните никел-титанови инструменти, цикличната умора и микро-дефектите в никел-титана, получени след употребата им [20, 21, 23, 52, 59, 83, 85, 95, 98, 105, 118, 133, 156, 158, 159]. Т.е. фрактурите на инструменти добиват по-голяма актуалност след появата на машинните никел-титанови такива. Разбира се разликата в броя на изследванията може да е свързана и с по-ниските критерии и изисквания към ендодонтското лечение във времето преди 50 години.

## 2. ПРИЧИНИ ЗА ФРАКТУРИРАНЕ НА РЪЧНИТЕ СТОМАНЕНИ ИНСТРУМЕНТИ (РСИ)

Причините за фрактуриране на стоманените инструменти могат да бъдат обобщени в две групи – **употреба на амортизирани и деформирани инструменти** (т.е. такива с настъпила умора на материала) и **неспазване на правилната техника на работа** (т.е. грешки на оператора) [152]. Както бе споменато, конструкцията на инструмента определя устойчивостта на фрактури [2, 3, 152]. По тези причини са предложени правила и техники за работа с конкретните инструменти, съобразени с техните конструкционни и функционални особености.

Най-неустойчиви са нерв-екстракторите, следвани от Хедщрьом пилите, К-разширителите и К-пилите [152].

Най-честата причина за фрактура на нерв-екстрактор е употребата му в тесни и криви канали, в които инструментът не може да навлезе и е форсиран апикално до затягане. Фрактурата възниква при издърпването на инструмента [1, 2, 3, 152].

Хедщрьом пилите се чупят най-често при съпроводен с голяма ротация натиск в канала, водещо до завинтване и затягане на инструмента. Опитът за освобождаването му води до фрактура [3, 152].

При механичната обработка на канала могат да бъдат допуснати следните грешки с резултат фрактура на стоманен инструмент [1, 2, 3, 5, 6, 28, 139, 152]:

1. Да бъде прескочен (пропуснат) инструмент от последователността на номерата. Това води до използване на твърде голям инструмент за размерите на канала, употреба на прекомерна сила и фрикция, водещи до изкривяване, напукване и фрактура на инструмента.

2. Да се работи в канала в отсъствие на иригант или лубрикант. Увеличават се фрикцията, умората на стоманата и потенциалът за счупване.
3. Инструментът да се форсира в канала и манипулира грубо. Причинява заклещване на пилата, деформации и пукнатини в материала. При опит за освобождаването ѝ се получава фрактура.
4. Неизползване на предварително извити инструменти при криви и тесни КК. Води до затруднено навлизането на инструмента в извивката и налага използването на прекомерна сила и ротация.
5. Използването на голяма ротация в крив канал при предварително извити стоманени инструменти води до бърза умора на стоманата в зоната на най-голяма деформация и фрактура на инструмента.
6. Неизползването на междинни номера инструменти (напр. Golden Mediums, Dentsply-Maillefer; Medium Files, Mani) при криви и тесни КК води до ситуация на твърде голям инструмент за размера на канала. Това подтиква клинициста към употреба на прекомерен натиск и сила с неблагоприятни последствия.

### **3. ПРАВИЛА ЗА ПРЕДПАЗВАНЕ ОТ ФРАКТУРИ НА РСИ**

На базата на изследваните причини за фрактуриране на стоманените ръчни ендодонтски инструменти са обобщени следните препоръки за предпазване от счупване на инструмент [1, 2, 3, 5, 6, 28, 55, 56, 128, 139, 152]:

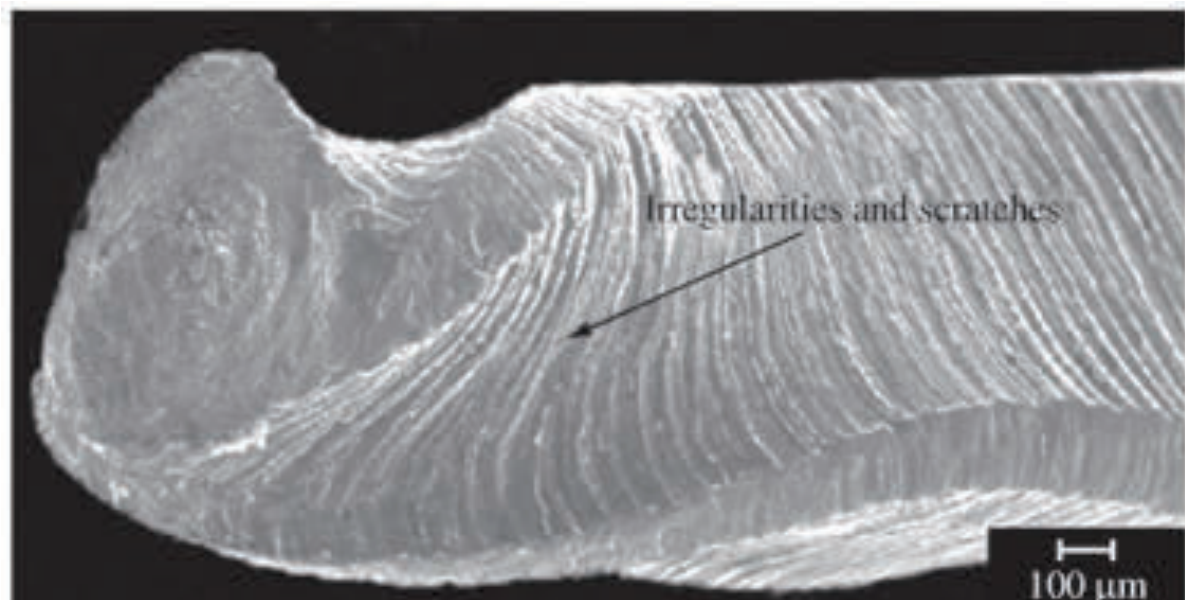
1. Да се използват само нови и недеформирани инструменти. Инструментите се преглеждат под увеличение преди и след употреба и увредените се отстраняват.
2. В канала да се работи само в присъствие на иригант и/или лубрикант.
3. Да се спазва определената последователност от номера инструменти и да не се пропуска инструмент.
4. С всеки инструмент се работи в канала докато инструментът започне да се движи свободно и чак след това се пристъпва към работа със следващия инструмент.
5. Да се работи внимателно и без форсиране на инструментите.
6. При криви КК, инструментът да се извива предварително по извивката на канала.
7. С извитите инструменти да се работи с минимална ротация – колкото 5-10 min от циферблата на часовника (около 30-60°).
8. При тесни и криви канали да се използват инструменти с междинни номера.

#### **4. ПРИЧИНИ ЗА ФРАКТУРИРАНЕ НА МАШИННИТЕ НИКЕЛ-ТИТАНОВИ ИНСТРУМЕНТИ (НТИ)**

Най-общо причините за фрактуриране на машинните никел-титанови инструменти могат да се обобщят в две групи – **торзионен стрес** (стрес от усукване) и **циклична умора** [4, 22, 24, 26, 30, 31].

#### 4.1. Торзионен стрес

**Торзионният стрес** представлява възникване на напрежение в инструмента, дължащо се на затягане и блокиране (спиране на ротацията) на върха му в канала, докато ендодонтският мотор продължава да върти останалата част от инструмента [26, 29, 59, 157]. Получава се усукване на инструмента около собствената му ос, мигновено възникване на деформация, пукнатини и в крайна сметка фрактура (фиг. 1).



Фиг. 1: SEM-изображение на деформиран и фрактуриран инструмент, причинено от торзионен стрес (от Matheus T. et al, 2007)

Затова ендодонтските мотори са снабдени със система за контрол на силата на въртене (torque control – торк-контрол) и за всяка група инструменти се правят съответните настройки. Системата се настройва така, че при заклещване на инструмента, силата на въртене на мотора да не надхвърля силата, необходима за деформиране и фрактура на инструмента [30, 31, 52, 155]. Твърди се, че за неопитен оператор торк-

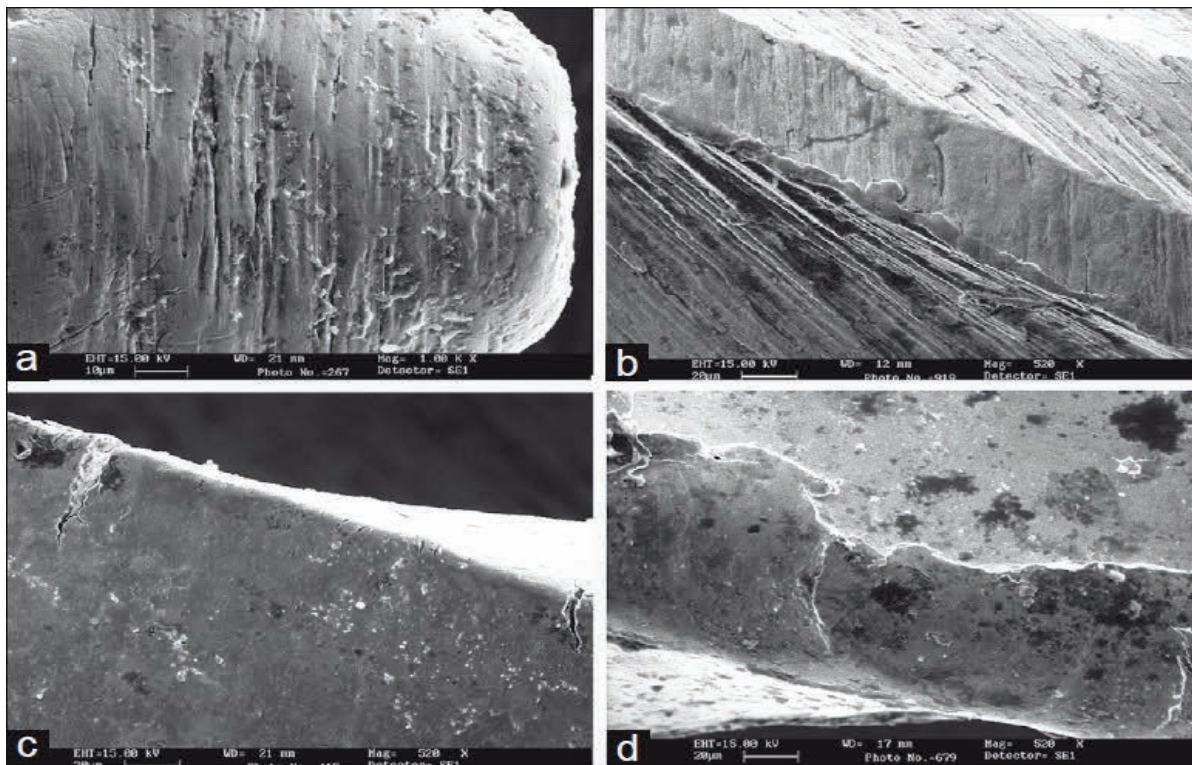
контролът значително намалява вероятността за фрактура на инструмент [155]. Друга вградена защитна система на ендодонтските апарати е ASR (auto-stop-reverse), чиято цел е да спре автоматично движението на мотора и да обърне посоката на въртене при заклещване и спиране на върха на инструмента [58]. Повечето никел-титанови инструменти могат да издържат между 1,5-3 пълни оборота на усукване около оста си преди да се фрактурират. При скорост на въртене 300 оборота в минута обаче 1,5-3 оборота се извършват за 0,3-0,6 секунди, което в повечето случаи е твърде кратко време за да може ASR системата да реагира и предотврати фрактурата. Също така съществува мнение, че ASR системата може да увеличи цикличната умора на инструментите (от честото обръщане на посоката на ротация) и също да повиши риска от фрактура [28]. Затова каналът трябва да бъде разширен предварително ръчно и да бъде създадено пространство за безпрепятствено плъзгане на върха на инструмента до апекса, без риск от затягането и спирането му [24, 26, 44]. Предварителното разширение е наречено „glide path” (англ. “път на плъзгане”), което засега няма общоприет превод на български. Понятието може да бъде срещнато като – „път на прохождение” [5], „напълно проходим канал” [6], „път на плъзгане”, „гладък път”. Това представлява прохождение и разширение на канала на пълна работна дължина до ръчен инструмент с ISO номер 15-20 [142]. Има предложение да бъде осъществявано с машинни никел-титанови инструменти (напр. Pathfile и Proglider на фирмата Dentsply-Maillefer; ScoutRace и Race ISO 10 range на фирма FKG; G-files на фирма Micro-Mega; V-Glide Path 2 на фирма SS White; SafeSiders (стоманени и никел-титанови) на фирма EDS; Pre Shapers на Specialized Endo; EndoWave MGP kit на Morita [43], но отново след ръчно разширение на канала до ISO номер 10 [98].

## 4.2. Циклична умора

**Цикличната умора** представлява отслабване, деформация и напукване на машинния инструмент поради циклично повторение на опън и компресия на материала по време на ротацията на инструмента в извивката на канала [21, 23, 55, 133, 156]. Стресът възниква в инструмента в областта на най-острата част на извивката. По тази причина по-опасни са острите извивки, дори и малки. Плавните извивки с голям радиус разпределят напрежението върху инструмента на по-голяма площ, с което натоварването намалява.

Най-бързо възниква циклична умора при продължително задържане на ротиращия се инструмент в една и съща позиция в остра извивка на канала [59, 105, 158]. Затова някои автори препоръчват оставащата след рисковата извивка апикална част на канала да бъде обработвана само с предварително изкривени РСИ. Друго решение е да се работи машинно, но инструментът да не се задържа в една и съща позиция в канала, а непрекъснато да се въвежда и извежда до достигане на пълна работна дължина. След това веднага се преминава към следващия инструмент. За намаляване на риска от фрактури поради циклична умора има препоръки към броя на употребите на инструментите. В криви и тесни (т.е. „трудни“) канали инструментите понякога се употребяват еднократно. В стандартния случай на сравнително широки и прави канали са допустими 6 – 12 употреби, в зависимост от вида инструмент. Смята се, че това е изключително важно, тъй като за разлика от стоманените инструменти, никел-титановите не претърпяват почти никаква видима деформация преди фрактура. Практически умората на материала може да бъде

наблюдавана само под увеличение като износване (промяна на повърхността на метала) и микро-пукнатини.



Фиг. 2: SEM-изображения на микропукнатини на никел-титанови инструменти, резултат от циклично натоварване (изображение от Subha N, Sikri VK., 2011)

Работи се по въпроса за конструкционно увеличаване на устойчивостта на машинните никел-титанови инструменти към торзионен стрес и циклична умора. Инструментите с по-голям обем метал на единица площ напречно сечение (т.е. с по-голям диаметър) са по-устойчиви на усукване. Парадоксалното обаче е, че те са с намалена устойчивост на циклично натоварване. Т.е. няма как да се компенсират и двата механизма на фрактуриране едновременно. Така се появява идеята за създаване на машинни инструменти с непостоянна коничност – инструментът е по-обемен там, където изпитва торзионен стрес, и е значително изтънен в частта, която е по-вероятно да попадне в извивката на канала [154]. Друг опит за компенсиране на двете основни причини за счупване на никел-

титанови инструменти е реципрочната ротация на инструмента. Ъгълът на въртене и в двете посоки е по-малък от този, необходим за усукване и пречупване на инструмента при затягане на върха. Освен това двупосочното въртене много намалява вероятността от заклиняване на върха между стените на канала (редуване на „завинтване” и „отвинтване”). Цели се и намаляване на цикличния стрес поради липсата на 360-градусова ротация (т.е. няма пълен цикъл). Няколко авторски колектива потвърждават предимствата на реципрочната концепция по отношение на устойчивостта на фрактури [42, 64, 65, 99, 143 161].

Според Bergenholtz et al [28], най-честият механизъм за фрактура на машинните никел-титанови инструменти не е свързан с цикличната умора и броя на употребите на инструмента, а с еднократно претоварване и моментна фрактура, дори при чисто нов инструмент (фрактура торзионен тип [130]).

## **5. ПРАВИЛА ЗА ПРЕДПАЗВАНЕ ОТ ФРАКТУРИ НА МАШИННИТЕ НИКЕЛ-ТИТАНОВИ ИНСТРУМЕНТИ**

Направени са следните препоръки [22, 36, 37, 101, 104, 110, 111, 112, 113, 114, 138, 141]:

1. Инструментите да се сменят често, за да се предотвратят фрактури от типа механична (циклична) умора на материала. В тесни и криви канали инструментите се използват еднократно. В средно широки и прави канали – 6-12 употреби в зависимост от вида инструмент.
2. Достъпът трябва да позволява безпрепятствено въвеждане на инструмента в канала.

3. Първоначално се създава т.нар. гладък път – прохождение на канала до пълна работна дължина и разширение с ръчни инструменти до ISO номер 15-20.
4. Следва разширение със съответната никел-титанова система, като трябва стриктно да се спазва препоръчаната от производителя последователност от инструменти – т.е. да не се пропуска инструмент.
5. Работи се само в присъствие на течност в канала – иригант и/или лубрикант.
6. Използва се ендодонтски микроmotor с препоръчаните настройки за съответния инструмент – скорост, въртящ момент (торк) и с активирана ASR система (auto-stop-reverse). Изключение правят реципрочните системи, при които не се ползва ASR система.
7. Използва се лек натиск и инструментът не се форсира там, където не може да отиде пасивно.
8. Работи се с възвратно-постъпателни движения – въвеждане и извеждане на инструмента до достигане на необходимата дължина на канала според използваната система. Инструментът не трябва да се задържа в ротация на една и съща позиция за повече от 1-2 секунди.
9. При канали с остра извивка е препоръчително зоната след извивката да бъде обработена последна, ръчно, с предварително извити стоманени инструменти.
10. Работи се по Crown-Down техника – първо се разширява коронарната зона, след това апикалната. Така апикално остава активна само върховата част на инструмента, което намалява напрежението върху него и риска от фрактури.

Въпреки създадените правила за безопасност, съществува мнението, че “само който не работи с никел-титанови инструменти, той никога не е чупил такива” [6, 28, 110, 113, 114, 139].

В тази връзка ще цитираме Grossman [56, 57], който още през 1968г (повече от 10 години преди появата на НТИ) казва „който все още не е счупил нито един инструмент в коренов канал, не може да е провел много на брой ендодонтски лечения”.

## **6. ПРОГНОЗА ПРИ ВЪЗНИКВАНЕ НА ФРАКТУРА НА ИНСТРУМЕНТ В КОРЕНОВИЯ КАНАЛ**

Фрактурите на инструмент в КК може да бъде причина за провал на ендодонтското лечение. Инструментът се явява препятствие в канала за достигане до пълна работна дължина и адекватна механична и химична обработка на ендодонциума.

Прогнозата на случая зависи от първоначалната инфектираност на канала, наличието на периапикално възпаление и степента на деконтаминация на канала в момента на счупване на инструмента [34, 39, 56, 70, 102, 109, 115, 116, 124, 127, 136, 147]. Възникването на фрактура в началото на ендодонтското лечение при инфектиран канал и периапикална патология значително влошава прогнозата [24]. Най-благоприятна е ситуацията при счупване на инструмент в края на препарирането на неинфектиран канал [60, 132, 137]. Strindberg [132] съобщава за 19% по-висока честота на неуспех при късното проследяване на случаи със счупен инструмент, в сравнение със случаите без наличие на такъв.

## **7. РЕШЕНИЯ ПРИ ФРАКТУРИРАНЕ НА ИНСТРУМЕНТ В КОРЕНОВИЯ КАНАЛ**

Вземането на решение за лечебния план при наличие на фрактуриран инструмент в канала се основава на няколко фактора [7, 8, 13, 14, 15, 40, 94, 110, 111, 119] .

Първо – от прогностична гледна точка трябва да бъдат преценени рисковете за зъба и пациента при оставане на инструмента *in situ*. При благоприятна прогноза (незасегнат периапекс, неинфектиран канал и завършена препарация на канала в момента на счупване на инструмента) не е задължително да бъде правен опит за отстраняване на инструмента. Може да се изчака и зъбът да бъде проследен за клинични и рентгенографски признаци в рамките на една година [17, 33, 34, 47, 48, 70, 75, 93, 102, 109, 115, 116, 124, 126, 127, 136, 141].

Второ – от гледна точка на лечебния план има значение дали на зъба ще се разчита да бъде мостоносител или важно звено в протетичното завършване на случая. Наличието на счупен инструмент все пак крие рискове от късни усложнения. В такива случаи, дори при добра прогноза, е по-добре да се мисли за опит за отстраняване на фрагмента [110, 111].

Трето – отстраняването на счупен инструмент е трудоемко и рисковано начинание. Различни фактори определят степента на риска и възможностите за успех (виж II.8.3.2), [62, 110, 111, 112, 113, 114, 121].

Преди предприемане на действия те трябва да бъдат преценени внимателно. При разположение на фрагмента след извивката на крив канал и невъзможност за безопасно изправяне на канала за осигуряване на видимост до фрагмента, единствената алтернатива е т.нар. байпас (преминаване покрай фрагмента с малък номер инструмент, достигане на

пълна работна дължина и завършване на лечението на канала при оставане на фрагмента *in situ*). При наличие на праволинеен достъп и видимост има избор от две възможни групи техники за отстраняване на фрагмента – ултразвукова и микро-тръбни техники [110, 111].

## **8. ТЕХНИКИ ЗА ОРТОГРАДНО ЛЕЧЕНИЕ НА СЛУЧАИ С ФРАКТУРИРАН ЕНДОДОНТСКИ ИНСТРУМЕНТ**

Техниките за консервативно третиране на счупени инструменти могат да се разделят на три вида:

1. Байпас
2. Микро-тръбни техники
3. Ултразвукова техника

### **8.1. БАЙПАС НА ФРАКТУРИРАНИ ЕНДОДОНТСКИ ИНСТРУМЕНТИ**

#### **8.1.1. Класическа техника**

Байпасът представлява преминаване с малък размер ендодонтски инструмент покрай фрагмента (заобикаляне) и достигане до пълна работна дължина. След това механичната, химична обработка и obtурирането на канала продължават с оставане на фрагмента *in situ*. Saunders et al [119] установяват, че obtуриращата способност на гутаперка и сийлър не се повлиява от присъствието на счупен инструмент в канала, тъй като фрагментът може да бъде интегриран в obtурационния материал [119].

Исторически това е първата предложена техника за третиране на счупени ендодонтски инструменти. От практическа гледна точка е възможна в два случая – първо, когато каналът е с овално напречно сечение, така че между него и фрагмента има пространство за преминаване с друг инструмент, и второ – когато фрактурата се е получила поради умора на материала и не е свързана с форсирането на инструмента в канала, т.е. фрагментът е хлабаво разположен [5]. **От съвременна микро-ендодонтска гледна точка** техниката е единствено решение при разположение на фрагмента дълбоко след извивката на канала с невъзможност за осигуряване на праволинеен достъп и визуализация с операционен микроскоп [110 – 114].

За осъществяване на байпаса се препоръчва употребата на малки номера ръчни стоманени разширители или пили [1, 2, 3, 5, 6], въпреки че до момента не са провеждани изследвания на ефективността на различни видове инструменти. Препоръчва се върхът на инструмента да бъде закривен в съответствие с извивката на канала и с лека ротация да бъде насочван в него в търсене на пространство между фрагмента и стената на канала [37, 87]. Както бе изяснено, предварително извитите стоманени инструменти не е подходящо да се ротират на повече от 30-60 градуса [2, 57, 128]. В случай на успех, стоманеният инструмент преминава покрай фрагмента и се достига пълната работна дължина. Следва рутинна препарация на канала и обтурирането му с оставане на фрагмента на място [1, 2, 3, 5, 6]. Cohen et al [37] препоръчват за препарацията след байпас да не се използват ротационни никел-титанови инструменти, поради повишен риск от повторна фрактура на инструмент. Това е свързано с промяната на характеристиките на една от стените на канала. Металът от фрагмента е с по-висока твърдост от дентина, а резбата на

инструмента създава релефна повърхност, която може да блокира ротацията на машинната пила и да доведе до фрактура от торзионен тип [37]. От друга страна Michiels [87] представя случай с байпас на фрактуриран инструмент, при който успешно е извършено инструментирание на канала с машинен никел-титанов PathFile и ръчен Protaper (Dentsply-Maillefer) в присъствие на фрагмента.

Възможните **усложнения на класическия байпас** са образуване на праг, фалшив ход, перфорация на канала, счупване на прохождащия инструмент или инструмент от последващата препарация на канала, изтласкване на фрагмента апикално и повторно запушване на лумена на канала на ново ниво, частично или цялостно изтласкване на фрагмента извън апикалния отвор [2, 37, 152].

**Образуването на праг** се дължи на форсирането на инструмента с който се прави байпаса при опита за минаване покрай фрагмента. За предотвратяване на усложнението се препоръчва употребата на добре премерен натиск и по-честа ротация. Операторът трябва да „сондира” с прохождащия инструмент зоната около фрагмента в търсене на пространство, в което върхът на инструмента да „затегне”. Едва тогава натискът е оправдан и техниката е подобна на тази при прохождането на облитерирани канали. Ако натискът е твърде силен и продължи по-дълго време може да доведе до създаване на **фалшив ход** и накрая излизане извън пределите на корена – *via falsa* с **перфорация**. Затова се препоръчва употребата на малки номера инструменти (до ISO №10), които не са достатъчно ригидни, за да позволят употребата на прекомерна сила.

Наличието на метален фрагмент в канала създава по-голяма твърдост и изразен релеф на част от стената му. При тези условия прохождащият стоманен инструмент изпитва по-голямо съпротивление, а триенето метал

в метал увеличава риска от блокиране на движението на върха му и възникване на **фрактура** от торзионен тип. Това важи и за последващата препарация на канала. Наличието на извивка допълнително увеличава рисковете от фрактура от типа циклична умора на стоманата, поради ротацията (макар и малка) в зоната на извивка на канала. Превенция на усложнението е спазване на правилата за ръчна препарация на криви канали. Техниката на Балансираната сила може да се окаже по-рискова при наличието на фрагмент, поради по-високата твърдост на метала в сравнение с дентина и промяната в силите, които действат на насочването (центрирането) на инструмента по оста на канала.

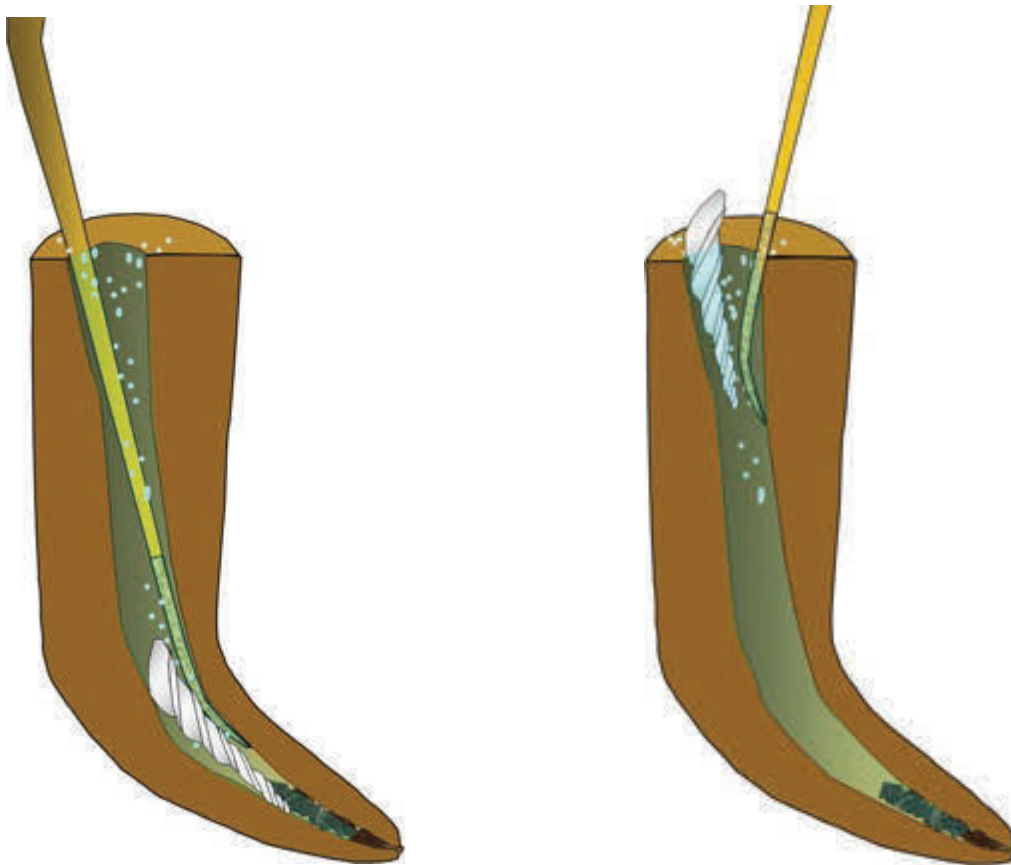
Не се препоръчва използването на машинни никел-титанови инструменти за препариране на канала в присъствие на фрагмент. Основните рискове са за блокиране на ротацията и възникване на фрактура от торзионен тип.

**Изтласкването на фрагмента в апикална посока** и повторно блокиране на канала на по-апикално ниво може да възникне след извършването на известно разширение на канала и създаване на пространство за движение на фрагмента [37]. Всяко въвеждане на инструмент в канала крие рискове от попадане на върха му върху фрагмента. Трябва да се разчита на тактилния усет, инструментите да се изкривяват предварително и по усет да бъдат насочвани покрай счупения инструмент. Използването на резки движения и груба сила със сигурност крият риск от разместване на фрагмента.

**Частичното изтласкване на фрагмента извън апекса** крие по-големи рискове от апикална патология в сравнение с цялостното му изместване извън канала [1, 2, 3, 5].

### 8.1.2. Байпас и ултразвуково активирана иригация

Класическата техника байпас може да бъде комбинирана със съвременните ендодонтски инструменти за **ултразвуково-активирана иригация**, с цел раздвижване на фрагмента и отстраняването му от канала чрез разтвора за промивка [110, 111, 137]. Това се прави след успешен байпас и завършване на разширението на канала (фиг. 3). Ултразвуковите инструменти се извиват предварително и внимателно се въвеждат в канала в присъствие на течност до достигане в близост до апекса. Тогава се активира ултразвукова вибрация с минималната мощност на ПА.



Фиг. 3: Ултразвуково-активирана иригация и отстраняване на фрагмента (изображение от Terauchi Y. et al, 2006)

Вибриращият инструмент леко се придвижва навътре-навън в канала с 2-3 mm. Вибрацията продължава не повече от 30 секунди наведнъж, след което иригантът се подменя.

**Възможни усложнения** са образуване на праг от ултразвуковия инструмент, фрактура на ултразвуковия инструмент, изтласкване на фрагмента апикално и повторно запушване на канала, частично или цялостно изтласкване на фрагмента извън апикалния отвор.

**Образуването на праг** се дължи на използването на ултразвуков инструмент с активен връх и продължителното му вибриране в една и съща позиция в канала. Затова се препоръчва употребата на инструменти с пасивен връх и движение на инструмента навътре-навън в канала по време на вибрацията.

**Фрактурата на ултразвуков инструмент** най-често се дължи на употребата на амортизирани инструменти и неподходящо силна амплитуда на вибрация.

**Апикалното изместване на фрагмента** може да бъде предотвратено, като се разчита че луменът на канала апикално остава блокиран от ултразвуковия инструмент, и единственият път за движение на активирания от вибрацията фрагмент е в коронарна посока.

### **8.1.3. Байпас под микроскоп**

Съществува и **микро-ендодонтско приложение на техниката байпас** [37, 110, 111]. Когато фрагментът е разположен в зона на канала, където е постижима видимост с операционен микроскоп, обикновено се избира микро-тръбна или ултразвукова техника за изваждането му. Понякога, след осигуряване на видимост се установява, че фрагментът е подвижен в

канала [37]. Това прави несигурно отстраняването му по която и да е от съществуващите техники, поради риск от изтласкването му апикално. Фрагментът може да попадне под извивката в зона, в която няма възможност за безопасно осигуряване на видимост. Същевременно луменът на канала под извивката може да се окаже блокиран от фрагмента след изместването му, т.е. и байпасът се оказва невъзможен. За да се избегнат тези рискове, може да се направи опит за байпас под директно наблюдение с операционния микроскоп. Това решение трябва да бъде взето в момента, в който се осигури видимост до фрагмента и бъде установено, че той е хлабав и подвижен в канала [37]. Видимостта позволява ендодонтският инструмент да бъде насочен в желана посока, където изглежда че има процеп или пространство между фрагмента и стената на канала. Натискът и ротацията може да се контролират, така че фрагментът да не се размества.

Възможните усложнения са същите като при класическия байпас, но директното наблюдение значително намалява риска те да се случат.

До момента техниката байпас не е задълбочено изследвана, въпреки че е предложена преди всички останали техники за третиране на случаи с фрактуриран инструмент. Наличното в литературата по въпроса е малко и основно засяга клиничния успех при байпас и сравнението му със съвременните микроскопски техники за отстраняване на счупени инструменти. Успехът е между 27,4 и 33,2% [77, 90]. Не съществува систематично описание на техниката на едно място, нито изследвания, сравняващи различни по вид и размер инструменти или похвати за извършване на самия байпас. Повечето статии са описания на клинични

случаи в които се споделя личен опит, но той не е базиран на изследвания [87, 106].

## **8.2. МИКРО-ТРЪБНИ СИСТЕМИ ЗА ОТСТРАНЯВАНЕ НА СЧУПЕНИ ИНСТРУМЕНТИ**

Микро-тръбните системи включват малки тръбички в комбинация с различни устройства (цанги, винтов механизъм, никел-титанови влакна, Хедщъръм пили, или адхезив), целящи захващане на фрагмента в лумена на тръбичката и изваждането му от канала [38, 50, 51, 53, 54, 88, 107, 110, 113, 114, 134, 137, 160]. Повечето от системите са създадени преди въвеждането на операционния микроскоп в ендодонтията.

### **8.2.1. Masserann kit**

Един от първите такива комплекти инструменти са **Masserann kit** (Micro Mega). Комплектът включва трепан борери за освобождаване на пространство около фрагмента и екстрактори за захващане и изваждане на фрагмента (фиг. 4). Системата е създадена преди повече от 50 години и все още се произвежда и използва. Нейно предимството е силният захват на екстракторите върху фрагмента. Недостатъците са няколко. Основният е твърде големият външен диаметър на трепан борерите и екстракторите – най-малките са с диаметри съответно 1,5 и 1,2 mm. Системата може да се ползва само в правата част на канала при масивни корени, а конструкцията на трепан-борерите и екстракторите изключва наблюдение под увеличение при позициониране на микро-тръбите спрямо фрагмента. Препоръчва се да се ползват рентгенографии в различни проекции за

проследяване позицията на трепан борерите и екстракторите. Възможни усложнения са преразширение на канала и отслабване на корена с последваща фрактура, перфорация на корена. От съвременна гледна точка системата има по-скоро историческо значение [53, 110, 111, 114, 160].



Фиг. 4: Схема на захващания механизъм на Masserann kit (изображение от продуктивния каталог)

### 8.2.2. Endo Extractor (Meisinger Meitrac Instrument System)

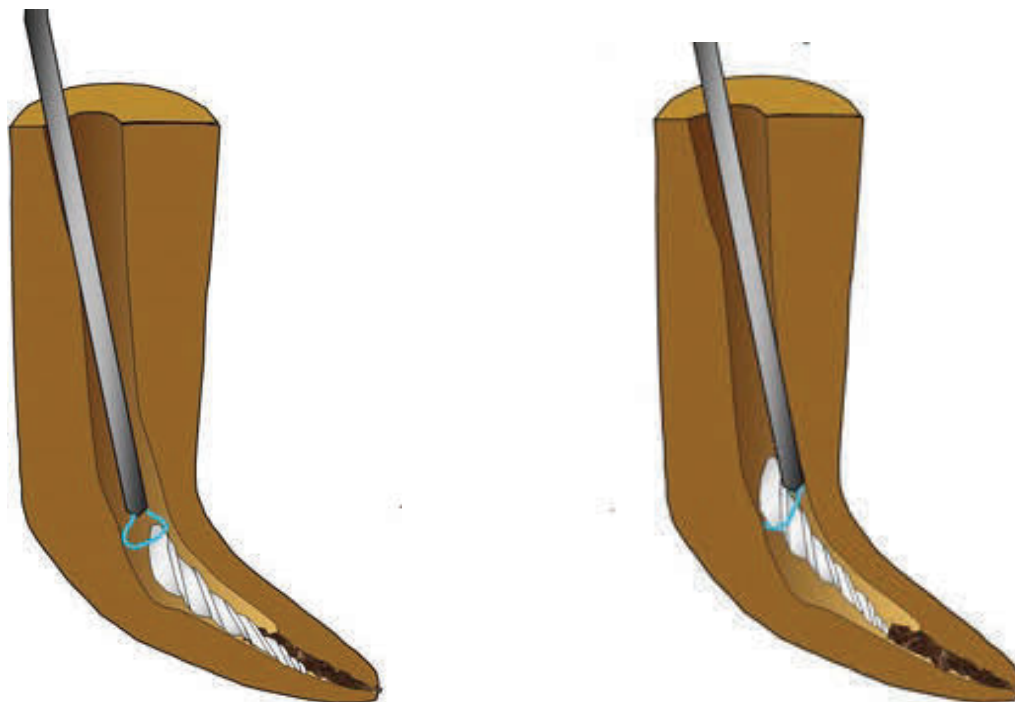
**Endo Extractor** (Meisinger Meitrac) и по-новата версия **Meisinger Meitrac Instrument System** (Hager & Meisinger GmbH; Neuss, Germany) са системи от същия тип (фиг. 5). Силното захващане на фрагмента е основното им предимство, но външният диаметър на най-малкия трепан борер и екстрактор (от Meitrac I) е 1,5 mm. Това ограничава употребата им само до масивни и прави корени, най-често при фронтални зъби. Усложненията са изтъняване и нарушаване целостта на корена. Невъзможността за едновременна употреба с увеличителна оптика и огромните размери на инструментите прави системата остаряла за съвременната микро-ендодонтия [54, 88, 114].



Фиг. 5: Endo Extractor (Meisinger Meitrac, изображение от продуктивния каталог)

### 8.2.3. „Микро-тръба и примка”

„Микро-тръба и примка” (ласо) (Lasso & Anchor) е техника, при която през тънка тръбичка е прекарана прегъната никел-титанова нишка (тел), така че да се получи примка (ласо) (фиг. 6). Използвайки трепан борер или операционен микроскоп и ултразвуков накрайник (УН), коронарните 2 mm от фрагмента се освобождават. След това под увеличение примката се поставя върху фрагмента, затяга се и елементите на системата се изтеглят заедно от канала. Употребата на системата е възможна само с помощта на операционен микроскоп, което я приобщава в арсенала на микро-ендодонтските техники. Не съществува под формата на търговски продукт и отделните ѝ елементи трудно се сглобяват и задържат в сглобен вид. Не е изследвана и сравнявана с други системи. Основната информация за нея е от създателя ѝ [137]. Според коментари на Ruddle не е достатъчно успешна и не се е наложила с времето, като е заместена от по-успешни и практични техники [113, 114].



Фиг. 6: „Микро-тръба и примка” (изображение от Terauchi Y. et al, 2006)

#### 8.2.4. Cancellier Extractor kit

Съвременни микро-тръбни инструменти са **Cancellier Extractor kit** (Sybron Endo; Orange, California), използващи микро-тръби и адхезив, [38, 111, 134], (фиг. 7). Системата съдържа четири размера микро-тръбички с външни диаметри съответно 0,50, 0,60, 0,70 и 0,80 mm. Работи се под увеличение с операционен микроскоп. Предварително трябва да се направи ултразвуково отнемане на дентин от стената на канала около фрагмента до освобождаване на около 3 mm от дължината му. След това избраната микро-тръбичка се поставя пробно в канала, така че да се потвърди че обхваща фрагмента. Следва напълване на тръбичката с адхезивен материал (най-често химически полимеризиращ композит за изграждане на пълчета) и поставяне на тръбичката върху фрагмента за свързване на двете. Благодарение на увеличителната оптика и ултразвуковите инструменти, системата може безопасно да се употребява

и в каналите на дистални зъби. Според Ruddle е подходяща в случаите с фрагмент без резба (например сребърен щифт, липсва резба), тъй като тогава ултразвуковата вибрация не може да предизвика ротация и “отвинтване” на фрагмента от канала, което е ключово при ултразвуковата техника. Също така се предпочита при фрагмент с по-голяма дължина, който не може да бъде мобилизиран напълно чрез вибрация. Възможни усложнения са неточно дозиране на адхезивния материал и блокиране на лумена на канала с излишното количество, грешка при позиционирането на тръбичката и изтласкване на фрагмента в апикална посока [38, 111, 134].



Фиг. 7: Cancellier Extractor kit (изображение от продуктивния каталог)

### 8.2.5. „Игла и хедщъръм пила”

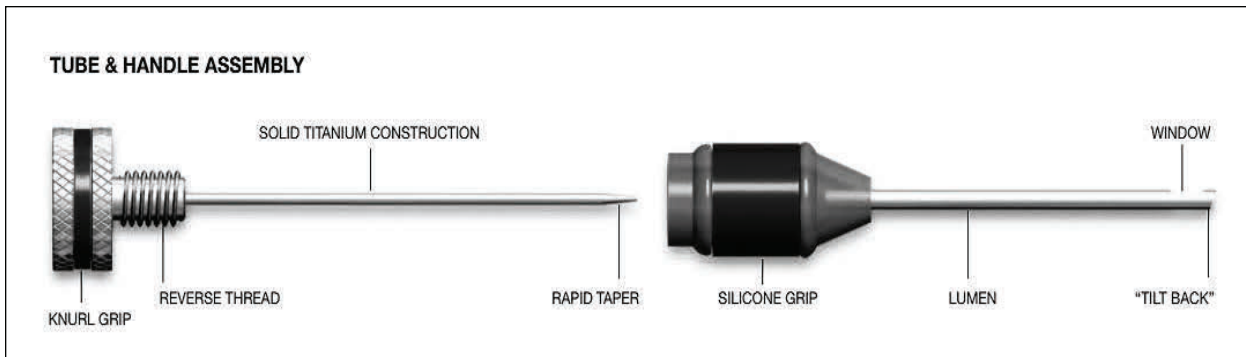
За техниката „игла и хедщъръм пила” се използват инжекционни спинални игли (spinal tap needles; Ranfac, Avon, Massachusetts) [111, 112, 113, 114]. Най-използваните номера игли са 19, 21 и 23, отговарящи съответно на външен диаметър 1,00, 0,80 и 0,60 mm. Важно е да се

подбере игла, чийто вътрешен диаметър е малко по-голям от размера на фрагмента. Първата стъпка е ултразвуково освобождаване под наблюдение с микроскоп на 2-3 mm от коронарната част на фрагмента. Следва избор на подходяща игла. Това може да стане по два начина – като се изчисли диаметърът на фрагмента на нивото на фрактурата (необходима е точна информация за вида на счупения инструмент) или като иглата внимателно се изпробва в канала и по следите, които тя оставя в дентиновия прах, се прави опит за преценка на размера. Подходящата игла се поставя върху фрагмента и в нея се въвежда Хедщъръм пила, която да се заклини здраво между фрагмента и стената на иглата. Проблем може да възникне при разположение на фрагмента по-дълбоко в канала. Тогава се налага да се използва цялата дължина на Хедщъръм пилата (и над работната част), а диаметърът на стеблото и на най-малките пили е 0,40 mm. Това прави невъзможна употребата на игла с малък вътрешен диаметър и съответно външният размер на иглите също опасно нараства. Методът е подходящ при по-широки канали и дълги по-коронарно разположени фрагменти, или фрагменти с гладки стени (напр. сребърни щифтове, при които липсва резба) [111, 112, 113, 114].

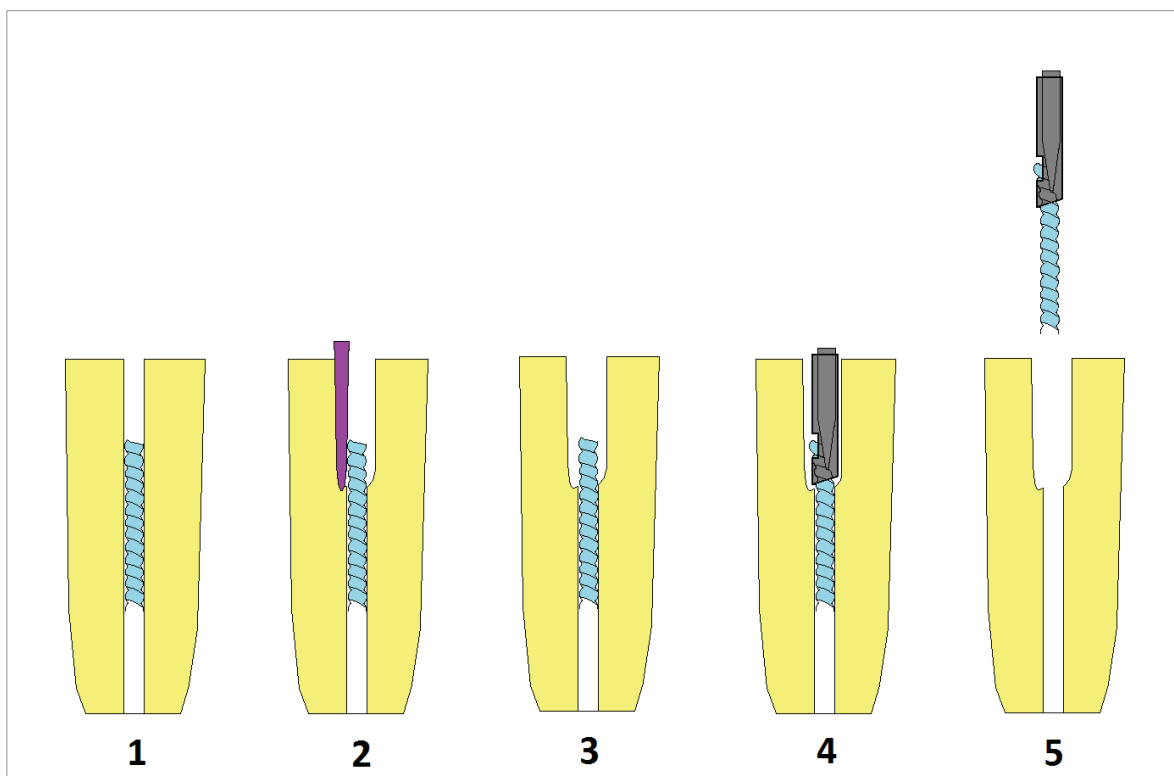
#### **8.2.6. File Removal System / Instrument Removal System**

**FRS** (File Removal System, Dentsply-Maillefer) с втората си версия **IRS** (Instruments Removal System, San Diego Swiss Machining) е предложена от създателя на ултразвуковата техника Clifford Ruddle [111, 112, 113, 114], (фиг. 8 и 9). Препоръчва се за случаи с фрагменти с голяма дължина, при които обикновено ултразвуковата вибрация не е достатъчна за цялостното им разхлабване и отстраняване. Също така е подходяща за фрагменти без резба (напр. сребърни щифтове), тъй като ултразвуковата техника разчита

на резбата за завинтването и отстраняването на фрагмента. FRS / IRS системата може да подпомогне ултразвуковата техника при силно „заключен“ в канала фрагмент с нормална дължина. При всички случаи фрагментът трябва да е разположен в прав канал или може да е частично около извивката, но дори и тогава част от него трябва да лежи в правата коронарна зона на канала. Системата наподобява техниката „игла и Хедщрьом пила“. Състои се от микро-тръбички с диаметри 0,60, 0,80 и 1,00 mm. В тях се завинтва специално произведен инструмент с конструкция на К-пила на върха си (FRS) или наподобяващ спредер (IRS), но с по-малка коничност от 2% и съответно по-малък диаметър на стеблото от инструментите по ISO стандарта. Така диаметърът на тръбичките се запазва малък. Инструментът има резба в началото на стеблото си за завинтване в лумена на тръбичката. След микроскопско ултразвуково освобождаване на 2-3 mm от коронарната част на фрагмента, в канала се поставя подходящият размер тръбичка, която да обхване освободената част на фрагмента. Тръбичките са с много малък размер на дръжката, често позволяващ насочване към фрагмента в канала под визуален контрол с операционния микроскоп. При завинтването на К-пилата/спредера, фрагментът е „заключен“ между пилата/спредера и стената на тръбичката. Резбата за прикрепяне на К-пилата/спредера към тръбичката е обратна на часовниковата стрелка, което позволява упражняване на „отвинтващо“ движение върху фрагмента при опита за изваждането му. В случай че хватът не е достатъчно силен и фрагментът се освободи, трябва да се опита с по-малък размер инструмент от системата. Тръбичките имат страничен прорез (отвор) близо до върха си (фиг. 8 и 9).



Фиг. 8а: Instrument Removal System (San Diego Swiss Machining, изображение от продуктивния каталог)



Фиг. 8б: Етапи на работа с IRS (собствена схема)

Това позволява изместване на част от фрагмента извън размера на тръбичката за компенсиране на недостатъчно голяма разлика с диаметъра на фрагмента. Така системата може да работи с по-голямо разнообразие от

диаметри на фрагментите. Освен ротация обратно на часовниковата стрелка, върху тръбичката може да се приложи и ултразвукова вибрация за подпомагане освобождаването на захванатия фрагмент от стените на канала.



Фиг. 9: File Removal System (Dentsply-Maillefer, изображение от продуктивния каталог)

Четири диаметъра трябва да бъдат в определено съотношение, за да може системата IRS да функционира – диаметърът на фрагмента, вътрешен и външен диаметър на IRS инструмента, диаметърът на кореновия канал в областта на фрагмента. Необходимото съотношение е както следва:

1. Най-малък трябва да бъде диаметърът на фрагмента.
2. Вътрешният диаметър на IRS инструмента трябва да е малко по-голям от този на фрагмента, за да може да се осъществи захващането.

3. Външният диаметър на IRS инструмента трябва да е по-малък от този на канала в областта на фрагмента, за да може IRS инструментът да навлезе около фрагмента.

Диаметърът на фрагмента в повечето случаи е известен, или може да се изчисли (знаейки приблизителната дължина на фрагмента и коничността на фрактурирания инструмент).

По диаметъра на фрагмента се избира най-подходящият IRS инструмент – вътрешният диаметър на IRS инструмента трябва да е максимално близък до този на фрагмента, но по-голям от него.

Диаметърът на канала в областта на фрагмента трябва да бъде по-голям от външния диаметър на избрания IRS инструмент. Диаметърът на канала зависи от използвания ЕУН – вероятно по-агресивните ЕУН освобождават повече място около фрагмента (което може да причини излишно прекомерно разширение на канала). Може да се окаже, че по-фините ЕУН не разширяват канала достатъчно, за да има пространство за въвеждането на IRS инструмента.

И тъй като диаметрите на фрагмента и IRS инструментите са фиксирани, единствената променлива остава диаметърът на канала в зоната на фрагмента. В литературата не могат да бъдат открити данни за степента на разширение на канала, което създават различните видове ЕУН. Също така няма информация за съвместимостта между различните видове ЕУН и IRS/FRS.

Според Ruddle до момента системата е най-малко рисковият и най-ефективен микро-тръбен сет за изваждане на счупени инструменти. Не

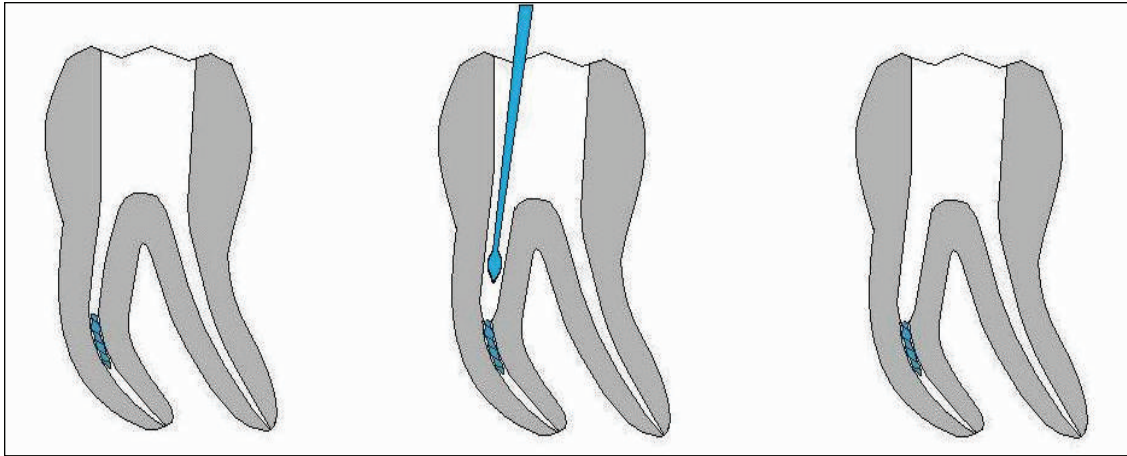
могат да бъдат открити изследвания за системата, освен разработките на автора ѝ, в които я представя [111, 112, 113, 114].

### **8.3. УЛТРАЗВУКОВА ТЕХНИКА ЗА ОТСТРАНЯВАНЕ НА СЧУПЕНИ ИНСТРУМЕНТИ**

#### **П.8.3.1. Описание на техниката**

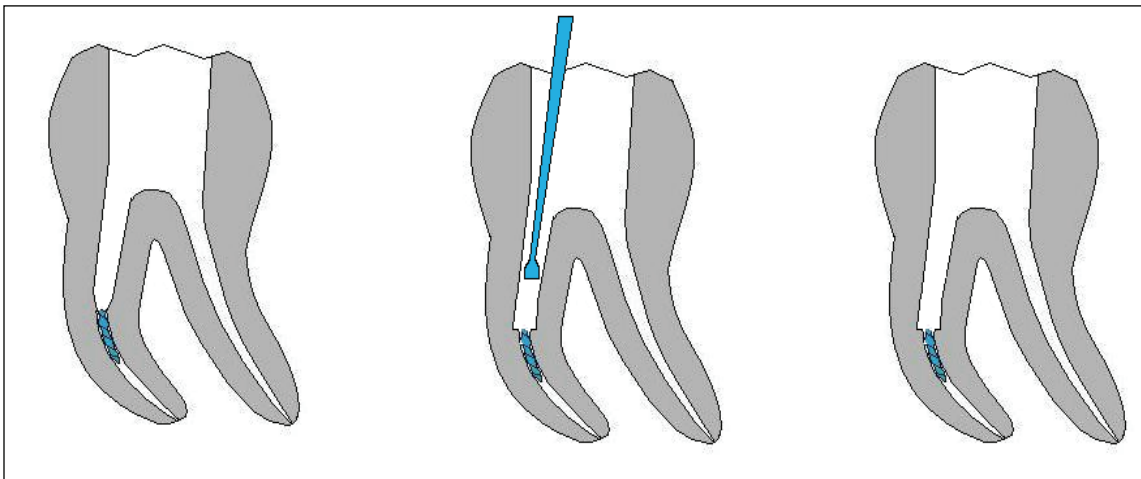
Отстраняването на счупен инструмент по ултразвуковата техника се извършва, като фрагментът се освобождава чрез отнемане на дентин от стената на канала около него. С въвеждането в ендодонтията на операционния микроскоп това става възможно чрез ултразвукова вибрация със специални инструменти под директно наблюдение с увеличение. Техниката е предложена от Ruddle [111, 112, 113, 114] и апробирана от различни изследователски екипи [35, 49, 53, 60, 80-82, 89, 121, 129, 135, 148, 149]. Тя условно включва следните етапи:

1. Създаване на праволинеен достъп до фрагмента в КК и достатъчно разширение на канала за директно наблюдение с увеличителна оптика (операционен микроскоп). Най-често етапът се осъществява с Gates Glidden пилители (GG) (фиг. 10):



Фиг. 10: Създаване на визуален достъп до фрагмента с GG (собствена схема)

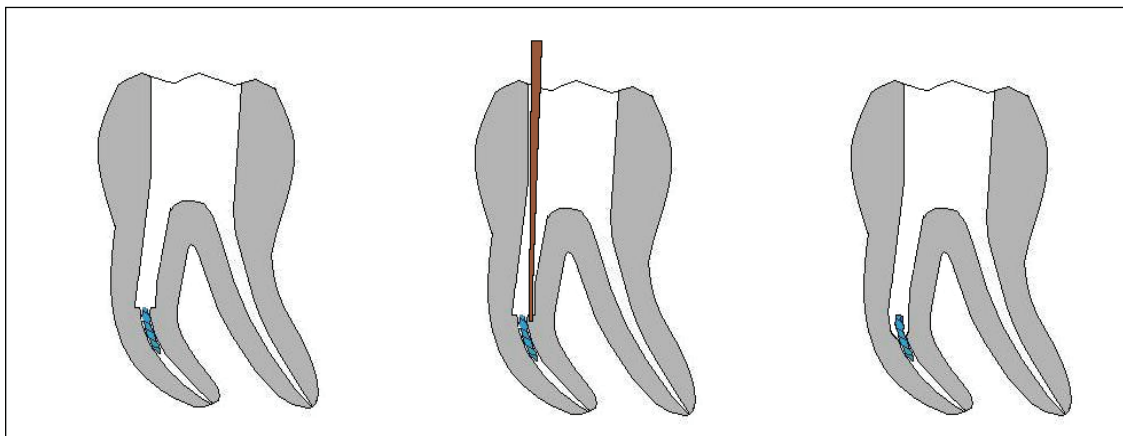
2. Създаване на т.нар. „платформа“ (staging platform) в канала на нивото на началото на фрагмента. За целта се използват GG с модифициран (прерязан) връх (фиг. 11):



Фиг. 11: Създаване на „платформа“ чрез GG (собствена схема)

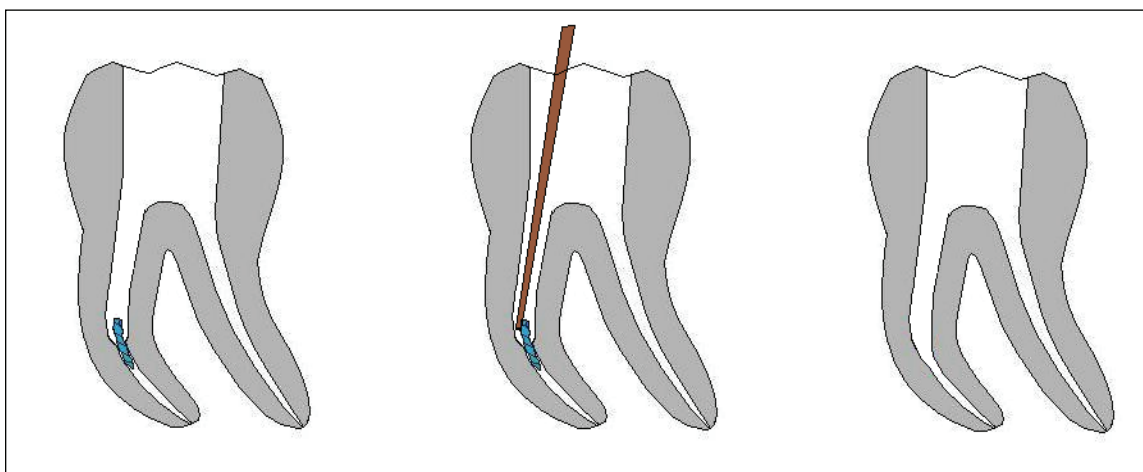
3. Чрез директно наблюдение с микроскопа и специализирани ендодонтски ултразвукови накрайници (ЕУН) се извършва отнемане на

дентин от стената на канала около фрагмента, започващо от равната платформа, с цел освобождаването на фрагмента (фиг. 12):



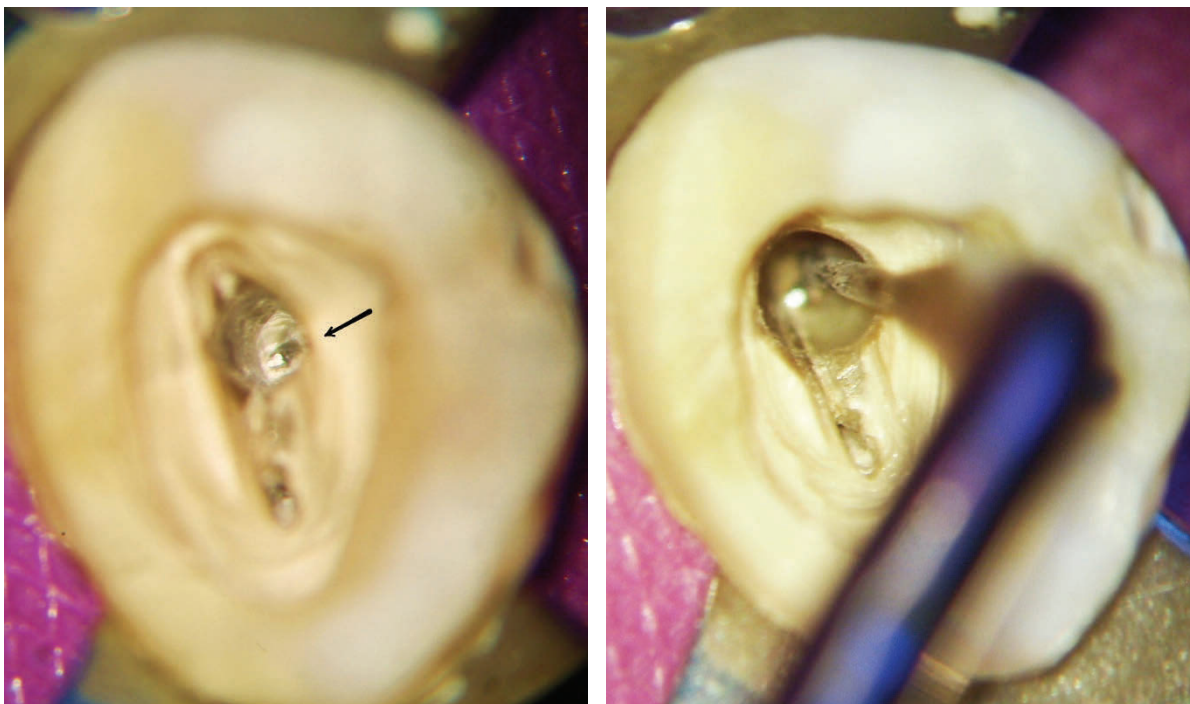
Фиг. 12: Освобождаване на фрагмента с помощта на ЕУН (собствена схема)

4. След освобождаване на поне една трета от дължината на фрагмента, вибрацията се предава директно върху фрагмента с обикаляне около него с ултразвуковия инструмент обратно на часовниковата стрелка. С това се осъществява „разхлабване”, „развинтване” и отстраняването му от КК (фиг. 13):



Фиг. 13: Отстраняване на фрагмента чрез ЕУН (собствена схема)

Основното предимство на ултразвуковата техника, което я прави толкова успешна, е възможността за едновременно наблюдение с операционния микроскоп и работа в канала. Това е подпомогнато от малкия размер на стеблото на ултразвуковите накрайници (УН) и прикрепянето към ПА (фиг. 14 и 15).



Фиг. 14: Работа с ЕУН (CPR7 – Obtura Spartan), (снимка с увеличение 16x с дентален операционен микроскоп– ОРМІ Pico, Carl Zeiss, (собствено изображение, Шияков К. и сътр., 2012)



Фиг. 15: Рентгенография на ЕУН в КК (собствено изображение)

При машинните ротационни инструменти главата на ендодонтския наконечник, поради размера си, прави невъзможен коаксиален визуален достъп до канала. Същото важи и за микро-тръбните системи. Въпреки че FRS / IRS са с минимален диаметър на дръжките, след определен момент при поставянето на системата в канала няма никаква видимост.

### **8.3.2. Фактори за успеха на ултразвуковата техника**

Според литературата, възможността за отстраняване на счупен инструмент зависи от множество фактори, които тук ще бъдат обобщени в две групи – основни фактори и второстепенни фактори.

#### Основни фактори:

Най-важният фактор при отстраняването на счупен инструмент чрез ултразвуковата техника е възможността за директно наблюдение на инструмента в КК [111, 112, 113, 114]. Това е свързано с осигуряването на достъп до фрагмента по права линия и употребата на увеличителна оптика. Основна роля за достъпа и видимостта играят кривината на канала и разположението на фрагмента спрямо нея. Фрагментите, разположени преди извивката, почти винаги могат да бъдат отстранени [148]. Проблемите възникват при фрагменти, разположени във или след извивката [135]. Успехът зависи от възможността за безопасно частично „изправяне” на канала за постигане на видимост до началото на фрагмента и освобождаване на поне една трета от дължината му. Тогава вече вибрацията е достатъчно ефективна за „развинтване” и изваждане на фрагмента [111, 112, 113, 114, 135]. Установено е, че опитите за изваждане на инструменти след кривината могат да доведат до значително отнемане на дентин от стената на канала, редукция на здравината на корена, или дори перфорация [129]. В случаите, когато изваждането на фрагмент се окаже невъзможно и завърши без такива усложнения, алтернатива е да бъде направен опит за байпас. Друга алтернатива е използването на системата IRS, създадена и препоръчана от Ruddle за случаите, когато фрагментът е достатъчно освободен чрез вибрация, но мобилизирането и развинтването му са невъзможни [111, 112, 113, 114].

За отстраняването на фрагмента се разчита на взаимодействието между резбата му по време на вибрация и стената на канала. Получава се ефектът на куршум в цев с резба (само че тук резбата е върху фрагмента) и фрагментът се завърта и буквално „изскача” от канала, най-често в пулпната камера, а понякога и извън самия зъб. За предпазване от попадането му в друг канал се препоръчва предварително запушване на орифициумите на останалите канали с памучни тупфери.

За да е осъществима ултразвуковата техника е необходимо фрагментът да се намира в достатъчно плътен контакт със стената на канала (да не е прекалено хлабав). В противен случай вибрацията не може да предизвика ефективна ротация и отвинтване на фрагмента в коронарна посока. Тогава съществува риск от завъртане на фрагмента обратно (завинтване) и хлътването му по-дълбоко в канала.

В случаите с хлабав фрагмент, което се установява след осигуряване на праволинеен достъп и видимост с микроскопа, се препоръчва да се опита байпас под директно наблюдение [37]. След успешен байпас и допълнително разхлабване на фрагмента, може да се използва Хедщъръм пила за извличането му от канала. Друга опция е употребата на УН, който да се въведе покрай фрагмента така, че да блокира канала апикално и да остави единствен път за движение на фрагмента в коронарна посока. Тогава, под директен визуален контрол, вибрацията се активира на минимална степен и фрагментът се отстранява от канала [37, 110, 138, 139].

#### Допълнителни фактори:

Те включват вид на фрактурирания инструмент (например ръчен или машинен), материал на фрагмента (например стомана или никел-титан),

дължина на фрагмента, диаметър на канала и корена и местоположение на зъба в зъбната редица [62, 121, 129, 135, 138].

Машинните никел-титанови инструменти обикновено се чупят след извивката на канала (където по-трудно се постига видимост), затягат по-силно в стените (защото по правило работят в по-плътен контакт с дентина) и имат тенденция да се фрагментират допълнително под действието на вибрацията, при което оставащият апикален фрагмент вече може да се окаже след извивката [110, 111, 129]. Твърди се че по-дългите фрагменти са по-лесни за отстраняване [62]. По-широките канали при по-предни зъби улесняват работата [113, 114].

### **8.3.3. Ограничения на ултразвуковата техника**

Фрагментите с голяма дължина могат да се окажат неподходящи за ултразвуковата техника, тъй като много голяма част от фрагмента трябва да бъде освободена, за да може вибрацията да мобилизира и развинти оставащата част от фрагмента. Рисковете са да се получи допълнително счупване на фрагмента и неотстранената част да се окаже след извивката, в зона, където не може безопасно да се постигне видимост [37, 129]. Затова при дълги фрагменти се препоръчва ултразвуково освобождаване на 2-3 mm от коронарната част и след това използване на IRS системата [111, 112, 113, 114].

Друго ограничение може да бъде фрагмент с гладки стени (например сребърен щифт или част от него), тъй като благодарение на резбата вибрацията се трансформира в ротация, а това води до развинтването и отстраняването на фрагмента [111, 112, 113, 114].

#### **8.3.4. Усложнения на ултразвуковата техника**

**Възможните усложнения при ултразвуковата техника** могат да бъдат свързани с преразширение на канала за постигане на оптимална видимост, прекомерно отнемане на дентин при работа около фрагмента и риск от отслабване или перфорация на корена, прегряване във връзка с генерирането на топлина от вибрацията, допълнително фрактуриране на фрагмент и оставане на апикалната му част в неблагоприятна зона след извивката, изтласкване на апикално разположените фрагменти частично или цялостно през апикалния отвор [24, 53, 62, 121, 129, 135, 153].

**Преразширението на канала** може да се дължи на неправилна техника на работа (т.е. грешка на оператора) или на избор на неподходящ ЕУН (с твърде голям диаметър). Рискова за преразширение зона е тази на извивката, тъй като работата изисква достъп до фрагмента по права линия [111, 112, 113, 114]. По отношение на ултразвуковите крайници изборът е значително затруднен поради липсата на информация и сравнителни изследвания върху ефективността на различните видове крайници.

Преразширените канали не са подходящи за поставяне на твърди радикуларни щифтове, увеличаващи риска от надлъжна фрактура на корена. Адхезивен материал с термични коефициенти подобни на дентина, поставен в канала, теоретично би могъл да заздравя корена, но това не е изследвано.

**Прегряването** е изследвано от Madarati et al [80, 81, 82] и Hashem [60] и е установено, че вибрация с по-голяма продължителност от 30 секунди крие риск от опасно повишаване на температурата по външната коренова повърхност. Препоръчва се използване на кратки тласъци на ултразвуковия крайник от по 1-4 сек и често охлаждане на канала чрез насочена струя въздух. Освен това дори по време на вибрацията

асистентът може да охлажда чрез продухване на входа на канала с ръкохватката за въздух [111, 112, 113, 114]. Произведени са адаптори за ръкохватка (Stropko irrigator, Vista Dental Products, USA) позволяващи прикачването към нея на тънка игла за продухване директно в канала с контролирана (безопасна) сила на струята.

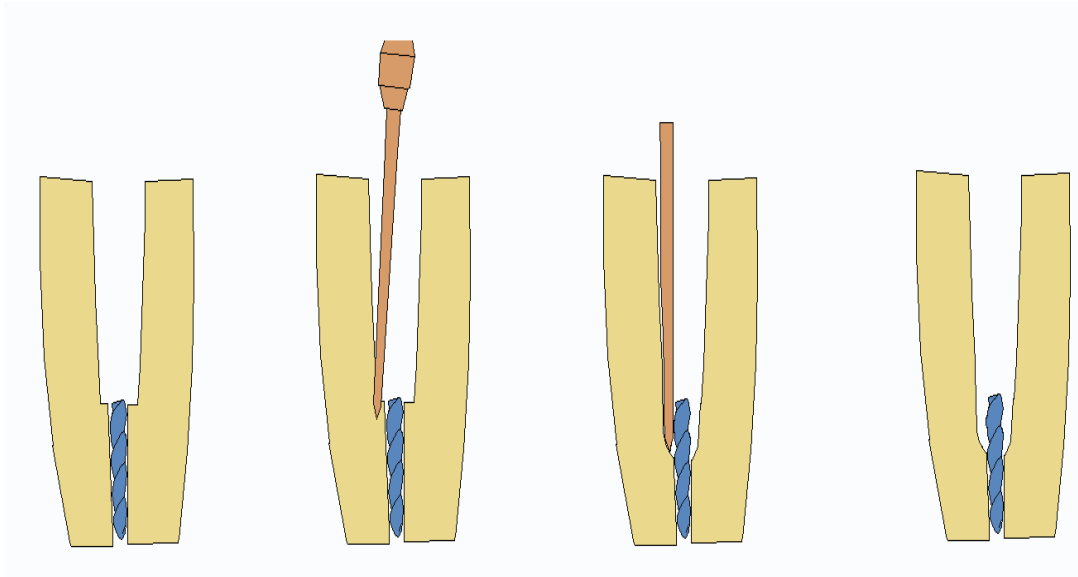
Малко автори препоръчват употребата на водно охлаждане при ултразвуковата техника, поради почти пълната загуба на видимост.

За предотвратяването на **допълнително фрагментиране** на счупения инструмент се препоръчва първоначалното освобождаване на фрагмента да се извършва без докосването му с ултразвуковия накрайник. Накрайникът се използва само за работа в дентина около фрагмента. Едва след „откопаване” на около една трета от дължината на фрагмента вибрацията се насочва към него с обикаляне обратно на часовниковата стрелка. Твърде дългите фрагменти, ако не се раздвижват и ротират очевидно в канала под действие на вибрацията, трябва да се изваждат чрез IRS системата. При допълнително счупване на фрагмента и оставането му дълбоко след извивката, единствената алтернатива е байпас. Стоманените фрагменти са по-здрави и по-трудно се фрагментират повторно, за разлика от никел-титановите, които понякога дори се разпрашават [111, 112, 113, 114].

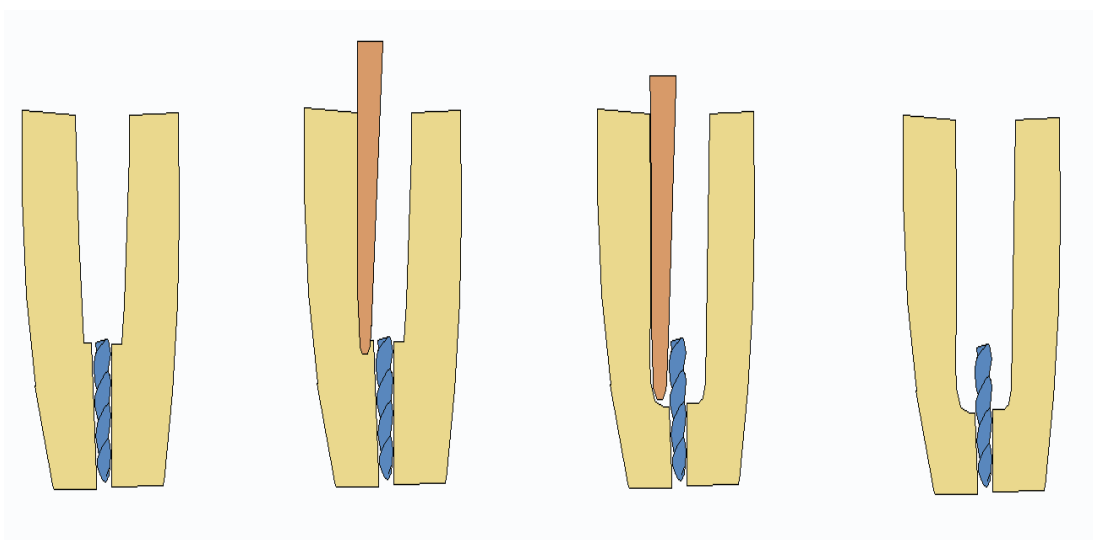
Частичното попадане на **фрагмента извън апикалния отвор** е с по-лоша прогноза (хронична механична травма на периодонциума) от случаите с цялостното му изтласкване в периапекса. При персистенция на периапикалната лезия и в двата случая алтернатива е апикалната хирургия [1, 2, 3, 5].

### 8.3.5. Ендодонтски ултразвукови накрайници (ЕУН)

Видът на използвания ултразвуков накрайник (УН) според нас е друг важен фактор, който е силно пренебрегван в литературата. Смятаме че видът и качествата на ултразвуковия накрайник играят важна роля в успеха при отстраняването на счупен инструмент. По наши наблюдения диаметърът на върха на накрайника и режещата му способност са свързани със степента на отнемане на дентин от канала (фиг. 16 и 17), както и с фрикцията по време на работа и генерирането на топлина. По-ефективните накрайници вероятно отстраняват по-лесно дентин и по-малко загряват корена.



Фиг. 16: Степен на отнемане на дентин от канала за постигане на видимост при работа около фрагмента с употреба на ЕУН с диаметър, по-малък от този на фрагмента (собствено изображение)



Фиг. 17: Степен на отнемане на дентин от канала за постигане на видимост при работа около фрагмента с употреба на ЕУН с диаметър, съизмерим или по-голям от този на фрагмента (собствено изображение)

Първите ултразвукови накрайници за отстраняване на счупени инструменти са разработени от самия автор на техниката и в момента се предлагат под името ProUltra<sup>®</sup> ENDO Tips (Dentsply-Maillefer). Произвеждани са също така от Sybron Endo и Obtura Spartan под марката CPR-tips. С времето на пазара се появяват и други варианти на ултразвукови инструменти, които се ползват по същата техника. Всички те представляват тънки, дълги и изострени накрайници, които се монтират на пиезоелектричен апарат. Те могат да бъдат стоманени, титанови, никел-титанови, титан-ниобиеви, със или без диамантено покритие [25], (фиг. 18). Също така имат различни дължини, диаметър и коничност, различна едрина на диамантеното покритие, когато имат такова, различна конфигурация на върха – заоблени, заострени по различен начин.



Фиг. 18: Различни видове ЕУН за изваждане на счупени инструменти (собствено изображение)

При тези инструменти не съществува стандартизация, а данните от продуктите каталози на производителите според нас са недостатъчни. Липсват важни метрични данни като диаметър на накрайника, диаметър при върха, дължина. При показанията за употреба не се споменава колко трябва да е разширен каналът предварително, подходящ ли е инструментът за корени с по-малък диаметър, кога да се избере накрайник със или без диамантено покритие от един и същи вид. Не е ясно дали съществува съвместимост между накрайниците на един производител и ултразвуковия апарат на друг. Необходимо ли е една ендодонтска практика да притежава няколко различни ПА, за да може да ползва различни инструменти? Липсата на отговори на тези въпроси затруднява клинициста в избора на подходящи инструменти и оборудване.

На този етап отговорите не съществуват и в литературата. В повечето изследвания с ултразвукови инструменти е използван комплектът, предложен от самия Ruddle – ProUltra<sup>®</sup> ENDO Tips (Dentsply-Maillefer),

както и CPR tips (SybronEndo) – [53, 60, 80, 81, 82, 113, 129, 148, 149]. Фокусът на изследванията е върху процентът на успех и усложненията при различно местоположение на счупения фрагмент в канала [35, 53, 82, 113, 114, 129, 135, 148]. Няколко изследвания [60, 80, 81, 82] са посветени на повишаването на температурата по външната коренова повърхност при ултразвуковата техника, като при тях освен CPR-tips е използван и един вид накрайници на Satelec – ET40D. В две други изследвания [35, 135] е определян успехът и усложненията при употреба на ултразвуковата техника с ултразвукови К-пили вместо специализираните накрайници. Резултатите от цитираните изследвания могат да бъдат обобщени така:

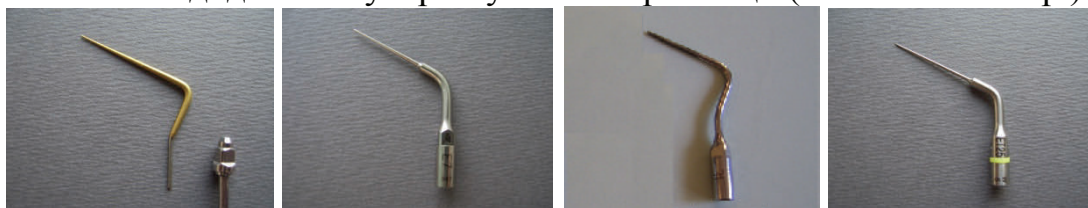
1. Не трябва да се започва процедура по отстраняване на фрактуриран инструмент при невъзможност за постигане на видимост на началото на инструмента в канала.
2. Фрагментите, разположени в правата коронарна една трета от канала могат да бъдат извадени в 100% от случаите.
3. Фрагментите, разположени в апикалната трета при прави канали, могат да бъдат извадени в над 80% от случаите.
4. Фрагментите, разположени във или след извивката при криви канали често създават трудности и успехът в такива случаи зависи от възможността за постигане на праволинеен достъп без прекомерно разширение на канала и ултразвуково освобождаване на минимум една трета от дължината на фрагмента.
5. Изваждането на фрагменти след извивката е свързано с рискове от преразширение на канала, изтъняване и отслабване на корена, перфорация на корена.

6. Продължителната употреба на ултразвукова вибрация в канала (над 30 сек) може да доведе до опасно повишаване на температурата на външната коренова повърхност.

Тези резултати са получени при изследвания само с два вида накрайници – тези на Ruddle [53, 81, 82, 129, 148, 149] и един накрайник на Satelec [60, 80, 82]. В две изследвания са използвани ултразвукови К-пили [35, 135].

До момента липсват сравнителни изследвания на по-голямата част от ултразвуковите инструменти на пазара. Например не могат да бъдат открити никакви данни за RT3 (EMS-Switzerland), E7 и E8 (NSK-Japan), Endo E3 (W&H-Austria), REDO endo tips номера 1, 2 и 5 (VDW-Beutelrock), ET25 (Satelec-Acteon) (фиг. 19) и други. Няма нито едно проучване, изследващо връзката между диаметъра и конфигурацията на върха на накрайника и степента на разширение на канала при работа.

Фиг. 19: Ендодонтски ултразвукови накрайници (собствено изобр.)



а). RT3 (EMS)

б). E7 (NSK)

в). Endo 3E (W&H)

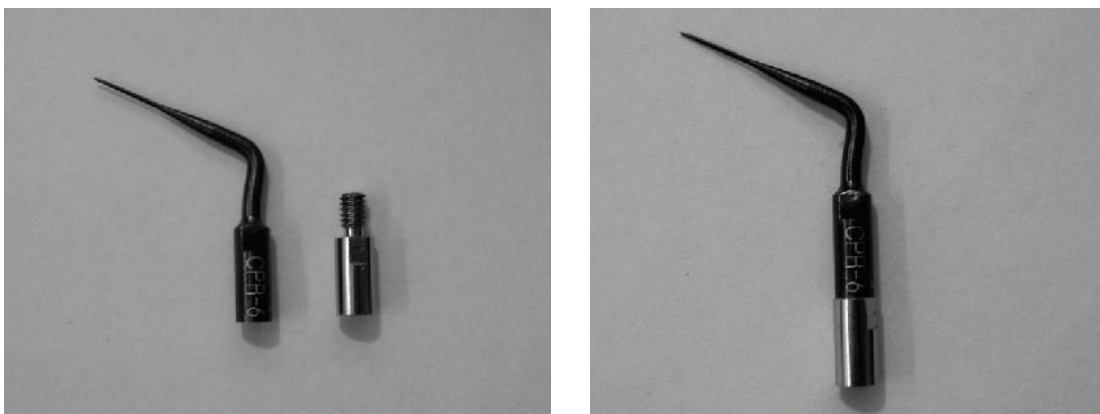
г). ET25 (Satelec)

### **8.3.6. Резонансна съвместимост между ендодонтски ултразвукови накрайници (ЕУН) и пиезоелектрични апарати (ПА)**

Липсва информация за съвместимостта между ендодонтските ултразвукови накрайници за изваждане на счупени инструменти и ПА от различни търговски марки. Според производителите на накрайници,

резонансните им честоти са съответни на работната честота на ПА от същия вид, но в каталозите не съществува информация за възможността за работа с апарати на друг производител [46, 91, 92, 117, 144]. В литературата също липсват отговори, тъй като изследванията до момента са фокусирани главно върху процента на успех и усложненията при изваждане на фрагменти с различна локализация в канала [35, 53, 113, 114, 129, 135, 149].

Една причина за несъвместимост между пиезоелектрични апарати и накрайници може да бъде разликата в стандартите на резбата за прикрепяне. Стандартите са два – „тип EMS” – М3х0,5- 3,5mm (метричен) и „тип Satelec” – М3х0,6- 3,6mm (инчов). Накрайниците от единия тип не могат да се ползват с ултразвукови апарати от другия, тъй като разликите в стъпката на резбата са пречка за монтиране на инструмента. Сега са създадени адаптори (фиг. 20), които позволяват монтиране на накрайник с резба тип Satelec върху ПА с резба тип EMS. За момента не съществуват адаптори в обратната посока – накрайник тип EMS към апарат тип Satelec. Чрез адапторите се увеличават възможностите за комбиниране на инструменти и апарати.



Фиг. 20: Адаптор (Euro-adapter, San Diego Swiss Machining, собствено изображение )

Основна причина за несъвместимост между ЕУН и ПА е разликата в резонансните честоти [86]. При наличие на такава, накрайникът може да измести вибрационната честота на пиезоелектричния кристал на апарата (това е генераторът на вибрация) извън резонанс, резултиращо в редукция на амплитудата на отклонение на върха на самия накрайник – получава се неефективна вибрация [84, 101]. Дължината, диаметърът и материалът на накрайника са важен фактор за резонансната честота на комбинацията накрайник-апарат и съвместимостта. Ултразвуковите апарати притежават система за непрекъсната проверка на вибрацията, извършваща около 30 000 измервания в секунда и служеща за контрол на амплитудата на инструмента. При всяка промяна на мощността на апарата софтуерът трябва да адаптира работната му честота към тази на инструмента. Затова повечето апарати вибрират в широк честотен диапазон (напр. 28-36 kHz,  $28\pm 3$  kHz,  $30\pm 3$  kHz [46, 91, 92, 117, 144]. Реално съвместимостта зависи от системата за адаптация на честотата на пиезокристалата към тази на инструмента [84, 86, 101]. Необходими са изследвания, които да потвърдят наличието или липсата на съвместимост за всяка комбинация между разпространени търговски марки пиезоелектрични апарати и инструменти.

### **8.3.7. Ултразвукова техника и накрайници - обобщение**

Ултразвуковата техника е сочена за най-безопасна съвременна микро-ендодонтска техника за отстраняване на счупени инструменти от КК. Голямото разнообразие от ултразвукови накрайници на пазара, както и липсата на достатъчно продуктови и литературни данни затруднява специалиста в избора на подходящ накрайник за конкретния клиничен случай. Необходими са изследвания, сравняващи различните ултразвукови

ендодонтски накрайници при еднакви стандартизирани условия. Смятаме, че трябва да бъдат изследвани следните зависимости:

1. връзка между конфигурацията на върха на инструмента и режещата му ефективност
2. диаметър на върха на инструмента и степента на отнемане на дентин от стената на КК при работа около фрагмента
3. съвместимост между различни видове ултразвукови накрайници и апарати

### **8.3.8. Работен модел за стандартизирано изследване на ендодонтски ултразвукови накрайници**

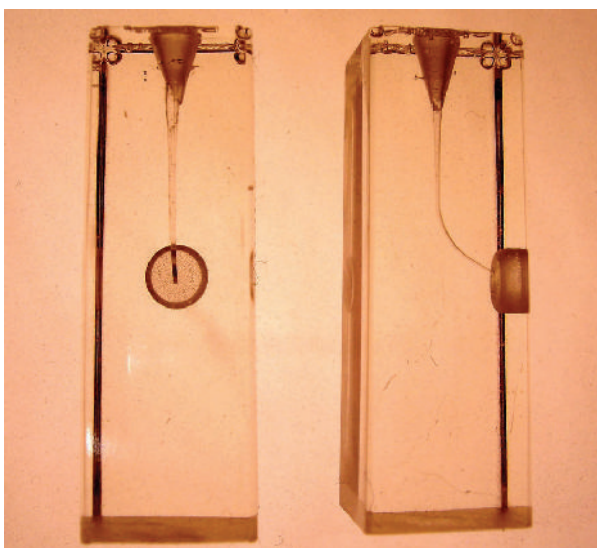
Ин витро изследванията на ЕУН за изваждане на счупени инструменти могат да бъдат провеждани върху коренови канали (КК) на екстрахирани зъби. При сравнителни изследвания, за да има достоверност, използваните коренови канали на зъби (ККЗ) трябва да бъдат с еднакви диаметри, напречни сечения и кривини – т.е. стандартизирани. Намирането на достатъчен брой екстрахирани човешки зъби с канали, отговарящи на тези изисквания, е предизвикателство и често е невъзможно.

Една алтернатива на ККЗ за ин витро изследвания са т.нар. изкуствени коренови канали (ИКК). Те са предложени от Weine през 1975 [150, 151] и представляват канали в блокчета от прозрачна пластмаса (фиг. 21). Предимствата на ИКК са в това, че могат да бъдат изработени с желан диаметър, дължина, извивка и напречно сечение в достатъчно голям брой, т.е. лесно могат да бъдат стандартизирани [45]. Резултатите от обработката на ИКК могат да бъдат документирани и анализирани чрез дигитална фотография и софтуер за обработка и измерване на

изображения. ИКК са апробирани и приети като валиден работен модел за сравнителни изследвания при ръчно и машинно инструментирание на КК [78] и са използвани за целта от множество екипи [36, 44, 79, 101, 104, 141, 154]. Според Ahmad [18, 19] ИКК са валиден модел и при изследване на ефектите от обработка на коренови канали с ултразвукови пили.

За разлика от ултразвуковото разширение на каналите, отстраняването на счупени ендодонтски инструменти по т.нар. ултразвукова техника [111, 112, 113, 114] е свързано с друг тип съприкосновение между ултразвуковия накрайник и стената на КК. Накрайникът работи главно с върха си и извършва значителна фрикция. Триенето е свързано и с повишаване на температурата [82] и при използване на ИКК евентуално може да причини разтопяване на пластмасата, което би компрометирало изследването.

До момента не е проверявана валидността на ИКК като модел за изследване на ултразвуковата техника за изваждане на счупени инструменти.



Фиг. 21: Изкуствени коренови канали (ИКК) на Dentsply-Maillefer

## 9. АНАЛИЗ НА ЛИТЕРАТУРНИЯ ОБЗОР

По темата за отстраняване на фрактурирани инструменти от криви коренови канали могат да бъдат обобщени следните частично решени и нерешени въпроси:

1. На денталния пазар съществува голямо разнообразие от ЕУН, но при тях не е въведена стандартизация и каталожните данни са оскъдни – липсва информация за върховете диаметри и конфигурация на краищата, което затруднява клинициста в избора на инструмент за конкретния клиничен случай.
2. Не са провеждани сравнителни изследвания на различните видове ЕУН – процент успех и усложнения при работа в КК.
3. Не съществува информация относно съвместимостта на ЕУН на различни производители с пиезоелектрични апарати от различни търговски марки.
4. Липсва апробиран изследователски модел за стандартизирано *in vitro* проучване на различни ЕУН (какъвто модел е установен за машинните никел-титанови пили например). Трябва да се изследва достоверността на фабрични изкуствени коренови канали (ИКК) като такъв модел, тъй като това би позволило стандартизиране на изследванията и висока степен на достоверност.
5. Въпреки че техниката байпас е първата описана в литературата техника за лечение на случаи с фрактурирани инструменти, тя не е задълбочено изследвана и повечето публикации по темата са описания на клинични случаи. В тях се споделя личен опит, но той не е базиран на изследвания. Не съществува систематично описание

на техниката, нито експерименти, сравняващи различни по вид и размер инструменти за извършване на байпаса.

6. Не могат да бъдат открити изследвания за микротръбната система IRS (FRS), освен разработките на автора ѝ, в които я представя. Липсва информация какви по вид ЕУН са подходящи за комбиниране със системата.
7. Липсват достатъчно клинични изследвания на успеха и усложненията при лечение на случаи с фрактуриран инструмент в извивката на кореновия канал.

Като взехме под внимание решените, частично решените и нерешените въпроси по проблема за отстраняване на фрактурирани инструменти от криви коренови канали, смятаме че ЕУН, съвместимостта им с различни ПА, изследователският ин витро модел, техниката байпас, системата IRS (FRS) и клиничните изследвания по проблема могат да бъдат обект на дисертационен труд.

### III. ЦЕЛ И ЗАДАЧИ

#### 1. ЦЕЛ

Чрез ин витро изследвания на ЕУН, техниката байпас, микротръбни системи и клинични изследвания, да бъдат подбрани инструментариум и техники, осигуряващи най-висок успех при ортоградно ендодонтско лечение на случаи с фрактурирани инструменти в криви коренови канали.

#### 2. ЗАДАЧИ

1. Да се изследва и сравни **ефективността** на различни видове **ЕУН** при отстраняването на счупени инструменти от **извивката** на **КК**.
  - 1.1 Да се провери **валидността на работен модел** за сравнителни стандартизирани *in vitro* изследвания на **ЕУН**.
  - 1.2 Да се изследват и сравнят **диаметърът и конфигурацията на върха** на осем вида **ЕУН**.
  - 1.3 Да се изследва и сравни **процентът успех, времето**, необходимо за изваждане на фрагментите и **диаметърът и изместването на оста на ИКК** при работа с шест вида **ЕУН**.

2. Да се изследва резонансната **съвместимост** между осем вида **ЕУН** за изваждане на счупени инструменти и шест различни търговски марки **пиезоелектрични апарати (ПА)**.
3. Да се регистрира и сравни **процентът успех и времето при байпас** на фрагменти след извивката на канала, както и **процентът на усложнения** (образуване праг, фалшив ход, фрактура на инструмента и изтласкване на фрагмента апикално) при работа със седем вида стоманени ендодонтски инструменти.
4. Да се изследва **съвместимостта** между микро-тръбната система за изваждане на счупени инструменти **IRS (San Diego Swiss Dental)** и **шест вида ЕУН**.
5. Да се проведе **ретроспективно клинично изследване** на успеха и усложненията при лечение на случаи със **счупени инструменти**, разположени **във и след извивката** на КК.

# СОБСТВЕНИ ИЗСЛЕДВАНИЯ

## IV. МАТЕРИАЛИ

### Материали общо по всички задачи

#### Коренови канали ин витро:

Общо 400 броя:

- 40 броя коренови канали на екстрахирани зъби
- 360 броя ИКК на Dentsply-Maillefer

#### Клинични случаи:

- 97 клинични случая
- 67 долночелюстни молара, 25 горночелюстни молара, 5 горночелюстни премолара
- 108 счупени инструмента – от тях 67 ръчни стоманени пили,  
7 машинни никел-титанови пили,  
34 канални пълнители

#### Дребен ендодонтски инструментариум:

- 12 вида ЕУН - RT3 (EMS), Endo E3 (W&H), стоманени ултразвукови К-пили, ProUltra endo tips 6,7 и 8 (Maillefer), CPR tips 6,7 и 8 (Obtura Spartan), ET25 (Satelec), Redo 2 (VDW) и E7 (NSK)
- 2 вида ръчни стоманени инструменти – К-пили (Poldent и VDW), К-разширители (VDW)

- 5 вида катетеризационни пили – C-pilot (VDW), C+ пили (Dentsply-Maillefer), D Finder (Mani), Profinder Senseus (Dentsply-Maillefer), Pathfinder (Sybron Endo)
- 6 вида машинни никел-титанови инструменти - Protaper Universal, Protaper Next, Wave One, Wave One Gold (Maillefer), Reciproc, Flexmaster (VDW)
- Gates glidden пилители (Mani)

#### **Микротръбна система:**

- IRS - instruments removal system (San Diego Swiss Dental)

#### **Заснемаща техника:**

- дигитална камера Samsung Digimax V7
- HD видеокамера U11240ML iDS, Германия (външна камера на операционен микроскоп OPMI Pico Carl Zeiss)
- Огледално рефлексна камера Canon EOS 100D (външна камера на операционен микроскоп OPMI FC1 Carl Zeiss)

#### **Увеличителна техника:**

- лабораторен стереомикроскоп Leica MZ6
- клиничен операционен микроскоп OPMI Pico (Carl Zeiss)
- клиничен операционен микроскоп OPMI FC1 (Carl Zeiss)

#### **Апаратура:**

- Дигитален микрометър Mitutoyo

- 6 вида пиезоелектрични апарати - Mini Piezon (EMS), Woodpecker HW-3H (GWMI), Pyon 2 LED (W&H), Varios 550 (NSK), P5 Newtron (Acteon-Satelec), DTE HD-7H (GWMI)
- Апекс локатор Novapex (VDW)
- Ендомотор VDW Silver (VDW)
- Апарати за топла вертикална кондензация – Beefill 2in1 (VDW); GP Easy II (Apoza)

### Софтуер:

- Софтуерен продукт за анализ на изображения: KLONK–Image Measurement
- Статистически програми (от Microsoft Excell 2010):
  - за вариационен анализ (ANOVA single factor)
  - тест на Student (T-test)
  - тест на Fisher (F-test)
  - $\chi^2$ -тест (chi square independence test)

## 1. МАТЕРИАЛИ ПО ЗАДАЧА 1

### 1.1. МАТЕРИАЛИ ПО ПОДЗАДАЧА 1.1

1. Изследването е проведено върху фабрични ИКК с дължина 16 mm, диаметър и коничност равни на инструмент с ISO номер 15, извивка от 50 градуса в радиус от 6.5 mm, с производител Dentsply-Maillefer – Швейцария (фиг. 21, 22а, 28) – 40 броя.
2. Също така са използвани коренови канали на екстрахирани човешки зъби (ККЗ) – 40 броя. Каналите са от 10 долни молара, 8 горни молара и 4 горни странични резеца. След екстракция зъбите са съхранявани във физиологичен разтвор. Подбрани са зъби с тесни канали с приблизително кръгло напречно сечение. Целта е след подходящо инструментирание на каналите, машинни Ni-Ti пили №35 да могат да затегнат в коронарните 5mm под орифициума.
3. Машинни Ni-Ti пили FlexMaster №35 с 2% коничност на VDW, Германия, са фрактурирани в правата част на ИКК и ККЗ.
4. Получените фрагменти са изваждани от ИКК и ККЗ с помощта на два вида ендодонтски ултразвукови накрайници (ЕУН) - стоманени ултразвукови К-пилы с модифициран (длетовидно изострен) връх (фиг. 23а) и ISO номер 20 на EMS-Maillefer, Швейцария, и Endo E3 на W&H, Австрия (фиг. 23б).
5. ЕУН са активирани с пиезоелектричен апарат Pyon 2 Led, W&H, Австрия.
6. Фрагментите са отстранявани от ИКК и ККЗ под увеличение 5,6х и 9х с дентален операционен микроскоп (ДОМ) ОРМІ-Рісо, Carl Zeiss, Германия.

7. След отстраняване на фрагментите ИКК и ККЗ са заснети с дигитална камера Samsung Digimax V7.

8. Софтуерният продукт KILONK-Image Measurement е използван за обработка на цифровите изображения и измерване върху тях на диаметрите на ИКК и ККЗ след отстраняването на фрагментите.

## 1.2. МАТЕРИАЛИ ПО ПОДЗАДАЧА 1.2

1. Изследвани са следните осем вида ЕУН за отстраняване на счупени инструменти: RT3 (EMS), Endo E3 (W&H), стоманени ултразвукови К-пили №25 , ProUltra endo tips 6,7,8 (Maillefer), CPR tips 6,7,8 (Obtura Spartan), ET25 (Satelec), Redo 2 (VDW) и E7 (NSK) – фиг. 26.

2. С дигитален микрометър Mitutoyo (с точност 0.01(0) mm) е измерван диаметърът при върха на ЕУН на две нива.

3. За фотографиране на върховете на изследваните ЕУН е използван Дентален операционен микроскоп OPMI Pico (Carl Zeiss, Германия), с външната му HD видеокамера U11240ML (iDS, Германия).

4. Цифровите изображения са допълнително увеличени до 80x чрез софтуерната програма за анализ на изображения KILONK-Image Measurement.

## 1.3. МАТЕРИАЛИ ПО ПОДЗАДАЧА 1.3

1. Изследването е проведено върху 120 стандартизирани криви ИКК (Dentsply-Maillefer), като тези в подзадача 1.1 (фиг. 21, 22а, 28).

2. В ИКК са фрактурирани стоманени К-пили с ISO номер 20 (Poldent, Полша) и машинни Ni-Ti пили с ISO номер 20 и 2% коничност (FlexMaster, VDW Германия).
3. За осигуряване на достъп до фрагментите са използвани ръчни стоманени К-пили (VDW, Германия) и Gates Glidden пилители (Mani, Япония).
4. Фрагментите са отстранени от ИКК с помощта на шест вида ЕУН (фиг. 30): стоманени ултразвукови К-пили № 25 (EMS-Maillefer) с модифициран връх, ET25 (Acteon-Satelec), Proultra Endo tip 8 (Maillefer), RT3 (EMS), Endo E3 (W&H), E7 (NSK).
5. ЕУН са активирани с три търговски марки пиезоелектрични апарати - Woodpecker HW-3H (GWMI), Varios 550 (NSK) и Pyon 2 LED (W&H).
6. Работено е под увеличение с ДОМ OPMI Pico (Carl Zeiss, Германия).
7. След изваждане на фрагментите, ИКК са заснети с дигитална камера Samsung Digimax V7.
8. Върху изображенията са проведени измервания с помощта на софтуерния продукт KLONK–Image Measurement.

## 2. МАТЕРИАЛИ ПО ЗАДАЧА 2

1. Изследвани са осем вида ЕУН - RT3 (EMS), Endo E3 (W&H), ултразвукови К-пили №20 и 25 (EMS-Maillefer), ProUltra endo tips 6,7,8 (Maillefer), CPR tips 6,7,8 (Obtura Spartan), ET25 (Acteon-Satelec), Redo 2 (VDW), E7 (NSK), фиг. 33.

2. Търсена е резонансна съвместимост между ЕУН и шест търговски марки пиезоелектрични апарати (ПА) - Mini Piezon (EMS), Woodpecker HW-3H (GWMI), Pyon 2 LED (W&H), Varios 550 (NSK), P5 Newtron (Acteon-Satelec), DTE HD-7H (GWMI).

3. Използван е адаптор за прикрепване на ултразвукови накрайници тип Satelec към пиезоелектрични апарати тип EMS – Euro-adapter, San Diego Swiss Machining, виж фиг. 20.

4. Вибрацията на върховете на изследваните ЕУН е заснета чрез лабораторен стереомикроскоп Leica MZ6 с монтиран дигитален фотоапарат Samsung Digimax V700.

5. Образите са допълнително увеличени и анализирани с програмата KLONK–Image Measurement.

### **3. МАТЕРИАЛИ ПО ЗАДАЧА 3**

1. Изследването е проведено върху криви ИКК на Dentsply-Maillefer, както в подзадачи 1.1 и 1.3 (140 броя).
2. В ИКК след извивката са фрактурирани ръчни стоманени К-пили №15 (Poldent, Полша).
3. В опит за байпас на фрактурираните пили са използвани седем вида ръчни стоманени ендодонтски инструменти – К-пили № 08, 10 (VDW), К-разширители № 08, 10 (VDW), С-pilot пили № 08, 10 (VDW), С+ пили № 08, 10 (Dentsply-Maillefer), D Finder пили № 08, 10 (Mani), Profinder Senseus пили № 10 (Dentsply-Maillefer), Pathfinder пили (Sybron Endo).

#### 4. МАТЕРИАЛИ ПО ЗАДАЧА 4

1. Изследването е проведено върху 60 стандартизирани криви ИКК (Dentsply-Maillefer).
2. За целта на изследването в ИКК са фрактурирани стоманени К-пили с ISO номер 15 (Poldent, Полша).
3. За осигуряване на достъп до фрагментите са използвани ръчни стоманени К-пили (VDW, Германия) и Gates Glidden пилители (Mani, Япония).
4. Част от дължината на фрагментите е освободена от пластмасата на ИКК с помощта на шест вида ЕУН (фиг. 30): стоманени ултразвукови К-пили № 25 (EMS-Maillefer) с модифициран връх, ET25 (Acteon-Satelec), Proultra Endo tip 8 (Maillefer), RT3 (EMS), Endo E3 (W&H), E7 (NSK).
5. ЕУН са активирани с три търговски марки ПА: Woodpecker HW-3H (GWMI), Varios 550 (NSK) и Pyon 2 LED (W&H).
6. Работено е под увеличение с ДОМ OPMI Pico и OPMI FC1 (Carl Zeiss, Германия).
7. След освобождаването на коронарната част на фрагментите, ИКК са заснети с дигитална камера Samsung Digimax V7.
8. Върху изображенията са проведени измервания с помощта на софтуерния продукт KLONK–Image Measurement.
9. За изваждане на фрагментите е използвана микротръбната система IRS (San Diego Swiss Dental).

## 5. МАТЕРИАЛИ ПО ЗАДАЧА 5

1. За ретроспективното изследване от клиничната ни база данни са избрани 97 клинични случая (общо 108 фрагмента) с диагнози Periodontitis chronica granulomatosa localisata / diffusa, Rest pulpitis и Status post pulpitis и наличие на фрактуриран инструмент след извивката на КК. Лекуваните зъби са 67 долночелюстни молара, 25 горночелюстни молара и 5 горночелюстни премолара.
2. Фрактурираните инструменти по вид са стоманени пили в 67 случая, 7 ротационни никел-титанови пили и 34 канални пълнители (лентуло) (виж таблици 1 и 2).
3. Достъпът до фрагментите е осъществяван с ръчни стоманени К-пили ISO номера 08-40 (VDW, Германия).
4. Използвани са Gates Glidden пилители (Mani, Япония) номер 1, 2 и 3 и модифициран пилител за т.нар. платформа.
5. Правен е опит за отстраняване на фрагментите с помощта на следните три вида ЕУН – ултразвукови К-пили номер 20 и 25 (EMS-Maillefer, Швейцария и Mani, Япония), ET25 (Satelec), Redo 2 (VDW).
6. ЕУН са активирани с ПА Woodpecker HW-3H (GWMI).
7. Извършван е байпас с ръчни стоманени К-пили (VDW, Германия).
8. Използван е електронен апекслокатор (Novarex, VDW) за определяне на работната дължина.
9. Препарацията на каналите е завършвана с ръчни стоманени К-пили и машинните Ni-Ti системи Protaper Universal, Protaper Next, Wave One, Wave One Gold (Maillefer, Швейцария), Reciproc (VDW, Германия) и ендодонтски микромотор VDW–Silver (VDW, Германия).

10. Каналите са окончателно obtурирани със сийлър на евгенолова основа Z.O.B Seal, Metabiomed (Корея) и апарати за топла вертикална кондензация – Beefill 2in1, VDW (Германия); GP Easy II, Aroza (САЩ).

11. Ендодонтското лечение е провеждано под увеличение с два операционни микроскопа (OPMI Pico и OPMI FC1 на Carl Zeiss, Германия).

## V. М Е Т О Д И

### 1. МЕТОДИ ПО ЗАДАЧА 1

#### 1.1. МЕТОДИ ПО ПОДЗАДАЧА 1.1

Проверка на **валидността на работен модел** за сравнителни стандартизирани *in vitro* изследвания на ЕУН.

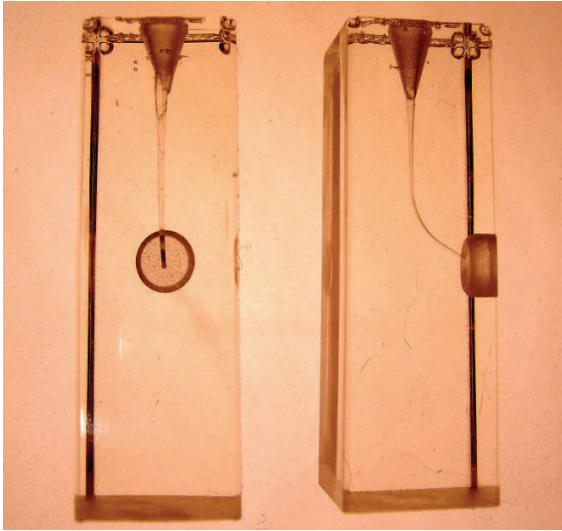
Валидността (достоверността) на изкуствените коренови канали (ИКК) с производител Dentsply-Maillefer като модел за сравнителни изследвания на ЕУН за отстраняване на счупени инструменти е проверена чрез:

1. измерване и сравняване на диаметрите на ИКК и ККЗ след изваждането на еднакви счупени инструменти от едни и същи зони на каналите.
2. измерване и сравняване на времето, необходимо за изваждане на фрагментите от ИКК и ККЗ.

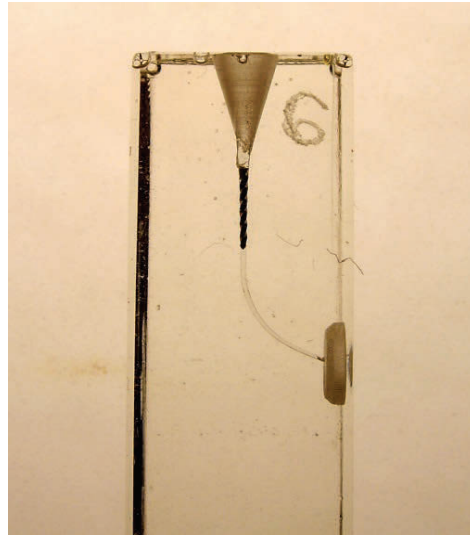
В правата коронарна част на ИКК и ККЗ са фрактурирани еднакви машинни никел-титанови инструменти, които след това са отстранени с помощта на ултразвуковата техника и ЕУН под увеличение с ДОМ. Регистрирано е времето за работа. След това са измерени диаметрите на каналите. Сравнени са измерените диаметри и работно време при двата вида канали – ИКК и ККЗ. Липсата на статистически значими разлики би означавала, че ИКК и ККЗ са еднакви като изследователски модел.

### Локализация на фрактурираните инструменти в каналите

Фрагментите са с дължина 5 mm и са разположени в каналите (ИКК и ККЗ) коронарно, непосредствено под орифициума (фиг. 22б).



А).



Б).

Фиг. 22: ИКК използвани в изследването за отстраняване на счупени инструменти

А): ИКК (Dentsply-Maillefer)

Б): Локализация на Ni-Ti фрагмента под орифициума на ИКК

### Методика за получаване на фрагментите

За получаване на фрагментите са използвани машинни Ni-Ti пили №35 с 2% коничност (FlexMaster, VDW).

Инструментите са фрактурирани по следния начин:

Избрани са естествени зъби с тесни КК с приблизително кръгло напречно сечение. Короните на зъбите са отстранени, така че в корена, на нивото на орифициумите, да се получи плоскостен срез. ККЗ са инструментирани така, че част от върха (5 mm) на подготовения за фрактуриране инструмент да може да затегне в коронарната част на канала и след счупване фрагментът да остане на нивото на плоскостния срез. Инструментите са увредени с турбинен диамантен пилител на 5 mm от върха и форсирани до

счупване в ККЗ чрез ендодонтски микроomotor при максимална сила на въртене (максимален торк). Методът е описан от Gencoglu [51].

При ИКК, които са стандартизирани, не е провеждано предварително разширение, тъй като диаметърът на ИКК в коронарната зона е такъв, че избраните за фрактуриране инструменти да изпитват съпротивление в стените на канала.

### **Методика за отстраняване на фрагментите**

Фрагментите са отстранявани по описаната от Ruddle ултразвукова техника [111, 112, 113, 114]. За осигуряване на достъп до фрагментите в каналите не са ползвани пилители (авторът препоръчва Gates Glidden), тъй като фрагментите са разположени на нивото на орифициумите. Използвана е възможно най-ниската мощност на ПА, при която ЕУН (ултразвукови К-пили № 20 на EMS и Endo E3 на W&H) могат ефективно да отстраняват материал от стената на ИКК и ККЗ. Работено е без водно охлаждане и отпилките са отстранявани чрез продухване. Максималното време на непрекъсната вибрация на ЕУН е 30 секунди (по препоръки на Madarati et al, [82]), за да не се стига до нежелано повишаване на температурата.

Накрайниците са използвани с пиезоелектричен апарат Pyon 2 Led (W&H). Работено е под увеличение 5,6x и 9x с дентален операционен микроскоп OPMI-Pico, Carl Zeiss.

### **Аргументация за избора на ЕУН за изследването**

Използваните накрайниците (ултразвукови К-пили № 20, EMS и Endo E3, W&H, фиг. 23 а и б) са избрани поради голямата разлика между диаметрите при върха им – 0,20 mm (виж V.1.2), която се очаква да доведе

до значителни разлики в степента на разширение на каналите при използването на двата вида накрайници. Запазването на тези разлики при ИКК и ККЗ би означавало еднакво поведение на двата вида изследвани канали.



А).



Б).

Фиг. 23: ЕУН използвани в изследването  
А): К-пили № 20 (EMS); Б): Endo E3 (W&H)

### **Работни групи**

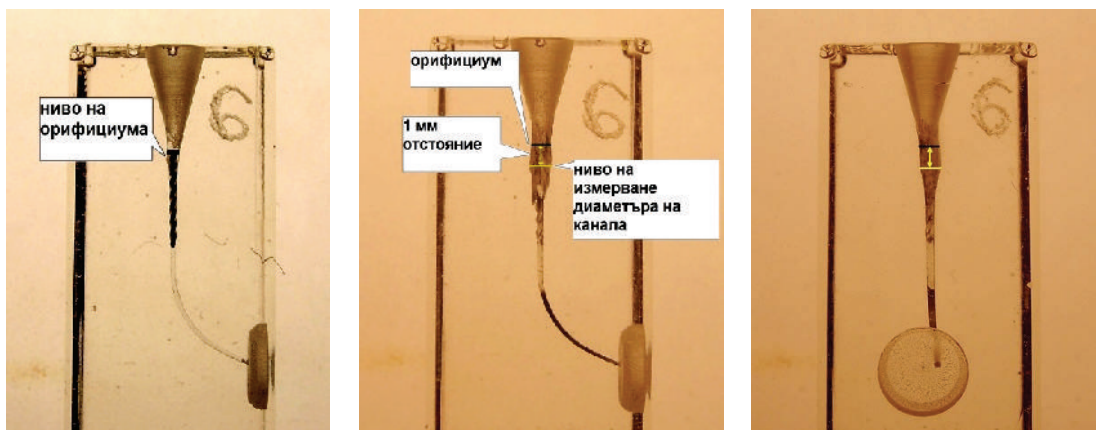
С използването на два вида КК и два вида ЕУН са сформирани четири работни групи:

1. ИКК - К-пили номер 20 (EMS-Maillefer) – 20 броя
2. ИКК - Endo E3 (W&H) – 20 броя
3. ККЗ - К-пили номер 20 (EMS-Maillefer) – 20 броя
4. ККЗ - Endo E3 (W&H) – 20 броя

### **Проведени измервания и изследвания**

1. ИКК са заснети с дигитален фотоапарат (Samsung Digimax V7) след изваждането на фрагментите, в две равнини – по посока на извивката и перпендикулярно на посоката на извивката. Заснемането е осъществено от еднакво разстояние и при едни и същи настройки на апарата.

Образите са обработени с програма за измерване на детайли в изображенията (KLONK – Image Measurement). На снимките в двете равнини е измерен диаметърът на ИКК на 1 mm под орифициума. Стойността за диаметъра е получена като средно-аритметична от двете измервания (фиг. 24). Точността на измерване по избраната методика е 0.02 mm.



А).

Б).

Б).

Фиг. 24: Нива на провеждане на измерването на диаметъра на ИКК след изваждане на фрагмента.

А): Ниво на орифициума на ИКК преди изваждане на фрагмента

Б): Измерване на диаметъра на ИКК на 1mm под нивото на орифициума след изваждане на фрагмента

Б): Измерване на диаметъра на ИКК на същото ниво като в б), но в перпендикулярната равнина

2. При естествените зъби, след изваждането на фрагментите, корените са прерязани напречно, така че срезът да минава през КК на 1 mm под орифициума. След това корените са заснети перпендикулярно на получения срез с дигиталния фотоапарат от едно и също разстояние. Чрез същата програма за измерване на изображения (KLONK – Image Measurement) е измерен диаметърът на канала на нивото на среза. Диаметърът е получен като средно-аритметична стойност от две различни измервания (фиг. 25). Точността на измерване по избраната методика е 0.02 mm.



А).

Б).

В).

Фиг. 25: Нива на измерване на диаметъра на ККЗ след изваждане на фрагментите

А): Фрагменти в каналите на нивото на среза през орифициумите

Б): Извадени фрагменти и нов срез през каналите на 1mm апикално

В): Измерване на диаметрите на каналите на нивото на среза в две перпендикулярни равнини

3. Измерено е времето, необходимо за отстраняване на всеки фрагмент от ИКК и ККЗ.

4. Получените стойности за диаметъра на канала след изваждане на фрагментите, както и времето за работа, при двата вида канали (ИКК и ККЗ) са сравнени.

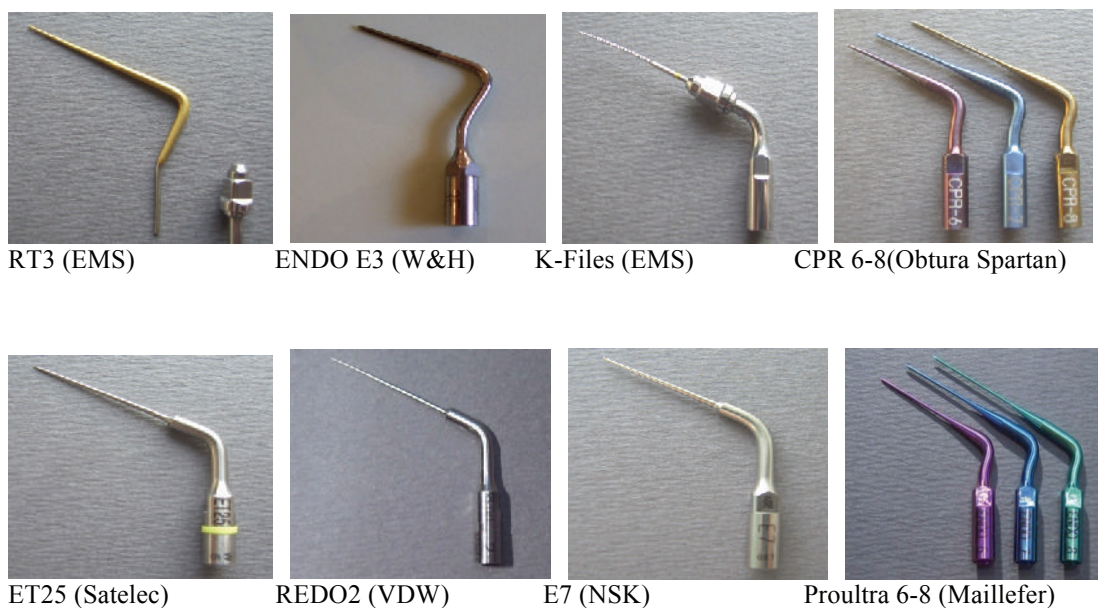
В настоящото изследване е прието, че при липса на статистически значими разлики между стойностите на диаметъра и времето за двата вида канали при използването на едни и същи ултразвукови накрайници, ИКК могат да бъдат приети за достоверен (валиден) модел за сравнителни изследвания на ЕУН.

### **Статистика**

Използван е вариационен анализ ANOVA single factor ( $p > 0.05$ ), Тест на Фишер F-test, two sample for variances ( $p > 0.05$ ), Тест на Стюдънт T-test, two sample assuming equal variances ( $p > 0.05$ ).

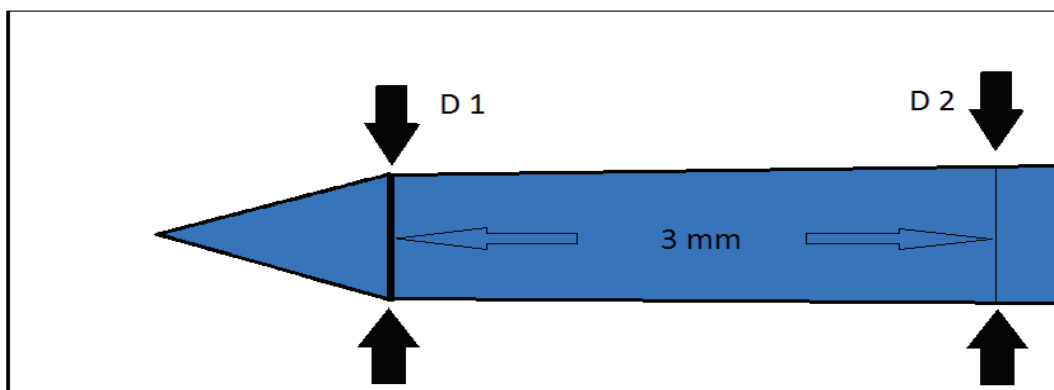
## 1.2. МЕТОДИ ПО ПОДЗАДАЧА 1.2

Изследване и сравнение на диаметърът и конфигурацията на върха на осем вида ЕУН за отстраняване на счупени инструменти.



Фиг. 26: Изследвани накрайници

Диаметърът при върха на изследваните осем вида ЕУН (фиг. 26) е измерен чрез дигитален микрометър Mitutoyo, Япония (точност 0.01(0) mm). Измерването е проведено на две нива – Д1 – непосредствено преди активната част и Д2 – на 3 mm коронарно от върха (фиг. 27).



Фиг. 27: Нива на извършване на измерванията

След това крайниците са фотографирани под увеличение 16x през дентален операционен микроскоп (OPMI Pico, Carl Zeiss, Германия), чрез външната му HD видеокамера (U11240ML, iDS, Германия). Образите са допълнително увеличени до 80x чрез софтуерен продукт за обработка на изображения (KLONK–Image Measurement) и конфигурацията на активната част на върховете им е анализирана и описана.

Получените данни за различните инструменти са сравнени. Дискутирана е очакваната взаимовръзка между получените резултати и клиничните възможности на крайниците, повечето от които са неизследвани до момента.

Забележка: Данните за диаметрите и върховете конфигурации на изследваните ЕУН са недостъпни в литературата и продуктовете каталози на производителите, което е и основанието за провеждане на изследването.

### **Статистика**

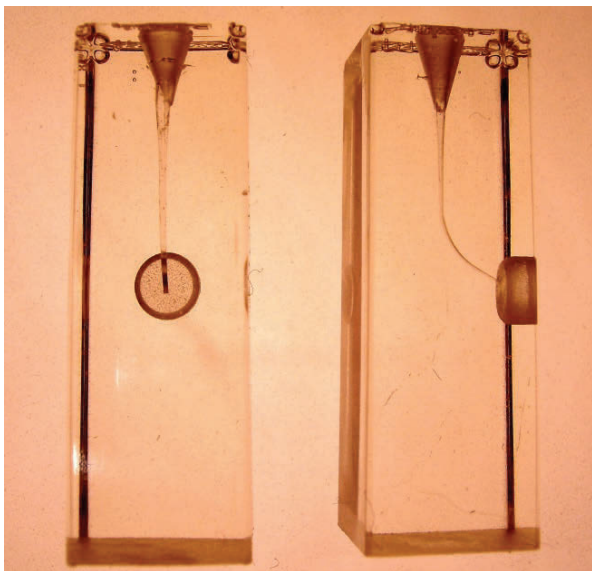
Методиката в задачата не изисква статистическа обработка на данните.

### 1.3. МЕТОДИ ПО ПОДЗАДАЧА 1.3

При стандартизирани *in vitro* условия са изследвани и сравнени **процентът успех, времето, необходимо за изваждане на фрагментите от извивката на канала и диаметърът и изместването на оста на ИКК** при работа с шест вида ЕУН.

#### Локализацията на счупените инструменти в ИКК

В ИКК са фрактурирани стоманени К-пили с ISO номер 20 (Poldent) и никел-титанови машинни пили с ISO номер 20 и 2% коничност (FlexMaster, VDW). Всички инструменти са предварително увредени с турбинен диамантен пилител на 4 mm от върха си, след което със сила са фрактурирани в ИКК. Локализирани са в извивката на ИКК, с края на фрагмента в зоната на видимост в правата част на канала (фиг. 29).



Фиг.28: ИКК на Dentsply-Maillefer



Фиг. 29: Локализация на фрагментите

Всеки от шестте вида изследвани ЕУН (стоманени ултразвукови К-пили № 25 (EMS-Maillefer) с модифициран връх, ET25 (Acteon-Satelec), Proultra Endo tip 8 (Maillefer), RT3 (EMS), Endo E3 (W&H), E7 (NSK), фиг. 30) е изследван в 20 ИКК – 10 канала със стоманен фрагмент и 10 с никел-титанов – общо 120 канала.



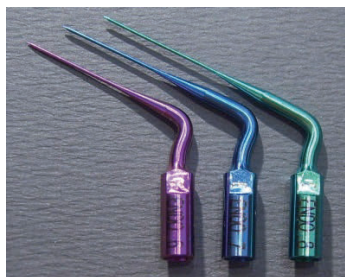
К-пили № 25(EMS-Maillefer)



ET25 (Acteon-Satelec)



Endo E3 (W&H)



Proultra 6-8 (Maillefer)



RT3 (EMS)



E7 (NSK)

Фиг. 30: Ултразвукови накрайници, използвани в изследването

### **Техника на работа**

Инструментите RT3 (EMS), К-пили № 25 (EMS) и Proultra 8 (Maillefer) са използвани с ПА Woodpecker HW-3H (GWMI), работна честота 25-31 kHz. ЕУН ET25 (Acteon-Satelec) и E7 (NSK) са използвани с ПА Varios 550 (NSK), работна честота 28-32 kHz. ЕУН Endo E3 (W&H) е използван с апарата Рyon 2 LED (W&H), работна честота 27-32 kHz. Причината за използване на три търговски марки ултразвукови апарати с изследваните

ЕУН е липсата на добра резонансна съвместимост между някои крайници и апарати.

Търсена е най-ниската мощност на апаратите, при която крайниците да работят ефективно в ИКК.

Стоманените К-пили номер 25 са с предварително модифициран връх – изострен е длетовидно с помощта на абразивен диск.

Използвана е ултразвуковата техника, описана от Ruddle [111, 112, 113, 114]. Първо каналите са разширени със стоманени К-пили до нивото на фрагмента до ISO номер 40, след това последователно с Gates Glidden (GG) пилители номера 1, 2 и 3. С помощта на GG 1-3, с прерязан връх, на нивото на коронарната част на фрагмента е изработена платформа („staging platform”). Чрез вибрация с крайниците е отстраняван материал от стената на ИКК около фрагмента и с обикаляне около фрагмента обратно на часовниковата стрелка вибрацията е използвана за раздвижването и отвинтването на фрагмента до отстраняването му (ако е възможно) от ИКК. Генерираните отпилки, затрудняващи видимостта, са отстранявани чрез продухване. Работено е без водно охлаждане. Използвано е увеличение 5,6x и 9x с ДОМ ОРМІ Pico (Carl Zeiss, Германия).

### **Стандартизация**

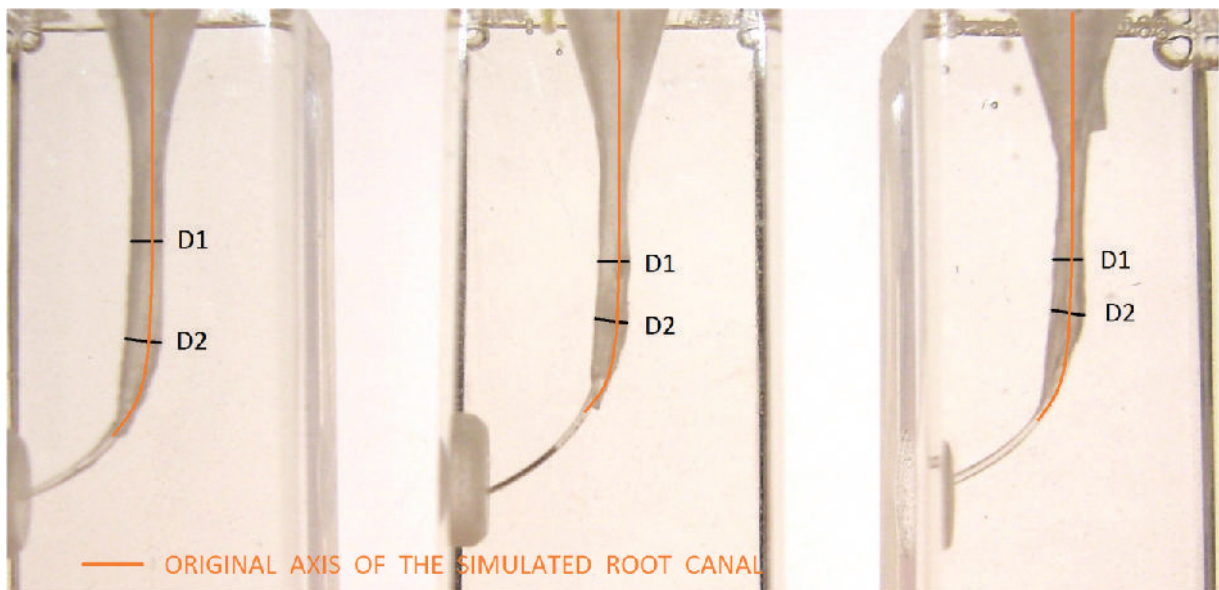
Изследването е проведено при напълно еднакви условия – еднакви като дължина и диаметър ИКК, една и съща твърдост на материала от стената на канала, еднакви като материал, дължина и локализация фрагменти, една и съща техника на работа. Единствената променлива е видът на използвания ЕУН.

### **Проведени изследвания и измервания**

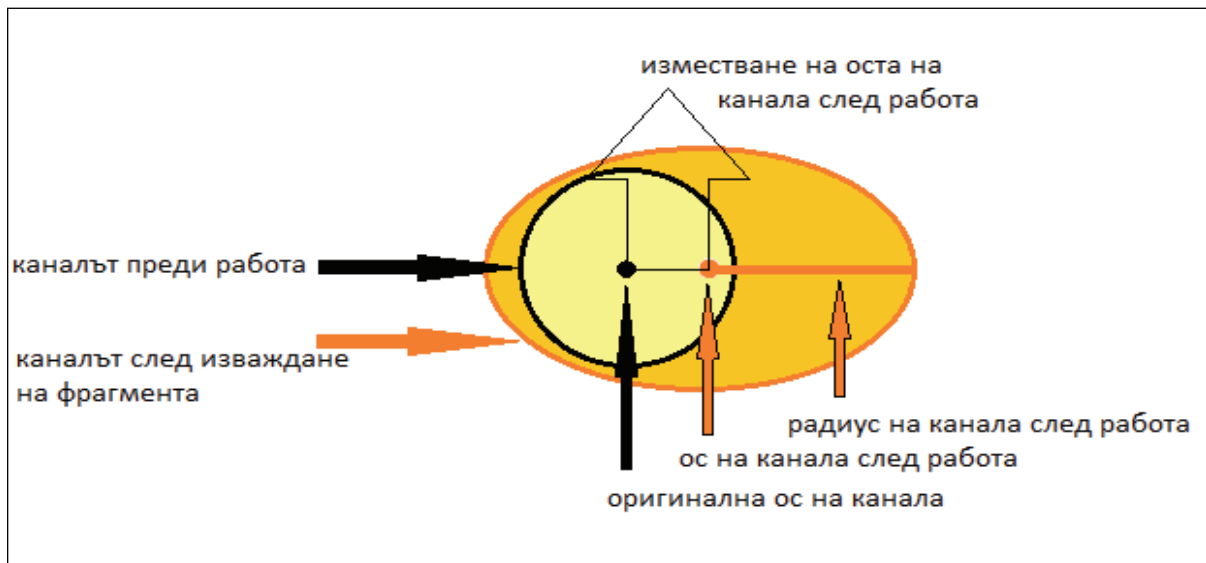
1. Регистриран е **процентът на успешно извадени фрагменти**.
2. Измерено е **времето**, необходимо за пълното отстраняване на всеки фрагмент.
3. След изваждането на фрагментите, ИКК са заснети с дигитален фотоапарат в две взаимно перпендикулярни равнини. С помощта на софтуерен продукт за анализ на изображения (Klonk-Image Measurement) върху снимките е измерен **най-големият диаметър на ИКК** в зоната **над фрагмента (Д1)** и
4. **Най-големият диаметър** в зоната, в която е бил разположен **фрагментът (Д2)** (фиг. 31).
5. С помощта на софтуерния продукт за анализ на изображения (Klonk-Image Measurement) върху снимките е **измерено изместването на оста на ИКК** след работа спрямо оригиналната му ос в зоните на измерване на Д1 и Д2 (фиг. 31 и 32).
6. Получените **данни** за различните крайници са **сравнени** и между тях са търсени **зависимости**.

### **Статистика**

Използван е  $\chi^2$  – тест (chi-square independence test,  $p>0.05$ ), вариационен анализ (ANOVA single factor,  $p>0.05$ ) и тест на Student (T-test,  $p>0.05$ ).



Фиг. 31: Нива за провеждане на измерванията и изместване на оста на канала



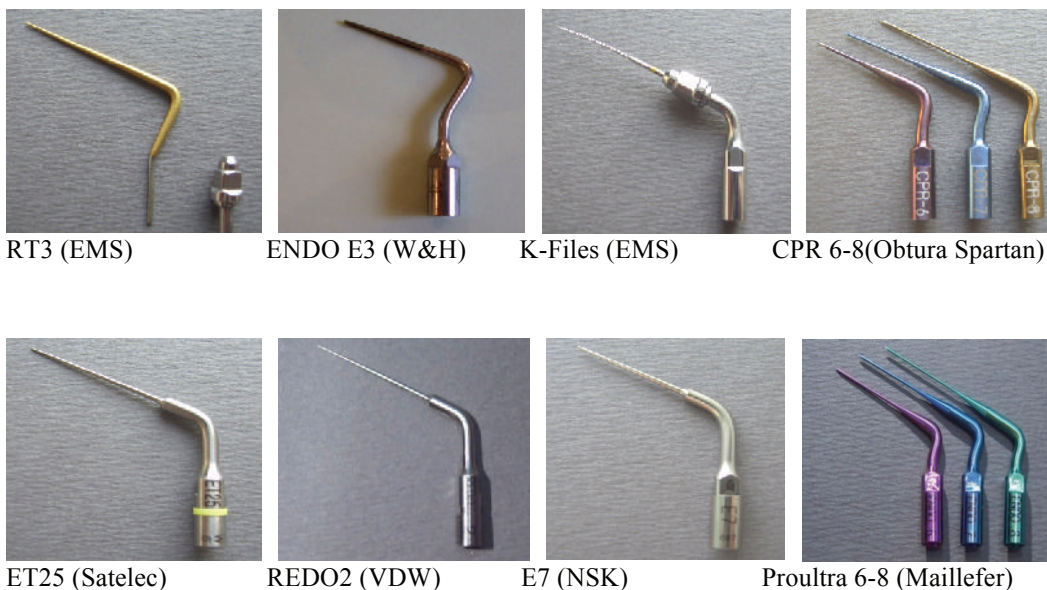
Фиг. 32: Изместване на оста на канала след работа

## 2. МЕТОДИ ПО ЗАДАЧА 2

Изследвана е резонансната **съвместимост** между осем вида **ЕУН** за изваждане на счупени инструменти и шест различни търговски марки **ПА**.

### Комбинации накрайник – ПА (групи)

Изследвани са общо 57 комбинации между ендодонтски ултразвукови накрайници (фиг. 33) и пиезоелектрични апарати (групи). В 18 от комбинациите е използван адаптор (Euro-adaptor, San Diego Swiss Machining, виж фиг. 20) за прикрепяне на накрайник от Satelec-стандарт към апарат от EMS-стандарт. Комбинациите са представени в таблица 1. Във всяка група са използвани по 3-5 накрайника от същия вид.



Фиг. 33: ЕУН използвани в изследването

Таблица 1: Брой и разпределение на различните **комбинации** (изследвани групи) между ЕУН и ПА

ПА \ ЕУН	Mini Piezon (EMS)	Woodpecker HW-3H (GWMI)	Pyon 2 LED (W&H)	Varios 550 (NSK)	P5 Newtron (Acteon-Satelec)	DTE HD-7H (GWMI)
	EMS-тип	EMS-тип	EMS-тип	Satelec-тип	Satelec-тип	Satelec-тип
RT3 (EMS) EMS-тип	1	14	27	---	---	---
ENDO E3 EMS-тип	2	15	28	---	---	---
К-пили 20 EMS-тип	3	16	29	---	---	---
К-пили 25 EMS-тип	4	17	30	---	---	---
Proultra 6 EMS-тип	5	18	31	---	---	---
Proultra 7 EMS-тип	6	19	32	---	---	---
Proultra 8 EMS-тип	7	20	33	---	---	---
CPR 6 Satelec-тип	8*	21*	34*	40	46	52
CPR 7 Satelec-тип	9*	22*	35*	41	47	53
CPR 8 Satelec-тип	10*	23*	36 *	42	48	54
ET25 Satelec-тип	11*	24*	37*	43	49	55
Redo 2 Satelec-тип	12*	25*	38*	44	50	56
E7 Satelec-тип	13*	26*	39*	45	51	57

\* - инструментът е прикачен към ПА чрез Euro-adaptor (San Diego Swiss)

### Методика на работа

Накрайниците са фотографирани по време на вибрация под увеличение 40x през стереомикроскоп Leica MZ6 с дигитален фотоапарат Samsung Digimax V700. Използвани са три различни настройки на мощността на апаратите – минимална, 10% от максималната и 20% от максималната мощност, фиг. 34 (предложено от Walmsley et al., [146]).

След това с помощта на софтуер за обработка и измервания на изображения (Klonk-Image Measurement), снимките са допълнително увеличени до 80x. Амплитудите на вибрация за всеки ултразвуков

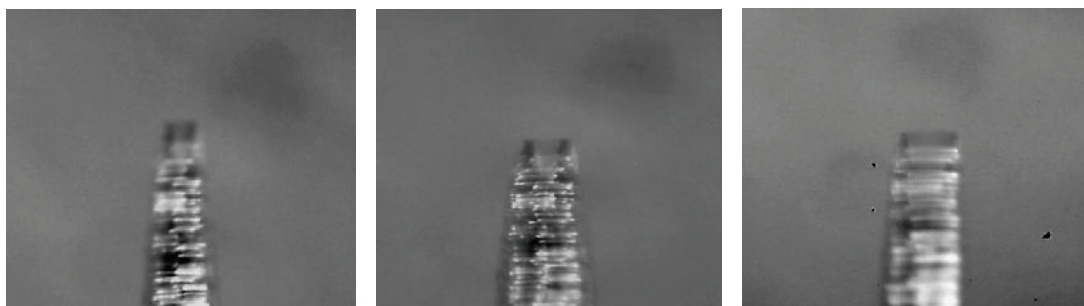
накрайник при трите различни мощности на използвания апарат са сравнени. Фотографирани са по десет различни активирания на апарата за всяка настройка на мощността, така че са направени по 10 сравнения на амплитудите за всяка изследвана комбинация накрайник – ПА. Търсено е визуално установимо увеличение на амплитудата на вибрация при увеличение 80x.

Като критерий за наличие на резонансна съвместимост е прието увеличението на амплитудата на вибрация на накрайника при увеличение на мощността на ПА [86, 146], фиг. 34.

Липсва резонансна съвместимост, когато амплитудата не нараства с мощността, когато няма визуално установима вибрация при увеличение 80x, или когато вибрацията на минимална мощност е екстремно силна и не може да бъде използвана адекватно, тъй като застрашава целостта на самия накрайник.

### Статистика

Методиката на изследването изключва статистическа обработка на данните.



Фиг. 34: Пример за визуално установимо увеличение на амплитудата на вибрация, признак за резонансна съвместимост (увеличение 80x)

### **3. МЕТОДИ ПО ЗАДАЧА 3**

При стандартизирани *in vitro* условия са регистрирани и сравнени **процентът успех и времето** при осъществяването на **байпас** на фрагменти, разположени след извивката на канала, както и **процентът на усложненията** образуване на праг, фалшив ход, фрактура на инструмента и изтласкване на фрагмента апикално при работа със седем вида стоманени ендодонтски инструменти.

#### **Работен модел**

В ИКК на Dentsply-Maillefer (140 броя) са фрактурирани ръчни стоманени К-пили №15. Дължината на фрагментите е 4 mm. Всички фрагменти са разположени на едно и също място след извивката на ИКК, в зона, непозволяваща осигуряване на видимост до фрагмента чрез безопасна корекция на извивката.

Всеки от седемте вида проучвани ръчни стоманени инструменти е изследван в 20 ИКК.

Пилите Profinder Senseus (Dentsply-Maillefer) не се произвеждат в размер 08, затова в изследването е използван най-малкият съществуващ номер (ISO 10). По същия начин инструментите Pathfinder (Sybron Endo) се произвеждат само в един нестандартен размер (приблизително ISO 07) и затова само той е изследван.

#### **Техника на работа**

Изследваните инструменти са използвани в присъствие на лубрикант (EDTA гел, Metabiomed) в опит за заобикаляне на фрагментите и достигане на апикалния отвор на ИКК. К-пилите, К-разширителите и

инструментите C-pilot, C+ и D Finder са използвани във всеки КК с редуване на номерата 08 и 10. Profinder Senseus и Pathfinder са ползвани съответно в най-малкия и единствения произвеждан размер. При успешно извършване на байпаса, препарацията на ИКК е продължена до номер 25 на пълна работна дължина с помощта на ръчни стоманени К-пили (VDW).

### **Стандартизация**

Изследването е проведено при напълно еднакви условия – еднакви дължина и диаметър на каналите, твърдост на материала от стената на канала, еднакви по вид, материал и локализация фрагменти, еднаква техника на работа. Различни са само инструментите, с които е провеждан байпасът. Това осигурява висока степен на достоверност на резултатите.

### **Регистрирани данни и изследвани зависимости**

Регистрирани и сравнени са процентът успех и времето, необходимо за извършване на байпас с различните инструменти. Регистрирани и сравнени при работа с различните инструменти са следните усложнения – праг, фалшив ход, фрактура на прохождащия инструмент и изтласкване на фрагмента апикално.

Търсени са зависимости между получените данни и конструкционните особености на изследваните инструменти.

### **Статистика**

Проведена е статистическа обработка на резултатите (chi-square independence test  $P > 0.05$ , ANOVA single factor  $p > 0.05$  и T-test  $p > 0.05$ ).

#### 4. МЕТОДИ ПО ЗАДАЧА 4

При стандартизирани **in vitro** условия е изследвана **съвместимостта** между микро-тръбната система за изваждане на счупени инструменти **IRS** (San Diego Swiss Machining) и шест вида **ЕУН**.

##### Локализацията на счупените инструменти в ИКК

В ИКК са фрактурирани стоманени К-пили с ISO номер 15 (Poldent). Пилите са предварително увредени с турбинен диамантен пилител на 7 mm от върха си, след което със сила са фрактурирани в ИКК. Фрагментите са разположени в ИКК така, че коронарните им 3 mm да са в правата част на канала, а оставащите 4 mm – в извивката.

Всеки от шестте вида изследвани ЕУН (стоманени ултразвукови К-пили № 25 (EMS-Maillefer) с модифициран връх, ET25 (Acteon-Satelec), Proultra Endo tip 8 (Maillefer), RT3 (EMS), Endo E3 (W&H), E7 (NSK), виж фиг. 30) е изследван в 10 ИКК – общо 60 канала.

##### Техника на работа

ЕУН ET25 (Acteon-Satelec) и E7 (NSK) са използвани с ПА Varios 550 (NSK), работна честота 28-32 kHz. ЕУН Endo E3 (W&H) е използван с апарата Рyon 2 LED (W&H), работна честота 27-32 kHz. Инструментите RT3 (EMS), К-пили № 25 (EMS) и Proultra 8 (Maillefer) са използвани с ПА Woodpecker HW-3H (GWMI), работна честота 25-31 kHz. Използвани са три различни марки апарати заради резонансната съвместимост с ЕУН.

За освобождаване на коронарната част на фрагментите е използвана ултразвуковата техника, описана от Ruddle [111, 112, 113, 114]. Първо

каналите са разширени със стоманени К-пили до нивото на фрагмента до ISO номер 40, след това последователно с Gates Glidden (GG) пилители номера 1 и 2. Чрез вибрация с накрайниците е отстраняван материал от стената на ИКК около фрагмента, до освобождаване от пластмасата на около 3 мм от коронарната му част. Използвано е увеличение 5,6х, 9х и 16х с денталните операционни микроскопи OPMI Pico и OPMI FC1 (Carl Zeiss, Германия). След това фрагментите са захванати и извадени от ИКК с помощта на инструмент IRS-1.

### **Стандартизация**

Изследването е проведено при напълно еднакви условия – еднакви като дължина и диаметър ИКК, една и съща твърдост на материала от стената на канала, еднакви като материал, дължина и локализация фрагменти, еднакъв вид IRS инструмент, една и съща техника на работа. Единствената променлива е видът на използвания ЕУН.

### **Проведени изследвания и измервания**

1. След освобождаването на коронарните 3 мм от фрагментите, ИКК са заснети с дигитален фотоапарат в две взаимно перпендикулярни равнини. С помощта на софтуерен продукт за анализ на изображения (Klonk-Image Measurement) върху снимките е измерен най-малкият диаметър на ИКК (Dкк) в зоната на освободения фрагмент (фиг. 35 и 36)
2. Dкк за всеки вид ЕУН е сравнен с външния диаметър на инструмента IRS-1, който е подходящият инструмент от системата при фрагмент с диаметър (Dфр) 0.23-0.29 мм, както е в настоящото изследване. Приема се, че има съвместимост между съответния ЕУН и IRS-1, когато Dкк е по-голям от външния диаметър на IRS-1 (Dвън-irs-1).

$$D_{\text{КК}} > D_{\text{вн-irs-1}}(0.6\text{mm}) \Rightarrow \text{има съвместимост}$$

3. Използвайки известния диаметър на освободената част на фрагмента ( $D_{\text{фр}}=0.23\text{-}0.29\text{mm}$ ) и измерения диаметър на ИКК в областта на фрагмента ( $D_{\text{КК}}$ ), за всеки вид ЕУН е изчислен радиусът (ширината) на оставащото около фрагмента пространство ( $R$ ), което би било използвано за инструмент от IRS системата. Изчислено е по формулата:

$$R = [ D_{\text{КК}} - D_{\text{фр}}(0.29\text{mm}) ] : 2$$

4. Чрез стойността на  $R$  за различните ЕУН е проверена съвместимостта между ЕУН и IRS 2, 3 и 4, използвайки разликата ( $\text{Diff}$ ) между външните и вътрешните диаметри при IRS инструментите.

$$R > \text{Diff-irs-2}(0.20\text{mm}) \Rightarrow \text{има съвместимост}$$

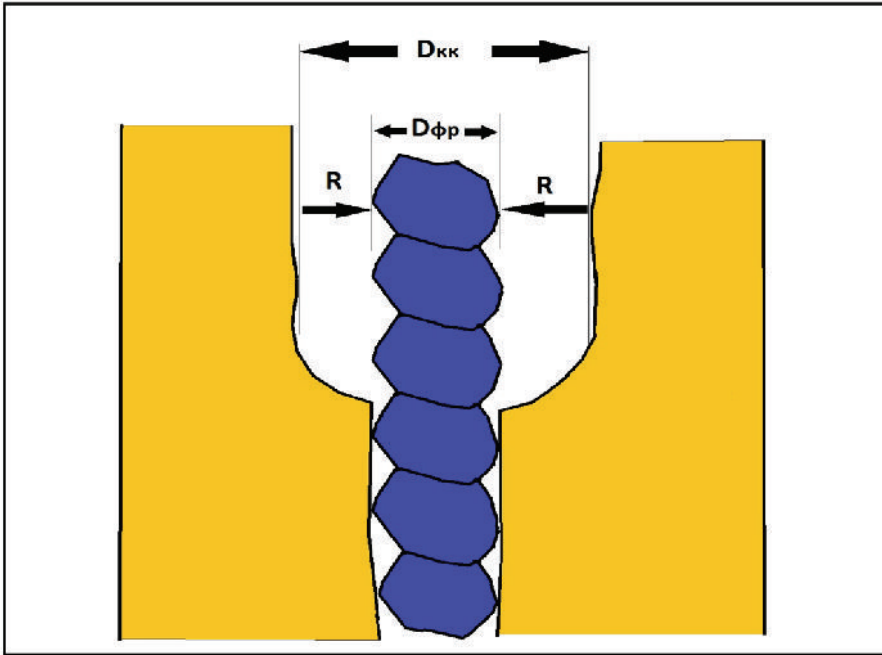
$$R > \text{Diff-irs-3}(0.20\text{mm}) \Rightarrow \text{има съвместимост}$$

$$R > \text{Diff-irs-4}(0.30\text{mm}) \Rightarrow \text{има съвместимост}$$

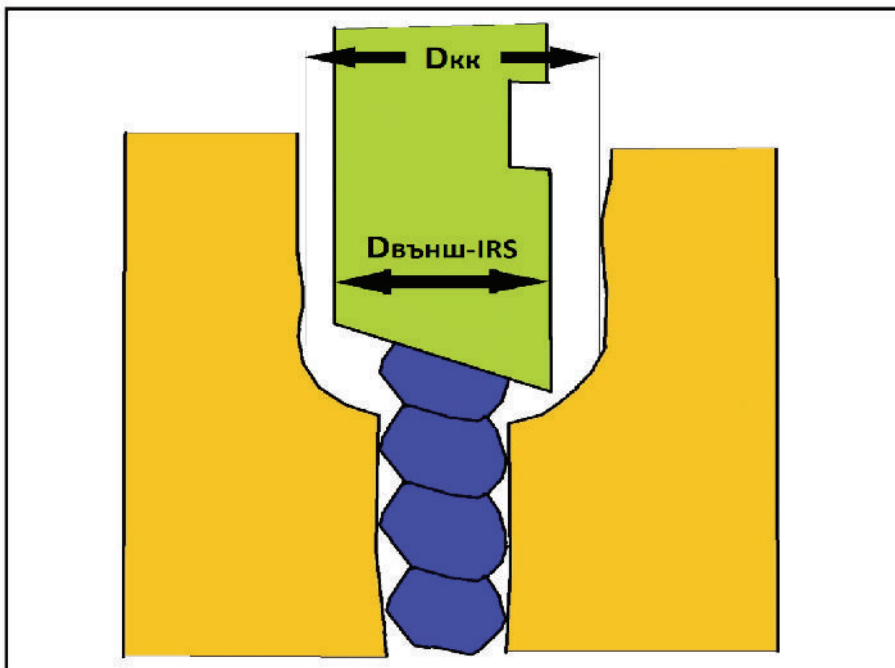
5. Фрагментите са захванати и извадени от ИКК с помощта на инструмент IRS-1. Регистриран и сравнен е процентът успех в изваждане на фрагментите в комбинация с различните ЕУН.

### **Статистика**

Използван е  $\chi^2$  – тест (chi-square independence test,  $p>0.05$ ), вариационен анализ (ANOVA single factor,  $p>0.05$ ) и тест на Student (T-test,  $p>0.05$ ).



Фиг. 35: Диаметър на ИКК ( $D_{кк}$ ), диаметър на фрагмента ( $D_{фр}$ ), радиус на пространството около фрагмента ( $R$ )



Фиг. 36: Диаметър на ИКК ( $D_{кк}$ ) и външен диаметър на IRS инструмента ( $D_{внш-IRS}$ )

## 5. МЕТОДИ ПО ЗАДАЧА 5

Проведено е **ретроспективно клинично изследване** на успеха и усложненията при лечение на случаи със **счупени инструменти**, разположени **във и след извивката** на КК.

За ретроспективното изследване от клиничната ни база данни са избрани 97 клинични случая (общо 108 фрагмента) с диагнози *Periodontitis chronica granulomatosa localisata / diffusa*, *Rest pulpitis* и *Status post pulpitis* и наличие на фрактуриран инструмент след извивката на КК. Лекувани са 67 долночелюстни молара, 25 горночелюстни молара и 5 горночелюстни премолара. Фрактурираните инструменти по вид са стоманени пили в 67 случая, 7 ротационни никел-титанови пили и 34 канални пълнители (лентуло) (виж таблици 11 и 12).

Пациентите са насочвани към нас от колеги за релечение в периода март 2013 – юни 2016 година.

Използвана е описаната от Ruddle ултразвукова техника за изваждане на счупени инструменти [111, 112, 113, 114]. Каналите са последователно разширявани до нивото на фрагмента до канална пила с ISO номер 40 и след това с Gates Glidden пилители номер 1, 2 и 3. Под увеличение 5,6x, 9x и 16x с дентални операционни микроскопи (OPMI Pico и OPMI FC1, Carl Zeiss) и стоманени ултразвукови К-пили, МВ и МЛ канали на долните молари са допълнително разширявани съответно в лингвална и вестибуларна посока, а МБ канали на горните молари – в посока към МБ2. С това кривините на съответните канали са частично изправяни към безопасните зони на корените с най-голям обем твърди зъбни тъкани. След тези етапи, при невъзможност за постигане на видимост до

фрагмента, поради разположението му след остатъчна извивка на канала (която е рисковано да бъде допълнително коригирана), лечението е продължавано с байпас.

Байпасът е осъществяван, като с тънки, предварително огънати, стоманени инструменти е правен опит за преминаване между фрагмента и стената на КК до достигане на работна дължина. След това каналът е разширяван ръчно покрай фрагмента според случая, до не по-малко от инструмент номер 25 на пълна работна дължина. Каналите са запълвани със сийлър на евгенолова основа (Z.O.B Seal, Metabiomed) и студена латерална или топла вертикална кондензация (Beefill 2in1, VDW; GP Easy II, Apoza).

При постигане на видимост до началото на фрагмента, работата е продължавана по ултразвуковата техника с накрайниците ET25 (Satelec), Redo 2 (VDW), стоманени ултразвукови К-пили №20 и ПА Woodpecker (HW-3H, GWM I с евро-адаптор) с цел изваждане на фрагмента. Каналите са obtурирани със сийлър на евгенолова основа (Z.O.B Seal, Metabiomed) и студена латерална или топла вертикална кондензация (Beefill 2in1, VDW; GP Easy II, Apoza).

При допълнително фрагментиране на счупения инструмент от ултразвуковата вибрация и невъзможност за постигане на видимост до оставащата апикална част от фрагмента, случаят е продължаван по техниката байпас.

Работната дължина е определяна електрометрично (Novarex, VDW) и в определени случаи е потвърждавана рентгенографски. В повечето случаи с

байпас, наличието на фрагмент в канала не се оказва пречка за точната работа на апекслокатора.

Ендодонтското лечение не е провеждано за целите на изследването, а с цел постигане на максимален лечебен резултат.

При последвалия за целите на изследването анализ, за успех се приема цялостно изваждане на фрагмента при ултразвуковата техника или преминаване покрай фрагмента и достигане на пълна работна дължина (РД) при байпас.

Сформирани са следните две групи (виж таблици 2 и 3):

Група 1: • Ултразвукова техника при възможност за постигане на видимост до фрагмента след частично изправяне на извивката – 56 случая.

Група 2: • Байпас при невъзможност за постигане на видимост до фрагмента след частично изправяне на извивката – 43 случая.

• Байпас при допълнително счупване на фрагмента от ултразвуковата вибрация, изваждане на коронарната му част и оставане на апикалната част в зона с невъзможност за постигане на видимост – 7 случая; 2 случая с апикално изтласкване на фрагмента след извивката при опита за УЗ отстраняване.

### **Статистика**

Проведен е статистически анализ (chi-square independence test (хи-квадрат анализ),  $df=1$ ) за проверка достоверността на разликите между групите с ултразвуковата техника и байпас.

## VI. РЕЗУЛТАТИ

### 1. РЕЗУЛТАТИ ПО ЗАДАЧА 1

При стандартизирани **in vitro** условия е изследвана и сравнена **ефективността** на различни видове ЕУН при отстраняването на счупени инструменти, разположени **в извивката** на КК.

#### 1.1. РЕЗУЛТАТИ ПО ПОДЗАДАЧА 1.1

Проверена е **валидността на работен модел** за сравнителни стандартизирани *in vitro* изследвания на ЕУН.

Измерените стойности за диаметрите на ИКК и ККЗ на 1 mm под орифициумите, както и времето за работа, са представени в таблица 2.

- Средните стойности на диаметъра на ИКК и ККЗ при работа с К-пилите са съответно 1.19 mm и 1.26 mm и между стойностите в групите няма статистически значими разлики (ANOVA single factor  $p>0.05$ , F-test, two sample for variances,  $p>0.05$ , T-test, two sample assuming equal variances,  $p>0.05$ ).
- При Endo E3 средният диаметър на ИКК и ККЗ е 1.62 mm и 1.76 mm съответно и между стойностите в групите няма статистически значими разлики (ANOVA single factor  $p>0.05$ , F-test, two sample for variances,  $p>0.05$ , T-test, two sample assuming equal variances,  $p>0.05$ ).

- Средното време, необходимо за работа, е следното:
  - К-пили и ИКК – 4.15 min, К-пили и ККЗ – 4.56 min – между стойностите няма статистически значими разлики (ANOVA single factor  $p>0.05$ , F-test, two sample for variances,  $p>0.05$ , T-test, two sample assuming equal variances,  $p>0.05$ ).
  - Endo E3 и ИКК – 11.02 min, Endo E3 и ККЗ – 11.26 min – между стойностите няма статистически значими разлики (ANOVA single factor  $p>0.05$ , F-test, two sample for variances,  $p>0.05$ , T-test, two sample assuming equal variances,  $p>0.05$ ).

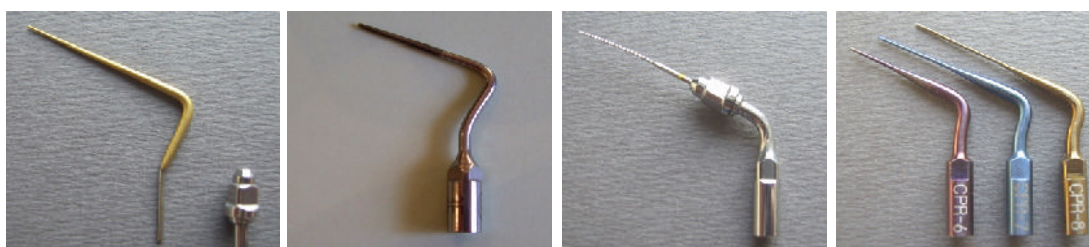
Таблица 2: Разпределение на измерените диаметри на ИКК и ККЗ и работното време при работа с двата вида изследвани ЕУН

вид канали ЕУН диам. време  брой канали	Изкуствени коренови канали (ИКК)				Коренови канали на зъби (ККЗ)			
	К-пили номер 20 (EMS-Maillefer)		Endo E3 (W&H)		К-пили номер 20 (EMS-Maillefer)		Endo E3 (W&H)	
	Диаметър на канала в mm	Работно време в min	Диаметър на канала в mm	Работно време в min	Диаметър на канала в mm	Работно време в min	Диаметър на канала в mm	Работно време в min
1	1.07	5.05	1.65	4.44	1.08	3.52	1.59	13.33
2	1.27	1.43	1.48	13.16	0.97	1.28	1.77	12.29
3	0.78	2.23	1.50	12.19	0.92	4.54	1.69	10.27
4	1.04	3.38	1.55	16.34	0.83	5.16	1.67	11.44
5	1.19	3.51	1.62	7.47	1.29	6.36	1.64	9.56
6	1.12	4.33	1.59	11.12	1.23	5.21	1.58	12.05
7	1.33	3.13	1.68	9.45	1.02	12.0	1.57	10.17
8	1.25	3.47	1.54	8.56	1.34	0.45	1.71	11.48
9	1.08	4.33	1.66	9.38	1.06	2.47	1.58	14.53
10	0.89	5.39	1.69	10.52	1.58	4.21	1.59	9.35
11	1.10	3.57	1.67	11.09	1.22	4.49	1.51	10.09
12	1.50	5.43	1.59	13.46	1.08	5.12	1.62	11.32
13	1.22	3.51	1.61	9.44	1.64	6.21	1.66	8.58
14	1.32	7.47	1.58	11.32	1.59	3.17	1.56	10.20
15	1.34	4.13	1.63	10.54	1.24	4.52	1.52	10.39
16	1.28	3.19	1.66	12.20	1.42	3.45	1.56	12.27
17	1.11	4.49	1.77	10.39	1.43	4.34	1.58	9.29
18	1.39	5.41	1.60	9.48	1.46	3.44	1.68	10.02
19	1.45	4.56	1.69	10.56	1.44	6.13	1.56	10.24
20	1.26	5.15	1.76	11.39	1.36	5.32	1.50	10.33
Средна стойност	1.19	4.15	1.62	11.02	1.26	4.56	1.76	11.26

## 1.2. РЕЗУЛТАТИ ПО ПОДЗАДАЧА 1.2

Изследвани и сравнени са **диаметърът** и **конфигурацията на върха** на осем вида **ЕУН** за отстраняване на счупени инструменти.

С дигитален микрометър Mitutoyo, Япония (точност 0.01(0) mm) е измерен диаметърът при върха Д1 (точно преди активната част) и диаметърът на 3 mm по посока на стеблото на накрайника Д2 (фиг. 27) на изследваните накрайници (фиг. 37). Получените стойности са представени в таблица 3.

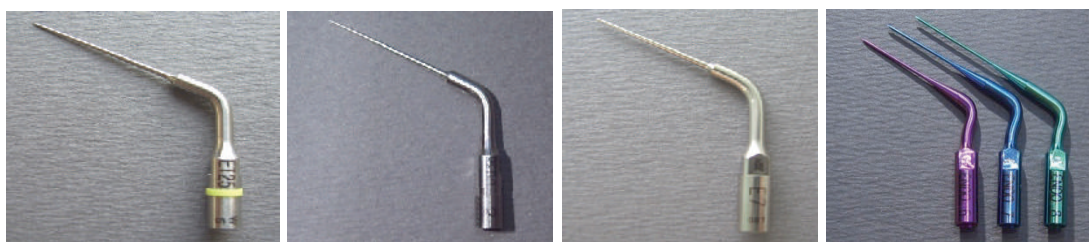


RT3 (EMS)

ENDO E3 (W&H)

K-Files (EMS)

CPR 6-8(Obtura Spartan)



ET25 (Satelec)

REDO2 (VDW)

E7 (NSK)

Proultra 6-8 (Maillefer)

Фиг. 37: Изследвани накрайници

Таблица 3: Измерени диаметри, коничност и наблюдавани конфигурации при върха на изследваните ЕУН

ВИД ЕУН	данни											
	К-пили №25	ET25 (Satelec)	Redo 2 (VDW)	RT3 (EMS)	Endo E3 (W&H)	E7 (NSK)	CPR 6 (Obtura Spartan)	CPR 7 (Obtura Spartan)	CPR 8 (Obtura Spartan)	Proultra 6 (Maillefer)	Proultra 7 (Maillefer)	Proultra 8 (Maillefer)
Д1	0.25 mm	0.32 mm	0.32 mm	0.32 mm	0.40 mm	0.42 mm	0.48 mm	0.44 mm	0.42 mm	0.48 mm	0.44 mm	0.42 mm
Д2	0.31 mm	0.38 mm	0.38 mm	0.48 mm	0.54 mm	0.50 mm	0.48 mm	0.44 mm	0.42 mm	0.48 mm	0.44 mm	0.42 mm
Коничност до 3 mm дължина	2 %	2 %	2 %	5.3%	4.6%	3.3%	0 %	0 %	0 %	0 %	0 %	0 %
Конфигурация на върха	Пасивен заоблен връх	Заострен в 1 точка Без абразивно покритие	Заострен в 1 точка Без абразивно покритие	Заоблен С абразивно покритие	Заоблен С абразивно покритие	Заоблен Без абразивно покритие	Заострен в 1 точка Без абразивно покритие	Заострен в 1 точка Без абразивно покритие	Заострен в 1 точка Без абразивно покритие	Заострен в 1 точка Без абразивно покритие	Заострен в 1 точка Без абразивно покритие	Заострен в 1 точка Без абразивно покритие

Накрайниците са фотографирани под увеличение 16x (OPMI Pico, Carl Zeiss), образите са допълнително увеличени до 80x (Klonk Image Measurement, фиг. 38) и конфигурацията на върховете им и наличието на абразивно покритие са описани.

Описанието е представено в таблица 3.

Фиг. 38: Дигитални фотографии на върховете на крайниците (увеличение 80х).



Proultra 6 (Maillefer)



Proultra 7 (Maillefer)



Proultra 8 (Maillefer)



E7 (NSK)



Endo E3 (W&H)



RT3 (EMS)



ET25 (VDW)



Redo 2 (Satelec)

### 1.3. РЕЗУЛТАТИ ПО ПОДЗАДАЧА 1.3

При стандартизирани *in vitro* условия са изследвани и сравнени **процентът успех, времето, необходимо за изваждане на фрагментите и диаметърът и изместването на оста на ИКК** при работа с шест вида ЕУН.

**Процентите успех са както следва (таблица 4):**

- Среден успех по крайници общо за двата вида фрагменти: К-пили – 75%, ET25 – 85%, Proultra8 – 80%, RT3 – 75%, Endo E3 – 60%, E7 – 55%. Разликите не са статистически значими (Chi-square independence test,  $p>0.05$ ).
- Стоманени фрагменти: К-пили – 80%, ET25 – 90%, Proultra8 – 80%, RT3 – 70%, Endo E3 – 60%, E7 – 50%. Разликите не са статистически значими (Chi-square independence test,  $p>0.05$ ).
- Никел-титанови фрагменти: К-пили – 70%, ET25 – 80%, Proultra8 – 80%, RT3 – 80%, Endo E3 – 60%, E7 – 60%. Разликите не са статистически значими (Chi-square independence test,  $p>0.05$ ).
- Между успеха при работа върху стоманените и никел-титановите фрагменти с различните ЕУН също не се наблюдават статистически значими разлики (Chi-square independence test,  $p>0.05$ ).

**Време за пълно отстраняване на фрагмента (таблица 4):**

- Средно работно време по крайници при работа върху двата вида фрагменти: К-пили – 3,51-13,04 min, средно 8,55 min, ET25 – 4,19-15,03 min, средно 9,47 min, Proultra8 – 5,33-15,58 min, средно 10,21 min, RT3 – 5,05-16,11 min, средно 11,33 min, Endo E3 – 13,57-31,33

min, средно 21,21 min, E7 – 18,02-28,13 min, средно 23,16 min. Времето за работа на Endo E3 и E7 е статистически значимо по-дълго, разликите между останалите накрайници не са значими (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).

- Работно време по накрайници при изваждане на стоманени фрагменти: К-пили – 3,51-12,23 min, средно 8,27 min, ET25 – 4,19-15,03 min, средно 9,22 min, Proultra8 – 5,33-15,58 min, средно 10,45 min, RT3 – 5,05-16,11 min, средно 10,58 min, Endo E3 – 16,47-23,07 min, средно 20,17 min, E7 – 18,02-27,08 min, средно 22,55 min. Времето за работа на Endo E3 и E7 е статистически значимо по-дълго, разликите между останалите накрайници не са значими (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).
- Работно време по накрайници при изваждане на никел-титанови фрагменти: К-пили – 4,62-13,04 min, средно 9,23 min, ET25 – 6,28-13,16 min, средно 10,12 min, Proultra8 – 7,17-13,17 min, средно 10,37 min, RT3 – 9,04-15,12 min, средно 12,08 min, Endo E3 – 13,57-31,33 min, средно 22,25 min, E7 – 19,41-28,13 min, средно 24,17 min. Времето за работа на Endo E3 и E7 е статистически значимо по-дълго, разликите между останалите накрайници не са значими (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).
- Между времената за работа с едни и същи ЕУН върху стоманени и никел-титанови фрагменти не се наблюдават статистически значими разлики (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).

**Диаметърът на ИКК** (таблица 4) е измерен на две нива след изваждане на фрагмента – Д1 (най-голям диаметър в зоната над фрагмента) и Д2 (най-голям диаметър в зоната, в която е бил разположен фрагментът).

- Стойностите на Д1 за двата вида фрагменти общо са следните: К-пили – 1,01-1,28 mm, средно 1,14 mm, ET25 – 1,00-1,33 mm, средно 1,16 mm, Proultra8 – 1,22-1,82 mm, средно 1,52 mm, RT3 – 1,42-1,74 mm, средно 1,58 mm, Endo E3 – 1,44-1,80 mm, средно 1,62 mm, E7 – 1,50-1,81 mm, средно 1,65 mm. Разликите между стойностите на Д1 при работа с Proultra8, RT3, Endo E3 и E7 не са статистически значими (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).
- Средните стойности на Д1 за работа върху стоманени фрагменти с различните ЕУН са следните: – К-пили – 1,11 mm, ET25 – 1,15 mm, Proultra8 – 1,50 mm, RT3 – 1,61 mm, Endo E3 – 1,60 mm, E7 – 1,67 mm. Разликите между стойностите на Д1 при работа с Proultra8, RT3, Endo E3 и E7 не са статистически значими (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).
- Средните стойности на Д1 за работа върху никел-титанови фрагменти с различните ЕУН са следните: – К-пили – 1,17 mm, ET25 – 1,17 mm, Proultra8 – 1,54 mm, RT3 – 1,55 mm, Endo E3 – 1,64 mm, E7 – 1,63 mm. Разликите между стойностите на Д1 при работа с Proultra8, RT3, Endo E3 и E7 не са статистически значими (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).
- Стойностите на Д2 за двата вида фрагменти общо са следните (таблица 4) – К-пили – 0,89-1,32 mm, средно 1,10 mm, ET25 – 1,05-1,27 mm, средно 1,16 mm, Proultra8 – 1,41-1,81 mm, средно 1,61 mm, RT3 – 1,51-1,79 mm, средно 1,65 mm, Endo E3 – 1,47-1,91 mm, средно 1,69 mm, E7 – 1,48-1,99 mm, средно 1,73 mm. Разликите в

разширението на каналите между Proultra8, RT3, Endo E3 и E7 не са статистически значими (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).

- Средните стойности на Д2 за работа върху стоманени фрагменти с различните ЕУН са следните: – К-пили – 1,11 mm, ET25 – 1,13 mm, Proultra8 – 1,60 mm, RT3 – 1,67 mm, Endo E3 – 1,72 mm, E7 – 1,79 mm. Разликите между стойностите на Д2 при работа с Proultra8, RT3, Endo E3 и E7 не са статистически значими (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).
- Средните стойности на Д2 за работа върху никел-титанови фрагменти с различните ЕУН са следните: – К-пили – 1,09 mm, ET25 – 1,19 mm, Proultra8 – 1,59 mm, RT3 – 1,63 mm, Endo E3 – 1,66 mm, E7 – 1,76 mm. Разликите между стойностите на Д2 при работа с Proultra8, RT3, Endo E3 и E7 не са статистически значими (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).
- Няма статистически значими разлики в разширението на канала с едни и същи накрайници при двата вида фрагменти (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).
- Среден диаметър на ИКК (Д1 + Д2) (таблица 4) – К-пили – 1,12 mm, ET25 – 1,16 mm, Proultra8 – 1,56 mm, RT3 – 1,61 mm, Endo E3 – 1,65 mm, E7 – 1,69 mm. Няма статистически значими разлики между К-пилите и ET25, както и между Proultra8, RT3, Endo E3 и E7 (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).

Таблица 4: Получени данни [процент успех, работно време, диаметър на ИКК в областта над фрагмента (Д1) и в областта на фрагмента (Д2)] при отстраняване на фрагменти от ИКК с шест вида ЕУН

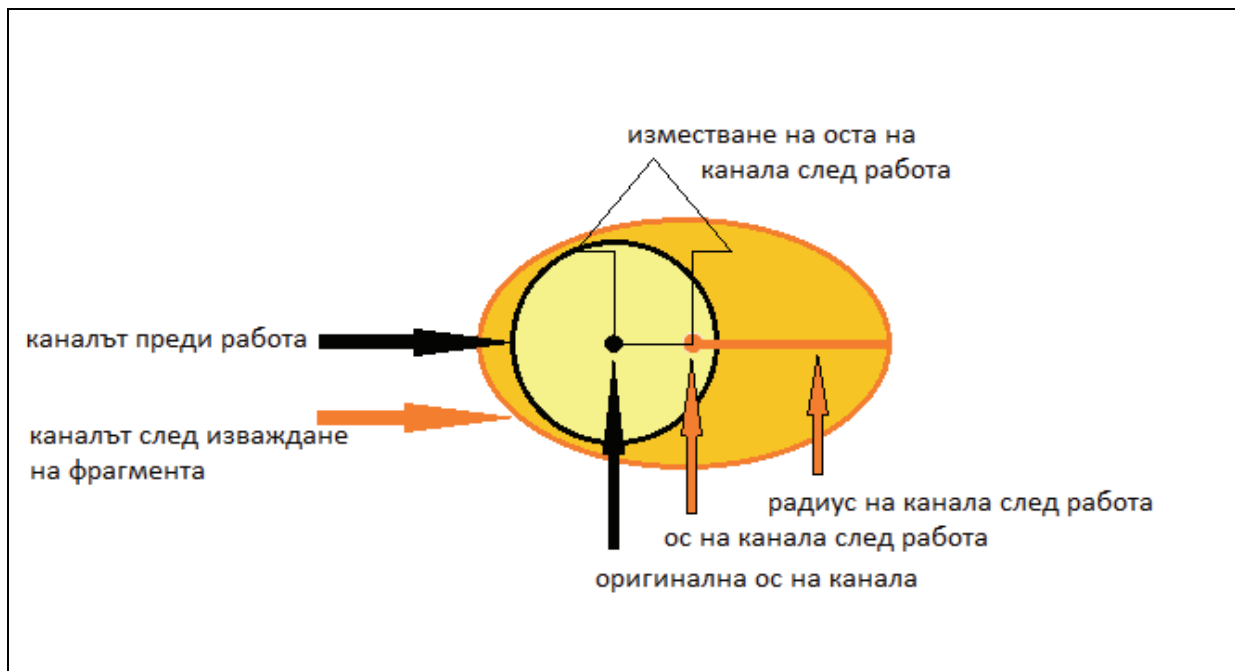
данни \ ЕУН	К-пили 25 (EMS)	ET25 (Satelec)	Proultra8 (Maillefer)	RT3 (EMS)	Endo E3 (W&H)	E7 (NSK)	
Върхови диаметри (■)	0.25 mm	0.32mm	0.42 mm	0.32 mm	0.40 mm	0.42 mm	<b>1</b>
Процент успех	75%	85%	80%	75%	60%	55%	<b>2</b>
Време за работа	8.55 min <b>a</b>	9.47 min <b>a</b>	10.21 min <b>a</b>	11.33 min <b>a</b>	21.21 min <b>b</b>	23.16 min <b>b</b>	<b>3</b>
Д1	1.14 mm <b>a</b>	1.16 mm <b>a</b>	1.52 mm <b>b</b>	1.58 mm <b>b</b>	1.62 mm <b>b</b>	1.65 mm <b>b</b>	<b>4</b>
Д2	1.10 mm <b>a</b>	1.16 mm <b>a</b>	1.61 mm <b>b</b>	1.65 mm <b>b</b>	1.69 mm <b>b</b>	1.73 mm <b>b</b>	<b>5</b>
Д среден	1.12 mm <b>a</b>	1.16 mm <b>a</b>	1.56 mm <b>b</b>	1.61 mm <b>b</b>	1.65 mm <b>b</b>	1.69 mm <b>b</b>	<b>6</b>

1 – не е провеждан статистически анализ, (■) – данните са от задача 1, подзадача 1.2.

2 – няма статистически значими разлики (Chi square independence test,  $p > 0.05$ )

3,4,5,6 – различните букви (a и b) показват статистически значими разлики (ANOVA single factor,  $p > 0.05$ , T-test,  $p > 0.05$ )

**Измерено е изместването на оста на ИКК след работа (таблица 5 и фиг. 39).**



Фиг. 39: Изместване на оста на канала след изваждане на счупени инструменти с ЕУН

При всички изследвани ЕУН се наблюдава изместване на канала спрямо оригиналната му ос в посока към вътрешната част на извивката (фиг. 40).



Фиг. 40: Изместване на канала спрямо оригиналната ос (оранжева линия) към вътрешната страна на извивката (червени стрелки)

Измереното изместване за различните накрайници в зоната на Д1 е както следва (таблица 5): К-пили – 0,07-0,15 mm, средно 0,11 mm, ET25 – 0,09-0,15 mm, средно 0,12 mm, Proultra8 – 0,13-0,21 mm, средно 0,17 mm, RT3 – 0,13-0,19 mm, средно 0,16 mm, Endo E3 – 0,15-0,19 mm, средно 0,17 mm, E7 – 0,15-0,21 mm, средно 0,18 mm. Разликите между стойностите не са статистически значими (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).

Измереното изместване за различните накрайници в зоната на Д2 е както следва (таблица 5): К-пили – 0,12-0,26 mm, средно 0,19 mm, ET25 – 0,15-0,31 mm, средно 0,23 mm, Proultra8 – 0,20-0,36 mm, средно 0,28 mm, RT3 – 0,22-0,40 mm, средно 0,31 mm, Endo E3 – 0,26-0,40 mm, средно 0,33 mm, E7 – 0,27-0,39 mm, средно 0,33 mm. Разликите между стойностите не са статистически значими (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).

Средното изместване на оста на канала в посока към вътрешността на извивката за различните ЕУН е както следва (таблица 5): К-пили – 0,150 mm, ET25 – 0,175 mm, Proultra8 – 0,225 mm, RT3 – 0,235 mm, Endo E3 – 0,250 mm, E7 – 0,255 mm. Няма статистически значими разлики между стойностите (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).

Няма статистически значими разлики в изместването с еднакви накрайници при двата вида фрагменти – стоманени и никел-титанови (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).

Таблица 5: Установено изместване на оста на ИКК в зоната над фрагмента (Д1) и зоната на фрагмента (Д2) след изваждане на фрагментите с шест вида ЕУН

ЕУН изместване	К-пили 25 (EMS)	ET25 (Satelec)	Proultra8 (Maillefer)	RT3 (EMS)	Endo E3 (W&H)	E7 (NSK)
Изместване на оста на ИКК в зоната на Д1	0.11 mm	0.12 mm	0.17 mm	0.16 mm	0.17 mm	0.18 mm
Изместване на оста на ИКК в зоната на Д2	0.19 mm	0.23 mm	0.28 mm	0.31 mm	0.33 mm	0.33 mm
Средно изместване	0.150 mm	0.175 mm	0.225 mm	0.235 mm	0.250 mm	0.255 mm

- между измерените стойности няма статистически значими разлики (ANOVA single factor,  $p > 0.05$ , T-test,  $p > 0.05$ )

## 2. РЕЗУЛТАТИ ПО ЗАДАЧА 2

Изследвана е резонансната **съвместимост** между осем вида **ЕУН** за изваждане на счупени инструменти и шест различни търговски марки **ПА**.

Резонансната съвместимост на ПА с изследваните ЕУН е както следва (таблици 6 и 8): Mini Piezon (EMS) е съвместим с 8 от 13 изследвани накрайника (61,5%), Woodpecker (GWMI) – с 10 от 13 накрайника (76,9%), Pyon 2 led (W&H) – с 4 от 13 накрайника (30,7%), Varios 550 (NSK) и P5 Newtron (Satelec) – с по 5 от 6 изследвани накрайника всеки (83,3%), DTE (GWMI) – с 2 от 6 накрайника (33,3%).

Липса на резонансна съвместимост е установена в 40,35% от всички случаи. В 29,82% от тях тя е представена като липса на вибрация, а в останалите случаи – 10,53% - твърде силна вибрация, която не може да бъде използвана, поради опасност от спонтанна фрактура на накрайника.

Съвместимостта на ЕУН с изследваните ПА е представена в таблици 6 и 7. Поради голямото разнообразие от възможни комбинации между накрайници и ПА и относително малките бройки в някои подгрупи, провеждането на статистически анализ е невъзможно.

Таблица 6: Съвместимост между ПА и ЕУН

ПА ЕУН	Mini Piezon (EMS)	Woodpecker HW-3H (GWMI)	Pyon LED (W&H) <sup>2</sup>	Varios 550 (NSK)	P5 Newtron (Acteon- Satelec)	DTE HD- 7H (GWMI)
	EMS-тип	EMS-тип	EMS-тип	Satelec-тип	Satelec-тип	Satelec-тип
RT3 (EMS) EMS-тип	ДА	ДА	НЕ	---	---	---
ENDO E3 EMS-тип	ДА	ДА	ДА	---	---	---
К-пили 20 EMS-тип	ДА	ДА	ДА	---	---	---
К-пили 25 EMS-тип	ДА	ДА	ДА	---	---	---
Proultra 6 EMS-тип	НЕ	ДА	НЕ	---	---	---
Proultra 7 EMS-тип	НЕ	ДА	НЕ	---	---	---
Proultra 8 EMS-тип	ДА	ДА	НЕ	---	---	---
CPR 6 Satelec-тип	ДА*	НЕ*	НЕ*	ДА	ДА	НЕ
CPR 7 Satelec-тип	ДА*	НЕ*	НЕ*	НЕ	ДА	НЕ
CPR 8 Satelec-тип	НЕ*	ДА*	ДА*	ДА	ДА	ДА
ET25 Satelec-тип	НЕ*	ДА*	НЕ*	ДА	ДА	НЕ
Redo 2 Satelec-тип	ДА*	ДА*	НЕ*	ДА	ДА	НЕ
E7 Satelec-тип	НЕ*	НЕ*	НЕ*	ДА	НЕ	ДА

\* - инструментът е прикачен към ПА чрез Euro-adaptor (San Diego Swiss)

Таблица 7: Съвместимост на ЕУН към ПА в проценти

ЕУН \ ПА	Общо ПА, с които е изследван ЕУН	Съвместимост с ПА		
		Брой ПА	% ПА	
RT3 (EMS)	3	100	2	66.6
ENDO E3 (W&H)	3	100	3	100
К- пили №20 (EMS)	3	100	3	100
К- пили №25 (EMS)	3	100	3	100
Proultra 6 (Maillefer)	3	100	1	33.3
Proultra 7 (Maillefer)	3	100	1	33.3
Proultra 8 (Maillefer)	3	100	2	66.6
CPR 6 (Obtura Spartan)	6	100	3	50
CPR 7 (Obtura Spartan)	6	100	2	33.3
CPR 8 (Obtura Spartan)	6	100	5	83.3
ET 25 (Satelec)	6	100	3	50
Redo 2 (WDV)	6	100	4	66.6
E7 (NSK)	6	100	2	33.3

Таблица 8: Съвместимост на ПА към ЕУН в проценти

ПА \ ЕУН	Общо ЕУН, с които е изследван ПА	Съвместимост с ЕУН		
		Брой ЕУН	% ЕУН	
Mini Piezon (EMS)	13	100	8	61.5
Woodpecker HW-3H (GWMI)	13	100	10	76.9
Pyon 2 LED (W&H)	13	100	4	30.7
Varios 550 (NSK)	6	100	5	83.3
P5 Newtron (Acteon Satelec)	6	100	5	83.3
DTE HD-7H (GWMI)	6	100	2	33.3

### 3. РЕЗУЛТАТИ ПО ЗАДАЧА 3

При стандартизирани *in vitro* условия са регистрирани и сравнени **процентът успех и времето** при осъществяването на **байпас** на фрагменти, разположени след извивката на канала, както и **процентът на усложнения** (образуване праг, фалшив ход, фрактура на инструмента и изтласкване на фрагмента апикално) при работа със седем вида стоманени ендодонтски инструменти.

Най-кратко средно **работно време** (таблица 9) дават пилите C-pilot – 11,41 min (1,23-21,59 min). Следват D Finder с 12,07 min (2,41-22,13 min), K-пилите с 12,25 min (2,06-22,44 min), Profinder Senseus с 13,03 min (4,21-22,65 min), C+ пили с 13,27 min (3,04-23,50), K-разширителите с 15,22 min (3,42-27,02 min) и Pathfinder с 15,53 min (3,47-27,59 min). Няма статистически значими разлики между измерените стойности за работно време при различните инструменти (ANOVA single factor  $p>0.05$ , Student's T-test  $p>0.05$ ).

В настоящото изследване за успех се приема преминаване покрай фрагмента с изследвания инструмент и достигане на апикалния отвор на ИКК.

Най-висок **процент успех** (таблица 9) е получен с инструментите C-pilot – 75% (15 успешни байпаса от 20 ИКК). Следват D Finder и Profinder Senseus с по 70% успех (14 успешни байпаса от 20 ИКК). След това се нареждат C+ пилите с 65% успех (13 от 20), следвани от K-пилите и Pathfinder с по 60% успех (12 от 20), и K-разширителите с 55% успех (11 от 20).

Разликите между получените стойности за успеха на различните инструменти не са статистически значими (chi-square independence test  $P > 0.05$ ).

Таблица 9: Получени данни (успех, работно време и усложнения) при байпас на фрагменти със седем вида катетеризационни пили в ИКК

вид пила / получени данни	К-пили № 08, 10 (VDW)	К-разширители № 08, 10 (VDW)	C-pilot пили № 08, 10 (VDW)	C+ пили № 08, 10 (Dentsply-Maillefer)	D Finder пили № 08, 10 (Mani)	Profinder Senseus пили № 10 (Dentsply-Maillefer)	Pathfinder пили (Sybron Endo)
Успех	60 % 12/20	55% 11/20	75% 15/20	65% 13/20	70% 14/20	70% 14/20	60% 12/20
Работно време (средно)	12.25 min.	15.22 min.	11.41 min.	13.27 min.	12.07 min.	13.03 min.	15.53 min.
Образуване на праг	15% 3/20	20% 4/20	25% 5/20	15% 3/20	20% 4/20	30% 6/20	15% 3/20
Образуване на фалшив ход	5% 1/20	20% 4/20	20% 4/20	10% 2/20	10% 2/20	25% 5/20	15% 3/20
Фрактура на проходящ инструмент	–	10% 2/20	–	–	5% 1/20	–	–
Изтласкване на фрагмента апикално	10% 2/20	–	–	5% 1/20	–	–	5% 1/20

Образуване на праг и фалшив ход е получено при всеки от изследваните инструменти (таблица 9).

На първо място по **образуване на прагове** се нареждат пилите Profinder Senseus с 30% (6 от 20), C-pilot с 25% (5 от 20), следват D-finder и К-разширители с по 20% (4 от 20), и К-пили, С+ пили и Pathfinder с по 15%

(3 от 20). Няма статистически значими разлики между получените стойности (chi-square independence test  $P>0.05$ ), таблица 9.

Най-много **фалшиви ходове** са получени с Profinder Senseus – 25% от случаите (5 от 20). Следват K-разширителите и C-pilot с по 20% (4 от 20 случая), Pathfinder с 15% (3 от 20), C+ пили и D-finder с по 10% (2 от 20) и K-пилите с 5% (1 от 20). Няма статистически значими разлики между получените стойности (chi-square independence test  $P>0.05$ ), таблица 9.

**Фрактури на проходящия инструмент** са наблюдавани само при два вида инструменти – K-разширителите – 10% (2 от 20 случая), и D Finder – 5% (1 от 20 случая). Няма статистически значими разлики между стойностите (chi-square independence test  $P>0.05$ ), таблица 9.

**Изтласкване на фрагмента апикално** е наблюдавано при работа с K-пилите – 10% (2 от 20 случая), C+ пилите и Pathfinder – по 5% (1 от 20 случая). Няма статистически значими разлики между стойностите (chi-square independence test  $P>0.05$ ), таблица 9.

#### 4. РЕЗУЛТАТИ ПО ЗАДАЧА 4

При стандартизирани **in vitro** условия е изследвана **съвместимостта** между микро-тръбната система за изваждане на счупени инструменти **IRS** (San Diego Swiss Machining) и шест вида **ЕУН**.

- Измерените средни минимални диаметри на ИКК (Дкк) при работа с различните ЕУН са както следва (таблица 10): Най-малък е Дкк при К-пилите – 1.02-1.12 mm, средно 1.07 mm, следван от този при ET25 – 1.04-1.16 mm, средно 1.10 mm, Proultra8 – 1.39-1.59 mm, средно 1.49 mm, RT3 – 1.50-1.58 mm, средно 1.54 mm, Endo E3 – 1.57-1.69 mm, средно 1.63 mm, E7 – 1.60-1.78 mm, средно 1.69 mm. Няма статистически значими разлики между Дкк при К-пилите и ET25, както и между Дкк при Proultra8, RT3, Endo E3 и E7 (ANOVA single factor,  $p > 0.05$ , Student's T-test,  $p > 0.05$ ).
- Диаметърът на ИКК (Дкк) при всички изследвани ЕУН е по-голям (значително) от външния диаметър на инструмента IRS-1 (Двън-irs-1), което означава, че всички изследвани ЕУН са съвместими с IRS-1 при диаметър на фрагмента (Dфр) 0.29mm (таблица 10).
- Радиусът на оставащото около фрагмента пространство (R) за различните изследвани ЕУН е както следва (таблица 10): R(К-пили) е 0.36-0.41 mm, средно 0.39 mm, R(ET25) – 0.37-0.43 mm, средно 0.40 mm, R(Proultra8) – 0.55-0.65 mm, средно 0.60 mm, R(RT3) – 0.60-0.64 mm, средно 0.62 mm, R(Endo E3) – 0.64-0.70 mm, средно

0.67 mm и E7 – 0.65-0.74 mm, средно 0.70 mm. Няма статистически значими разлики между R при K-пилите и ET25, както и между R при Proultra8, RT3, Endo E3 и E7 (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ).

- Съвместимостта на шестте вида ЕУН с IRS 2, 3 и 4 е изследвана чрез сравнение на стойностите на R за отделните ЕУН и стойността на разликата между външния и вътрешния диаметър (Diff) на IRS 2, 3 и 4 (таблица 10). По каталожни данни Diff-irs-2 е 0.20mm, Diff-irs-3 е 0.20mm, Diff-irs-4 е 0.30mm. Всички изчислени стойности за R са по-големи от съответните такива за Diff-irs-2,3 и 4. Следователно, и шестте изследвани ЕУН са съвместими с IRS инструмент 2, 3 и 4.
- Всички 60 фрагмента в изследването са успешно извадени. Няма статистически значими разлики между процента успех при комбиниране на шестте вида изследвани ЕУН с инструмента IRS-1 (chi-square independence test,  $p>0.05$ ).

Таблица 10: Процент успех при работа с IRS-1, получени диаметри на ИКК след работа с шест вида ЕУН и съвместимост между въпросните ЕУН и IRS-1, 2, 3 и 4

данни \ ЕУН	К-пили 25 (EMS)	ET25 (Satelec)	Proultra8 (Maillefer)	RT3 (EMS)	Endo E3 (W&H)	E7 (NSK)	
Процент успех IRS-1	100%	100%	100%	100%	100%	100%	<b>1</b>
Дкк	1.07mm <b>a</b>	1.10 mm <b>a</b>	1.49 mm <b>b</b>	1.54 mm <b>b</b>	1.63 mm <b>b</b>	1.69 mm <b>b</b>	<b>2</b>
Дкк	1.07 mm	1.10 mm	1.49 mm	1.54 mm	1.63 mm	1.69 mm	<b>3</b>
съвм.*	>	>	>	>	>	>	
ДвЪн-irs-1	0.6 mm *	0.6 mm*	0.6 mm*	0.6 mm*	0.6mm*	0.6mm*	
ДвЪн-irs-2	0.8 mm *	0.8 mm*	0.8 mm*	0.8 mm*	0.8 mm*	0.8 mm*	
ДвЪн-irs-3	1.0 mm *	1.0 mm*	1.0 mm*	1.0 mm*	1.0 mm*	1.0 mm*	
R	0.39 mm <b>a</b>	0.40 mm <b>a</b>	0.60 mm <b>b</b>	0.62 mm <b>b</b>	0.67 mm <b>b</b>	0.70 mm <b>b</b>	<b>4</b>
R	0.39 mm	0.40 mm	0.60 mm	0.62 mm	0.67 mm	0.70 mm	<b>5</b>
съвм.*	>	>	>	>	>	>	
Diff-irs-2	0.20mm*	0.20mm*	0.20mm*	0.20mm*	0.20mm*	0.20mm*	
Diff-irs-3	0.20mm*	0.20mm*	0.20mm*	0.20mm*	0.20mm*	0.20mm*	
Diff-irs-4	0.30mm*	0.30mm*	0.30mm*	0.30mm*	0.30mm*	0.30mm*	

1 – няма статистически значими разлики (Chi square independence test,  $p > 0.05$ )

2,4 – различните букви (a и b) показват статистически значими разлики (ANOVA single factor,  $p > 0.05$ , T-test,  $p > 0.05$ )

3,5 – символът (\*) показва наличие на съвместимост между изследвания ЕУН и IRS

## 5. РЕЗУЛТАТИ ПО ЗАДАЧА 5

Проведено е **ретроспективно клинично изследване** на успеха и усложненията при лечение на случаи със **счупени инструменти**, разположени **във и след извивката** на КК.

Броят и разпределението на изследваните клинични случаи по вид зъби и вид на фрагмента са обобщени в таблици 11 и 12.

Рентгенови снимки на клинични случаи лекувани по ултразвуковата техника и байпас са представени в приложението.

### РЕЗУЛТАТИ ПО ГРУПИ (таблици 13-15):

Група 1: Успешно извадени по ултразвуковата техника са 47 от 56 фрагмента (83.9% успех). Неуспешните случаи са 9. В 7 от тях (77.7%) причината за неуспех е допълнително фрактуриране на фрагмента с оставане на апикалната му част в недостъпна зона след извивката. В 1 случай (11.1%) е получено изтласкване на фрагмента апикално и попадането му дълбоко след извивката. Още един фрагмент в зоната на видимост е преценен като опасно подвижен и рисков за апикално изтласкване. Тези 9 случая са продължени по техниката байпас.

В 8 от успешните случаи (17%) след изваждане на фрагмента оставащата част на канала беше непроходима и не можа да бъде достигната пълна РД. Данните са представени в таблици 13-15.

Група 2: Успешен байпас е осъществен в 36 от 52-та случая в групата – 69.2% успех. Неуспешните случаи са 16 броя. В един от тях (6.2%) причината за неуспех е създаването на фалшив ход покрай фрагмента. В

останалите неуспешни случаи беше невъзможно въвеждането на инструмент покрай фрагмента и не са наблюдавани усложнения.

В 4 от успешните случаи (11.1%) при obtурирането на канала е наблюдавано апикално изместване на фрагмента в границите на канала. В още 2 от успешните случаи (5.5%) е получена фрактура на проходящия инструмент в канала, но на следващ етап и двата фрагмента са успешно байпасирани.

Данните са представени в таблици 13-15.

Разликите в успеха между групи 1 и 2 са значими (chi-square independence test).

#### РЕЗУЛТАТИ ПО ВИД ЗЪБИ (таблица 14):

От общо 56 фрагмента в групата на ултразвуковата техника, 41 фрагмента (73.2%) са разположени в мандибуларни молари, 14 (25%) в максиларни молари и 1 (1.7%) в максиларен премолар. 34 от мандибуларните фрагменти са успешно отстранени (82.9%), 12 от максиларните фрагменти (85.7%) и премоларният фрагмент също (100% успех).

В 5 от неуспешните случаи (71.4%) при мандибуларните молари, причината за неуспех е допълнително фрактуриране на фрагмента, 1 фрагмент (14.2%) е изместен в зона без видимост и 1 фрагмент (14.2%) е прекалено подвижен за да е подходящ за ултразвукова работа.

При максиларните молари причината за неуспех и в двата случая (14.3%) отново е повторно счупване на фрагмента и загуба на видимост към оставащата му част заради извивката на канала.

От общо 52 фрагмента в групата байпас, 33 (63.4%) са разположени в мандибуларни молари, 14 (26.9%) в максиларни молари и 5 (9.6%) в максиларни премолари. 23 от мандибуларните фрагменти са успешно байпасирани (69.6%), 8 от максиларните (57.1%) и всичките 5 премоларни фрагменти също.

При 1 от максиларните моларни фрагменти (16.6% от неуспешните случаи) причината за неуспех е фалшив ход, при останалите неуспешни случаи при всички групи зъби няма усложнения.

При успешните случаи на мандибуларните молари, при 4 фрагмента (17.3%) е наблюдавано апикално преместване по време на obturiraneto на канала. В 1 случай (4.3% от успешните) има фрактура на прохождания инструмент, като впоследствие и двата фрагмента са байпасирани. В групата на максиларните молари също е наблюдавана една фрактура на прохождащ инструмент (12.5%) с последващ успешен байпас.

Данните са представени в таблица 14.

Разликите в процента успех по молари (мандибуларни и максиларни) между двете изследвани групи (ултразвук и байпас) са статистически значими (chi-square independence test).

#### РЕЗУЛТАТИ ПО ВИД ФРАГМЕНТ (таблица 15):

От общо 56 фрагмента в групата на ултразвуковата техника, 27 (48.2%) са ръчни стоманени пили, 25 (44.6%) са канални пълнители и 4 (7.1%) са машинни Ni-Ti пили. 21 броя от стоманените пили са успешно отстранени (77.7%), 22 от пълнителите (88%), и всичките 4 Ni-Ti фрагменти също. В 5 от неуспешните случаи със стоманени пили (83.3%) и 3 от неуспешните

случаи с пълнители (100%), неуспехът се дължи на допълнително счупване на фрагмента и оставането му дълбоко след извивката на канала. При 6 от успешните случаи с пълнители (27.2%) и два от успешните случаи със стоманени пили (9.5%), след цялостното отстраняване на фрагмента се наблюдава непроходим коренов канал и не е достигната пълна работна дължина.

От общо 52 фрагмента в групата байпас, 40 броя (76.9%) са ръчни стоманени пили, 9 броя (17.3%) са канални пълнители и 3 (5.7%) – машинни Ni-Ti инструменти. 29 броя от стоманените фрагменти са успешно байпасирани (72.5%), 5 от пълнителите (55.5%) и 2 от Ni-Ti фрагментите (66.6%) също.

В един от неуспешните случаи с фрагмент канален пълнител (25%) е получен фалшив ход. В останалите неуспешни случаи и при трите вида фрагменти не са наблюдавани усложнения.

В три от успешните случаи с фрагмент стоманени пили (10.3%) се наблюдава апикално изместване на фрагмента в рамките на канала по време на obtурирането му. В още два случая със същия вид фрагмент (6.8%) има фрактура на проходящ инструмент с последващ успешен байпас. При фрагмент пълнител също има един случай (20%) с апикално преместване на фрагмента в рамките на канала по време на obtурация.

Данните са представени в таблица 15.

Разликите в успеха между групите с ултразвукова техника и байпас при трите вида фрагменти са статистически значими (chi-square independence test).

Таблица 11: Брой и разпределение на случаите **по вид зъб** и използвана техника

Случаи Вид техника	Общо случаи		Случаи по вид зъб					
			ДЧ молари		ГЧ молари		ГЧ премолари	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
УЗВ	56	52	41	55.5	14	50	1	16.7
БАЙПАС	52	48	33	44.5	14	50	5	83.3
общо	108	100	74	100	28	100	6	100

Таблица 12а: Брой и разпределение на случаите **по вид фрагмент** и използвана техника

Случаи техника	Общо случаи		Случаи по вид фрагмент					
			ръчни стоманени пили		машинни никел-титанови пили		канални пълнители	
	брой	%	брой	%	брой	%	брой	%
УЗВ	56	52	27	40.3	4	57.1	25	73.5
БАЙПАС	52	48	40	59.7	3	42.9	9	26.5
общо	108	100	67	100	7	100	34	100

Таблица 12б: Брой и разпределение на случаите **по вид зъб, по вид на фрагмента** и използвана техника

Случаи Техника	Случаи по вид фрагмент и вид зъб								
	вид	брой	%	ДЧ молари		ГЧ молари		ГЧ премолари	
				брой	%	брой	%	брой	%
УЗВ	стоманени	27	25.0	16	21.7	10	35.7	1	16.7
	Ni-Ti	4	3.70	1	1.35	3	10.7		
	пълнители	25	23.2	24	32.4	1	3.59		
БАЙПАС	стоманени	40	37.0	24	32.4	11	39.2	5	83.3
	Ni-Ti	3	2.77	2	2.71	1	3.59		
	пълнители	9	8.33	7	9.46	2	7.18		
общо		108	100	74	100	28	100	6	100

Таблица 13: Резултати **по групи** (ултразвукова техника и байпас) - клиничен успех, неуспех и причини

техника	УЛТРАЗВУКОВА ТЕХНИКА	БАЙПАС
данни	56 ФРАГМЕНТА	52 ФРАГМЕНТА
БРОЙ УСПЕШНО ТРЕТИРАНИ ФРАГМЕНТИ	47 ИЗВАДЕНИ ФРАГМЕНТИ •	36 ФРАГМЕНТИ С БАЙПАС •
ПРОЦЕНТ УСПЕХ	83.9% УСПЕХ •	69.2% УСПЕХ •
БРОЙ НЕУСПЕШНИ ФРАГМЕНТИ	9	16
ПРИЧИНИ ЗА НЕУСПЕХА	7 фрагм. (77.7%) – повторна фрактура 1 фрагм. (11.1%) – апикално изместване 1 фрагм. (11.1%) – прекомерна подвижност	1 фрагм. (6.2%) – фалшив ход 15 фрагм. – невъзможен байпас

• разликите в стойностите между групи 1 и 2 са статистически значими, chi-square independence test,  $p > 0.05$

Таблица 14: Резултати **по зъби** - клиничен успех, неуспех и причини при лечение на случаи с ултразвукова техника и байпас

показатели техники			Успешно третираны фрагменти		Неуспешно третираны фрагменти		ПРИЧИНИ ЗА НЕУСПЕХА	ОСОБЕНОСТИ ПРИ УСПЕШНИТЕ СЛУЧАИ
			брой	%	брой	%		
<b>УЛТРАЗВУК</b>								
зъби	фрагменти						5 фрагм. (71.4%) – повторна фрактура 1 фрагм. (14.2%) – апикално преместване 1 фрагм. (14.2%) – прекомерна подвижност	7 фрагм. (17%) – непроходим канал след отстраняване на фрагмента
	брой	%						
<b>ДЧМ</b>	41	73.2	34	82.9	7	12.5		
<b>ГЧМ</b>	14	25	12	85.7	2	3.57	2 фрагм. (14.3%) – повторна фрактура	1 фрагм. (7.1%) – непроходим канал след отстраняване на фрагмента
<b>ГЧП</b>	1	1.7	1	100				
<b>БАЙПАС</b>								
зъби	фрагменти						Непроходим канал	4 фрагм. (17.3%) – апикално изместване 1 фрагм. (4.3%) – фрактура на проходящ инстр. с последващ успешен байпас
	брой	%						
<b>ДЧМ</b>	33	63.4	23	69.9	10	19.2		
<b>ГЧМ</b>	14	26.9	8	57.1	6	11.5	1 фрагм. (16.6%) – фалшив ход 5 фрагм. (83.4%) – непроходим канал	1 фрагм. (12.5%) – фрактура на проходящ инстр. с последващ успешен байпас
<b>ГЧП</b>	5	9.6	5	100				

• разликите в стойностите между групи 1 и 2 са статистически значими, chi-square independence test,  $p > 0.05$

Таблица 15: Резултати по фрагменти - клиничен успех, неуспех и причини при лечение на случаи с ултразвукова техника и байпас

показатели техники			Успешно третираны фрагменти		Неуспешно третираны фрагменти		ПРИЧИНИ ЗА НЕУСПЕХА	ОСОБЕНОСТИ ПРИ УСПЕШНИТЕ СЛУЧАИ	
			брой	%	брой	%			
<b>УЛТРАЗВУК</b>							5 фрагм. (83.3%) – повторна фрактура 1 фрагм. (16.7%) – прекомерна подвижност	2 фрагм. (9.5%) – непроходим канал след отстраняване на фрагмента	
Вид фрагм	фрагменти								
	брой	%							
<b>СТОМ</b>	27	48.2	21	77.7	6	22.2			
<b>ПЪЛН</b>	25	44.6	22	88.0	3	12.0	3 фрагм. (100%) – повторна фрактура	6 фрагм. (27.2%) – непроходим канал след отстраняване на фрагмента	
<b>Ni-Ti</b>	4	7.1	4	100					
<b>БАЙПАС</b>							Непроходим канал	2 фрагм. (6.8%) – фракт. на проходащ инструм. с последващ успешен байпас 3 фрагм. (10.3%) – апикално преместване	
Вид фрагм	фрагменти								
	брой	%							
<b>СТОМ</b>	40	76.9	29	72.5	11	27.5			
<b>ПЪЛН</b>	9	17.3	5	55.5	4	44.5		1 фрагм. (25%) – фалшив ход 3 фрагм. (75%) – непроходим канал	1 фрагм. (20%) – апикално изместване
<b>Ni-Ti</b>	3	5.7	2	66.6	1	33.3	Непроходим канал		

• разликите в стойностите между групи 1 и 2 са статистически значими, chi-square independence test,  $p > 0.05$

Рентгенови снимки на клинични случаи лекувани по ултразвуковата техника и байпас са представени в приложението.

## VII. ОБСЪЖДАНЕ НА РЕЗУЛТАТИТЕ

### 1. ОБСЪЖДАНЕ ПО ЗАДАЧА 1

При стандартизирани **in vitro** условия е изследвана и сравнена **ефективността** на различни видове ЕУН при отстраняването на счупени инструменти, разположени **в извивката** на КК.

#### 1.1. ОБСЪЖДАНЕ ПО ПОДЗАДАЧА 1.1

Проверена е **валидността на работен модел** за сравнителни стандартизирани *in vitro* изследвания на ЕУН.

До момента в литературата не може да бъде открито изследване на валидността на ИКК като експериментален модел за изследване на ЕУН при изваждане на счупени инструменти. Затова получените от нас резултати не могат да бъдат сравнени и дискутирани с други подобни.

Валидността на ИКК като изследователски модел е дискутирана основно в три разработки.

Lim и Webber [78] доказват, че ИКК са подходящи за изследване на техники за механична обработка на каналите, но не може да бъде прието, че това твърдение важи и за изваждането на счупени инструменти.

Ahmad [19] сравнява ефектите от ултразвуково инструментирание на ИКК и естествени зъби и не открива статистически значими разлики. Според нас обаче ултразвуковото разширение на каналите се различава от работата по отстраняване на счупен инструмент – в първия случай се

използва страничната повърхност на пилите с минимално триене, а във втория случай се работи с върха на инструмента със значителен натиск и фрикция. Това е причина да не можем да приемем резултатите от изследването на Ahmad [19] като приложими и за ултразвуково отстраняване на счупени инструменти. Освен това в изследването не е споменат видът на ИКК и производителят им.

Ward et al [148] правят изследване на успеха при изваждане на счупени канални инструменти. Те използват ИКК на Dentsply-Maillefer и екстрахирани зъби. Няма стандартизация на условията за провеждане на изследването при двата вида канали. Не е анализирана валидността на ИКК като модел за ендодонтски изследвания.

Не открихме други изследвания, свързани с отстраняване на фрактурирани инструменти с ултразвуковата техника от ИКК, нито други проверки на достоверността на ИКК като модел за такива изследвания.

Голяма част от условията на провеждане на настоящото изследване са уеднаквени. Използвани са еднакви фрагменти (като материал, вид инструмент, диаметър и дължина) с една и съща локализация в канала. Силата на затягане на фрагментите в каналите също е еднаква. Това е направено с цел да се постигне висока степен на стандартизиране и обективност. К-пилите номер 20 (EMS-Maillefer) и накрайникът Endo E3 (W&H) са избрани поради голямата разлика в диаметъра при върха (0.20 mm), която хипотетично би довела до статистически достоверна разлика в количеството отнет материал от стените на каналите. Тази разлика би трябвало да се повтори и при двата вида канали – ИКК и ККЗ. Това е принципът на провеждане на проверки на валидността на ИКК като изследователски модел [19, 78].

Точността на измерване с избрания софтуер (KLONK Image Measurement) в настоящото изследване се определя от калибрирането на програмата. На дигиталната снимка трябва да бъде зададена дължина на детайл, с което програмата изчислява мащаба, по който ще се правят всички предстоящи измервания. Програмата измерва с точност до четвърти знак след десетичната запетая. Ние измервахме дължината на детайлите за калибриране с електронен шублер (Mitutoyo 500-455, Япония) с точност 0.02 mm – по-ниска от тази, с която работи програмата. Това определя крайната точност на измерването. Като се има предвид, че разликата между диаметрите на върховете на използваните ултразвукови накрайници е 0.20 mm (K-пили (EMS-Maillefer) - 0.20 mm, Endo E3 (W&H) - 0.40 mm), десеткратно по-високата точност на измерване (0.02 mm) е достатъчна за постигане на поставената цел.

При работата върху ИКК не се стигна до разтопяване на пластмасата.

По наши наблюдения съществува разлика в поведението на двата вида канали (ИКК и ККЗ) по време на работа. Пластмасата създава усещане за известна еластичност, докато дентинът е по-скоро твърд. Отпилките, които се генерират по време на вибрацията, при дентина се разпрашават, докато при пластмасата има тенденция да се слепват и агломерират, като че ли са влажни, но лесно се отстраняват с продухването. Въпреки тези наблюдения според нас ИКК и ККЗ имат подобно поведение по време на ултразвуково отстраняване на счупени инструменти.

## 1.2. ОБСЪЖДАНЕ ПО ПОДЗАДАЧА 1.2

Изследвани и сравнени са **диаметърът и конфигурацията на върха** на осем вида **ЕУН** за отстраняване на счупени инструменти.

До момента върховите конфигурации и диаметрите на ЕУН за изваждане на счупени инструменти не са били обект на други изследвания, освен настоящото. В каталожната литература и упътванията за работа с изследваните ЕУН тези данни отсъстват напълно.

Като изключим ултразвуковите пили, които следват ISO стандартизацията, от изследваните ЕУН, най-малък и еднакъв диаметър при върха имат ET25, Redo 2 и RT3 (0.32 mm). ET25 и Redo 2 обаче са с по-малка коничност и диаметърът им на 3 mm от върха е 0.38 mm (2% коничност). RT3 има коничност от 5.3%.

Следващ по диаметър при върха е Endo E3 (0.40 mm), следван от E7, CPR8 и Proultra 8 (0.42), CPR7 и Proultra 7 (0.44 mm), CPR 6 и Proultra6 (0.48 mm). Коничността на Endo E3 е 4.6%, на E7 е 3.3%, а CPR 6-8 и Proultra 6-8 са с успоредни стени (0% коничност).

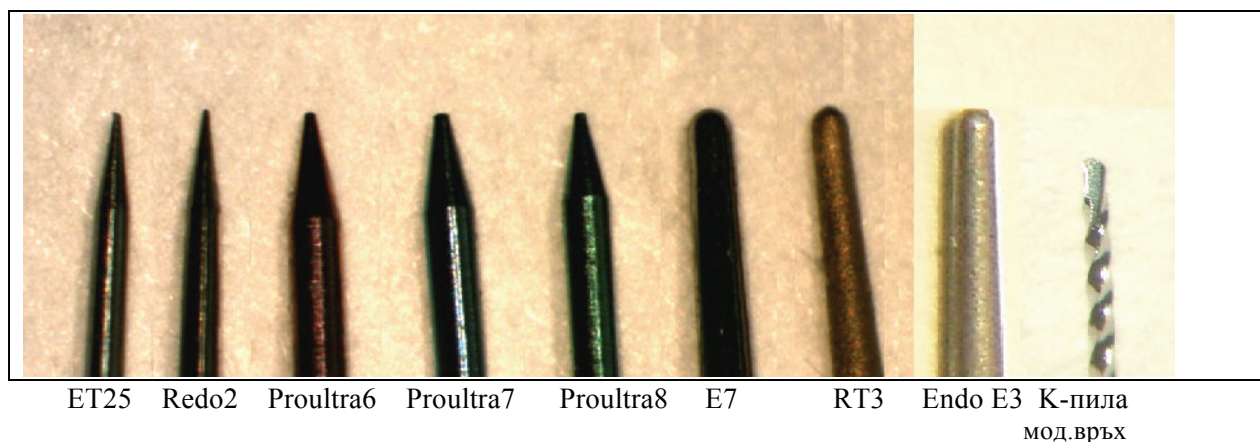
Освен диаметрите, различни са и конфигурациите при върха (фиг. 41).

ET25 и Redo 2, освен че са с най-малък диаметър и коничност, имат заострен в една точка връх (като подострен молив).

Същата върхова конфигурация притежават и CPR 6-8 и Proultra 6-8, но диаметрите им започват от 0.1 mm повече от този на ET25 и Redo 2 (0.42, 0.44, 0.48 mm съответно) и не са конични (фиг. 41).

Redo 2, Endo E3 и E7 са със заоблени върхове (като торпедо, виж фиг. 41).

Redo 2 и Endo E3, единствени от изследваните накрайници, имат абразивно покритие (прилича на диамантен борер). Всички останали накрайници имат гладки стени (фиг. 41).



Фиг. 41: Върхови конфигурации и абразивно покритие на накрайниците

Вижда се, че при липса на единен стандарт, разгледаните накрайници имат разнообразни диаметри и коничност, върхови конфигурации и абразивно покритие (фиг. 41). Комбинирането на тези различни фактори в един накрайник не се подчинява на определена логическа зависимост. Има тънки, остри и гладки инструменти (ET25, Redo 2), дебели остри и гладки (CPR 6-8, Proultra 6-8), дебели заоблени и гладки (E7), дебели заоблени и с абразивно покритие (Endo E3), както и един тънък, заоблен и с абразивно покритие (RT3), който обаче е с най-изразена коничност, така че по-скоро не би могло да се нарече „тънък“.

Разликите в диаметрите при върха между най-тънките и най-дебелите накрайници са от порядъка на 0,16 mm. Ако се вземат предвид и К-пилите №25, то диаметрите при върха на CPR6 и Proultra6 (0.48mm) са почти два пъти по-големи. Може да се очаква, че такава разлика би дала значими

разлики в степента на разширение на канала по време на работа за отстраняване на фрагмент.

ET25 и Redo 2, макар и продукт на различни производители (Satelec и VDW съответно), са напълно еднакви, и според нас е безпредметно да бъдат разглеждани поотделно в следващите изследвания, които се планират за настоящата разработка.

Същото важи за съответстващите си номера от крайниците CPR и Proultra. В изследването на ефективността е излишно да се използват и двата представителя на тези идентични двойки.

### 1.3. ОБСЪЖДАНЕ ПО ПОДЗАДАЧА 1.3

При стандартизирани *in vitro* условия са изследвани и сравнени **процентът успех, времето, необходимо за изваждане на фрагментите и диаметърът и изместването на оста на ИКК** при работа с шест вида ЕУН.

До момента в литературата не могат да бъдат открити стандартизирани сравнителни изследвания на ЕУН за отстраняване на счупени инструменти от криви коренови канали, освен настоящото. Затова получените от нас данни не могат да бъдат сравнени и дискутирани с други подобни. В предстоящото обсъждане ще се опитаме да намерим допирни точки със съществуващите изследвания по темата за изваждане на счупени инструменти.

#### **Време за работа**

Suter et al [134] коментира времето за работа в клинични условия и твърди, че след 30 минути работа рискът от усложнения като перфорации значително нараства. В настоящото изследване всички успешни случаи са завършени за по-малко от 30 минути. Между работното време за К-пилите (EMS), ET25 (Satelec), Proultra8 (Maillefer) и RT3 (EMS) няма статистически значими разлики. Времето за работа с Endo E3 (W&H) и E7 (NSK) и е статистически значимо по-дълго (ANOVA single factor,  $p > 0.05$ , T-test,  $p > 0.05$ ). Като се вземат предвид известните върхови диаметри на ултразвуковите инструменти (таблица 5), извън статистиката, по-малките накрайници с остри работни върхове (фиг. 41) работят по-бързо. Единственото изключение е RT3 (EMS), който е с по-малък диаметър от

Proultra8 (Maillefer), но има по-дълго време за работа. Според нас това се дължи на разликите в конфигурацията на накрайниците. RT3 е с диамантено покритие и заоблен връх, докато Proultra8 е гладък и с остър връх (фиг. 41). До момента няма други изследвания на времето за работа на различни ЕУН при изваждане на фрагменти от извивката на канала.

### **Успех в отстраняването на фрагментите**

Shen et al [121], използвайки в клиничното си изследване различни техники без увеличение постигат 60% успех при разположение на фрагментите в извивката, и 31% при разположение на фрагментите след извивката. Suter et al [135] също в клинично изследване, не откриват статистически значими разлики в успеха при различни локализации на фрагмента спрямо извивката. Souter et al [129] в клинично и ин витро изследване стигат до заключението, че поради много ниски нива на успех при разположение на фрагментите след извивката и риск от перфорации, процедурата не трябва да се прилага рутинно. Ward et al [148], използвайки ИКК и извадени зъби откриват, че успехът значително намалява когато фрагментът е разположен изцяло около извивката и често възникват значителни увреждания на канала. Ward et al [148] и Souter et al [129] използват CPR-tips (Obtura Spartan), а Suter et al [135] използват ултразвукови К-пили. В настоящото изследване фрагментите бяха разположени в извивката, като краят на инструмента е в правата част на канала (началото на извивката), където има директна видимост под увеличение. Нивата на успеха при нас (75% средна стойност, таблица 5) са малко по-високи от цитираните, но локализацията на фрагмента и ин витро условията улесняват работата. Въпреки че изследваните инструменти в настоящото изследване статистически се представят

еднакво (Chi-square independence test,  $p > 0.05$ ), извън статистиката, потънките инструменти с остри работни върхове се представят по-добре от тези с по-голям диаметър и / или заоблени върхове (фиг. 41, 42 и таблица 5). В момента не съществуват други изследвания сравняващи успеха на различни ЕУН при работа в извивката на КК.

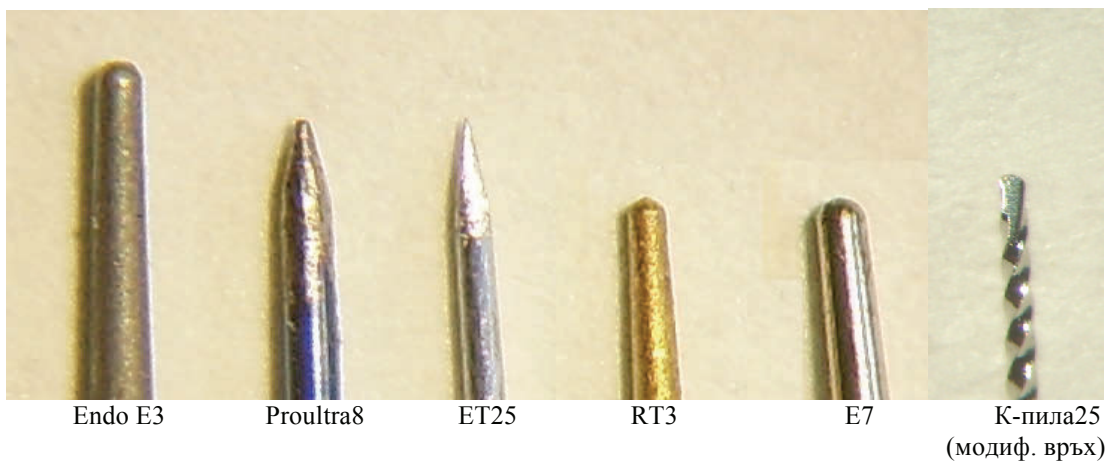
### Диаметър на ИКК

Настоящото изследване е стандартизирано – използвани са еднакви ИКК, с еднакви по вид, дължина и локализация фрагменти. Единствената променлива е използваният ЕУН. К-пилите (EMS) и ET25 (Satelec) разширяват канала статистически значимо по-малко от Proultra8 (Maillefer), RT3 (EMS), Endo E3 (W&H) и E7 (NSK), (ANOVA single factor,  $p > 0.05$ , T-test,  $p > 0.05$ ). Ние смятаме, че това е свързано с диаметрите и конфигурациите на върха на инструментите. К-пилите и ET25 са много фини, като ET25 е гладък и има остри работни върхове, а К-пилите са с модифициран длетовиден връх (фиг. 42). RT3 има същия диаметър като ET25, но е с абразивно покритие и заоблен връх, което вероятно води до по-изразено отстраняване на материал от стената на КК. Proultra8 също са гладки и с остър връх (фиг. 42) но техните диаметри са по-големи, което според нас е причина да се нареждат след К-пилите и ET25. Endo E3 и E7 имат по-голям върхов диаметър от К-пилите и ET25, и заоблен връх, като Endo E3 е с абразивно покритие (фиг. 42). Разликите между Proultra8, RT3 Endo E3 и E7 не са статистически значими, (ANOVA single factor,  $p > 0.05$ , T-test,  $p > 0.05$ ).

### **Изместване на оста на ИКК**

При всички изследвани ЕУН се наблюдава изместване на канала спрямо оригиналната му ос към зоната на вътрешността на извивката. Няма статистически значими разлики между измерените за различните крайни стойности. Изместването прилича на описано явление при препариране на криви КК в по-високата част на извивката – стрипиране (stripping, Weine, [150, 151, 152]). Според нас в настоящото изследване то също се дължи на работата с правите крайни в извивката, водеща до „изправянето“ ѝ в някаква степен и деформация на канала. Макар че няма разлики в степента на изместване на канала при употреба на различните крайни, по-големите крайни разширяват ИКК повече (по-големи Д1, Д2 и Д среден), което значи, че деформацията на канала нараства с увеличаване на големината на крайника (фиг. 43).

Заради риска от значително отстраняване на материал от стената на КК и канални деформации (фиг. 43) за изваждане на счупени инструменти от извивката на КК, ние бихме препоръчали употребата на ЕУН с най-малкия възможен диаметър. До момента не съществуват други изследвания сравняващи степента на разширение на канала при работа с различни крайни по изваждане на инструменти, счупени в извивката.



Фиг. 42: Конфигурации на върховете на накрайниците



Фиг. 43: Промяна на формата на канала след отстраняване на фрагмента

## 2. ОБСЪЖДАНЕ ПО ЗАДАЧА 2

Изследвана е резонансната **съвместимост** между осем вида **ЕУН** за изваждане на счупени инструменти и шест различни търговски марки **ПА**.

До момента не са провеждани други изследвания на резонансната съвместимост между ЕУН и ПА, освен настоящото. Затова получените от нас резултати не могат да бъдат сравнени и дискутирани с други подобни. В настоящото изследване ултразвуковите устройства с най-висок процент съвместимост са Varios 550 (NSK) и P5 Newtron (Satelec) – с по 83,3% всяко, следвани от Woodpecker (GWMI) – съвместимо със 76,9% от изследваните ЕУН.

При интерпретирането на резултатите трябва да се вземе под внимание фактът, че поради наличието на адаптор, ултразвуковите апарати от EMS-тип са комбинирани с по-голям брой накрайници (13 вида) в сравнение с апаратите от Satelec-тип (6 вида накрайници). Адапторът увеличава дължината на изследвания накрайник и така повишава риска от промяна на работната честота на вибрация и излизането ѝ извън резонанс [84, 146]. Адапторът е използван в 18 комбинации (таблици 1 и 8), като в 11 от тези случаи (61,1%) липсва резонансна съвместимост. Според нас добавянето на дължината на адаптора (8,5 mm) към резонансната система накрайник-ПА води до изместване на резонансната честота извън работния диапазон на пиезоелектричния кристал.

Липса на резонансна съвместимост е установена в 40,35% от всички случаи (23 от 57 изследвани комбинации). Само в 10,53% от всички случаи (6 от 57 комбинации) липсата на съвместимост се дължи на

неконтролируемо силна вибрация на инструмента при минимална мощност на апарата и невъзможност за намаляване на вибрацията до безопасни за употреба нива. Ние смятаме, че причината за това е в софтуера за контрол на ПА чрез обратна връзка, който не може да поддържа адекватна амплитуда на вибрация. При комбинацията ПА DTE (GWMI) с крайник CPR-6 (Obtura Spartan) вибрацията беше толкова силна, че доведе до спонтанна фрактура на инструмента. Същата амплитуда вероятно би била подходяща за целите на пародонтологията, но за изключително фините ЕУН тя е разрушителна.

В останалите 29,82% от случаите на липса на резонансна съвместимост не можа да бъде установена каквато и да е видима вибрация при увеличение 80x, дори при максимална мощност на ПА. Според нас причина за това е пълното излизане извън резонанс на пиезоелектричния кристал на ултразвуковото устройство.

До момента не съществуват други изследвания върху резонансната съвместимост между ЕУН и ПА, затова не можем да сравним резултатите от настоящото проучване с други такива. Lea et al [71, 72, 73, 74] и Matthis and Parker [86] изследват пародонтални ултразвукови крайници без адаптори и това са единствените подобни достъпни разработки до момента. Смятаме, че би било изключително полезно за практиката да се въведе стандартизация на ендодонтските ултразвукови инструменти, както това е направено за ендодонтските инструменти за канална препарация.

### 3. ОБСЪЖДАНЕ ПО ЗАДАЧА 3

При стандартизирани *in vitro* условия са регистрирани и сравнени **процентът успех и времето** при осъществяването на **байпас** на фрагменти, разположени след извивката на канала, както и **процентът на усложнения** (образуване праг, фалшив ход, фрактура на инструмента и изтласкване на фрагмента апикално) при работа със седем вида стоманени ендодонтски инструменти.

До момента в литературата не могат да бъдат открити други сравнителни изследвания на различни ръчни стоманени инструменти в осъществяването на байпас. Затова получените от нас данни не могат да бъдат сравнени и дискутирани с подобни такива.

Като изключим класическите К-пили и К-разширители, всички останали инструменти, използвани в настоящото изследване, са от групата на т.нар. катетеризационни пили. Те са създадени за прохождение на облитерирани и калцифицирани канали. За целта притежават едно или повече от следните качества – по-висока ригидност заради вида на използвания материал – вид неръждаема или карбидна стомана, по-висока ригидност заради особености в конструкцията (по-широко основно стебло, върху което е направена резбата), по-висока ригидност заради нестандартна коничност, активен или водещ връх. Тези особености имат за цел да позволят упражняване на по-голям натиск върху инструменти с най-малък размер, без това да доведе до аксиална деформация на инструмента (нагъване в канала под натиск). Активният връх има за цел да си „пробива път“ през петрификатите и калцификациите, които се очаква да имат по-ниска твърдост от дентина на реалната стена на КК. От изследваните

инструменти Pathfinder (Sybron Endo) има коничност по-малка от 2% и единствен размер около 07 по ISO (т.е. няма други размери), Profinder Senseus (Dentsply-Maillefer) има коничност по-малка от 2% и започва от номер 10 (т.е. номер 08 не съществува), D Finder (Mani) има конструкционни особености (напречно сечение като латинската буква D), C+ пилите (Dentsply-Maillefer) имат активен връх и нестандартна коничност в първите 3 mm от върха си – номер 08 има коничност 4,5%, а номер 10 – 4%. Пилите C-pilot (VDW) са направени от по-твърда стомана, което им придава по-висока ригидност.

Преценихме, че тези особености на инструментите биха ги направили по-подходящи за работа при ситуация на байпас на счупен инструмент, когато трябва да се открие и използва минималното пространство, което евентуално съществува между фрагмента и стената на канала. Сравняваме пилите с класическите K-пили и K-разширители.

Използвана е препоръчаната техника с предварително извиване на върха на проходащата пила и минимална реципрочна ротация в границите на 30-60 градуса в присъствие на лубрикант [37, 87].

Липсата на статистически значими разлики (chi-square independence test,  $p > 0.05$ ) в успеха между изследваните инструменти показва, че в случаите на байпас, конструкцията на проходащия инструмент не е водещ фактор. Размерите на използваните пили са почти еднакви (номера 08 и 10, с изключение на Pathfinder - №07 и Profinder Senseus - само №10), и явно размерите и техниката са по-важните фактори.

Досега не са провеждани сравнителни in vitro изследвания на катетеризационни (нито класически) пили при байпас, затова не можем да сравним успеха от настоящото изследване с други подобни. Nevares et al. [90] в клиничното си изследване получават 33,2% успех. По-високият

процент успех в настоящото изследване (55-75%) според нас се дължи на използването на изкуствени коренови канали (ИКК) с идеално гладки стени и липса на петрификати и облитерация, които често се срещат в клиниката, особено при стари фрактури на инструмент.

Най-често срещаните усложнения в нашето изследване са образуването на праг и фалшив ход (наблюдавани при всички видове изследвани пили), като това е една основна причина за липса на успех. Във всички случаи прагът и фалшивият ход се намират от външната страна на извивката на ИКК (посока на „изправяне“ на канала). Праг е образуван с всички видове пили с честота 15-30%, а фалшивият ход е винаги следствие на праг и е с честота 5-25%. Фрактура на прохождащия инструмент е получена само при два вида от пилите – D Finder и К-разширители – с честота 5 и 10% съответно. Същият честотен диапазон има усложнението изгласкване на фрагмента апикално, но се наблюдава само при три вида пили – Pathfinder (5%), С+ пили (5%) и К-пиле (10%). Статистически няма разлика в усложненията между различните видове изследвани инструменти (chi-square independence test,  $p>0.05$ ).

Няма статистически значими разлики и в работното време (ANOVA single factor,  $p>0.05$ , Student's T-test,  $p>0.05$ ) . При преглед на всички регистрирани стойности за времето прави впечатление, че по-често байпасът се случва за кратко време, в рамките на 10 минути. Работни времена над 15 минути са по-скоро изключение. Шансовете за успех значително намаляват след 15 минута, а рискът от усложнения нараства.

#### 4. ОБСЪЖДАНЕ ПО ЗАДАЧА 4

При стандартизирани **in vitro** условия е изследвана съвместимостта между микро-тръбната система за изваждане на счупени инструменти IRS (San Diego Swiss Machining) и шест вида ЕУН.

До момента не могат да бъдат открити изследвания за IRS системата, освен разработките на автора ѝ, в които я представя [111, 112, 113, 114].

Не съществуват данни за зависимостите между различни ЕУН и IRS.

Затова получените в настоящото изследване резултати за съвместимост между ЕУН и IRS не могат да бъдат сравнени и дискутирани с други такива. В статиите си Ruddle (авторът на системата) използва ултразвуковите инструменти ProUltra Endo Tips (Maillefer).

Разпределението по размер на измерените средни минимални диаметри на ИКК при работа с различните ЕУН в настоящото изследване съвпада с това от друго наше подобно изследване (виж задача 1, подзадача 1.3). Установихме, че минималното пространство (R), което различните ЕУН създават около фрагмент с известен диаметър в канала, е достатъчно за да могат да се ползват подходящите по диаметър IRS инструменти за съответния фрагмент. Смятаме, че обемът отстранен материал около фрагмента (R) при конкретен ЕУН се запазва при фрагменти с различен диаметър. Като доказателство в подкрепа на това можем да предложим сравнение на резултатите със собственото изследване в задача 1, подзадача 1.3. Позволихме си да използваме получените данни за създаденото пространство около фрагмента (R), за да предвидим промяната в диаметъра на канала (D<sub>кк</sub>) при хипотетичен фрагмент с различен диаметър и възможността за използване на съответния IRS

инструмент. Според получените резултати изборът на ЕУН не оказва влияние върху работата с IRS системата.

От друга страна, за избора на подходящ IRS инструмент съобразно диаметъра на фрагмента, е необходима информация за вида на счупения инструмент (номер и коничност) и дължината на фрагмента (която може да се измери по рентгенография). По тези данни се изчислява диаметърът на коронарната част на фрагмента и според това се избира IRS инструмент. Според нашия опит, проблем с този избор може да възникне в клинични условия, когато инструментът е счупен в канала преди години, и единствената достъпна информация за него е дължината на фрагмента, тъй като тя може да бъде измерена рентгенографски. Според нас, при неизвестен диаметър на фрагмента, подходящият за него IRS-инструмент може да се определи само чрез клиничен експеримент. За целта може да се използва фактът, че след работа с ЕУН в канала се образуват дентинови отпилки под формата на прах. Ако отпилките не бъдат отстранени и в тяхно присъствие се направи проба с IRS-инструмент, избран „на око“, в дентина в близост до фрагмента остава „отпечатък“ от челото на IRS-тръбичката, който визуално показва реалната разлика в диаметрите между фрагмент и микро-тръбен инструмент. Така при нужда може да се опита с по-голям или по-малък инструмент за захващане на фрагмента. От нашия опит можем да кажем, че причината за недобър захват на фрагмента обикновено е в дължината на освободената част на фрагмента – трябва да бъдат освободени поне 2 mm от дължината на счупения инструмент, което трудно се преценява клинично през операционния микроскоп. Затова в случаите на недобър захват препоръчваме допълнително освобождаване на фрагмента (според производителя на IRS-системата са необходими 2-3 mm).

Друг проблем при използването на IRS, който можем да споделим, е че при извит КК и разположение на част от фрагмента в извивката, освободената коронарна част от него обикновено не се намира в центъра на КК, а застава в контакт с една от стените на канала (противоположната на извивката). Това бе наблюдавано и в част от случаите в настоящия експеримент. По този начин от едната страна на фрагмента няма достатъчно пространство за въвеждане на микротръбен инструмент. Едно възможно решение е фрагментът да бъде притиснат в подходящата посока, така че да се изкриви и да застане в центъра на канала. За съжаление това е възможно само при стоманен фрагмент. При Ni-Ti фрагмент може да се наложи допълнително ултразвуково освобождаване на пространство от стената на канала, противоположна на извивката (получава се КК с елипсовидно сечение в тази област). В такава ситуация трябва да се вземе под внимание дебелината на стената на корена и да се внимава да не се получи перфорция.

## 5. ОБСЪЖДАНЕ ПО ЗАДАЧА 5

Проведено е **ретроспективно клинично изследване** на успеха и усложненията при лечение на случаи със **счупени инструменти**, разположени **във и след извивката** на КК.

Важен въпрос, който може да възникне по настоящото изследване, е свързан с дефиницията „фрагменти, разположени СЛЕД извивката на КК”. В клиничното си изследване Hulsman и Schinkel [62] измерват в градуси извивките на кореновите канали по рентгенографии и дефинират разположението на фрагментите спрямо извивката по следния начин: „преди извивката”, „в извивката”, „след извивката”. Също така предлагат междинните варианти „преди/във” и „във/след” извивката. Shen et al [121] също използват дефинициите „във” и „след” извивката, а Ward et al [148, 149] – „около” извивката. В настоящото изследване е използвана идеята на Nevares et al [90] за дефиниране на разположението на фрагмента спрямо извивката клинично, а не рентгенографски. Според нея фрагментите, които могат да бъдат визуализирани след адекватно разширение на канала, са разположени „преди извивката”. Тези, които могат да бъдат визуализирани само след допълнително изправяне на канала, са разположени „след извивката”. В разработката ни са включени клинични случаи, при които визуализацията на фрагмента беше възможна само след изправяне на канала. За съжаление, при условията на провеждане на лечението на подбраните случаи, няма обективен критерий за степента на изправяне на канала, затова сме я дефинирали с думите „в безопасни граници”. Смятаме, че използването на рентгенографиите за обективизиране на извивката не е добро решение, тъй като при

двуизмерния образ много фрагменти изглеждат разположени в прав канал, но клинично не могат да бъдат визуализирани с операционния микроскоп без изправяне на канала. По наши наблюдения това важи в голяма степен за медиалните канали на долните молари, при които почти винаги двата канала имат значителна извивка един към друг, неустановима рентгенографски.

Настоящото изследване е ретроспективно – основната цел на клиничната работа е случаят да бъде успешно излекуван и лечението не е извършвано за целите на изследването.

Hulsman [62] съобщава за 58% и 52% успех при разположение на фрагментите съответно във и след извивката. За същите локализации Shen [121] докладва 60% и 31% съответно, но и в двете изследвания [62, 121] са използвани голям брой различни техники и инструментариум за отстраняване на фрагментите. Suter [135] също използва няколко вида техники и заключава, че решаващо за успеха е времето, прекарано в опити за отстраняване на фрагмента, а не локализацията на същия. Souter [129] използва само ултразвуковата техника и съобщава за много по-голям успех при разположение на фрагментите в коронарната и средната 1/3 на канала, отколкото в апикалната. Ward [148, 149], също с ултразвуковата техника, открива значително намаляване на успеваемостта (около 30%) при разположение на фрагмента след извивката. Nevares [90], сравнявайки ултразвуковата техника и байпас, получава 85.3% успех с ултразвук и 47.7% с байпас.

Получените в настоящото изследване 83.9% успех при ултразвуковата техника са сравними с тези на Nevares [90], и по-високи от цитираните резултати на Hulsman [62] и Shen [121]. При сравнението на резултатите

трябва да се имат предвид разликите в дефинициите на разположението на фрагмента спрямо извивката.

По отношение на техниката байпас, според Ward [148] тя е невъзможна в случаите, когато не е постигнат успех с ултразвуковата техника. Ние сме използвали техниката в случаите с невъзможност за постигане на видимост до фрагмента след безопасно изправяне на извивката на канала. Също така 9 случая от ултразвуковата група бяха продължени с байпас, поради повторно фрактуриране на фрагмента и оставане на апикалната му част дълбоко след извивката, или пък поради апикално изместване на фрагмента под въздействие на вибрацията. Процентите успех при байпас от настоящото изследване (69.2%) са по-високи от тези на Nevares (47.7%).

Интересни за нас са осемте случая (17% от ултразвуковата група, таблици 14 и 15), в които, въпреки цялостното отстраняване на фрагмента (пълнители и стоманени пили), не можа да бъде достигната пълна РД. Причината за неуспех не е свързана с наличието на праг или „ултразвуково усложнение“, а непроходимост на канала, вероятно поради натрупване на калцификати (облитерация). Според нашия опит, това е често срещано при зъби, които са лекувани преди дълъг период от време по метода на морталната екстирпация, но лечителят е оставил витална пулпа в апикалната 1/3-1/2 на канала и практически не е достигната пълната работна дължина. Дразнена от контакта с каналопълнежното средство, пулпата е продължила да създава дентиноподобна материя в канала, довеждаща до пълната му облитерация. Такива случаи при наличие на крив канал са нерешими по ортограден ендодонтски път.

При използването на байпас в случаите, подбрани за настоящото проучване, също са наблюдавани усложнения. При един фрагмент

причината за неуспех е създаването на фалшив ход. При всички останали неуспешни случаи не са наблюдавани усложнения, просто не беше възможно въвеждане на инструмент покрай фрагмента на сляпо. Причините за това според нас могат да бъдат две. Първо – счупеният инструмент напълно блокира лумена на кореновия канал и не съществува процеп за въвеждане на прохождащ инструмент. Второ – липсата на видимост в канала не дава възможност за насочване на прохождащия инструмент по подходящ начин, за да може да попадне в съществуващия процеп между фрагмента и канала. Смятаме, че рядко е възможно канален пълнител напълно да obtурира лумена на КК, поради конструкцията си. В настоящото изследване има 3 случая на неуспешен байпас при фрагмент пълнител, и според нас причината за провал при тях е липсата на видимост до фрагмента.

Интересни също така са усложненията при успешните случаи от групата байпас, които не се отразяват на крайния лечебен резултат, но затрудняват лечението. Така например в 2 случая (6.45%) от успешните се получи фрактура на прохождащ инструмент по време на байпаса, но впоследствие фрагментите бяха байпасирани отново и каналите obtурирани. По този повод има мнения (напр. Cohen et al [37]), че оформянето на канала при байпас не трябва да бъде правено с машинни Ni-Ti инструменти, заради липсата на тактилна сетивност и риска от фрактура от торзионен тип. В настоящото изследване се счупиха ръчни стоманени пили, въпреки тактилното усещане. Според нас повторната фрактура може да се дължи на повишеното триене заради присъствието на фрагмента, както и наличието на опасна извивка на канала.

При 4 успешно байпасирани фрагмента (12.9%) по време на obtурирането на каналите се получи изместване на фрагмента в апикална посока в

рамките на канала. Това е свързано с факта, че след подготовката на канала за obtуриране се получава голяма разлика в диаметрите на фрагмента и канала. Така фрагментът е подвижен и топлата гутаперка го измества. Това не компрометира крайния резултат.

## VIII. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

От изпълнението на поставената цел – да се изследват възможностите за ортоградно ендодонтско лечение при наличие на фрактурирани инструменти във и след извивката на кореновия канал – могат да бъдат направени следните **констатации**:

### По задача 1, подзадача 1:

1. ИКК на Dentsply-Maillefer са достоверен (валиден) модел за сравнителни *in vitro* изследвания на ЕУН за изваждане на счупени ендодонтски инструменти.

### По задача 1, подзадача 2:

1. Изследваните ЕУН се различават микроскопски по няколко признака – диаметър на върха, коничност, конфигурация на върха (заострен в една точка и заоблен) и абразивно покритие. Макар макроскопски ЕУН да изглеждат подобни, микроскопските разлики са значителни и могат да са причина за значителни разлики в поведението и ефективността на крайниците.
2. Поради липсата на стандартизация, разпределението на признаците по крайници не се подчинява на правила.

### По задача 1, подзадача 3:

1. ЕУН с малки диаметри и остри работни върхове (като ET25 и К-пили №25) работят по-успешно, по-бързо и запазват диаметъра и естествената форма на КК по-добре по време на отстраняване на фрагменти от извивката на изкуствени КК.

2. Разпределението и комбинирането на признаците диаметър, коничност, конфигурация на върха и абразивно покритие на крайниците е такова, че не може да се направи извод дали някои от тях имат по-голямо значение от другите за намаляване на риска от усложнения по време на работа в извивката на канала.

#### По задача 2:

1. Противно на твърденото от производителите, ЕУН могат да бъдат резонансно съвместими с ПА от различни търговски марки.
2. Комбинациите между различни марки крайници и ултразвукови апарати са възможни само в определени случаи, като за целта трябва да се съблюдава получената информация за резонансната съвместимост между тях.
3. От изследваните ПА, тези, които имат най-висока степен на съвместимост, са Varios 550 (NSK), P5 Newtron (Acteon-Satelec) – по 83.3%, и Woodpecker HW-3H (GWMI) – 76.9%.
4. От изследваните ЕУН, тези, които имат най-висока степен на съвместимост, са ултразвукови К-пили №20 и 25 (EMS-Maillefer), Endo E3 (W&H) – по 100%, и CPR8 (Obtura-Spartan) – 83,3%.

#### По задача 3:

1. Изследваните седем вида ръчни стоманени инструменти не се различават статистически в процента успех и работното време при байпас на фрагменти, разположени след извивката на ИКК.
2. Смятаме, че разликата между получените резултати *in vitro* и нашите (и чужди) клинични наблюдения се дължи на образуваните с

времето при стари фрактури на инструмент калцификати и облитерации на канала апикално от фрагмента.

3. Затова е възможно в клинични условия катетеризационните пили да бъдат по-добри от класическите при стари фрактури на инструмент и облитерирал КК.

#### По задача 4:

1. Всичките изследвани ЕУН са съвместими с микротръбната система IRS (San Diego Swiss Dental).
2. Успехът в изваждането на фрагменти с коронарна част разположена в правата част на ИКК е 100% при използването на IRS в комбинация с всеки от шестте вида изследвани ЕУН.

#### Задача 5:

1. Ултразвуковата техника и байпас са надеждни и дават предсказуеми резултати при ендодонтско лечение с наличие на фрагмент в криви коренови канали.
2. Успехът на ултразвуковата техника е значително по-висок от този на байпас.

## ІХ. ИЗВОДИ

От изпълнението на поставената цел и задачи могат да бъдат направени следните изводи:

1.1. Изкуствените коренови канали на Dentsply-Maillefer са достоверен (валиден) модел за сравнителни *in vitro* изследвания на ендодонтски ултразвукови накрайници за изваждане на счупени ендодонтски инструменти.

1.2. Изследваните ендодонтски ултразвукови накрайници значително се различават по коничност, върхов диаметър, конфигурация и абразивност, което е причина за различно поведение и ефективност. Разпределението на особеностите на върха на накрайниците не се подчинява на правила (липсва стандартизация) и не дава достатъчно информация дали някоя особеност има по-голямо значение от други за намаляване на риска от усложнения по време на работа.

1.3. Изследваните ендодонтски ултразвукови накрайници с малки диаметри (0.3mm) и остри работни върхове (като ET25 и K-пили №25) работят значително по-успешно, по-бързо и запазват диаметъра и естествената форма на кореновия канал по-добре по време на отстраняване на фрагменти от извивката на изкуствени коренови канали.

2. Ендодонтските ултразвукови накрайници могат да бъдат резонансно съвместими с пиезоелектрични апарати от различни търговски марки. От изследваните апарати, тези, които имат най-висока степен на съвместимост, са Varios 550 (NSK), P5 Newtron (Acteon-Satelec) и Woodpecker HW-3H (GWMI). От изследваните ЕУН с най-висока степен

на съвместимост са ултразвуковите К-пили №20 и 25 (EMS-Maillefer) и Endo E3 (W&H).

3. Изследваните седем вида ръчни стоманени ендодонтски инструменти не се различават статистически по процента успех и работното време при байпас на фрагменти, разположени след извивката на изкуствени коренови канали.

4. Микротръбната система за изваждане на счупени инструменти IRS (San Diego Swiss Dental) е съвместима с изследваните шест вида ендодонтски ултразвукови крайници. Процентът успех в изваждане на фрагменти от правата част на изкуствени коренови канали в комбинация на IRS и различните ендодонтски ултразвукови крайници е 100%.

5. Ултразвуковата техника и байпас са надеждни и дават предсказуеми резултати при ендодонтско лечение с наличие на фрагмент в криви коренови канали. Успехът на ултразвуковата техника (83.9%) е по-висок от този на байпас (69.2%).

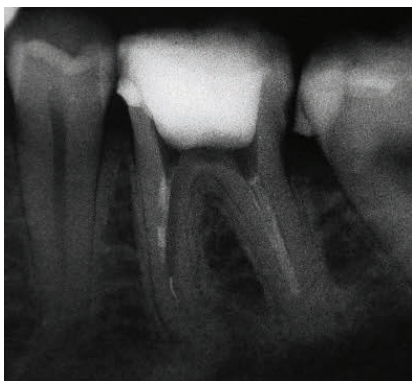
## **Х. ПРИНОСИ**

1. За пръв път е установена валидността на работен модел за сравнителни *in vitro* изследвания на ендодонтски ултразвукови накрайници за изваждане на счупени инструменти.
2. За пръв път са изследвани и сравнени диаметрите и конфигурациите на върховете на осем вида ендодонтски ултразвукови накрайници.
3. За пръв път е проведено сравнително *in vitro* изследване на ефективността на шест вида ендодонтски ултразвукови накрайници за изваждане на счупени инструменти.
4. За пръв път е изследвана резонансната съвместимост между осем вида ендодонтски ултразвукови накрайници и шест търговски марки пиезоелектрични апарати.
5. За пръв път е изследвана *in vitro* ефективността на седем вида стоманени ендодонтски инструменти при осъществяване на байпас.
6. За пръв път е изследвана съвместимостта между микротръбната система за изваждане на счупени инструменти IRS и шест вида ендодонтски ултразвукови накрайници.
7. За пръв път у нас е проведено ретроспективно клинично изследване на успеха и усложненията при лечение на случаи със счупени инструменти в криви коренови канали.

## ХІ. ПРИЛОЖЕНИЕ

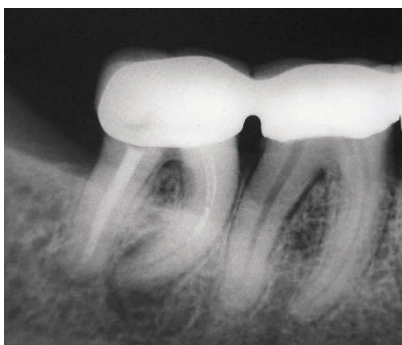
Представени са рентгенови снимки на клинични случаи, лекувани с ултразвуковата техника и байпас (задача 5).

### УЛТРАЗВУКОВА ТЕХНИКА



СЛУЧАЙ 1.

Фрагмент в МБ канал на зъб 36. Фрагментът е отстранен и каналите завършени.



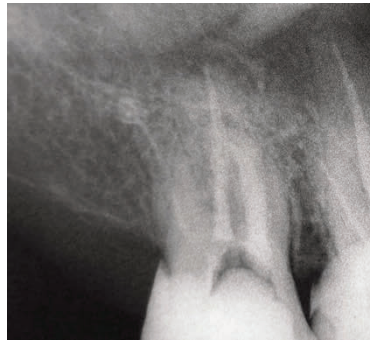
СЛУЧАЙ 2.

Два фрагмента в МБ и МЛ канали на зъб 48. Фрагментите са отстранени, каналите завършени, и периапикалната лезия е оздравяла.

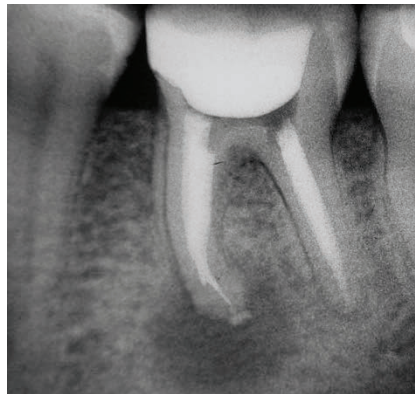
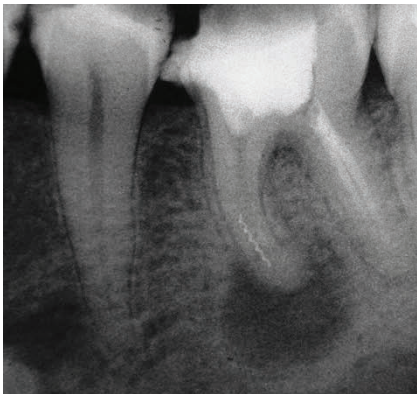


СЛУЧАЙ 3.

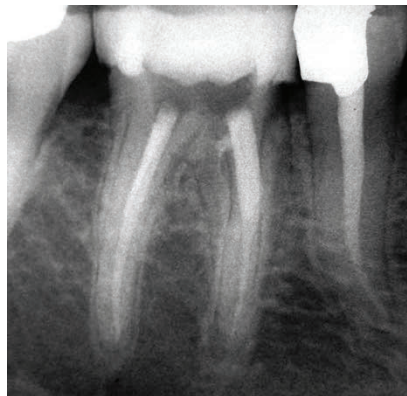
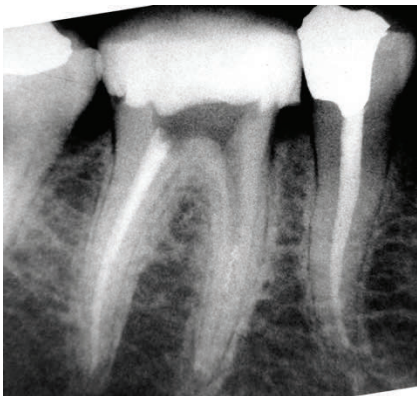
Фрагмент в МБ2 канал на зъб 16. Фрагментът е отстранен и каналът завършен.



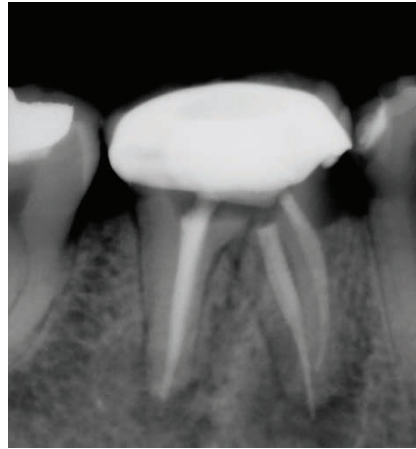
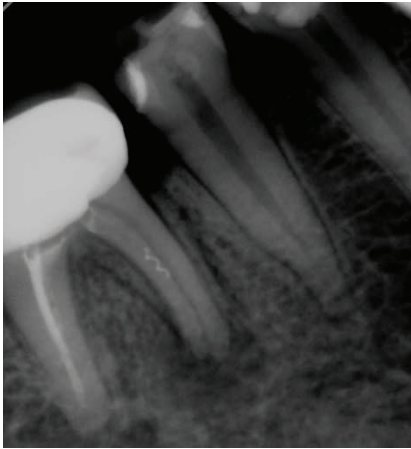
СЛУЧАЙ 4.  
Фрагмент в МБ канал на зъб 17. Фрагментът е отстранен и каналът завършен.



СЛУЧАЙ 5.  
Фрагмент в МБ канал на зъб 36. Фрагментът е отстранен и случаят завършен.

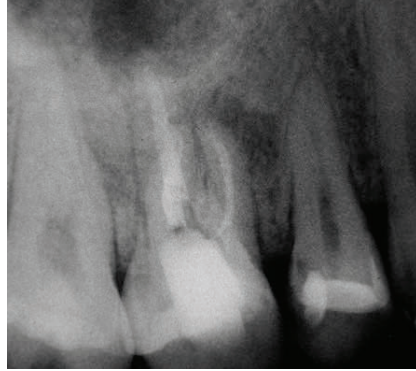
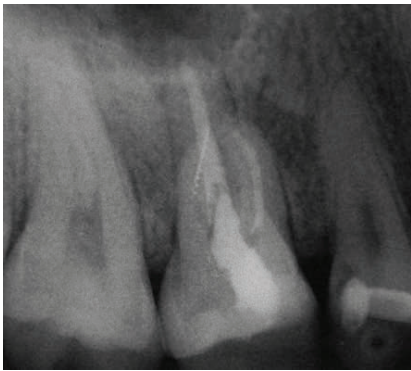


СЛУЧАЙ 6.  
Фрагмент в МБ канал на зъб 46. Фрагментът е изваден и случаят завършен.



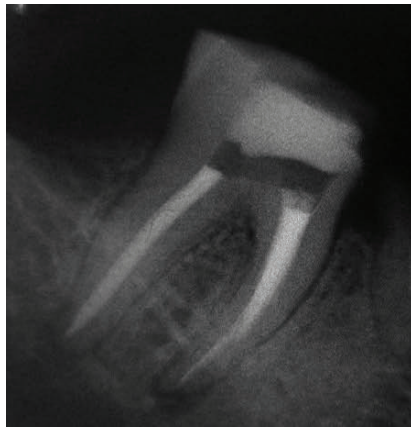
СЛУЧАЙ 7.

Фрагмент в МБ канал на зъб 46. Фрагментът е изваден и каналите завършени.



СЛУЧАЙ 8.

Фрагмент в ДБ канал на зъб 16. Фрагментът е отстранен и каналът завършен.



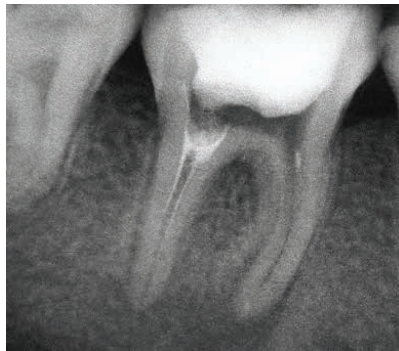
СЛУЧАЙ 9.

Фрагмент в МБ канал на зъб 46. Фрагментът е изваден и каналите завършени.



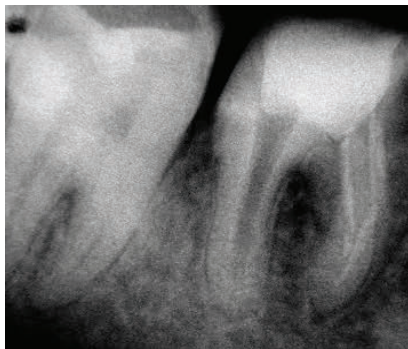
СЛУЧАЙ 10.

Фрагменти в МБ и МЛ канали на зъб 36. Фрагментите са отстранени и пациентът е върнат при лекуващия го зъболекар за завършване на случая.



СЛУЧАЙ 11.

Фрагмент в МБ канал на зъб 46. Фрагментът е изваден и пациентът е върнат при лекуващия го зъболекар за завършване на случая.



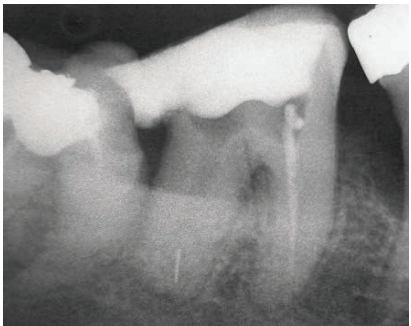
СЛУЧАЙ 12.

Фрагмент в Д канал на зъб 46. Фрагментът е изваден и пациентът е върнат при лекуващия го зъболекар за завършване на случая.



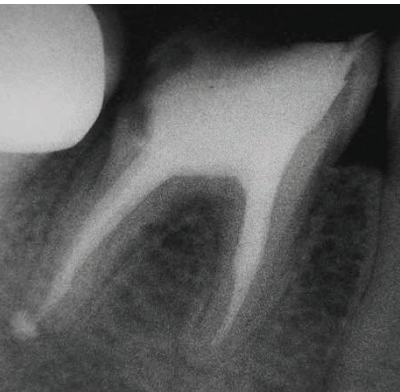
СЛУЧАЙ 13.

Четири сепарирани фрагмента в МБ канал на зъб 26. Три от фрагментите са отстранени, четвъртият е частично байпасиран.



СЛУЧАЙ 14.

Фрагмент в Д канал на зъб 46. Фрагментът е отстранен и пациентът е върнат при лекуващия го зъболекар за завършване на случая.



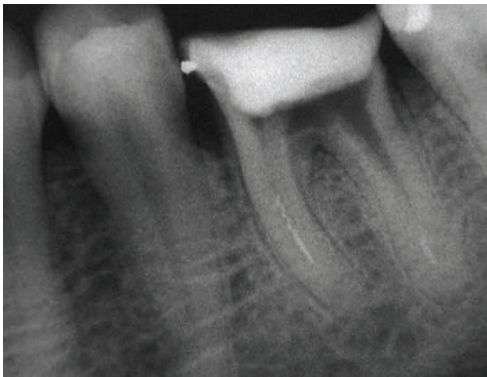
СЛУЧАЙ 15.

Фрагмент в МБ канал на зъб 46. Фрагментът е отстранен и случаят завършен.



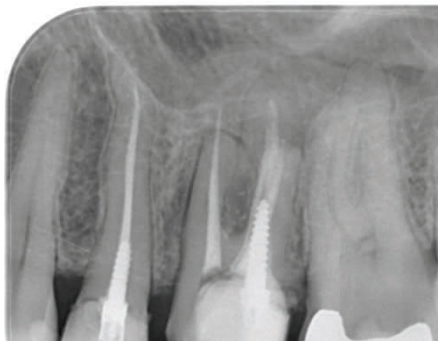
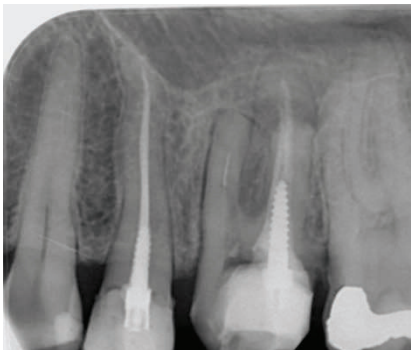
СЛУЧАЙ 16.

Фрагмент в МБ канал на зъб 36. Фрагментът е отстранен и случаят завършен.



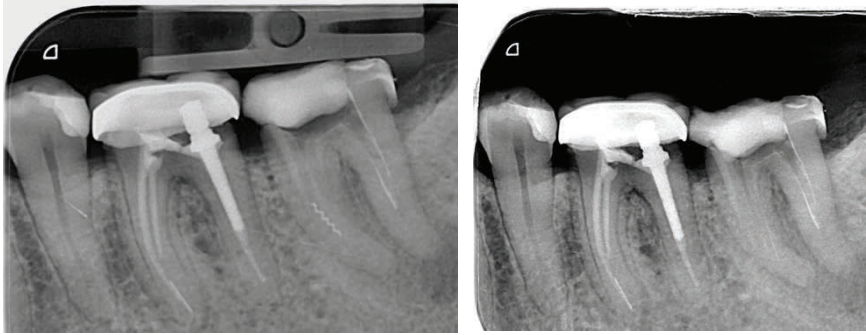
СЛУЧАЙ 17.

Фрагмент в МБ канал на зъб 36. Фрагментът е отстранен и случаят завършен.



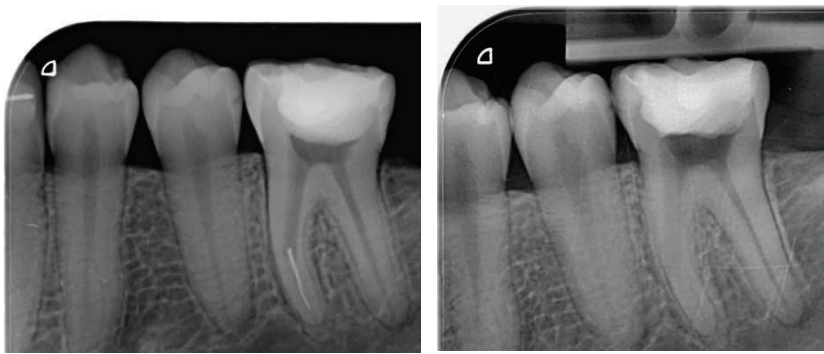
СЛУЧАЙ 18.

Фрагмент в МБ канал на зъб 26. Фрагментът е отстранен и случаят завършен.



**СЛУЧАЙ 19.**

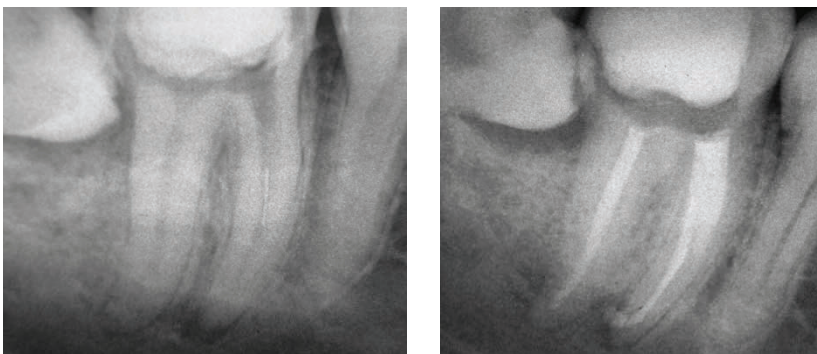
Фрагмент в МЛ канал на зъб 37. Фрагментът е отстранен и пациентът е върнат при лекуващия го зъболекар за завършване на случая.



**СЛУЧАЙ 20.**

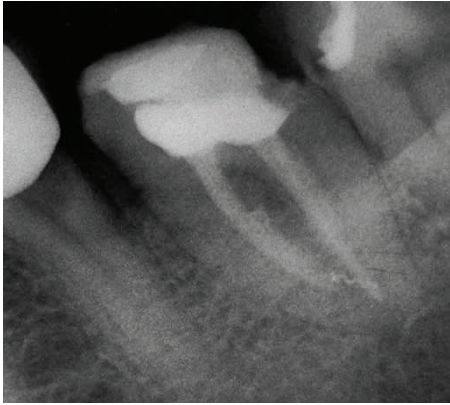
Фрагмент в МБ канал на зъб 36. Фрагментът е отстранен и пациентът е върнат при лекуващия го зъболекар за завършване на случая.

**БАЙПАС**



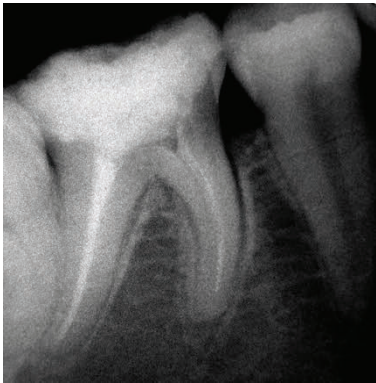
**СЛУЧАЙ 1.**

Фрагмент в МБ канал на зъб 37. Извършен е успешен байпас на фрагмента.



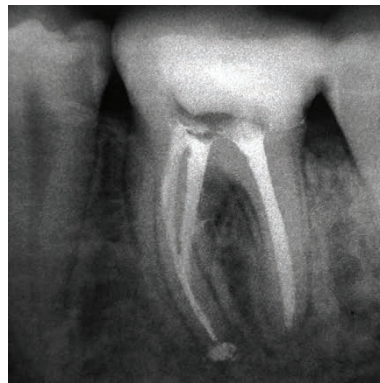
СЛУЧАЙ 2.

Фрагмент в МБ канал на зъб 36. Извършен е успешен байпас на фрагмента.



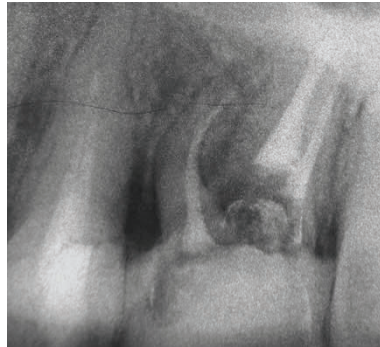
СЛУЧАЙ 3.

Фрагмент в МБ канал на зъб 46. Извършен е успешен байпас на фрагмента.

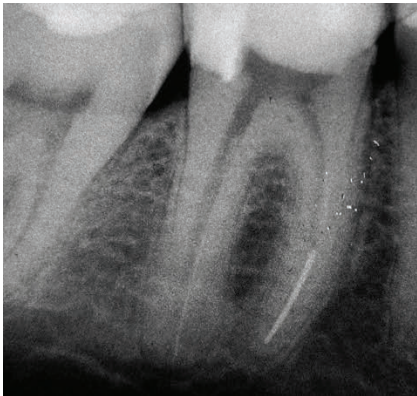


СЛУЧАЙ 4.

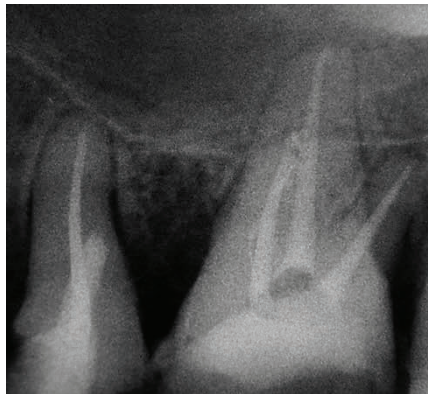
Фрагмент в МЛ канал на зъб 36. Извършен е успешен байпас на фрагмента.



СЛУЧАЙ 5.  
Фрагмент в МБ канал на зъб 26. Извършен е успешен байпас на фрагмента.



СЛУЧАЙ 6.  
Фрагмент в МБ канал на зъб 46. Извършен е успешен байпас на фрагмента.

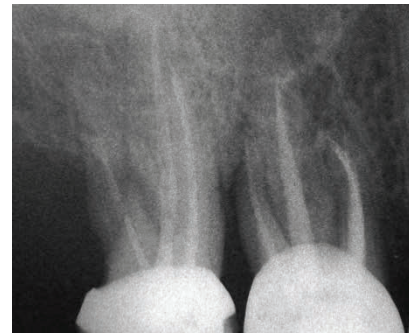
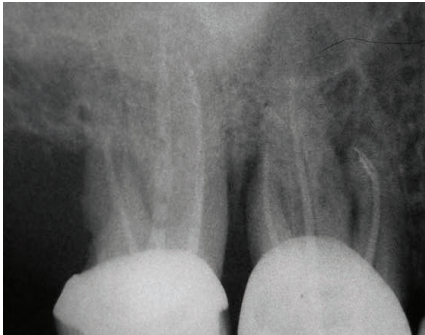


СЛУЧАЙ 7.  
Фрагмент в МБ канал на зъб 26. Извършен е успешен байпас на фрагмента.



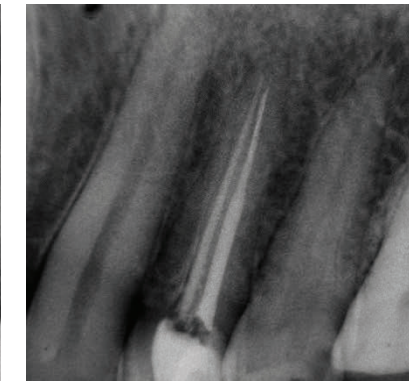
СЛУЧАЙ 8.

Фрагмент в Б канал на зъб 14. Извършен е успешен байпас на фрагмента.



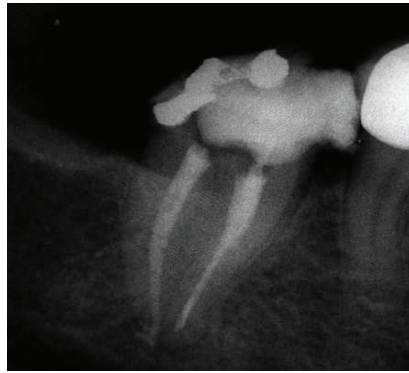
СЛУЧАЙ 9.

Два фрагмента в МБ канал на зъб 16. Извършен е успешен байпас на фрагментите.



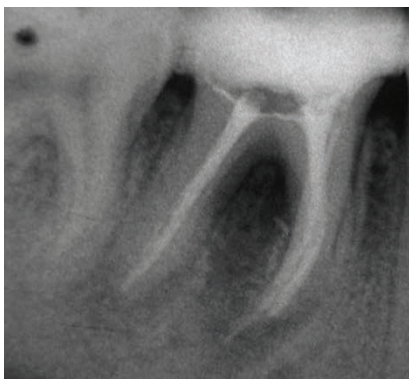
СЛУЧАЙ 10.

Фрагмент в Б канал на зъб 24. Извършен е успешен байпас на фрагмента.



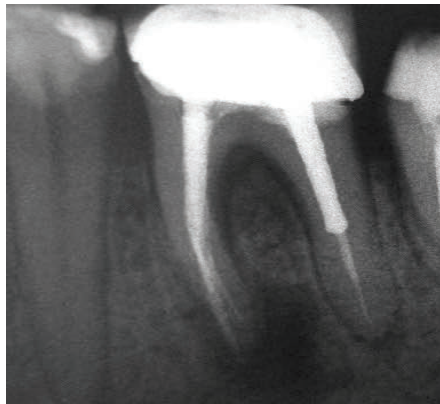
СЛУЧАЙ 11.

Фрагмент в МБ канал на зъб 47. Извършен е успешен байпас на фрагмента.



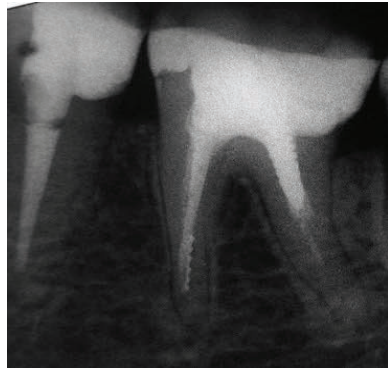
СЛУЧАЙ 12.

Фрагмент в МБ канал на зъб 46. Извършен е успешен байпас на фрагмента.



СЛУЧАЙ 13.

Фрагмент в МБ канал на зъб 36. Извършен е успешен байпас на фрагмента.



СЛУЧАЙ 14.

Фрагмент в МЛ канал на зъб 36. Извършен е успешен байпас на фрагмента.



СЛУЧАЙ 15.

Фрагмент в Б канал на зъб 24. Извършен е успешен байпас на фрагмента.



СЛУЧАЙ 16.

Фрагменти в МБ и МЛ канали на зъб 47. Извършен е успешен байпас и на двата фрагмента.

## ХІІ. БИБЛИОГРАФИЯ

1. Балчева Е., Е. Атанасова, Б. Дачев, В. Азманова, Т. Джемилева-Конова, П. Ботушанов, Б. Инджов, М. Василева, Клиника на терапевтичната стоматология, изд. Медицина и физкултура, София 1999.
2. Ботушанов П., Ендодонтия теория и практика, изд. Автоспектър, Пловдив 1998.
3. Дачев Б., Е. Атанасова, П. Ботушанов, Б. Инджов, Т. Джемилева-Конова, М. Семерджиева, С. Владимиров, Пропедевтика на терапевтичната стоматология, изд. Медицина и физкултура, София 1999.
4. Карова Е., С. Топалова-Пиринска, Фактори, влияещи върху фрактурирането на ротационните никел-титанови инструменти – I част, Дентална Медицина 2013, 95(1), 104-110.
5. Топалова-Пиринска С., Е. Карова, Клинично поведение при лечение на зъбния кариес и неговите усложнения, изд. Скала Принт, София 2013.
6. Хайдеман Д., Ендодонтия, Медицинско издателство Шаров, София 2002.
7. Шияков К., Р. Василева, Е. Радева, Ултразвуково отстраняване на фрактурирани ендодонтски инструменти – клинични случаи; Дентална Медицина 2012, 94 (3), 240-248.
8. Шияков К., Р. Василева, Клиничен успех при ултразвуково отстраняване на счупени ендодонтски инструменти, Проблеми на денталната медицина 2014, 40(2), 5-12.
9. Шияков К., Р. Василева, С. Янчева, Ефективност на ендодонтски ултразвуков накрайник за изваждане на счупени инструменти, Дентална медицина 2014, 96(1), 25-29.

10. Шияков К., Р. Василева, Сравнително ин витро изследване на ефективността на шест вида ЕУН. Част първа – коронарна зона; Дентална Медицина 2013, 95 (1), 40-48.
11. Шияков К., Р. Василева, Съвместимост между два вида ендолултразвукови накрайници и четири пиезоелектрични скалера, Проблеми на денталната медицина 2014, 40(3), 5-10.
12. Шияков К., Р. Василева, Съвместимост между ЕУН и пиезоелектрични скалери; Дентална Медицина 2013, 95 (1), 10-18.
13. Шияков К., Р. Василева, Ултразвукова техника и накрайници за отстраняване на счупени ендодонтски инструменти от коренови канали; Проблеми на Денталната Медицина 2013, 39 (1), 30-34.
14. Шияков К., Р. Василева, Ултразвуково отстраняване на счупени инструменти след извивката на кореновия канал, Дентална медицина 2014, 96(1), 42-48.
15. Шияков К., Р. Василева, Ултразвуково отстраняване на фрактурирани ендодонтски пили – ин витро изследване; Дентална Медицина 2012, 94 (3), 175-184.
16. Шияков К., С. Янчева, Р. Василева, Валидност на модел за сравнителни изследвания на ЕУН, Дентална Медицина 2013, 95(2), 131-137.
17. Янчева, С., Периапикална хирургия – ендодонтски аспекти. Част първа – фалшиви и реални показания за периапикална хирургия. Подготовка на кореновия канал; Зъболекарски преглед, 2002, 41-44.
18. Ahmad M., T. Pitt Ford, Comparison of two ultrasonic units in shaping simulated root canals, J Endod 1985, 15, 457-462.
19. Ahmad M., The validity of using simulated root canals as models for ultrasonic instrumentation, J Endod 1989, 15, 544-547.

20. Alapati S., W. Brantley, T. Svec, J. Powers, J. Nusstein, G. Daehn, SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use. *J Endod* 2005;31:40–43.
21. Al-Fouzan K., Incidence of rotary ProFile instrument fracture and potential for bypassing in vivo. *Int Endod J* 2003;36:864–867.
22. Ankrum M., G. Hartwell, J. Truitt, K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod* 2004;30:234–237.
23. Arens F., M. Hoen, H. Steiman, GC Jr. Dietz, Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod* 2003;29:664–666.
24. Bahcall J., S. Carp, M. Miner, L. Skidmore, The causes, prevention, and clinical management of broken endodontic rotary files; *Dent Today* 2005 Nov;24(11):74, 76, 78-80; quiz 80.
25. Bahcall J., E. Olsen, Integrating ultrasonic tips into the endodontic treatment armamentarium. *Dent Today*. 2007 May;26(5):120, 122-123; quiz 123.
26. Bahia M., V. Buono, 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;100:249–255.
27. Bergenholtz G., U. Lekholm, R. Milthon, G. Heden, B. Ödesjö, B. Engström, Retreatment of endodontic fillings. *Scand J Dent Res* 1979;87:217–224.
28. Bergenholtz G., P. Horsted-Bindslev, C. Reit, *Textbook of Endodontology*, Second Edition, 2010 Blackwell Publishing Ltd., Wiley-Blackwell.
29. Berutti E., A. Negro, M. Lendini, D. Pasqualini, Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod* 2004;30:228–230.

30. Best S., P. Watson, R. Pilliar, G. Kulkarni, G. Yared, Torsional fatigue and endurance limit of a size 30 .06 ProFile rotary instrument. *Int Endod J* 2004;37:370–373.
31. Booth J., J. Scheetz, J. Lemons, P. Eleazer, A comparison of torque required to fracture three different nickel-titanium rotary instruments around curves of the same angle but of different radius when bound at the tip. *J Endod* 2003;29:55–57.
32. Boucher Y., L. Matossian, F. Rilliard, P. Machtou, Radiographic evaluation of the prevalence and technical quality of root canal treatment in a French subpopulation. *Int Endod J* 2002;35:229–238.
33. Broon N., E. Bortoluzzi, C. Bramante, Repair of large periapical radiolucent lesions of endodontic origin without surgical treatment, *Aust Endod J.* 2007 Apr; 33(1):36-41.
34. Caliřkan M., Prognosis of large cyst-like periapical lesions following nonsurgical root canal treatment: a clinical review, *Int Endod J.* 2004 Jun;37(6):408-416.
35. Camillo D., V. Guisepe, D. Pietro; Broken instrument removal – two cases; *J Endod* 2000 Jun, 26 (6), 368-370.
36. Cheng R., X. Zhou, Z. Lui, T. Hu, Development of a finite element analysis model with curved canal and stress analysis, *J Endod* 2007 Jun, 33(6), 727-731.
37. Cohen S., G. Glassman, R. Mounce, Rips, Strips and Broken Tips: Handling the Endodontic Mishap. Part I: The separated instrument, *Oral Health* 2005, 5, 10-21;
38. Coutinho Filho T., R. Krebs, T. Berlinck, R. Galindo, Retrieval of a broken endodontic instrument using cyanoacrylate adhesive. Case report. *Braz Dent J.* 1998;9(1):57-60.

39. Crump M., E. Natkin, Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation. *J Am Dent Assoc* 1970;80:1341–1347.
40. Cuje J., C. Bargholz, M. Hulsmann; The outcome of retained instrument removal in a specialist practice; *Int Endod J* 2010; 43, 545–554.
41. Cvek M., L. Granath, M. Lundberg, Failures and healing in endodontically treated non-vital anterior teeth with posttraumatically reduced pulpal lumen. *Acta Odontol Scand* 1982;40:223–228.
42. De-Deus G., E. Moreira, H. Lopes, C. Elias, Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J*. 2010 Dec;43(12):1063-1068. [PubMed] [CrossRef].
43. Dhingra A., Neetika; Glide Path in Endodontics, *Endodontology* 2014, June, 26(1), 217-222.
44. Di Fiore P., K. Genov, E. Komaroff, A. Dasanayake, L. Lin, Fracture of Profile nikel-titanium rotary instruments: a laboratory simulation assessment, *Int Endod J* 2006, 39, 502-509.
45. Dummer P., M. Alodeh, M. Al-Omari, A method for the construction of simulated root canals in clear resin blocks, *Int Endod J* 1991, 24, 63-66.
46. EMS – Electro Medical Systems – Online Catalogue 2013, Piezon Method, Swiss Instruments Endo Plus System. Available from: < <http://new.ems-company.com/en/dental/piezon-method/swiss-instruments/endo-plus-system.html> > [12.01.2014].
47. Engström B., L. Hård, A. Segerstad, G. Ramström, G. Frostell, Correlation of positive cultures with the prognosis for root canal treatment. *Odontol Revy* 1964;15:257–270.

48. Engström B., M. Lundberg, Correlation between positive culture and the prognosis of root canal therapy after pulpectomy. *Odontol Revy* 1965;16:193–203.
49. Feldman G., C. Solomon, P. Notaro, E. Moskovitz; Retrieving broken endodontic instruments; *J Am Dent Assoc* 1974;88:588 –591.
50. Flanders D., New techniques for removing separated root canal instruments; *NY State Dent J* 1996 May, 62(5), 30-32.
51. Fors U., J. Berg, A method for the removal of separated endodontic instruments from root canals. *J Endod* 1983; 9: 156-159.
52. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low- and high-torque endodontic motors. *J Endod* 2001;27:772–774.
53. Gencoglu N., D. Helvacioğlu; Comparison of the different techniques to remove fractured endodontic instruments from root canal systems; *Eur J Dent.* 2009 Apr;3(2):90-95.
54. Gettleman B., K. Spriggs, M. ElDeeb, Removal of canal obstructions with the endo extractor, *J Endod* 1991;17:608-611.
55. Glossen C., R. Haller, S. Dove, C. del Rio, A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod* 1995;21:146–151.
56. Grossman L.; Fate of endodontically treated teeth with fractured root canal instruments; *J Br Endod Soc* 1968;2:35–37.
57. Grossman L., Guidelines for the prevention of fracture of root canal instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1969;28:746–752.
58. Guilford W., J. Lemons, P. Eleazer, A comparison of torque required to fracture rotary files with tips bound in simulated curved canal. *J Endod* 2005;31:468–470.

59. Haikel Y., R. Serfaty, G. Bateman, B. Senger, C. Allemann, Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1999;25:434–440.
60. Hashem A., Ultrasonic vibration: temperature rinse on external root surface during broken instrument removal; *J Endod* 2007 Sep, 33(9):1070-1073.
61. Hülsmann M., U. Herbst, F. Schäfers, Comparative study of root-canal preparation using Lightspeed and Quantec SC rotary NiTi instruments. *Int Endod J* 2003;36:748–756.
62. Hülsmann M., I. Schinkel, Influence of several factors on the success or failure of removal of fractured instruments from the root canal; *Endod Dent Traumatol.* 1999 Dec;15(6):252-258.
63. Iqbal M., M. Kohli, J. Kim, A Retrospective Clinical Study of Incidence of Root Canal Instrument Separation in an Endodontics Graduate Program: A PennEndo Database Study. *J Endod* 2006 Nov;32(11):1048–1052. Epub 2006 Sep 25.
64. Karova E, S. Topalova-Pirinska, WaveOne and One Shape Files: Survival in Severely Curved Artificial Canals. *Global Journal of Medical Research:J Dentistry and Otolaryngology* 2014; 14 (4): 1-7.
65. Karova E., S. Topalova-Pirinska, Survival of WaveOne and One Shape files used in severely curved canals of extracted teeth *IJMPS.* 2015; 5(9): 12-17.
66. Kerekes K., L. Tronstad, Long-term results of endodontic treatment performed with a standardized technique. *J Endod* 1979;5:83–90.
67. Kim S., Modern endodontic practice: instruments and techniques; *Dent Clin North Am* 2004; 48, 1–9.
68. Knowles K., N. Hammond, S. Biggs, J. Ibarrola, Incidence of instrument separation using LightSpeed rotary instruments. *J Endod* 2006 Jan;32(1):14-16.

- 69.Kohli M., J. Kim, M. Iqbal, S. Kim, A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontic graduate program. *J Endod* 2005; 31:223 [abstract OR 29].
- 70.Kusgoz A., S. Yildirim , A. Gokalp, Nonsurgical endodontic treatments in molar teeth with large periapical lesions in children: 2-year follow-up, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007 Jul;104(1):e60-65.
- 71.Lea S., G. Landini, A. Walmsley, The displacement amplitude of ultrasonic scaler inserts. *J Clin Periodontol* 2003, 30: 505-510.
- 72.Lea S., G. Landini, A. Walmsley, Ultrasonic scaler tip performance under various load conditions. *J Clin Periodontol* 2003, 30: 876-881.
- 73.Lea S., G. Landini, A. Walmsley, Assessing the vibrations of dental ultrasonic scalers; *J Sound Vibrat* 2004, 271: 1113-1120.
- 74.Lea, S., G. Landini, A. Walmsley, The effect of wear on ultrasonic scaler tip displacement amplitude. *J Clin Periodontol* 2006, 33: 37-41.
- 75.Lee M., Conservative endodontic management of teeth associated with extensive periapical pathology: report of two cases, *Aust Endod J.* 2004 Dec;30(3):103-109.
- 76.Leseberg D., K. Knowles, N. Hammond, Clinical incidence of endodontically treated teeth with non-retrievable rotary files. *J Dent Res* 2005;84 (Spec Iss A):abstract 1564.
- 77.Li Y., J. Wang, X. Zhou, Clinical evaluation on the root canal therapy bypassing intracanal separated instruments, *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2008 Dec;26(6):626-629.
- 78.Lim K., J. Webber, The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape, *Int Endod J* 1985, Oct 18(4), 240-246.

79. Loizides A., D. Eliopoulos, E. Kontakiotis, Root canal transportation with a Ni-Ti rotary file system and stainless steel hand files in simulated root canals, *Quintessence Int* 2006, 37, 369-374.
80. Madarati A., A. Qualtrough, D. Watts; Efficiency of a newly designed ultrasonic unit and tips in reducing temperature rise on root surface during removal of fractured files; *J Endod* 2009 Jun; 35(6): 896-899.
81. Madarati A., A. Qualtrough, D. Watts; A microcomputed tomography scanning study of root canal space: changes after the ultrasonic removal of fractured files; *J Endod* 2009 Jan; 35(1):125-128.
82. Madarati A., A. Qualtrough, D. Watts; Factors affecting temperature rise on the external root surface during ultrasonic retrieval of intracanal separated files; *J Endod* 2008 Sep; 34(9): 1089-1092.
83. Mandel E., M. Adib-Yazdi, L. Benhamou, T. Lachkar, C. Mesgouez, M. Sobel, Rotary Ni-Ti ProFile systems for preparing curved canals in resin blocks: influence of operator on instrument breakage. *Int Endod J* 1999;32:436-443.
84. Maruyama Y., M. Takasaki, T. Mizuno, Resonance Frequency Tracing System for Langevin Type Ultrasonic Transducers, *Mechatronic Systems Simulation Modeling and Control*, Annalisa Milella Donato Di Paola and Grazia Cicirelli (Ed.) 2010, ISBN: 978-953-307-041-4, InTech Available from: <http://www.intechopen.com/books/mechatronic-systems-simulation-modeling-and-control/resonancefrequency-tracing-system-for-langevin-type-ultrasonic-transducers> > [12.01.2014].
85. Matheus T. et al, The fracture evaluation of NiTi SMA endodontics files, *Materials Research* 2007 Oct/Dec; 10(4), <http://dx.doi.org/10.1590/S1516-14392007000400012>

86. Matthis M., P. Parker, Evaluation of edge performance characteristics of symmetry S-series piezoelectric scaling tips, Hu-Friedy, HF-488/2M/5-05.
87. Michiels R., Bypassing a fractured instrument - case report, Roots 2011, 1, 24-26
88. Munce C., The S.I.R. system: separated instrument retrieval using various-diameter, dead-soft bonded tubes. Dent Today. 2002 Jan;21(1):64-71.
89. Nagai O., N. Tani, Y. Kayaba, Ultrasonic removal of separated instruments in root canals, Int Endod J 1986;19:298-304.
90. Nevares G., R. Cunba, M. Zuolo, C. Bueno, Success rates for removing or bypassing fractured instruments: a prospective clinical study; J Endod 2012, 38, 442-444.
91. NSK Dental – Tip Book, Ultrasonic Non-surgical Endodontics, p.22-23. Available from: < <http://www.avtecdental.com/uploads/TipBook.pdf> > [12.01.2014]
92. Obtura Spartan Endodontics – Online Catalogue 2013, Retreatment – CPR-tips. Available from < <http://www.obtura.com/in/products/ultrasonics/ultrasonic-tips/retreatment-cpr-tips.html> > [12.01.2014]
93. Oztan M., Endodontic treatment of teeth associated with a large periapical lesion, Int Endod J. 2002 Jan;35(1):73-8
94. Panitvisai P., P. Parunnit, C. Sathorn, H. Messer; Impact of a retained instrument on treatment outcome: a systematic review and meta-analysis; J Endod 2010; 36, 775–780.
95. Parashos P., I. Gordon, H. Messer, Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. J Endod 2004;30:722–725.

96. Parashos P., H. Messer, Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences, *J Endod* 2006;32:1031–1043.
97. Parashos P., H. Messer, The diffusion of innovation in dentistry: a review using rotary nickel-titanium technology as an example. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2006;101:395–401.
98. Patino P., B. Biedma, C. Liebana, G. Cantatore, J. Bahillo, The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod* 2005;31:114–116.
99. Pedulla E., N. Grande, G. Plotino, G. Gambarini, E. Rapisarda, Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod*. 2013 Feb;39(2): 258-261. [PubMed] [CrossRef].
100. Pereira A., C. Tirapelli, L. Rodolpho; Ultrasonic dental scaler performance assessment with an innovative cavitometer; *American Journal of Applied Sciences* 2010, 7(3), 290-300.
101. Perez F., M. Schoumacher , J. Peli , Shaping ability of two rotary instruments in simulated canals: stainless steel ENDOflash and nickel-titanium HERO Shaper, *Int Endod J.*, 2005 Sep, 38(9), 637-644.
102. Peters L., P. Wesselink, Periapical healing of endodontically treated teeth in one and two visits obturated in the presence or absence of detectable microorganisms, *Int Endod J.* 2002 Aug;35(8):660-667.
103. Pettiette M., D. Conner, M. Trope, Procedural errors with the use of nickel-titanium rotary instruments in undergraduate endodontics. *J Endod* 2002;28:259 [abstract PR 24].
104. Plotino G., N. Grande, M. Cordaro, L. Testarelli, G. Gambarini, Influence of the shape of artificial canals on the fatigue resistance of NiTi rotary instruments, *Int Endod J* 2010, Jan, 43(1), 69-75.

105. Pruett J., D. Clement, D. Carnes Jr., Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997;23:77–85.
106. Radeva E., Bypassing a broken instrument (clinical cases), *IJSR* 2017, 6(2), 227-229.
107. Rahimi M., P. Parashos, A novel technique for the removal of fractured instruments in the apical third of curved root canals; *Int Endod J* 2009, 42, 264-270.
108. Ramirez-Salomon M., R. Soler-Bientz, R. de la Garza-Gonzalez, C. Palacios-Garza Incidence of Lightspeed separation and the potential for bypassing. *J Endod* 1997;23:586–587.
109. Rees J., Conservative management of a large maxillary cyst, *Int Endod J*. 1997(30), 64-67.
110. Rhodes J., Advanced endodontics. *Clinical Retreatment and Surgery*, Taylor & Francis, 2005.
111. Ruddle C., Micro-endodontic non-surgical retreatment. *Dent Clin North Am* 1997;41:429 –454.
112. Ruddle C., Nonsurgical retreatment. In: Cohen S, Burns RC, eds. *Pathways of the pulp*, 8th ed. St Louis: Mosby; 2002:875–930.
113. Ruddle C.; Broken instrument removal: the endodontic challenge; *Dent Today* 2002 Jul, 21: 70-72.
114. Ruddle C.; Nonsurgical retreatment: post and broken instrument removal; *J Endod* 2004 Dec; 30(12): 827-845.
115. Saatchi M., Healing of large periapical lesion: a non-surgical endodontic treatment approach, *Aust Endod J*. 2007 Dec;33(3):136-140.
116. Sakamoto M., J. Siqueira Jr, I. Rôças, Y. Benno, Bacterial reduction and persistence after endodontic treatment procedures, *Oral Microbiol Immunol*. 2007 Feb;22(1):19-23.

117. Satelec Acteon Tip Book, Non-surgical Endodontics, Endo success retreatment, p. 36-48, <http://www.satelecsupport.com/Documentation/TIPS/TIPBOOK.pdf>
118. Sattapan B., G. Nervo, J. Palamara, H. Messer, Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 2000;26:161–165.
119. Saunders J., P. Eleazer, P. Zhang; Effect of a separated instrument on bacterial penetration of obturated root canals; *J Endod* 2004;30:177-179.
120. Schäfer E., U. Schulz-Bongert, G. Tulus, Comparison of hand stainless steel and nickel titanium rotary instrumentation: a clinical study. *J Endod* 2004;30:432–435.
121. Shen Y., B. Peng , G. Cheung; Factors associated with the removal of fractured NiTi instruments from root canal systems; *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004 Nov;98(5):605-610.
122. Shiyakov K, R. Vasileva, Effectiveness in the curve of eight types of endosonic tips for broken instruments removal, *J of IMAB.* 2014 Jul-Sep;20(3): 592-597; DOI: <http://dx.doi.org/10.5272/jimab.2014203.592>.
123. Shiyakov K, R. Vasileva, Success for removing or bypassing instruments fractured beyond the root canal curve – 45 clinical cases, *J of IMAB.* 2014 Jul-Sep;20(3):567-571; DOI: <http://dx.doi.org/10.5272/jimab.2014203.567>.
124. Shuping G., D. Orstavik, A. Sigurdsson, M. Trope, Reduction of intracanal bacteria using nickel-titanium rotary instrumentation and various medications, *J Endod.* 2000 Dec; 26(12):751-755.
125. Sjögren U., B. Häggeland, G. Sundqvist, K. Wing, Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endod* 1990;16:498–504.
126. Soares J., M. Brito-Júnior , F. Silveira , E. Nunes , S. Santos, Favorable response of an extensive periapical lesion to root canal treatment, *J Oral Sci.* 2008 Mar;50(1):107-111.

127. Soares J., S. Santos , F. Silveira , E. Nunes, Nonsurgical treatment of extensive cyst- like periapical lesion of endodontic origin, *Int Endod J.* 2006 Jul;39(7):566-575.
128. Sotokawa T., A systematic approach to preventing intracanal breakage of endodontic files. *Endod Dent Traumatol* 1990;6:60–62.
129. Souter N., H. Messer, Complications associated with fractured file removal using an ultrasonic technique; *J Endod.* 2005 Jun;31(6):450-452.
130. Spanaki-Voreadi A., N. Kerezoudis, S. Zinelis, Failure mechanism of ProTaper Ni-Ti rotary instruments during clinical use: factographic analysis. *Int Endod* 2006;39:171-178.
131. Spili P., P. Parashos, H. Messer, The Impact of Instrument Fracture on Outcome of Endodontic Treatment. *J Endod* 2005 December, 31(12), 845-850.
132. Strindberg L., The dependence of the results of pulp therapy on certain factors. An analytic study based on radiographic and clinical follow-up examinations. *Acta Odontol Scand* 1956;14(Suppl 21):1–175.
133. Subha N., V. Sikri, Comparative evaluation of surface changes in four Ni-Ti instruments with successive uses - An SEM study. *J Conserv Dent* 2011; 14(3) :282-286. Available from: [http:// www.jcd.org.in/text.asp?2011/14/3/282/85817](http://www.jcd.org.in/text.asp?2011/14/3/282/85817)
134. Suter B., A new method for retrieving silver points and separated instruments from root canals. *J Endod.* 1998 Jun;24(6):446-448.
135. Suter B., A. Lussi , P. Sequeira; Probability of removing fractured instruments from root canals; *Int Endod J.* 2005 Feb;38(2):112-123.
136. Tanomaru Filho M., M. Leonardo, L.A. da Silva, Effect of irrigating solution and calcium hydroxide root canal dressing on the repair of apical

- and periapical tissues of teeth with periapical lesion, *J Endod.* 2002 Apr;28(4):295-299.
137. Terauchi Y., L. O'Leary, H. Suda, Removal of separated files from root canals with a new file-removal system: Case reports, *J Endod.* 2006 Aug;32(8):789-797. Epub 2006 Jun 6.
138. Torabinejad M., R. Lemon; Procedural accidents. In: Walton R, Torabinejad M, eds. *Principles and practice of endodontics*, 3rd ed. Philadelphia: Saunders, 2002;310-330.
139. Torabinejad M., R. Walton, *Endodontics, Principles & Practice*, 4th Edition, Saunders Elsevier.
140. Tzanetakis G., E. Kontakiotis, D. Maurikou, M. Marzelou, Prevalence and management of instrument fracture in the postgraduate endodontic program at the Dental School of Athens: a five-year retrospective clinical study. *J Endod.* 2008 Jun;34(6):675-8. doi: 10.1016/j.joen.2008.02.039. Epub 2008 Apr 11.
141. Uzun O., O. Topuz, C. Aydyn, T. Alacam, B. Aslan, Enlarging characteristics of four nickel-titanium rotary instrument systems under standardized conditions of operator-related variables, *J Endod* 2007 Sep, 33(9), 1117-11120.
142. Varela Patinõ P., B. Biedma, C. Liébana, G. Cantatore, J. Bahillo, The influence of manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *J Endod* 2005;31:114–116.
143. Varela Patinõ P., A. Ibanez-Parraga, B. Rivas-Mundina, G. Cantatore, X. Otero, B. Martin-Biedma, Alternating versus continuous rotation: A comparative study of the effect on instrument life. *J Endod.* 2010 Jan;36(1): 157-9. [PubMed] [CrossRef].

144. W&H International – Online Catalogue 2013, PRODUCTS > Prophylaxis & Periodontology > Piezo scaler > Pyon 2 > W&H range of tips. Available from: < [http://www.wh.com/en\\_global/products/prophylaxisparadontology/piezoscaler/pyon2/](http://www.wh.com/en_global/products/prophylaxisparadontology/piezoscaler/pyon2/) > [12.01.2014].
145. Walia H., W. Brantley, H. Gerstein, An initial investigation of bending and torsional properties of Nitinol root canal files. J Endod 1988;14:346–355.
146. Walmsley A., W. Laird, A. Williams, Displacement amplitude as a measure of the acoustic output of ultrasonic scalers; Dent Mater 1986, 2, 96-100.
147. Waltimo T., M. Trope, M. Haapasalo, D. Ørstavik, Clinical efficacy of treatment procedures in endodontic infection control and one year follow-up of periapical healing, J Endod. 2005 Dec;31(12):863-866.
148. Ward J., P. Parashos, H. Messer; Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals: an experimental study; J Endod. 2003 Nov;29(11):756-763.
149. Ward J., P. Parashos, H. Messer; Evaluation of an ultrasonic technique to remove fractured rotary nickel-titanium endodontic instruments from root canals; clinical cases; J Endod. 2003 Nov;29(11):764-767.
150. Weine F., R. Kelly, K. Bray, Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape, Journal of Endodontics 1976, 2, 298-303.
151. Weine F., R. Kelly, P. Lio, The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape, Journal of Endodontics 1975, 1, 255-262,

152. Weine, F., *Endodontic Therapy*, 5th. edition., Mosby Year Book Inc., 1996.
153. Wilcox L., C. Roskelley, T. Sutton; The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture; *J Endod* 1997;23:533-534.
154. Yang G., X. Zhou , H. Zhang , H. Wu , Shaping ability of progressive versus constant taper instruments in simulated root canals, *Int Endod J.*, 2006 Oct, 39(10), 791-799.
155. Yared G., P. Sleiman, Failure of ProFile instruments used with air, high torque control, and low torque control motors. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002;93:92–96.
156. Yared G., In vitro study of the torsional properties of new and used ProFile nickel titanium rotary files. *J Endod* 2004;30:410–412.
157. Yared G., F. Bou Dagher, P. Machtou, G. Kulkarni, Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *Int Endod J* 2002;35:7–12.
158. Yared G., F. Bou Dagher, P. Machtou, Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J* 2000;33:204–207.
159. Yared G., F. Bou Dagher, P. Machtou, Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. *Int Endod J* 2001;34:471–475.
160. Yoldas O., H. Oztunc, C. Tinaz, N. Alparslan, Perforation risks associated with the use of Masserann endodontic kit drills in mandibular molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004 Apr;97(4):513-517.
161. You S., K. Bae, S. Baek, K. Kum, W. Shon, W. Lee, Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod.* 2010 Dec;36(12):1991- 94. [PubMed] [CrossRef].