



**УНИВЕРЗИТЕТ
„СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ – СКОПЈЕ**

Верица Блажо Тонева Стојменова

**АНАЛИЗА НА ФРАКТУРНА РЕЗИСТЕНЦИЈА И СТРЕС
ДИСТРИБУЦИЈА КАЈ ЗАБИ ОБРАБОТЕНИ СО
ЕНДОДОНТСКИ ИНСТРУМЕНТИ СО РАЗЛИЧЕН
КОНИЦИТЕТ**

Докторска дисертација

Скопје, 2024



Докторанд: Верица Тонева Стојменова

Тема: Анализа на фрактурна резистенција и стрес дистрибуција кај заби обработени со ендодонтски инструменти со различен коницитет

Ментор: проф. д-р Лидија Поповска

Стоматолошки факултет, Универзитет „Св. Кирил и Методиј“, Скопје

Комисија за одбрана:

Член: проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ (претседател)

Установа од која доаѓа

Член: проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ

Установа од која доаѓа

Член: проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ

Установа од која доаѓа

Член: проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ

Установа од која доаѓа

Член: проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ

Установа од која доаѓа

Научна област:

Стоматолошки науки - дентална патологија

Датум на одбрана:



Верица Блажо Тонева Стојменова

АНАЛИЗА НА ФРАКТУРНА РЕЗИСТЕНЦИЈА И СТРЕС ДИСТРИБУЦИЈА КАЈ ЗАБИ ОБРАБОТЕНИ СО ЕНДОДОНТСКИ ИНСТРУМЕНТИ СО РАЗЛИЧЕН КОНИЦИТЕТ

АПСТРАКТ

Вовед: Ендодонтски третираните заби имаат многу послаба биомеханичка цврстина и се поподложни на коренски фрактури. Земајќи го ова предвид, ендодонтски третираните заби се со пониска стапка на преживување во однос на виталните заби и имаат поголема стапка на кршење. Обработката на коренскиот канал е важен чекор во ендодонтската терапија. Во последниве години, во ендодонцијата се преферира минимално инвазивна обработка на каналите, без претерано проширување на каналите и зачувување на поголемо количество здраво забно ткиво. На овој начин, се зачувува цврстина и интегритет на забот.

Цел: Целта на ова истражување е да се утврди дали со зголемувањето на коничноста на каналот доаѓа до редукција на фрактурната резистенција на забот. Воедно, да се утврди улогата на фибергласното колче во отпорноста на забот на кршење.

Материјали и метод: Испитувањето беше направено во два дела.

Физички дел: По пат на случаен избор, сто дваесет и пет перманентни, интактни, екстрахирани, еднокорени заби беа поделени во пет групи: Г1 (негативна контролна група) – интактни примероци, Г2 (позитивна контролна група) – примероци кои се само инструментирани, Г3 – примероци кои се инструментирани со рачни Hedstroam (0.02) и оптурирани, Г4 – примероци кои се инструментирани со машински ротациони Pro Taper Universal (0.04) и оптурирани, Г5 – примероци кои се инструментирани со машински реципрочни Reciproc Blue (0.06) и оптурирани. Оптурацијата беше изведена со гутаперка single cone техника и Endomethasone N. Понатаму примероците беа поделени во подгрупи. Г1а - комплетно интактни заби, Г1б - интактни заби декоронирани, Г2а – инструментирани со Hedstroam, Г2б – инструментирани со Pro Taper Universal, Г2ц – инструментирани со Reciproc Blue. Г3а, Г4а, Г5а беа инструментирани и оптурирани. Г3б, Г4б и Г5б беа инструментирани, оптурирани и зајакнати со фиберглас колчиња. Сите заби беа подложени на испитување на фрактурната резистенција со помош на Универзална тестирачка машина „CBR testing Profi x6 Plus“, каде се користеше вертикален, компресивен притисок сè до момент на кршење. Надолжната оска на забот беше под прав агол на базата на блокчето. За да се направи испитувањето секој заб беше подложен во блокче од ексмал 1 (АД, Скопје). За да се постигне ferrule effect во висина се остави 2 mm од емајло-цементното споиште.

Софтверски дел: За да се направи модел на конечни елементи (MoKE) се користеше софтверски пакет SOFiSTiK, каде од СВСТ направен од пациент, се издвои горен централен десен инцизив. Од него се направи 3D модели за анализа на конечни елементи. Беа направени вкупно единаесет нумерички модели кои беа аналогни на единаесетте подгрупи од претходниот дел.

Статистичката анализа на физичкиот дел беше изведена со користење на IBM SPSS 26 софтверски пакет, а симулационите резултати соодветно беа прикажани низ слики и толкување.

Резултати: Статистичките анализи на физичкото истражување покажаа дека постои статистички значајна разлика помеѓу коничноста во однос на притисокот на кршење ($F=18.64$, $p<.001$). Со зголемување на коничноста од 0.02 ($867,23 \pm 108,76$) vs 0.04 ($654,87 \pm 133,9$) се потврди дека доаѓа до намалување на фрактурната резистенција на забот. Но при споредба на 0.04 ($654,87 \pm 133,9$) vs 0.06 ($880,77 \pm 214,18$) се забележи дека со зголемувањето на коничноста постои



зголемување на фрактурната резистенција. Ова се објаснува со влијанието на видот на обработката т.е. реципрочната. Како објаснување на ова, статистичката анализа покажа дека постои статистички значајна разлика помеѓу видот на обработката во однос на притисокот на кршење. ($F = 19,1$, $p = <,001$).

Исто така, се потврди статистички значајна разлика помеѓу 5те испитувани групи на заби во однос на притисокот на кршење ($F = 55,94$, $p = <,001$), а исто така се потврди и статистички значајна разлика помеѓу 11 те подгрупи и притисокот на кршење ($F = 61,62$, $p = <,001$). Најголема сила на притисок беше потребна за интактната група на заби ($1346,9 \pm 320,25$), а најмала сила за забите кои беа обработени ендодонтски, но не и наполнети ($451,93 \pm 171,74$).

Симулациските анализи на нумеричките модели кои беа товарени со просечна вредност на сила на кршење (земена од статистиката на физичкиот дел), покажаа дека со оваа сила моделите се во зона на кршење или блиску до зона на кршење на забното ткиво. Анализата на конечни елементи покажа максимална стрес концентрација во пределот на вратот на забот, додека профузно намалување на напрегањата постоеше движејќи се од вратот на забот кон врвот на коренот на заб, каде апексот речиси и немаше напрегање.

Заклучок: Статистичката и нумеричката анализа во оваа докторска дисертација покажа дека интактните заби имаат најголема фрактурна резистенција. Ендодонтската обработка ја намалува цврстина на забот, а оптурацијата донекаде ја враќа отпорноста на забот на кршење. ФГК ја зголемува отпорноста на ендодонтски обработените заби, но не во толкава мера како класична оптурација на ендодонторот. Ова се должи на силите на смолкнување кои предизвикуваат напрегање на смолкнување. Подеднакво важен фактор е и видот на обработката на коренските канали. Реципрочната машинска обработка го оштетува помалку забот од рачната обработка, а особено од ротационата машинска обработка. Со користењето на МКЕ се добиваат подеднакво релевантни и точни податоци како и при користењето на тродимензионалниот физичкиот метод. Единствено МКЕ добива информации од дополнителните параметри: стрес концентрација и стрес дистрибуција, кои го објаснуваат правецот на движење на фрактурна линија и местата кои се *locus minoris resistentie*. МКЕ може да има широка клиничка примена во ендодонцијата при што би се избегнал физичкиот начин на испитување со еднакво релевантни податоци.

Клучни зборови: *интактни заби, ендодонтски третирани заби, фрактурна резистенција, ендодонтски taper, фиберглас колче, цврстина на заб.*



Verica Blazo Toneva Stojmenova

ANALYSIS OF FRACTURE RESISTANCE AND STRESS DISTRIBUTION IN TOOTH
INSTRUMENTED WITH DIFFERENT TAPER INSTRUMENTS

ABSTRACT

Introduction: Endodontically treated teeth have a worse biomechanical condition and are structurally more susceptible to root fractures. With this in mind, endodontically treated teeth are considered to have a lower survival rate compared to the vital teeth and higher rate to tooth fracture. Root canal preparation is one of the critical factors in endodontic therapy. Last years, endodontics uses minimal invasive instrumentation (with lower conicity) with preservation of healthy dental tissue in order to preserve the strength and integrity of the tooth.

Objective: The aim of this study is to determinate if increased endodontic taper reduces the fracture resistance of the tooth. Also, to determinate the role of fiberpost in the strength of tooth.

Materials and method: This study was made in two parts.

Physical part: A hundred and twenty-five single-rooted permanent, intact teeth were randomly divided into five groups: G1 (negative control group) – intact specimens, G2 (positive control group) - only instrumented specimens, G3 - instrumented with Hedstrom file (0.02) and obturated, G4 – specimens instrumented with rotary Pro Taper Universal (0.04) and obturated and G5 - instrumented with reciprocal Reciproc blue (0.06) and obturated. The obturation was performed with Gutta-Percha single-cone technique and Endomethasone N. Then the specimens were subdivided. G1a – completely intact teeth, G1b- intact teeth decoronated. G2a - instrumented with Hedstrom, G2b - instrumented with Pro Taper Universal, G2c - instrumented with Reciproc blue. G3a, G4a and G5a were instrumented and obturated. G3b, G4b and G5b were instrumented, obturated and reinforced with fiberglass post. Each tooth was embedded in a block of Exmal 1 (AD Skopje), up to 2 mm apical to the enamel-cemento junction to achieve the ferrule effect in height and with the long axis of the tooth perpendicular to the base of the block. Fracture resistance of the samples were tested in an “CBR testing Profi x6 Plus “ Universal Testing machine using vertical compressive pressure until the moment of breaking.

Software part: The software package SOFiSTiK, was used, to make numerical model (FEM). First maxillary right incisor was reconstructed from patient’s CBCT images. The FEM was made as 3D model. This model was used for FEA. In this part 11 models were made and they were analogue on 11 subgroups from the previous part.

Statistical analysis (physical part) was performed using IBM SPSS 26 software package, and simulation results were appropriately displayed through images and interpretation.

Results: The statistical analysis of the physical investigation showed that there is a statistically significant difference between the conicity in relation to pressure of fracture ($F=18.64, p<.001$). By increasing the taper 0.02 ($867,23 \pm 108,76$) vs 0.04 ($654,87 \pm 133,9$), there is decreasing the tooth fracture resistance. The comparison of 0.04 ($654,87 \pm 133,9$) vs 0.06 ($880,77 \pm 214,18$), shows that with increasing the conicity there is an increase in fracture resistance. This is explained by the influence of the type of instrumentation i.e. reciprocal. In addition to this, statistical analysis has shown that there is a statistically significant difference between the type of instrumentation and pressure of fracture. ($F = 19,1, p = <.001$).



There is a statistically significant difference between the 5 experimental groups examined in terms of pressure of fracture ($F=55.94$, $p<,001$). Also, there is statistically difference between 11 subgroups in terms of pressure of fracture ($F=61.62$, $p<,001$). The intact tooth group broke at the highest force of pressure ($1346,9 \pm 320,25$), while the lowest force of pressure was recorded at the only instrumented tooth group ($451,93 \pm 171,74$).

Also, the simulation analysis has shown that after numerical models were loaded under the average value of fracture force (statistics of physical part), the models come in the fracture zone or close to it. Finite element analysis showed stress concentration in the neck region of the tooth, while there is profuse stress reduction from neck to the apex of the dental root, where apex has almost no strain.

Conclusion: Statistical and numerical analysis in this doctoral dissertation have showed that intact teeth have the highest fracture resistance. Endodontic treatment reduces the strength of the tooth, but the opturation increases in some sort. The fiberglass post increases the fracture resistance of endodontic treated teeth, but better output has classic endodontic opturation. Those is due to shear forces that cause shear stress. Equally important role in dental fracture resistance is the type of instrumentation. In addition of this, the best is reciprocal instrumentation and hand preparation and the last one is rotary instrumentation. The use of FEA produces equally relevant and accurate data as traditional physical method. Only FEA can provide informations for additional parameters such as stress concentration and stress distribution, that explain the way of fracture line and the places that are locus minoris resistantie. Nowadays, FEM could have clinical implementation in endodontics, that would avoid the physical method of investigation with equally relevant data.

Keywords: *intact teeth, endodontically treated teeth, fracture resistance, endodontic taper, glass fibre post, tooth straight.*



Благодарност

Особена благодарност до мојот ментор, проф. д-р Лидија Поповска, за несебичната поддршка која ми ја пружаше при реализацијата на оваа докторска дисертација. Како и за секоја сугестибилна, конструктивна и точна забелешка која ми ја упатуваше во текот на истражувањето и целосната изработка. За иновативноста и за сè што ме научи во водите на науката.

Благодарност упатувам до проф. д-р Ивона Ковачевска, која од зачетокот на моето образовно и научно развивање ги следеше моите чекори.

Благодарност за целосната помош во реализацијата упатувам до: Павле Апостолоски, вработените од Геодизајн инженеринг и доктор Даниела Цветкова, ординација „ЕНДОДЕНТ“, за трпението и посветеноста во макотрпната работа при спроведувањето на ова истражување.

Посебно место за благодарност издвојувам и за проф. Васко Кокаланов, кој успеа мултидисциплинарно да го поврза виртуелното и реалното во текот на истражувањето.

Исто така, им благодарам на моите колеги и пријатели за пружената морална поддршка низ ова патешествие.

И крајот го издвојувам за мојот почеток, за оние на кои им ја посветувам мојата докторска дисертација. На моите Јован и Драган, на моите сестра, мајка, татко, свекрва и свекор кои во сите овие години ми беа поддршка, помош и разбирање. Тие се моите крилја за напредок и мојот поим за живеење.

Изјавувам дека докторската дисертација ја изработив самостојно, дека уредно ги цитирам сите користени извори и литература и дека трудот не е користен во рамките на други универзитетски студии или за стекнување на друго звање.

Верица Тонева Стојменова
с.р.

Изјавувам дека електронската верзија на докторската дисертација е идентична со печатената докторска дисертација.

Верица Тонева Стојменова
с.р.



СОДРЖИНА

АПСТРАКТ	3
ABSTRACT	5
Благодарност	7
СОДРЖИНА	8
Список на скратеници.....	9
1. ВОВЕД	11
2. ПРЕГЛЕД НА ДОСТИГНУВАЊАТА НА НАУЧНОИСТРАЖУВАЧКАТА ОБЛАСТ ПОВРЗАНИ СО ПРЕДМЕТОТ НА ИСТРАЖУВАЊЕ	15
3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО	29
4. ОБРАЗЛОЖЕНИЕ НА РАБОТНИТЕ ХИПОТЕЗИ И ТЕЗИ	31
5. ПРИМЕНЕТИ НАУЧНИ МЕТОДИ И НАЧИН НА РАБОТА	33
5.1. Прв дел – физички дел на испитување	34
5.2. Втор дел – тестирање со софтверски пакет на метод на конечни елементи	49
6. СТАТИСТИЧКА АНАЛИЗА НА РЕЗУЛТАТИ	63
7. ДОБИЕНИ РЕЗУЛТАТИ И НИВНО ЗНАЧЕЊЕ.....	65
8. ПРИМЕНА НА РЕЗУЛТАТИ ОД ИСТРАЖУВАЊЕТО И МОЖНИ НАСОКИ ЗА НАТАМОШНО ИСТРАЖУВАЊЕ	121
8.1. Експериментален модел	122
8.2. Методологија: современ виртуелен метод на истражување vs традиционален физички метод	124
8.3. Параметри	126
8.3.1. Коничност	126
8.3.2. Вид на обработка.....	128
8.3.3. Фрактурна линија.....	134
8.3.4. Фиберглас колче.....	135
8.3.5. Стрес концентрација и стрес дистрибуција.....	137
9. ЗАКЛУЧОК.....	146
10. КОРИСТЕНА ЛИТЕРАТУРА	149
11. ПРИЛОЗИ	172
СПИСОК НА ОБЈАВЕНИ ТРУДОВИ	174



Список на скратеници:

декорониран,о,а,и	заби каде што е оставено 2 mm кон коронарно, а преостанатиот дел од коронката им е отстранет
УТМ	универзална тестирачка машина
МКЕ / FEM	метод на конечни елементи / Finite element method
АКЕ / FEA	анализа на конечни елементи / Finite element analysis
МоКЕ / FEMo	модел на конечни елементи / Finite element model
МОД кавитети	кавитети кои се наоѓаат на мезијална, оклузална и дистална страна
ФГК	фиберглас колче
ВКФ	вертикална коренска фрактура
ISO	Интернационална организација на стандардизација
SAF	Самоприспособувачки ендодонтски инструмент / Self-Adjusting File
Ni Ti	никел титаниумски
SD / σ	стандардна девијација
\bar{X}	средна аритметичка средина
CBCT	компјутерска томографија добиена со конусен зрак / cone beam computed tomography



ВОВЕД



1. ВОВЕД

Кај интактни здрави заби, дистрибуцијата на цвакопритисокот се одвива од коронката, преку коренскиот дентин до периодонталниот лигамент. Забот и денталните материјали имаат различни физички карактеристики, кои предизвикуваат голема концентрација на стрес во одредени делови на забниот корен. ⁽¹⁾

Еден од етиолошките фактори кои доведуваат до ослабнување на денталната структура е ендодонтскиот третман. Пред сè, доаѓа до нарушување на биодинамиката на забот, ⁽²⁾ која може да доведе до коронарна или коренска фрактура. ^{(3), (4)}

Според литературата, вертикалната коренска фрактура е трета најчеста причина за екстракција на ендодонтски третираните заби. ⁽⁵⁾

Фактори кои влијаат врз стапката на преживување на ендодонтски третираните заби се цврстината, интегритетот на забот и големината на притисок кој се дистрибуира низ преостанатата забна структура за време на процесот на мастикација. ⁽⁶⁾

Ендодонтската процедура е дентална процедура која се применува во клинички случаи кога пулпното ткиво е иреверзибилно оштетено, како резултат на кариес или трауматска повреда. Овој ендодонтски третман вклучува механичка и хемиска подготовка на коренскиот канал, која игра улога во долготрајноста и животниот век на перзистирање на забот во оралната средина. ⁽⁷⁾

За да биде комплетно успешен ендодонтскиот третман, задолжително е да се внимава на сите чекори во третманот. Па така, при ендодонтскиот третман, по отстранувањето на кариесот, првиот чекор е правилно направен ендодонтски пристап, по што следи механичката инструментација. Иако сите постапки во ендодонцијата се важни за долготрајноста на забот во оралната средина, пристапниот кавитет и обработката на коренскиот канал е особено важна за сочувувањето на здравото забно ткиво. Механичката инструментација треба да е внимателно сработена - ниту да е недоволна, но и да не е премногу агресивна која би одзела непотребна количина на здраво забно ткиво и која би довела до концентриран стрес на забот и зголемување на ризикот од негово фрактурирање. ^{(8), (9)}

Клинички, често постојат дилеми во изборот на соодветна ендодонтската обработка, во однос на:

- техниката на обработка на ендопросторот,
- инструментите кои се користат за обликување на каналниот простор или систем
- обликот на каналот по обработката.



Пред сè, дилемите се темелат за да се постигне единствената цел т.е. отпорност на забот на фрактура при спроведување на цвакален или трауматски притисок. ^{(2), (10)}

Во последниве години, во ендодонцијата се преферира користење минимално инванзивно инструментирање со зачувување на здраво забно ткиво за да се зачува цврстина и интегритет на забот наречен минимално инванзивна канална препарација. Овој принцип на препарација налага користење на инструменти со помал дијаметар и коничност кои ќе овозможат соодветно чистење на ендосторот. ^{(10), (11), (12)}

Некои студии покажуваат дека обработката со инструменти со помала коничност остава недоволно чист коренскиот канал. ^{(13), (14)}

При примената на оваа минимално обработена канална површина се создаваат услови каде што доаѓа до некомплетно отстранување на дебрисот, патогените бактерии, инфицираниот канален дентин и пулпни остатоци во *canales radices dentis*. ⁽¹⁵⁾ Спротивно, подготовката на коренските канали со поголема коничност овозможува подобра иригација, чистење и дебридмент на периканалниот дентин. ⁽¹⁶⁾

Во последните декади се направени многубројни истражувања за да се испита фрактурната резистенција на забите инструментирани со ротациони Ni Ti инструменти и традиционални рачни. Во некои од трудовите се заклучува дека зголемената коничност на ротирачките Ni Ti инструменти не само што не го ослабнуваат коренот повеќе од не'рѓосувачки рачни инструменти, туку може и да ја намалат фрактурната резистенција на забот. ⁽¹⁷⁾

Други автори, пак, сметаат дека прекумерното отстранување на дентинот со користењето на поголема коничност го ослабнуваат коренот, а со тоа ја зголемуваат и можноста за негова фрактура. ⁽¹⁸⁾ Дебатата се темели на тоа дали постои или не постои, директна поврзаност меѓу препарацијата со одреден коницитет и фрактурите кај ендодонтски третираните заби. Во моментот, во светската литература, сè уште не постојат доволно докази кои би ја воспоставиле директната корелација меѓу фрактурната резистенција и различната големина на taper. ^{(19), (13)}

За да се зголеми цврстината на ендодонтски третираните заби се разгледуваат повеќе можности. Некои се стремат да ја ограничат интензивноста на инструментацијата, други сметаат дека каналното полнење придонесува за зголемена отпорност на забот, трети дека интраканално колче може да го зацврсти забот. Одлуката дали да се постави интрапулно колче зависи од квантитетот и квалитетот на преостанато забно ткиво. Некои студии се базираат на постоењето на ферул ($\pm 2 \text{ mm}$), ^{(20), (21)} за други важен е бројот на преостанати забни сидови, ^{(22), (23)} но сепак сè се сведува на способноста на колчето да се спротивстави на интраоралните сили. Ендодонтски третираниот заб ја добива својата цврстина од колчето, па затоа треба да се направи внимателен избор. Предвид треба да се земе материјалот од кој е изградено колчето. Метални индивидуални леани колчиња се најнеповолни во однос на биокомпатибилноста. Во последно време сè повеќе се преферира употреба



на транспарентни колчиња, како што се кварцните, фибергласните и силиконско-циркониумските. ⁽²⁴⁾

Кај ендодонтски третираните заби, колчињата треба да ја обезбедат ретенцијата најчесто на протетската изработка и да се минимизира ризикот од фрактура при оклузално оптоварување на забот. ⁽²⁵⁾

Најголем парадокс при поставувањето на колче е дополнителната дообработка на и така ослабениот ендодонтски заб, со цел да се обезбеди просторот за колче. Фибер глас колчињата (ФГК) успеваат да ги усогласат до одреден степен несогласувањата околу модулот на еластичност на колчето (18 GPa) и модулот на еластичност на дентинот (околу 20 GPa). Ова механичко својство придонесува до намалување на ризикот за фрактура преку рамномерно пренесување на стресот во коренскиот дентин. ⁽²⁶⁾

Со ова ФГК се компатибилни во однос на модулот на еластичност, ја исполнуваат основната функција - зголемување на цврстината на забот, но го постигнуваат и естетскиот ефект, со што се погодни и за поставување во фронтот. ⁽²⁷⁾

Поради тоа, меѓу сите колчиња, предност се дава токму на ФГК. Без разлика на должината на протезањето во коренскиот канал, се постигнува подобра фрактурна резистенција на забите, во однос на заби каде нема колче. ⁽²⁸⁾ Најдобри резултати сепак се добиваат доколку колчето зазема 2/3 од должината во коренскиот канал, со што се постигнува соодветна ретенција и намалување на можноста за фрактура на забните сидови. ⁽²⁹⁾

Токму ставот дека префабрикуваните неметални колчиња обезбедуваат поголема фрактурна резистенција во однос на металните, пред сè, се должи на можноста да се поврзат подобро со забната структура како и способната подобро да го апсорбираат и дистрибуираат стресот на околните структури. ⁽³⁰⁾ Овој момент е ефект на зацврстување на забот наречен ендодонтски „моноблок“. ⁽³¹⁾

При поставувањето на интраканално фиберглас колче, постојат различни протоколи ^{(31), (32)}.

Farina и sor. ⁽³³⁾ применуваат нагризување на површината со 36% фосфорна киселина и премачкување на колчето со прајмер, додека Albashaireh и sor. ⁽³⁴⁾ го премачкуваат со бонд.

Наједноставна е примената на самоврзувачки цемент за цементирање на колчињата, кој е применет во повеќе испитувањата. ^{(35), (36)}

За да се одреди соодветен протокол на клиничка работа со фиберглас колчиња, потребно е да се направат механички тестови кои ја симулираат интраоралната состојба, за да се земат предвид сите можни сценарија и исходи. ⁽³⁷⁾



ЛИТЕРАТУРЕН ПРЕГЛЕД



2. ПРЕГЛЕД НА ДОСТИГНУВАЊАТА НА НАУЧОИСТРАЖУВАЧКАТА ОБЛАСТ ПОВРЗАНИ СО ПРЕДМЕТОТ НА ИСТРАЖУВАЊЕ

Прогнозата на ендодонтски третираните заби е многу полоша во споредба со виталните заби. Зголемената кршливост на ендодонтски третираните заби е поврзана со ослабнатата структура на забот, промена на биомеханичките особини на забните ткива и недостаток на заштитните повратни механизми. ⁽³⁸⁾ Од досегашните испитувања се потврдува дека кај ендодонтски третираните заби се намалува долготрајноста и клиничката успешност доколку тие се директно реставрирани, а не се препокриени со коронки. ⁽³⁹⁾

Испитувањата спроведени во стоматологијата препорачуваат различни процедури и начини на работа за да се продолжи долготрајноста на овие заби. Па така, често се истражувани и дискутирани фрактурната резистенција и кршливоста, стрес концентрацијата и дистрибуцијата на силите.

Фрактурната резистенција на забот се дефинира како механичка отпорност или способност на забот да се спротивстави на силите кои тежнеат кон напукнување и комплетно кршење на истиот. Притоа, таа се смета како карактеристика на забот која овозможува толеранција на аплицираниот притисокот во рамките на одредени граници. Отпорноста на забот на фрактура се објаснува и како максималниот притисок кој забот може да го издржи пред да најстане момент на кршење/лом и комплетно деформирање на анатомската геометрија на забот. Постојат неколку фактори кои играат улога во отпорноста на забот, а тоа се: структура на забот, морфологија, присуство на реставрации или ендодонтски третмани, мастикаторни сили и трауматски повреди. ^{(40), (41)}

Создадениот *стрес во забот* се дефинира како однесување во форма на напрегање кое е повратна реакција од внатрешните сили од забот на дејството на надворешно притисочно оптоварување.

Како надополнување на ова, *стрес концентрацијата* претставува место на забот, кое е со најголема концентрација на точките на напрегање (за да можеме да го перципираме стресот визуелно го претставуваме како точка). Нормално, трансмисијата на стресот по должината на забните ткива и материјали се пренесува на веќе опишаниот начин. ⁽¹⁾ Акумулацијата на стрес на одредени места по должината на забот се должи на повеќе фактори. Понекогаш може да настане како резултат на оневозможен пренос на стрес во околината, што нормално се одвива при физиолошки услови. Една од ситуациите кога може да се јави собирање на стрес на тригер места е кога постојат нерегуларности по површината на забот или коренскиот канал, со што предизвикуваат концентрација на одредени карактеристични точки кои формираат стрес концентрирано место. Местата со зголемена концентрација на стрес водат до појава на напукнување или комплетно кршење на забот. Стресот може



да се манифестира во различни форми во зависност од оптоварувањето и деформацијата која ја трпи забното ткиво и денталните материјали. Основните видови на стрес кои се јавуваат кај забот се: тензилен и компресивен. Тензилен стрес се изразува со позитивна вредност и се случува во ситуации кога ткивото или материјалот е подложено на сили кои тежнеат да го истиснат или развлечен кон околниот простор. Компресивен стрес се изразува со негативна вредност и се јавува во ситуации кога ткивото или материјалот е подложен на сили кои го притискаат и го скратуваат по неговата должина. Со еден збор ова би значело дека ткивото/материјалот се нагмечува.

Математички, стресот (σ) се дефинира како сила (F) која се применува на материјал, поделен со напречен пресек (A) над кој се применува силата (F):

$$\sigma = F / A$$

За да се добие целосна и комплетна слика за отпорноста на забот и влијанието на силите кои делуваат на него, се употребувани различни *in vitro* методи на истражување. Имитирањето на физиолошките *in vivo* услови се голем предизвик за научниците.

Традиционалниот веќе докажан *физичко-механички метод* за испитување на отпорноста на забите во *in vitro* услови е со физичко тестирање со примена на универзална тестирачка машина. Овој метод датира многу одамна, каде што УТМ во почетокот била позната како тензометар. Се користи за тестирање на механичките својства (развлекување или набивање) на експериментален примерок со што се испитуваат видовите на стрес на примерокот. Преку примената на сила врз примерокот се мери реакцијата на примерокот и неговиот одговор. Овој тип на машина има широк спектар на тестови коишто можат да се направат врз различни видови на материјали. Такви тестови се: флексија, торзија, компресија, замор, свиткување, смолкнување и обезбедува релевантни податоци за материјалните карактеристики. Со развојот на науката, освен во инженерски цели, широка примена нашла и во стоматолошките гранки.⁽⁴²⁾

Науката денес бележи изненадувачки брз напредок. Во последно време, со развојот на технолошко-металуршките науки, различните веќе познати начини за испитување на однесувањето на забите под дејство на механички притисок, се заменуваат со современите софтверски системи со кои се добиваат особено важни, точни, прецизни и брзи податоци. Овие методи можат да ги имитираат во поголема стапка, функционалното и парафункционалното однесување на забите.

Таков софтверски пакет за 3D тестирање и приказ е методот на конечни елементи.



Методот на конечни елементи (МКЕ) опфаќа:

- ✓ модел на конечни елементи (МоКЕ) и
- ✓ анализа на конечни елементи (АКЕ).

Овој современ и нов метод во медицината е фокус на истражување во последните неколку години.

Методот на конечни елементи ⁽⁴³⁾ е иновативен метод за нумеричка анализа на структурите базирана на материјалните карактеристики. Порано се користел исклучиво за инженерски цели во градежништвото и металургијата, додека денес сè повеќе зазема супериорно и активно место во научното истражување од областа на медицината и стоматологijата. Во почетокот програмите на конечни елементи користеле 2D анализи, но со развојот на науката настапила 3D анализата на конечни елементи. Материјалните карактеристики Young's Modulus (модул на еластичност) и Poisson's Ratio (феномен на материјалот да се прошири под дејство на тензија) се користат за да се дадат материјални карактеристики на ткивата и материјалите кои најпрво се конструираат и се создаваат еквивалентни модели на физичкото тестирање кои се наречени модели на конечни елементи. Подоцна вака конструираниите тридимензионални модели се подложни на софтверски генерирана анализа наречена анализа на конечни елементи.

Моделите на конечни елементи ⁽⁴⁴⁾ се опишуваат како структури кои претставуваат множество од повеќе мали делчиња. Тие може да бидат едноставни или комплексни мултикомпонентни структури изградени од јазли и елементи. Јазолот е координата во просторот, а елементот е математички матрикс на колективна интеракција. Еднаш кога структурата е нумерички креирана и се вметнати материјалните карактеристики, веќе се третира како модел на конечни елементи. Со користењето на МКЕ може да се аплицира притисок и да се анализира стрес дистрибуцијата безброј многу пати, со модификација на основниот модел и за различни цели. На местата се детектира компресивните т.е. негативни напрегања и тензилни т.е. позитивни напрегања. Се прави комбинација од сите три правци (x, y и z оски) за да се добијат апсолутни вредности на квадрат познати како Von Mises стресови.

Анализата на конечни елементи е компјутерска софтверска алатка, која служи за да предвиди како различни ткива или материјали ќе се однесуваат под дејство на сила со различен интензитет и насока. ⁽⁴⁵⁾ Со неа се заменува традиционалниот експериментален модел и макотрпното долготрајно тестирање. Преку АКЕ, веќе дизајнираниот компјутерски модел МоКЕ подлежи на генерирана анализа и соодветен 3D приказ на анализата. Преку анализата на конечни елементи лесно се идентификува концентрацијата на напрегањата и се предвидуваат ситуации.



Преку анализата на распределбата на концентрацијата на стрес лесно може да се прикажат местата со најголема и најмала концентрација на напрегање. Како што е и претходно напоменато, местата со најголема концентрација се оние кои имаат најголема неправилност и поради тоа стресот има тенденција да се акумулира токму во тие зони. На овој начин, симулационо, визуелно и тридимензионално може да се испита и прикаже стрес дистрибуција и промената на забите преку изразени нумерички вредности. ⁽⁴⁶⁾ Нумеричката анализа, прикажувајќи ги зоните со најголема концентрација на стрес, ги прикажува местата кои се со највисок потенцијал за настанување на фрактура. Анализата на конечни елементи работи преку дискретизирање на комплексна мултикомпонентна структура на повеќе помали компонентни, кои се полесни за менаџирање со единствена цел полесен приказ на инженерско-нумеричката симулација. Таа преку софтверско-физички пристап, ги опишува елементите и нивните меѓусебни интеракции во структурата, преку формирани математички равенки. Постојат бројни компјутерски софтверски програми, кои преку користењето на МКЕ, визуелно и тридимензионално ги прикажуваат податоците и се разјаснуваат многу дилеми кои до денес не можеа да бидат објаснети.

АКЕ е широко применувана алатка за интерпретација на сложениот биомеханички систем на забот. Еднаш конструируваниот модел може да се тестира безброј многу пати за различни цели и во различни периоди, без притоа да се внимава на клиничките услови кои би се промениле со минувањето на времето, како што е дехидратацијата на примерок. МКЕ помага да се формираат прашања, да се дизајнира методологијата на експериментите и да се разберат сложените биомеханички интеракции. АКЕ не само што наоѓа решение за инженерските проблеми, туку е важен во решавањето на сложени биомеханички проблеми преку симулацијата на заб-модел, за разлика од други истражувачки методи кои поради крутоста на методологијата, невозможно е да дадат одговор на овие прашања. ⁽⁴⁷⁾ Па така, МКЕ како неинвазивна, прецизна, сигурна и релативно нова алатка ги остварува научноистражувачките цели. ⁽⁴⁸⁾

МКЕ овозможува при вклучувањата на повеќе варијабли во истражувањето, манипулација со секоја варијабла поединечно и можност за изолација на секој параметар поединечно за поголема прецизност, што со физичкиот модел на тестирање не можеме да постигнеме тоа во целост. ⁽⁴⁹⁾

Преку конструирањето на тридимензионалниот модел на забите и околните ткива, понатаму се симулира примена на сили, а следствено на тоа и се предвидуваат движењата на забите, со што особена примена наоѓа во ортодонцијата ⁽⁵⁰⁾ и различни терапевтски модалитети. ⁽⁵¹⁾



Денес нумеричката анализа е особено апликативна во бројни стоматолошки гранки и тоа: имплантологијата, ⁽⁵²⁾ во фиксната и мобилната протетика, ⁽⁵³⁾ а сè поголем чекор прави и во реставративната стоматологија и ендодонцијата. ⁽⁵⁴⁾

Во ендодонцијата од голем интерес се испитувањата за фрактурната резистенција на ендодонтски третираните заби. За да се истата потребно е да се внимава на некои битни карактеристики. Физичките истражувања внимаваат на старосната стапка на забите. Таа е особено битна и влијае на резултатите, знаејќи дека годините индиректното ја редуцираат цврстината на забот. ^{(55), (56)}

Според Yan и сор., ⁽⁵⁵⁾ со зголемувањето на возраста се нарушува минерално-колагената врска која води до намалување на дентинската цврстина. Ова може да води до намалување на стапката на механички интегритет на забот и намалување на фрактурната резистенција особено на радикуларниот дентин. Според Kinney и сор., ⁽⁵⁷⁾ со зголемувањето на староста доаѓа до редукција на фрактурната резистенција за 20 %. Според Arola и сор., ⁽⁵⁸⁾ со старост поголема од 55 години, се зголемува минералната застапеност во дентинот за 50 % и таа ја намалува фрактурната цврстина на радикуларниот дентин во споредба со млад дентин (помлад од 30 години). Но, со користењето на нумерички генерирана анализа се избегнува и занемарува овој фактор, со што не влијаат врз добивањето на резултати.

Денес, без разлика дали се користи механички или нумерички метод на тестирање, во тестирањето на цврстината на забите, најчесто се применува линеарно, статичко и компресивно товарење на примероци. Ова е најчесто користен тип на сила на притисок во научните истражувања пред сè поради ефикасноста и можноста за компарација на добиените податоци од испитаните параметри. ⁽⁵⁹⁾ Аголот под кој се аплицира истиот може да е најразличен. Многу често компресивниот притисок кој се аплицира врз примерокот е во согласност со надолжната оска на забот, т.е. вертикален, под 0° агол. ^{(60), (61), (62), (63)}

Некои користат компресија под агол како што е во истражувањето на Zandbiglari и сор., ⁽⁶⁴⁾ кои користат притисок под 15° закосување слично како и во други истражувања. ⁽⁶⁵⁾

За разлика од нив, Moris и сор., ⁽⁶⁶⁾ ги тестираат *in vitro* примероците со закосување под агол од 45 °, исто како и Gloria и сор. ⁽⁶⁷⁾ и Trope и сор. ⁽⁶⁸⁾

Постојат и истражувања кои применуваат апликација на сила на притисок со поголем агол на закосување и тоа 125 ° ⁽⁶⁹⁾ или 135° ⁽⁷⁰⁾ во однос на надолжната оска. Zandbiglari и сор. ⁽⁶⁴⁾ преферираат употреба на притисок под агол, со цел да се имитира клиничката состојба во устата, бидејќи при процесот на мастикација, забите се под притисок не само вертикално – по надолжната оска на забот туку и под одреден агол.

Johnson и сор. ⁽⁶¹⁾ констатирале дека при апликација на вертикален притисок, резултатите ќе бидат помали, отколку кога забот се оптоварува под одреден агол.



Современата ендодонтска литература сè повеќе се насочува кон анализа со софтверските пакети.

Па така, едно од испитувањата на Lee и сор. ⁽⁷¹⁾ се однесува на прикажување на дистрибуцијата на стресот кај интактни премолари и механизмот на флексија на забот со примена на овој симулационен 3D модел. Во него се прикажани промените на стресот кога силата е аплицирана на различни точки и со различни правци на делување. Место во кое се генерира најголем притисок бил цервикалниот дел на забот, со што се потврдила стрес-индукционата теорија, која ја објаснува појавата на абфракциони лезии. Овој податок има исто така големо значење за ендодонцијата, бидејќи секое поткопување на туберите во цервикалните делови, несомнено ќе донесе и до нивно фрактурирање.

Нумеричкиот модел на конечни елементи наоѓа примена во истражувањето на Soares и сор. ⁽⁷²⁾ Поттикнати од податокот дека најголемиот стрес на забите е во цервикалната регија, тие своето испитување го насочиле кон стрес дистрибуцијата кај забите со некариозни цервикални лезии кои се разликуваат според својата форма. Испитувањето е спроведено на нерестаавирани и заби рестаавирани со композити. Забите биле подложени на сили во три правци: вертикален и коси од букален и палатинален. Заклучуваат дека косите сили од палатиналната страна генерираат најголем стрес на гингивалните рабови на лезиите. Доколку се земе предвид дека ова место е најслабата алка за атхезивните материјали, станува јасно зошто композитните реставрции по одреден период попуштаат токму на тоа место. Тие заклучуваат дека формата на лезијата нема значење за дистрибуцијата на силите, дека забите кои се рестаавирани трпат помала деформација, зошто силата се концентрира во реставативниот материјал, но и дека не се препорачува препарирање на забите за подобра ретенција, зошто тоа доведува до уште поголемо оштетување на забите.

Со помош на 3D анализата Arola и сор. ⁽⁷³⁾ ги испитувале точките со најголем притисок кај молари рестаавирани со амалгам и композит. Доаѓаат до заклучок дека фрактурната резистенција на забите е иста кај забите рестаавирани со двата типа материјали, но најголема сила се пренесува на пулпалното дно и лингвалниот ѕид кај амалгамите, додека кај композитите, силата е најмногу изразена по рабовите на реставаацијата.

Дејак и сор. ⁽⁷⁴⁾ ја испитувале отпорноста на заби со МОД кавитети на кои се поставени композитни инлеи или директни композитни рестарации и заклучуваат дека индиректните рестарации биле помалку подложни на оштетување отколку директните. Во уште еден труд на истиот автор ⁽⁷⁵⁾ се тествале и споредувале два типа на инлеи: композитните и порцелански. Распределбата на стресот и фрактурната резистенција била подобра кај порцеланските инлеи. Заклучуваат дека сепак ниту една реставаација, без разлика од кој тип е, не се споредува во однос на издржливоста со интактните здрави заби.

Во ендодонцијата често се презентирани испитувања кои се однесуваат на промените кои настануваат при примена на последователните терапевтски постапки.



Испитувани се влијанијата на: различните форми и големина на пристапен кавитет, обработката на коренските канали, варијациите при оптурациите во однос на техники или материјали, но и реставрацијата на ендодонтски третираните заби.

Во голем број студии се проследени и различните видови на системи за обработка на ендодонтскиот простор и нивното влијание врз фрактурната резистенција на забите. Интересно е да се напомене дека постојат контрадикторни резултати според различни автори кои обично преферираат одреден тип на машински инструменти.

При тестирање на влијанието на ендодонтските канални фактори врз фрактурната резистенција на забот, потребно е да се изолираат параметрите на коренско-каналниот дел од коронката. Многу студии тестирајќи ја фрактурната резистенција на ендодонтски обработениот коренски канал, не применуваат декоронирање т.е. ја оставаат коронката во целост. Овде се отвора прашањето за кумулативниот ефект на цврстината на забот не само на факторите од направената обработка, туку и факторите на коронарниот дел: пристапниот кавитет, изборот на реставративен материјал и начин на реставрирање.⁽⁷⁶⁾ Но постојат студии каде што се применува декоронирање со дијамантски диск и водено ладење, токму од ова причина.⁽⁶⁴⁾ Оваа предприпрема на примероците е особено битна без разлика на типот на истражување.

Во студијата на Aidasani и сор.⁽⁷⁷⁾ се користеле различни видови на ротациони и реципрочни системи за обработка на ендодонтскиот простор и по оптурацијата се тестирала фрактурната резистенција под дејство на флексија по користење на неколку системи за машинска инструментација. Според добиените резултати, авторите препорачуваат дека инструментите кои користат реципрочни движења се подобри, бидејќи обезбедуваат поголема отпорност на забот и помалку го оштетуваат од ротационите.

Оваа констатација ја поддржуваат и Saber и сор.⁽⁷⁸⁾ кои наоѓаат дека апикалната транспортација е помала при реципрочната инструментација и дека реципрочните инструменти се поволни и безбедни за употреба.

Овие резултати се спротивни на резултатите на Burklein и сор.^{(79), (80)} кои ја испитувале инциденцата на чистење на каналот по инструментација со неколку реципрочни или ротациони инструменти. Тие прикажуваат дека поголем степен на чистење се постигнува при користењето на реципрочни инструменти, што е особено изразено во апикалната третина. Но сепак, иако обезбедуваат најголемо чистење на каналот, реципрочната инструментација може да доведе и до поголема можност за напукнувања во дентинот.

Tian и сор.⁽⁸¹⁾ ја мереле фрактурната резистенција на мандибуларни премолари по инструментација на коренските канали со различна големина и тоа според главната мастер турпија и според коничноста на инструментите. Тие заклучуваат дека механичката инструментација неповратно влијае на отпорноста на забот. Фрактурната резистенција се намалува сериозно доколку мастер турпијата е



со промер 50 или поголема, без разлика на коничноста, но и доколку нејзината големина е 40 или 45#, а коничноста е 12-15%.

Vagheri и сор.⁽⁸²⁾ во обид да се направи математичка пресметка при која предвид се земаат должината на забот, волуменот на коренот и волуменот на обработениот коренски канал ја испитувале фрактурната резистенција на забите. Тие го испитуваат мезијалниот корен на долен молар кој е инструментиран со челични рачни инструменти и два типа на машински Ni Ti системи едниот со мал апикален дијаметар, а голема коничност, вториот со голем апикален дијаметар, но покonzервативна коничност од 4 %. Иако не наоѓаат сигнификантна разлика меѓу трите групи, сепак со рачните инструменти фрактурната резистенција била поголема, односно рачните инструменти помалку го ослабнувале забот. Овој наод е во согласност со наодите на Zandbiglari и сор.⁽⁶⁴⁾ кои наоѓаат дека машинските инструменти кои имаат поголема коничност отстрануваат повеќе дентин, а со тоа и ги прават многу покршливи забите.

Во истражувањето на Limjeerajarus и сор.⁽⁸³⁾ бил направен модел на заб во програма со метод на конечни елементи за кој е искористена 3D СВСТ од заб. Фрактурната отпорност на забот била тестирана со симулационата програма на методот на конечни елементи и со универзална тестирачка машина. Резултатите кои ги добиле биле слични и тоа фрактурата на забот од програмата настанала на 637 N, а додека со универзалната тестирачка машина на 651 N.

Денес во коренската препарација особено се наметнуваат релативно новите инструменти познати како SAF. Овие Ni Ti инструменти, во централниот дел на инструментот немаат метално јадро, туку постои празен простор низ кој се движи иригансот. Бенефитот од нивната употреба е што се избегнува непотребното отстранување на дентинот.^{(84), (85)}

Во литературата⁽⁸⁶⁾ постои податок дека SAF не предизвикуваат пукнатини или доколку предизвикаат тие се сосем минимални. За разлика од нив ротирачките, но и реципрочни инструменти може да предизвикаат пукнатини во радикуларниот дентин.

Користејќи ги SAF инструментите, на истата констатација се и Seyhanli и сор.⁽⁸⁷⁾ Воочиле дека овие инструменти предизвикуваат помалку микропукнатини во споредба со сите други видови на инструменти: Pro Taper Universal F3 (30/0.09), WaveOne Primary (25/0.08), Pro Taper Universal F4 (40/0.06) како и Mtwo (30/0.04). Со иста констатација биле и Hin и сор.⁽⁸⁸⁾ Токму нивниот уникатен дизајн, ги прави подобрена верзија на машинските ротациони и реципрочни инструменти и токму затоа даваат подобри резултати.

SAF инструментите будат огромен интерес кај ендодонтите. Во иднина, се очекува тие да бидат доминантни во коренската препарација, надминувајќи ги негативностите на досегашните рачни и машински инструменти, како и дискутабилните прашања за taper, видот на обработката и цврстината на забот.



Фрактурната резистенција на ендодонтски оптурираните заби е испитувана и во однос на начините и материјалите кои се користат при оптурацијата. И тука се јавуваат сосема спротивставени резултати во зависност од авторите, каде што најчесто се преферираат најново воведените цемент.

Mohammed и сор.⁽⁸⁹⁾ констатирале дека примероците кои се обработени на ист начин, но оптурирани со различни цемента имале различна фрактурна резистенција, при што тие го преферираат најновиот биокерамичен цемент за канално полнење (TotalFill® BC™).

Bhat и сор.⁽⁹⁰⁾ исто така ја испитуваат фрактурната резистенција на заби оптурирани со цемента на база на смоли и цемента на база на цинк-оксид еугенол цемента, при што предност даваат на смолестите цемента.

Сепак, можеби најмногу испитувања го насочуваат своето внимание на реставрацијата на ендодонтски третираните заби и како тие постапки влијаат врз отпорноста на забите.

Меѓу студиите се наоѓаат трудовите кои се насочени спрема користење на различни типови на колчиња. Во студијата на Kurthukoti и сор.⁽⁹¹⁾ се испитувала фрактурната резистенција на заби реставрирани со фиберглас, биолошки дентински систем на колчиња и цирконија колчиња. Тие заклучуваат дека првите два система имаат многу поголема отпорност и фрактури кои лесно се репарираат, за разлика од циркониум колчињата, кои покажувале нерепарабилни фрактури, за кои индикација е екстракција.

Silva и сор.⁽⁹²⁾ констатираат дека материјалот од кој е направено колчето има поголемо значење врз стрес дистрибуцијата во дентинот отколку неговата форма и конфигурација. Тие укажуваат дека фибер колчињата покажуваат похомогена дистрибуција на стресот за разлика од металните колчиња. Ова се должи на приближниот модул на еластичност кој го има фибергласниот материјал на колче кон дентинот отколку металот.

Често е испитуван и атхезивниот систем на колчињата. Па така, некои студии покажуваат поголема цврстина на забот доколку се користи комбинација на самоврзувачкиот светлосно-полимеризирачки цемент и ФГК,^{(33), (93), (94)} додека други укажуваат на сличноста во цврстината на забот при користење на различни системи за атхеција во комбинација со ФГК.^{(31), (32)}

Исто така, интерес предизвикува и начинот на подготовка на забите пред поставување на колчето, односно забите каде што е сочуван коронарниот дел од забот (познат како „ferrule effect“). Zahran и сор.⁽⁹⁵⁾ покажуваат дека многу поголемо значење има дали ферул ефектот е целосен во периметарот, отколку неговата висина. Naralur и сор.⁽⁹⁶⁾ ги потврдуваат нивните резултати, дека при целосен ферул ефектот постои најголема отпорност на забот. При тоа доколку потпората е нецелосна на апроксималните страни нема преголемо значење, но ако ферулот недостасува од лингвалната страна секогаш треба да се очекува неуспех.



Сепак во мета-анализата на Batista и сор.⁽⁹⁷⁾ е констатирано дека поголем процент на грешки се потврдило доколку не постоел ferrule effect и тоа стапката на преживување на забите била 78.05% кај забите без ферул, а 88.35% доколку ферул постоел. Сепак разликата не била сигнификантна и постоењето на ферул не ја намалува стапката на неуспех кај забите со фибер-зајакнати композитни колчиња и надградби кај забите. Овој момент на ferrule effect е истражуван и кај бројни други студии, со користење на методот на конечни елементи, каде што бил констатиран начинот на дистрибуција на стрес по должината на забот, во коронарно-апикален правец.^{(67), (98)}

Во студијата на Romeed и сор.⁽⁹⁹⁾ биле направени 2D и 3D модели со програма на метод на конечни елементи за да се направи компарација на биомеханичкото однесување на горен втор премолар, кој бил поставен под корона, а притоа биле нанесени различни оклузални притисоци. Поволноста на 3D методологијата е што користи заб-модел на кој понатаму може безброј пати да се повтори експерименталното тестирање и да се добијат релевантни податоци за испитуваните параметри. Ова се разликува од макотрпното собирање на заби за тестирање и проблемот со ограниченост на физичките модели. Освен тоа 3D моделот на конечни елементи дава повеќе детали за насочување на силите, но и нивното распоредување пред да се случи фрактурата. Со негово користење се предвидуваат ситуации и се избегнуваат компликации.

Употребата на симулационата програма е корисна алатка која обезбедува релевантни податоци, како што е во студијата и на Kulkarni и сор.,⁽¹⁰⁰⁾ каде што со употребата на МКЕ е прикажана фрактурната резистенција на забите кои најчесто се подложени на дентална траума т.е. максиларни централни инцизиви. Притоа воочиле дека многу е битен правецот под кој е аплициран притисокот. Со што варијациите во отпорноста на забите варираше од 27.82% до 65.79%.

Во ендодонцијата, при тестирањето на фрактурната отпорност најчесто доведува до вертикални коренски фрактури, затоа и привлекуваат големо внимание. Според Американската асоцијација на ендодонти, вертикалните коренски фрактури се надолжни коренски фрактури кои се проектираат од апексот до коронарниот дел.⁽¹⁰¹⁾

Според класификацијата на Leubke може да бидат комплетни или некомплетни.⁽¹⁰²⁾ Преваленцата на појавување на ВКФ се движат од 3.7 % до 30.8 %.⁽¹⁰³⁾ Причините за појавување може да бидат различни од: оклузална траума, патолошка ресорпција, парафункционални навики, јатрогени компликации за време на ендодонтски третман итн.⁽¹⁰⁴⁾ ВКФ се сериозни компликации со лоша прогноза и преваленца за преживување 3-5 %. Тие се скоро секогаш поврзани со ендодонтски третирани заби, а многу ретко со виталните и интактни заби.



Интерес буди и поврзаноста на демографски фактори со настанувањето на ВКФ. Cohen и сор. ⁽¹⁰⁵⁾ ги истражувале факторите и статистичките корелации за настанување на овие кршења. Воочиле дека овој тип на фрактури статистички се позастапени кај мандибуларните молари и максиларните премолари. Биле претежно проследени со болка на перкусија, голема реставрација, перирадикуларна коскена загуба и почеста застапеност кај жени отколку кај мажи, како и кај постари пациенти. Затоа во пракса, потребно е да се земат предвид овие фактори, особено доколку станува збор за недијагностицирани ВКФ.

Детекцијата на овој тип на фрактури е голем предизвик за стоматолозите, особено кога клиничките дијагностички тестови не доведуваат до заклучок. Овие фрактури освен што претставуваат многу сериозен клинички проблем за дијагноза, исто така се сериозен проблем и за лекување. Овој тип на фрактури се речиси ексклузивно поврзани со ендодонтски третирани заби, особено се тешки за детекција, а доколку се дијагностицираат како такви тешко може да се реставрираат. Направената ренгенграфска снимка не секогаш може да ја дијагностицира ВКФ. Потребно е правилна ангулација, контраст, густина, но и точност во интерпретацијата на снимката од страна на стоматологот. Денес се користи СВСТ со висока точност и чувствителност во откривањето на рани вертикални коренски фрактури. ^{(106), (107)} СВСТ е многу почувствителна и попрецизна во откривањето на ВКФ отколку конвенционалната ⁽¹⁰⁴⁾ и дигиталната ренгенграфија. Ова е поткрепено со бројна литература од клиничка пракса. ^{(108), (109), (110)}

СВСТ како прилично нова метода за дијагноза ги надоместува ограничувањата и недостатоците кои ренгенграфската метода ги има. Во дијагностицирањето, особено е битно за каков тип на вертикална коренска фрактура станува збор. Доколку е нецелосна и е особено тенка (која во литературата се опишува ВКФ како влакно), тогаш дури ни СВСТ не може да ја дијагностицира. Но доколку станува збор за целосна ВКФ, која е подебелена каде на одредени места постојат делови кои се дури и дислоцирани, тогаш СВСТ помага во дијагнозата. ⁽¹¹¹⁾ Khasnis и сор. ⁽¹¹²⁾ ја истражувале тешкотијата во детектирањето на ВКФ кај ендодонтски третирани и здрави интактни заби. Најчесто за дијагноза на ВКФ кај ендодонтски лекуваните заби, воочиле дека главна улога играат ендодонтите, при што за нејзино откривање, предлагаат користење на СВСТ.

Turki и сор. ⁽¹¹³⁾ се согласуваат дека СВСТ е особено корисен во детекцијата на ВКФ, но сепак потребно е да се користи со голема претпазливост. СВСТ треба да се примени во ситуации кога се направени сите клинички тестови и кога параклиничкиот тест на ренгенграфскиот приказ не дал резултати. Препорачливо е да се користи СВСТ, доколку хируршката експлорација е единствената опција за дијагноза, поточно пред да се направи инвазивна хируршка процедура за потврда на ВКФ. Но сепак, не е сè до крај дефинирано, па затоа се препорачува изработка на



протокол на работа за одредување на ситуации кога да се користи СВСТ при дијагноза на ВКФ.

Во литература постојат различни обиди за третман на ВКФ. ⁽¹¹⁴⁾ Kallel и сор. презентираат клинички случај на ВКФ и третман со течен композит. ⁽¹⁰²⁾ Додека некои фаворизираат третман со ласер (CO₂ и Nd: YAG). ⁽¹¹⁵⁾ Некои применуваат калциум хидроксид, ⁽¹¹⁶⁾ рецементирање со глас-јономерен цемент ⁽¹¹⁷⁾ или зацврстување со биокерамички материјали. ⁽¹¹⁸⁾

Но сепак, ВКФ најчесто завршуваат со екстракција на забот, бидејќи обидите да се зачува интегритетот на истиот речиси секогаш завршуваат со неуспех. ⁽¹¹²⁾

Освен клиничкото истражување на вертикалната коренска фрактура, методот на конечни елементи наоѓа примена и кај оваа ендодонтска проблематика.

Santos и сор. ⁽¹¹⁹⁾ преку нумеричка конструкција изградиле модел на конечни елементи на интактен и на ендодонтски третиран заб зајакнат со колче. Избраниот заб бил горен втор премолар. Разгледувано од биомеханички аспект, воочиле дека помалиот мезиодистален дијаметар на забот придонесува во концентрацијата на стрес во коренот и настанувањето на вертикална коренска фрактура. Но сепак, при тестирањето на цврстината на забите, се случуваат и хоризонталните дентални фрактури. Тие претставуваат напречни коренски фрактури кои го зафаќаат забното ткиво и се со многу помала застапеност од ВКФ. Почесто се случуваат како резултат на траума, при што најчесто се зафатени максиларни централни и латерални инцизиви, а многу поретко мандибуларни инцизиви. Може да бидат поволни или неповолни зависно од тоа кој дел од забот е зафатен. Поради тоа и дијагнозата може да биде од лесна до тешка зависно од комплексноста на фрактурата. Таа се поставува на основа на знаците, симптомите, како и клиничките и параклиничките тестови кои се применуваат. И овде многу често може да се случи ренгенграфијата да има ограничувања во употребата, па затоа се заменува со користењето на СВСТ. Доколку ренгенграфските зраци не поминат директно низ фрактурната линија, фрактура не може да се покаже на ренгенграфиите. ⁽¹²⁰⁾ Исто така, доколку постои дислокација на фрагментите проследено со суперпозиција на нив може да го отежнат дијагностицирањето со користење на конвенционалната ренгенграфија. ⁽¹²¹⁾ Многу автори се согласуваат со фактот дека не секогаш може да се користи ренгенграфска снимка.

Iibuko и сор. ⁽¹²²⁾ воочиле ограничувања на периапикалните ренгенграфии при дијагностичирањето на коренски фрактури. Како недостатоци на нив посочуваат: зголемување, искривување, суперпозиција на дводимензионалните слики. Доколку на периапикална ренгенграфија јасно се гледа настанатата фрактура тогаш не е потребно да се пристапи кон одлуката на дополнителна СВСТ.



Но сепак, терапијата зависи од точната дијагноза на локализацијата на фрактурата. Затоа во случаи на неизвесна проценка од конвенционалните ренгенграфии треба да се земе предвид СВСТ. На пр., кога фрактурата јасно се гледа на направената конвенционална ренгенграфија и неизбежно е екстракција, тогаш не е потребно правење на дополнителна СВСТ. Доколку интраоралната ренгенграфијата покажува фрактура на средна третина или коренска фрактура тогаш е потребно дополнителна СВСТ, бидејќи таа лесно може да ја открие траекторијата на фрактурната линија во сагитална рамнина.

При постоењето на поволни дентални фрактури, меѓународната Асоцијација за дентална трауматологија сугерира да се исчисти областа околу забот, репозиција на истиот, да се направи ренгенграфија за потврда на дијагнозата, шинирање на забот 4 недели и следење за да се избегне пулпна некроза во текот од 1 година. Во случај на неповолна фрактура, екстракцијата е единствениот избор на третман. Исто така, доколку постои сомнеж за постоење на надворешна ресорпција тогаш оправдано е користењето на СВСТ. ⁽¹²³⁾

Денес, за да се постигне напредок во ендодонцијата, научноистражувачката практика применува комбинирани физичко-нумерички анализи, црпејќи информации од параклиничките тестови. Со овој мултидисциплинарен пристап во стоматологија се отвораат нови видици во истражувањето и се добиваат резултати кои се брзи, точни, детални, а пред сè апликативни во секојдневната стоматолошка практика. На овој начин, се разјаснува проблематика и се комплетираат одговори на прашања кои со децении претставувале енигма.



***ЦЕЛИ НА ДОКТОРСКАТА
ДИСЕРТАЦИЈА***



3. ЦЕЛИ НА ИСТРАЖУВАЊЕТО

Тргувајќи од сознанието дека ендодонтски третираните заби се помалку отпорни на цвакопритисок, не поради променетите карактеристики на забот, туку поради поголемото механичко оштетување на забот, главна насока во оформувањето на целите е да се испита влијанието на обработката на коренските канали врз фрактурната резистенција.

Главната цел на трудот е:

- Да се утврди дали големината на одземеност на ендопросторот кој се постигнува со обработката влијае врз фрактурната резистенција на забот.

Специфични цели на овој докторската дисертација:

1. Да се споредат разликите од тестирањето на фрактурна резистенција на интактни заби и ендодонски обработени и оптурирани заби.
2. Да се испита стрес дистрибуција на силите при оптоварувањето на забите кои се интактни заби и ендодонтски третирани.
3. Да се воочи дали постои разлика и надополнување во резултатите од тестирањето на фрактурната резистенција, со двата метода: универзална тестирачка машина и метод на конечни елементи.
4. Да се согледа дали постои разлика во резултати од тестирањето на стрес дистрибуција и одредувањето на точки на притисок со користење на двата типа методи на испитување.



РАБОТНИ ХИПОТЕЗИ И ТЕЗИ



4. ОБРАЗЛОЖЕНИЕ НА РАБОТНИТЕ ХИПОТЕЗИ И ТЕЗИ

Согласно со поставените цели во истражувањето од оваа докторската дисертација ќе се потврдат или отфрлат главната и споредните хипотези.

Главна хипотеза:

X0 - Со зголемување на коничноста при обработката на ендодонтскиот канал и одземањето на дентинско ткиво се намалува фрактурната резистенција на забот.

Споредни хипотези:

Хипотеза 1 / X1 – Постои разлика во резултатите од тестирањето на фрактурна резистенција на интактни заби и ендодонски обработени и оптурирани заби.

Хипотеза 2 / X2 - Постои разлика во резултатите од тестирањето на стрес дистрибуција на интактни заби и ендодонтски обработени и оптурирани заби.

Хипотеза 3 / X3 – Постои надополнување на резултатите од тестирањето на фрактурната резистенција, со двата метода: универзална тестирачка машина и методот на конечни елементи.

Хипотеза 4 / X4 - Постои разлика во резултатите од тестирањето на стрес дистрибуција и одредувањето на точките на напрегање со двата метода: универзална тестирачка машина и методот на конечни елементи, со што универзална тестирачка машина не може да даде податоци додека методот на конечни елементи ќе даде детални информации за нив.



МАТЕРИЈАЛИ И МЕТОДИ



5. ПРИМЕНЕТИ НАУЧНИ МЕТОДИ И НАЧИН НА РАБОТА

За да се остварат целите на оваа докторска дисертација, истражувањето се одвиваше во два дела.



Слика 1: Приказ на развој на методологија



5.1. Прв дел – физички дел на испитување

I. Избор на примероци, нивно чување и подготовка за инструментација

По исполнувањето на условите за протоколот на работа, како и одобрување од страна на Етичкиот комитет на Стоматолошки факултет при Универзитет „Св. Кирил и Методиј“ - Скопје се пристапи кон спроведувањето на првиот дел од истражувањето.

Истражувањето се спроведе во Универзитетски стоматолошки клинички центар „Св. Пантелејмон“ - Скопје, Медицински факултет при Универзитет „Гоце Делчев“ - Штип, Приватната здравствена установа „Ендодент“ - Велес и „Геодизајн инженеринг“ ДООЕЛ Скопје, Северна Македонија во период 2021-2024 година.

За потребите на физичкиот дел од ова *in vitro* истражување се користеа 125 екстрахирани еднокоренски трајни заби кои претходно не беа ендодонтски третирани. По нивната екстракција беа чувани во медиум со дестилирана вода т.е. 100 % влажност и на собна температура. Селекцијата на екстрахираните заби се направи со користење на стандардизирани: инклузиони и ексклузиони критериуми.

Селекциони критериуми:

✓ Инклузионите критериуми

Трајни еднокорени екстрахирани заби со релативно прави корени, нормална анатомска коренска морфологија, со слична големина, должина и димензии на забите за секој примерок и целосно затворен апекс.

✓ Ексклузионите критериуми

Заби кои имаат кариес, реставрации, микропукнатини, фрактури, ресорпции или заби со проширен апикален отвор, заби кои имаат криви корени, заби со мултипни канали, калцификации, претходна реставрација или ендодонтски третман и развојни и структурни аномалии.

За да се применат овие критериуми, најпрво забите детално, визуелно беа прегледани, а дополнително се користеше и проверка под магнификација и транслуминација. Мекото ткиво од забите и забниот камен беа отстранети мануелно.



По соодветната трепанација со турбина и ендодонтски тркалезен борер се направи депулпирање со нерв екстирпатор (Mani, Nakanishi Inc., Токио, Јапонија) и се пристапи кон одредување на работната должина. Таа се одреди со вметнување на К-турпија големина # 10 (Mani, Nakanishi Inc., Токио, Јапонија) во каналот сè додека не се виде врвот на инструментот на апикалниот отвор, по што работната должина се утврди со повлекување на инструментот за 1 mm назад.

II. Поделба на групи и подгрупи

По одредувањето на работната должина и формирањето на glide path во ендодпросторот, забите беа поделени по случаен избор во групи и подгрупи. Вкупно беа 5 големи групи за тестирање од кои прва и втора група беа контролни, а наредните: трета, четврта и петта беа експериментални групи.

ГРУПИ:

Група 1 (n=20): негативна контролна група која содржи комплетно интактни заби т.е. примероци кои не се ниту трепанирани, а со тоа ниту инструментираны ни оптурирани.

Група 2 (n=15): позитивна контролна група која содржи декоронирани заби кои се само обработени (не се оптурирани).

Група 3 (n=30): експериментална група која содржи декоронирани заби кои се обработени со рачни инструменти Hedstrom file (Dentsply, Sirona, USA) со 2% коничност на работниот дел.

Група 4 (n=30): експериментална група која содржи декоронирани заби кои се обработени со машински ротациони инструменти PROTAPER Universal (Dentsply, Sirona, USA) со коничност на инструментот 4%.

Група 5 (n=30): експериментална група која содржи декоронирани заби кои се обработени со машински реципрочни инструменти Reciproc blue (Dentsply, Sirona, USA) со коничност 6%.

Понатаму групите беа поделени на неколку помали подгрупи.



ПОДГРУПИ:

Група 1: подгрупа 1а и 1б.

1а (n=10): интактни заби со коронка.

1б (n=10): интактни заби декоронирани.

Група 2 на подгрупа 2а, 2б и 2ц.

2а (n=5): заби обработени со Hedstrom file.

2б (n=5): заби обработени со PROTAPER Universal.

2ц (n=5): заби обработени со Reciproc blue.

Група 3 поделена на две подгрупи и тоа 3а и 3б.

3а (n=15): оптурирани со цемент и гутаперка.

3б (n=5): оптурирани со цемент и гутаперка и зајакнати со фиберглас колче.

Група 4 поделена на две подгрупи и тоа 4а и 4б.

4а (n=15): оптурирани со цемент и гутаперка.

4б (n=5): оптурирани со цемент и гутаперка и зајакнати со фиберглас колче.

Група 5 поделена на две подгрупи и тоа 5а и 5б.

5а (n=15): оптурирани со цемент и гутаперка.

5б (n=5): оптурирани со цемент и гутаперка и зајакнати со фиберглас колче.



Слика 2: Поделба на експериментални групи и подгрупи



III. Инструментација, пригација и оптурација

Сите примероци беа работени од страна на еден истражувач со цел да се минимизираат интерперсоналните варијации. Со вклучувањето на поголем број доктори при работата доаѓа до појава на поголем број работни варијации, забите може да бидат подложени на различен тип на работа, апликација на стрес и различни притисоци што би влијаело врз добивањето на резултати.

Кај примероците кои беа обработени со рачни инструменти Hedstrom file (подгрупа 2а и група 3) се користеше стандардна техника на инструментација до големина 40 според ISO, со што се доби коницитет на ендпросторот со 2 % закосување т.е. минимално одземање на дентинот (40/0.02).

Примероците кои беа обработувани со машински ротациони движење (подгрупа 2б и група 4) се работеше со PROTAPER Universal и NSK/TC2 endomotor (слика 4а). Параметрите: torque и speed беа приспособени според упатството на производителот (слика 3). Овие примероците имаа коницитет на ендпростор кој изнесува 4%. (0.04).



Слика 3: Обработка на примероци

Машинските реципрочни движења за Reciproc Blue се обезбедија со Endo Motor E-CONNECT S на Eighteeth (слика 4б) за подгрупа 2ц и група 4 со двете подгрупи (4а, 4б) и се работеше според упатството за користење на производителот. Овие примероци имаа коницитет 6% (0.06). Споредбено овие примероци имаа најголем коницитет во однос на сите експериментални групи и подгрупи. Со тоа, одземањето на дентин беше најголемо.



A)



Б)

Слика 4: Типови на ендомотори кои се користеа за инструментација

A) NSK/TC2 endomotor

Б) Endo Motor E-CONNECT S



A)



Б)



В)

Слика 5: Видови на ендодонтски игли кои се користеа за обработка

A) Hedstrom

Б) Pro Taper Universal

В) Reciproc Blue



Паралелно со инструментација се правеше и стандарден протокол на иригација (слика 6) со користење на: натриум хипохлорид 2 % CHLORAXID EXTRA (CERKAMED, Polska), етил диамин тетраацетат 17 % (DiaPrep Pro17%, DiaDent, Seoul, Korea), водороден пероксид 3 % (Alkaloid, Скопје, North Macedonia) и натриум хлорид 0.9% (Alkaloid, Скопје, North Macedonia) по секој инструмент. За да не дојде до интеракција меѓу иригационите средства се применуваше натриум хлорид 0.9 % меѓу нив. На крај, финалната иригација се направи со натриум хлорид 0.9 %, а потоа примероците се сушеа со хартиени шилци (DiaDent®, Seoul, Korea) и соодветно беа повторно прегледани под зголемување. По воочувањето дека не постои напукнување или фрактурна линија следеше следниот чекор т.е. оптурација.



А)



Б)

Слика 6: Материјали за иригација и сушење

А) иригациони средства

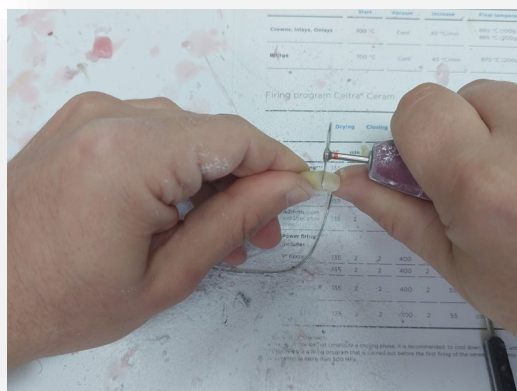
Б) хартиени шилци

Оптурацијата во сите групи беше направена со користење на single cone техника и користење на ист тип на гутаперка (DiaDent®, Seoul, Korea) големина 40 и додатни помали големини на гутаперка и цемент Endomethasone N (Septodont, UK), со цел да има константни услови за сите експериментални примероци и тоа да не влијае врз крајниот резултат (слика 7).



Слика 7: Оптурациони материјали за примероците

По направената оптурација, примероците во сите подгрупи: 1б, 2а, 2б, 2ц, 3а, 3б, 4а, 4б, 5а, 5б (освен подгрупа 1а) беа стандардизирани со декоронирање (слика 8). Се направи декоронирање со цел изолирано да се истражат каналните фактори: коницитет и вид на обработка, а да се исклучи хетерогеното влијание на коронарните фактори (пр. кавитет и реставрација). Коронките на забите се отстранија за да се добие стандардна должина на коренот кај секој примерок. За да се постигне ferrule effect во висина, се остави 2 mm од емаило-цементното споиште кон коронарно. На овој начин, се постигнува природната оптимална висина за фрактурна резистенција. За декоронирањето се користеше дијамантска сепарирка (слика 8) со висока брзина на вртење со оптимални 25 000 вртежи во минута (Rotary Dental Instruments, NTI-Kahla GmbH, Germany, Model: D-07768).

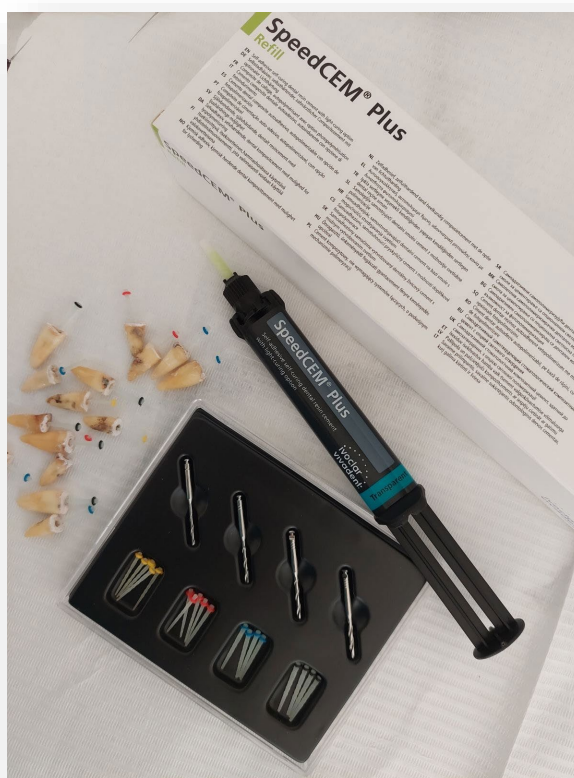


Слика 8: Сепарирка NTI-Kahla GmbH и начин на декоронирање на примероците



Слика 9: Изглед на декоронирани примероци

Потоа, примероците во подгрупите 3б, 4б, 5б беа приготвени за поставување на фиберглас колчиња. Во оптурираниот канал на овие примероци се направи простор со специјален борер. Со него се отстрани 2/3 од должината на оптурацијата, а потоа беа исчистени остатоците. Останатата апикална 1/3 остана оптурирана со цемент и гутаперка. Според упатството на користење на производителот Ivoclar, Vivadent, специјална претподготовка за SpeedCEM[®]Plus translucent цемент во просторот и на колчето, не беше потребна. Во подготвителниот простор се аплицираше само-атхезивен композитен цемент SpeedCEM[®]Plus translucent (Ivoclar, Vivadent) со ендодонтски апликатор (слика 10). Веднаш беше поставено фиберглас колчето, а потоа беше аплицирана 10 сек. светлина со што целосно се постигна зацврстување на материјалот и поврзување на колчето со забното ткиво на примероците. Сите досегашни чекори беа реализирани во просториите на Факултет за медицински науки, Штип, РС Македонија и Приватната здравствена установа „Ендодент“ - Велес, РС Македонија.



Слика 10: Приказ на примероци со веќе поставено фиберглас колче и материјал кој се користи за нивно поставување

Сите примероци потоа беа соодветно премачкани со 2 слоја на лак за да се изолираат од влажноста. Во периодот од еден до друг чекор на работа, примероците беа чувани на собна температура и 100 % влажност во дестилирана вода до моментот на спроведување на тестирањето, со цел да се избегне дехидрирање на примероците. На овој начин се обезбеди рехидратација и рекондиционирање на високоеластичните карактеристики на дентинот. Поставувањето на колче се реализираше во Приватната здравствена установа „Ендодент” - Велес, РС Македонија.

Во следниот чекор, примероците беа поставени во блокчиња од материјал ексмал 1 (АД Скопје, РС Македонија), при што коронарните 2 mm останаа непокриени. Забите беа поставени така што надолжната оска на забот е перпендикуларна на базата на ексмал 1 блокчето (слика 11). Откако на овој начин примероците беа подготвени, беа чувани на собна температура и 100 % влажност до моментот на спроведување на тестирањето. Ова се реализира во просториите на заботехничка лабораторија на Факултет за медицински науки во Штип, РС Македонија.



Слика 11: Приготвени примероци за тестирање

IV. Подготовка на примероци за тестирање

По соодветната инструментација и оптурација и поставувањето на фиберглас колчиња во дадените подгрупи, примероците се подготвија за тестирање на фрактурна резистенција.

За да имаме комплетно рамна површина кај примероците во подгрупа 1б и групи 2, 3, 4 и 5 со сите подгрупи се користеше апарат за фрезување со паралелометар со магнетно постол (Fedi F18, Mariotti, Germany) со 300 вртежи /min (слика 12). Паралелизирањето се направи на примероците кои веќе беа декоронирани. Овој чекор се реализираше во просториите на заботехничка лабораторија на Факултет за медицински науки при Универзитет „Гоце Делчев“ во Штип, РС Македонија.



Слика 12: Апарат за фрезување со паралелометар со магнетно постоле Fedi F18

Исто така и примероците од групите и подгрупите 3б, 4б, 5б со фиберглас колчиња беа маркирани 2 mm над веќе постигнатата рамна површина на примерокот (слика 13) и потоа пресечени и паралелизирани со користење на истиот апарат.



Слика 13: Примерок со фиберглас колче маркиран и подготвен за паралелизирање

На овој начин се доби површина паралелна и без испакнувања и закосувања. Од овој момент примероците веќе беа подготвени за тестирањето на цврстината на примерокот.



V. Тестирање на фрактурна резистенција

Вака приготвените примероците беа подложени на притисок (изразен во kg F) користејќи универзална тестирачка машина full automatic CBR testing Profi x6 Plus (Yüksel Kaya Makina/ Ankara/ Türkiye) (слика 14) со детектирање на притисок до 50 kN во просториите на Лабораторијата „Геодизајн инженеринг“ (Скопје, РС Македонија).



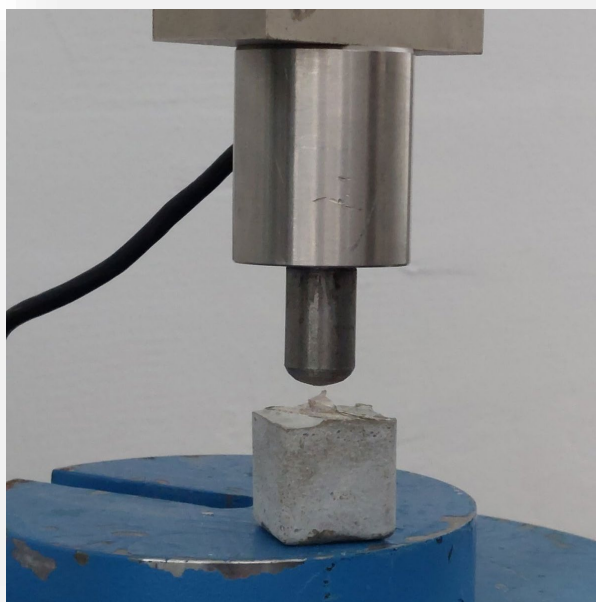
Слика 14: Универзална тестирачка машина full automatic CBR testing Profi x6 Plus

Притисокот кој беше аплициран врз примероците беше статички во вертикален правец од коронарно кон апикално, кој постепено мануелно се зголемуваше, сè до момент на комплетно кршење на забот. Брзината со која се зголемуваше компресивниот притисок беше со брзина 1mm/min. Компресивниот



притисокот се произведуваше од страна на металниот потиснувачки овален дел на машината. По моментот на допир со примерокот, со понатамошната компресија, настана момент на фрактура на примерокот. Сè до моментот на тестирањето забите беа чувани целосно хидрирани.

Моментот на кршењето се детектираше визуелно и аудитивно и следеше отчитување на големината на притисокот на екранот. Детектираниот притисок беше прикажан во kgF на екранот од машината, кој поради натамошните потреби за споредба на резултатите веднаш ги претворивме во N. Веднаш по кршење и отчитувањето, притисокот нагло падна што дополнително укажа на комплетна фрактура. Истражувањето беше спроведено така што секој примерок беше поединечно тестиран т.е. подложен на притисок сè до момент на кршење (слика 15).



Слика 15: Момент на тестирање на примерок

Вака тестираните примероци беа прегледани и сортирани во однос на: притисокот на кој настана кршење на забите и фрактурната линија којашто настана притоа. Ова го воочи само еден клинички доктор, за да се избегне можноста за работни варијации (слика 16).

Параметрите кои беа разгледувани беа:

- големина на сила на притисок на кршење,
- фрактурна линија во однос на сложеност,
- фрактурна линија во однос на локализација и
- вид на обработка на коренскиот канал.



Слика 16: Приказ на веќе тестирани примероци со настаната фрактура

Добиените податоци од физичкиот дел на тестирање соодветно беа внесени во Excel табели за понатаму да следи статистичката анализа. Статистиката беше изведена во статистичката програма IBM SPSS 26 за Windows.



5.2. Втор дел – тестирање со софтверски пакет на метод на конечни елементи

За реализирање на вториот софтверски дел од истражувањето се изработија 11 модели на конечни елементи кои се репрезентативни на експерименталните групи и подгрупи од првиот дел на студијава. По направениот СВСТ на пациент, како репрезентативен заб-модел беше избран горен централен десен инцизив, кој ги задоволи сите селекциони критериуми кои претходно беа поставени. Деталната изработка со софтверскиот пакет на SOFiSTiK е прикажана во поглавје II.

Овој дел се реализира во просториите на Факултет за информатика при Универзитет „Гоце Делчев“ - Штип, РС Македонија.

I. Поделба на модели на конечни елементи (3D модели):

МоКЕ I: соодветни на група 1 и претставува интактен заб

МоКЕ 1: соодветен на подгрупа 1a и претставува интактен заб со коронка.

МоКЕ 2: соодветен на подгрупа 1b и претставува интактен заб без коронка (декорониран).

МоКЕ II: соодветни на група 2 и претставува само обработен заб

МоКЕ 3: соодветен на подгрупа 2a и претставува заб обработен со Hedstrom file 2 % коничност.

МоКЕ 4: соодветен на подгрупа 2b и претставува заб обработен со PROTAPER Universal 4 % коничност.

МоКЕ 5: соодветен на подгрупа 2c и претставува заб обработен со Reciproc blue 6 % коничност.

МоКЕ III: соодветни на група 3 и претставува обработен заб со Hedstrom file (2 % коничност)



МоКЕ 6: соодветни на подгрупа 3а и претставува заб обработен со Hedstrom file и оптуриран со цемент и гутаперка.

МоКЕ 7: соодветен на група 3б и претставува заб обработен со Hedstrom file, оптуриран со цемент и гутаперка и поставено фиберглас колче.

МоКЕ IV: соодветен на група 4 и претставува обработен заб со PROTAPER Universal (4 % коничност)

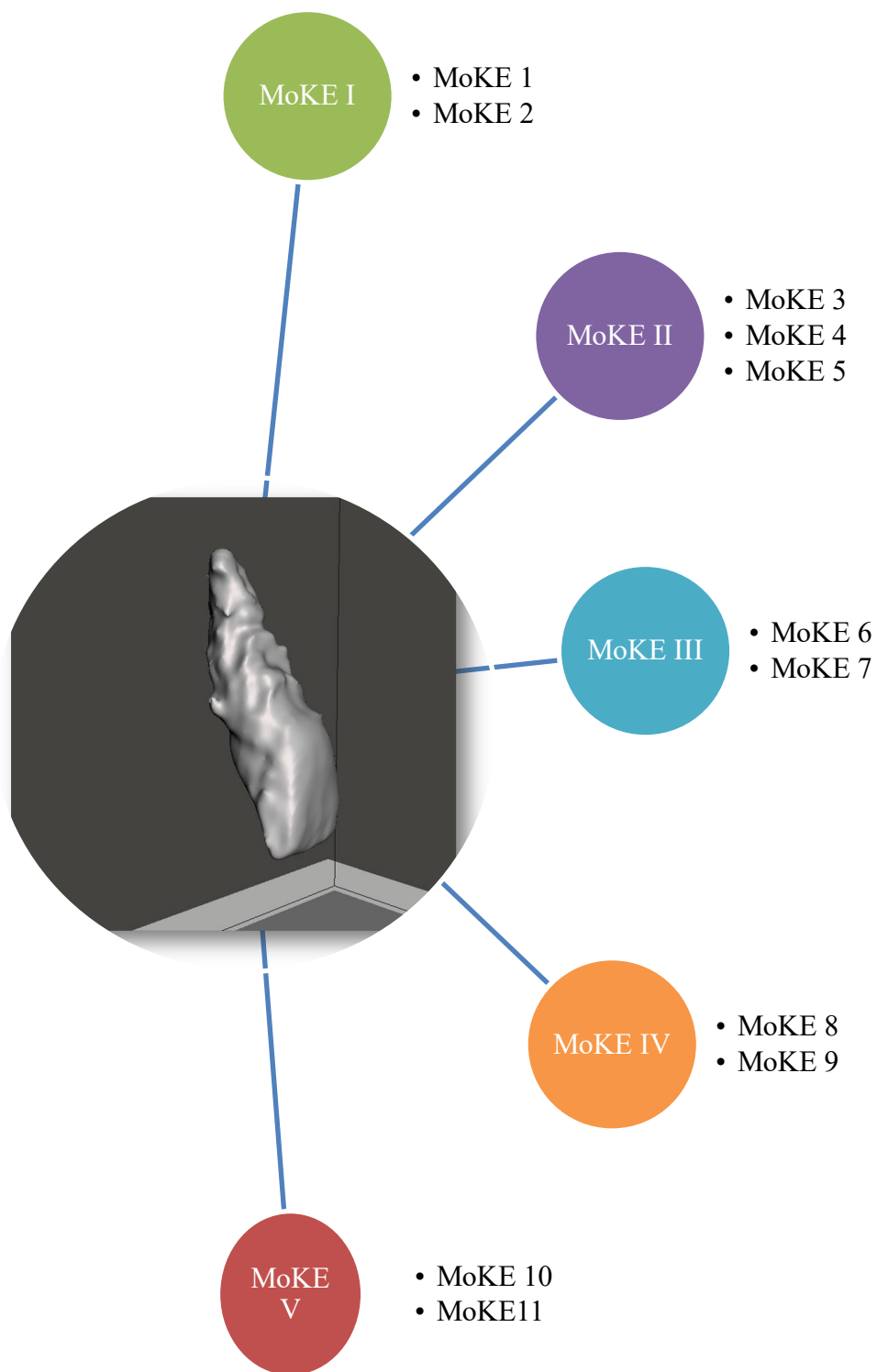
МоКЕ 8: соодветен на подгрупа 4а и претставува заб обработен со PROTAPER Universal и оптуриран со цемент и гутаперка.

МоКЕ 9: соодветен на подгрупа 4б и претставува заб обработен со PROTAPER Universal и оптуриран со цемент и гутаперка и поставено фиберглас колче.

Модел V: соодветен на група 5 и претставува заб обработен со Reciproc blue (6 % коничност)

МоКЕ 10: соодветен на 5а и претставува заб обработен со Reciproc blue и оптуриран со цемент и гутаперка.

МоКЕ 11: соодветен на подгрупа 5б и претставува заб обработен со Reciproc blue, оптуриран со цемент и гутаперка и поставено фиберглас колче.



Слика 17: Поделба на 11 модели на конечни елементи



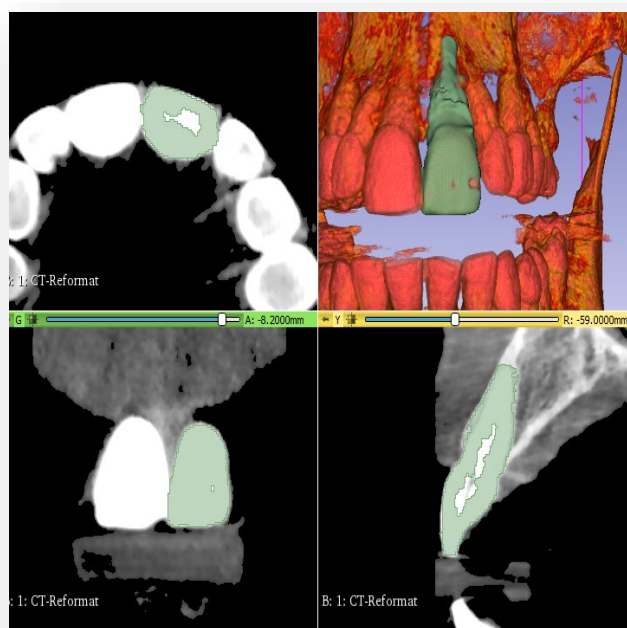
II. Начин на изработка на моделот на конечни елементи

Главниот дел на нашата нумеричка анализа се правеше во специјален софтверски пакет SOFiSTiK со модули SSD, sofipus и SOFiMSHA. Оваа програма дава можност да се креира нумерички модел со метод на конечни елементи. Ние изработивме модел на еднокорен заб со сите спецификации, кој е еквивалентен на природниот и на примероците со кои работевме во првиот дел од истражувањето.

За да се направи модел на еднокорен заб со помош на методот на конечни елементи, како појдовна точка се користеше cone beam computed tomography (CBCT), направен од пациент, со фокус на еднокорен заб. Од направената CBCT на пациент (слика 18), се извлече горниот централен десен инцизив, кој беше комплетно интактен, без присуство на кариес, реставрации или какви било ендодонтски третмани, со нормален, прав корен и со нормална анатомска морфологија на коронката и коренот. Овој заб ги исполнуваше сите селекциони критериуми кои беа применети во првиот дел од истражувањето - физичкиот дел. Ги извлековме геометријата, сите меки и тврди ткива на забот и карактеристики од направената CBCT. Постапката за изработка на нумеричкиот модел со конечни елементи опфати неколку чекори изработени во повеќе различни софтвери: 3D Slicer, Meshmixer, SOFiSTiK и сопствен код во visual studio C#.

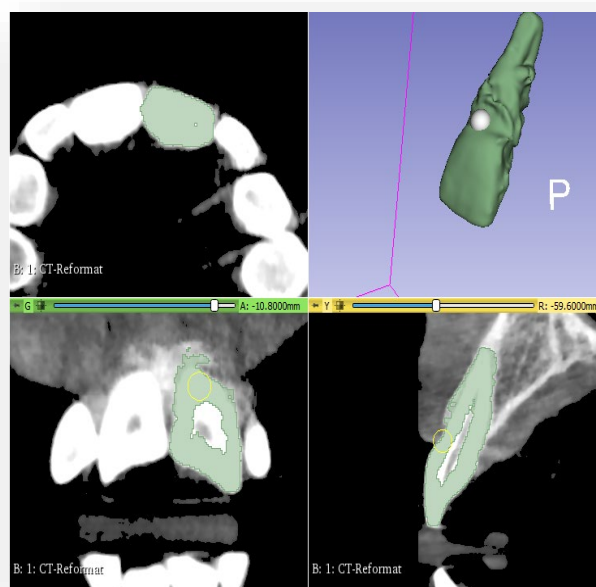
Најпрво од направениот CBCT на пациент се екпортира DICOM формат за понатамошната работа во 3D Slicer.

3D Slicer е софтвер за 3D печатење кој се користи како линк меѓу дигиталниот модел и вистинскиот модел. Користејќи го 3D Slicer, преку отчитување на DICOM фајловите од CBCT се направи сегментирање т.е. издвојување на делови за кои треба да биде направена мрежа од темиња и површини. Вака добиениот модел подлежеше на фина обработка за корекција на грубите нумерички грешки и пополнување на празнини во површините, како и бришење на делови кои не постојат. Корекциите се правеа делумно во 3D Slicer и делумно во Meshmixer.



Слика 18: Подготовка на креирање листа со темиња за креирање мрежа на конечни елементи

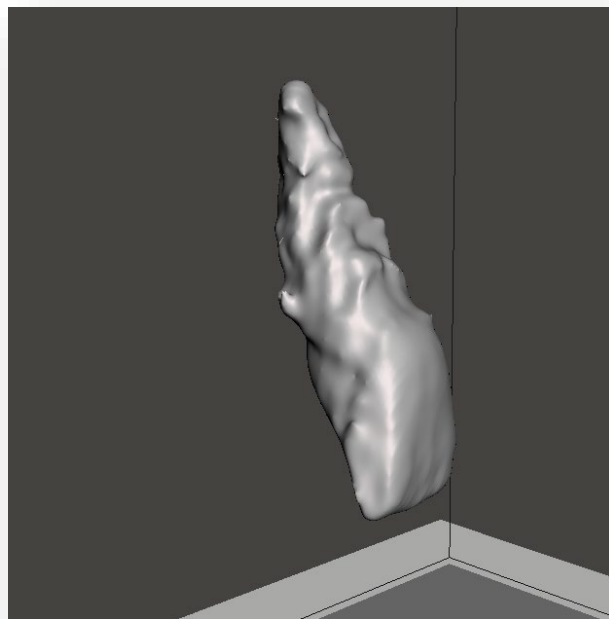
Излезот од 3D Slicer се зачувува во датотеки во формат .stl. Во овој формат се генерираат податоците за да може да се користи уште еден дополнителен софтвер. Овој софтвер е Meshmixer кој ги користи .stl датотеките и со податоците од нив креира мрежа на конечни елементи.



Слика 19: Средување на моделот со пополнување на празнините, бришење на вишок рокчиња



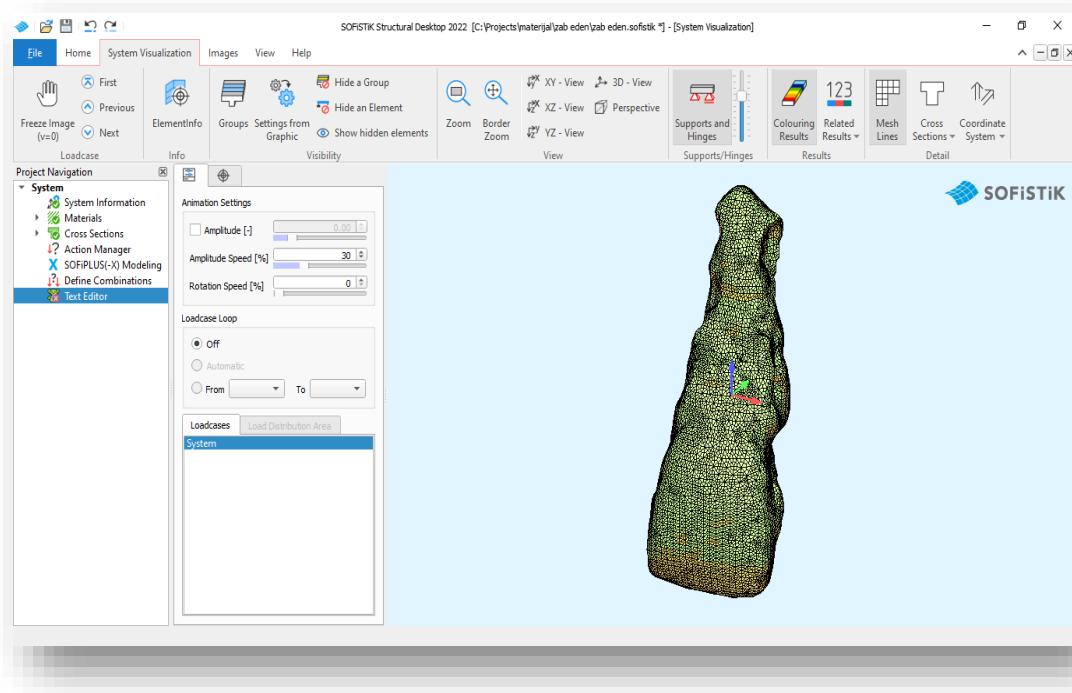
Meshmixer е корисна софтверска алатка со која лесно може да се манипулира со параметрите на мрежата на конечни елементи (густина, форма, големина...) и дава голема точност и прецизност. Со Meshmixer се направија корекции кои со претходниот софтвер не можеа да се коригираат (слика 20). Со него се направи виртуелно пополнување на дефектите на одредени места. Meshmixer ја користевме како алтернативна алатка и овозможи попрецизна 3D модификација на податоците во споредба со 3D Slicer.



Слика 20: Meshmixer софтвер со кој се подготовка мрежата од темиња кои потоа ја прават мрежата со конечни елементи во SOFiSTiK

Податоците од мрежата на конечни елементи потоа се зачува како ASCII код. ASCII код е текстуална датотека која содржи зборови и симболи карактеристични за конкретна софтверска програма. За истата да биде употреблива во SOFiSTiK, мора да биде конвертирана во ASCII код со синтакса карактеристична за SOFiSTiK. Постојат многу софтверски решенија за конверзија на ASCII датотеките. За таа цел изработен е код конвертор кој ASCII кодот на Meshmixer го конвертира во ASCII кодот на SOFiSTiK. Ние го користиме конкретно конверторот од центарот за вештачка интелигенција кој го претвора во ASCII кодот на SOFiSTiK.

Софтверот за конверзија е креиран со Visual studio, во работна околина C#. Тој е дистрибуирана Windows апликација со доста едноставен кориснички интерфејс преку кој се прикачуваат документите потребни за конверзија и се избира локацијата каде што да се зачувуваат конвертираните верзии. Бидејќи е дистрибуирано решение, не е потребна инсталација, и може да се користи како апликација и на компјутерот на кој не е креирана.



Слика 21: Модел на заб пренесен во SOFiSTiK за понатамошни корекции

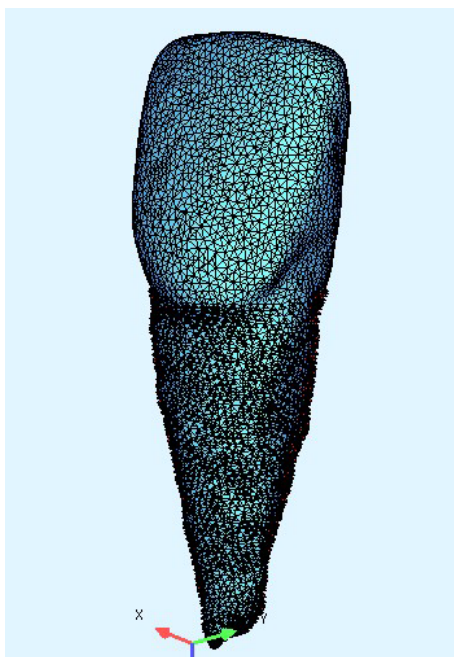
Последниот чекор во креирањето на дефинитивен МоКЕ е софтверот SOFiSTiK (слика 21). Во SOFiSTiK се моделираат сите гранични услови и позиции на силите за статичка анализа кои ја симулираа состојбата на забот при механичкото тестирање. Потоа во SOFiSTiK се вметнаа материјалните карактеристики кои ги издвоивме од литературата и придонесуваат во градењето на нумеричките модели. Во табела 0 се прикажани Young's modulus и Poisson's ratio за биолошките ткива на забите и материјалите кои се користат при оптурацијата. Волумените од МоКЕ беа хомогени со линеарно еластични материјали. Мрежата на конечни елементи се состоеше од линеарни тетраедари. Карактеристиките на материјалите и ткивата се сметаа за изотопични. Геометријата на ФГК, исто така, беше издвоено од литературата согласно со видот и производителот од којшто го користевме и во физичкиот дел (конусно колче со 1,5 mm дијаметар и инсерција 2/3 од коренската должина + 2 mm во висина). Ригидна, цврста врска беше конструирана меѓу забот и околината со цел да се имитира околината на ексмал 1 блокчето од физичкиот дел каде што беше и поставен секој заб-примерок. Периодонталниот лигамент и овде не беше симулиран исто како и во физичкиот дел, со цел да се приближат условите од двете методологии и да не влијаат дополнително со варијации во добивањето на податоците.



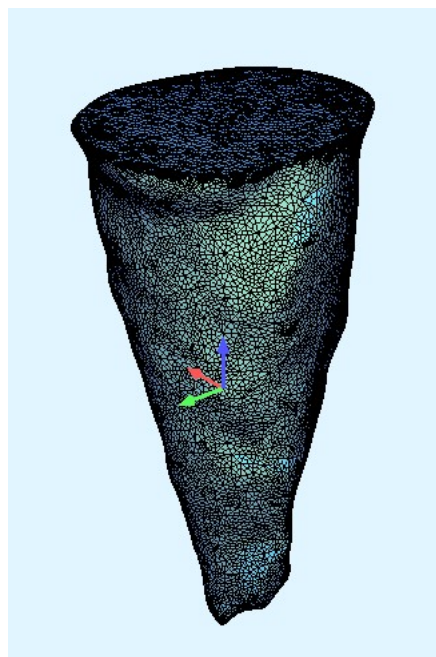
Слика 22: Приказ на анатомски-морфолошки карактеристики на корен и издвоена канална пулпа од користениот заб преку методот на конечни елементи

Табела 0: Материјални карактеристики на биолошки ткива и материјалите кои се користеа при правењето на модел на конечни елементи

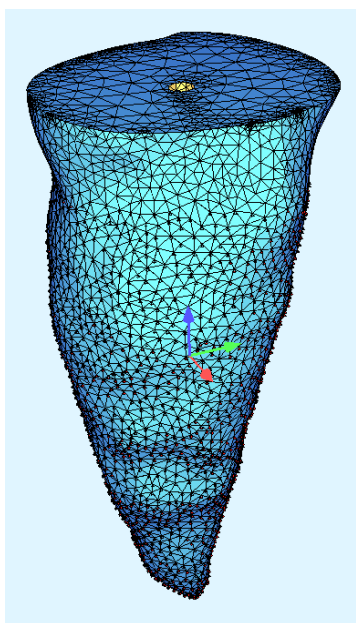
Материјал	Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio	Литература
Заб	20×10^3	0.3	(124)
Пулпа	2	0.45	(124)
Фиберглас колче	40×10^3	0.32	(125)
Гутаперка	140	0.45	(126)



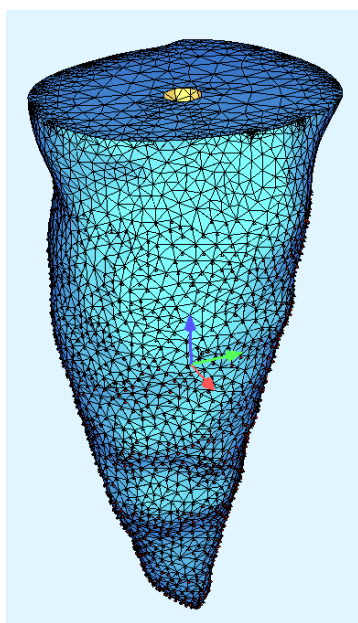
A)



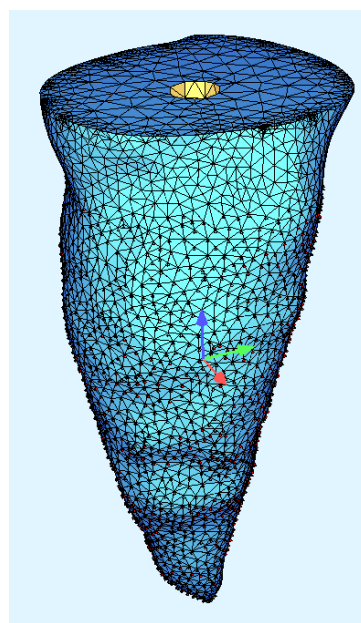
Б)



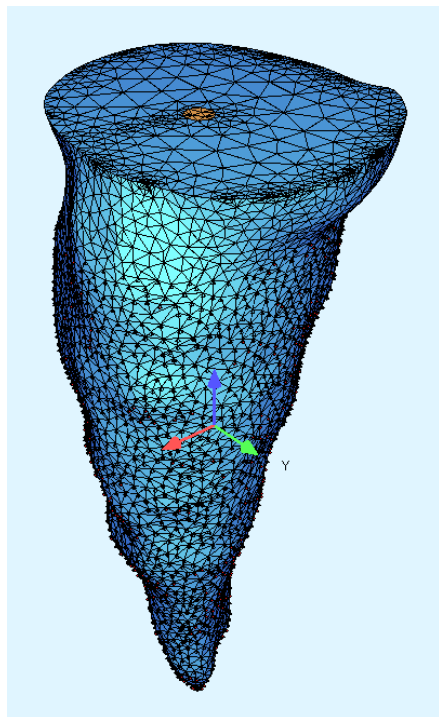
В)



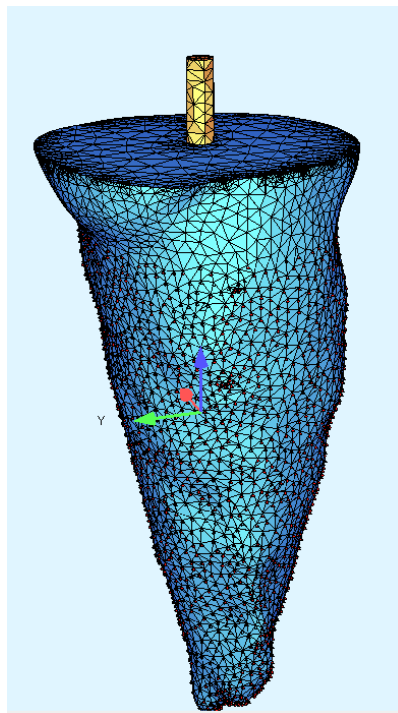
Г)



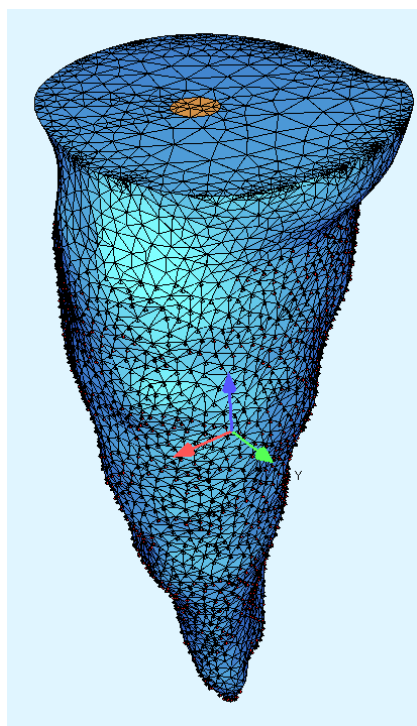
Д)



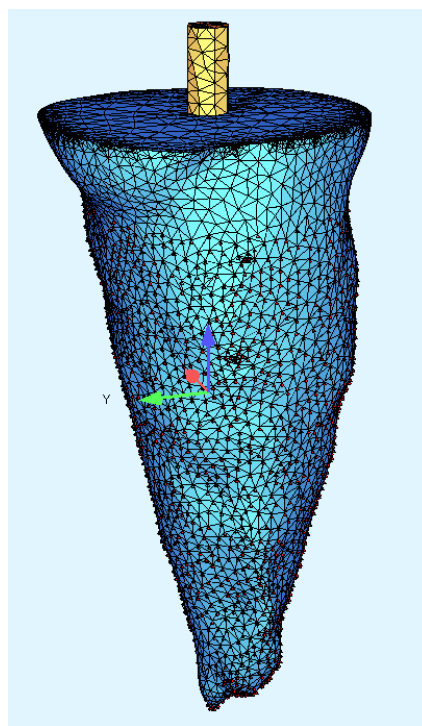
Г)



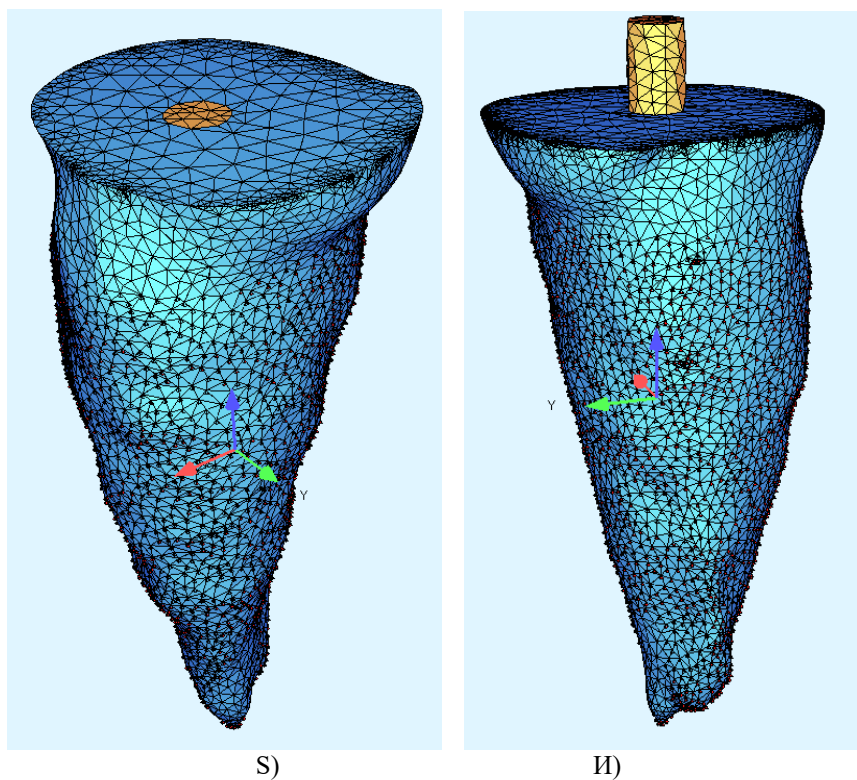
Е)



Ж)



З)



Слика 23: Приказ на веќе конструирани модели на конечни елементи и нивни карактеристики пред товарање со сила во SOFiSTiK

- А) МоКЕ 1 Б) МоКЕ 2 В) МоКЕ 3
Г) МоКЕ 4 Д) МоКЕ 5 Ѓ) МоКЕ 6
Е) МоКЕ 7 Ж) МоКЕ 8 З) МоКЕ 9
С) МоКЕ 10 И) МоКЕ 11



III. Тестирање на фрактурната резистенција

Вака конструираните 11 модели на конечни елементи (слика 22) понатаму беа подложени на товарење за да се тестира нивната фрактурна резистенција.

Притисокот кој се аплицираше беше статички, со вертикален правец и беше спроведен така што се аплицира на секој МоКЕ поединечно. Се аплицираше сила распределена на мала површина со цел да се избегне појава на концентрирани напрегања во сингуларна точка. На овој начин се симулира вертикалната мастикаторна сила како и начинот на тестирање со физичкиот модел. Секој модел се товараше со просечната сила на лом добиени од статистичката анализа на физичкиот модел. На овој начин се анализираше дали моделот се наоѓа во зона на кршење или е блиску до зоната на кршење за забното ткиво, при тестирањето на моделите на конечни елементи.

Со оваа нумеричка анализа се добија податоци од параметри кои се истражуваа и во физичкиот дел. Но, со софтверското тестирање се добија податоци и од дополнителни параметри, за кои со физичкиот модел не можеше да се добијат информации.

Со цел да се идентификуваат местата со најголема стрес концентрација кои се склони кон фрактура, се направи нумеричка репрезентација на анализираните модели. Од тестирањето се добија податоци за напрегањето и начинот на дистрибуција во околното дентинско ткиво. Стресот се дефинираше како тензилен кој е негативен и компресивен, кој е позитивен. На тој начин, се добија податоци каде е најголемата стрес концентрација (дистрибуција) и кои се точките за кои се смета дека ќе настане фрактурата (фрактурна резистенција).

Главните напрегања (σ_1 , σ_2) ги претставуваат максималните и минималните нормални напрегања што се појавуваат во материјалот кога се подложени на сложени услови на оптоварување. Тие даваат увид во одговорот на материјалот и неговите потенцијални точки на слабост. Кога материјалите се подложни на повеќенасочни напрегања, одредувањето на главниот напон може да ги открие најтешките концентрации на стрес, кои се клучни за избегнување на структурни дефекти. Секој модел го прикажавме со прво и трето главно напрегање.

$$\sigma_1 = \frac{(\sigma_x + \sigma_y)}{2} + \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2}$$

$$\sigma_2 = \frac{(\sigma_x + \sigma_y)}{2} - \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2}$$

Каде што (σ_x) и (σ_y) се нормалните напрегања во x- и y-насока, а τ_{xy} е напрегањето на смолкнување.



Во принцип нашите модели се товарени униаксијално, односно само со сила на притисок што во оваа формула тоа е (σ_y) сигма ипсилон, сите други се 0. Затоа и доминантно е третото главно напрегање.

Овие параметри се разгледуваа за забното ткиво на коренот. За подобра визуализација и анализа се издвои и разгледа колчето како посебна единица од забното ткиво.

Со овој тип на тестирање се воочи дали МоКЕ се блиску до реалната биомеханичката состојба на забите и дали овој метод на истражување дава релевантни податоци кои се еквивалентни на *in vitro* физичкиот метод на истражување.

Податоците од нумеричката анализа со методот на конечни елементи беа соодветно прикажани преку визуелни слики и интерпретација.



СТАТИСТИЧКА АНАЛИЗА



6. СТАТИСТИЧКА АНАЛИЗА НА РЕЗУЛТАТИ

Статистичката обработка на податоците беше изведена во статистичката програма IBM SPSS 27 за Windows.

Во текот на проучувањето собраните податоци статистички беа обработувани со помош на следните статистички методи:

- ✓ Анализа на структурата на атрибутивните статистички серии со помош на пропорции во процент.
- ✓ Анализа на структурата на нумеричките статистички серии со помош на мерките на централна тенденција (просек) и мерките на дисперзија (стандардна девијација).
- ✓ Определување на нормалност на дистрибуцијата на нумерички варијабли со помош на Колмогоров-Смирнов тест со цел користење на соодветна статистичка анализа и евентуална потреба од трансформација на варијаблите.
- ✓ Тестирање на значајноста на разликите меѓу аритметички средини со ANOVA и t-test за зависни и независни примероци.
- ✓ Тестирање на значајност на разлики помеѓу атрибутивните варијабли со помош на Хи-квадрат тест.
- ✓ Определување на корелации помеѓу 2 нумерички варијабли со Pearson корелационски тест.
- ✓ Користење на мултиваријатна линеарна регресивна анализа за определување на предиктори на нумерички варијабли.
- ✓ Статистичките серии според дефинираните варијабли од интерес ќе бидат прикажани табеларно и графички.

Добиените резултати од истражувањата се комбинираа и статистички се обработија и врз основа на добиените резултати се донесени и финалните заклучоци.



РЕЗУЛТАТИ



7. ДОБИЕНИ РЕЗУЛТАТИ И НИВНО ЗНАЧЕЊЕ

7.1. РЕЗУЛТАТИ ОД ФИЗИЧКИОТ ДЕЛ

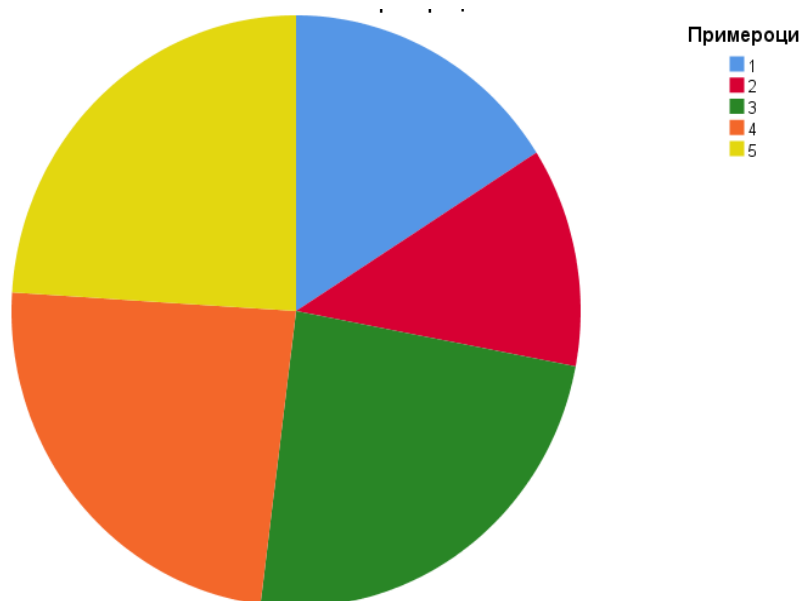
Во оваа докторска дисертација истражувачкиот материјал во физичкиот дел се состоеше од 125 заби, поделени во 5 групи, кои понатаму беа поделени во подгрупи. Во првата група (N1) припаѓаа 20 интактни заби кои беа поделени во две подгрупа од по 10 заби (т.е. со застапеност од по 8 %), и тоа: интактни заби со коронка (N1a) и интактни заби декоронирани (N1b). Втората група (N2) се состоеше од 15 декоронирани заби кои беа само обработени и поделени во 3 подгрупи (т.е. со застапеност од по 4 %) и тоа: обработени со Hedstrom кој има коничност 0.02 (N2a), обработени со Pro Taper Universal со коничност 0.04 (N2b) и обработени со Reciproc Blue со коничност 0.06 (N2c). Третата група (N3) се состоеше од 30 заби кои беа обработени со Hedstrom и поделени во 2 подгрупи од по 15 заби (т.е. 12 %): обработени и оптурирани со гутаперка и силер (N3a) и обработени оптурирани со гутаперка и силер и зајакнати со фиберглас колче (N3b). Четвртата група се состоеше од 30 заби кои беа обработени со Pro Taper Universal (N4) и поделени во 2 подгрупи од по 15 заби (т.е. 12 %): обработени и оптурирани со гутаперка и силер (N4a) и обработени, оптурирани со гутаперка и силер и зајакнати со фиберглас колче (N4b). Петтата група (N5) се состоеше од 30 заби обработени со Reciproc Blue и исто така поделени на 2 подгрупи (т.е. 12 %): обработени и оптурирани со гутаперка (N5a) и обработени и оптурирани со гутаперка и силер и зајакнати со фиберглас колче (N5b). (табела 1 и графикон 1a и 1б)

Табела 1. Дистрибуција на испитувани заби според групи и подгрупи

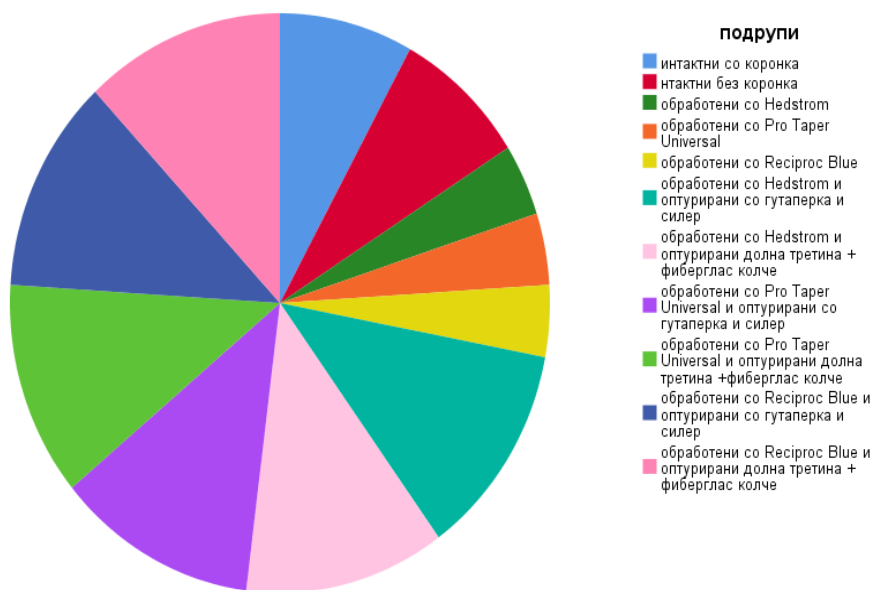
			n	%
Примероци (групи)	N1	1	20	16,00%
	N2	2	15	12,00%
	N3	3	30	24,00%
	N4	4	30	24,00%
	N5	5	30	24,00%
Подгрупи	N1a	интактни со коронка	10	8,00%
	N1b	интактни без коронка	10	8,00%
	N2a	обработени со Hedstrom	5	4,00%
	N2b	обработени со Pro Taper Universal	5	4,00%
	N2c	обработени со Reciproc Blue	5	4,00%
	N3a	обработени со Hedstrom и оптурирани со гутаперка и силер	15	12,00%



N3b	обработени со Hedstrom и оптуирани долна третина + фиберглас колче	15	12,00%
N4a	обработени со Pro Taper Universal и оптуирани со гутаперка и силер	15	12,00%
N4b	обработени со Pro Taper Universal и оптуирани долна третина фиберглас колче	15	12,00%
N5a	обработени со Recipro Blue и оптуирани со гутаперка и силер	15	12,00%
N5b	обработени со Recipro Blue и оптуирани долна третина фиберглас колче	15	12,00%



Графикон 1а. Дистрибуција на испитувани заби според групи



Графикон 16. Дистрибуција на испитувани заби според подгрупи

На табела 2 и графикон 2а, 2б и 2ц се прикажани дескриптивните вредности на испитуваните параметри. Примероците беа поделени во однос на видот на обработката по 35 заби т.е. 28 % застапеност и тоа на: рачни, машински ротациони и машински реципрочни.

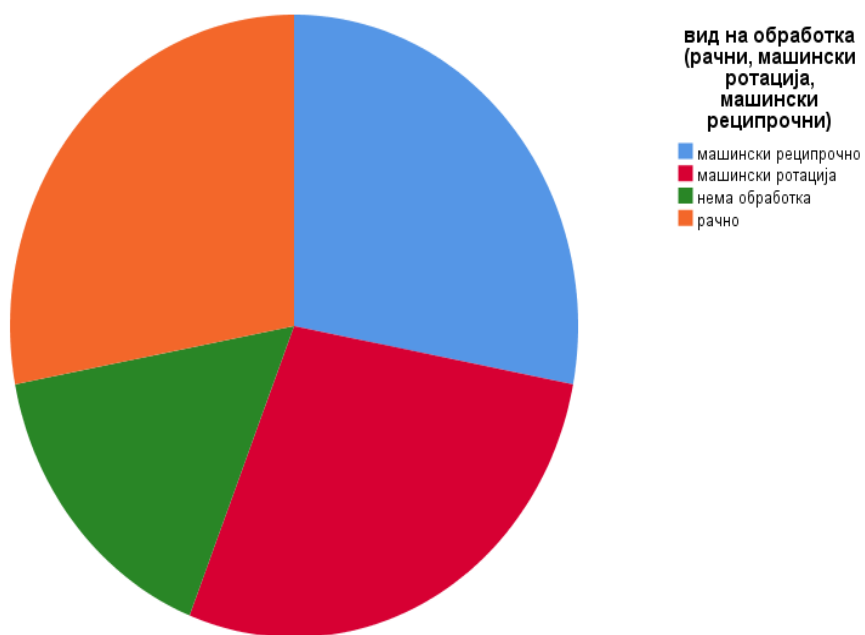
Друг параметар по кој беа разгледувани беше во однос на сложеност на фрактурна линија и тоа на: единечни со помала застапеност (42 заба т.е. 33,60 %) и мултипни со поголема застапеност (83 заби т.е. 66,40 %). А во однос на локализација на фрактурната линија беа: 20 заби (т.е. 16,40 %) мезио-дистални, 32 (т.е. 26,20 %) заби вестибуло-орални и 70 заби (т.е. 57,40 %) комбинирани.

Табела 2. Дескрипција на испитуваните заби според вид на обработка, сложеност и локализација на фрактурна линија

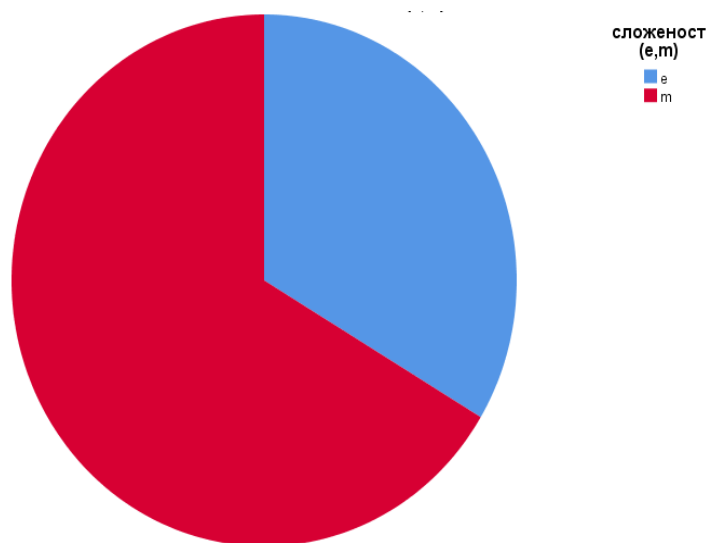
		N	%
вид на обработка (рачни, машински ротација, машински реципрочни)	Рачни	35	28,00 %
	машински ротациони	35	28,00 %
	машински реципрочни	35	28,00 %



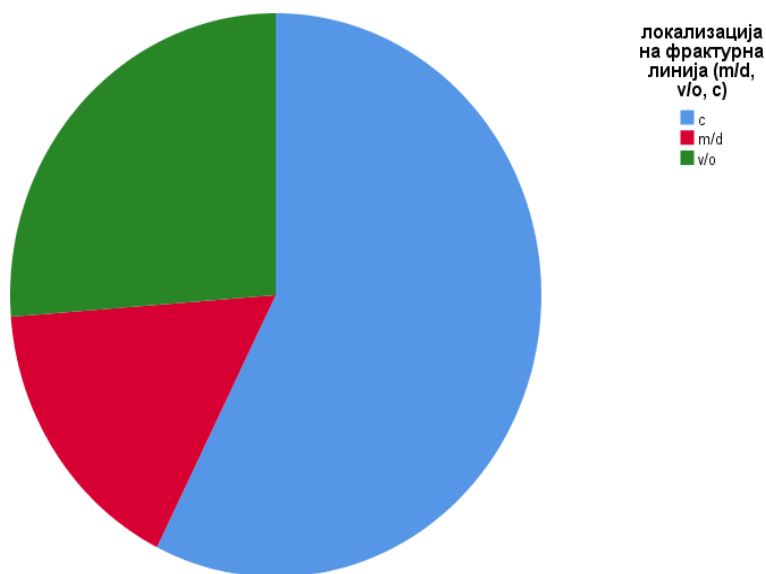
	нема обработка	20	16,00 %
сложеност (е,м)	Е	42	33,60 %
	М	83	66,40 %
локализација на фрактурна линија (m/d, v/o, c)	m/d	20	16,40 %
	v/o	32	26,20 %
	С	70	57,40 %



Графикон 2а. Дескрипција на испитуваните заби според вид на обработка



Графикон 26. Дескрипција на испитуваните заби според сложеност на фрактурна линија



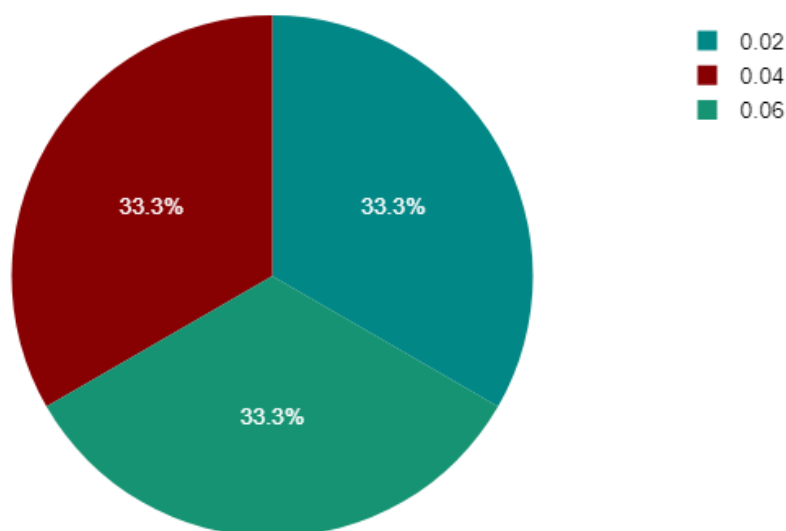
Графикон 2ц. Дескрипција на испитуваните заби според локализација на фрактурна линија

Дистрибуцијата на големината на коницитетот на ендодонтскиот инструмент т.е. постигнатата коничност на ендодонтскиот простор по обработката на коренскиот канал е прикажана на табела 3 и графикон 3. Коничноста со големина 0.02 е регистрирана кај 30 (33,33 %) заби, коничност со големина од 0.04, исто така, кај 30 (33,33 %), додека коничност со големина од 0.06 беше застапена кај 30 (33,33 %) заби.



Табела 3. Дистрибуција според големина на taper - коничност на обработка кај оптурираните заби

<i>Коничност</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
<i>0.02</i>	30	33.33 %
<i>0.04</i>	30	33.33 %
<i>0.06</i>	30	33.33 %
<i>Вкупно</i>	90	100 %
<i>Невалиден.</i>	0	0 %
<i>Вкупно</i>	90	100 %



Графикон 3. Дистрибуција според големина на taper - коничност на обработка кај оптурираните заби

Тестови за нормална дистрибуција на притисок на кршење

На табела 4 и графикон 4 се прикажани четирите статистички тестови кои се користеа за да докажат дали постои нормална дистрибуција на вредностите на сила на притисокот на кршење. Високата p -вредност (поголема од 0,05) сугерира дека податоците не отстапуваат значително од нормалноста и *постои нормална дистрибуција на притисок за кршење*.



Табела 4. Тестови за нормална дистрибуција нумерички податоци – сила на притисок на кршење

	Вредност	р-вредност
Kolmogorov-Smirnov	0.1	$p > 0.05$
Kolmogorov-Smirnov (Lilliefors Corr.)	0.1	$p > 0.05$
Shapiro-Wilk	0.94	$p > 0.05$
Anderson-Darling	1.82	$p > 0.05$



Графикон 4. Хистограм на сила на притисок на кршење (правилна дистрибуција)

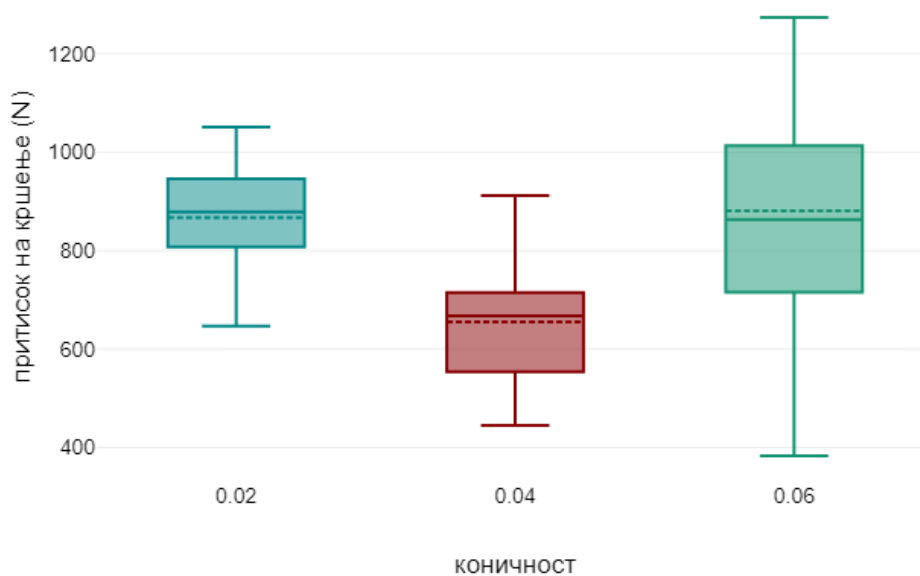
На табела број 4а и графикон број 4а и 4б се прикажани средните вредности на сила на притисок во однос на коничност. За коничност 0.02 просечната вредност на сила на притисокот на кршење изнесува $867,23 \pm 108,76$ (min 647, max 1051), за коничност 0.04 просечната вредност изнесува $654,87 \pm 133,9$ (min 445, max 912), а за коничност 0.06 просечната вредност на сила на притисокот на кршење изнесува $880,77 \pm 214,18$ (min 383, max 1274). Од табелата воочуваме дека на најголема сила на притисок издржа групата на заби со 0.06 коничност, веднаш по неа групата со



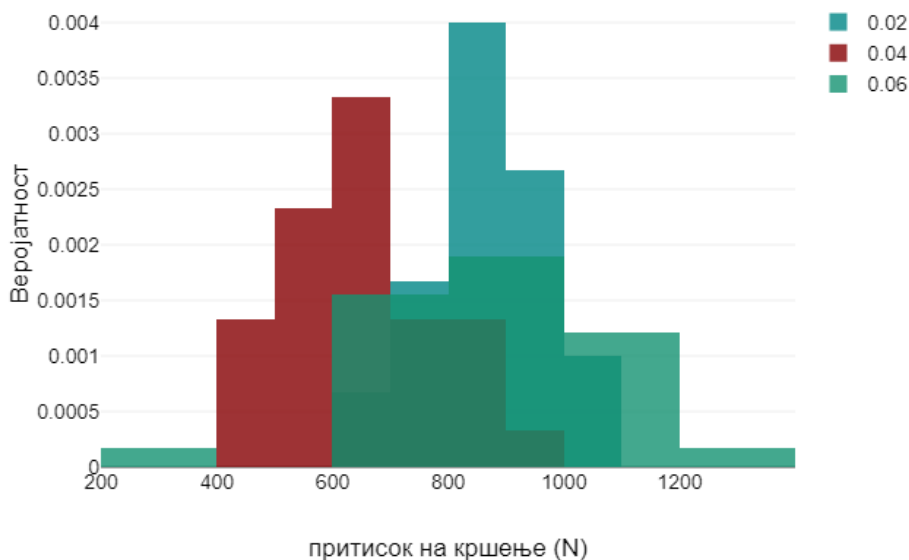
0.02, а на значително помала сила на кршење се скрши групата заби со 0.04 коничност.

Табела 4а. Средни вредности на сила на притисок на кршење во однос на коничност кај оптурираните заби

Коничност	Средни вредности на сила на притисок на кршење				
	N	\bar{X}	σ	min	Max
0.02	30	867,23	108,76	647	1051
0.04	30	654,87	133,9	445	912
0.06	30	880.77	214,18	383	1274



Графикон 4а. Средни вредности на сила на притисок на кршење во однос на коничност кај оптурирани заби



Графикон 46. Средни вредности на сила на притисок на кршење во однос на коничност кај оптурирани заби

Анализа на варијанса (АНОВА)

Еднонасочната анализа на варијанса (АНОВА) укажува дека *постои значајна разлика помеѓу категоријата променливата коничност во однос на категоријата променливата сила на притисок на кршење* ($F=18.64, p<.001$).

Со помош на Бонферони пост-хок тестот се тестирали поединечни разлики меѓу средните вредности на сила на притисокот на кршење во однос на коничноста. Анализата покажа дека постои значајна разлика меѓу коничноста $0.06 - 0.04$ и $0.02 - 0.04$, а додека меѓу $0.02 - 0.06$ не постои значајна разлика во однос на средните вредности на притисокот на кршење. (табела 5 и 5а)

Табела 5. Вредности на Бонферони тестот за секој пар во однос на коничност

Коничност	Бонферони тест
<i>0.02 - 0.04</i>	-5.14*
<i>0.02 - 0.06</i>	0.29
<i>0.04 - 0.06</i>	5.4*

*постои статистички значајна разлика



Табела 5а. Детални вредности на Бонферони тестот за секој пар во однос на коничност кај оптурирани заби

	Значајност на разлика	Стд. грешка	T	p-вредност	95% CI долна граница	95% CI горна граница	
0.02	0.04	-212.37	41.218	-5.15*	<.001	-313.72	-111.01
0.02	0.06	12.11	41.572	0.29	1	-90.11	114.34
0.04	0.06	224.48	41.572	5.4*	<.001	122.25	326.7

*постои статистички значајна разлика

Сила на притисок на кршење по примероци

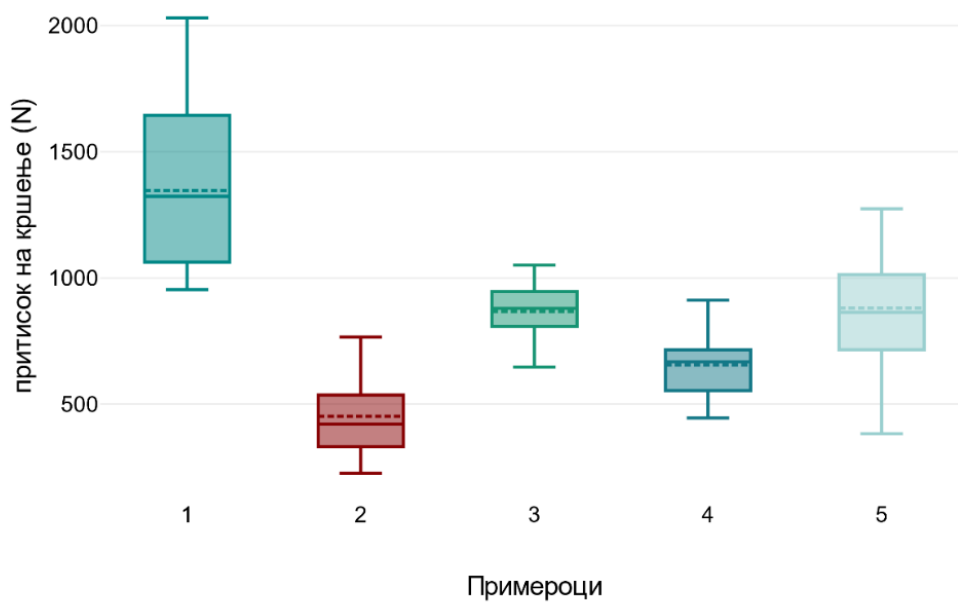
На табела 6 и графикон 6а и 6б се прикажани средните вредности на секоја група поединечно. За група 1 просечната вредност на сила на притисок на кршење изнесуваше $1346,9 \pm 320,25$ (min 954, max 2030). За група 2 просечната вредност изнесуваше $451,93 \pm 171,74$ (min 226, max 766). За група 3 просечната вредност изнесуваше $967,23 \pm 108,76$ (min 647, max 1051). Вредностите за група 4 се $654,87 \pm 133,9$ (min 445, max 912), а за група 5 просечната вредност на сила на притисок на кршење изнесуваше се $880,77 \pm 214,18$ (min 383, max 1274). Од ова воочуваме дека силата на притисок на кршење, меѓу групите се движеше во распон од 226 N до 2030 N.

Табела 6. Средни вредности на сила на притисок на кршење според примероците на заби

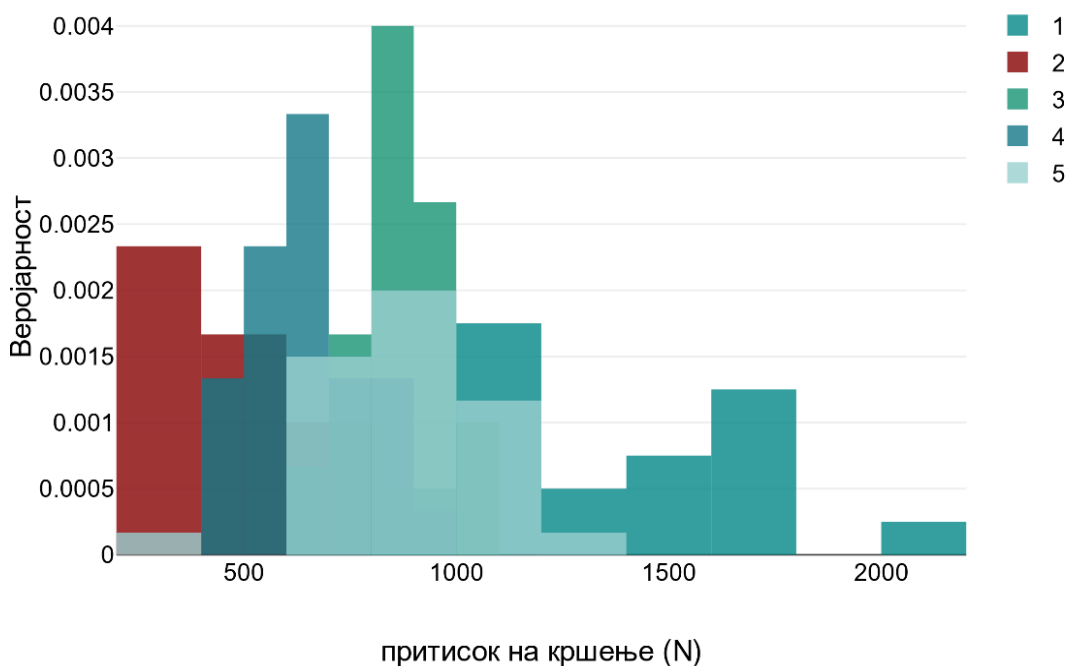
Примерок	Средни вредности на притисок на кршење				
	N	\bar{X}	σ	Min	Max
N1 - интактни заби	20	1346,9	320,25	954	2030



N2 - само инструментирани	15	451,93	171,74	226	766
N3 - обработени со рачни инструменти Hedstrom file 2% и оптурирани	30	867,23	108,76	647	1051
N4 - обработени со PROTAPER Universal 4% и оптурирани	30	654,87	133,9	445	912
N5 - обработени со Reciproc blue со коничност 6% и оптурирани	30	880,77	214,18	383	1274



Графикон ба. Средни вредности на сила на притисок на кршење според примероците на заби



Графикон бб. Средни вредности на сила на притисок на кршење според примероците на заби

Анализата на варијансата (АНОВА)

Анализата на варијансата (АНОВА) покажа дека *постои значајна разлика помеѓу 5те испитувани групи на заби во однос на сила на притисокот на кршење* ($F = 55,94, p = <,001$).

Со помош на Бонферони пост-хок тестот се тестирали поединечни разлики меѓу сила на притисокот на кршење во однос на групите и се констатира дека постојат значајни разлики помеѓу *1-2, 1-3, 1-4, 1-5, 2-3, 2-4, 2-5, 3-4 и 4-5 група*. Нема значајна разлика во однос на сила на притисокот на кршење само помеѓу *третата и петтата група* на заби. (табела 7 и 7а)

Табела 7. Вредности на Бонферони тестот во однос на сила на притисокот на кршење помеѓу испитуваните групи

Група	Бонферони тест
1-2	-13,45*



1-3	-8,53*
1-4	-12,3*
1-5	-8,29*
2-3	-6,74*
2-4	-3,29*
2-5	-6,96*
3-4	4,22*
3-5	-0,27
4-5	-4,49*

*постои статистички значајна разлика

Табела 7а. Детални вредности на Бонферони тестот во однос на сила на притисокот на кршење помеѓу испитуваните групи

Пар група	Просечна разлика	Стандардна грешка	T	P	95% CI долна граница	95% CI горна граница
1 2	-894.97	66.546	-13.45*	<.001	-1092.41	-697.52
1 3	-479.67	56.242	-8.53*	<.001	-646.54	-312.79
1 4	-692.03	56.242	-12.3*	<.001	-858.91	-525.16
1 5	-466.13	56.242	-8.29*	<.001	-633.01	-299.26
2 3	-415.3	61.61	-6.74*	<.001	-598.1	-232.5
2 4	-202.93	61.61	-3.29*	.013	-385.73	-20.13
2 5	-428.83	61.61	-6.96*	<.001	-611.63	-246.03
3 4	212.37	50.304	4.22*	<.001	63.11	361.62
3 5	-13.53	50.304	-0.27	1	-162.79	135.72



4	5	-225.9	50.304	-4.49*	<.001	-375.16	-76.64
---	---	--------	--------	--------	-------	---------	--------

*постои статистички значајна разлика

Сила на притисок на кршење и подгрупи

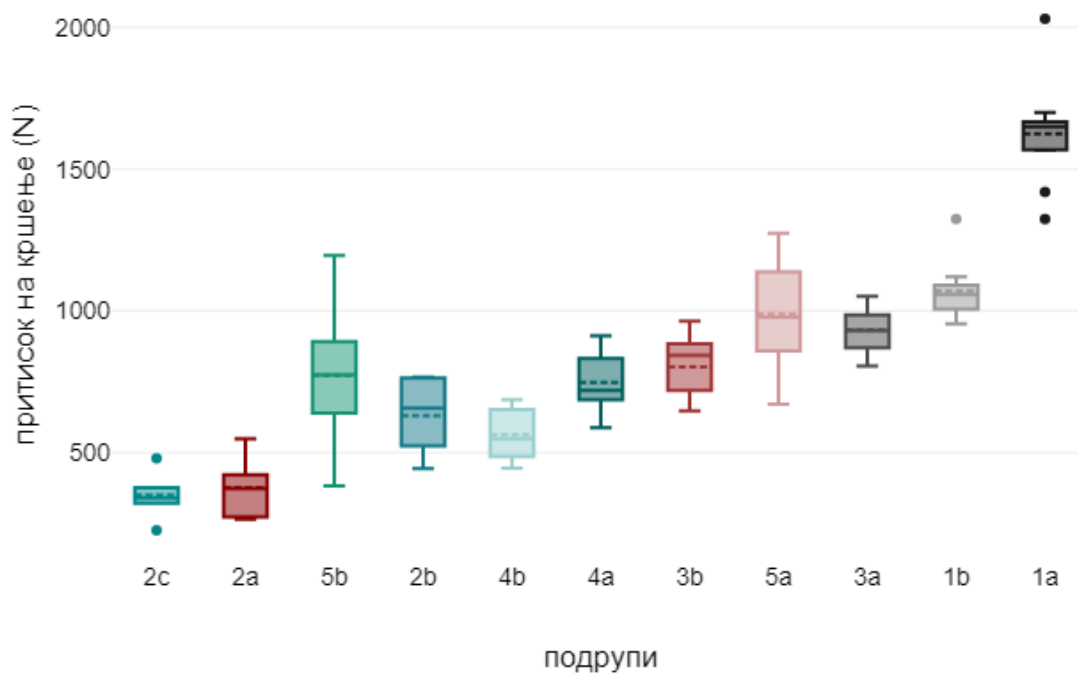
Средните вредности на сила на притисокот на кршење според подгрупи е прикажан на табела 8 и графикон 8а и 8б. За подгрупа 1а просечната вредност на сила на притисок на кршење изнесуваше $1624,4 \pm 186,68$ (min 1323, max 2030). За подгрупа 1б просечната вредност на сила на притисок на кршење изнесуваше $1069,4 \pm 102,66$ (min 954, max 1323). За подгрупа 2а изнесуваше $376,2 \pm 117,15$ (min 265, max 549). Потоа, за подгрупа 2б просечната вредност на сила на притисок на кршење изнесуваше $630,6 \pm 144,01$ (min 444, max 766). За 2в изнесуваше $349 \pm 91,94$ (min 226, max 480). За подгрупата 3а се следниве $932,33 \pm 79,83$ (min 806, max 1051). Подгрупата 3б има $802,13 \pm 95,04$ (min 647, max 963). Понатаму подгрупата 4а има $747,73 \pm 105,05$ (min 588, max 912). Подгрупата 4б е со резултати $562 \pm 87,32$ (min 445, max 686). За подгрупа 5а просечната вредност на сила на притисок на кршење изнесуваше $1011,64 \pm 157,78$ (min 814, max 1274). И за подгрупа 5б просечната вредност на сила на притисок на кршење изнесуваше $772,67 \pm 197,71$ (min 383, max 1196). Од табелата воочуваме дека минимална средна вредност на сила на притисок на кршење има кај 2в подгрупа, односно само обработени заби со 6 % коницитет, а максимална средна вредност на сила на притисок на кршење постои кај 1а подгрупа, односно група на комплетно интактни заби.

Табела 8. Средни вредности на сила на притисок на кршење според подгрупи

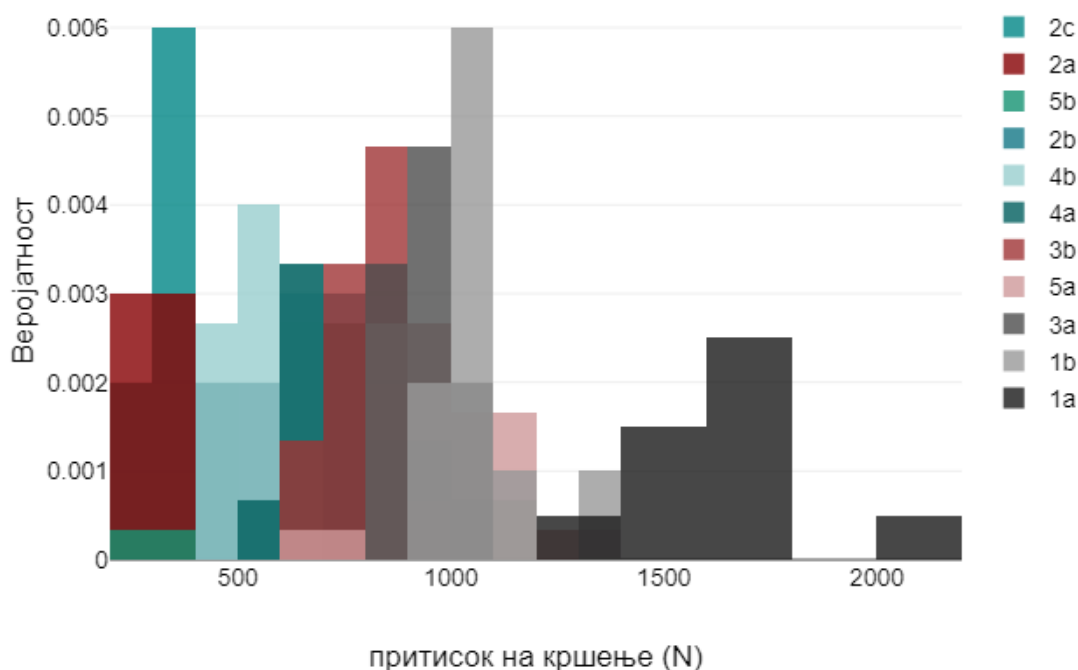
Подгрупи	Средни вредности на сила на притисок на кршење				
	N	\bar{X}	σ	min	Max
интактни со коронка (1а)	10	1624.4	186,68	1323	2030
интактни декоронирани (1б)	10	1069,4	102,66	954	1323
обработени со Hedstrom file (2а)	5	376,2	117,15	265	549
обработени со PROTAPER (2б)	5	630,6	144,01	444	766
обработени со Recipro blue (2в)	5	349	91,94	226	480



обработени со Hedstrom и наполнети (3a)	15	932,33	79,93	806	1051
подгрупа Hedstrom со колче (3b)	15	802,13	95,04	647	963
обработени со PROTAPER и наполнети (4a)	15	747,73	105,05	588	912
подгрупа PROTAPER со колче (4b)	15	562	87,32	445	686
обработени со Resiproс blue и наполнети (5a)	15	1011,64	157,78	814	1274
подгрупа Resiproс blue со колче (5b)	15	772,67	197,71	383	1196



Графикон 8a. Средни вредности на сила на притисок на кршење според подгрупи



Графикон 86. Средни вредности на сила на притисок на кршење според подгрупи

Анализа на варијанса (АНОВА)

Еднонасочната анализа на варијансата укажува дека *постои значајна разлика помеѓу 11-те подгрупи во однос на сила на притисок на кршење* ($F = 61,62, p < ,001$).

Со помош на Бонферони пост-хок тестот се тестирали поединечни разлики на сила на притисокот на кршење помеѓу подгрупите, со што се констатира дека *постои значајна разлика меѓу: 2c - 5b, 2c - 4a, 2c - 3b, 2c - 5a, 2c - 3a, 2c - 1b, 2c - 1a, 2a - 5b, 2a - 4a, 2a - 3b, 2a - 5a, 2a - 3a, 2a - 1b, 2a - 1a, 5b - 4b, 5b - 5a, 5b - 1b, 5b - 1a, 2b - 5a, 2b - 3a, 2b - 1a, 2b - 3a, 4b - 4a, 4b - 3b, 4b - 5a, 4b - 3a, 4b - 1b, 4b - 1a, 4a - 5a, 4a - 3a, 4a - 1b, 4a - 1a, 3b - 5a, 1b - 1a, 5a - 1a, 3a - 1a и 1b - 1a* (Табела 9 и 9а).

Табела 9. Вредности на Бонферони тестот во однос на пар на подгрупи

Подгрупа	Бонферони тест
1a-1b	-9,28*
1a-2a	-17,05*
1a-2b	-12,57
1a-2в	-17,42
1a-3a	-12,68*
1a-3b	-15,07
1a-4a	-16,06*
1a-4b	-19,47*



1a-5a	-11,65*
1a-5б	-15,61*
1б-2a	-9,47*
1б-2б	-5,99
1б-2в	-9,84*
1б-3a	-2,51
1б-3б	-4,9
1б-4a	-5,89*
1б-4б	-9,3*
1б-5a	-1,48
1б-5б	-5,44*
2a-2б	-3,01*
2a-2в	-0,32
2a-3a	-8,06-
2a-3б	-6,17*
2a-4a	-5,38*
2a-4б	-2,69
2a-5a	-8,88*
2a-5б	-5,74*
2б-2в	-3,33
2б-3a	-4,37*
2б-3б	2,48
2б-4a	-1,7
2б-4б	0,99
2б-5a	-5,19*
2б-5б	-2,04
2в-3a	-8,45*
2в-3б	-6,56*
2в-4a	-5,78*
2в-4б	-3,09
2в-5a	-9,27*
2в-5б	-6,14*
3a-3б	-2,47
3a-4a	3,78*
3a-4б	7,59*
3a-5a	-1,16
3a-5б	-6,69
3б-4a	1,11
3б-4б	4,92*



3б-5а	-3,83*
3б-5б	0,6
4а-4б	-3,81*
4а-5а	-4,94
4а-5б	-0,51*
4б-5а	-8,75*
4б-5б	-4,32*
5а-5б	-4,43

*постои статистички значајна разлика

Табела 9а. Детални вредности на Бонферони тестот во однос на пар на подгрупи

Пар на подгрупи	Просечна разлика	Стандард на грешка	T	P	95% CI долна граница	95% CI горна граница
2в 2а	-27.2	84.544	-0.32	1	-315.34	260.94
2в 3б	-453.13	69.03	-6.56*	<.001	-688.4	-217.87
2в 2б	-281.6	84.544	-3.33*	0.064	-569.74	6.54
2в 3а	-583.33	69.03	-8.45*	<.001	-818.6	-348.07
2в 4б	-213	69.03	-3.09	0.14	-448.27	22.27
2в 4а	-398.73	69.03	-5.78*	<.001	-634	-163.47
2в 5б	-423.67	69.03	-6.14*	<.001	-658.93	-188.4
2в 5а	-639.87	69.03	-9.27*	<.001	-875.13	-404.6
2в 1б	-720.4	73.217	-9.84*	<.001	-969.94	-470.86
2в 1а	-1275.4	73.217	-17.42*	<.001	-1524.94	-1025.86
2а 3б	-425.93	69.03	-6.17*	<.001	-661.2	-190.67
2а 2б	-254.4	84.544	-3.01	0.177	-542.54	33.74
2а 3а	-556.13	69.03	-8.06*	<.001	-791.4	-320.87
2а 4б	-185.8	69.03	-2.69	0.45	-421.07	49.47
2а 4а	-371.53	69.03	-5.38*	<.001	-606.8	-136.27
2а 5б	-396.47	69.03	-5.74*	<.001	-631.73	-161.2
2а 5а	-612.67	69.03	-8.88*	<.001	-847.93	-377.4
2а 1б	-693.2	73.217	-9.47*	<.001	-942.74	-443.66
2а 1а	-1248.2	73.217	-17.05*	<.001	-1497.74	-998.66
3б 2б	171.53	69.03	2.48	0.793	-63.73	406.8
3б 3а	-130.2	48.811	-2.67	0.482	-296.56	36.16
3б 4б	240.13	48.811	4.92*	<.001	73.77	406.49
3б 4а	54.4	48.811	1.11	1	-111.96	220.76
3б 5б	29.47	48.811	0.6	1	-136.89	195.83
3б 5а	-186.73	48.811	-3.83*	0.012	-353.09	-20.37
3б 1б	-267.27	54.573	-4.9*	<.001	-453.26	-81.27



36	1a	-822.27	54.573	-	<.001	-1008.26	-636.27
				15.07			
				*			
26	3a	-301.73	69.03	-4.37*	0.001	-537	-66.47
26	4б	68.6	69.03	0.99	1	-166.67	303.87
26	4a	-117.13	69.03	-1.7	1	-352.4	118.13
26	5б	-142.07	69.03	-2.06	1	-377.33	93.2
26	5a	-358.27	69.03	-5.19*	<.001	-593.53	-123
26	1б	-438.8	73.217	-5.99*	<.001	-688.34	-189.26
26	1a	-993.8	73.217	-	<.001	-1243.34	-744.26
				13.57			
				*			
3a	4б	370.33	48.811	7.59*	<.001	203.97	536.69
3a	4a	184.6	48.811	3.78*	0.013	18.24	350.96
3a	5б	159.67	48.811	3.27	0.078	-6.69	326.03
3a	5a	-56.53	48.811	-1.16	1	-222.89	109.83
3a	1б	-137.07	54.573	-2.51	0.738	-323.06	48.93
3a	1a	-692.07	54.573	-	<.001	-878.06	-506.07
				12.68			
				*			
4б	4a	-185.73	48.811	-3.81*	0.012	-352.09	-19.37
4б	5б	-210.67	48.811	-4.32*	0.002	-377.03	-44.31
4б	5a	-426.87	48.811	-8.75*	<.001	-593.23	-260.51
4б	1б	-507.4	54.573	-9.3*	<.001	-693.4	-321.4
4б	1a	-1062.4	54.573	-	<.001	-1248.4	-876.4
				19.47			
				*			
4a	5б	-24.93	48.811	-0.51	1	-191.29	141.43
4a	5a	-241.13	48.811	-4.94*	<.001	-407.49	-74.77
4a	1б	-321.67	54.573	-5.89*	<.001	-507.66	-135.67
4a	1a	-876.67	54.573	-	<.001	-1062.66	-690.67
				16.06			
				*			
5б	5a	-216.2	48.811	-4.43*	0.001	-382.56	-49.84
5б	1б	-296.73	54.573	-5.44*	<.001	-482.73	-110.74
5б	1a	-851.73	54.573	-	<.001	-1037.73	-665.74
				15.61			
				*			
5a	1б	-80.53	54.573	-1.48	1	-266.53	105.46
5a	1a	-635.53	54.573	-	<.001	-821.53	-449.54
				11.65			
				*			
1б	1a	-555	59.782	-9.28*	<.001	-758.75	-351.25

*постои статистички значајна разлика



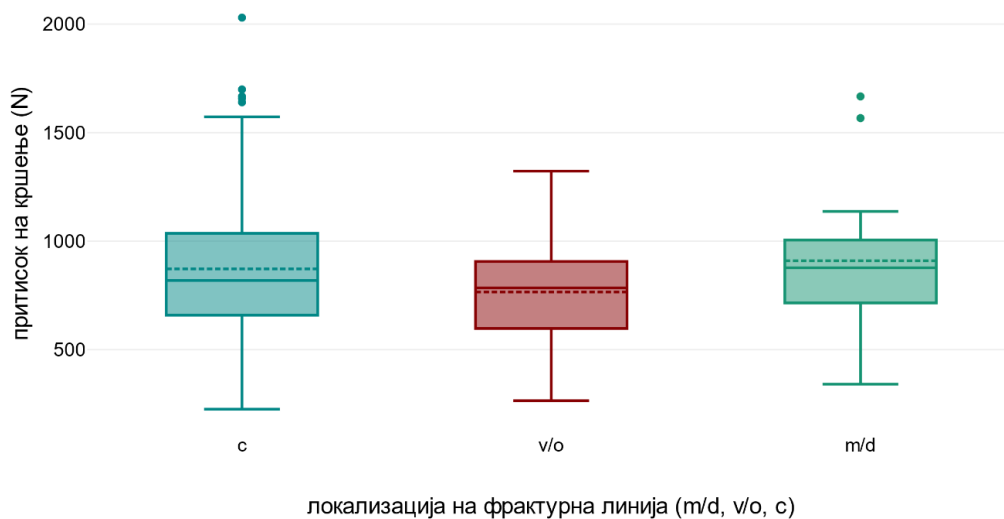
Сила на притисок на кршење и локализација на фрактурна линија

Во однос на локализацијата, фрактурните линии беа поделени на вестибуло-орални, мезио-дистални и комбинирани.

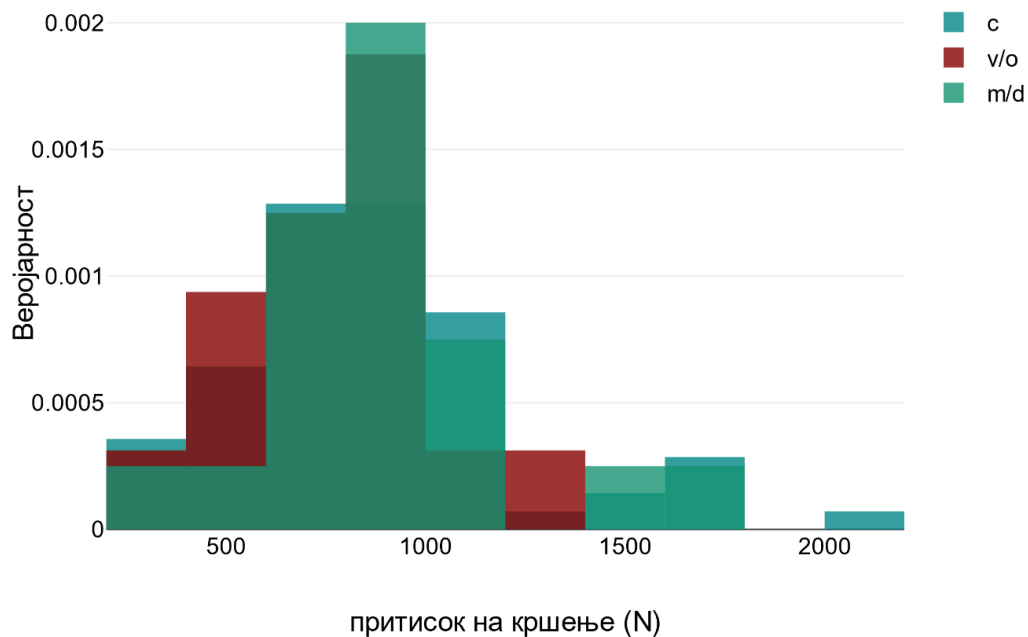
Вестибуло-орални фрактурни линии имаше вкупно 32, кои имаа средна вредност на сила на притисок на кршење $765,97 \pm 254$ (min 265, max 1323). Фрактурни линии во мезио-дистален правец имаше 20, кои имаа средна вредност на сила на притисок на кршење $909,8 \pm 307,61$ (min 341, max 1667). И комбинирани фрактурни линии имаше вкупно 70. Средната вредност на сила на притисокот на кршење изнесуваше $872,03 \pm 357,17$ (min 226, max 2030). (табела 10, графикон 10а, 10б)

Табела 10. Средни вредности на сила на притисок на кршење во однос на локализација на фрактурната линија

Локализација	Средни вредности на сила на притисок на кршење				
	N	\bar{X}	σ	min	max
v/o	32	765,97	254,98	265	1323
m/d	20	909,8	307,61	341	1667
C	70	872.03	357,17	226	2030



Графикон 10а. Средни вредности на сила на притисок на кршење во однос на локализација на фрактурната линија



Графикон 10б. Средни вредности на сила на притисок на кршење во однос на локализација на фрактурната линија



Анализа на варијанса

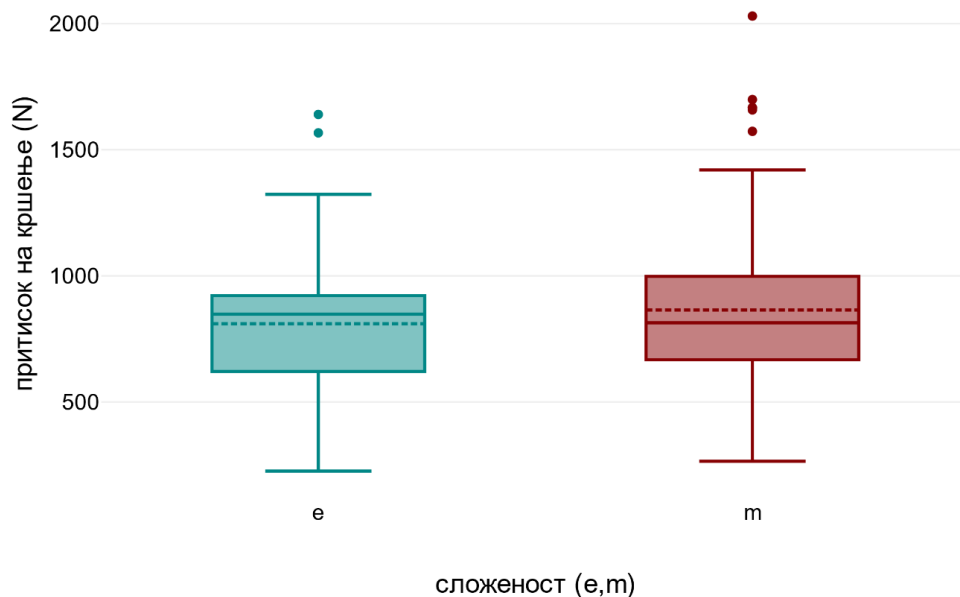
Еднонасочна анализа на варијансата покажа дека нема значајна разлика помеѓу категориски променливата локализација на фрактурна линија (*m/d, v/o, c*) во однос на категориски променливата сила на притисок на кршење ($F = 1,56, p = 0.214$).

Сила на притисок на кршење и сложеност

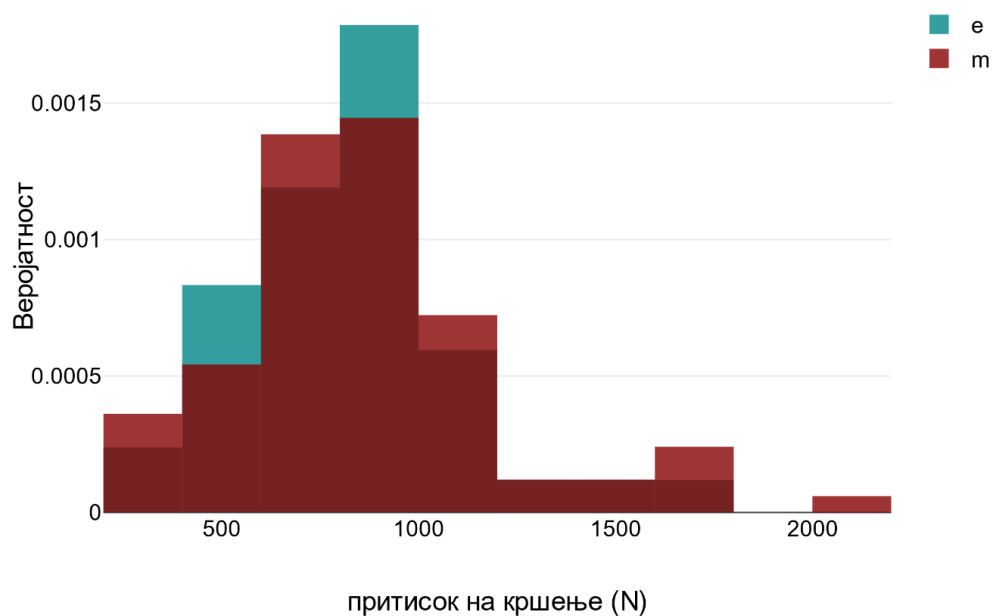
Во однос на сложеноста, фрактурната линија беше поделена на единечна и мултипна. Единечни фрактурни линии имаше вкупно 42 кои настанаа на средна вредност на сила на притисок на кршење $810,38 \pm 288,38$ (min 226, max 1640). Мултипли фрактурни имаше 83, кои имаа средна вредност на сила на притисок на кршење $964,66 \pm 341,29$ (min 265, max 2030) (табела 11, графикон 11a и 11b)

Табела 11. Средна вредност на сила на притисок на кршење во однос на сложеност на фрактурна линија

Сложеност	Средна вредност на сила на притисок на кршење				
	N	\bar{X}	σ	min	Max
E	42	810,38	288,58	226	1640
M	83	864,66	341,29	265	2030



Графикон 11а. Средна вредност на сила на притисок на кршење во однос на сложеност на фрактурна линија



Графикон 11б. Средна вредност на сила на притисок на кршење во однос на сложеност на фрактурна линија



T-тест за независни примероци

T-тестот за независни примероци (претпоставени еднакви варијанси) покажа дека помеѓу сложеноста на фрактурата (единечни и мултипни фрактурни линии) во однос на зависната променлива сила на притисок на кршење (N) не постои статистички значајна разлика, $t(123) = -0,88$, $[p = .379, 95\%, CI = -176,22, 67,66]$.

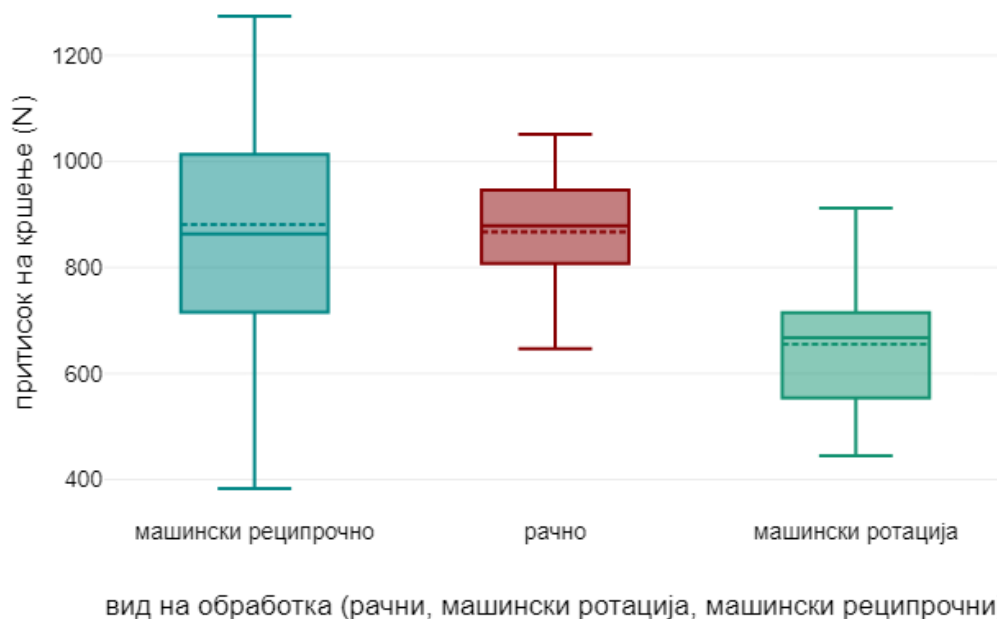
Сила на притисок на кршење и вид на обработка

Според видот на обработката на ендопросторот забите се поделија на: рачно обработени, машински обработени ротационо и машински обработени реципрочно. Но притоа беа разгледани и споредени само забите обработени со овие типови и се оптурирани.

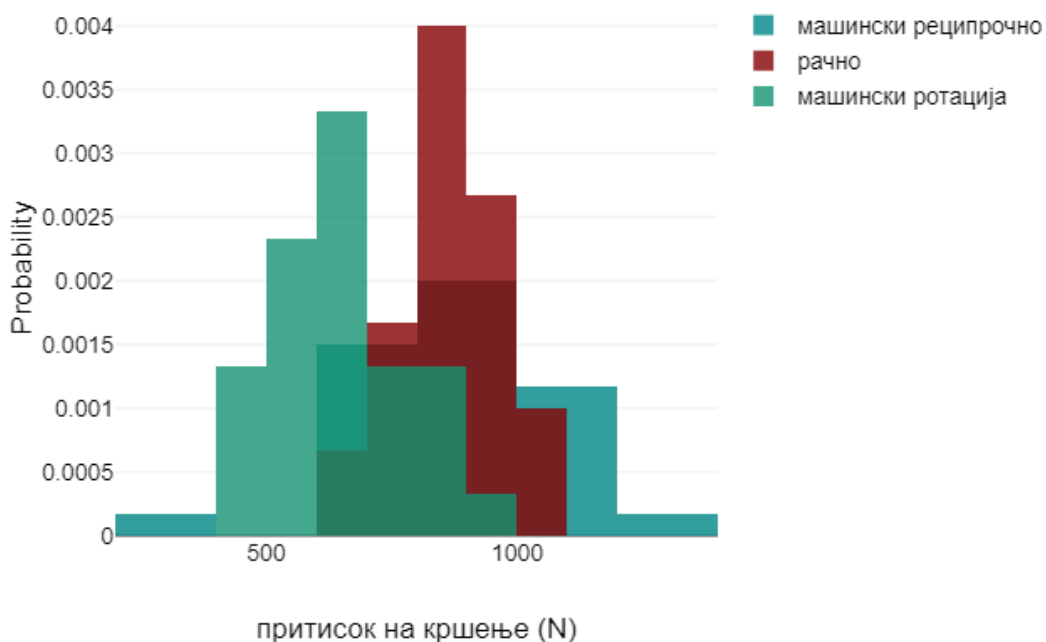
Па така, рачно обработените заби беа 30 на број и кршењето настана на $867,23 \pm 108,76$ (min 647, max 1051). Машински обработените со ротациони движења беа исто така 30 на број, со средна вредност на кршење $654,87 \pm 133,9$ (min 445, max 912). Додека машински обработените со реципрочни движења $880,77 \pm 214,18$ (min 383, max 1274). (табела 12, графикон 12а, 12б).

Табела 12. Средна вредност на сила на притисок на кршење во однос на видот на обработката кај оптурирани заби

Вид на обработка	Средна вредност на притисок на кршење				
	N	\bar{X}	σ	min	max
Рачно	30	867,23	108,76	647	1051
Машинска ротација	30	654,87	133,9	445	912
Машински реципрочно	30	880,77	214,18	383	1274



Графикон 12а. Средна вредност на сила на притисок на кршење во однос на видот на обработката кај оптурирани заби



Графикон 12б. Средна вредност на сила на притисок на кршење во однос на видот на обработката кај оптурирани заби



Анализа на варијанса

Еднонасочна анализа на варијансата покажа дека *постои статистички значајна разлика помеѓу категориски променливата вид на обработка во однос на категориски променливата сила на притисок на кршење*. ($F = 19,1$, $p = <,001$)

Со користењето на Бонферони пост-хок тестот се тестирани поединечни разлики меѓу сила на притисокот на кршење и видот на обработка, со што се констатира дека постои значајна разлика меѓу *ручно-машински ротација и машински ротација - машински реципрочно*. Додека не постои статистички значајна разлика меѓу *ручно-машински реципрочно*. (Табела 13 и 13а)

Табела 13. Вредности на Бонферони тестот во однос на видот на обработка кај оптурирани заби

Вид на обработка	Бонферони тест
ручно-машински ротација	-5.18*
ручно-машински реципрочно	0.33
машински ротација-машински реципрочно	5.51*

*постои статистички значајна разлика

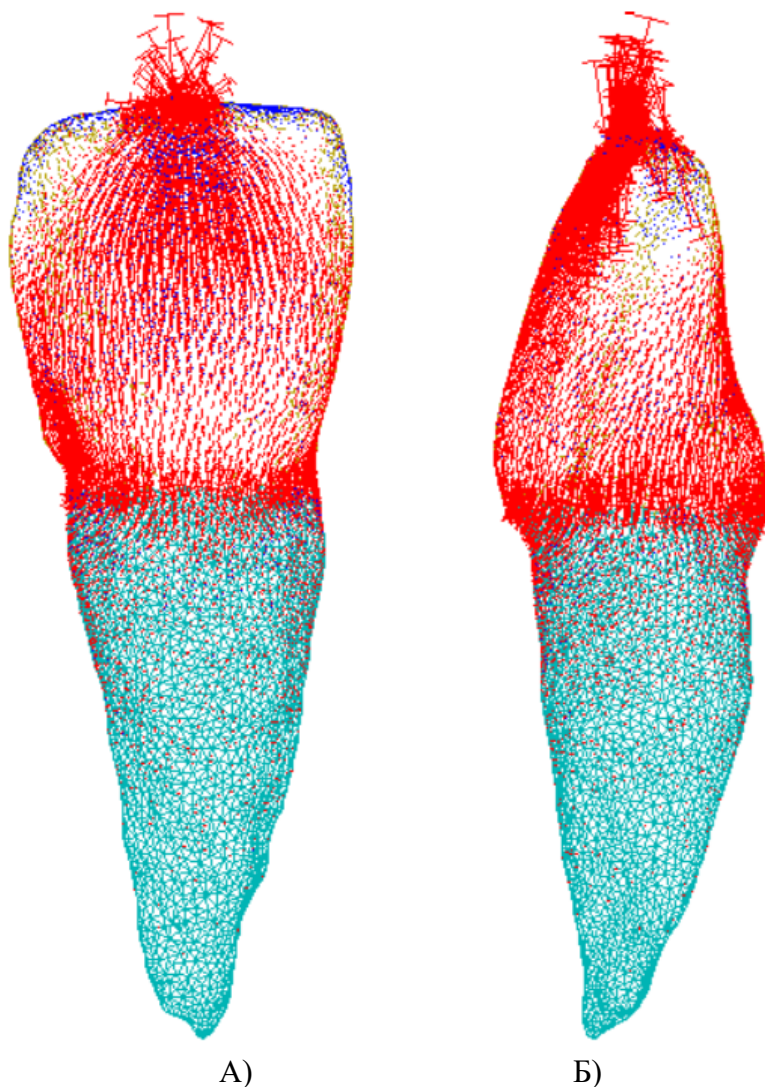
Табела 13а. Детални вредности на Бонферони тестот во однос на видот на обработка кај оптурирани заби

Пар на вид на обработка	Значајност на разлика	Стандардна грешка	T	p-вредност	95% CI долна граница	95% CI горна граница
машински реципрочно / машински ротација	225.9	40.997	5.51*	<.001	125.11	326.69



Пар на вид на обработка	Значајна разлика	Стандардна грешка	T	p-вредност	95% CI долна граница	95% CI горна граница	
машински реципрочно	Рачно	13.53	40.997	0.33	1	-87.26	114.32
машински ротација	Рачно	-212.37	40.997	5.18*	<.001	-313.16	-111.58

*постои статистички значајна разлика

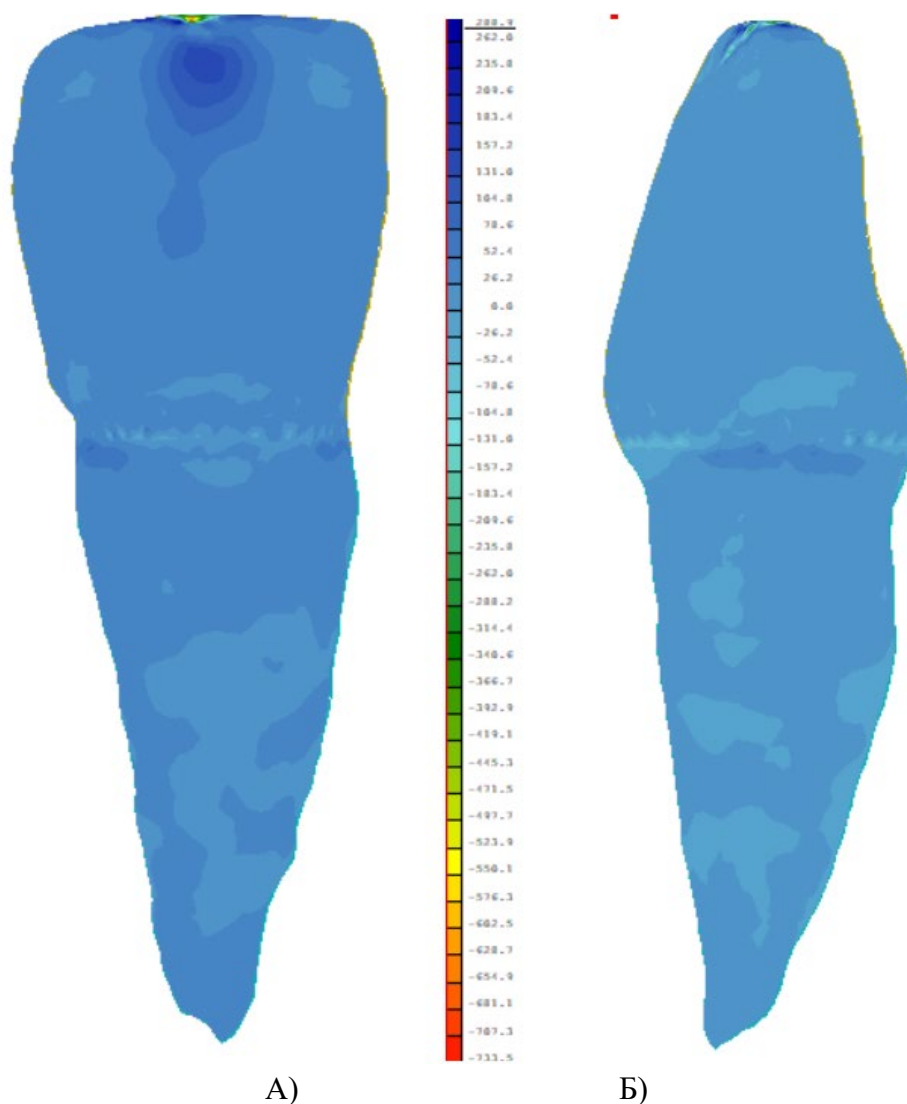
**7.1. РЕЗУЛТАТИ ОД СОФТВЕРСКИОТ ДЕЛ**

Слика 24: Приказ на напрегањето (стрес концентрација и дистрибуција) кај МоКЕ 1(1а)-интактен заб
А) прикажан од фронтално
Б) прикажан од апроксимално

На слика 24 се прикажани главните напрегања кај интактен заб (МоКЕ1) при апликација на сила. Напрегањата се претставени со вектори, кои помагаат да се согледа дистрибуцијата на напрегањата низ забот, како и траекторијата на пренос на силата од зоната на нејзината апликација до контактната површина на забот со ексмал материјалот од моделот (имитација на физичкиот дел). Деловите од графикот каде што векторите се згуснати укажува на зони со концентрација на напрегањата. Со ова местата со најголема стрес концентрација се локализирани претежно инцизално во средишниот дел т.е. на местото каде што е аплицирана силата на



притисок. Исто така, максимална стрес концентрација се детектира и во пределот на цервиксот на забот и тоа и од вестибуларна и од палатинална страна со поголема концентрација на емајло-цементното споиште и тоа со преминација кон коронарно. Прогресивно намалување на стрес концентрацијата постои движејќи се кон внатрешните слоеви на забот. Најголема концентрација на стрес има во површинските слоеви на емајлот, со што највнатрешните слоеви на дентинот се засегнати со најмала стрес концентрација. Помали напрегања има во средната третина на коронката, а минимални има во апексот на забот.



Слика 25: Приказ на прво главно напрегање кај МоКЕ 1(1а)-интактен забот

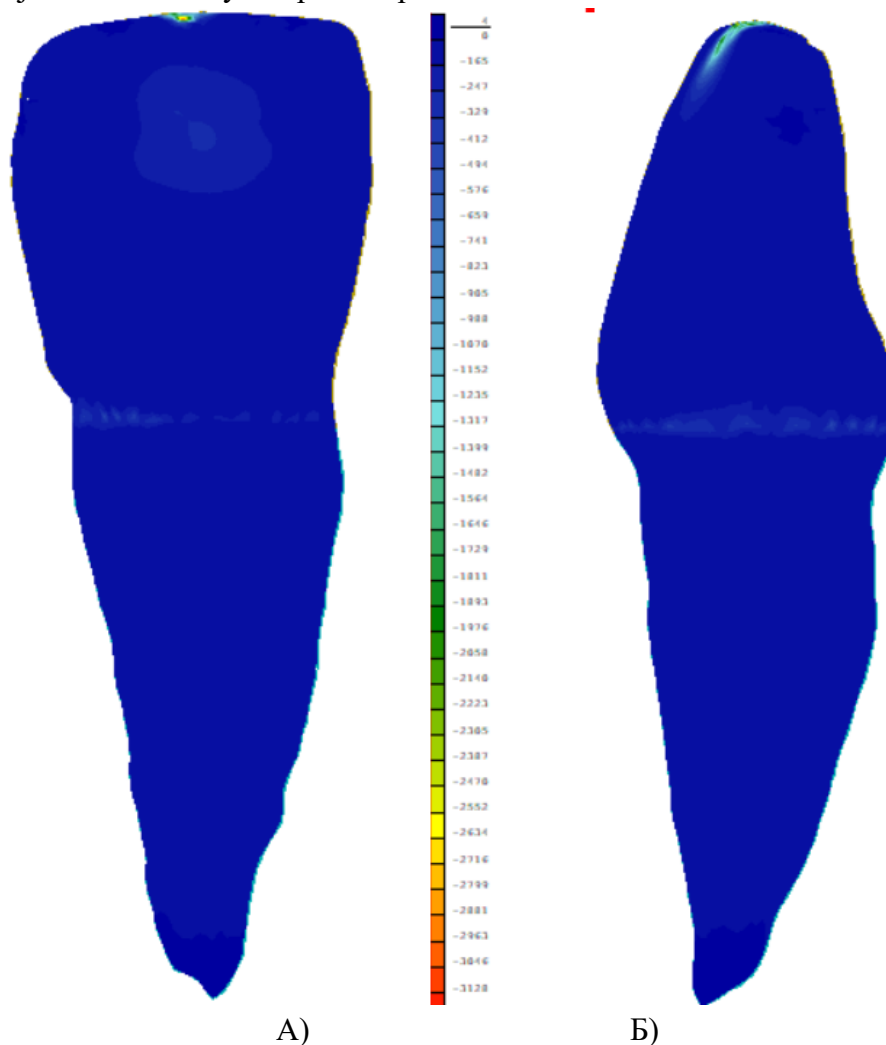
А) прикажан вестибуларно

Б) прикажан од апроксимално

На слика 25 се прикажани првите главни напрегања, односно максималните напрегања на затегнување. Овој графикон дава и нумеричка илустрација на интензитетот на напрегањата во одредени зони на забот. Со оглед на тоа дека забот



подлежи на сила на притисок, овие напрегања се мали и се речиси во целиот заб помали од максималните напрегања на затегнување кои може да ги пренесе дентинот, околу 100 МРа. На оваа слика може да се види првата критична точка во која ќе се предизвика кршење на дентинот. Бидејќи забот е притиснат од озгора, тој ќе се деформира редуцирајќи ја неговата должина во висина (z-правец) и ширејќи се во x- (мезио-дистална ширина) и у-правец (вестибуло-орална ширина). Дебелината на забот во x-правец е многу поголема од таа во у-правец и затоа критичната точка од напрегањата на затегнување се појавува на вестибуларна површина од забот. Во доменот на линеарна анализа може само да се претпостави дека ова ќе биде втора точка на кршење на материјалот и истата преку фрактура ќе се поврзе со точката на апликација каде ќе се случи првото кршење на дентинот.



Слика 26: Приказ на трето главно напрегање кај МоКЕ 1 (1a)-интактен заб

А) прикажан од фронтално

Б) прикажан од апроксимално

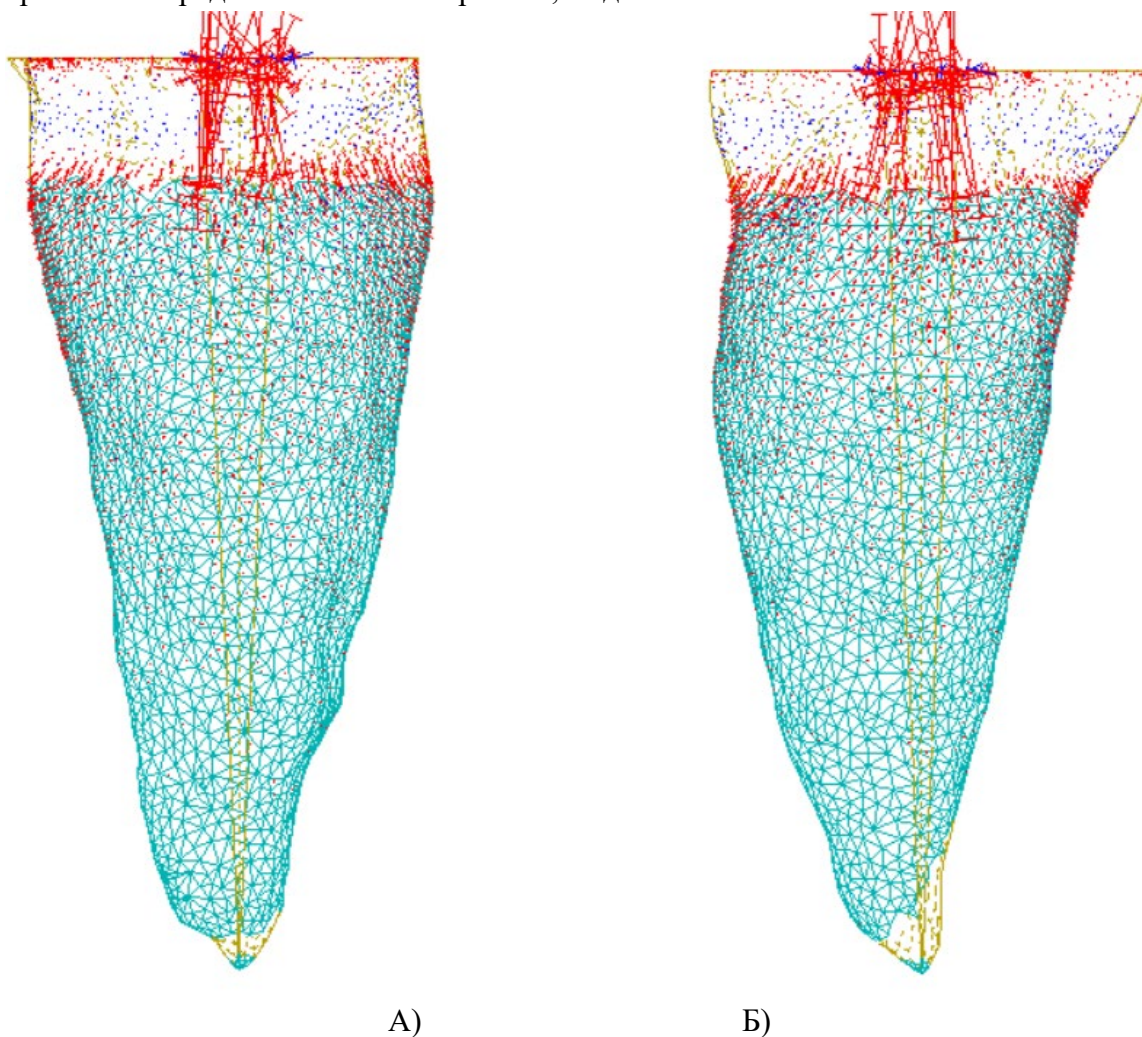
Третите главни напрегања, односно максималните напрегањата на притисок се прикажани на слика 26. Од нумеричките вредности може да се заклучи дека



речиси целиот заб е во напрегање кое е блиску до граничната носивост на притисок на дентинот, околу 235 МРа.

И овој график покажува една критична точка во која се надминуваат максималните напрегања на притисок кои може да ги пренесе дентинот. Оваа точка се наоѓа во непосредна близина на точката на лом од напрегањата на затегнување и би се очекувало фрактурата на забот да продолжи до неа.

Сумирајќи ја анализата на конечни елементи и поврзувајќи ги местата на напрегања и точките на лом од првите и третите главни напрегања, се создава линија на кршење која во однос на локализација би имала вестибуло-орален правец, а во однос на сложеност би била единечна. Исто така со подложувањето на моделот на просечната вредност на сила на кршење, моделот е во зона лом.

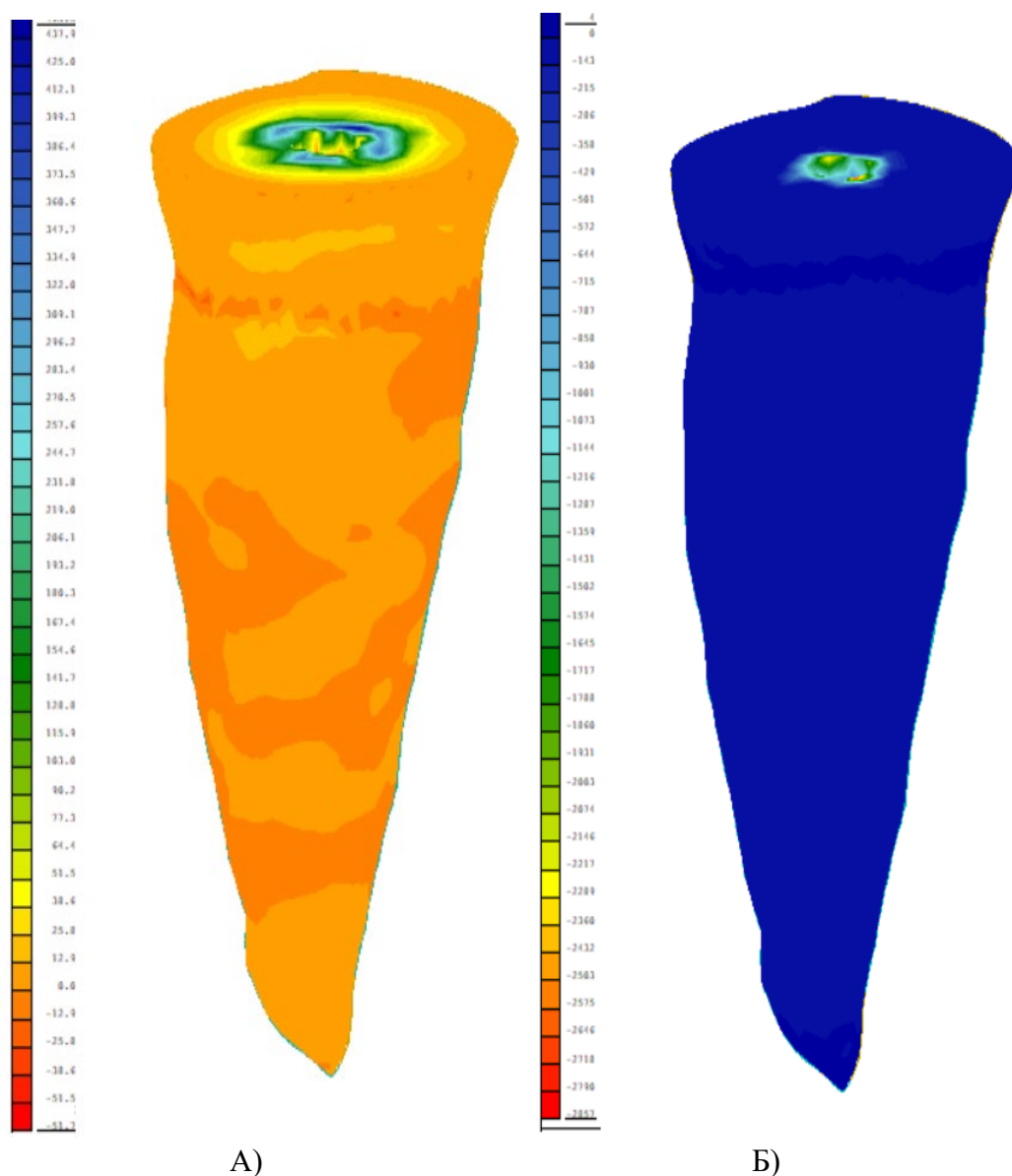


Слика 27: Приказ на стрес концентрација и дистрибуција кај МоКЕ 2 (1б) – интактен декорониран заб

- A) прикажан од вестибуларно
- B) прикажан од апроксимално



На слика 27 се прикажани концентрацијата и дистрибуцијата на главните напрегања кај интактен декорониран заб т.е. МоКЕ 2. Според густината на векторите може да се заклучи дека концентрацијата на напрегањата е повторно во точката на апликација на товарот и зоната на граничните услови, односно ограничувањето на поместувањата и ротациите. Со ова максималната стрес концентрација освен на местото на аплицираната сила на притисок се наоѓа и на коронарно-коренско спојување. Прогресивно намалување на стрес концентрацијата постои движејќи се кон апикално.



Слика 28: Приказ на главни напрегања кај МоКЕ 2 (16) – интактен декорониран заб
 А) прво главно напрегање
 Б) трето главно напрегање

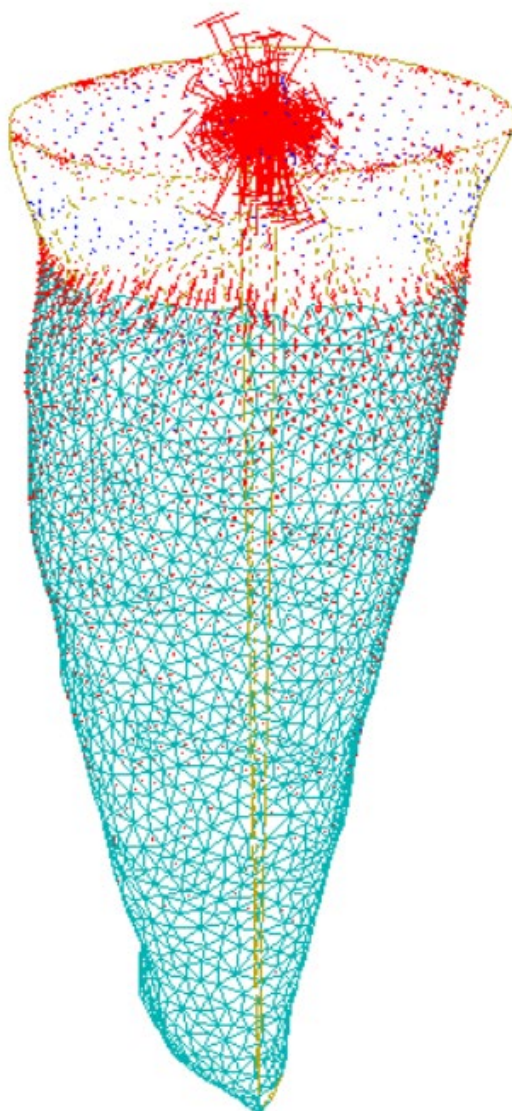


Слика 28 А) е графикон кој го покажува првото главно напрегање. Како што може да се види од спектарот на напрегања, целиот заб, исклучувајќи ја зоната на апликација на силата, е во зона со ниски напрегања на затегнувања кои се помали од точката на лом на дентинот при затегнување. Тоа е очекувано затоа што речиси целиот заб се наоѓа во модел од ексмал кој не дозволува забот да се шири и така се ограничени и напрегањата на затегнување.

Во спротивност на тоа, ограничувањето истиот да се шири, прави тој да е под притисок во целиот волумен, што може да се види од слика 28 Б), каде што се прикажани третите главни напрегања, односно максималните напрегања на притисок.

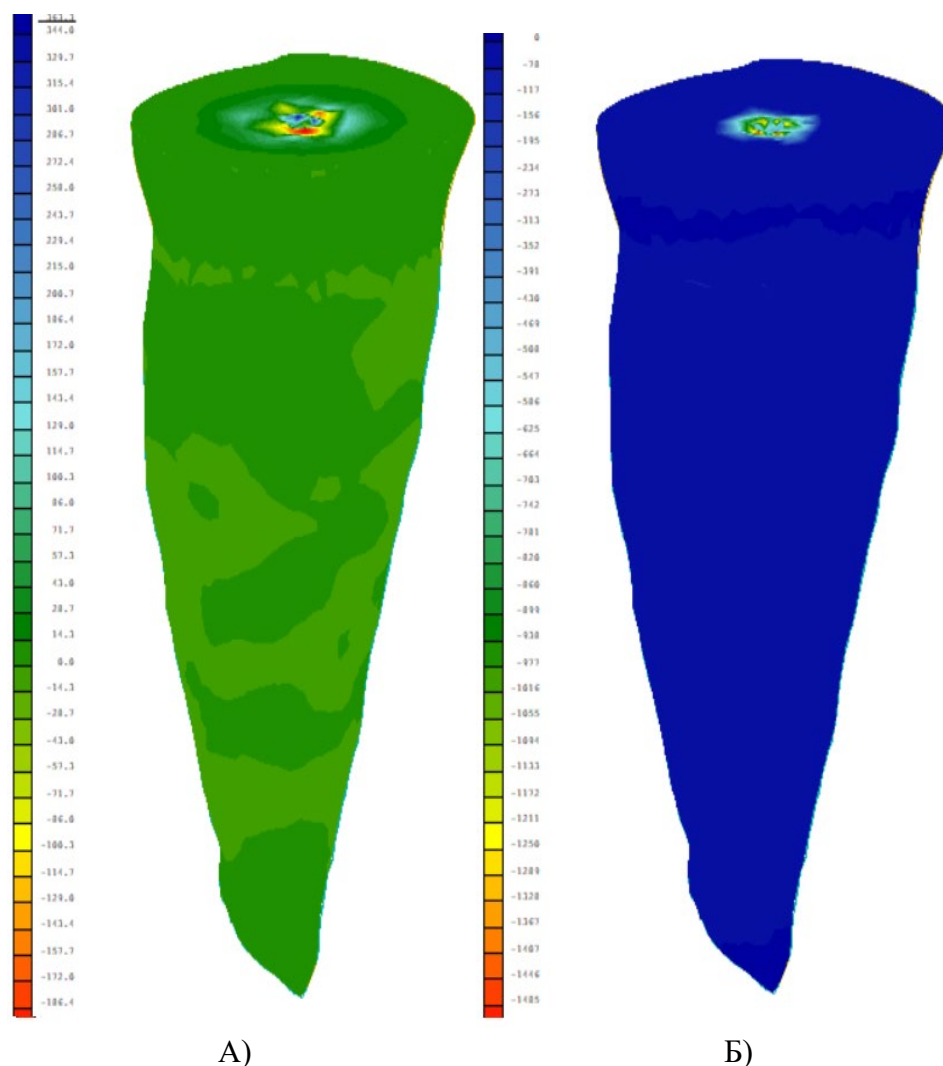
Силата на забот се аплицира преку дентинот и преку пулпата. Бидејќи пулпата има низок јунгов модул, таа претрпува високи деформации и речиси не учествува во преносот на товарот до ексмалот.

Според слика 28 А) и слика 28 Б) може да се заклучи дека откако ќе настане лом на дентинот во зоната на апликација на товарот, следна точка на лом која би ја оформила линијата на фрактура, би била точка со максимален притисок во горната зона на дефинираните гранични услови, што може да се воочи на слика 28 Б) и се наоѓа во пределот на вратот на забот.



Слика 29: Приказ на концентрацијата и дистрибуцијата на напрегањата кај МоКЕ 3 (2a) – само обработен заб со 2 % коницитет

При споредба на МоКЕ 1 и МоКЕ 3, учеството на пулпата во целокупната крутост на забот иако е мало, сепак не е занемарливо. Тоа може да се воочи ако се споредат напрегањата на интактните заби и декоронирани само обработени заби со 2 % коничност (слика 24 и слика 29). Не постои голема разлика во однос на концентрацијата и дистрибуцијата на напрегањата. И кај овој тип, тие се во зоната на аплицирање на товарот и најгорниот слој јазли со гранични услови. Од пределот на вратот на забот, каде што се најконцентрирани, постепено напрегањата се намалуваат движејќи се кон апикално со што врвот на забот речиси и да нема напрегање.



Слика 30: Приказ на главни напрегања кај МоКЕ 3 (2а)- само обработен заб со 2 % коницитет

А) прво главно напрегање

Б) второ главно напрегање

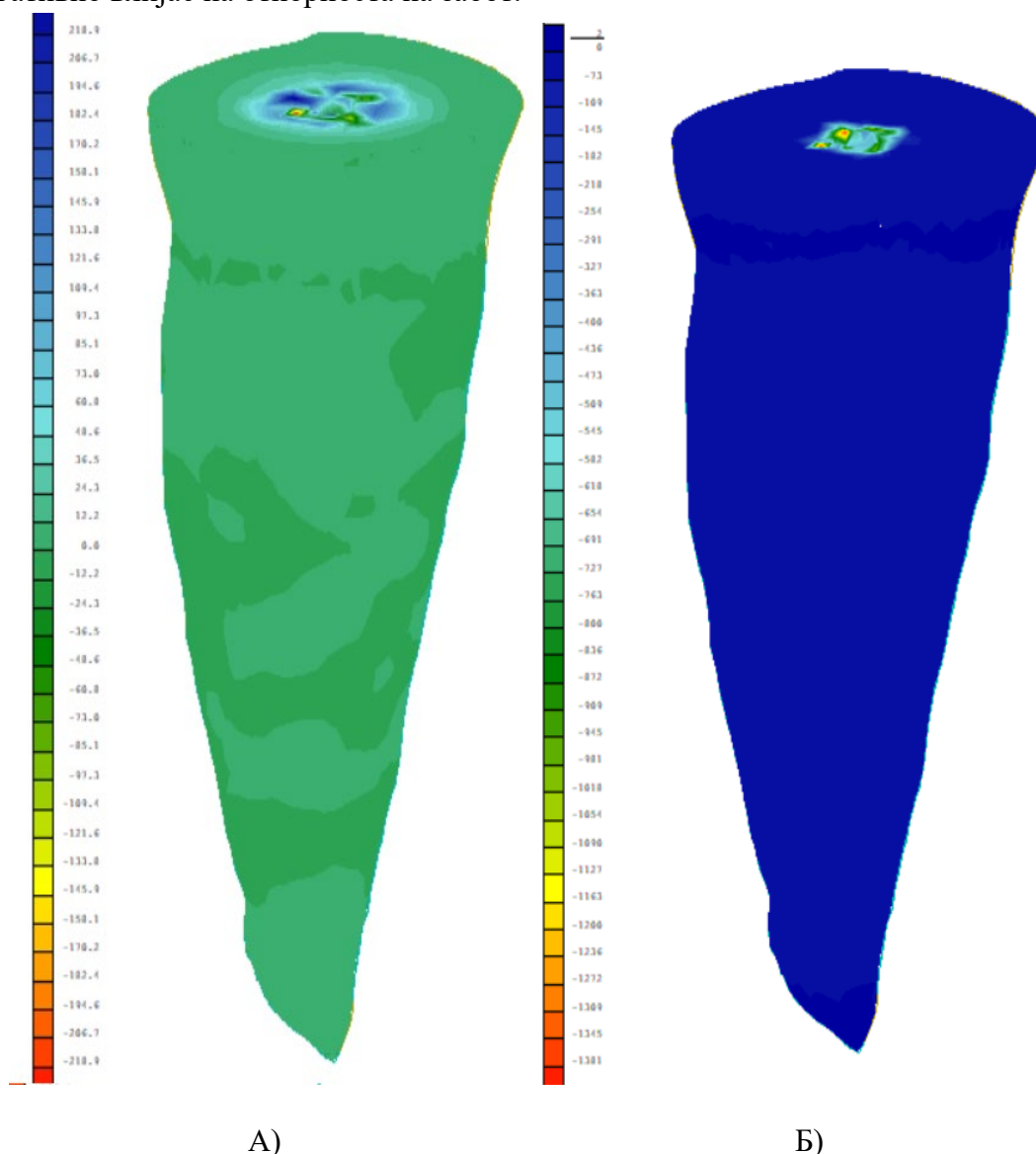
Кај првите и третите главни напрегања, максималните напрегања на затегнување и притисок соодветно (слика 30 А и 30 Б), исто така нема голема разлика во однос на достигнатите напрегања. Разликата е во тоа што кај необработениот модел овие напрегања се добиени со товарење на забот со сила од 1070 N, додека кај обработениот заб со 2 % коничност силата на товарење е само 376 N.

Ова укажува дека само обработениот заб поради изгубената хомогеност и постоење на шуплина во каналот значително ја губи крутоста и способноста да пренесе товар кон околината т.е. Екмалот. Како дополнение на ова, може да се



претпостави и дека механичката обработка на дентинот исто така влијае негативно на неговата крутост т.е. цврстина.

Ако се направи компарација на моделите кои се обработени со различен процент на коницитет т.е. 2 %, 4 % и 6 % (МоКЕ 3, МоКЕ 4 и МоКЕ 5) може да се заклучи дека зголемувањето на коницитетот значи и ослабнување на крутоста на забот. Ако се спореди интензитетот на напрегањата на слика 30 А) и 30 Б), со слика 31 А) и 31 Б), односно слика 32 А) и 32 Б), се гледа дека напрегањата се поголеми кај поголемиот коницитет. Имајќи предвид дека овие симулации се направени со непроменет интензитет на силата, се потврдува дека зголемувањето на коницитетот негативно влијае на отпорноста на забот.

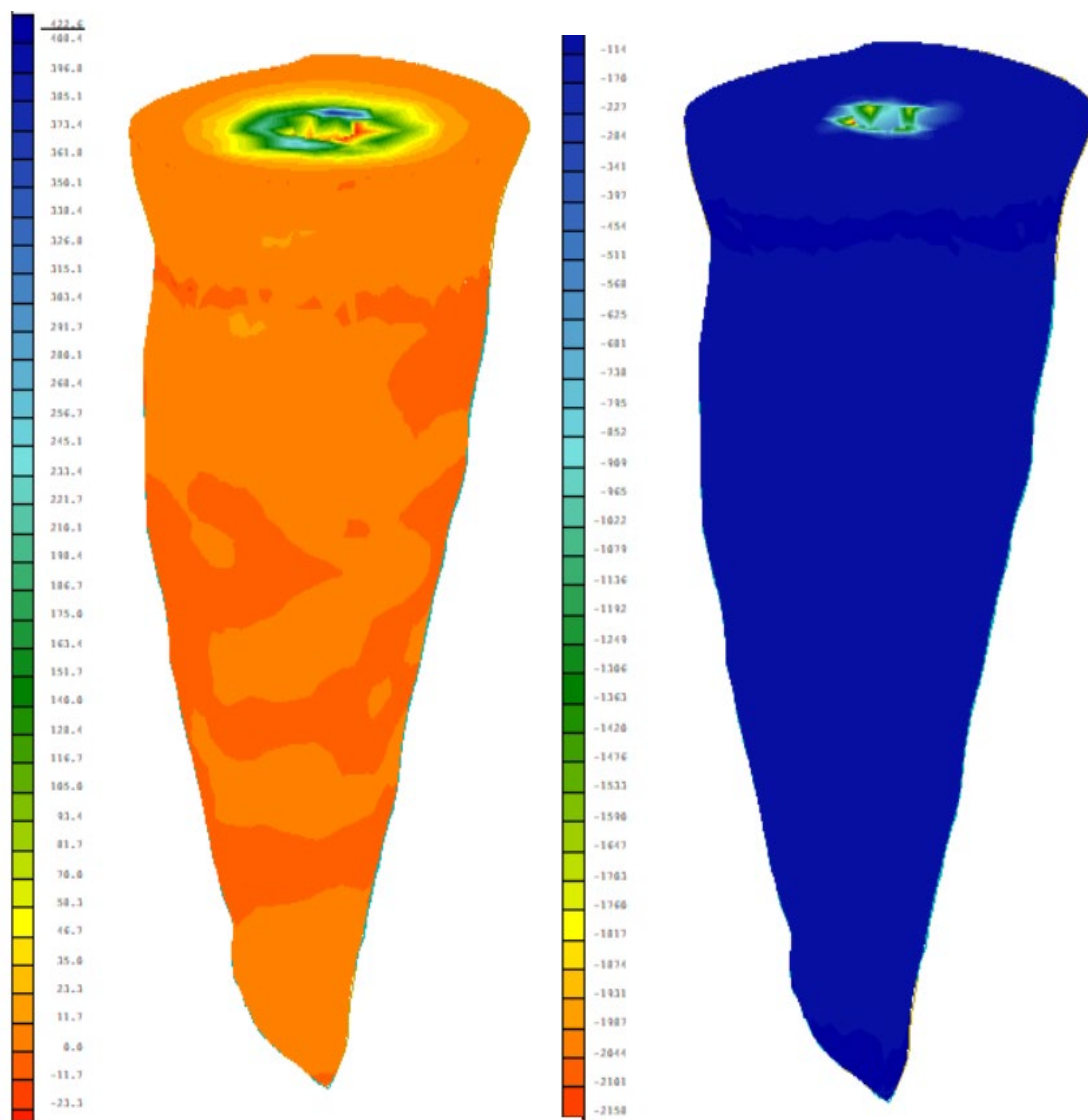


Слика 31: Приказ на главни напрегања кај МоКЕ 4 (2б) - само обработен заб со 4 % коницитет

А) прво главно напрегање
 Б) трето главно напрегање



Отворот на шуплината на забот може во голема мера да влијае и на начинот на аплицирање на силата. Зголемување на отворот при поголем коницитет прави површината на полутопката од пресата со која се товари забот да не налегнува целосно на хоризонталната рамнина, туку со одреден дел пропаѓа во отворот. Во овој случај товарењето на забот станува покомплексно и резултантната сила би била наклонета, затоа што покрај вертикалната компонента, ќе има и хоризонтална која ќе делува на сидовите од шуплината. Ова ја менува дистрибуцијата на напрегањата, а со тоа и одговорот на забот како конструктивен систем.



А)

Б)

Слика 32: Приказ на главни напрегања кај МоКЕ 5 (2ц) - само обработен заб со 6 % коницитет

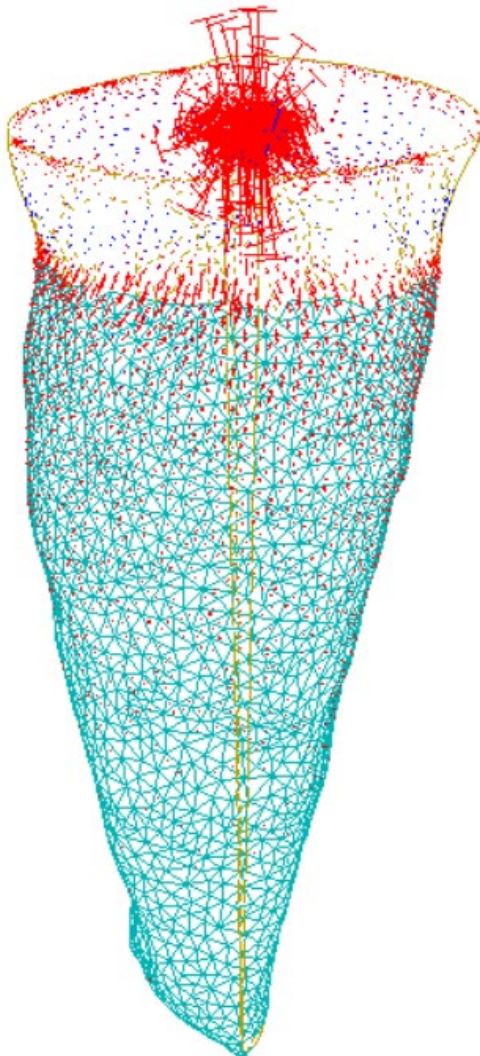
А) прво главно напрегање

Б) трето главно напрегање



Следната група на модели се обработените заби и оптурирани со цемент и гутаперка. Веќе со претходните примери беше покажано дека иако пулпата има мал јунгов модул, сепак придонесува во одреден степен во целокупната цврстина на забот, правејќи го поиздржлив од обработениот шуплив заб. Во контекст на тоа, ако се има предвид дека гутаперката има поголем јунгов модул од пулпата, може да се очекува дека оваа група на заби ќе бидат со поголема носивост од претходните две категории на декоронирани заби.

Слика 33 ја покажува дистрибуцијата и концентрацијата на главните напрегања кај МоКЕ 6/3а. Од сликата може да се заклучи дека нивната концентрација и дистрибуција не е многу различна во однос на претходно анализираните декоронирани заби. И кај оваа категорија најголемата концентрација се јавува кај зоната на апликација на силата и горниот слој на контактот заб-ексмал материјалот. Освен овде постои напрегање во пределот на коронарно-коренското споиште и прогресивно намалување кој врвот на забот.



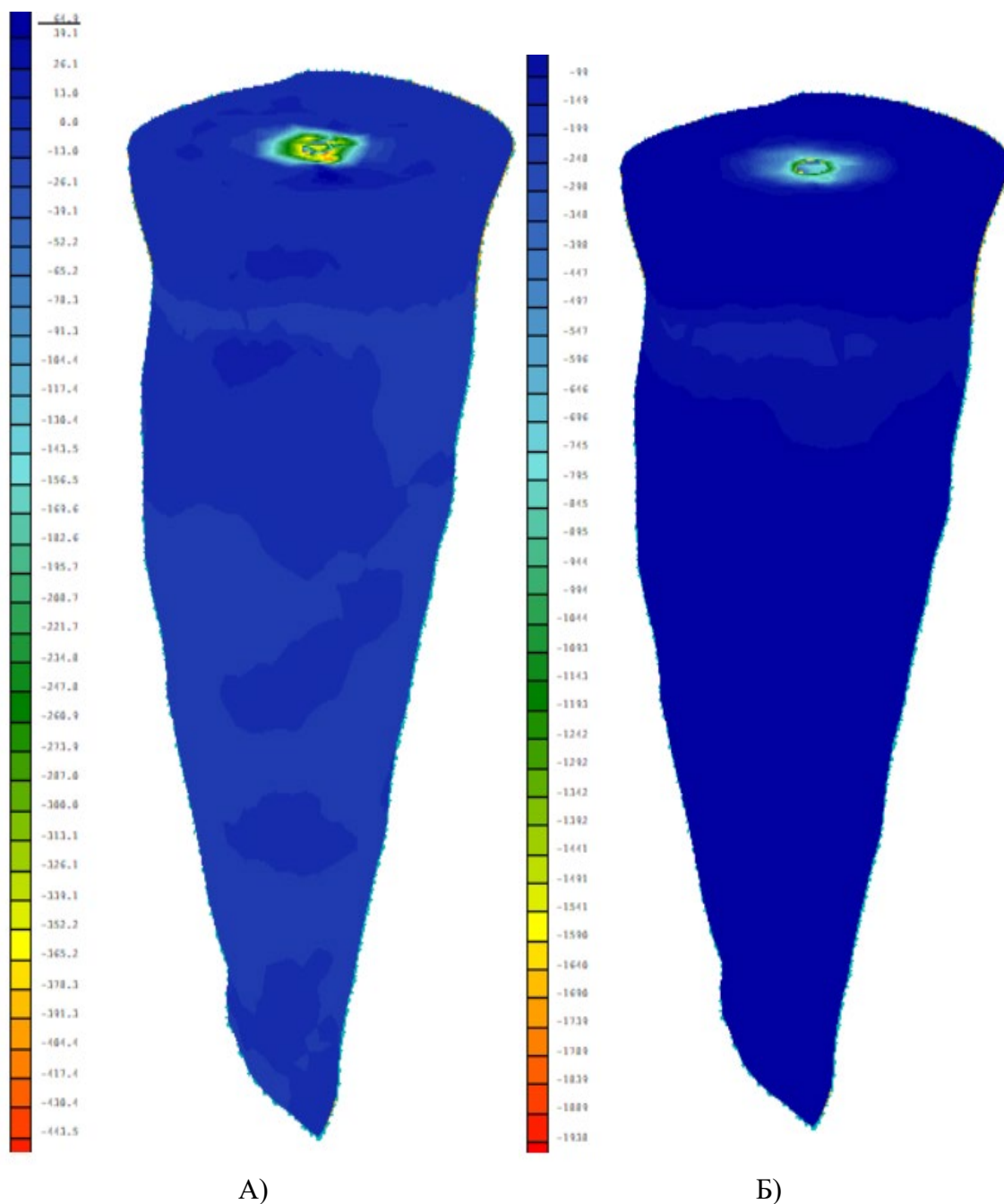
Слика 33: Дистрибуција и концентрација на напрегања кај МоКЕ 6 (3а) - обработен заб со 2 % коницитет + оптуриран со гутаперка и цемент



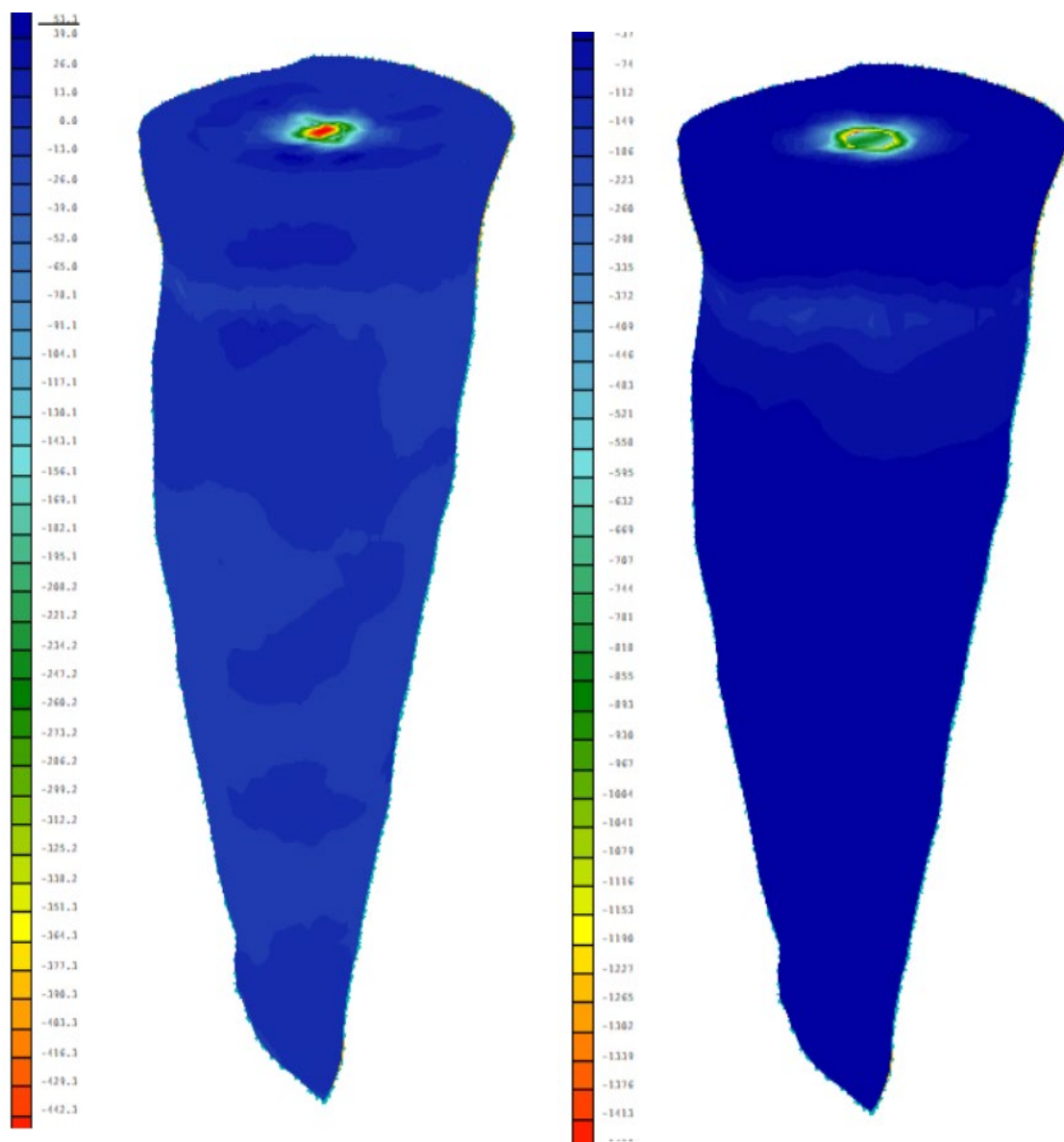
Кај главните напрегања на затегнување, ако се исклучи зоната на апликација на товарот, остатокот од забот е во зона на напрегања кои се помали од максималната носивост на затегање на дентинот. Ова важи за сите три оптурирани модели со коницитет 2 %, 4 % и 6 % (слика 34 А), слика 35 А) и слика 36 А) соодветно).

Слика 34 Б), слика 35 Б) и слика 36 Б) ги прикажуваат главните напрегања на притисок за трите оптурирани модели со коницитет 2 %, 4 % и 6 % соодветно (МоКЕ 6, МоКЕ 8, МоКЕ 10). Сите три симулации се направени со иста сила од 932N. Оваа симулација е направена да се укаже дека со зголемување на коницитетот, се зголемува и површината под товарот кој се аплицира директно на гутаперката, а се редуцира површината, односно делот од товарот кој се аплицира на дентинот. Тоа значи дека гутаперката презема дел од товарот и напрегањата од забот и затоа забот со најголем коницитет има најмали напрегања при исто товарење.

Фрактурните линии кои би настанале кај оваа група на заби се идентични. Најпрво, кршењето ќе настане во предел на аплициран товар, т.е. на перицервикалниот дентин во највнатрешните слоеви, а потоа траекторијата на кршење се поврзува со зоните на притисочно напрегање (емајло-цементното споиште), барајќи ја точката на лом. Тоа може да се согледа од симулациските прикази на 34 Б), 35 Б) и 36 Б), соодветно за сите три типови на коничност.



Слика 34: Приказ на главни напрегања кај МоКЕ 6 (3а) - обработен заб со 2 % коницитет + оптуриран со гутаперка и цемент
А) прво главно напрегање
Б) трето главно напрегање



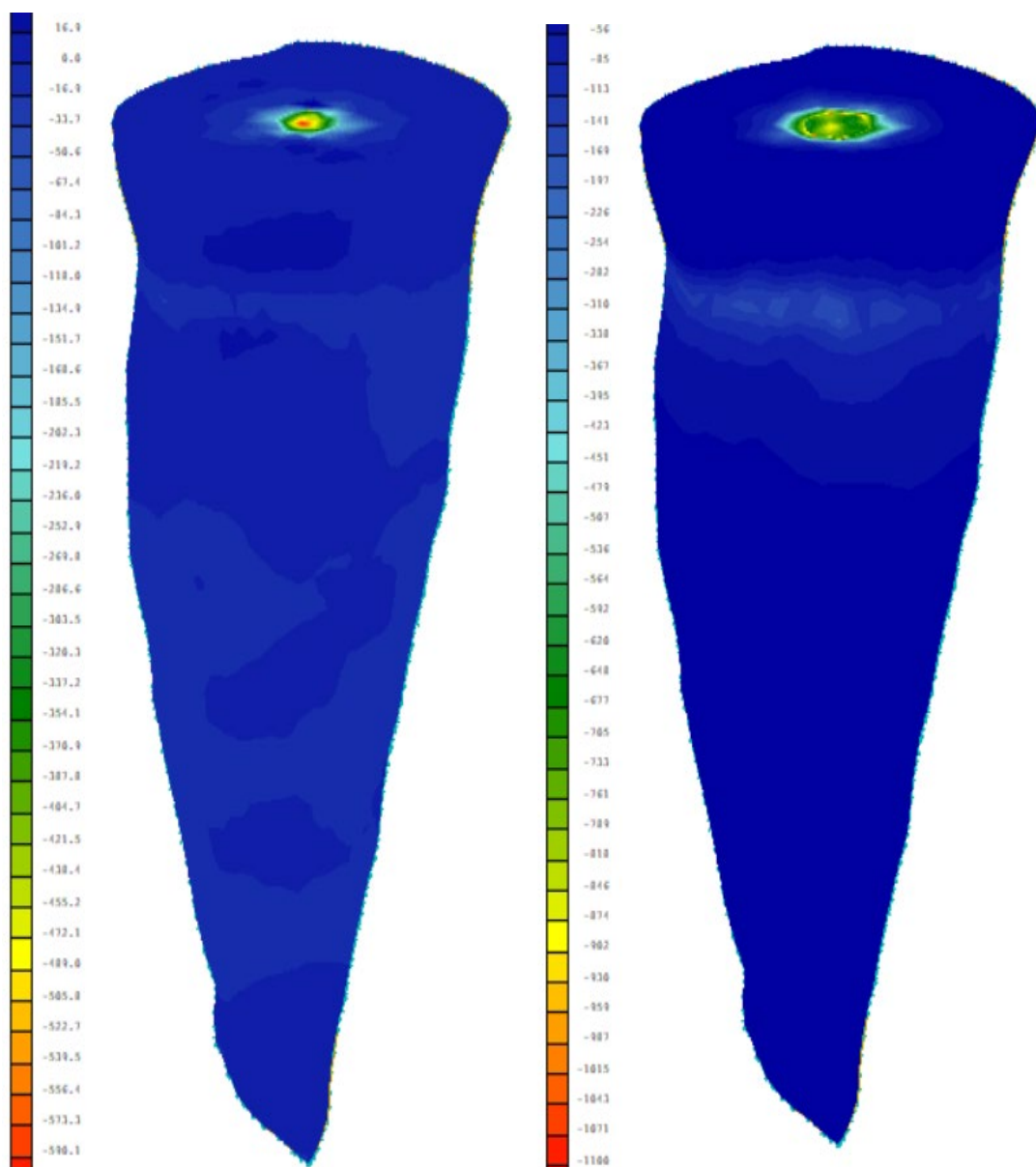
А)

Б)

Слика 35: Приказ на глави напрегање кај МоКЕ 8 (4а) - обработен заб со 4 % коницитет + оптуриран со гутаперка и цемент

А) прво главно напрегање

Б) трето главно напрегање



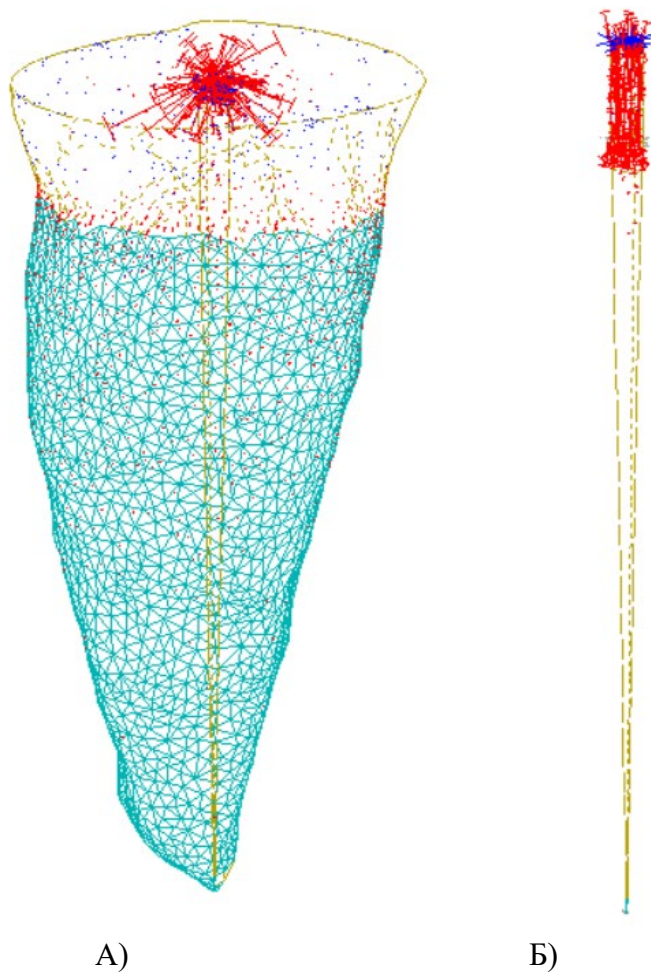
А)

Б)

Слика 36: Приказ на главни напрегања кај МоКЕ 10 (5а) - обработен заб со 6 % коницитет + оптуриран со гутаперка и цемент

А) прво главно напрегање

Б) трето главно напрегање



Слика 37: Приказ на дистрибуција и концентрација на напрегање кај МоКЕ 7 (36) - обработен заб со 2 % коницитет + ФГК, гледано од вестибуларно

А) коренски дел

Б) колче и гутаперка

На слика 37, слика 40 и слика 43 прикажани се концентрацијата и дистрибуцијата на напрегањата за обработените заби со 2 %, 4 % и 6 % и зајакнати со колче (МоКЕ 7, МоКЕ 9 и МоКЕ11 / 36, 46 и 56). Кај овие модели товарењето на забот се прави преку аплицирање на силата директно на колчето. Колчето најголемиот дел од силата ја предава директно на забот, а мал дел ја пренесува на гутаперката во долниот дел од конусот. Затоа концентрацијата на главните напрегања кај колчето се големи во делот над пресекот со забот, а во внатрешноста од забот се занемарливо мали. Токму силата која се пренесува од колчето на контактот со забот генерира најголема концентрација на напрегања, која потоа се пренесува и дисперзира од забот кон ексмал материјалот.

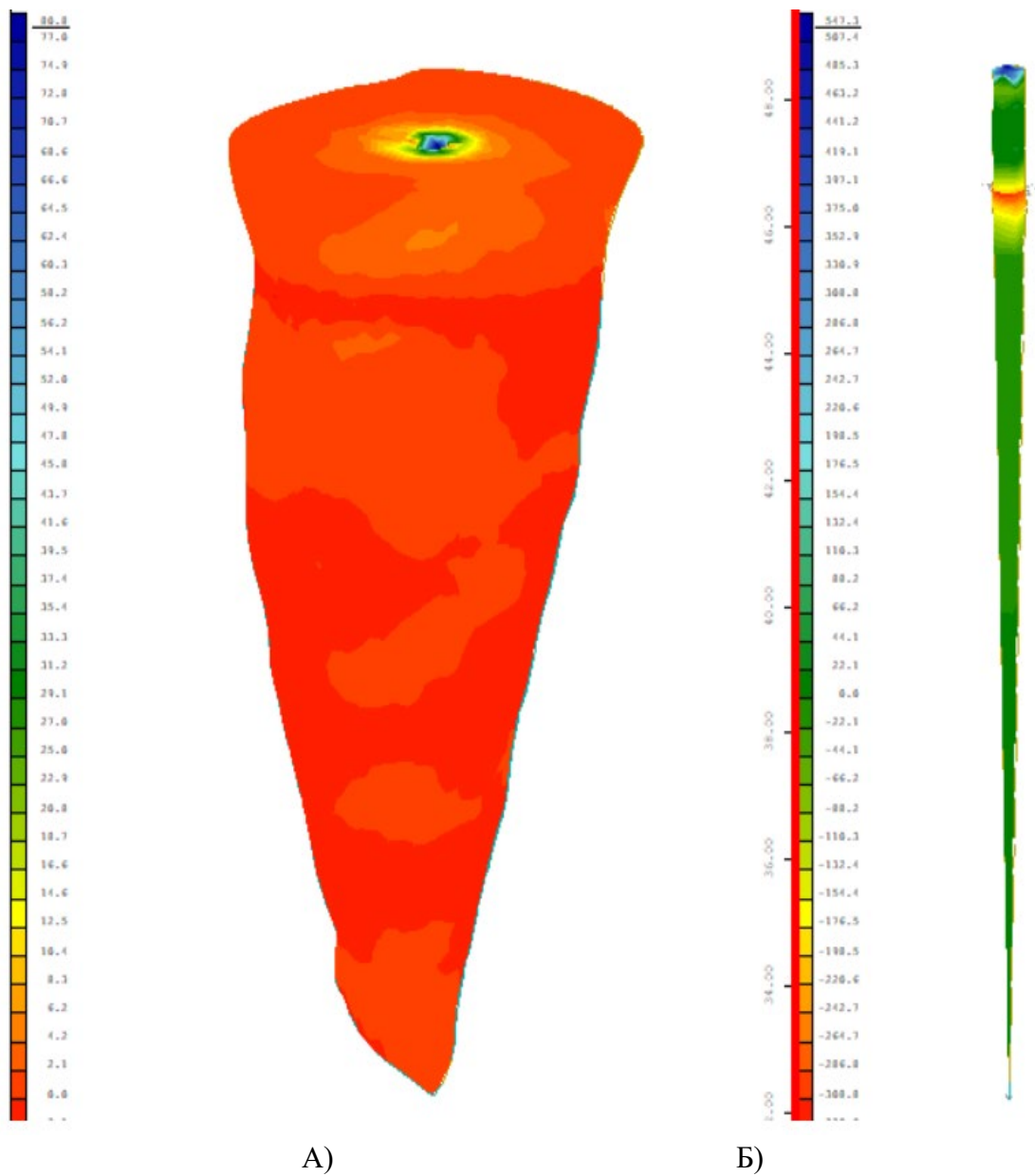
Овие модели се товарени со идентична сила од 800 N. Како и кај претходните модели, поради вертикалното аплицирање на силата, таа предизвикува доминантно напрегање на притисок. Резултатите покажуваат дека кај трите модели, напрегањето на затегање е во доменот на дозволените напрегања на затегнување на дентинот и не



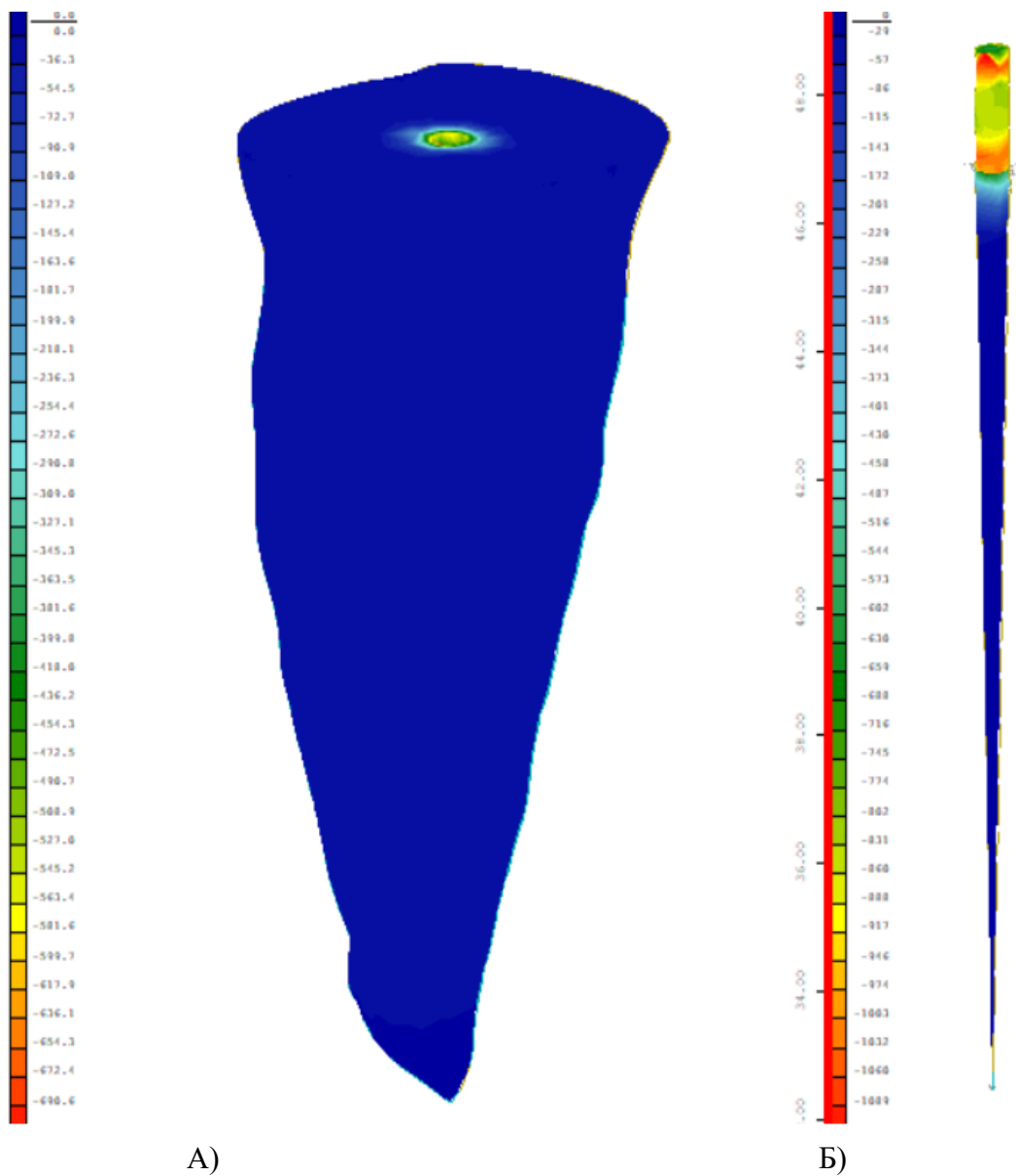
претставуваат опасност да предизвикаат лом на материјалот (Слика 38, слика 41 и слика 44 соодветно).

Ако се направи компаративна анализа на напрегањата на притисок, може да се заклучи дека кај моделите МоКЕ 7/36 и МоКЕ 9/46 т.е. со 2 % и 4 % коничност ФГК, напрегањата се речиси идентични, додека кај моделот МоКЕ 11/56 т.е. 6% коничност, напрегањата се помали во однос на овие два модели. Слично како кај моделот со гутаперката, зголемување на коницитетот значи дека колчето учествува со поголема површина во прифаќање и пренесување на товарот. Тоа значи дека забот е делумно растеретен и затоа напрегањата се помали кај поголем коницитет на ендопросторот.

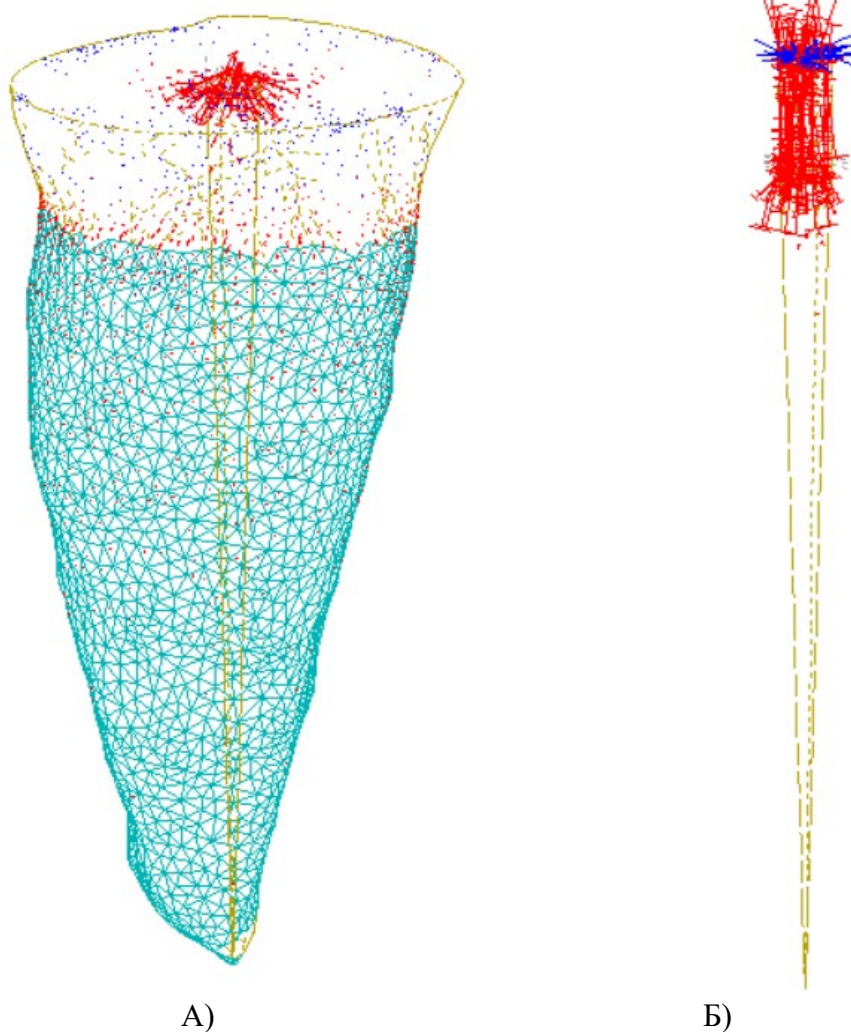
Кршењето кај овие фибергласно зајакнатите модели, откако ќе се случи на колчето, продолжува на забот и тоа во пределот околу колчето т.е. на местото на продолжена компесија со товар. Откако ќе се скрши овој перикалален дентин, траекторијата на кршење продолжува кон зоната со најголема концентрација на напрегањата на притисокот т.е. во предел на вратот на забот, што може да се воочи на слики 39 А), 42 А) и 45 А), поврзувајќи се со точката со најизразено напрегање во целата зона.



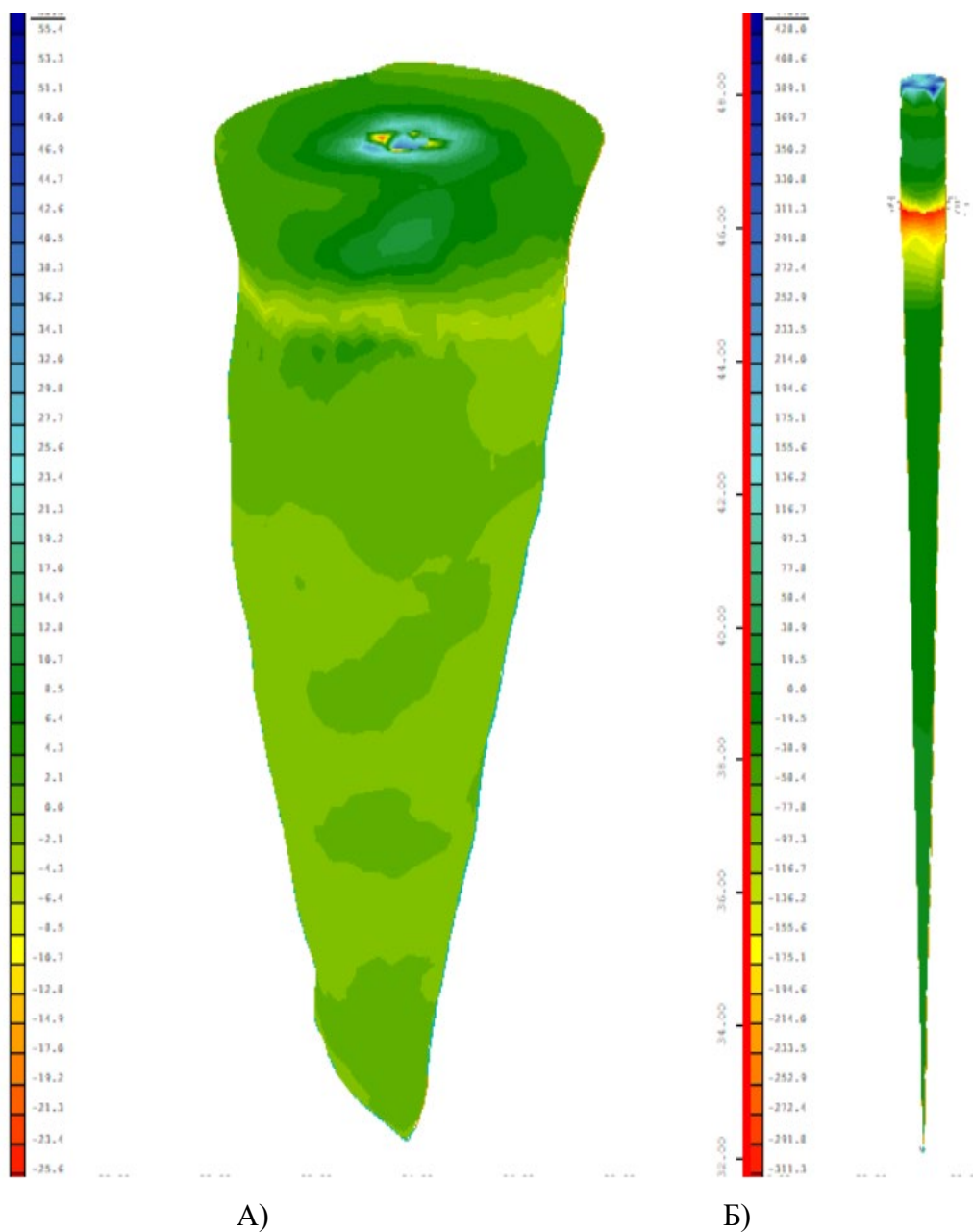
Слика 38: Приказ на први главни напрегања кај кај МоКЕ 7 (36) - обработен заб со 2 % коницитет + ФГК,
А) коренски дел
Б) колче и гутаперка



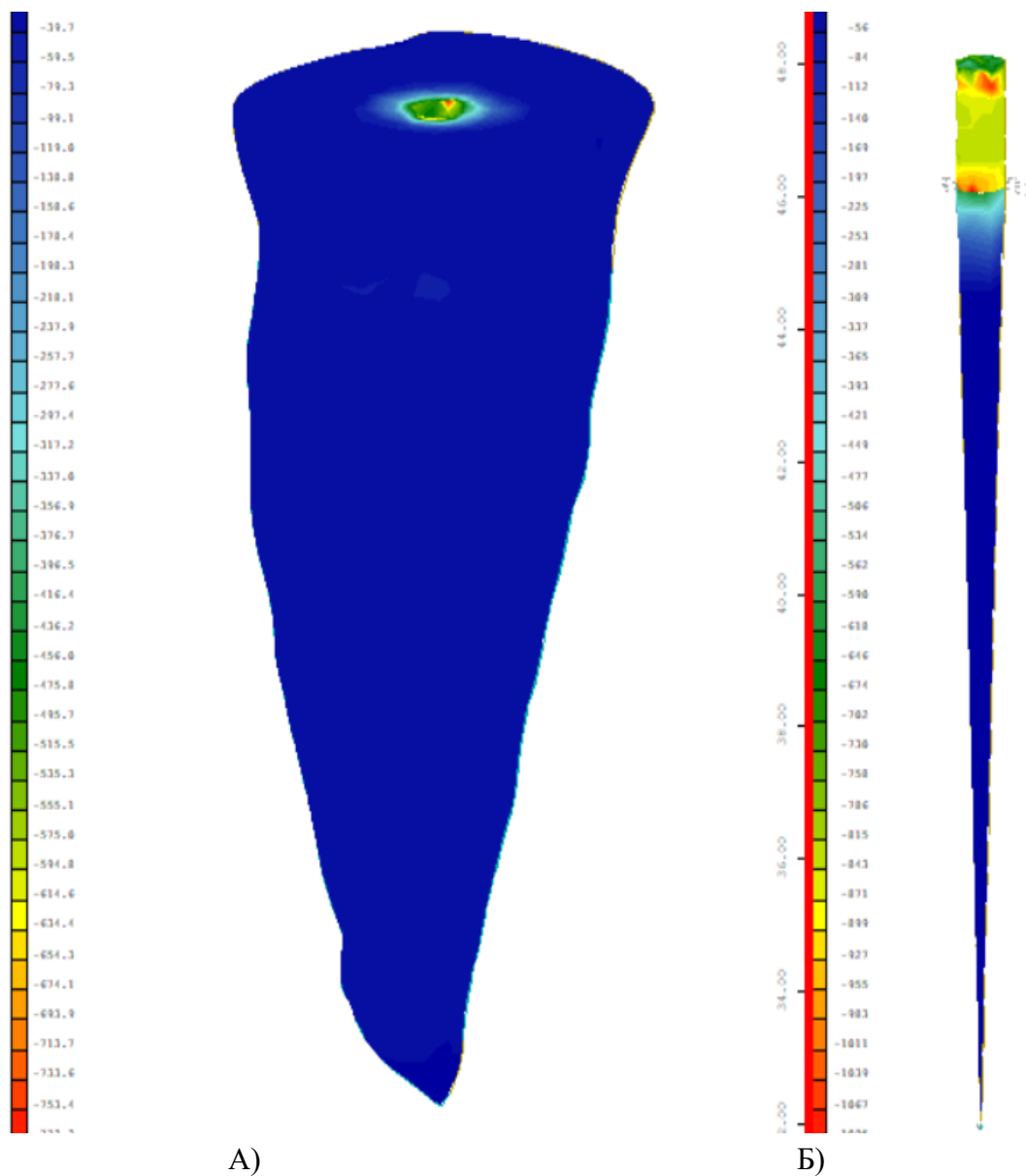
Слика 39: Приказ на трети главни напрегања кај МоКЕ 7 (36) - обработен заб со 2 % коницитет + ФГК,
А) коренски дел
Б) колче и гутаперка



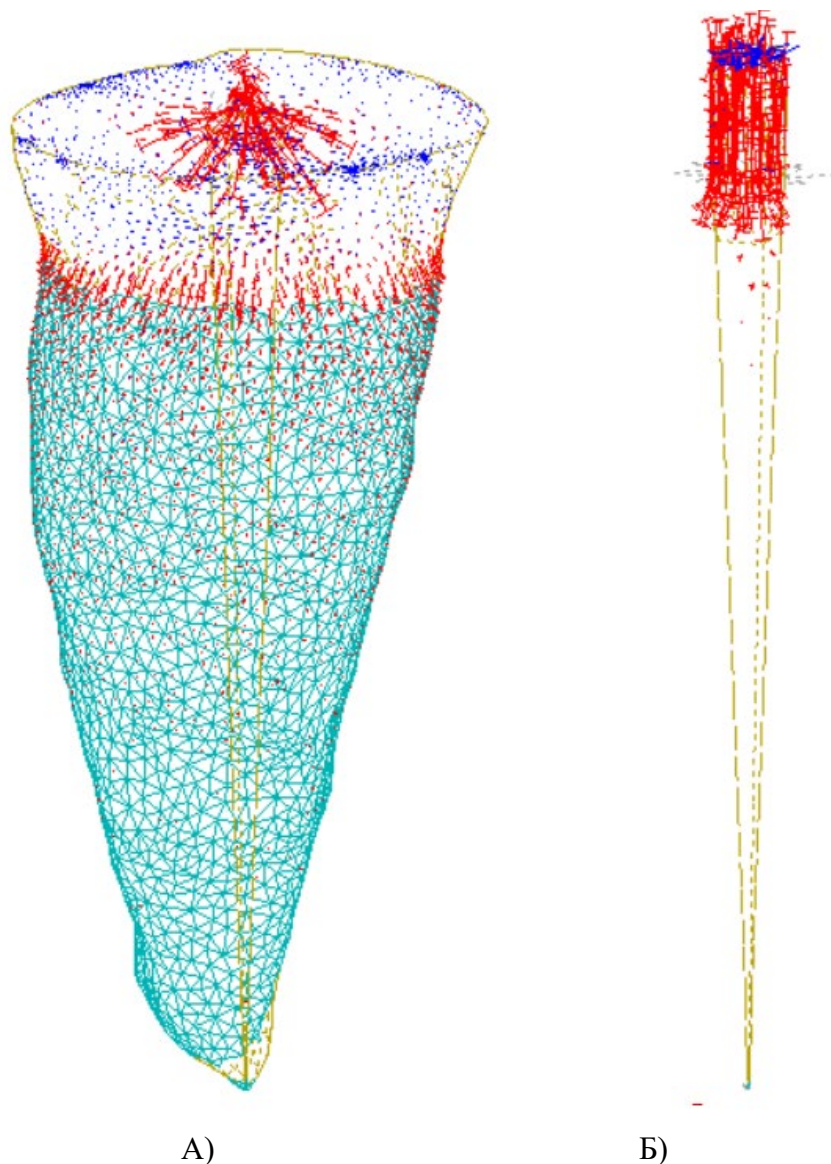
Слика 40: Приказ на концентрација и дистрибуција на напрегања кај МоКЕ 9 (46) -
обработен заб со 4 % коницитет + ФГК
А) коренски дел
Б) колче и гутаперка



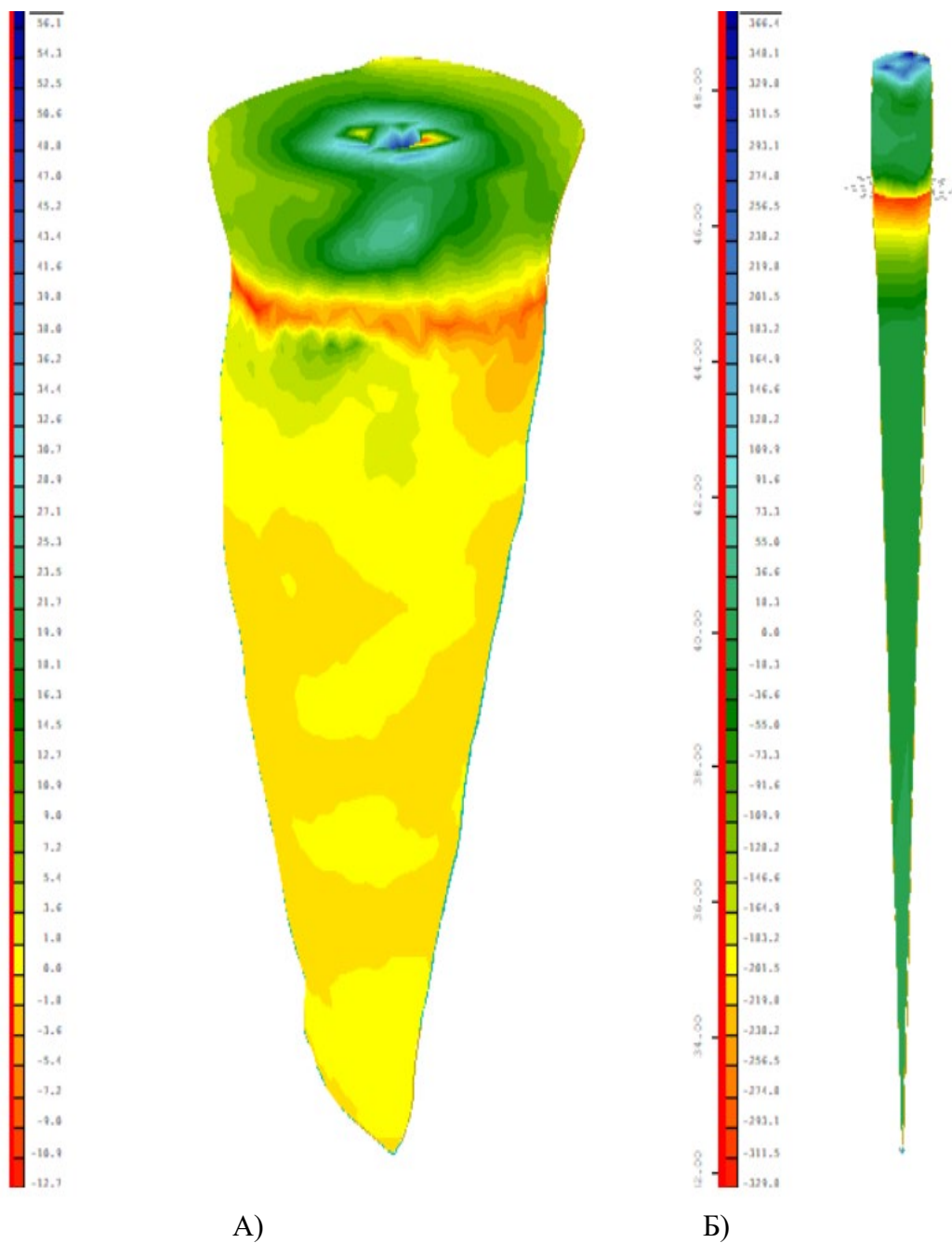
Слика 41: Приказ на први главни напрегања кај МоКЕ 9 (46) - обработен заб со 4 % коницитет + ФГК
А) коренски дел
Б) колче и колче



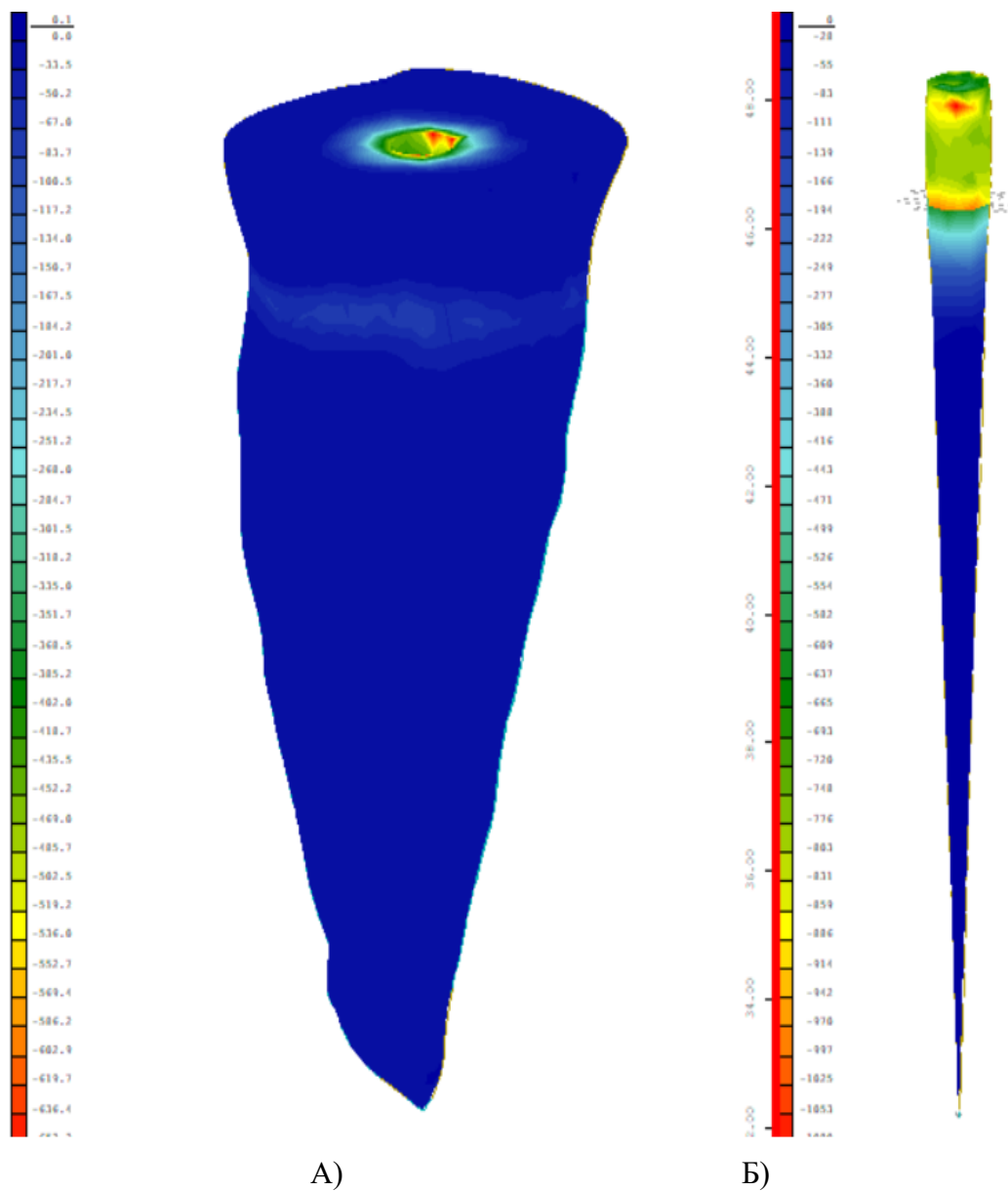
Слика 42: Приказ на трети главни напрегања кај МоКЕ 9 (46) - обработен заб со 4 % коницитет + ФГК
А) коренски дел
Б) гутаперка со колче



Слика 43: Приказ на концентрација и дистрибуција на напрегања кај МоКЕ 11 (56)
- обработен заб со 6 % коницитет + ФГК
А) коренски дел
Б) колче и гутаперка



Слика 44: Приказ на први главни напрегања кај МоКЕ 11 (56) - обработен заб со 6 % коницитет + ФГК
А) коренски дел
Б) колче и гутаперка

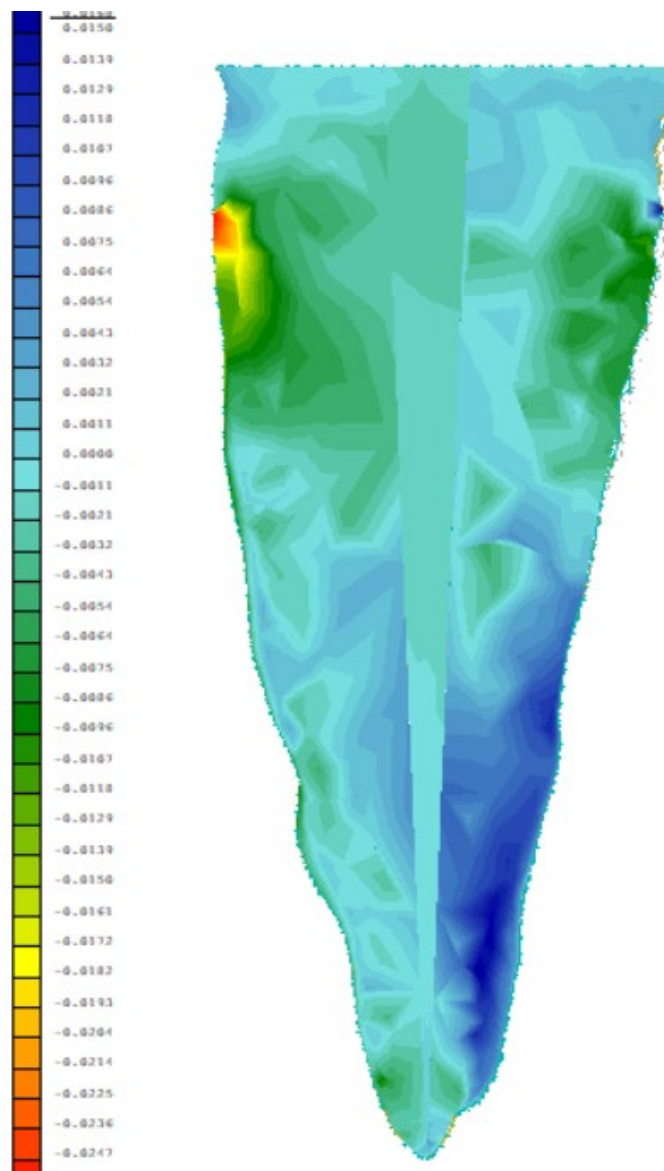


Слика 45: Приказ на трети главни напрегања кај МоКЕ 11 (56) - обработен заб со 6 % коницитет + ФГК
А) коренски дел
Б) гутаперка и колче

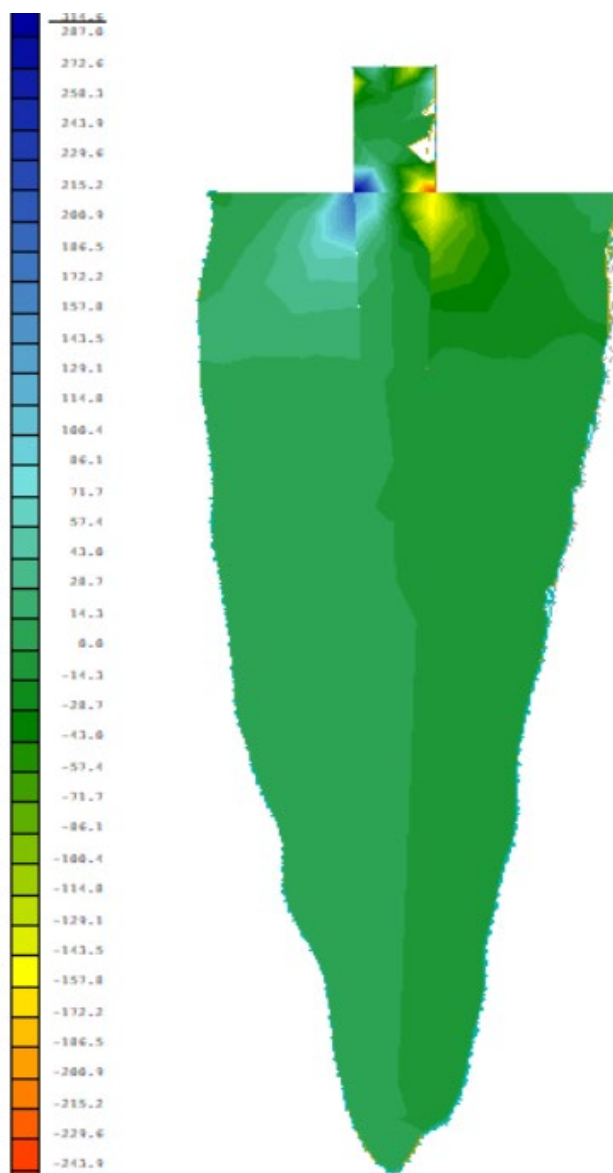


Ако се споредат моделите со гутаперка и колче може да се забележи дека за сите коницитети моделот со гутаперка (МоКЕ 6, МоКЕ 8 и МоКЕ10) има поголема носивост од моделот со колче (МоКЕ 7, МоКЕ 9 и МоКЕ 11). Иако колчето има поголема крутост и способност да пренесе товар од гутаперката, а со тоа и поголем капацитет да го растовари дентинот од напрегање, сепак постои разлика во начинот на кој се предава товарот.

Кај моделот со гутаперка, товарењето и на конусот од гутаперка и на дентинот е истовремено и затоа доминантно е напрегањето на притисок. Додека кај моделот со колче, товарењето е исклучиво на колчето, а притисокот на дентинот го предава преку сили на смолкнување што предизвикуваат напрегања на смолкнувања. Како и што покажуваат слика 46 и слика 47, напрегањата на смолкнување во моделот 5а т.е. МоКЕ 10 се занемарливо мали, додека кај моделот 5б т.е. МоКЕ 11 во горната зона на контакт на колчето со забот се во зона или поголеми од максимална носивост на дентинот на смолкнување (50-100 Мра). Затоа ломот на дентинот во случајот МоКЕ 11 настапува побрзо, отколку кај МоКЕ 10, иако капацитетот на носивост на напрегање на притисок на дентинот не е искористен во целост. Овој пример, објаснува зошто фибергласно зајакнатите модели (МоКЕ 7, МоКЕ 9, МоКЕ 11) се кршат побрзо од класично оптурираните нумерички модели (МоКЕ 6, МоКЕ 8, МоКЕ 10).



Слика 46: Приказ на напрегања на смолкнување на надолжен пресек кај МоКЕ 10 (5a) – заб обработен со 6 % коничност и оптуриран со гутаперка и колче



Слика 47: Приказ на напрегања на смолкнување на надолжен пресек кај МоКЕ 11 (5б) - обработен заб со 6 % коницитет + ФГК

Сите 11 модели на конечни елементи беа товарени со просечна вредност на сила на кршење од физичкиот дел, со што сите симулации покажаа дека со оваа сила се во зона на лом т.е. кршење или блиску до зона на лом на забното ткиво. Со ова се потврдува дека нумеричката анализа влегува во зона на очекувани резултати од статистиката на физичкиот дел.



ДИСКУСИЈА



8. ПРИМЕНА НА РЕЗУЛТАТИ ОД ИСТРАЖУВАЊЕТО И МОЖНИ НАСОКИ ЗА НАТАМОШНО ИСТРАЖУВАЊЕ

Целта на нашето истражување беше да се утврди дали големината на коничноста која се постигнува со инструментацијата на ендодонтскиот канал влијае врз цврстината на забот.

Студијата се спроведе со двојна методологија и тоа: *in vitro* дел на екстрахирани заби и софтверски дел со анализа на конечни елементи и конструирани МоКЕ.

Параметрите кои се испитуваа беа: коницитет на ендодонтскиот простор, големина на притисок на кршење, фрактурна линија во однос на сложеност, фрактурна линија во однос на локализација, а го проширивме испитувањето со вклучување на уште еден важен параметар т.е. видот на обработка. Во однос на 3D анализата, освен овие параметри, беа вклучени и дополнителни параметри кои можат да се добијат само со овој начин на испитување, но не и со физичкиот: стрес концентрација и стрес дистрибуција. Дополнителните параметри се особено важни за клиничката пракса, за да се добијат информации: кои места на забот се најмногу подложни на стрес, како се пренесува стресот по должината на каналот кај витални и ендодонтски третирани заби, а со тоа и на кои места треба да се внимава при обработката бидејќи се тригер места за кршење, а воедно и да се објасни зошто настануваат фрактури токму на одредени места.

Според нашите сознанија ова истражување е прво од овој тип на овие простори, каде симулационо ги имитиравме клиничките услови, преку обид да се спои виртуелното и физичкото за да се добие одговор и јасна слика дали и како влијае големината на коницитетот на ендодонтскиот простор врз фрактурната резистенција на ендодонтски третираниот канал. Воедно и да се одговори дали користењето на софтверски пакети на МКЕ ќе даде релевантни и точни резултати како традиционалниот и веќе добро познат физички *in vitro* метод, а со понатамошниот развој во иднина и целосно да го замени.

Развојот на фрактура во радикуларниот дентин е клинички проблем. До ова може да доведе која било денална процедура како предизвикувачки фактор, меѓу кои и каналната препарација. Токму затоа настојувавме што е можно во поголем процент да биде имитирана клиничката ситуација, а за да се спознае влијанието на обработениот канален систем, што е можно повеќе изолирано да ги издвоиме факторите кои произлегуваат од каналната инструментација, без притоа да бидат земени предвид мултикомпонентните фактори на коронката.

Ограничување на ова истражување е во тоа што во *in vitro* истражувањето и во двата дела се имитирани клиничките услови, но сепак не во целост. Ова се направи



така што коронарниот дел од примероците се отстрани за да се исклучи влијанието на факторите од овој дел, а воедно и да се изолира и потенцира влијанието на каналните фактори. Тестирањето од вака конструираниите примероци би можело да има мали варијации врз резултатите за отпорноста на забите и трансмисијата на напрегањата низ забите. Истражувањето се спроведе со испитување на статички притисок, за разлика од оралната средина каде постои мастикаторен притисок кој е динамички. Затоа потребно е да се земе предвид и овој факт кој би влијаел со варијации на резултатите.

8.1. Експериментален модел

Тестирањето во *in vitro* студиите може да се направи врз човечки, анимални или артифициелни заби. Во оваа студија се избрани човечки екстрахирани заби, знаејќи дека само вака се добиваат најрелевантни резултати. ⁽¹²⁷⁾ Во однос на еластичниот модул, цврстината и атхезивните карактеристики, животинските заби се приближни на човечките заби, но постојат несовпаѓања во големината на забите. ⁽¹²⁸⁾ Фабрикуваните пластични заби се стандардизирани во однос на големината, но не се соодветни за симулација на еластичниот модул и атхезивните карактеристики. Исто така атхезивноста кон колчето не е реална и воопшто не е слична на клиничката ситуација. Затоа овие два типа на примероци не се погодни за тестирање на фрактурната отпорност на ендодонтски третираните заб. ^{(128), (129)}

Примероците беа ограничени на еднокорени заби, бидејќи фрактурната резистенција е различна, кај различни видови на заби: еднокорени или повеќекорени. ⁽¹³⁰⁾

Водевме грижа забот кој би го користеле да нема микропукнатини. Многу е важно да се нагласи дека микропукнатините најчесто не настануваат за време на ендодонтската препарација ⁽¹³¹⁾ туку се настанати за време на екстракцијата на забот. Понатаму како такви перзистираат за време на периодот на чување на примероците. Затоа во нашето истражување, уште во селекционите критериуми ги исклучивме забите со микропукнатини, сè со цел да се превенира тие да влијаат на конечниот резултат. Ова го постигнавме со проверка на примероците под зголемување т.е. лупа.

Познато е дека различни лубрикансите и медикаментите го ослабнуваат биомеханичкото својство на дентинот, со редуцирање на микроцврстината, еластичниот модул и фрактурната резистенција на забот. ^{(132), (133)}

Prado и сор. ⁽¹³⁴⁾ констатирале дека иригацијата со 6 % NaOCl ја намалува фрактурната резистенција, со што е потребна хемиска иригација со помала концентрација.

Поради тоа некои студии ги иригираат *in vitro* примероците само со дестилирана вода, со цел да се избегне негативното дејство на NaOCl врз дентинското ткиво. ^{(81) (135)}



Zandbiglari и сор. ⁽⁶⁴⁾ утврдиле дека употребата на лубриканси, како што е етил диамин тетраацетат, ја намалува цврстината на забот.

Ослабнувачки ефект на забот се предизвикува и од пролонгирана експозиција на медикаменти (пр. калциум хидроксид). Во нашето испитување во првиот дел, иригацијата беше изведена по класичен современ клинички протокол за работа со ириганси и лубриканти, сè со цел да се имитираат условите при класичен ендодонтски третман.

Овие клинички аспекти со позитивното и негативното дејство од иригацијата, кои се постигнуваат во физичкиот дел сè уште не може да се имитираат во нумеричката анализа на МКЕ. Со понатамошниот развој на технологијата треба да се земе предвид и дејството од постигнатата клиничка иригација.

За да останат хидрирани, сите примероци беа чувани во воден медиум во 100 % влажност, знаејќи дека дехидрираните заби стануваат крти, се менуваат механичките карактеристики на забот, а со тоа се менува и нивната фрактурната резистенција. ⁽¹³⁶⁾ Овој момент на дехидратација се избегнува со користењето на МКЕ, при што веќе еднаш конструирианиот симулацион модел може да се користи безброј многу пати, дури и по подолг временски период, за различни цели.

Постојат различни протоколи за поставување на интраканално фиберглас колче. ^{(31), (32)}

Наједноставна е примената на самоврзувачки цемент за цементирање на колчињата, кој го користат повеќе автори во испитувањата. ^{(35), (36)}

Ние исто така се решивме да го употребиме самоврзувачкиот светлосно полимеризирачки композитен цемент SpeedCEM[®] Plus translucent (Ivoclar, Vivadent) за кој нема потреба од дополнителна претподготовка пред цементирањето, според упатството на производителот.

Бидејќи дебелината на самоврзувачкиот цемент во ендодонтскиот простор е многу мала и особено тешко да се конструира кај МоКЕ, а од друга страна не продонесува во цврстината на забот, во нумеричките анализи низ литературата не се зема предвид. Овој начин на конструирање е поддржано и од наша страна, кај 3D моделите. За разлика од него, ФГК е особено важно и за стрес концентрација и за стрес дистрибуција, па како податок ги издвоивме неговите материјални карактеристики (Young's modulus и Poisson's ratio) од литературата, кои се во согласност со карактеристиките на ФГК од физичкиот дел го конструиравме. ^{(124), (125), (126)}

За да се испита фрактурната резистенција на забите, во *in vitro* истражувањата се користи динамички или статички притисок на забите. Во принцип, динамичкиот притисок на забите е отсликување и е во корелација со клиничката состојба на забите во устата и го имитира феноменот на оптоварувањето и притисок во процесот на цвакање. Имитирањето на динамичкиот притисок на забите е доста тежок за



симулирање и добиените податоци тешко се споредливи. Затоа и многу ретко се користи во истражувањата.

Во истражувањето, сите заби беа поставени во модели од материјал ексмал 1, со надолжната оска на забот, поставена под прав агол во однос на базата на моделот, без притоа да се имитира периодонтален лигамент, слично со некои студии ^{(62), (137)}.

Во други студии забите беа покриени со материјал за имитација на периодонтален лигамент, како пластична боја или полистирен. ^{(134), (135)}

Студиите на Soares и сор., ⁽¹³⁸⁾ и Marchionatti и сор., ⁽¹³⁹⁾ укажуваат на фактот дека испитувањето на фрактурната резистенција нема да може да се спроведе доколку се имитира периодонтален лигамент. Ова го потврдуваме и ние во нашево истражување, каде при обидите да се имитира периодонталниот лигамент со восок, лак или пластичен материјал, при апликацијата на компресивниот притисок, не можеше да се постигне напукнување или фрактура на забот туку забот се потиснуваше надолжно во моделот по принципот набивање на клин. Со ова се добиваа ирелевантни податоци за фрактуратата на забот, т.е. податоци само за кршење на базата од моделот.

Во симулацискиот дел, при аплицирањето на просечниот сила на притисок што го добивме од статистичката анализа, моделите влегоа во зоните на кршење, со што се потврди дека симулационата анализа дава реални и точни резултати.

Минималните несовпаѓања меѓу симулацијата и експерименталните резултати би можело да се должи во разликите на геометријата на моделот и експерименталните примероци како и неможноста за имитирањето на некои клинички ситуации кај МКЕ. Исто така, ова несовпаѓање се должи и на тоа што забните ткива ги сметаме за изотопични во нумеричката анализа, а реално тие не се. Сепак, според литературата, нумеричкиот модел е точен доколку постои разлика меѓу симулацијата и експерименталните резултати помалку од 10%. ^{(71), (140), (141)} Нашите резултати се наоѓаат во рамките на овие граници и со тоа се потврдува точноста на тестирањето.

Нумерички модел е издвоен од вистински заб на пациент и е веродостоен на експерименталните примероци од физичкиот дел, па затоа податоците од двата метода на истражување кореспондираат едни на други.

8.2. Методологија: современ виртуелен метод на истражување vs традиционален физички метод

Нашето истражување се спроведе со тестирање на фрактурна резистенција на заби од статичка природа и со двете методологии на истражувањето.

Физичкиот метод на тестирање е веќе долгогодишно докажан во научните цели на ендодонцијата и општо во стоматологијата. Неговата апликативност е многу блиска до клиничката и фактичката состојба на пациентите. Затоа и денес е сè уште често применуван. Сепак има свои недостатоци во долготрајноста на собирањето



на примероци, губењето на време и пари, потребата за внимавање на повеќе услови при чување на примероците за да се добијат релевантни податоци подоцна, подолг период на работа и подготовка на примероците итн. Поради ова научниците бараат алтернативни, нови, брзи решенија за тестирање кои ќе добијат податоци подеднакво релевантни, па дури и попрецизни. Токму овде настапува на сцена користењето на нумеричка анализа, која денес сè повеќе широко се применува и се постигнува поголем развој.

При користењето на МКЕ потребно е да се земаат предвид материјалните карактеристики кои се изотопични (исти карактеристики) или анизотопични (различни карактеристики по должината на 3те оски: x, y и z). Една од тешкотиите при користењето на МКЕ е да се дадат соодветни физичките својства на различни составни делови на забот и реставративните материјали. Својствата кои се доделени на материјалите кои се испитуваат се битни за валидноста на МКЕ, бидејќи на секој елемент се доделуваат специфични вредности кои влијаат на резултатите. ⁽¹⁴²⁾

Различни истражувачи користат различни физички карактеристики на забното ткиво: емајл, дентин, цемент и пулпа. Емајлот се смета дека е изотопичен материјал со слични карактеристики во сите правци, но кога емајлот се смета за анизотопичен, податоците кои се добиваат од забот се поспоредливи. Ова е битно не само за стресот од пониска магнитуда, туку и за подобра стрес дистрибуција кон дентинот кој многу подобро го толерира стресот од емајлот. Дентинските карактеристики, исто така, се сметаат изотопични. Поради тоа што цементот како ткиво е особено тенко и слично во однос на карактеристики на дентинот, при конструирањето на МоКЕ, најчесто не се конструира и не се зема предвид. ⁽⁸³⁾

Во нашето истражување бидејќи фокусот беше на ендодонтски третираниот канал, а воедно и применливме декоронирање, емајлот дентинот и цементот го земавме во заеднички просек за материјалните карактеристики (Young's modulus и Poisson's ratio) издвоен од литературата. ^{(124), (125), (126)} Исто така, за пулпата издвоивме материјални карактеристики како одделна единица, која е особено битна за ендодонтскиот третман. ⁽¹²⁴⁾ Во однос на ова, иако МКЕ е многу корисен метод на истражување, сепак постојат и ограничувања кои ги наметнува оваа метода на истражување. МКЕ е базиран на неколку претпоставки. Првата е во однос на изотопичноста на забните ткива, а втората е дека и овие материјални карактеристики кои ги користиме како унифицирани, се менуваат со текот на времето, како и минералниот состав на забот со текот на времето.

Сите компоненти на МоКЕ кои беа конструирани во нашата студија се изотопични и хомогени со линеарно еластични материјали, со што се примени линеарна нумеричка анализа. Овој тип на нумеричка конструкција на МоКЕ се среќаваат и во студијата на Munari и сор. ⁽¹⁴³⁾

Сите резултати од споредбата на притисокот, крајниот компресивен притисок, карактеристиките на фрактурата итн. укажуваат на тоа дека софтверскиот метод кој се користи во нашето истражување успешно создаде повеќекомпонентен



и вистински модел на заб со сите негови биомеханички и еластични својства и е валиден и соодветен за нумерички анализи.

Симулацијата на заб помага во разјаснувањето на акумулацијата на напрегањата и дистрибуцијата во физиолошки и во патолошки состојби, а воедно помага и при предвидувањето на биомеханичкото однесување на забот. ⁽⁸³⁾

Со виртуелниот и физичкиот начин на истражување во оваа докторска дисертација ја потврдуваме релевантноста на податоците преку статистичката анализа и дескриптивната компаративна анализа на МоКЕ и со сигурност можеме да тврдиме дека современиот метод на истражување дава и дополнителни податоци кои со физичкиот не можеме да ги добиеме.

Воедно МКЕ ги спојува поблиску интересите на клиничките доктори и научниците благодарјќи на графички генерираните карактеристики на забите. Може слободно да се каже дека без овој вид на визуализација, стрес концентрацијата и трансмисијата на напрегањата ќе остане само теорија. АКЕ не е перфектна, а и не треба да очекуваме да е таква бидејќи генерирањето на модели во стоматологијата е сè уште е во развој. ⁽¹⁴⁴⁾

8.3. ПАРАМЕТРИ

8.3.1. Коничност

Статистичката и нумеричката анализа покажа дека интактните заби се кршат под притисок на најголема просечна аплицирана сила. Ова го потврдува фактот дека виталните заби се најиздржливи и имаат најголема резистенција на кршење, што е поткрепено и од литературата. ^{(62), (145)}

За да се постигне клинички успех, од клучно значење е за време на ендодонтска терапија да се зачува што е можно поголемо количество на здраво забно дентински ткиво, ⁽¹⁴⁶⁾ бидејќи ендонтската обработка го ослабнува забот и ја намалува неговата цврстина спрема фрактури. Според презентираниите резултати од нашето истражување, ендодонтски обработените заби беа сигнификантно послаби во споредба со интактната контролна група. Ова зависеше и од дијаметарот на каналните инструменти, па при обработка со инструменти со коничност 2 % ослабнувањето изнесуваше 42,7 %, со инструментите со коничност од 4 % до 54,6 %, а додека со 6 % се загуби 38,5 % во споредба со цврстината на контролната група. Според добиените резултати на Wu и сор., ⁽⁶²⁾ при обработка со инструменти со стандардна коничност од 0.02, цврстината на забите се намалила 30 % од онаа на виталните. Овој резултат беше понизок од нашиот каде ослабнувањето беше 42,7 % во споредба со контролната – интактна група на заби.



Со овие податоци, јасно се прифаќа споредната хипотеза X1 дека постои разлика во фрактурната резистенција на интактните и ендодонтски третираните заби.

Исто така, на овој став се и Tavanfar и сор.,⁽¹⁴⁵⁾ кои воочиле дека без разлика кој систем на обработка е избран, при ендодонтската инструментација, постоела слична фрактурна резистенција кај ендодонтските заби, која е значително помала во споредба со интактната група на заби.

Во целта да не се наруши цврстина на ендодонтските заби, ендодонтите ја фаворизираат минимално инвазивната техника на обработка и даваат огромно значење на перицервикалниот дентин, кој е потпора на целата забна структура. Овој пристап на биоминимализам доведува до зачувување на дентин и зајакнување на забот.⁽¹⁴⁷⁾ Литературата потврдува дека врз цврстината на забот игра улога дебелината на периканалниот дентин кој е одземен со различен дијаметар при различни коничности на обработка. Со користењето на инструмент со поголема коничност, се отстранува поголемо количество на незаменливиот перицервикален дентин, се ослабнува структурата на забот и постои поголема веројатност за кршење на истиот.⁽⁸⁾ Ова беше особено изразено кога се користеа машински инструменти со коничност дури и до 12%. Поради ова, овие инструменти не се користат повеќе, а препораките при ендодонтската терапија да се употребуваат инструменти со намалена коничност, за да се зачува поголема количина на дентин и да се намали напрегањето особено во коронарната третина на забот.⁽¹⁴⁸⁾

Ова е во согласност со трудот на Wilcox и сор.⁽¹⁴⁹⁾ кои истражувајќи ја оваа тематика стојат на ист став дека отстранувањето на поголемо количество на дентинско ткиво ја зголемува стапката за настанување на фрактура.

Светската литература изобилува со контрадикторни ставови за големината на коничноста на инструментот за обработка и цврстината на забот. Ендодонтите продолжуваат да дебатираат за зголемувањето на отпорноста на ендодонтски обработениот заб со различен коницитет.

Некои автори докажуваат дека обработката со мала коничност ја зголемува фрактурната резистенција, а зголемувањето на коничноста ја намалува отпорноста на забот на кршење.^{(28), (150), (151), (152)}

Голем број автори сепак укажуваат дека не постои корелација помеѓу цврстината на забот и дијаметарот на коницитетот т.е. со зголемувањето на коничноста на обработка не доаѓа до редукција на фрактурната резистенција на забот.^{(81), (137), (153), (154)}

Водени од хетерогеноста на литературните резултатите направивме обид со нашето истражување да придонесеме во одговорот за влијанието на коницитетот врз цврстината на забот.



Во спроведенава студија, силата која беше потребна за кршење на примероците со 2 % и 4 % коничност пропорционално се намалуваше и го поддржува ставот на Kılıç и сор.,⁽¹⁵⁰⁾ Doğanay Yıldız и сор.,⁽¹⁵¹⁾ Sabeti и сор.⁽²⁸⁾ и Askerbeyli и сор.⁽¹⁵²⁾ што укажа дека со зголемувањето на коницитетот на обработениот ендодонтски простор се намалува отпорноста на забот на кршење, а воедно го поддржуваме концептот на минимално инвазивна коренска препарација на Bergmans и сор.⁽¹⁴⁷⁾ Слична констатација извлекуваат и Варпа и сор., како и бројни други научници.^{(76), (81), (137), (153), (154)} Спротивно на нашиот став е мислењето на Munari и сор.⁽¹⁴³⁾

Големо изненадување претставуваше податокот дека кршливоста не се зголемува при обработка на коренските канали со инструмент со коничност 6 %, што донекаде го демантираше ставот дека зголемената коничност ја ослабнува цврстината на забот. Ова уште повеќе, бидејќи овој податок не се совпаѓаше со резултатите од компјутерската симулација, кои исто така покажаа дека поголемата коничност го зголемува ризикот од фрактури. Со ова се согласуваат и Sathorn и сор., во истражувањето спроведено со МКЕ.⁽¹⁵⁵⁾ Можеби одговорот треба да се бара и во некој друг фактор кој би влијаел на кршливоста, за што ќе се осврнеме подолу во дискусијата. Дека коничноста на инструментот и намалувањето на дебелината на дентински ѕид е само еден ризик-фактор кој влијае на фрактурната отпорност на забот укажува и трудот на Prado и сор.⁽¹³⁴⁾

При анализата на цврстината на забот предвид треба да се земат и настанатите микропукнатини. Иако често се занемаруваат сепак се особено важни. Некои сметаат дека тие се како резултат на коничноста при обработката додека други сметаат дека степенот на инструментната коничност не влијае врз настанувањето на микропукнатини. Seyhanlı и сор.,⁽⁸⁷⁾ и Li и сор.,⁽¹⁵⁶⁾ укажувајќи дека со зголемувањето на коренскиот канален конитет, доаѓа до настанување на пукнатини на микроскопско ниво, кои несомнено водат до кршење на забот. Arias и сор.,⁽¹⁵⁷⁾ пак спротивно, покажуваат дека со зголемувањето на коренската канална коничност не настанува зголемување на фреквенцијата на микропукнатини.

Без разлика како се настанати микропукнатините, истражувањата укажуваат дека тие секогаш водат кон коренска фрактура.^{(158), (159), (160), (161)}

8.3.2. Вид на обработка

Технолошкиот напредок на ендодонтските инструменти овозможуваат надоместување на негативното дејство од поголемиот радиус на обработениот канал со придонесот од видот на обработката, за да се постигне отпорноста на ендодонтски третираните заби.

Според Lertchirakan и сор.,⁽¹⁶²⁾ освен видот на обработка, постојат и анатомски фактори од забот кои влијаат врз стапката на кршење на забите, како што



се: радиусот на коренското закривување, надворешната коренска морфологија како и каналните ирегуларности.

Индириктниот фактор: изборот на ендодонтски машински систем за работа прави чекор напред, со различните типови на обработка. Ендодонтските машински системи се разликуваат освен во однос на коничноста, исто така и во однос на: карактеристики на инструментот, дизајнот на работниот дел, како и видот на движење којшто се користи во обработката. Затоа невозможно е самостојно да се разгледува само дијаметарот на обработката и неговата поврзаност со фрактурната резистенција на забот, а без притоа да се зема предвид видот на обработка.

Литературата изобилува со податоци каде што рачниот, конвенционален тип на обработка, доколку се примени правилно, не влијае многу врз намалувањето на отпорноста на кршење на овие заби.

Во нашата студија забите од групата обработени со рачни инструменти имаа висока средна вредност на сила на притисок на кршење, што е во согласност со ставот на Prati и сор.⁽¹⁶³⁾ Тие забележале дека околу 80 % од ендодонтски третираните заби имале стапка на преживување и функционирање повеќе од 20 години. Оваа особено висока стапка е како резултат на користењето на традиционалните инструменти во комбинација со мануелната варијација на работната техника на стоматологот.

Рачната инструментација е испитувана и од Tian и сор.,⁽⁸¹⁾ каде што при обработката со рачни К турпии #40 добиле податок за просечната вредност на која настанува фрактура кај примероците 1339 N. Средната вредност на сила на притисок на кршење во нашето истражување при обработка со Hedstrom file беше 932N. За разлика од нашите резултати, на Lam и сор.,⁽¹⁶⁴⁾ добиле вредност од 1000, 2 N кај мандибуларни молари. Но без разлика на варијациите во силата на притисок на кршење, која е во согласност со изборот на заб и тип на инструмент за препарацијата, рачната обработка обезбедува значително висока отпорност кон кршење на ендодонтските заби, во споредба со другите системи на обработка. Потврда на ова тврдење дава и испитувањето на Hip и сор.,⁽⁸⁸⁾ кои ја споредиле инциденцата на дентински напукнувања во коренот по препарација со рачни и бројни современи системи за обработка (SAF и ротациони: Pro Taper Universal и Mtwo инструменти). Се докажало дека групата која била обработена со рачни инструменти покажала значително помал број на микропукнатини, за разлика од преостанатите машински обработки, особено Pro Taper Universal и Mtwo. Со ова традиционалниот начин на обработка се докажува дека е сепак подобар во обезбедувањето на цврстината на ендодонтскиот заб, иако денес е заменет со ротационата обработка.

Со напредокот во стоматологијата се правеле обиди за стандардните инструменти да се заменат со посовремени видови на обработка и да се постигне подобрување на способноста за обработка. Дали ова влијае и на цврстината на забот



сепак постојат дилеми. Ендодонтите ја поддржуваат важноста на типот на препарација со поделени ставови во врска со ротационата и реципрочната обработка. Некои ги фаворизираат првиот, додека други го преферираат вториот тип на инструментација. Спроведени се многу испитувања и компарации на овие два типа обработка и тоа: во однос на апикалната екструзија на материјал, степен на чистење на дебрис, времетраење на обработката, транспозија на каналот, можност за перфорации итн. Burklein и сор.,^{(79), (80)} анализирајќи неколку ендодонтски реципрочни и ротациони системи меѓу кои и Pro Taper Universal и Reciproc Blue прикажуваат дека подобро чистење на каналот се прави доколку се користат реципрочните ендодонтски системи.

Сепак, наша главна цел е сочувување на здраво дентинско ткиво и намалување на можноста за фрактура на коренот. Податоците добиени од современите истражувања укажуваат дека инструментацијата треба да обезбеди замазнување и обликување на каналниот дентински ѕид, со што ќе се овозможи подобра пригација и оптурација, но индиректно ќе влијае и врз цврстината на забот. На овој став се и Prado и сор.,⁽¹³⁴⁾ кои во истражувањето добиле податок дека еднокорените заби кои се традиционално обработени (45/0.02), имаат фрактурна резистенција поголема во споредба со забите со современите видови на обработка и тоа за 43,7 %. Делумно го поддржуваме овој став каде што освен рачни, подобрување на издржливоста на забите се постигнува и со реципрочниот систем на препарација.

Во литературата постои податок дека ротационите инструменти имаат негативна страна да предизвикаат напукнување на дентинот при обработката. Во студија на Jamleh и сор.⁽¹⁶⁵⁾ се покажува дека варијацијата во резистенцијата на забите е поврзана со различните видови движења на инструментот, поврзувајќи ги настанатите микропукнатини со ротационите и реципрочни движења. Со што, ротационата обработка има повисока стапка на формирање пукнатини на микроскопско ниво, отколку реципрочната.

Shahriar Shahi и сор.,⁽¹⁶⁶⁾ водејќи се по овој став, го тестирале механичкото однесување на ротационите системи: RaCe, ProTaper и V-Taper и настанатите пукнатини во однос на третините на напречен пресек. Заклучиле дека ротационите предизвикуваат напукнувања, но без доминација во некоја напречна третина на коренскиот канал. Денес ротационите системи се често употребувани, но се провлекуваат негативности кои даваат последици.

Други научни студии^{(167), (168)} ја објаснуваат подобрата позиција на реципрочните движења со помалото напрегање врз дентинските ѕидови кои го прават за време на движењето на инструментот во коренскиот канал. Поради ова настанува помала стапка за кршење на забот при нивно користење. Потенцираат дека за настанувањето на микропукнатини многу е поважен начинот на кој се врши



ендодонтската препарација, отколку други фактори како што е коничноста на инструментот.

Резултатите од нашата студија се во согласност со ставовите на Jamleh и сор.,⁽¹⁶⁵⁾ Çiçek и сор.⁽¹⁶⁷⁾ и Verutti и сор.⁽¹⁶⁸⁾ бидејќи реципрочните движења обезбедија подобра биомеханика на ендодонтски третираните заби во однос на ротационите кои ја намалуваа фрактурната цврстина на забот.

Како објаснување на ова, системот на Pro Taper Universal покажува поголема склоност кон дентински фрактури, со помали вредности на сили кои го кршат забот, во споредба со другите видови на ендодонтските системи во нашето истражување (рачни: Hedstrom и реципрочни: Reciproc Blue).

Со нашето мислење се совпаѓаат и ставовите на Barreto и сор.⁽¹⁶⁹⁾ а се надоврзуваат и оние на Bier и сор.⁽¹⁷⁰⁾ кои воочиле дека ротационите Ni Ti инструменти индуцираат значително поголеми напукнувања и дентински дефекти во споредба со рачните инструменти. Авторите ги нагласуваат негативностите од големиот број ротации на овој систем и дизајнот на работниот дел. За време на каналната препарација се создава контакт меѓу инструментот и дентинските видови, што резултира со моментална концентрација на стрес во дентинот. Ова понатаму води кон дентински дефекти кои прават услови за формирање на вертикални коренски фрактури при користењето на ротациони системи.

Ставот дека ротациониот систем на обработка ја зголемува инциденцата за појава на фрактура, во однос на реципрочната обработка, се потврдува и со спроведеното истражување на Aksoy и сор.⁽¹⁵⁴⁾ Воочиле дека Pro Taper Universal F2 и XR сигнификатно ја зголемува стапката на микрорупкнатини во споредба со групата обработена со Reciproc Blue. На ова се надоврзуваат Bier и сор.,⁽¹⁷⁰⁾ кои докажале дека ротационите Ni Ti инструменти создаваат напукнување во коренскиот дентин, што доведува до сигнификантно зголемување на дентинските дефекти поради големиот број на ротации за време на работата.

На ова се надоврзуваат и научни студии^{(167), (168), (171)} кои укажуваат и на зголемената стапка на трансмисија на стрес врз дентинот при ротационите движења во споредба со реципрочните движења, а со тоа ја зголемуваат инциденцата за појава на микрорупкнатини во споредба со машински реципрочни движења.

Споредба меѓу реципрочните или ротационите движења се направени и во студијата на Cicek и сор.⁽¹⁷²⁾ Тие имаат различен став во однос на претходните студии. Користеле повеќе ротациони (Pro Taper Next, Twisted File, Pro Taper Universal, Mtwo) и еден реципрочен систем (Wave One), при што воочиле дека ротациониот Pro Taper Next дава резистенција на забот значително поголема во однос на другите системи. Со издвојувањето на овој еден ротационен кој обезбедува најдобри резултати меѓу сите други системи, системот со реципрочната обработка не го потенцираат како особено поволен.



Важна улога во цврстината на забот, освен обработката игра и дизајнот на инструментот. Овој став го делат и Kim и сор.,⁽¹⁷³⁾ кои ја поддржуваат поврзаноста помеѓу денталните напукнувања и дизајнот на инструментот.

Видот на обработката и дизајнот на инструментот е во тесна врска со избраниот ендодонтски систем, кој може да е моноинструментен или мултиинструментен. Harandi и сор.⁽¹⁷⁴⁾ ја споредиле инциденцата за формирање на напукнување по инструментација со различни видови на ендодонтски системи кои ги систематизираат по бројот на инструменти кои ги користат при работата: Pro Taper Universal и SafeSider како мултиинструментни системи и Neolix како моноинструментен систем. Причината за помалата стапка на формирање на пукнатини кај Neolix ја пронаоѓаат токму во моноинструментноста на овој систем. Ова објаснување на Harandi и сор., за моно- и мултиинструменталноста корелира и со нашите податоци каде што Reciproc Blue, како моноинструментен систем за обработка даде подобри податоци за цврстината на забите во споредба со мултиинструментниот Pro Taper Universal.

Слични резултати се добиле и во студијата на Eken и сор.,⁽¹⁷⁵⁾ каде што се користело моноинструментни реципрочни системи (OneShape и WaveOne) и мултиинструментни ротациони системи (Pro Taper Universal, Mtwo, Twisted File и Pro Taper Next). Резултатите покажале дека моноинструментниот WaveOne систем создава помал ризик за фрактура отколку кога се користи кој било друг ротационен систем. Ова е можно да се должи на помалата трауматизација на каналното ткиво при користењето на само еден инструмент, во однос со агресивноста при користењето на поголем број инструменти кај мултиинструментните системи, секако во комбинација со видот на препарација.

Комбинираната употреба на видот на обработка со коничност ја испитувале Acharya и сор.⁽¹⁷⁶⁾ Тие ја тестирале цврстината на еднокорените заби обработени со различни рачни и машински ротациони инструменти (рачни, Pro Taper Universal, Pro Taper Next и V Taper). Резултатите покажале дека постои статистички значајна разлика меѓу сите групи освен меѓу рачните и V Taper. Заклучиле дека при користењето на ротационите движења кај ендодонтските системи, поголемата коничност негативно влијае врз цврстината на забот.

Во нашето истражување се воочи дека постои статистички значајна разлика меѓу сите групи освен: рачна и Reciproc Blue. Ова укажува на фактот дека и покрај разликата во големината на taper меѓу овие 2 групи (0.02 и 0.06) постои сличност која, пред сè, произлегува од видот на обработката. Инструментацијата кај примероците од овие 2 групи резултира со фрактурна резистенција на забите која е слична и значително поголема од онаа на примероците обработени со ротациони инструменти.



Мора да се потенцира влијанието на двата параметри врз фрактурната отпорност на забите, како подеднакво битни фактори кои придонесуваат во цврстината на ендодонтски третираните заби. Малата разлика меѓу просечните сили на притисоци на кршење меѓу забите обработени со стандардна коничност и забите со коничност 6 %, но обработени со реципрочни движења, се добива токму од комбинацијата на овие два параметри. Се смета дека реципрочните движења при обработката доведуваат до помало оштетување на забот од ротационите, за што има поткрепа и во литературата. ^{(165), (167), (168), (172)}

Во нашата студија ова е поткрепено од статистичките анализи од физичкиот дел на истражувањето, каде што се воочи дека постои статистички значајна разлика меѓу силата на притисок на кршење и коничноста на инструментот во сите групи, но дека само со пораст на коничноста не доаѓа и до сукцесивно намалување на отпорноста. Особено изненадуваше фактот дека кај забите обработени со коничност на инструменти од 6 %, каде што очекувавме и најголемо намалување на фрактурната резистенција, таа сосема спротивно се зголеми. Ова се објаснува со фактот дека големината на коничноста не секогаш изолирано придонесува во фрактурната резистенција на забот. Подеднакво важна улога во фрактурната резистенција на забите има и видот на обработката, каде што реципрочната обработка даде подобри резултати од забите обработени со ротациони движења. Поради ова, делумно ја прифативме главната хипотеза Х0 дека со зголемувањето на коничноста при обработката на ендодонтскиот канал и одземањето на дентинско ткиво, се намалува фрактурната резистенција на забот.

Освен инструментацијата, во цврстината на ендодонтските заби, придонес има и оптурацијата на коренските канали. Класичната коренска оптурација во голема мера ја намалува кршливоста на забите. Според нашето истражување, силата потребна да доведе до кршење на забот доколку не е наполнет е само една третина од силата за кршење на оптурираните заби. Ова се должи на преносот на сила на притисок кој се амортизира со еластичноста на гутаперката.

Исто така, иако се очекува фибергласното зајакнување да обезбеди подобра цврстина на забот, сепак тоа не е така. Резултатите покажаа дека забите кои се оптурирани со гутаперка и цемент се поиздржливи на кршење во споредба со забите со ФГК. Одговорот зошто е ова така, се објасни низ софтверската анализа на сили на смолкнување и настанатите напрегања кои се значително поголеми кај фибергласните модели.

Сите варијации и разлики кои се среќаваат во резултатите низ светската литература, како и нашите резултати се однесуваат пред сè на мултифакториелната комбинација на: големината на обработениот дијаметар на каналот, видот на обработка и изборот на инструмент кој има различен напречен пресек, дизајн на работниот дел, тип на легура од којшто е изграден итн.



8.3.3. Фрактурна линија

Во однос на разгледаната фрактурна линија, статистичките анализи од физичкиот дел покажаа дека не постои поврзаност меѓу сложеноста на фрактурната линија и сила на аплициран притисок на кршење.

Исто така, се констатира дека не постои статистички значајна поврзаност помеѓу локализацијата на фрактурната линија и сила на притисокот на кршење.

Анализирајќи го правецот на настанатата фрактурна линија кај примероците во истражувањето во физичкиот дел, најчесто се случуваат комбинирани и мултипли фрактури т.е. фрактурни линии и во вестибулоорален и мезиодистален правец.

Во литературата постои податок каде што најчесто се среќаваат вертикални надолжни фрактури кои имаат вестибуло-орален правец, без разлика што дентинот на ова место е најширок. ^{(81), (177)}

Ова се согледа и од нашите нумерички анализи, каде што симулационата анализа покажа линијата на кршење која се доби со поврзување на точките на кршења од главните напрегања, со што според локализација се претпостави дека ќе е со вестибуло-орална вертикална надолжна фрактурна линија. Со ова се потврдува и ставот на Lertchirakarn и сор. ⁽¹⁷⁷⁾ и преку нумеричката анализа и приказот на стрес концентрацијата и дистрибуцијата се објасни вестибуло-оралниот правец на настанување на фрактура кај интактни заби (MoKE1). Од клиничка гледна точка, ова објаснува зошто токму во вратниот дел на забот настанува абфракциона лезија.

Некои истражувања ја поврзуваат фрактурата и типот на настанатата фрактурна линија со постоењето на интраканално колче. Сепак ФГК имаат тенденција да создадат поволни фрактури, а титаниумските и металните колчиња, агресивни и неповолни фрактури кои секогаш водат до екстракција на забите. ^{(70), (178), (179), (180)}

Ова се должи на разликата во еластичниот модул. Докажано е дека ФГК имаат модул сличен на дентинот. ⁽²⁶⁾ Оваа сличност дава предност при изборот на користење на ФГК во однос на сите други и овозможува пониска дистрибуција на стрес со помала можност за настанување на коренска фрактура. ^{(181), (182)}

Титаниумските колчиња имаат поголем модул на еластичност од ФГК, а со тоа и поголем пренос на сила врз дентинот отколку што можат да апсорбираат и резултира со поголема стапка за настанување на коренска фрактура.

Сепак постојат различни дефиниции за поволни и неповолни фрактури. Некои студии ги дефинираат цервикалните фрактури како поволни, ^{(183), (184), (185)} додека други како неповолни. ⁽¹⁸⁶⁾

Па затоа во иднина е потребна подобра стандардизација на класификација на фрактурни линии за да може да има релевантна компарација на резултатите. Токму



поради ова, научните студии не ги разгледуваат детално фрактурните линии, туку го насочуваат вниманието само на ВФЛ. Денес вратите на науката се ширум отворени за нумеричките симулациони анализи кои овозможуваат разјаснување на фрактурните линии од биомеханички гледан аспект.

8.3.4. Фиберглас колче

Невиталните ендодонтски третирани заби се со намалена еластичност на забот, па затоа е потребно да се внимава при изборот на материјал за реставрирање и изборот на интраканално колче. Многу студии се направени за да испитаат дали фрактурната резистенција на ендодонтските заби се зголемува или намалува со поставување на интраканалните колчиња.

Одлуката за користење на интраканално колче води до дополнително одземање на коренски дентин за да се олесни неговото поставување. Просторот кој се обезбедува за колчето се обезбедува за сметка на перицервикалниот дентин. Притоа се генерираат латералните сили во коренскиот дентин по цементацијата на колчето, како и сили при функционирањето на забот. Овие два вида доведуваат до зголемена деформација на коренскиот дентин со предиспозиција за вертикална коренска фрактура. ^{(187), (188)}

За да се постигне полниот ефект на поставеното колче, важно е да се внимава на неколку карактеристики. Користењето на колче со завртки ќе создаде непосакувана стрес концентрација на радикуларното забно ткиво и зголемен ризик за фрактура во споредба со пасивниот систем на поставување на колчиња. ^{(189), (190)}

Воедно треба да се внимава и на материјалот од којшто е изградено колчето.

Silva и сор. ⁽⁹²⁾ воочиле дека при изборот и планирањето на интраканално колче, битно е да е изградено од материјал кој има слични механички карактеристики и еластичност како и дентинот. Во истражувањето предност даваат на ФГК во однос на металното колче поради хомогениот пренос на стрес и сличниот модул на еластичност со дентинот. ⁽²⁶⁾ ФГК имаат најдобри перформанси во споредба со другите не-биолошки колчиња, со што се оправдува нивната широката употреба. ⁽¹⁹¹⁾

Современата литература има контрадикторни ставови во однос на цврстината на забот и поставеното ФГК. Некои студии сугерираат дека ФГК ја зголемуваат фрактурната резистенција на забите, ^{(192), (193), (194), (195), (196)} додека други сметаат дека овој тип на колче нема никаква улога врз фрактурната резистенција на ендодонтски третирани заби. ^{(197), (198), (199), (200)} Овие несогласувања во резултати произлегуваат од мултипната комбинација на факторите на колчето и тоа: облик, должина на поставеност во каналот, површина на дентински сид, број на преостанати забни сидови итн. ^{(201), (202), (203)}

При употребата на фибергласните колчиња се смета дека постојат недоиспитани фактори. Потребно е да се земе предвид ferrule effect во висина, како важна ставка која придонесува за цврстината на забот. И тука има несогласувања: за



некои доволна е висина од 1 mm, ⁽²⁰⁴⁾ за други 2 mm, ⁽²⁰⁵⁾ а некои пак сметаат дека 3 mm е ферул на кој може да се смета. ⁽²⁰⁶⁾ Сепак ние одлучивме во ова испитување да направиме ферул од 2 mm.

Според Jindal Sanil и сор., ⁽⁷⁰⁾ ендодонтски третираните антериорни заби со K-file (60/0.02) ќе добијат зголемување на цврстината на забот само доколку должината на интраканално поставеното колче е 10 mm, што е слично на нашиот начин на поставување на колчето т.е. 2/3 од должината на каналот. Добиле податок од 797.8 N, кој е приближен на нашите резултати 802 N.

При направената компаративна анализа од резултатите на само обработените и обработени и зајакнати со колче, воочивме дека ендодонтски третираните заби добиваат на цврстина со поставување на интраканално колче. Но споредувајќи ги класично оптурираните и фибергласно зајакнатите се согледа дека класичната канална оптурација ја зголемува цврстината во поголем процент отколку доколку се зајакнати со ФГК. Нумеричката анализа докажа дека ова се должи на смолкнувањето кое е особено изразено кај фибергласно зајакнатите заби.

Литературните податоци укажуваат дека отпорноста кај забите со фибергласни колчиња зависи од тоа дали забите се зајакнати во коронарниот дел или не. Luthria и сор. ⁽¹⁹⁹⁾ истражуваат дали има разлика во фрактурната резистенција кај заби со неколку начини на реставрирање: ендодонтски третирани максиларни премолари со големи МОД кавитети, без колче, заби каде што имало поставено фиберглас колчиња и заби со колче од полиетилен. Воочиле дека фибергласно зајакнатите заби го имаат полниот ефект на отпорност само доколку коронката е реставрирана со композит, односно била потребна висока вредност на сила за кршење на тие заби. Исто така и Belli и сор. ⁽²⁰⁷⁾ го поддржуваат овој факт, каде што сигнификантно зголемување на фрактурната резистенција на забот постои само при комбинација ФГК со МОД кавитети.

Други автори го поддржуваат ставот дека фибергласно зајакнатите заби имаат најголема отпорност само доколку се зајакнати со коронки. ⁽³⁹⁾ На овој начин доаѓа до израз кумулативниот ефект на колчето во коренскиот и коронарниот дел.

При настанувањето на фрактурата многу е важно за каков тип на фрактура станува збор, која ќе овозможи реставрирање или ќе доведе до екстракција на забот. Бројна литература ^{(178), (179), (180)} има став дека кај забите реставрирани со ФГК настануваат поволни фрактури, додека кај титаниумските колчиња настануваат неповолни фрактури. Таков е трудот на Jindal и сор. ⁽⁷⁰⁾ кои во своето *in vitro* истражување утврдиле дека ФГК овозможуваат настанување на поволни реставративни фрактури, во споредба со другите колчиња кои создаваат неповолни. Ова е и ставот на Luthria и сор., ⁽¹⁹⁹⁾ каде што установуваат дека зајакнатите реставрации со ФГК превенирале неповолни фрактури при оклузалното оптоварување. Постојат и бројни други научни студии кои укажуваат дека оштетените заби кои се третирани со ФГК се кршат на начин што може повторно лесно да се реставрира во споредба каде што не се користени ФГК. Кога се кршат



забите без ФГК, фрактурите се подраматични и резултираат со загуба на забите во целост. ⁽²⁰⁸⁾

Нашето истражување потврдува дека при аплицирање на вертикален компресивен товар најпрво настанува фрактура на ФГК и тоа во пределот каде што се проектира линијата на декоронирање, а потоа со понатамошно товарење и на периканалниот дентин кој е во контакт со колчето. Ова место на настанување на фрактура кај ФГК и забното ткиво околу него овозможува поволна и реставративна фрактура во клиничката пракса.

Но, постои и литература која не се согласува со нашиот став. Plotino и сор., ⁽²⁰⁹⁾ Toksavul и сор. ⁽²¹⁰⁾ и Tavano и сор., ⁽¹⁾ воочиле дека ФГ колчиња создаваат фрактури кои се ирепарабилни.

Без разлика на контрадикторната литература, од нашата нумеричка и статистичка анализа, едно е јасно, фибергласните колчиња, иако не ги зацврстуваат *in vitro* забите во толкав процент како класичната оптурација, сепак со сигурност придонесуваат во зголемување на отпорноста на кршење.

8.3.5. Стрес концентрација и стрес дистрибуција

Цврстината, интегритетот и начинот на пренесување на силата низ преостанатата забна структура за време на мастикација влијае врз стапката на долготрајноста на забот. ⁽⁶⁾

Податоци за силата, стрес концентрација и начинот на пренос, единствено може да се добијат со современиот и иновативен МКЕ.

Во нашата студија при нумеричката анализа се разгледа стрес концентрацијата и стрес дистрибуцијата и кај интактните и кај ендодонтски третирани заби. За подобро разјаснување зошто се одвиваат фрактурите на одредени места, визуелно ги прикажавме преку нумерички модели кои дескриптивно ги опишавме. Исто така моделите со ФГК ги разгледавме и како заедничка целина со забното ткиво, но и посебно со цел подобро да се анализира и објасни нивното напрегање.

Местата каде што се концентрира најмногу стрес се оние каде што постои нехомоген пренос на стрес меѓу ткивата и/или материјалите, а ова најчесто е во меѓупросторот меѓу ткивата и материјалите. Меѓупросторот ја прикажуваат најслабата алка на биолошкиот систем на забот, поради различни модули на еластичност. Несовпаѓањето во цврстината дополнително влијае врз стрес дистрибуцијата. ^{(211), (212)} Овој став корелира со нашиот, земајќи предвид дека кај сите модели најголема концентрација на напрегањата (особено при анализа на третото



главно притисочно напрегање) се наоѓаше на местото меѓу вратот на забот (т.е. емајло-цементното споиште).

Кај интактниот модел на заб (МоКЕ1) стрес концентрацијата беше распределена низ забната структура, со концентрација во цервикс и постепено намалување кон апекс. Точките на кршење кои се детектираа при главните напрегања т.е. концентрации на стрес укажуваа на правецот на движење на фрактурната линија. Со поврзувањето на точките на кршење кај моделите се доби вестибуло-орален надолжен правец на фрактурата, укажувајќи на настанување на вертикална фрактурна линија кај интактниот модел на заб. Распределбата на напрегањата е различна кај интактниот заб од ендодонтските модели на заби.

Фрактурна линија кај нумеричките ендодонтски модели (МоКЕ 6, МоКЕ 8, МоКЕ 10), во однос на надолжно или напречно, не беше јасно дефинирана како кај интактните заби. Ова е како резултати на напрегањата кои ги имаат моделите при аплицирањето на сила на товар. Фрактурната линија кај ендодонтски третираните заби без разлика на коничноста на обработка ќе настане најпрво во периканалниот дентин, каде што е аплицирана силата на товар и потоа барајќи ги точките на кршење во зоните на максимални напрегања, што според нумеричкиот приказ е во пределот на вратот на забот. Воочувајќи дека концентрацијата на напрегањето во овој дел е зона, а не неколку дефинири точки, би довело до формирање на повеќе линии на кршење т.е. фрактурата која би настанала би била мултипна и комбинирана.

Со ова се потврдува споредната хипотеза 2 и споредната хипотеза 4 дека постои разлика во резултати од тестирањето на стрес дистрибуција и одредувањето на точките на концентрирани напрегања со двата метода: универзална тестирачка машина и МКЕ, во корист за софтверскиот дел од истражувањето, каде што само овој метод даде детални информации за напрегањето и начинот на негов пренос. Воедно, акумулацијата на напрегањето е различно за интактни и ендодонтските нумерички модели.

Letchirakarn и сор.,⁽¹⁶³⁾ преку анализа на конечни елементи, воочиле дека без разлика дали коренот и каналот е овален или тркалезен, при обработката секогаш постои поголема стрес концентрација во вестибулоорален правец и тоа во највнатрешните површини на дентинот. Како се одело кон периферијата т.е. кон цементот, стрес концентрацијата се намалувала. Токму затоа се случувала фрактура во овој правец.

Во нашата студија, симулационата анализа на единаесетте модели на конечни елементи, покажа едно идентично место на стрес концентрација: коронарно-коренскиот спој. Ова е како резултат на различниот модул на еластичност меѓу ткивата и го делиме ставот со Letchirakarn и сор.

Разгледувајќи ги напрегањата Munari и сор.,⁽¹⁴³⁾ преку АКЕ воочиле дека кога обликот на напречен пресек на коренот не е кружен, дистрибуцијата на стрес во



околината е асиметрична. Исто така, кога дебелината на дентинот се намалува во еден правец, тогаш и дистрибуцијата на стрес нема да е правилна.

Нумеричката анализа од нашето истражување формира став дека врз стрес концентрацијата и дистрибуцијата влијае не само обликот на каналот, туку и обликот на коренот на забот. Ова се заклучи врз основа на симулационите прикази каде што обликот на коренот на забот влијаеше стрес концентрацијата да биде асиметрична, иако беше дизајниран идеално тркалезно обработен канал.

Со нумеричката методологија, Rickswilliamson и сор. ⁽²¹³⁾ воочиле дека тригер место за кршење на забот за време на третман претставува спојувањето меѓу коронарна и средна третина на коренот на забот, како резултати на најголеми напрегања во овој дел. При изолирано разгледување на коренскиот дел без притоа да се земе предвид коронарно-коренскиот спој, воочуваме дека овие две третини се со поизразени напрегања во однос на апикалниот дел, па затоа при обработката потребно е да се внимава токму во овој дел од коренскиот канал.

За разлика од нашите резултати, истражувањето на Godiny и сор. ⁽²¹⁴⁾ покажува најголема стапка на стрес, во средната третина на коренскиот канал без разлика на тоа каков ендодонтски систем е користен. Спротивно на овој став е мислењето на Medha и сор., ⁽²¹⁵⁾ најголема стрес концентрација постои во апикална третина на каналниот систем, без разлика на тоа кој тип на ендодонтски систем е користен при обработката. Овие контрадикторни ставови се должат на различната закривеност на каналот кај забите кои се користени во истражувањето. Сепак, Godiny и сор. ⁽²¹⁴⁾ тврдат дека степенот на изразена коничност игра улога во концентрацијата на стрес врз дентинските сидови.

Во однос на коничноста и напрегањата кои постојат при апициран притисок, Munari и сор. ⁽¹⁴³⁾ тврдат преку математичка равенка дека притисокот на кој настанува фрактурата на коренот е пропорционален со каналниот дијаметар. Исто така, дека притисокот потребен за кршење се зголемува со зголемувањето на коничноста. Со оваа констатација на Munari и сор. се согласуваат Holcomb и сор. ⁽²¹⁶⁾ И тие воочиле дека притисокот на кршење има позитивна линеарна корелација со каналниот коницитет. Колку повеќе се зголемува каналниот дијаметар, постои поголема површина на која се пренесува контактниот притисок, кој би довел до стрес, а ова би произлегло со помал број на фрактури.

Видот на обработката и обезбедувањето на цврстина на забот со неа денес успешно се објаснува со нумерички генерираната анализа.

Научни студии ⁽¹⁶²⁾ укажуваат на фактот дека рачните инструменти предизвикуваат помал стрес на коренските сидови, отколку ротационите машински инструменти.

Според Çiçek и сор., ⁽¹⁶⁷⁾ Veruti и сор., ⁽¹⁶⁸⁾ при ротационите движења на ендодонтските системи се зголемува стапката на стрес дистрибуција врз дентинот,



со што се зголемува инциденцата на микропукнатини, кои водат до кршење на забите. За разлика од нив реципрочните движења имаат пониска стапка на трансмисија на стрес, а со тоа и помал број на фрактури.

Kim и сор. ⁽¹⁷³⁾ го користат МКЕ за да го споредат апикалниот стрес кој се генерира од трите типа на Ni Ti ротациони системи. Заклучиле дека Pro Taper генерира најголем тензион и компресивен стрес во дентинот, кој несомнено може да доведе до настанување на коренски дентински дефекти.

Неколку години подоцна Kim и сор., во 2013 год., ⁽²¹⁷⁾ преку виртуелно 3D тестирање го испитале создавањето на стрес во апикалната третина, кај два конвенционални ендодонтски система (Pro Taper и Pro File) и денес актуелен SAF систем. Воочиле дека со иновативниот систем се генерира стрес во апикалната околина речиси 10 пати помала од стресот кој се создава со користењето на ротационите системи.

Нумеричкото истражување во склоп на оваа докторска дисертација не го имитираше типот на обработката во презентираниите симулации, со што понатамошното научно продлабочување ќе го насочиме токму во овој правец.

Современите нумерички анализи ги презентираат местата со најголемата акумулација на напрегањата и нивната траекторија на движење и интраканалните колчиња, а особено и кај денес најчесто употребените ФГК. Притоа се разјаснува зошто тие се фаворизирани во однос на другите колчиња, како тие се однесуваат, какви типови фрактури создаваат итн. Boshian и сор. ⁽²¹⁸⁾ изјавиле дека колчето кое има повисок модул на еластичност дистрибуира нехомоген и деструктивен стрес врз дентинот и околните структури. Santos-Filho и сор. ⁽²¹⁹⁾ констатирале дека е потребно да постои сличност помеѓу механичките карактеристики на реставративните материјали и забните ткива за да се намали стапката за создавање на фрактура.

Na Zhang и сор., ⁽²²⁰⁾ преку 3D симулација и анализа, ја испитувале стрес концентрацијата и дистрибуцијата кај три различни системи на колчиња. Како најповолно се покажало фибергласното, а додека металното од не'рѓосувачки челик предизвикало најголема стрес концентрација и притоа ја зголемило стапката за коренска фрактура.

Констатацијата дека фиберглас колчињата имаат поволна стрес дистрибуција по должината на коренот ја поддржале и Ambica и сор. ⁽²²¹⁾ Santos-Filho и сор. ⁽²¹⁹⁾ и Silva и сор., ⁽⁹²⁾ воочиле дека ФГК имаат похомоген пренос на стрес во однос на металните. Металните колчиња и системи кои се користат во секојдневната стоматолошка пракса имаат повисока стапка за вертикална коренска фрактура, кои несомнено водат кон екстракција на забот. ^{(222), (223)} Кај овие метални колчиња се генерира поголем стрес во просторот меѓу дентинот и колчето што води до напукнување или до комплетни фрактури на дентинот. ^{(69), (224)} Денес, токму поради



овие карактеристики металните колчиња се користат сè помалку и нивните негативности се надоместуваат со постоењето на ФГК.

Во научна студија ⁽²²⁵⁾ со користењето на МКЕ е анализирана стрес концентрацијата и трансмисијата кај МоКЕ на максиларен централен инцизив со 4 различни типови на колчиња. При апликацијата на вертикален или аголен притисок, без разлика за кој тип колче станува збор, максимална концентрација на стрес се отчитала во коронарната третина од коренот и тоа од вестибуларната страна. При изолираното разгледување на максимална и минимална концентрација на стрес кај ФГК се отчитала најголема вредност во централниот дел на колчето, а најмала вредност во меѓупросторот колче-дентин. Причината за помалата стрес концентрација во овој меѓупростор, иако сите други типови на колчиња ги имаат спротивните резултати, се должи на сличниот Young's модулис на ФГК и дентинот, па затоа и ФГК е покомпатибилно во споредба со металното.

Zhou и сор., ⁽²²⁶⁾ во 2009 година, направиле МоКЕ на мандибуларен втор премолар реставриран со колче со различни облици и дијаметри во однос на надолжната оска. Воочиле дека не постои сигнификантна разлика во фрактурната резистенција при зголемувањето на дијаметар на ендопросторот. Тие ги предлагаат фибергласните колчиња како идеални во ситуации за реставрирање на коронката и коренот, бидејќи продуцираат помал стрес под аголно оптоварување отколку надолжно, што е особено повољно во процесот на мастикација.

Анализата со конечни елементи од спроведената студија покажа дека по аплицирањето на вертикален товар, кај фибергласните модели, најголеми напрегања без разлика дали се обработени со 2 %, 4 % и 6 % коничност (МоКЕ 7, МоКЕ 9 и МоКЕ 11), постојат најпрво кај ФГК и тоа во пределот каде што се проектира линијата на декоронирање или во непосредна близина на неа. Со што најпрво ќе настане кршење на овој дел. Ова физички го потврдиме со примероците од првиот дел на истражувањето. По настанатото кршење на ФГК, со понатамошната компресија ќе настане кршење на перицервикалниот дентин околу колчето.

Иако се очекуваше ендодонтски третираните заби да добијат на отпорност со поставување на ФГК поголема од конвенционалната оптурација, сепак преку статистичката анализа на физичкиот дел не се докажа тоа. Во нумеричката анализа тоа и го потврдиме и се докажа преку концептот на сила на смолкнување и напрегање на смолкнување кој е особено изразен кај фибегласните модели. За разлика од нив, кај класично оптурираните модели, без разлика на избраниот коницитет, смолкнувањето е занемарливо мало и речиси неизразено. Поради ова, моделите со фибергласно колче, побрзо се кршат од очекуваното.



Со ова ја прифаќаме споредната хипотеза 3 дека постои надополнување на резултатите од тестирањето на фрактурната резистенција на заби со двата метода: УТМ и МКЕ.

Тешко е да се посочи само еден изолиран предиспонирачки фактор кој самостојно и независно доведува до коренска фрактура. Но сепак, нашето истражување преку користењето на двата методи на тестирање успеа да издвои два подеднакво битни и доминантни фактори кои играат улога во фрактурната цврстина на ендодонтски третираните заби: коничност и вид на обработка и пронајде одговор за нивното интерактивно влијание.



Преку статистичката анализата на добиените резултати и нумеричката анализа на софтверскиот дел од нашето истражување формиравме одговор на поставените работни хипотези:

→ Делумно ја прифативме главната хипотеза H_0 дека со зголемувањето на коничноста на обработка на ендодонтски канал и одземањето на дентинско ткиво се намалува фрактурната резистенција на забите. Ова се утврди со изолирано разгледување на следниве коничности: $0.02 (867,23 \pm 108,76)$ vs $0.04 (654,87 \pm 133,9)$; Но при изолирано разгледување на $0.04 (654,87 \pm 133,9)$ vs $0.06 (880,77 \pm 214,18)$ се воочи дека во фрактурната отпорност на ендодонтски третираните заби има и видот на обработката. Па така, при заедничко разгледување на трите големини на taper: $0.02 (867,23 \pm 108,76)$ vs $0.04 (654,87 \pm 133,9)$ vs $0.06 (880,77 \pm 214,18)$ се заклучува дека зајакнување на ендодонтски третираниот заб може да се постигне или од taper или од видот на обработката.

→ Ја потврдивме споредната хипотеза H_1 дека постои разлика меѓу резултатите од фрактурната резистенција на интактни заби и ендодонтски обработени и оптурирани заби. Ова го потврдивме и во физичкиот и во софтверскиот метод на истражување, каде што контролната група и МоКЕ 1, соодветно, се покажаа далеку поотпорни во однос на сите други експериментални групи и модели на конечни елементи.

→ Ја потврдивме и споредната хипотеза H_2 дека постои разлика во резултатите од тестирањето на стрес дистрибуцијата на интактни и ендодонтски обработени и оптурирани заби и тоа во корист на иновативната нумеричка анализа. Добиените резултати од нашата студија укажуваат дека овие параметри единствено може да ги добиеме и визуализираме со користењето на методата на конечни елементи.

→ Ја потврдивме и споредната хипотеза H_3 дека не постои значителна разлика во резултатите во тестирањето на фрактурната резистенција, со двата метода: универзална тестирачка машина и МКЕ. Со симулацијата и товарењето на моделите со просечните вредности на кршење од физичкиот дел се добија податоци кои влегоа во зоната на лом или беа блиску до неа. Со ова, отстапките во резултатите меѓу двата метода беа минимални, што според литература е во рамките на дозволеното (до 10 %) и тврдиме дека и со физички и со софтверски метод се добиваат подеднакво релевантни резултати, а најдобро е кога се надополнуваат едни на други.

→ Ја потврдивме и споредната хипотеза H_4 дека постои разлика во резултатите од тестирањето на стрес дистрибуција и одредувањето на точките на напрегање со двата метода: универзална тестирачка машина и МКЕ. Со физичкиот



метод не може да се добијат податоци за овие параметри, а додека со МКЕ дава детални и визуелно прикажливи резултати за напрегањата и начинот на пренос.



ЗАКЛУЧОК



9. ЗАКЛУЧОК

Врз основа на презентираниите резултати и статистичката анализа од нив, во рамките на спроведеното истражување за реализација на оваа докторска дисертација, се донесени следниве заклучоци:

1. Интактните витални заби имаат најголема фрактурна резистенција, а ендодонтската обработка сигнификантно ја намалува цврстината на забот.
2. Ендодонтски обработените заби ја зголемуваат својата цврстина со оптурацијата на ендодонтскиот простор или поставувањето на фиберглас колче.
3. Фибергласните колчиња даваат придонес во цврстината на ендодонтски третираниите заби, но не во толкава мера како и класичната оптурација на забите.
4. Индикација за фибергласните колчиња е ретенција на коронарната реставрација, а не зголемување на цврстината и отпорноста на забот.
5. Преку статистичката и линеарната нумеричката анализа се докажа дека со зголемувањето на коницитетот на ендодонтскиот простор се намалува цврстината на забот. Но сепак, големината на ендодонтскиот коницитет не влијае самостојно и изолирано врз фрактурната резистенција на забот. Дополнително важен фактор е видот на обработката.
6. Видот на обработката влијае врз отпорноста на фрактура на забот. Најповолна обработка е машински реципрочната и рачната, а најнеповолна е машински ротационата обработка.
7. Правилната комбинација на користените инструменти и видот на обработка доведува до најмало ослабнување на забот во однос на неговата кршливост.
8. При тестирањето на цврстината на забите, користењето на современи софтверските пакети на МКЕ добива подеднакво релевантни, точни и прецизни податоци, како и користењето на традиционалниот физички метод.
9. Информации за напрегањето и начинот на пренесување единствено може да се добие со МКЕ. Со АКЕ се добија податоци на најголема концентрација на стрес во цервиксот на забот, со редуцирано дистрибуирање на истиот кон апикално.
10. Предност на современиот иновативен метод во однос на традиционалниот метод на тестирање е тоа што МКЕ прави виртуелно предвидување на исходот од препаратацијата уште во почетните фази на истражувањето. МКЕ за



пократко време ги добива резултатите преку направената симулацијата, со тоа се заштедува на време и работа. Еднаш направениот модел може да се тестира безброј многу пати за различни цели, да се модифицира и надградува.

11. МКЕ наоѓа примена во подобрување на перформансите на третманот, предвидување на исходите со широка имплементација во секојдневната стоматолошка пракса и унапредување на исходот од ендодонтската терапија.

Резултатите од нашето истражување разјаснуваат многу дилеми за придонесот на ендодонтскиот коницитет и видот на обработка во цврстината на забот. Истовремено, се отвораат прашања за понатамошни истражувања на повеќе сродни ендодонтски системи во однос на ист вид на обработка или иста форма на инструментите, но различни производители со карактеристики и нивниот придонес во цврстината на забот.

Примената на методот на конечни елементи во стоматологијата е сè уште во развој. МКЕ ќе продолжи да се развива само доколку продолжиме со компарирањето на реалноста со теоријата. Во последно време, нумеричката анализа со метод на конечни елементи прави голем чекор во нашето теоретско разбирање на биомеханиката на забот. Пред сè, исчекор од статички и линеарни истражувања во динамички и нелинеарни. Употребата на анализата на конечни елементи во ендодонтската терапија овозможува еволуција на ендодонцијата од целосно емпириско ниво кон комплетно разјаснување на биомеханичкиот концепт на забот.



КОРИСТЕНА ЛИТЕРАТУРА



10. КОРИСТЕНА ЛИТЕРАТУРА

1. Tavano KTA, Botelho AM, Douglas-de-Oliveira DW, Avila AF, Huebner R. Resistance to fracture of intraradicular posts made of biological materials. *BMC Oral Health*. 2020;20(1):300. Published 2020 Nov 3. doi:10.1186/s12903-020-01295-0
2. Chirila M, Dimitriu B, Bartok RI, Amza O, Serban AM, Suciuc I. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with resin post reinforced with glass fiber. *J Med Life*. 2021;14(1):81-85. doi:10.25122/jml-2020-0180
3. Christensen GJ. Post concepts are changing. *J Am Dent Assoc*. 2004;135(9):1308-1310. doi:10.14219/jada.archive.2004.0406
4. Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *J Biomech*. 2005;38(12):2375-2389. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.10.009
5. Touré B, Faye B, Kane AW, Lo CM, Niang B, Boucher Y. Analysis of reasons for extraction of endodontically treated teeth: a prospective study. *J Endod*. 2011;37(11):1512-1515. doi:10.1016/j.joen.2011.07.002
6. Ng YL, Mann V, Gulabivala K. Tooth survival following non-surgical root canal treatment: a systematic review of the literature. *Int Endod J*. 2010;43(3):171-189. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01671.x
7. Soares CJ, Rodrigues MP, Faria-E-Silva AL, et al. How biomechanics can affect the endodontic treated teeth and their restorative procedures?. *Braz Oral Res*. 2018;32(suppl 1):e76. Published 2018 Oct 18. doi:10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0076
8. Plotino G, Grande NM, Isufi A, et al. Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth with Different Access Cavity Designs. *J Endod*. 2017;43(6):995-1000. doi:10.1016/j.joen.2017.01.022
9. Bhuvu B, Giovarruscio M, Rahim N, Bitter K, Mannocci F. The restoration of root filled teeth: a review of the clinical literature. *Int Endod J*. 2021;54(4):509-535. doi:10.1111/iej.13438
10. Celikten B, Uzuntas CF, Gulsahi K. Resistance to fracture of dental roots obturated with different materials. *Biomed Res Int*. 2015;2015:591031. doi:10.1155/2015/591031



11. Moore B, Verdelis K, Kishen A, Dao T, Friedman S. Impacts of Contracted Endodontic Cavities on Instrumentation Efficacy and Biomechanical Responses in Maxillary Molars. *J Endod.* 2016;42(12):1779-1783. doi:10.1016/j.joen.2016.08.028
12. Rover G, Belladonna FG, Bortoluzzi EA, De-Deus G, Silva EJNL, Teixeira CS. Influence of Access Cavity Design on Root Canal Detection, Instrumentation Efficacy, and Fracture Resistance Assessed in Maxillary Molars. *J Endod.* 2017;43(10):1657-1662. doi:10.1016/j.joen.2017.05.006
13. Wang Q, Liu Y, Wang Z, et al. Effect of Access Cavities and Canal Enlargement on Biomechanics of Endodontically Treated Teeth: A Finite Element Analysis. *J Endod.* 2020;46(10):1501-1507. doi:10.1016/j.joen.2020.06.013
14. Plotino G, Özyürek T, Grande NM, Gündoğar M. Influence of size and taper of basic root canal preparation on root canal cleanliness: a scanning electron microscopy study. *Int Endod J.* 2019;52(3):343-351. doi:10.1111/iej.13002
15. van der Sluis LW, Wu MK, Wesselink PR. The efficacy of ultrasonic irrigation to remove artificially placed dentine debris from human root canals prepared using instruments of varying taper. *Int Endod J.* 2005;38(10):764-768. doi:10.1111/j.1365-2591.2005.01018.x
16. Navabi AA, Khademi AA, Khabiri M, Zarean P, Zarean P. Comparative evaluation of *Enterococcus faecalis* counts in different tapers of rotary system and irrigation fluids: An *ex vivo* study. *Dent Res J (Isfahan).* 2018;15(3):173-179.
17. Hegde MN, Shetty S, Godara N. Evaluation of fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation - An invitro study. *Endodontology.* 2008;20(1):22. doi:https://doi.org/10.4103/0970-7212.351916
18. Adorno CG, Yoshioka T, Suda H. The effect of root preparation technique and instrumentation length on the development of apical root cracks. *J Endod.* 2009;35(3):389-392. doi:10.1016/j.joen.2008.12.008
19. Fatima S, Kumar A, Andrabi SMUN, Mishra SK, Tewari RK. Effect of Apical Third Enlargement to Different Preparation Sizes and Tapers on Postoperative Pain and Outcome of Primary Endodontic Treatment: A Prospective Randomized Clinical Trial. *J Endod.* 2021;47(9):1345-1351. doi:10.1016/j.joen.2021.05.010
20. Mobilio N, Borelli B, Sorrentino R, Catapano S. Effect of fiber post length and bone level on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dent Mater J.* 2013;32(5):816-821. doi:10.4012/dmj.2013-069



-
21. Martino N, Truong C, Clark AE, et al. Retrospective analysis of survival rates of post-and-cores in a dental school setting. *J Prosthet Dent.* 2020;123(3):434-441. doi:10.1016/j.prosdent.2019.05.003
22. Mangold JT, Kern M. Influence of glass-fiber posts on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with varying substance loss: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2011;105(6):387-393. doi:10.1016/S0022-3913(11)60080-2
23. Valdivia AD, Raposo LH, Simamoto-Júnior PC, Novais VR, Soares CJ. The effect of fiber post presence and restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary incisors: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2012;108(3):147-157. doi:10.1016/S0022-3913(12)60138-3
24. Cheleux N, Sharrock PJ. Mechanical properties of glass fiber-reinforced endodontic posts. *Acta Biomater.* 2009;5(8):3224-3230. doi:10.1016/j.actbio.2009.04.008
25. de Moraes A, Cenci M, de Moraes R, Pereira-Cenci T. Current concepts on the use and adhesive bonding of glass-fiber posts in dentistry: a review. *Applied Adhesion Science.* 2013;1(1):4. doi:https://doi.org/10.1186/2196-4351-1-4
26. Lamichhane A, Xu C, Zhang FQ. Dental fiber-post resin base material: a review. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(1):60-65. doi:10.4047/jap.2014.6.1.60
27. Tekçe N, Pala K, Tuncer S, Demirci M, Serim ME. Influence of polymerisation method and type of fibre on fracture strength of endodontically treated teeth. *Aust Endod J.* 2017;43(3):115-122. doi:10.1111/aej.12187
28. Sabeti M, Kazem M, Dianat O, et al. Impact of Access Cavity Design and Root Canal Taper on Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth: An Ex Vivo Investigation. *J Endod.* 2018;44(9):1402-1406. doi:10.1016/j.joen.2018.05.006
29. Amarnath GS, Swetha MU, Muddugangadhar BC, Sonika R, Garg A, Rao TR. Effect of Post Material and Length on Fracture Resistance of Endodontically Treated Premolars: An In-Vitro Study. *J Int Oral Health.* 2015;7(7):22-28.
30. Li Q, Xu B, Wang Y, Cai Y. Effects of auxiliary fiber posts on endodontically treated teeth with flared canals. *Oper Dent.* 2011;36(4):380-389. doi:10.2341/10-283-L
31. Gopal S, Irodi S, Mehta D, Subramanya S, Govindaraju VK. Fracture Resistance of Endodontically Treated Roots Restored with Fiber Posts Using Different Resin Cements- An In-vitro Study. *J Clin Diagn Res.* 2017;11(2):ZC52-ZC55. doi:10.7860/JCDR/2017/21167.9387.



32. Jongsma LA, Bolhuis PB, Pallav P, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Benefits of a two-step cementation procedure for prefabricated fiber posts. *J Adhes Dent.* 2010;12(1):55-62. doi:10.3290/j.jad.a17534
33. Farina AP, Cecchin D, Garcia Lda F, Naves LZ, Pires-de-Souza Fde C. Bond strength of fibre glass and carbon fibre posts to the root canal walls using different resin cements. *Aust Endod J.* 2011;37(2):44-50. doi:10.1111/j.1747-4477.2010.00253.x
34. Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M. Effects of endodontic post surface treatment, dentin conditioning, and artificial aging on the retention of glass fiber-reinforced composite resin posts. *J Prosthet Dent.* 2010;103(1):31-39. doi:10.1016/S0022-3913(09)60212-2
35. Bitter K, Perdigão J, Exner M, Neumann K, Kielbassa A, Sterzenbach G. Reliability of fiber post bonding to root canal dentin after simulated clinical function in vitro. *Oper Dent.* 2012;37(4):397-405. doi:10.2341/11-066-L
36. Pereira JR, Valle AL, Ghizoni JS, Só MV, Ramos MB, Lorenzoni FC. Evaluation of push-out bond strength of four luting agents and SEM observation of the dentine/fibreglass bond interface. *Int Endod J.* 2013;46(10):982-992. doi:10.1111/iej.12089
37. Junqueira RB, de Carvalho RF, Marinho CC, Valera MC, Carvalho CAT. Influence of glass fibre post length and remaining dentine thickness on the fracture resistance of root filled teeth. *Int Endod J.* 2017;50(6):569-577. doi:10.1111/iej.12653
38. Tikku AP, Chandra A, Bharti R. Are full cast crowns mandatory after endodontic treatment in posterior teeth?. *J Conserv Dent.* 2010;13(4):246-248. doi:10.4103/0972-0707.73382
39. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *J Prosthet Dent.* 2005;93(2):164-170. doi:10.1016/j.prosdent.2004.11.001
40. Uctasli S, Harrington E, Wilson HJ. The fracture resistance of dental materials. *J Oral Rehabil.* 1995;22(12):877-886. doi:10.1111/j.1365-2842.1995.tb00236.x
41. Wael Gamal, Abdou A, Salem GA. Fracture resistance and flexural strength of endodontically treated teeth restored by different short fiber resin composites: a preclinical study. *Bulletin of the National Research Center.* 2022;46(1). doi:https://doi.org/10.1186/s42269-022-00964-0



-
42. Davis JR. *Tensile Testing, 2nd Edition*. ASM International; 2004. <https://books.google.mk/books?id=5uRiB3emLY8C&lpg=PP1&pg=PA4#v=onepage&q&f=false>
43. Ricks-Williamson LJ, Fotos PG, Goel VK, Spivey JD, Rivera EM, Khera SC. A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *J Endod*. 1995;21(7):362-367. doi:10.1016/S0099-2399(06)80971-4
44. Lagravère M. Finite element analysis: Is it justifiable?. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2021;159(3):255-256. doi:10.1016/j.ajodo.2020.10.017
45. Welch-Phillips A, Gibbons D, Ahern DP, Butler JS. What Is Finite Element Analysis?. *Clin Spine Surg*. 2020;33(8):323-324. doi:10.1097/BSD.0000000000001050
46. Soares CJ, Santana FR, Castro CG, et al. Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests. *Dent Mater*. 2008;24(10):1405-1411. doi:10.1016/j.dental.2008.03.004
47. Ersöz E. Evaluation of stresses caused by dentin pin with finite elements stress analysis method. *J Oral Rehabil*. 2000;27(9):769-773. doi:10.1046/j.1365-2842.2000.00593.x
48. Soares CJ, Versluis A, Valdivia ADCM, et al. Finite Element Analysis in Dentistry - Improving the Quality of Oral Health Care. www.intechopen.com. Published March 30, 2012
49. Sun X, Witzel EA, Bian H, Kang S. 3-D finite element simulation for ultrasonic propagation in tooth. *J Dent*. 2008;36(7):546-553. doi:10.1016/j.jdent.2008.04.008
50. Jiang T, Wu RY, Wang JK, Wang HH, Tang GH. Clear aligners for maxillary anterior en masse retraction: a 3D finite element study. *Sci Rep*. 2020;10(1):10156. Published 2020 Jun 23. doi:10.1038/s41598-020-67273-2
51. Liu ZY, Zhao L, Yang LY, Gao X. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2019;37(6):642-647. doi:10.7518/hxkq.2019.06.013
52. Lisiak-Myszke M, Marciniak D, Bieliński M, Sobczak H, Garbacewicz Ł, Drogoszewska B. Application of Finite Element Analysis in Oral and Maxillofacial Surgery-A Literature Review. *Materials (Basel)*. 2020;13(14):3063. Published 2020 Jul 9. doi:10.3390/ma13143063



-
53. Schmid A, Strasser T, Rosentritt M. Finite Element Analysis of Occlusal Interferences in Dental Prosthetics Caused by Occlusal Adjustment. *Int J Prosthodont*. 2023;36(4):436-442. doi:10.11607/ijp.7178
54. Zheng Z, He Y, Ruan W, et al. Biomechanical behavior of endocrown restorations with different CAD-CAM materials: A 3D finite element and in vitro analysis. *J Prosthet Dent*. 2021;125(6):890-899. doi:10.1016/j.prosdent.2020.03.009
55. Yan W, Montoya C, Øilo M, et al. Reduction in Fracture Resistance of the Root with Aging. *J Endod*. 2017;43(9):1494-1498. doi:10.1016/j.joen.2017.04.020
56. Al-Zordk W, Saudi A, Abdelkader A, Taher M, Ghazy M. Fracture Resistance and Failure Mode of Mandibular Molar Restored by Occlusal Veneer: Effect of Material Type and Dental Bonding Surface. *Materials*. 2021;14(21):6476. doi:https://doi.org/10.3390/ma14216476
57. Kinney JH, Nalla RK, Pople JA, Breunig TM, Ritchie RO. Age-related transparent root dentin: mineral concentration, crystallite size, and mechanical properties. *Biomaterials*. 2005;26(16):3363-3376. doi:10.1016/j.biomaterials.2004.09.004
58. Arola D, Reprogel RK. Effects of aging on the mechanical behavior of human dentin. *Biomaterials*. 2005;26(18):4051-4061. doi:10.1016/j.biomaterials.2004.10.029
59. Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W, et al. Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. *J Oral Rehabil*. 2009;36(4):299-312. doi:10.1111/j.1365-2842.2009.01940.x
60. Apicella MJ, Loushine RJ, West LA, Runyan DA. A comparison of root fracture resistance using two root canal sealers. *Int Endod J*. 1999;32(5):376-380. doi:10.1046/j.1365-2591.1999.00240.x
61. Johnson ME, Stewart GP, Nielsen CJ, Hatton JF. Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2000;90(3):360-364. doi:10.1067/moe.2000.108951
62. Wu MK, van der Sluis LW, Wesselink PR. Comparison of mandibular premolars and canines with respect to their resistance to vertical root fracture. *J Dent*. 2004;32(4):265-268. doi:10.1016/j.jdent.2003.12.002.
63. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle?. *J Endod*. 1992;18(7):332-335. doi:10.1016/S0099-2399(06)80483-8



64. Zandbiglari T, Davids H, Schäfer E. Influence of instrument taper on the resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;101(1):126-131. doi:10.1016/j.tripleo.2005.01.019
65. Cobankara FK, Ungör M, Belli S. The effect of two different root canal sealers and smear layer on resistance to root fracture. *J Endod.* 2002;28(8):606-609. doi:10.1097/00004770-200208000-00011
66. Moris ICM, Moscardini CA, Moura LKB, Silva-Sousa YTC, Gomes EA. Evaluation of Stress Distribution in Endodontically Weakened Teeth Restored with Different Crown Materials: 3D-FEA Analysis. *Braz Dent J.* 2017;28(6):715-719. doi:10.1590/0103-6440201701829
67. Gloria A, Maietta S, Martorelli M, Lanzotti A, Watts DC, Ausiello P. FE analysis of conceptual hybrid composite endodontic post designs in anterior teeth. *Dent Mater.* 2018;34(7):1063-1071. doi:10.1016/j.dental.2018.04.004
68. Trope M, Ray HL Jr. Resistance to fracture of endodontically treated roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1992;73(1):99-102. doi:10.1016/0030-4220(92)90163-k
69. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater.* 2006;22(11):1035-1044. doi:10.1016/j.dental.2005.11.034
70. Jindal S, Jindal R, Gupta K, Mahajan S, Garg S. Comparative evaluation of the reinforcing effect of different post systems in the restoration of endodontically treated human anterior teeth at two different lengths of post space preparation- an in vitro study. *J Dent (Tehran).* 2013;10(2):124-133.
71. Lee HE, Lin CL, Wang CH, Cheng CH, Chang CH. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar--a finite element investigation. *J Dent.* 2002;30(7-8):283-290. doi:10.1016/s0300-5712(02)00020-9
72. Soares PV, Machado AC, Zeola LF, et al. Loading and composite restoration assessment of various non-carious cervical lesions morphologies - 3D finite element analysis. *Aust Dent J.* 2015;60(3):309-316. doi:10.1111/adj.12233
73. Arola D, Galles LA, Sarubin MF. A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. *J Dent.* 2001;29(1):63-73. doi:10.1016/s0300-5712(00)00036-1



74. Dejak B, Młotkowski A. A comparison of stresses in molar teeth restored with inlays and direct restorations, including polymerization shrinkage of composite resin and tooth loading during mastication. *Dent Mater.* 2015;31(3):e77-e87. doi:10.1016/j.dental.2014.11.016
75. Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent.* 2008;99(2):131-140. doi:10.1016/S0022-3913(08)60029-3
76. Bapna P, Ali A, Makandar SD, Nik Abdul Ghani NR, Metgud S. Comparative Evaluation of Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Instrumented With K3XF Rotary Files Using Different Tapers. *Cureus.* Published online January 26, 2023. doi:https://doi.org/10.7759/cureus.34247
77. Aidasani GL, Mulay S, Borkar A. Comparative evaluation of flexural fracture resistance of mandibular premolars after instrumentation with four different endodontic file systems: An *In Vitro* study. *Indian J Dent Res.* 2020;31(5):701-705. doi:10.4103/ijdr.IJDR_102_18.
78. Saber SE, Nagy MM, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of WaveOne, Reciproc and OneShape single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J.* 2015;48(1):109-114. doi:10.1111/iej.12289
79. Bürklein S, Benten S, Schäfer E. Shaping ability of different single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J.* 2013;46(6):590-597. doi:10.1111/iej.12037
80. Bürklein S, Hinschitza K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *Int Endod J.* 2012;45(5):449-461. doi:10.1111/j.1365-2591.2011.01996.x
81. Tian SY, Bai W, Jiang WR, Liang YH. Fracture Resistance of Roots in Mandibular Premolars Following Root Canal Instrumentation of Different Sizes. *Chin J Dent Res.* 2019;22(3):197-202. doi:10.3290/j.cjdr.a43114
82. Bagheri R, Abbaszadegan A, Nabavizadeh MR, Ferooz M, Parashos P. Mathematical validation of measurement of root fracture resistance: an in vitro study. *BMC Oral Health.* 2021;21(1):503. Published 2021 Oct 7. doi:10.1186/s12903-021-01873-w
83. Limjeerajarus N, Dhammayannarangsi P, Phanijjiva A, et al. Comparison of ultimate force revealed by compression tests on extracted first premolars and FEA with a true scale 3D multi-component tooth model based on a CBCT dataset. *Clin Oral Investig.* 2020;24(1):211-220. doi:10.1007/s00784-019-02919-8



84. Kaya E, Elbay M, Yiğit D. Evaluation of the Self-Adjusting File system (SAF) for the instrumentation of primary molar root canals: a micro-computed tomographic study. *Eur J Paediatr Dent.* 2017;18(2):105-110. doi:10.23804/ejpd.2017.18.02.04
85. Metzger Z. The self-adjusting file (SAF) system: An evidence-based update. *J Conserv Dent.* 2014;17(5):401-419. doi:10.4103/0972-0707.139820
86. Pawar AM, Thakur B, Kfir A, Kim HC. Dentinal defects induced by 6 different endodontic files when used for oval root canals: an *in vitro* comparative study. *Restor Dent Endod.* 2019;44(3):e31. Published 2019 Jul 29. doi:10.5395/rde.2019.44.e31
87. Ceyhanli KT, Erdilek N, Tatar I, Celik D. Comparison of ProTaper, RaCe and Safesider instruments in the induction of dentinal microcracks: a micro-CT study. *Int Endod J.* 2016;49(7):684-689. doi:10.1111/iej.12497
88. Hin ES, Wu MK, Wesselink PR, Shemesh H. Effects of self-adjusting file, Mtwo, and ProTaper on the root canal wall. *J Endod.* 2013;39(2):262-264. doi:10.1016/j.joen.2012.10.020
89. Mohammed YT, Al-Zaka IM. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth Obturated with Different Root Canal Sealers (A Comparative Study). *J Contemp Dent Pract.* 2020;21(5):490-493. Published 2020 May 1.
90. Bhat SS, Hegde SK, Rao A, Shaji Mohammed AK. Evaluation of resistance of teeth subjected to fracture after endodontic treatment using different root canal sealers: an in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2012;30(4):305-309. doi:10.4103/0970-4388.108926
91. Kurthukoti AJ, Paul J, Gandhi K, Rao DB. Fracture resistance of endodontically treated permanent anterior teeth restored with three different esthetic post systems: An in vitro study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2015;33(4):296-301. doi:10.4103/0970-4388.165675
92. Silva NR, Castro CG, Santos-Filho PC, et al. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2009;20(2):153-158. doi:10.4103/0970-9290.52888
93. Yaman BC, Ozer F, Takeichi T, Karabucak B, Koray F, Blatz MB. Effect of thermomechanical aging on bond strength and interface morphology of glass fiber and zirconia posts bonded with a self-etch adhesive and a self-adhesive resin cement to natural teeth. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):455-464. doi:10.1016/j.prosdent.2013.11.008



94. Onay EO, Korkmaz Y, Kiremitci A. Effect of adhesive system type and root region on the push-out bond strength of glass-fibre posts to radicular dentine. *Int Endod J.* 2010;43(4):259-268. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01643.x
95. Zahran M, Abderbwh D, Mandourah H, et al. Effect of ferrule height and distribution on the fracture resistance of endodontically treated premolars. *Niger J Clin Pract.* 2021;24(4):505-510. doi:10.4103/njcp.njcp_268_20
96. Haralur SB, Alalyani AF, Almutiq MA, Alfaifi AA, Al-Shehri AA. Effect of inadequate ferrule segment location on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Indian J Dent Res.* 2018;29(2):206-211. doi:10.4103/ijdr.IJDR_134_17
97. Batista VES, Bitencourt SB, Bastos NA, Pellizzer EP, Goiato MC, Dos Santos DM. Influence of the ferrule effect on the failure of fiber-reinforced composite post-and-core restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2020;123(2):239-245. doi:10.1016/j.prosdent.2019.01.004
98. Ausiello P, Gloria A, Maietta S, Watts DC, Martorelli M. Stress Distributions for Hybrid Composite Endodontic Post Designs with and without a Ferrule: FEA Study. *Polymers (Basel).* 2020;12(8):1836. Published 2020 Aug 16. doi:10.3390/polym12081836
99. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil.* 2006;33(3):209-215. doi:10.1111/j.1365-2842.2005.01552.x
100. Kulkarni VK, Gadhe DE, Gavade SS, Dugad S, Khavnekar SS, Karpe HB. Finite element analysis for fracture resistance of reattached human tooth fragment with different types of retentive preparation techniques. *J Clin Pediatr Dent.* 2022;46(5):81-87. doi:10.22514/jocpd.2022.011
101. ENDODONTICS: Colleagues for Excellence - American Assoc of Endodontists. American Association of Endodontists.
102. Kallel I, Moussaoui E, Chtioui F, Douki N. Diagnosis and Management of Maxillary Incisor with Vertical Root Fracture: A Clinical Report with Three-Year Follow-Up. *Case Rep Dent.* 2018;2018:4056390. Published 2018 Feb 6. doi:10.1155/2018/4056390
103. Yoshino K, Ito K, Kuroda M, Sugihara N. Prevalence of vertical root fracture as the reason for tooth extraction in dental clinics. *Clin Oral Investig.* 2015;19(6):1405-1409. doi:10.1007/s00784-014-1357-4



104. Varshosaz M, Tavakoli MA, Mostafavi M, Baghban AA. Comparison of conventional radiography with cone beam computed tomography for detection of vertical root fractures: an in vitro study. *J Oral Sci.* 2010;52(4):593-597. doi:10.2334/josnugd.52.593
105. Cohen S, Berman LH, Blanco L, Bakland L, Kim JS. A demographic analysis of vertical root fractures. *J Endod.* 2006;32(12):1160-1163. doi:10.1016/j.joen.2006.07.008
106. Wang P, He W, Sun H, Lu Q, Ni L. Detection of vertical root fractures in non-endodontically treated molars using cone-beam computed tomography: a report of four representative cases. *Dent Traumatol.* 2012;28(4):329-333. doi:10.1111/j.1600-9657.2011.01072.x
107. Bernardes RA, de Moraes IG, Húngaro Duarte MA, Azevedo BC, de Azevedo JR, Bramante CM. Use of cone-beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108(2):270-277. doi:10.1016/j.tripleo.2009.01.017
108. Edlund M, Nair MK, Nair UP. Detection of vertical root fractures by using cone-beam computed tomography: a clinical study. *J Endod.* 2011;37(6):768-772. doi:10.1016/j.joen.2011.02.034
109. Zou X, Liu D, Yue L, Wu M. The ability of cone-beam computerized tomography to detect vertical root fractures in endodontically treated and nonendodontically treated teeth: a report of 3 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011;111(6):797-801. doi:10.1016/j.tripleo.2010.12.015
110. Tang L, Zhou XD, Wang Y, Zhang L, Zheng QH, Huang DM. Detection of vertical root fracture using cone beam computed tomography: report of two cases. *Dent Traumatol.* 2011;27(6):484-488. doi:10.1111/j.1600-9657.2011.01030.x
111. Llana-Puy MC, Forner-Navarro L, Barbero-Navarro I. Vertical root fracture in endodontically treated teeth: a review of 25 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2001;92(5):553-555. doi:10.1067/moe.2001.117262
112. Khasnis SA, Kidiyoor KH, Patil AB, Kenganal SB. Vertical root fractures and their management. *J Conserv Dent.* 2014;17(2):103-110. doi:10.4103/0972-0707.128034
113. Baageel TM, Allah EH, Bakalka GT, et al. Vertical root fracture: Biological effects and accuracy of diagnostic imaging methods. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2016;6(Suppl 2):S93-S104. doi:10.4103/2231-0762.189735
114. Zhong X, Yan P, Fan W. New approach for the treatment of vertical root fracture of teeth: A case report and review of literature. *World J Clin Cases.* 2022;10(17):5816-5824. doi:10.12998/wjcc.v10.i17.5816



115. Arakawa S, Cobb CM, Rapley JW, Killoy WJ, Spencer P. Treatment of root fracture by CO₂ and Nd:YAG lasers: an in vitro study. *J Endod.* 1996;22(12):662-667. doi:10.1016/S0099-2399(96)80060-4
116. Stewart GG. The detection and treatment of vertical root fractures. *J Endod.* 1988;14(1):47-53. doi:10.1016/S0099-2399(88)80242-5
117. Oliet S. Treating vertical root fractures. *J Endod.* 1984;10(8):391-396. doi:10.1016/S0099-2399(84)80161-2
118. Floratos SG, Kratchman SI. Surgical management of vertical root fractures for posterior teeth: report of four cases. *J Endod.* 2012;38(4):550-555. doi:10.1016/j.joen.2011.12.030
119. Santos AF, Tanaka CB, Lima RG, et al. Vertical root fracture in upper premolars with endodontic posts: finite element analysis. *J Endod.* 2009;35(1):117-120. doi:10.1016/j.joen.2008.09.021
120. Orhan K, Aksoy U, Kalender A. Cone-beam computed tomographic evaluation of spontaneously healed root fracture. *J Endod.* 2010;36(9):1584-1587. doi:10.1016/j.joen.2010.04.004
121. Tetradis S, Anstey P, Graff-Radford S. Cone beam computed tomography in the diagnosis of dental disease. *J Calif Dent Assoc.* 2010;38(1):27-32
122. Iikubo M, Kobayashi K, Mishima A, et al. Accuracy of intraoral radiography, multidetector helical CT, and limited cone-beam CT for the detection of horizontal tooth root fracture. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108(5):e70-e74. doi:10.1016/j.tripleo.2009.07.009
123. May JJ, Cohenca N, Peters OA. Contemporary management of horizontal root fractures to the permanent dentition: diagnosis--radiologic assessment to include cone-beam computed tomography. *J Endod.* 2013;39(3 Suppl):S20-S25. doi:10.1016/j.joen.2012.10.022
124. Baghani Z, Soheilifard R, Bayat S. How Does the First Molar Root Location Affect the Critical Stress Pattern in the Periodontium? A Finite Element Analysis. *J Dent (Shiraz).* 2023;24(2):182-193. doi:10.30476/dentjods.2022.93271.1704
125. Shetty PP, Meshramkar R, Patil KN, Nadiger RK. A finite element analysis for a comparative evaluation of stress with two commonly used esthetic posts. *Eur J Dent.* 2013;7(4):419-422. doi:10.4103/1305-7456.120668



126. Madfa AA, Al-Hamzi MA, Al-Sanabani FA, Al-Qudaimi NH, Yue XG. 3D FEA of cemented glass fiber and cast posts with various dental cements in a maxillary central incisor. *Springerplus*. 2015;4:598. Published 2015 Oct 13. doi:10.1186/s40064-015-1345-4
127. Lovdahl PE, Nicholls JI. Pin-retained amalgam cores vs. cast-gold dowel-cores. *J Prosthet Dent*. 1977;38(5):507-514. doi:10.1016/0022-3913(77)90025-7
128. Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2001;14(1):58-64.
129. Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent*. 1997;78(1):10-14. doi:10.1016/s0022-3913(97)70081-7
130. Mishra L, Khan AS, Velo MMAC, et al. Effects of Surface Treatments of Glass Fiber-Reinforced Post on Bond Strength to Root Dentine: A Systematic Review. *Materials (Basel)*. 2020;13(8):1967. Published 2020 Apr 23. doi:10.3390/ma13081967
131. Versiani MA, Cavalcante DM, Belladonna FG, Silva EJNL, Souza EM, De-Deus G. A critical analysis of research methods and experimental models to study dentinal microcracks. *International Endodontic Journal*. 2021;55(S1):178-226. doi:https://doi.org/10.1111/iej.13660
132. Calt S, Serper A. Smear layer removal by EGTA. *J Endod*. 2000;26(8):459-461. doi:10.1097/00004770-200008000-00007
133. Grigoratos D, Knowles J, Ng YL, Gulabivala K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *Int Endod J*. 2001;34(2):113-119. doi:10.1046/j.1365-2591.2001.00356.x
134. Prado M, de Lima NRB, de Lima CO, Gusman H, Simão RA. Resistance to vertical root fracture of root filled teeth using different conceptual approaches to canal preparation. *Int Endod J*. 2016;49(9):898-904. doi:10.1111/iej.12540
135. Souza EM, Calixto AM, Lima CN, Pappen FG, De-Deus G. Similar influence of stabilized alkaline and neutral sodium hypochlorite solutions on the fracture resistance of root canal-treated bovine teeth. *J Endod*. 2014;40(10):1600-1603. doi:10.1016/j.joen.2014.02.028
136. Zhang DS, Lu CL. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2007;42(12):733-736.



137. Capar ID, Altunsoy M, Arslan H, Ertas H, Aydinbelge HA. Fracture strength of roots instrumented with self-adjusting file and the ProTaper rotary systems. *J Endod.* 2014;40(4):551-554. doi:10.1016/j.joen.2013.08.030
138. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res.* 2005;19(1):11-16. doi:10.1590/s1806-83242005000100003
139. Marchionatti AM, Wandscher VF, Broch J, et al. Influence of periodontal ligament simulation on bond strength and fracture resistance of roots restored with fiber posts. *J Appl Oral Sci.* 2014;22(5):450-458. doi:10.1590/1678-775720140067
140. Guimarães JC, Guimarães Soella G, Brandão Durand L, et al. Stress amplifications in dental non-carious cervical lesions. *J Biomech.* 2014;47(2):410-416. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.11.012
141. Gröning F, Bright JA, Fagan MJ, O'Higgins P. Improving the validation of finite element models with quantitative full-field strain comparisons. *J Biomech.* 2012;45(8):1498-1506. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.02.009
142. Gallagher RH, Internet Archive. *Finite Element Analysis: Fundamentals*. Englewood Cliffs, N.J., Prentice-Hall; 1974. Accessed April 18, 2024. <https://archive.org/details/finiteelementana0000gall/page/428/mode/2up>
143. Munari LS, Bowles WR, Fok ASL. Relationship between Canal Enlargement and Fracture Load of Root Dentin Sections. *Dent Mater.* 2019;35(5):818-824. doi:10.1016/j.dental.2019.02.015
144. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 2008;36(7):463-471. doi:10.1016/j.jdent.2008.03.010
145. Tavanafar S, Karimpour A, Karimpour H, Mohammed Saleh A, Hamed Saeed M. Effect of Different Instrumentation Techniques on Vertical Root Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth. *J Dent (Shiraz).* 2015;16(1 Suppl):50-55.
146. Gluskin AH, Peters CI, Peters OA. Minimally invasive endodontics: challenging prevailing paradigms. *Br Dent J.* 2014;216(6):347-353. doi:10.1038/sj.bdj.2014.201
147. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent.* 2001;14(5):324-333.



148. Yuan K, Niu C, Xie Q, et al. Comparative evaluation of the impact of minimally invasive preparation vs. conventional straight-line preparation on tooth biomechanics: a finite element analysis. *Eur J Oral Sci.* 2016;124(6):591-596. doi:10.1111/eos.12303
149. Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod.* 1997;23(8):533-534. doi:10.1016/S0099-2399(97)80316-0
150. Kılıç Y, Karataşlıoğlu E, Kaval ME. The Effect of Root Canal Preparation Size and Taper of Middle Mesial Canals on Fracture Resistance of the Mandibular Molar Teeth: An In Vitro Study. *J Endod.* 2021;47(9):1467-1471. doi:10.1016/j.joen.2021.06.002
151. Doğanay Yıldız E, Fidan ME, Sakarya RE, Dinçer B. The effect of taper and apical preparation size on fracture resistance of roots. *Aust Endod J.* 2021;47(1):67-72. doi:10.1111/aej.12472
152. Askerbeyli Örs S, Serper A. Influence of nickel-titanium rotary systems with varying tapers on the biomechanical behaviour of maxillary first premolars under occlusal forces: a finite element analysis study. *Int Endod J.* 2018;51(5):529-540. doi:10.1111/iej.12770
153. Zogheib C, Sfeir G, Plotino G, Deus G, Daou M, Khalil I. Impact of Minimal Root Canal Taper on the Fracture Resistance of Endodontically Treated Bicuspid. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2018;8(2):179-183. doi:10.4103/jispcd.JISPCD_88_18
154. Aksoy Ç, Keriş EY, Yaman SD, Ocak M, Geneci F, Çelik HH. Evaluation of XP-endo Shaper, Reciproc Blue, and ProTaper Universal NiTi Systems on Dentinal Microcrack Formation Using Micro-Computed Tomography. *J Endod.* 2019;45(3):338-342. doi:10.1016/j.joen.2018.12.005
155. Sathorn C, Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. *J Endod.* 2005;31(4):288-292. doi:10.1097/01.don.0000140579.17573.f7
156. Li SH, Lu Y, Song D, et al. Occurrence of Dentinal Microcracks in Severely Curved Root Canals with ProTaper Universal, WaveOne, and ProTaper Next File Systems. *J Endod.* 2015;41(11):1875-1879. doi:10.1016/j.joen.2015.08.005
157. Arias A, Lee YH, Peters CI, Gluskin AH, Peters OA. Comparison of 2 canal preparation techniques in the induction of microcracks: a pilot study with cadaver mandibles. *J Endod.* 2014;40(7):982-985. doi:10.1016/j.joen.2013.12.003



158. Lo Giudice R, Famà F. Health Care and Health Service Digital Revolution. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(14):4913. Published 2020 Jul 8. doi:10.3390/ijerph17144913
159. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod*. 2013;39(2):163-172. doi:10.1016/j.joen.2012.11.005.
160. Eltit F, Ebacher V, Wang R. Inelastic deformation and microcracking process in human dentin. *J Struct Biol*. 2013;183(2):141-148. doi:10.1016/j.jsb.2013.04.002.
161. Chen C, Zhang W, Liang Y. Evaluation of apical root defects during canal instrumentation with two different nickel-titanium (NiTi) systems by optical coherence tomography (OCT) scan. *J Dent Sci*. 2022;17(2):763-770. doi:10.1016/j.jds.2021.10.009
162. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod*. 2003;29(8):523-528. doi:10.1097/00004770-200308000-00008
163. Prati C, Pirani C, Zamparini F, Gatto MR, Gandolfi MG. A 20-year historical prospective cohort study of root canal treatments. A Multilevel analysis. *International Endodontic Journal*. 2018;51(9):955-968. doi:https://doi.org/10.1111/iej.12908
164. Lam PP, Palamara JE, Messer HH. Fracture strength of tooth roots following canal preparation by hand and rotary instrumentation. *J Endod*. 2005;31(7):529-532. doi:10.1097/01.don.0000150947.90682.a0.
165. Jamleh A, Komabayashi T, Ebihara A, et al. Root surface strain during canal shaping and its influence on apical microcrack development: a preliminary investigation. *Int Endod J*. 2015;48(12):1103-1111. doi:10.1111/iej.12406.
166. Shahi S, Bahari M, Samiei M, Yavari H, Mohammadzadeh S. Effect of RaCe, ProTaper, and V-Taper rotary systems on dentinal crack formation during endodontic treatment: An *in vitro* study. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2021;15(4):251-255. doi:10.34172/joddd.2021.041
167. Çiçek E, Koçak MM, Sağlam BC, Koçak S. Evaluation of microcrack formation in root canals after instrumentation with different NiTi rotary file systems: a scanning electron microscopy study. *Scanning*. 2015;37(1):49-53. doi:10.1002/sca.21178
168. Berutti E, Paolino DS, Chiandussi G, et al. Root canal anatomy preservation of WaveOne reciprocating files with or without glide path. *J Endod*. 2012;38(1):101-104. doi:10.1016/j.joen.2011.09.030



169. Barreto MS, Moraes Rdo A, Rosa RA, Moreira CH, Só MV, Bier CA. Vertical root fractures and dentin defects: effects of root canal preparation, filling, and mechanical cycling. *J Endod.* 2012;38(8):1135-1139. doi:10.1016/j.joen.2012.05.002
170. Bier CA, Shemesh H, Tanomaru-Filho M, Wesselink PR, Wu MK. The ability of different nickel-titanium rotary instruments to induce dentinal damage during canal preparation. *J Endod.* 2009;35(2):236-238. doi:10.1016/j.joen.2008.10.021
171. Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, et al. Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. *J Endod.* 2012;38(4):505-509. doi:10.1016/j.joen.2011.12.040
172. Çiçek E, Aslan MA, Akkoçan O. Comparison of the Resistance of Teeth Instrumented with Different Nickel-Titanium Systems to Vertical Root Fracture: An In Vitro Study. *J Endod.* 2015;41(10):1682-1685. doi:10.1016/j.joen.2015.06.002
173. Kim HC, Lee MH, Yum J, Versluis A, Lee CJ, Kim BM. Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture. *J Endod.* 2010;36(7):1195-1199. doi:10.1016/j.joen.2010.02.010
174. Harandi A, Mirzaeeraad S, Mehrabani M, Mahmoudi E, Bijani A. Incidence of Dentinal Crack after Root Canal Preparation by ProTaper Universal, Neolix and SafeSider Systems. *Iran Endod J.* 2017;12(4):432-438. doi:10.22037/iej.v12i4.17597
175. Eken R, Sen OG, Eskitascioglu G, Belli S. Evaluation of the Effect of Rotary Systems on Stresses in a New Testing Model Using a 3-Dimensional Printed Simulated Resin Root with an Oval-shaped Canal: A Finite Element Analysis Study. *J Endod.* 2016;42(8):1273-1278. doi:10.1016/j.joen.2016.05.007
176. Acharya N, Hasan MR, Kafle D, Chakradhar A, Saito T. Effect of Hand and Rotary Instruments on the Fracture Resistance of Teeth: An In Vitro Study. *Dent J (Basel).* 2020;8(2):38. Published 2020 Apr 29. doi:10.3390/dj8020038
177. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Load and strain during lateral condensation and vertical root fracture. *J Endod.* 1999;25(2):99-104. doi:10.1016/S0099-2399(99)80005-3
178. Alarami N, Sulaiman E, Al-Haddad A. Fracture resistance of endodontically-treated mandibular molars restored with different intra-radicular techniques. *Am J Dent.* 2017;30(4):197-200.



179. Toman M, Toksavul S, Sarikanat M, Nergiz I, Schmäge P. Fracture resistance of endodontically treated teeth: effect of tooth coloured post material and surface conditioning. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2010;18(1):23-30.
180. Maroulakos G, Nagy WW, Kontogiorgos ED. Fracture resistance of compromised endodontically treated teeth restored with bonded post and cores: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2015;114(3):390-397. doi:10.1016/j.prosdent.2015.03.017
181. Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater*. 2004;20(1):29-36. doi:10.1016/s0109-5641(03)00065-4
182. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J*. 2003;195(1):43-37. doi:10.1038/sj.bdj.4810278
183. Veeraganta SK, Samran A, Wille S, Kern M. Influence of post material, post diameter, and substance loss on the fracture resistance of endodontically treated teeth: A laboratory study. *J Prosthet Dent*. 2020;124(6):739.e1-739.e7. doi:10.1016/j.prosdent.2020.05.002
184. Samran A, Veeraganta SK, Kern MI. Influence of post material on the fracture resistance of endodontically treated teeth: a laboratory study. *Quintessence Int*. 2020;51(2):108-115. doi:10.3290/j.qi.a43866
185. Samran A, Mourshed B, Ahmed MA, Al-Akhali M, Kern M. Influence of Post Length, Post Material, and Substance Loss on the Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth: A Laboratory Study. *Int J Prosthodont*. 2023;36(6):712-721. doi:10.11607/ijp.7468
186. Kivanç BH, Alaçam T, Görgül G. Fracture resistance of premolars with one remaining cavity wall restored using different techniques. *Dent Mater J*. 2010;29(3):262-267. doi:10.4012/dmj.2009-061
187. Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WH. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. *J Dent Res*. 2006;85(4):364-368. doi:10.1177/154405910608500416
188. Li FC, Kishen A. Microtissue engineering root canal dentine with crosslinked biopolymeric nanoparticles for mechanical stabilization. *Int Endod J*. 2018;51(10):1171-1180. doi:10.1111/iej.12925
189. Maddalone M, Gagliani M, Citterio CL, Karanxha L, Pellegatta A, Del Fabbro M. Prevalence of vertical root fractures in teeth planned for apical surgery. A retrospective cohort study. *Int Endod J*. 2018;51(9):969-974. doi:10.1111/iej.12910



190. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb JP. The Dentatus screw: comparative stress analysis with other endodontic dowel designs. *J Oral Rehabil.* 1982;9(1):23-33. doi:10.1111/j.1365-2842.1982.tb00531.x
191. Tavano KT, Ávila AF, Huebner R. Bovine dentine for dental implants: correlations between microstructure and failure modes. *Am J Mater Sci.* 2013;3:217–222
192. Rahman H, Singh S, Chandra A, Chandra R, Tripathi S. Evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite resin along with fibre insertion in different positions in vitro. *Aust Endod J.* 2016;42(2):60-65. doi:10.1111/aej.12127
193. Shivanna V, Gopeshetti PB. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite resin reinforced with polyethylene fibres. *Endodontology.* 2012;24(1):73. doi:https://doi.org/10.4103/0970-7212.352071
194. Haralur SB, Al Ahmari MA, AlQarni SA, Althobati MK. The Effect of Intraradicular Multiple Fiber and Cast Posts on the Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth with Wide Root Canals. *Biomed Res Int.* 2018;2018:1671498. Published 2018 Aug 15. doi:10.1155/2018/1671498
195. Öztürk C, Polat S, Tunçdemir M, Gönültaş F, Şeker E. Evaluation of the fracture resistance of root filled thin walled teeth restored with different post systems. *Biomed J.* 2019;42(1):53-58. doi:10.1016/j.bj.2018.12.003
196. Mergulhão VA, de Mendonça LS, de Albuquerque MS, Braz R. Fracture Resistance of Endodontically Treated Maxillary Premolars Restored With Different Methods. *Oper Dent.* 2019;44(1):E1-E11. doi:10.2341/17-262-L
197. Cobankara FK, Unlu N, Cetin AR, Ozkan HB. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. *Oper Dent.* 2008;33(5):526-533. doi:10.2341/07-132
198. Rodrigues FB, Paranhos MP, Spohr AM, Oshima HM, Carlini B, Burnett LH Jr. Fracture resistance of root filled molar teeth restored with glass fibre bundles. *Int Endod J.* 2010;43(5):356-362. doi:10.1111/j.1365-2591.2009.01666.x
199. Luthria A, Srirekha A, Hegde J, Karale R, Tyagi S, Bhaskaran S. The reinforcement effect of polyethylene fibre and composite impregnated glass fibre on fracture resistance of endodontically treated teeth: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2012;15(4):372-376. doi:10.4103/0972-0707.101914



200. Sengun A, Cobankara FK, Orucoglu H. Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dent Traumatol.* 2008;24(2):214-219. doi:10.1111/j.1600-9657.2007.00538.x
201. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* 2011;56 Suppl 1:77-83. doi:10.1111/j.1834-7819.2010.01298.x
202. Barcellos RR, Correia DP, Farina AP, Mesquita MF, Ferraz CC, Cecchin D. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intra-radicular post: the effects of post system and dentine thickness. *J Biomech.* 2013;46(15):2572-2577. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.08.016
203. Figueiredo FE, Martins-Filho PR, Faria-E-Silva AL. Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *J Endod.* 2015;41(3):309-316. doi:10.1016/j.joen.2014.10.006
204. AlQahtani A, Albargash A, Abduljabbar T, et al. Fracture Resistance of Maxillary Lateral Incisors Restored with Different Post Systems. *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering.* 2017;7(11):1203-1207. doi:https://doi.org/10.1166/jbt.2017.1680
205. Lima AF, Spazzin AO, Galafassi D, Correr-Sobrinho L, Carlini-Júnior B. Influence of ferrule preparation with or without glass fiber post on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Appl Oral Sci.* 2010;18(4):360-363. doi:10.1590/s1678-77572010000400007
206. de Oliveira JA, Pereira JR, Lins do Valle A, Zogheib LV. Fracture resistance of endodontically treated teeth with different heights of crown ferrule restored with prefabricated carbon fiber post and composite resin core by intermittent loading. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;106(5):e52-e57. doi:10.1016/j.tripleo.2008.06.015
207. Belli S, Erdemir A, Ozcopur M, Eskitascioglu G. The effect of fibre insertion on fracture resistance of root filled molar teeth with MOD preparations restored with composite. *Int Endod J.* 2005;38(2):73-80. doi:10.1111/j.1365-2591.2004.00892.x
208. Mohammadi N, Kahnamoii MA, Yeganeh PK, Navimipour EJ. Effect of fiber post and cusp coverage on fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars directly restored with composite resin. *J Endod.* 2009;35(10):1428-1432. doi:10.1016/j.joen.2009.07.010
209. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater.* 2007;23(9):1129-1135. doi:10.1016/j.dental.2006.06.047



210. Toksavul S, Toman M, Uyulgan B, Schmage P, Nergiz I. Effect of luting agents and reconstruction techniques on the fracture resistance of pre-fabricated post systems. *J Oral Rehabil.* 2005;32(6):433-440. doi:10.1111/j.1365-2842.2005.01438.x
211. Ausiello P, De Gee AJ, Rengo S, Davidson CL. Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. *Am J Dent.* 1997;10(5):237-241.
212. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):565-567. doi:10.1016/0022-3913(94)90438-3
213. Rickswilliamson L, Fotos P, Goel V, Spivey J, Rivera E, Khera S. A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *Journal of Endodontics.* 1995;21(7):362-367. doi:https://doi.org/10.1016/s0099-2399(06)80971-4
214. Godiny M, Jalali SK, Khavid A, Fatahy A. Simulated Evaluation of Tooth Fracture Resistance during Instrumentation with Single-and Multi-file Rotary Systems. *Iran Endod J.* 2021;16(4):232-237. doi:10.22037/iej.v16i4.33882
215. Medha A, Patil S, Hoshing U, Bandekar S. Evaluation of Forces Generated on Three Different Rotary File Systems in Apical Third of Root Canal using Finite Element Analysis. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(1):243-246. doi:10.7860/JCDR/2014/7919.3903
216. Holcomb JQ, Pitts DL, Nicholls JI. Further investigation of spreader loads required to cause vertical root fracture during lateral condensation. *J Endod.* 1987;13(6):277-284. doi:10.1016/S0099-2399(87)80044-4
217. Kim HC, Sung SY, Ha JH, et al. Stress generation during self-adjusting file movement: minimally invasive instrumentation. *J Endod.* 2013;39(12):1572-1575. doi:10.1016/j.joen.2013.07.021
218. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil.* 2006;33(9):690-697. doi:10.1111/j.1365-2842.2006.01538.x
219. Santos-Filho PC, Veríssimo C, Soares PV, Saltarelo RC, Soares CJ, Marcondes Martins LR. Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. *J Endod.* 2014;40(1):119-123. doi:10.1016/j.joen.2013.09.034
220. Zhang N, Feng CZ, Zhao SL, Fa YH, Cai XW. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2011;46(3):153-156.



-
221. Ambica K, Mahendran K, Talwar S, Verma M, Padmini G, Periasamy R. Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber posts, and an experimental dentin post system: an in vitro study. *J Endod.* 2013;39(1):96-100. doi:10.1016/j.joen.2012.07.003
222. Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture?. *J Dent Res.* 2010;89(6):587-591. doi:10.1177/0022034510363382
223. Sarkis-Onofre R, Jacint RC, Boscato N, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Cast metal vs. glass fibre posts: a randomized controlled trial with up to 3 years of follow up. *J Dent.* 2014;42(5):582-587. doi:10.1016/j.jdent.2014.02.003
224. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials.* 2002;23(13):2667-2682. doi:10.1016/s0142-9612(01)00407-0.
225. Nahar R, Mishra SK, Chowdhary R. Evaluation of stress distribution in an endodontically treated tooth restored with four different post systems and two different crowns- A finite element analysis. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2020;10(4):719-726. doi:10.1016/j.jobcr.2020.10.004
226. Zhou LY, Shen QP, Han DW. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* 2009;18(3):324-328.



ПРИЛОЗИ



11. ПРИЛОЗИ

ПРИЛОГ 1

ФОРМУЛАР ЗА СОГЛАСНОСТ

Учесник _____ контакт тел. _____
Потпис на учесникот _____ амбулантски број _____
Наслов на истражувањето _____
Истражувач _____ Контакт тел. _____

Јас, како пациент на клиничкиот центар „Св. Пантелејмон“-Скопје, доброволно и без никаква присила, се согласувам да бидам дел од наведеното истражување за изработка на докторската дисертација, без никаков финансиски надоместок и бенефит, со строго истражувачки цели. Притоа, ќе се почитуваат сите правила на Етичкиот кодекс и деонтологија.

Датум:



ПРИЛОГ 2

ФОРМУЛАР ЗА ИНФОРМАЦИЈА

Учесник _____ контакт тел. _____

Потпис на учесникот _____ амбулантски број _____

Наслов на истражувањето _____

Истражувач _____ Контакт тел. _____

Соработници:

_____ потпис: _____

_____ потпис: _____

Во врска со истражувањето кое е во тек за изработка на докторската дисертација, информиран/а сум од страна на докторот и неговите соработници дека екстрахираните заби во Клиничкиот центар „Св. Пантелејмон” - Скопје ќе бидат искористени за научноистражувачка дејност од нивна страна без финансиски надомест и бенефити, а притоа ќе се почитува етичкиот кодекс и деонтологија.

За истражувачките потреби ќе ми биде спроведена:

- анамнеза,
- направен клинички преглед на усната празнина,
- спроведено регуларно клиничко испитување, согласно со состојбата.

Персоналот кој е вклучен во истражувањето, соодветно детално ми објасни дека методите кои ќе бидат применети се применуваат во секојдневната клиничка пракса, не се инвазивни и не може да му наштетат на моето општо орално здравје.



СПИСОК НА ОБЈАВЕНИ ТРУДОВИ:

- ✓ Relationship between endodontic taper and fracture resistance of tooth -
Toneva Stojmenova Verica, Popovska, Lidija, Kokalanov Vasko (2023) *Relationship between endodontic taper and fracture resistance of tooth*. Journal of Morphological Sciences, 6 (1). pp. 149-155. ISSN 2545-4706

- ✓ In vitro evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth –
Toneva Stojmenova Verica, Popovska Lidija, Kokalanov Vasko, Toneva Nikolova Aleksandra, Apostoloski Pavle (2024) *In vitro evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth*. Acta stomatologica Naissi, 39 (88). pp. 2671 - 2680