

УНИВЕРЗИТЕТ „СВЕТИ КИРИЛ И МЕТОДИЈ“ – СКОПЈЕ
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ



м-р д-р Јасна Иван Симоноска

**КЛИНИЧКА, РАДИОГРАФСКА, ХИСТОЛОШКА
ЕВАЛУАЦИЈА И МИКРО-КТ НА ВИТАЛНА ПУЛПОТОМИЈА
СО ЛАСЕР КАЈ МЛЕЧНИ ЗАБИ СО УПОТРЕБА
НА $\text{Ca}(\text{OH})_2$ И МТА**

- Докторски труд -

ментор: проф. д-р Елизабета Ѓоргиевска

Скопје, 2025 година

докторанд:

ЈАСНА ИВАН СИМОНОСКА

Тема:

КЛИНИЧКА, РАДИОГРАФСКА, ХИСТОЛОШКА ЕВАЛУАЦИЈА И
МИКРО-КТ НА ВИТАЛНА ПУЛПОТОМИЈА СО ЛАСЕР КАЈ МЛЕЧНИ
ЗАБИ СО УПОТРЕБА НА Ca(OH) И МТА

2

ментор:

проф. д-р Елизабета Ѓоргиевска,
Стоматолошки факултет - Скопје

Комисија за одбрана:

проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ (претседател)
Установа од која доаѓа

проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ,
Установа од која доаѓа

проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ,
Установа од која доаѓа

проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ,
Установа од која доаѓа

проф. д-р ИМЕ И ПРЕЗИМЕ,
Установа од која доаѓа

Научна област:

ДЕТСКА И ПРЕВЕНТИВНА СТОМАТОЛОГИЈА

Датум на одбрана:

(Ако датумот не е утврден, се додава дополнително рачно)

КЛИНИЧКА, РАДИОГРАФСКА, ХИСТОЛОШКА ЕВАЛУАЦИЈА И МИКРО-КТ НА ВИТАЛНА ПУЛПОТОМИЈА КАЈ МЛЕЧНИ ЗАБИ СО УПОТРЕБА НА $\text{Ca}(\text{OH})_2$ И МТА

2

– А п с т р а к т –

Потребата од превенција на кариесот, широката и сеопфатна примена на флуоридите и другите реминерализирачки средства, како и минимално инвазивното лекување на забите, претставуваат темелни принципи во современата стоматологија. Основна цел на лекувањето на пулпата на млечните заби се постапките на пулпотомија и пулпектомија.

Пулпотомијата на млечните заби претставува метод на витална ендодонтска терапија, која се карактеризира со зачувување на виталитетот на пулпата во асимптоматска состојба, сè до нејзината физиолошка ексфолијација.

Виталноста на забната пулпа може да биде зачувана по виталната пулпна терапија со аплицирање на материјали кои можат да промовираат формирање на тврдо дентално ткиво.

Главната цел на оваа студија беше да се споредат ефектите од примената на два различни методолошки пристапи на виталната пулпотомија на млечните заби и тоа: конвенционалното ендодонтско лекување и ласерската пулпотомија; потоа, споредбата на ефектите од примената на калциум хидроксид ($\text{Ca}(\text{OH})_2$), наспроти минерал триоксид агрегат (МТА); како и определувањето на степенот на ефикасност на различните методи на виталната пулпотомија на млечните заби. Специфичните цели на студијата се:

- Да се анализираат и споредат клиничките и радиографските промени кај пулпотомираниите заби во утврдениот временски период.
- Да се изврши хистоморфолошка анализа на примероците.
- Да се визуелизира пулпо-дентинскиот комплекс на млечните молари по извршената пулпотомија со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и МТА со помош на микро-КТ.
- Да се анализира и квантифицира формирањето на репараторен дентин по виталната пулпна терапија на забната пулпа на млечните молари преку микро-компјутерска томографска анализа.

Една од поновите модификации на виталната пулпотомија кај млечните заби е ласерската пулпотомија. При користење на ласерот во пулпотомија на млечните заби, во контакт со виталната пулпа, ласерското зрачење го зголемува производството на калцифицирани нодули во фибробластите на забната пулпа и ја зголемува активноста на алкалната фосфатаза. Овие биолошки ефекти резултираат со засилена синтеза на колаген и остеокалцин, што придонесува за регенерација на пулпното ткиво и формирање на тврдо дентално ткиво.

Во истражувањето беа анализирани 60 млечни молари од кои 30 заби беа третирани со конвенционален и 30 со ласерски метод на витална пулпотомија. Секоја група дополнително беше поделена на две подгрупи според користените два пулпотомиски агенси: $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и МТА.

$\text{Ca}(\text{OH})_2$ е алкален препарат ($\text{pH}=11.5$) и предизвикува зона на ликвефакциона некроза од страна на апликација. Надвор од зоната на некрозата, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ индуцира помал степен на инфламаторен одговор од страна на пулпата, со што се стимулира создавање на дентинскиот мост. Во период од шест до осум недели, се предвидува формирање на дентински мост во подрачјето надвор од поставениот $\text{Ca}(\text{OH})_2$.

МТА се одликува со бројни предности вклучувајќи го неговиот висок алкален $\text{pH}=12.5$, изразени антибактериски, биокомпатибилни својства, добрата радиоопактност, како и способноста за индукција на дентиноген и остеоген потенцијал.

МТА припаѓа на групата на калциум силикатни цементи. Тие се со различен хемиски состав, но сите се биоактивни. Екстензивната употреба на овој цемент за прекривање на пулпата, овозможување на процесот на апексификација, апикалните хируршки процедури и ревакуларизацијата е поврзана со неговата способност за индукција и репарација на денталните ткива и стимулирање на процесот на минерализација. Овие својства доведуваат до формирање на хидроксилапатит на местото на апликацијата.

За потребите на студијата беа искористени заби екстрахирани при нивната физиолошка ексфолијација. По завршениот третман, примероците беа подготвени за микрокомпјутеризирана томографија (μCT) и хистоморфолошка анализа.

Микрокомпјутерската томографија (μCT) беше спроведена на по еден примерок од секоја група. Иако хистоморфолошката анализа претставува златен стандард за процена на репараторниот дентин, во оваа студија дополнително беше применет микрокомпјутерски томографски софтвер за одредување на соодносот помеѓу вкупниот волумен на дентин и вкупниот волумен на ткиво. Преку микрокомпјутерската томографија (μCT) прецизно беа визуелизирани и лоцирани регионите со формиран репараторен дентин по извршената витална пулпотомија.

Стапката на успех од пулпотомијата со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ е слична со онаа со МТА. Сепак, комбинацијата на ласерска пулпотомија и примената на МТА даде најдобри резултати според сите клинички и радиографски критериуми во сите анализирани временски интервали. МТА се смета за поефикасен од $\text{Ca}(\text{OH})_2$, но во случаи кога цената претставува ограничувачки фактор, особено кај млечни заби, кои подоцна ќе бидат заменети со трајни, калциум хидроксидот може да биде материјал на избор.

$\text{Ca}(\text{OH})_2$ и МТА® имаат способност да стимулираат формирање на репараторен дентин кога се користат како пулпотомиски агенси кај млечните заби. Микрокомпјутерската томографија (μCT) се потврдува како доверлива и прецизна техника за квантификација и локализација на репараторните ткивни формации, при што обезбедува вредни податоци за процена на ефикасноста на виталната пулпна терапија.

Клучни зборови: $\text{Ca}(\text{OH})_2$, МТА, репараторен дентин, микрокомпјутерска томографија, витална пулпотомија.

-Abstract-

The need for caries prevention, the widespread and comprehensive use of fluoride and other remineralisers, as well as minimally invasive dental treatment, are condition that cannot be met in modern dentistry. The main purpose of the treatment of primary teeth pulp is pulpotomy and pulpectomy procedures. Pulpotomy of primary teeth is a method of endodontic treatment, characterized by preserving the pulp vitality in an asymptomatic condition, up to physiological exfoliation.

Dental pulp vitality can be preserved after vital pulp therapy by capping with materials that can promote hard tissue formation.

The main purpose of this study was to compare the effects of applying two different methodological approaches towards vital pulpotomy of deciduous teeth - conventional endodontic treatment and laser pulpotomy; thereafter, a comparison of the effects of the application of calcium hydroxide (Ca(OH)_2), versus mineral trioxide aggregate (MTA); as well as determination of the degree of efficiency of different methods of vital pulpotomy of primary teeth. The specific objectives of the study were:

- To analyze and compare the clinical and radiographic changes in pulpotomized teeth over the established time period
- To perform a histomorphological analysis of the samples
- To visualize the pulp-dentin complex of primary molars after pulpotomy with Ca(OH)_2 and MTA using micro-CT
- To analyze and quantify the reparative dentin formation after vital pulp therapy on dental pulp of primary molars through micro-computerized tomographic analysis.

One of the more recent modifications to vital pulpotomy in the primary teeth is laser pulpotomy. When using the laser in pulpotomy of the primary teeth, in contact with the vital pulp laser irradiation increases the production of calcified nodules in the fibroblasts of the dental pulp and increases the activity of alkaline phosphatase, stimulating collagen and osteocalcin production. The comparison of efficacy regarding dentin bridge formation of different pulpotomy materials is still limited.

The sample consisted of 60 primary molars from children, aged four to nine years. The patients included in the study were randomly and equally assigned to one of the two treatment groups. The conventional method of vital pulpotomy was performed in the patients of the first group, while diode laser treatment was used in the patients of the second group. Each group was further divided into two subgroups: one using calcium hydroxide as a pulping agent and the other using MTA.

Calcium Hydroxide is an alkaline preparation, with high pH = 11.5 and excellent antibacterial properties. Ca(OH)_2 causes a zone of liquefaction necrosis on the application side. Outside the necrosis zone, it induces a lower degree of inflammatory response by the pulp, thereby stimulating the formation of the dentin bridge. For a period of six to eight weeks, the formation of a dentin bridge is foreseen in the area outside the posted Ca(OH)_2 .

MTA basically consists of calcium silicates. Calcium silicate-based cements with various chemical compositions are, in general, bioactive. The extensive use of this cement for pulp

capping, apexifications, apical surgeries, and revascularization is related to its ability to induce tissue repair and to stimulate mineralization.

Many of the advantages of MTA including its high alkaline (pH=12.5), are antibacterial and biocompatibility properties, radiopacity, and its ability of inducing dentinogenic and osteogenic potential cell formations.

Teeth extracted during their physiological exfoliation were used. After treatment, the teeth were collected and processed for micro-computerized tomographic imaging and histomorphological evaluation. Micro-CT analysis was performed on one samples from each group. Although histomorphological analysis is the most common investigation of reparative dentin formation after vital pulp therapy. The ratio between total dentin volume and tissue volume was evaluated using micro-computerized tomographic analysis software.

Micro-computerized tomographic imaging identified the location of reparative dentin formation after vital pulpotomy. It has been considered that success rate of pulpotomy with Ca(OH)_2 is similar with MTA. The combination of laser pulpotomy and the use of MTA gave the best results in all clinical and radiographic criterias examined and in all analyzed periods. The MTA is considered more efficient than Ca(OH)_2 , however, if the cost is a problem as the treated teeth will be replaced with new, permanent teeth, the calcium hydroxide may be the material of choice.

Calcium hydroxide and MTA[®] can promote reparative dentin formation when used as pulpotomy dressing materials. In addition, micro-computerized tomographic imaging can be considered as a standard technique to quantify and localize the reparative dentin formation.

Keywords: Ca (OH)_2 , MTA, reparative dentin, Micro-CT, Vital pulp therapy.

Посебно голема благодарност изразувам, пред сè, на мојот ментор, професор д-р Елизабета Ѓоргиевска, која со својата исклучителна добрина и посветеност во пренесување на своите знаења, безрезервно ми помогна и ме поддржа во секој сегмент при изработката на овој труд. Без нејзината доблест сето ова немаше да успее.

Благодарност изразувам и до

Професор James Kit-Hon Tsoi за техничката помош во изведувањето на дел од испитувањата со микрокомпјутерската томографија.

Професор. д-р Розалинда Исјановска, за помошта во статистичката обработка на податоците.

Колегите од Клиниката за детска и превентивна стоматологија за нивната неизмерна и несебична поддршка и до моите најблиски, чија бескрајна љубов, разбирање, трпение и позитивна енергија претставуваа двигател за создавање на овој труд.

„Изјавувам дека докторскиот труд е оригинален труд кој го 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.“

Изјавувам дека електронската верзија на докторскиот труд е идентична со отпечатениот докторски труд.

с.р. -----

СОДРЖИНА

1. ВОВЕД
2. ПРЕГЛЕД ОД ЛИТЕРАТУРАТА
 - 2.1. АНАТОМИЈА НА МЛЕЧНИТЕ ЗАБИ
 - 2.2. ХИСТОЛОГИЈА НА ПУЛПО-ДЕНТИНСКИОТ КОМПЛЕКС
 - 2.2.1. Физиолошка дентиногенеза
 - 2.2.2. Дентиногена реакција на повреда
 - 2.3. ТЕРАПИЈА НА ПУЛПНОТО ТКИВО
 - 2.4. КЛИНИЧКА ДИЈАГНОЗА НА ЗАБОЛУВАЊА НА ПУЛПАТА
 - 2.5. ПУЛПОТОМИЈА КАЈ МЛЕЧНАТА ДЕНТИЦИЈА
 - 2.6. СРЕДСТВА ЗА ПУЛПОТОМИЈА
 - 2.6.1. Формокрезол (Fc)
 - 2.6.2. Калциум хидроксид ($\text{Ca}(\text{OH})_2$)
 - 2.6.2.1. Физички својства
 - 2.6.2.2. Механизам на дејство
 - 2.6.3. Минерал триоксид агрегат (МТА)
 - 2.6.3.1. Својства на МТА
 - 2.6.3.2. Хистолошки карактеристики на $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и МТА
 - 2.6.4. Други алтернативни средства за пулпотомија
 - 2.7. ЛАСЕР ВО ПУЛПОТОМИЈА
 - 2.7.1. Диоден ласер (DL)
 - 2.7.2. Употребата на ласерот во пулпотомија на млечните заби
 - 2.8. МИКРОКОМПЈУТЕРСКА ТОМОГРАФИЈА (μ -СТ)
 - 2.8.1. Физички принципи
 - 2.8.2. Принцип на работа
 - 2.8.3. Интеракција на рендгенските зраци со објектот
 - 2.8.4. Микро-КТ анализа: скенирање, реконструкција, анализа
 - 2.8.5. Микро -КТ софтвер
 - 2.8.6. Примена на μ СТ во стоматологијата
3. ЦЕЛ НА ИСПИТУВАЊЕТО
4. МАТЕРИЈАЛИ И МЕТОДИ
 - 4.1. МАТЕРИЈАЛ
 - 4.2. МЕТОДИ
 - 4.2.1. Метод на изведување на витална пулпотомија
 - 4.2.1.1. Конвенционален метод
 - 4.2.1.2. Метод со ласер
 - 4.2.2. Постапка на спроведување микрокомпјутерска томографска анализа
5. РЕЗУЛТАТИ
 - 5.1. КЛИНИЧКИ ПАРАМЕТРИ
 - 5.2. РЕНДГЕН ПАРАМЕТРИ
 - 5.3. МИКРОКОМПЈУТЕРСКА ТОМОГРАФИЈА И ХИСТОМОРФОМЕТРИСКА АНАЛИЗА

- 6. ДИСКУСИЈА
- 7. ЗАКЛУЧОЦИ
- 8. ПРИЛОГ
- 9. КОРИСТЕНА ЛИТЕРАТУРА

Список на скратеници:

Ca(OH)₂ - калциум хидроксид

MTA - минерал триоксид агрегат

GIC - гласјономер цемент

BMP-2 - коскениот морфогенетски протеин-2

TGF-β - трансформирачи фактори на раст β

DSP - Dentin sialoprotein

DMP - Dentin matrix protein-1

AAPD - Американската академија на детски стоматолози

HPL - ласери со поголема моќност

LPL - ласери со помала моќност

DL - диоден ласер

LLLT - терапија со ласери со пониско ниво на енергија

PBM – фотобиомодулација

Микро-КТ - микрокомпјутерска томографија (μСТ)

КТ - компјутерска томографија (СТ)

СВСТ - Cone-beam computer tomography (конусно зрачна компјутерска томографија)

1. ВОВЕД

Оралните заболувања и натаму претставуваат сериозен глобален предизвик за јавното здравје. Најраспространето орално заболување на светско ниво е кариесот¹. Кога се јавува во детската возраст, тој често прераснува во хронична состојба што може да продолжи во адолесцентниот период и зрелата возраст².

Превенцијата на кариесот преку сеопфатна системска и локална примена на флуориди, и други реминерализирачки средства на почетниот кариес во емајлот, инхибиција на бактериската активност во денталниот плак како и минимално инванзивното лекување на забите, се *conditio sine qua non* на современата стоматологија³.

Современиот стоматолошки пристап кај млади пациенти се базира како кон превентивата, така и кон спроведувањето на соодветни терапевтски постапки со употреба на современи методи, техники, опрема и средства.

За жал, и покрај напредокот во превенцијата на денталниот кариес и зголемувањето на свеста за важноста за зачувување на млечната дентиција, евидентно е дека индексот на кариес-екстракција-пломба и понатаму е висок и сè уште многу заби се губат предвремено⁴. Основните причини за предвремено губење на забите кај децата се или денталниот кариес или денталната траума⁵.

Ова може да доведе до појава на естетски, фонетски и функционални проблеми, проблеми со социјализација на детето, како и до појава на малоклузии кои можат да бидат минливи и трајни⁶. Затоа, одржувањето на интегритетот и здравјето на забите и оралните ткива е примарна цел на третманот на пулпата⁴.

Со континуираниот напредок во биоматеријалите и сè подлабокото разбирање на биологијата на денталната пулпа, пулпотомијата се издвојува како ефикасен терапевтски метод во третманот на денталната пулпа при одредени клинички случаи како што се денталниот кариес или трауматското експонирање на пулпата. Нејзината примена има за цел спречување на понатамошната периапикална инфекција и предвременото губење на млечните заби⁷.

2. ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА

2.1. АНАТОМИЈА НА МЛЕЧНИТЕ ЗАБИ

Млечните заби претставуваат првата дентиција кај човекот и имаат клучна улога во правилниот развој на говорот, цвакањето, како и правилното никнување на трајните заби.

Анатомски, забот може да се подели на два главни дела: коронка и корен. Вдлабнувањето (цервикална линија) го опколува забот означувајќи ја границата помеѓу коронката и коренот на забот. Коронката е делот што излегува од максиларната или мандибуларната коска и е покриена со цврста и полупросирна површина – емајл. Коренот го фиксира забот во алвеоларната коска и обезбедува негово крвоснабдување и нервна инервација преку апикалниот отвор (foramen apicale)^{8,9}.

Забите претставуваат развојно сложени органи составени од различни делови: меко ткиво – денталната пулпа, која е обвиткана со клеточно, умерено минерализирано ткиво – дентин. Дентинот, пак, е опкружен со цемент (кој е со слични карактеристики на коскено ткиво) во коренот на забот, додека високоминерализираниот емајл (кој е со минерална содржина од околу 85 % по волумен и низок процент на протеини, липиди и вода) ја формира надворешната обвивка на коронката на забот^{8,9}.

Млечните заби (dentes decidui), се нарекуваат уште и привремени заби кои ја претставуваат првата дентиција која има одреден функционален период. По завршувањето на овој период, следи физиолошка ресорпција на коренот, ексфолијација и природна замена со трајните заби. Овој процес е есенцијален за правилен раст и развој на трајната дентиција во алвеоларниот гребен¹⁰.

Главните карактеристики на млечните заби во споредба со трајните заби се: млечнобела боја, послаба минерализација, изразен цингулум, потенок слој на емајл и дентин, поширока пулпна комора со пулпно ткиво поблиску до дентин, и повисоки пулпни рогови.

Емајлот (substantia adamantina) претставува најцврсто минерализирано дентално ткиво кое го покрива видливиот дел од коронката на забот изложен и видлив во усната празнина. Неговата исклучително висока минерализација придонесува тоа да биде најтврдото ткиво во организмот на човекот и да има клинички карактеристично сјајна и мазна површина. Под електронски микроскоп кај емајлот се забележува висока површинска релјефност, вклучувајќи морфолошки структури како Пикерови линии, Ретциусови пруги, ретикуларни мрежести структури, микровдлабнатини, јамички и фисури. Гледано под светлосен микроскоп, основната структурна единица на емајлот е емајловата призма, додека гледано под електронски микроскоп се потврдува кристалната структурираност на овие призми, кои се состојат од кристали на калциум хидроксилапатит ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$)¹⁰.

Дентин (*substantia eburnea*) е цврсто дентално ткиво покриено со емајл во коронарниот дел на забот, а во радикуларниот дел е покриено со цемент. Тој е целосно аваскуларен и се наоѓа помеѓу емајлот, цементот и коската. Неорганскиот дел се состои од калциум фосфат во форма на хидроксилапатит, додека органскиот дел, главно, се состои од фиброзни структури, аморфна маса на мукополисахариди и во помала количина цитрати. Основните градбени единици на дентин се:

- одонтобласти,
- дентински тубули,
- периодонтобластичен простор,
- перитубуларен дентин,
- интертубуларен дентин,
- предентин.¹⁰

Цементот (*substantia ossea*) е минерализирано ткиво кое го покрива коренот на забот. По градба е сличен на коската, но за разлика од неа е невакуларизиран. Од анорганскиот дел најзастапен е хидроксилапатитот, а од органскиот дел присутен е протеински карбохидратен комплекс во форма на колагени влакна¹⁰.

Пулпата (*pulpa dentis*) е богато васкуларизирано и инервирано сврзно ткиво од мезодермално потекло. На напречен пресек на забот, на периферијата на пулпата се гледа слој од одонтобласти, познат како Веилова зона (клеточен фиброзен слој), како и зона богата со клетки (фибробласти, недиференцирани клетки и клетки од имунолошкиот систем). Пулпата на млечните заби има висок потенцијал за регенерација, што се припишува на нејзината висока клеточна активност и добра васкуларизација¹⁰.

2.2. ХИСТОЛОГИЈА НА ПУЛПО-ДЕНТИНСКИОТ КОМПЛЕКС

Денталната пулпа е специфично сврзно ткиво од мезенхимално потекло, опкружено со тубуларни сидови од дентин кои го исполнуваат пулпниот простор и коренскиот канал. Одонтобластите се клетки одговорни за синтезата и депозицијата на органскиот матрикс на дентинот, богати со колаген, кој понатаму се минерализира околу пулпното ткиво¹¹.

Поради тоа, дентинот и пулпата остануваат тесно поврзани во текот на развојот на забот и низ целиот живот и вообичаено се означуваат како **пулпо-дентински комплекс**^{11, 12, 13}.

Одонтобластите ја обложуваат периферијата на пулпниот простор и со своите цитоплазматски продолжетоци продираат во дентинските тубули. Овие клетки поседуваат мноштво клеточни врски преку кои се овозможува интерклеточна комуникација и одржување на релативната положба на една клетка во однос на друга^{11, 12, 13}.

Под одонтобластичниот слој се наоѓа ацелуларна зона (зона без клетки), која содржи обемна мрежа (плексус) од немиелинизирани нервни влакна и крвни садови. Големите крвни садови и нерви се лоцирани во централниот (кортикален) дел на пулпата и се опкружени со лабаво сврзно ткиво^{11, 12, 13}.

За време на активна дентиногенеза, големината на одонтобластите, како и содржината на нивните цитоплазматски органели, варираат во текот на нивниот животен циклус и се тесно поврзани со нивната функционална активност. Врската помеѓу големината на одонтобластите и нивната секреторна активност може да се демонстрира преку разликите во нивната големина во коронарниот и радикуларниот дел на забот, што укажува и на различни стапки на дентиногенеза во овие делови¹⁴.

Одонтобластите се високо специјализирани клетки и со своите цитоплазматски продолжетоци во дентинските тубули, придонесуваат за формирање на главниот дел од пулпо-дентинскиот комплекс. Кога овој комплекс ќе биде оштетен како резултат на повреда (кариес или механичко оштетување), тој реагира со цел да ја заштити пулпата¹⁴.

2.2.1. Физиолошка дентиногенеза

Внатрешниот епител на емајлот и неговата поврзана базална мембрана имаат клучна улога во директната цитодиференцијација на одонтобластите. Овие структури дејствуваат како извор на биоактивни молекули, вклучително и фактори на раст имобилизирани во базалната мембрана, кои испраќаат молекуларни сигнали до клетките на забната папила, поттикнувајќи ја диференцијацијата на ектомезенхималните клетки во одонтобласти¹³.

Овие диференцирани клетки манифестираат специфични генски производи, кои се одговорни за формирање на високоминерализирана екстрацелуларна матрица на дентинот.

Хидроксиапатитот го сочинува главниот неоргански дел од дентинот, додека органскиот дел претежно се состои од колаген тип I¹⁵.

За време на постмитотската фаза, одонтобластите се распоредуваат долж формативната површина на матриксот и започнуваат со секреција на примарниот дентин. Во иницијалните фази на дентиногенезата, за време на формирањето на мантелниот дентин, минерализацијата се остварува преку посредство на матрични везикули. Мантелниот дентин е првиот слој дентин што се формира, откако предентинот ќе се минерализира. Тој е тенок, високоминерализиран слој веднаш до границата помеѓу емајлот и дентинот со приближна дебелина од 80 до 100 μm и, речиси, целосно е без развојни аномалии¹².

Кога формирањето на мантелниот дентин ќе заврши и одонтобластите ќе формираат густо спакуван слој клетки, всушност, тие остануваат единствените клетки одговорни за продукција на дентинскиот матрикс. Клетките на пулпата во субодонтобластичниот слој и во јадрото на пулпата ја поддржуваат дентиногенезата, но немаат директна улога во секрецијата на примарниот дентин^{16, 17}.

Додека настанува секреција во матриксот, одонтобластите се придвижуваат кон пулпната страна, оставајќи поединечни цитоплазматски продолжетоци вградени во дентинските тубули во рамките на матриксот. Овие дентински тубули, кои имаат зголемена густина во периферниот дел кон пулпата, се од огромна клиничка важност бидејќи овозможуваат биолошка пропустливост на дентинот за одреден трансфер на молекули, дразби и микроорганизми кон пулпата¹⁴.

По секрецијата на најголемиот дел од дентинот за време на примарната дентиногенеза, физиолошкиот секундарен дентин се лачи со значително побавно темпо во текот на целиот животен век, што резултира со постепено намалување на големината на пулпарната комора¹⁸. Овие постмитотски одонтобластни клетки остануваат во фаза на мирување по завршувањето на примарната дентиногенеза, при што формирањето на физиолошкиот секундарен дентин претставува базално ниво на клеточна активност што е карактеристично за оваа фаза на мирување на забот¹⁴.

2.2.2. Дентиногена реакција на повреда

Во патолошки состојби, како што се благи кариесни лезии (*caries superficialis* и *caries media*) или трауматски повреди, се стимулира процесот на секреција на одонтобластите, што резултира со продукција на терциерен дентин^{13, 19}.

Ова може да доведе до фокална секреција на нов матрикс во пулподентинскиот интерфејс или евентуално во дентинските тубули, што придонесува за хистолошкиот изглед на склерозираниот дентин на местото на

повредата и намалување на пропустливоста на дентинот^{13, 19}. Така, формирањето на терциерен дентин е многу побрзо отколку физиолошкото формирање на секундарен дентин, поради што ова се смета за важен одбранбен механизам на пулподентинскиот комплекс како реакција на патолошки или физиолошки влијанија (атриција). Природата и квалитетот на терциерниот дентин зависат од неговата тубуларна структура и влијаат на пропустливоста на дентинот во одредената област. Така, при лесна повреда одонтобластите, одговорни за примарната дентиногенеза, се стимулирани да лачат реактивен дентин под повреденото место²⁰.

Оригиналните одонтобласти одговорни за оваа секреција на матриксот, ќе придонесат за појава на тубуларен континуитет и комуникација со примарниот дентински матрикс¹⁹. Реактивниот дентин може да се смета како продолжение на физиолошката дентиногенеза.

Сепак, бидејќи претставува патолошка реакција на повреда, се смета за различна од примарната и секундарната дентиногенеза. Кога имаме посериозна повреда одонтобластите кои се наоѓаат под повредата можат да изумрат, и во тој случај клетки од подлабоките слоеви на пулпата почнуваат да создаваат репараторен дентински матрикс. Бидејќи овој дентин се формира од нова генерација клетки, ќе постои прекин во тубуларната структура, што ќе резултира со намалување на пропустливоста²¹.

За време на развојот на забот, одонтобластите лачат трансформирачки фактори на раст (TGF- β), при што дел од него останува заробен во дентинскиот матрикс. Овој заробен трансформирачки фактор на раст (TGF- β) може да се ослободи при секој процес кој доведува до разградување на ткивото, како што е појавата на кариесот или употребата на киселина за нагризување. Поради тоа, дентинскиот матрикс не треба да се смета за инертно тврдо забно ткиво туку како потенцијален резервоар на коктел од биоактивни молекули, особено фактори на раст кои чекаат да бидат ослободени, доколку постојат соодветни услови во ткивото. Во спротивност со реактивните одговори, репаративната дентиногенеза претставува покомплексна низа на биолошки процеси^{12, 13, 22}.

Преместувањето и диференцијацијата на пулпните прогениторни клетки, создаваат нова генерација на клетки слични на одонтобласти пред да започне секрецијата на матриксот. Пулпните прогениторни клетки претставуваат популација на незрели мезенхимални клетки лоцирани во пулпата на забот, кои поседуваат способност за миграција, пролиферација и диференцијација на клетки слични на одонтобластите. Тие имаат клучна улога во процесот на регенерација и репарација на пулпо-дентинскиот комплекс, особено при патолошки или трауматски влијаниа. Во пулпното сврзно ткиво се одвиваат низа стереотипни реакции на заздравување на раната, вклучувајќи васкуларни и клеточни воспалителни реакции^{23, 24}.

Експериментите направени *in vitro* и *in vivo* за репараторна одонтогенеза, покажуваат дека неинфламираната пулпа претставува соодветна средина во која компетентните пулпни клетки (потенцијални преодонтобласти) можат да се диференцираат во нови клетки слични на одонтобластите, формирајќи репараторен дентин^{23, 24}.

2.3. ТЕРАПИЈА НА ПУЛПНОТО ТКИВО

Се смета дека ендодонтската терапијата на пулпното ткиво за првпат била опишана во 1756 година од Philip Pfaff ²⁵, кој извршил прекривање на експонираната пулпа со мало парче злато (Au) внимателно адаптирано на дното на кавитетот²⁵. Во 1826 година, Leonard Koecker ²⁶ го каутеризирал експонираното пулпно ткиво со загреана железна жица, а потоа истата површина на ткивото ја прекрил со парче оловна фолија²⁶.

Повредите на пулпата може да бидат предизвикани од механички фактори за време на отстранувањето на кариесот (јатрогено) и при дентална траума поради активноста на индивидуата²⁷. Млечните заби, особено млечните молари, исто така, можат да бидат засегнати од состојби што го нарушуваат развојот на тврдите забни ткива како што се хипоплазија, хипоминерализација, *dentinogenesis imperfecta* и *amelogenesis imperfecta*. Сите овие состојби го намалуваат интегритетот и цврстината на забот, а со тоа влијаат и на неговата долготрајност ²⁸.

Кариесот или денталната траума во близината на пулпното ткиво може да доведе до пулпитис или, пак, некроза на пулпата. Кога е можно, по изложување на пулпата, стоматолошкиот третман треба да има за цел да овозможи заздравувањето на пулпното ткиво, да го олесни формирањето на репараторен дентин а со цел зачувување на виталноста и здравјето на пулпата ^{29, 30}.

Одржувањето на виталноста на пулпното ткиво доведува до поволен развој на односот коронка – корен, апикално затворање и формирање на секундарен радикуларен дентин и успешно изведен ендодонтски третман ^{29, 31, 30, 32,33}.

Сепак, кога настануваат иреверзибилни, некротични промени на пулпата, авиталните терапевтски процедури се дозволени за да се ублажат симптомите и да се овозможи одржување на функционалноста на забот во денталниот лак ³¹.

Виталната пулпна терапија е биолошки и конзервативен пристап со цел да се зачува виталноста и функционалноста на пулпното ткиво, како и одржување на имунолошкиот систем на организмот²⁷. Основна цел на лекувањето на пулпата на млечните заби, е задржување на забите во устата и сочувување на забниот низ, избегнувајќи нивно предвременно екстрахирање, како и овозможување на правовремена смена на млечната со трајна дентиција, без непотребни компликации ⁶.

Постапките на витална пулпна терапија вклучуваат отстранување на локалните причинители за иритација и поставување на протективен материјал директно или индиректно над пулпата³⁴. Третманот мора да биде проследен со добро запечатена реставрација, за да се намали пренесувањето на бактериите од надворешната средина кон дентинот^{29, 30, 33}.

Постојат одредени контроверзности во рамките на студиите за витална пулпна терапија во поглед на критериумите за процена и пулпниот статус за време на третманот, оптималните техники и исходот од лекувањето. Во научните кругови не постои консензус околу тераписката техника, ниту, пак, идентични дијагностички индикации кај лекувањето на пулпните заболувања на млечните заби ^{29, 30, 33}. За жал, во литературата нема достапни подолгорочни податоци за исходот и стапката на успешност на виталната пулпна терапија ³⁴.

Најчесто нотирани неповолни резултати се секундарна инфекција од преостанати бактерии или, пак, наплив на нови бактерии кои продираат во дентинот преку маргините на реставрацијата. Освен правилното поставување на реставрацијата, која штити од продор на бактерии, строго се препорачува употреба на кофердам, како и асептични услови на работа. Присуството на микроорганизми со последователна инфекција, големината на кариозно зафатената пулпа, времето на траење на изведувањето на виталната пулпна терапија, крајната локација и квалитетот на формираниот дентински мост, видот на употребуваниот материјал, применетата техника, се критериуми кои го детерминираат успехот, и играат голема улога во одредувањето на прогнозата на виталната пулпна терапија ^{35, 36, 37, 38}.

Треба да се направи разлика помеѓу неуспехот предизвикан од несоодветна пулпна терапија и неправилно поставена реставрација³⁹. Постојат одредени ограничувања во одредувањето на долгорочниот успех на виталната пулпна терапија кај млечните заби, како што се проблемите со редовни контроли на пациентите и неможноста за одредување на успехот базиран на соодветни хистолошки анализи. Секој терапевт треба внимателно да донесе одлука за најдобрата тераписка опција за третман врз основа на историјата на пациентот, клиничките и радиографските наоди, долгорочната прогноза и способноста за репарирање на денталниот комплекс⁴⁰.

Според Американската академија за детска стоматологија (AAPD)⁴¹ главните клинички и радиографски критериуми кои се показатели за успешен третман вклучуваат:

- Зачувување на виталноста на пулпата;
- Минимални воспалителни реакции на пулпата;
- Формирање на континуиран слој на репараторен дентин;
- Отсуство на постоперативни знаци или симптоми на термичка или периапикална чувствителност, како болка или оток;
- Отсуство на радиографска видливост на интерна или екстерна коренска ресорпција;
- Периапикално и/или интерно просветлување;

- Отсуство на неправилна калцификација;
- Продолжување на растот на коренот, односно апексогенеза кај заби со незавршен раст на коренот.⁴¹

Секогаш треба да се применува витална пулпна терапија кога е дијагностицирана витална пулпа⁴¹.

2.4. Клиничка дијагноза на заболувања на пулпата

Поставувањето на точна дијагноза на заболувањата на пулпата е клучот на успешна понатамошна терапија⁴².

Остварувањето на погорекажаните критериуми може да биде посебен предизвик особено кај децата кои се со сиромашна анамнеза. Децата или не пријавуваат дентална болка, поради стравот од понатамошниот третман, или, пак, даваат хиперсензитивен одговор поради анксиозноста од посетата на стоматолог. Помалите деца можат да имаат излекуван парулис поврзан со кариес на раното детство, а, сепак, да не пријавуваат постоење на болка во минатото⁴¹.

Многу е важно анамнестички, од детето пациент или од родителот да се дознае историјата и видот на болката. Деталната анамнеза и темелната клиничка, како и неопходната, радиографска процена (загризна и периапикална ртг снимка), кај млечните заби со голема кариозна лезија, ќе бидат од огромна помош при одредување на пулпниот статус и степенот на зафатеност (инволвираноста) на пулпата. Термичките и електро-тестовите на пулпата ретко се употребуваат кај млечната дентиција поради неверодостојноста на резултатите^{42,43}. Она што се добива како одговор при спроведувањето на овие тестови е болката, а доколку таа се предизвика намерно, уште повеќе може да го исплаши детето и да влијае врз идната соработка.

Доколку анамнестички се добие податок на спонтанa болка или болка која го буди детето во текот на ноќта ни асоцира на иреверзибилен пулпитис и авитален заб. За такви заби не е индицирана виталната пулпна терапија. Од друга страна, пак, податоците од анамнезата за болка, која е провоцирана од некои дразби, претставува одреден проблем во толкувањето. Болката која се јавува при цвакање, може да биде резултат од притисокот на храната врз големата кариозна лезија, додека, пак, перкуторната болка е посериозен знак. Ако се работи за перкуторна болка, тогаш забот е контраиндициран за витална пулпна терапија. Болката на благо, студено и топло што е со кратко времетраење, не е контраиндикација за витална пулпна терапија, но, сепак, треба да ни биде забележано во листата на податоци⁴⁴.

Доколку анамнестички се добијат податоци за болка која престанува со престанокот на дејството на дразбите, станува збор за реверзибилен пулпитис⁴². Со клиничко проследување на таквите заби, се гледа голема кариозна лезија или, пак,

темна сенка што потекнува од кариес на апроксималните површини. Овие заби не се чувствителни на перкусија и не покажуваат знаци на патолошка мобилност. Радиографски се гледа кариес блиску до пулпата и отсуство на периапикално просветлување и промени во бифуркацијата на забот. Кај забите со реверзибилен пулпит постои воспаление ограничено на суперфицијалните слоеви на коронарната пулпа. Овие заби се добри кандидати за лекување со техниките на виталната пулпна терапија.

Болката којашто се јавува од кариес на апроксималните површини како и гингивална болка од собирање храна во интерденталните простори, треба да се разликува од болката од пулпно потекло.

Анамнестички податоци за спонтанa, мачна и константна болка укажуваат на напредната пулпна дегенерација или иреверзибилен пулпит. Таквите заби може да предизвикаат болен одговор на тестот на перкусија. Клинички, освен големи кариозни лезии, може да дојде до оток на меките ткива и црвенило околу заболениот заб доколку се појави некроза на пулпата. Присуството на оток, парулис или патолошка мобилност е знак за некроза на пулпата. Со рендгенографија на забите со дегенерација на пулпата или иреверзибилен пулпит, најчесто се гледа длабока кариозна лезија која се простира до пулпата, како и губење на коскена маса во пределот на бифуркацијата или периапикалниот простор. При анализа на загризна рендген снимка, треба да се посвети внимание на пределот на фуркацијата кај млечните заби и внимателно треба да се процени секое проширување на просторот на периодонталниот лигамент (периодонциумот) или постоење на патолошка деструкција на коската⁴³. Ако е можно, треба да се направи компарацијата со забите од контралатералната страна. Сите патолошки промени на дегенеративната пулпа кај млечните молари можат да се видат во пределот на фуркацијата пред да се забележат периапикално. Иако за правилна и комплетна дијагноза најдобра е периапикалната радиографија, загризната радиографија најчесто е единствената возможна интраорална варијанта кај деца и кај пациенти кои не соработуваат. Забите со дегенерација на пулпата или иреверзибилен пулпит се санираат со користење на авитални пулпни терапевски техники⁵.

Подвижноста на забот што ја надминува физиолошката мобилност, очекувана при нормална ексфолијација, претставува контраиндикација за примена на виталната пулпна терапија, бидејќи укажува на тоа дека воспалителниот процес ја зафатил пулпата и започнал со деструкција на потпорната алвеоларна коска⁴⁴.

Со прелиминарните податоци од анамнезата и клиничките испитувања, треба да се утврди дали пулпата на млечните заби е нормална (здрава), реверзибилно воспалена, неповратно воспалена или некротична. Ако се утврди дека пулпата е витална и реверзибилно воспалена, индицирани се техниките на витална пулпна терапија како индиректно прекривање на пулпата и пулпотомија. Ако се утврди дека пулпата е неповратно воспалена или некротична би било соодветно да се изврши пулпектомија или екстракција на забот⁴⁴.

Директно прекривање на пулпата е индицирано кај млечни заби со нормална, витална пулпа, по настаната мала механичка или трауматска експозиција, и тоа само кога постојат оптимални услови за поволен одговор на ткивото. Кај кариозно експонирано пулпно ткиво кај млечните заби, не се препорачува директно прекривање на пулпата поради зголемен ризик од неповолен исход и слаб прогностички потенцијал^{11, 45, 46, 47}.

Доколку се утврди дека пулпата е иреверзибилно воспалена или некротична, соодветна терапевтска опција претставува или пулпектомија или екстракција на забот⁴⁴.

2.5. Пулпотомија кај млечната дентиција

Зачувувањето на примарната (млечна) дентиција е неопходна за одржување на должината на денталниот лак, естетиката, мастикацијата, говорот и спречување на абнормални навики⁴⁴.

Бидејќи дебелината на емајлот и дентинот кај млечните заби е помала, забниот кариес прогредира и многу почесто ја зафаќа пулпата. Таквите заби со коронарно воспалени витални пулпи, како и сложената анатомска градба на коренските канали на млечните заби, близината на зачетокот на трајниот заб и потешкотиите во пронаоѓање на соодветен материјал за оптурација на коренските канали, кој е биокомпатибилен со физиолошката ресорпција на коренот, може да бидат третиран со методите на виталната пулпна терапија^{44, 45}.

Пулпното ткиво кај млечните заби, опкружено со дентин, преку Foramen apicale овозможува снабдување на забите со есенцијални фактори кои имаат клучна улога во одржувањето на виталноста и функционалноста на забот⁴⁸. Преку апикалниот отвор, крвните садови доставуваат хранливи материи и овозможуваат елиминација на метаболни отпадни продукти, додека невралната мрежа овозможува детекција на штетни дразби преку рецепторите за болка. Разновидните имунокомпетентни клетки во пулпата, како што се дендритските клетки, макрофагите и Т-лимфоцитите, имаат важна улога во одбраната од инвазија на микроорганизми и други страни антигени⁴⁸.

При состојби како абразија, дентални траума или кариес, одонтобластите или клетки слични на одонтобластите го репарираат забот со депонирање на терциерен дентин – реактивен или репараторен, на површината на пулпната комора⁴⁸.

По прогресијата на кариесот или фрактура на забната коронка, може да се јави бактериска инфекција проследена со воспалителна реакција на пулпното ткиво, при што внатрешниот притисок во пулпната комора значително се зголемува, предизвикувајќи исхемија на пулпното ткиво и силна болка. Најчесто користен третман за ослободување од болката и отстранување на воспалението на пулпното ткиво, а со тоа и задржување на кариозно зафатени млечни молари во устата на кои им е потребна екстракција, е пулпотомијата или пулпектомијата^{48, 49}.

Доколку не се изведе пулпектомија се развива исхемија на пулпното ткиво како резултат на нарушената циркулација, што резултира со некроза на пулпата и појава на периапикално заболување⁴⁸.

Според Ranly⁵⁰ пулпотомијата на млечните заби се одвива во 3 правци: девитализација (мумификација, каутеризација), зачувување - конзервирање (минимална девитализација, неиндуктивна) и регенерација (индуктивна, репаративна). *Девитализацијата* (уништување на виталното ткиво), се изведува

со препарати за девитализација: формокрезол и електрокаутеризација. *Зачувувањето претставува* максимално задржување на виталното пулпно ткиво без индукција односно создавање на репараторен дентин, и се изведува со третманот на глутаралдехид и феросулфат. Сепак, идеалниот третман при пулпотомија треба да ја задржи радикуларната пулпа здрава, витална и целосно затворена во дентинската комора обложена со одонтобластите. *Регенерацјата* претставува стимулирање на дентинскиот мост, а многу долг период калциум хидроксидот беше избор на медикамент за процесот на регенерација ⁵⁰.

Пулпотомијата на млечните заби може да се дефинира „како ампутација на зафатениот и инфициран коронарен дел од денталната пулпа, зачувувајќи ја виталноста и функцијата на целата или на дел од преостанатата радикуларна пулпа“⁴¹.

Оваа дефиниција се темели на образложението дека радикуларното пулпно ткиво може да биде здраво или способно за заздравување после хируршката ампутација на зафатената или инфицирана коронарна пулпа⁴². Пулпотомијата претставува конзервативна терапија која се спроведува за да се отстрани инфламираното коронарно пулпно ткиво, проследена со примена на ефикасен, биокомпатибилен и бактерициден лек којшто го поттикнува ткивото во каналите на коренот да остане витално^{41, 42}.

Во согласност со препораките на Американската академија за детска стоматологија (AAPD) ⁴¹, се изведува пулпотомијата на млечни заби: ⁴¹

Индикации:

- Експозиција на пулпата при третман на кариес кај нормална пулпа или реверзибилен пулпитис;
- Трауматска експозиција на пулпата⁵¹;
- Преостанатото радикуларно пулпно ткиво треба да е витално, без супурација, некроза или продолжена хеморагија која не може да запре со памучен тампон повеќе минути;
- Немање радиографски знаци на инфекција и/или патолошка ресорпција⁵¹.

Терапевтски цели:

- Асимптоматска радикуларната пулпа, без присуство на клинички знаци или симптоми, како што се осетливост, болка или оток;
- Да нема радиографски знаци на патолошка екстерна ресорпција на коренот;

- Интерната ресорпција на коренот да се задржи во стабилна и самоограничена форма, без прогресија;
- Да не предизвикува штета на трајниот заб^{52, 53, 54, 55}.

Виталната пулпотомија е една од техниките на виталната пулпна терапија и се користи за лекување на пулпата при мали, фокусирани механички повреди^{41, 27}.

Материјалот наменет за пулпотомија, за прекривање, се поставува во контакт со експонираното пулпно ткиво со цел да се поттикне заздравување на пулпата, проследено со формирање на репараторен дентин, за спречување на бактериската инвазија и зачувување на виталноста на пулпата^{29, 56}.

Оптималната прогноза на виталната пулпотомија се базира на целосно елиминирање на етиолошките фактори преку прецизно отстранување на заболеното и контаминирано пулпно ткиво, како и на правилната и соодветна реставрација на забот⁵⁷.

Пулпотомијата претставува ефикасна терапевтска постапка која има значителни предности, овозможувајќи зачувување на виталноста на радикуларната пулпа, намалување на болката и воспалителните процеси, како и задржување на забот до неговата физиолошка смена^{58, 59, 60}.

Иако клиничките и радиолошките стапки на успешност на оваа процедура добро се етаблирани, долгорочниот успех на пулпниот третман е нераскинливо поврзан со квалитетот, маргиналната пропустливост и долготрајноста на финалната реставрација^{61, 62}.

2.6. СРЕДСТВА ЗА ПУЛПОТОМИЈА

2.6.1. Формокрезолот (Fc) претставува еден од најдолго користените медикаменти во пулпалната терапија, особено кај млечните заби. Првпат бил воведен во 1904 година од страна на Buckley ⁶³, кој го формулирал таканаречениот Buckley раствор (формалдехид, крезол, глицерин и вода), за третман на некротична пулпа кај експериментални животни.

Подоцна, Buckley ја претставил и комерцијалната формула на неговиот раствор составена од 19 % формалдехид, 35 % крезол, како и глицерин растворен во дестилирана вода, која подолг временски период се сметала за златен стандард во пулпотомијата кај млечните заби. Благодарение на неговите бактериостатски и фиксативни својства, тој е најчесто користено средство за пулпотомија со огромна стапка на успех ²⁵.

Иако содржи формалдехид (мутаген и потенцијално канцероген) и крезол (каустичен агенс), сè уште нема докази дека неговата системска дистрибуција предизвикува патолошки промени, локално или системски⁶⁴.

Во 1937 година, Sweet C.A.⁶⁵ ја модифицирал оригиналната формула на Buckley растворот, создавајќи смеса од цинк оксид, еугенол и формокрезол, формула која ја препорачал за третман на млечни заби со експонирана витална пулпа како резултат на кариес и пријавил стапка на успех од 97 %. Иако првично пулпотомијата со формокрезол се изведувала во повеќе посети, со цел да се постигне целосна фиксација, мумификација и стерилизација на преостанатата радикуларна пулпа, со текот на времето бројот на посети бил намален^{64, 65}.

Doyle⁶⁶ и сор.⁶⁷ употребувале формокрезол во третман на инфицирана пулпа кај млечни молари и утврдиле дека техниката со формокрезол покажала 71 % успех според хистолошката евалуација^{66, 67}.

Иако формокрезолот целосно го фиксира и мумифицира пулпното ткиво, неговата употреба во пулпотомииите, според повеќе автори, предизвикала загриженост поради воспалителниот одговор на пулпата, формирањето некротична зона во близина на лезијата, изразена цитотоксичност, потенцијални системски нарушувања, можно мутагено и канцерогено дејство, како и изменет имунолошки одговор^{64, 65}.

Овие сомнежи ги поттикнале научните кругови да истражуваат по побиокомпатибилни алтернативни материјали или техники, како што се цинкооксид еугенол, гласјономер цемент (GIC), гласјономер модифициран со смола (RMGI), атхезивни системи, калциум хидроксид, калциумсиликатен цемент (MTA®, Biodentine™), електрохирургија и ласери⁴¹.

Според Fuks ⁴² и сор. идеалниот пулпотомиски медикамент треба да поседува бактерицидно дејство, да не предизвикува штетни ефекти врз пулпата и околните ткива, да ја поттикнува регенерацијата на радикуларната пулпа и да не влијае врз физиолошката ресорпција на коренот^{42, 68}.

2.6.2. Калциум хидроксид (Ca(OH)₂)

Најрано документирано користење на овој материјал се припишува на Nygren во 1838 година, за третман на „fistula dentalis“, додека Codman во 1851 година бил првиот кој се обидел да ја зачува виталноста на афектираната дентална пулпа⁶⁹.

Ca(OH)₂ бил претставен во стоматологијата во 1921 година преку пионерската работа на Hermann кој во 1936 година го демонстрирал формирањето на дентинскиот мост врз експонирана пулпа. Тој докажал дека овој медикамент ја поттикнува регенерацијата и заздравувањето на пулпата при различни клинички состојби. Ca(OH)₂ иако првенствено бил претставен како алтернатива на формокрезолот, тој со децении се сметал за „златен стандард“ при директно прекривање на пулпата^{62, 67, 70, 71}.

Во 1938 година, Teuscher и Zander ⁷², докажале присуство на комплетно формиран дентински мост и здрава радикуларна пулпа после директно прекривање на пулпата со Ca(OH)₂ агенс⁷². Ca(OH)₂ бил претставен и во комбинација со различни соли како средство за витална пулпна терапија познат под името Calxyl.

Zander ⁷³ објавил хистолошка студија за употребата на Calxyl во виталната пулпна терапија кај млечни и трајни заби. Оваа студија докажа формирање на аморфен калцифициран слој на експонирана пулпна површина. Овој слој служел како матрикс за создавање на тубуларна дентинска формација, што резултира со формирање на дентински мост врз експонираното пулпно ткиво⁷³.

Glass и Zander ⁷⁴ во хистолошка студија спроведена кај трајни заби, го потврдиле Ca(OH)₂ како материјал од избор во виталната пулпна терапија^{25, 74, 75}.

Во детската стоматологија, Ca(OH)₂ бил претставен како алтернатива на формокрезолот за витална пулпна терапија и третман кај млечните заби^{62, 67}.

2.6.2.1. Физички својства

$\text{Ca}(\text{OH})_2$ е бел прав, без мирис со молекуларна тежина од 74,08. Хемиски се класифицира како силна база со висока рН вредност од 12,5 и со слаба растворливост во вода, од 1,2 g/L на 25°C.⁶⁹ Дисоцијацијата (разградувањето) на $\text{Ca}(\text{OH})_2$ на калциумови (Ca^{2+}) и хидроксилни (OH^-) јони предизвикува локално зголемување на рН вредноста⁶⁹.

Алкалната рН вредност на калциум хидроксидот дејствува инхибиторно врз активноста на остеокластите преку неутрализирање на млечната киселина што тие ја продуцираат, со што се спречува деминерализација и растворање на минерализираните структури на забот. Оваа рН вредност обезбедува одлични антибактериски и биокомпатибилни (биолошки) својства и ја стимулира активноста на алкалната фосфатаза која има клучна улога во процесот на минерализација и формирање на тврди дентални ткива^{48, 76, 77, 78, 79}.

Дополнително, високата рН вредност, предизвикува некроза и минерализација непосредно под аплицираниот $\text{Ca}(\text{OH})_2$ агенс^{80, 81}.

$\text{Ca}(\text{OH})_2$ има бактерицидно дејство и мора да биде во директен контакт со бактериите за да дејствува летално врз нив. Asgary и Kamrani⁸² го тестирале $\text{Ca}(\text{OH})_2$ против *Pseudomonas aeruginosa*, *Enterococcus faecalis*, *Staphylococcus aureus*, и *Escherichia coli* и откриле дека го инхибира растот на овие бактерии⁸².

Материјалите на база на калциум хидроксид се класифицираат во два типа: еднокомпонентен тип кој не се стврднува (водена суспензија) и двокомпонентен самостврднувачки тип (салицилат естерски цемент). Двокомпонентната паста е составена од база и катализатор. Катализаторот содржи калциум хидроксид, цинк оксид и цинк стеарат во етилен-толуен сулфонамид, реагира со базата која содржи калциум тунгстат, калциум фосфат и цинк оксид во гликол салицилат, при што се формира аморфен калциум дисалицилат⁴⁸.

Главните недостатоци на еднокомпонентните пасти со калциум хидроксид е нивната неможност за стврднување, слабите физички својства и постепено растворање⁸³. За да се надминат овие недостатоци создадена е двокомпонентната паста на база на $\text{Ca}(\text{OH})_2$, чија примена станала широко прифатена во секојдневната клиничка работа. Сепак, и овој тип покажува одредена растворливост, што може да резултира со формирање на празни простори и микропротекување^{84, 85}.

Двокомпонентните пасти покажуваат поголемо цитотоксично дејство во споредба со еднокомпонентните пасти, поради присуство на дополнителни компоненти, вклучувајќи дисалицилат, акцелератор и пластификатор^{86, 87}.

Двата типа материјали на база на $\text{Ca}(\text{OH})_2$, индуцираат хетерогено формирање на дентински мост кој содржи бројни дефекти и порозности^{83, 88}. Тунел дефектите во дентинскиот мост не обезбедуваат соодветно биолошко затворање, што е клучно за заштита од пенетрација на бактериите⁸⁹.

Stanley³⁶ сугерира дека појавата на интерна ресорпција и појавата на дистрофични калцификати, кои понекогаш се јавуваат по примена на техники на виталната пулпна терапија, како и појавата на зона на облитерација и коагулациона

некроза на површинските слоеви кон репараторниот дентин, се продукти на ниската-рН вредност, како што е во случаите при апликација на Dycal (DeTrey Dentsply, Skarpnack, Sweden)³⁶.

Предности на $\text{Ca}(\text{OH})_2$:

- во допир со пулпното ткиво иницијално има бактерициден, а подоцна бактериостатски ефект;
- го поттикнува заздравувањето и репарацијата на денталното ткиво;
- ја стимулира пролиферацијата на фибробластите;
- ја неутрализира киселата микросредина;
- превенира појава на интерна ресорпција;
- има докажана долгорочна клиничка ефикасност како средство за директно прекривање на пулпата;
- економичен е и едноставен за ракување ^{70, 71}.

Сепак, постојат и голем број на недостатоци како:

- двокомпонентните формулаци на $\text{Ca}(\text{OH})_2$ се високо растворливи и со текот на времето се подложни на разградување^{70, 71, 84};
- нема инхерентни адхезивни својства и обезбедува недоволно ефикасно маргинално затворање^{71, 83}, што овозможува појава на тунел дефекти во репараторниот дентин што се формира под апликацијата на агенсот ^{71, 89}.

Тунел дефектот е опишан како прооден канал кој се протега од местото на експозицијата преку репараторниот дентин до пулпата, при што понекогаш во дефектот се присутни фибробласти и капилари. Сепак, други истражувачи утврдиле дека квалитетот на репараторниот дентин се подобрува со зголемување на дебелината на дентинскиот мост, а тунелните дефекти не се поврзуваат со пулпата^{70, 71, 89}.

2.6.2.2. Механизам на дејство

$\text{Ca}(\text{OH})_2$ поседува антимикробни и минерализирачки својства.

Антимикробна активност

Антимикробната активност на калциум хидроксидот ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) се припишува на ослободувањето на хидроксидни јони во водена средина (Siqueira, 2001)⁹⁰.

Хидроксидните јони се високо реактивни оксидантни слободни радикали кои стапуваат во интеракција со различни биомолекули. Поради нивната висока и неселективна реактивност, овие радикали ретко се дифундираат подалеку од местото на нивното настанување (Siqueira & Lopes, 1999)⁹¹. Се смета дека леталниот ефект на хидроксилните јони врз бактериските клетки се должи на следниве механизми (Siqueira & Lopes, 1999)

- Оштетување на бактериската цитоплазматска мембрана;
- Денатурација на протеините;
- Оштетување на DNA^{90,91}.

Минерализирачка активност

Иницијалниот ефект на $\text{Ca}(\text{OH})_2$ врз експонираното пулпно ткиво е развој на површински слој на некроза. Оваа компактна некротична зона предизвикува блага иритација, која ја стимулира пулпата да ги активира одбранбените и репараторните механизми, што доведува до формирање на репараторен дентински мост преку клеточна диференцијација, секреција на екстрацелуларен матрикс и следствена минерализација⁹².

Формирањето на дентинскиот мост долго време се сметало за клучен фактор за клиничкиот успех во директното препокривање на пулпата^{71, 93}.

Високата рН вредност на $\text{Ca}(\text{OH})_2$ предизвикува иритација на пулпното ткиво, со што се стимулира репарацијата преку непознат механизам. Сепак, поновите истражувања укажуваат дека овој „непознат механизам“ се објаснува преку ослободување на биолошки активни молекули. За време на дентиногенезата, различни протеини се инкорпорираат во дентинскиот матрикс, а меѓу нив, протеинот за морфогенеза на коскено ткиво (BMP) и трансформирачкиот фактор на раст – бета 1 (TGF- β 1) кои покажале способност да ја стимулираат репарацијата на пулпата^{71, 94}.

$\text{Ca}(\text{OH})_2$ предизвикува растворање на овие протеини од дентинскиот матрикс, со што ослободувањето на овие биолошки активни молекули има значајна улога во модулатијата на пулпната репарација по спроведена пулпна терапија⁹⁵. Трансформирачкиот фактор на раст - бета (TGF- β 1) и коскениот морфогенетски

протеин (BMP) играат фундаментална улога во регулирањето на коскената органогенеза преку активирање на рецепторите серин – треонин - киназа ⁹⁶.

Овие биоактивни молекули се главните индуктивни фактори кои во директен или индиректен контакт со пулпното ткиво го формираат репараторниот дентин, чија дебелина зависи од дозата на биолошкиот агенс ⁹⁷.

2.6.3. Минерал триоксид агрегат (МТА)

Со цел да се обезбеди ефикасно маргинално затворање, пулпотомиските агенси како биокерамичките материјали нудат супериорни биолошки својства во споредба со традиционалните материјали како амалгам и цементи на база на цинк оксид еугенол ^{98, 99, 100}.

Овие материјали се карактеризираат со помала порозност, лесна манипулација, радиопропустливост, димензионална стабилност, задоволителни механички својства, и одлична адаптација кон дентинските сидови ^{101, 102, 103}.

Биокерамичките материјали во себе содржат разновидни неоргански соединенија вклучувајќи биоактивно стакло, стаклено-керамички материјали, алуминиум, циркониум, калциум-силикати и калциум-фосфати, како што е хидроксиапатитот. Едно од клучните својства на овие биоматеријали кои се применуваат во стоматологијата е нивната способност да иницираат формирање на калциум-фосфатни депозити помеѓу материјалот и дентинскиот сид со што потенцијално се овозможува директна и цврста адхезивна врска со тврдите дентални ткива^{104, 105}.

Camilleri ¹⁰⁶, истакнува дека само материјалите базирани на трикалциум силикатни цементи и без присуство на алуминиум можат да се класифицираат како биокерамички материјали. Биокерамичките материјали кои се користат во ендодонцијата се калциум силикатни материјали кои припаѓаат во групата на хидраулични калциум силикати (HCSs)¹⁰⁵. Портланд цементот и трикалциум силикатните цементи припаѓаат на хидрауличните калциум силикатни материјали (HCSs)^{107, 108}.

Минералот триоксид агрегат (МТА) е развиен и претставен во 1993 година од Mahmoud Torabinejad ¹⁰⁹ и сор. на Универзитетот Лома Линда, во Калифорнија, САД, како материјал за дефинитивно канално полнење^{109, 110}. Во 1998 година, материјалот беше одобрен од Американската агенција за храна и лекови (FDA) за клиничка примена и апликација во третман на хумани заби ¹⁰⁸.

Во 1995 година, Parirokh и сор.¹⁰⁷ го опишаа минералот триоксид агрегат (МТА) како биокомпатибилен материјал кој го стимулира формирањето на дентински мост и може да се користи како пулпотомиски агенс ¹¹¹.

2.6.3.1. Својства на минералот триоксид агрегат (МТА)

Голем дел од својствата и потенцијалните механизми на дејствување на минералот триоксид агрегат (МТА) се слични со оние на калциум хидроксид $\text{Ca}(\text{OH})_2$, вклучувајќи ги неговите антибактериски, биокомпатибилни својства, високата рН вредност, радипроопустливоста и способноста да го олесни ослободувањето на биоактивни протеини од дентинскиот матрикс ^{112, 113}.

Ефикасноста на минералот триоксид агрегат (МТА), првенствено, произлегува од неговите термомеханички својства: експанзија и контракција, кои приближно се идентични со оние на дентинската структура ^{114, 115}.

Минералот триоксиден агрегат (МТА) претставува механичка мешавина составена од три компоненти во прав: портланд цемент (75 %), бизмут оксид (20 %) – кој е рендген - контрастен, и гипс - калциум сулфат (5 %) (табела бр. 1).^{116, 117} Патентираниот производ се состои од калциум оксид (50-75 % тежински) и силициум оксид (15-20 %), кои заедно сочинуваат 70-95 % од цементот. По мешањето на овие состојки: трикалциум силикат, дикалциум силикат и трикалциум алуминат, се добива тетракалциум алуминоферит¹¹⁷. Биокомпатибилноста на МТА се должи на формирањето на $\text{Ca}(\text{OH})_2$ во реакциските продукти ^{70, 112}.

Табела број 1. Состав на минералот триоксид агрегат (МТА)

Состав	Прашок %
Трикалциум силикат	66,1 %
Дикалциум силикат	8,4 %
Трикалциум алуминат	2,0 %
Тетракалциум алуминоферит	/
Калциум сулфат	/
Бизмут оксид	14 %
Калциум оксид	8 %
Силикон оксид	0,5 %
Алуминиум оксид	1 %

Постојат два комерцијални типа на минералот триоксид агрегат (МТА) - сив и бел, а разликата е во присуството на железо во сивиот, кое понатаму ја формира тетракалциумалумино-феритната фаза. Поради отсуството на оксиди на железо во белиот МТА, е избегната оваа фаза¹¹⁸.

Хидратацијата на МТА се одвива во две фази. Во почетната реакција, трикалциум алуминатот реагира со вода во присуство на калциум сулфат (гипс), при што се формира етерингит. Етерингит е хидратиран калциум алуминосулфатен минерал. Во следната фаза, трикалциум силикатот и дикалциум силикатот стапуваат во реакција со водата, при што се формира калциум-силикат хидрат (C-S-H) и $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ^{118, 106}.

Табела број 2. Хемиски состав на СМТА и БМТА

(Адаптирано од Asgary et al., 2005)¹²³

Хемиски состав	Сива МТА(wt %)	Бела МТА(wt %)
Калциум оксид (CaO)	40,45	44,23
Силициум диоксид (SiO₂)	17,00	21,20
Бизмут триоксид (Bi₂O₃)	15,90	16,13
Алуминиум оксид (Al₂O₃)	4,26	1,92
Магнезиум оксид (MgO)	3,10	1,35
Сулфур триоксид (SO₃)	0,51	0,53
Хлор (Cl)	0,43	0,43
Железен оксид (FeO)	4,39	0,40
Фосфор пентоксид (P₂O₅)	0,18	0,21
Титаниум диоксид (TiO₂)	0,06	0,11
Јаглородна киселина (H₂CO₃)	13,72	14,49

По хидратацијата на правот, се формира колоиден силикатен гел, кој е составен од кристали на калциум оксид со аморфна структура^{112, 106, 119}.

Како резултат на тоа, многу од предностите на МТА се споредуваат со тие на $\text{Ca}(\text{OH})_2$, вклучувајќи ја високата алкална рН вредност, антибактериските и биокомпатибилни својства, радиографската видливост и способноста да стимулира ослободување на биоактивни протеини во денталниот матрикс^{112, 119}.

Директната апликација на МТА врз експонираната пулпа доведува до ослободување на калциумови јони, кои ја стимулираат адхезијата и пролиферацијата на клетки^{111, 115, 120}. МТА покажува способност да ја стимулира диференцијацијата на клетки со дентиноген и остеоген потенцијал, придонесувајќи за регенерација на тврдите ткива¹²⁰.

МТА пастата се подготвува со мешање на МТА прав со стерилна вода во сооднос 3:1 (три дела прав и еден дел вода). За постигнување на оптимална конзистенција, производителот препорачува мешање на 1 г МТА со 0,33 мл стерилна вода. МТА е хидрофилен цемент и неговото стврднување зависи од присуството на влага. Подготвената паста треба да се покрие со влажен памучен тампон за да се спречи нејзина дехидратација и да се овозможи соодветна хидратација и стврднување на материјалот¹²¹.

Sluyk и сор. (1998)¹²² препорачуваат времето на мешање на минералот триоксид агрегат (МТА) да биде помалку од 4 минути за да се задржат неговите физички својства¹²². МТА веднаш по мешањето има алкална рН - вредност од околу 10,2, која во следните 2 до 3 часа се зголемува на 12,5, што е слично на рН - вредноста на калциум хидроксидот ($\text{Ca}(\text{OH})_2$)¹¹⁰.

Со помош на скенинг електронска микроскопија, разликата помеѓу сивиот и белиот МТА се согледува во различната концентрација на алуминиум оксид (Al_2O_3), магнезиум оксид (MgO) и железо оксид (FeO)¹²³. Истражувањата покажуваат дека сивиот МТА има пократко време на стврднување во споредба со белиот МТА, најверојатно поради разликите во големината на честичките и содржината на соединенија како FeO ¹²³.

Torabinejad и сор.¹²⁴ утврдиле дека времето на стврднување на сивиот МТА изнесува приближно 2 часа и 45 минути (± 5 минути). Слично истражување спроведено од Islam и сор. укажува дека почетното време на стврднување на сивиот МТА варира помеѓу 2 часа и 45 минути и 2 часа и 55 минути, додека белиот МТА се стврднува за околу 2 часа и 20 минути¹²⁵.

Времето на стврднување и растворливоста се директно зависни од присуството на влага. Големо количество на вода доведува до зголемување и на времето на стврднување и на растворливоста на МТА¹²⁶. Присуството на влага за време на поставувањето ја подобрува силата на свиткување на поставениот МТА¹²⁴.

Долгото време на стврднување може да биде непогодно и за стоматологот и за пациентот, бидејќи во случаи на директно прекривање на пулпата со МТА, често е потребно лекувањето да се изведе во две посети: апликација на МТА во првата посета, и поставување на трајната реставрација врз доволно стврднатиот МТА во втората посета. Овој временски интервал меѓу двете посети носи зголемен ризик од бактериска контаминација, особено ако привременото затворање не обезбедува целосно маргинално запечатување^{70,110, 124}.

Формулацијата на минералот триоксид агрегат (МТА) во форма на прав и течност претставува проблем при мешањето на материјалот. При мешањето се формира песклива, зрнеста смеса, што се должи на формата и големината на релативно крупните честички во нејзиниот состав ^{83, 127, 125}.

Двата типа на минералот триоксид агрегат (МТА) предизвикуваат пребојување на забите. Присуството на железо во сивата форма на МТА се смета како главен причинител за пребојувањето. Забележани се дисколорации и кај белата форма на МТА како резултат на хемиска интеракција на бизмут оксидот со дентинскиот колаген, контаминација со крвта, контакт со натриум хипохлорид, присуство на светлина и кислород^{131,132}. Механизмите и причините за овие промени не се целосно разјаснети и сè уште претставуваат предмет на научни истражувања^{128, 129,130}.

Контаминацијата на минералот триоксид агрегат (МТА) со крв ја менува морфологијата на стврднатиот материјал, ја намалува неговата способност за ослободување на калциумови јони, доведува до промена во бојата на материјалот и со текот на времето може да ја намали рендген контрастноста ^{133, 134, 135}.

За да се спречат промените во бојата, предложени се две алтернативи. Првата алтернатива вклучува замена на бизмут оксидот со калциум тунгстат или циркониум оксид како радиопаки агенци кои не предизвикуваат промени во бојата на МТА ^{131, 136}. Втората предложена алтернатива е инкорпорација на 5 % цинк оксид во составот на МТА. Цинк оксидот ја спречува промената на бојата која настанува како резултат на трансформацијата на бизмут оксидот во бизмут ¹³⁶.

Поради тоа, генерално, во естетската зона се препорачува употреба на бел МТА ^{83, 137, 138}.

Al-Hezaimi и сор. ¹³⁹ докажале дека МТА има антибактериски ефект, особено против *Enterococcus faecalis* и *Streptococcus sanguis*. Но, според Torabinejad и сор., МТА не покажува антимикубно дејство кон анаеробните бактерии. Но, затоа со сигурност е докажан неговиот антимикубен ефект врз факултативно анаеробните бактерии ¹⁴⁰.

Антибактериското дејство на МТА врз одредени факултативни бактерии се припишува на неговата алкална рН вредност или на ослободување на Ca^{2+} и OH^- кои го инхибираат растот и развојот на бактериските колонии ¹⁴⁰.

2.6.3.2. Хистолошки карактеристики на $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и МТА

Калциум хидроксид ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) е алкален препарат ($\text{pH}=11,5$) и предизвикува зона на влажна некроза од страната на апликацијата. Надвор од зоната на некрозата, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ индуцира помал степен на инфламаторен одговор од страна на пулпата, со што се стимулира создавање на дентинскиот мост ⁴³. Во период од шест до осум недели, се предвидува формирање на дентински мост во подрачјето надвор од поставениот $\text{Ca}(\text{OH})_2$.

Хистолошката анализа на дентинскиот мост формиран со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ покажува неколку тунел-дефекти кои комуницираат со пулпата под нив. Тоа обично резултира со повторна пулпна инфламација и некроза за една до две години ⁸⁹.

Минералот триоксид агрегат (МТА) е алкален ($\text{pH}=12,5$). Во споредба со $\text{Ca}(\text{OH})_2$, формиранит дентински мост од страна на МТА е подебел и побрзо покажува супериорен структурен интегритет ^{43,107}. Исто така, постои значително помало воспаление на пулпното ткиво како одговор на МТА ⁵.

, Клиничките и радиографски иследувања укажуваат дека степенот на успех на минералот триоксид агрегат се движи помеѓу 96 и 100 % ^{114,140, 145}.

Хистолошката евалуација на пулпотомијата со МТА покажува формирање на дентински мост, нормално пулпно ткиво без воспалителни инфилтрати и континуирано формирање на секундарен дентин⁵. Покрај тоа, МТА ја намалува пулпната инфламација, и покажува сигнификантно помала токсичност и некроза на пулпата, во споредба со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ^{5, 35}.

МТА индуцира клеточна диференцијација во остеобласти од денталното герминативно пулпно ткиво на сличен начин како $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ^{141, 142, 143}.

Исто така, минералот триоксид агрегат покажува висока стапка на успех што се должи на неговите својства како што се создавање на антибактериска средина со неговата алкална pH - вредност, формирање на $\text{Ca}(\text{OH})_2$ кој ослободува (Ca^{2+}) за клеточно приврзување, пролиферација и модулација на производството на цитокини, што резултира со формирање на хидроксилапатит на површината на апликацијата на МТА која обезбедува биолошко запечатување ^{114, 115, 144}.

МТА претставува биокомпатибилен, биоактивен и биоиндуктивен материјал¹¹⁶. Биокомпатибилноста на МТА се должи на неговата одлична способност за запечатување, атхезија и регенерација на клетките како и поради неговата pH - вредност за која е докажано дека е 11 - 12 дури и по 72 дена. Тој поседува и антимикробни ефекти против некои факултативни бактерии ^{139, 140}.

Својството за запечатување на МТА се должи на неговата експанзија и контракција коишто се многу слични со дентинот. Тоа резултира со висока отпорност на маргинална микропропустливост и бактериска миграција во коренскиот канален систем и претставува еден од клучните фактори кои го подобруваат клиничкиот успех ¹⁴¹.

МТА е значително скап материјал, еден грам од МТА правот чини приближно колку 24 грама $\text{Ca}(\text{OH})_2$ паста, што резултира со значително пониска економска исплатливост на МТА при секоја поединечна употреба.

2.6.4. Други алтернативни средства за пулпотомија

Во современата стоматологија факторите на раст се разгледуваат како потенцијални пулпотомиски агенси¹⁴⁶. Коскениот морфогенетски протеин-2 (BMP-2), член на суперсемејството на трансформиращки фактори на раст β (TGF- β), е одобрен од Американската агенција за храна и лекови (FDA) за клиничка примена, вклучително во орална и максилофацијална хирургија¹⁴⁷. BMP-2 има способност да индуцира диференцијација на матични клетки од денталната пулпа во одонтобластите¹⁴⁸.

Бројни студии покажале дека BMP-2 ја стимулира експресијата на dentin sialoprotein (DSP) и dentin matrix protein-1 (DMP-1), кои се молекуларни маркери на одонтобластна диференцијација. На тој начин се активира Smad-сигналниот пат, кој е еден од клучните интрацелуларни механизми за регулација на клеточната пролиферација, диференцијација и функционален одговор¹⁴⁹. Покрај BMP-2, TGF- β 1 има клучна улога во диференцијацијата на одонтобластите, додека FGF-2 го регулира процесот на одонтогенеза и се ослободува за време на заздравувањето на пулпното ткиво¹⁵⁰.

2.7. ЛАСЕР ВО ПУЛПОТОМИЈА

Една од поновите модификации на виталната пулпотомија кај млечните заби е употребата на лазер.

Примената на лазерот во детската стоматологија претставува алтернатива, понекогаш надополнување, или, пак, ги заменува традиционалните техники на работа кај различните третмански процедури на меките и тврдите ткива.

MASER е акроним од „Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation“и функционира во микробрановиот спектар. Овој принцип го опишува основниот механизам на работа на сите ласери^{151, 152}.

LASER е кратенка од „Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation“и се однесува на зрачење во оптичкиот спектар. Овој принцип првпат бил опишан во 1959 година од (Gordon Gould), постдипломец на Универзитетот Колумбија^{151, 152}.

Терминот „лазер“се однесува на кој било уред кој создава и насочува тесен, фокусиран зрак светлина чии фотони се кохерентни. Кај лазерот, атомите или молекулите на лазерскиот медиум - било како рубин или гранат во форма на кристал, било како гас или течност – се „напумпуваат“, така што поголемиот дел од нив се со повисоки нивоа на енергија отколку во првичната состојба. Кога атомите се враќаат од повисока во пониска енергетска состојба, тие емитираат фотони во процес на брза верижна реакција, а крајниот резултат е нагол изблик на интензивен, кохерентен сноп на светлина. Овој феномен е познат како стимулирана емисија и претставува основен принцип во функцијата на лазерските уреди. Во 1917

година, физичарот Алберт Ајнштајн ја предложил теоријата за „стимулирана емисија“, според која еден фотон може да стимулира емисија на друг фотон што поседува идентични карактеристики, иста енергија, фреквенција, насока и фаза со претходниот^{153, 154}.

Ајнштајн развил усовршена фундаментална статистичка теорија за топлината, усвојувајќи го квантумот на енергијата како основна единица. Поради тоа, се смета дека коренот на целата оваа технолошка иновација – ласерот, лежи во фундаменталните истражувања на физиката¹⁵⁵.

Првиот ласер за работа, составен од кристал од рубин како активен медиум, стимулиран од светлосна ламба и огледала за засилување на ласерската емисија, бил развиен во 1960 година од Теодор Мејман во Hughes Research Laboratories, Малибу, Калифорнија. Уредот користел комбинација на хелиум и неон како дел од системот¹⁶². Ласерскиот сноп што се емитувал бил во црвениот спектар со бранова должина од 694 nm¹⁵⁶.

Првиот ласер специјално наменет за употреба во стоматологијата бил ласерот со неодимиум-допиран итриум-алуминиум гранат (Nd:YAG), изработен од кристали на итриум-алуминиум гранат (YAG) и 1–3 % неодимиум. Овој тип ласер бил развиен во 1987 година, а одобрен за клиничка примена од страна на Американската администрација за храна и лекови (FDA) во 1990 година¹⁵⁷.

CO₂ ласерот бил дизајниран во 1964 година од Patel во Bell Laboratories, а бил воведен во текот на 80-тите години на минатиот век во оралната хирургија за отстранување на мекоткивните лезии^{151, 152, 158}.

Употребата на ласерот во пулпотомијата за првпат била објавена од страна на Shoji во 1985 година, кој користел CO₂ ласер¹⁵⁹.

Категоризација на ласерите кои се употребуваат во најразлични стоматолошки процедури е направена според неколку критериуми: според типот на активниот медиум (гас или кристали во цврста состојба); според видот на ткивото на кое се аплицираат (ласер за тврди и меки ткива); според брановата должина и според степенот на несакани ефекти врз ткивата и околината^{160, 161}.

Во ласерот, активниот медиум било да е кристал, гас или полупроводник, стимулира и генерира фотони на енергија, кои се испорачуваат како сноп со специфична бранова должина, измерена во нанометри¹⁶².

Брановата должина е клучниот фактор што го одредува степенот на апсорпција на ласерската енергија од страна на целното ткиво. Целните ткива покажуваат различен афинитет кон одредени бранови должини на ласерска енергија, зависно од присуството на хромофори, односно компоненти во ткивото што ја апсорбираат ласерската светлина. Тврдите и меките орални ткива имаат изразен и селективен афинитет за апсорпција на ласерска енергија со одредена бранова должина. Поради тоа, изборот на ласер со соодветна бранова должина е според видот на целното ткиво што ќе се третира^{162, 163, 164}.

Иако, првенствено, ласерот беше употребуван за мекоткивна процедура, со откривање на новата генерација на ласери, денес е широко користен и кај цврстите дентални ткива. При третманот на тврдите ткива ласерот претставува ефикасна алтернатива за конвенционалните инструменти (турбина и коленик), со што се обезбедува подобро работно поле за клиничарот и се добива подобар исход од третманот. Се избегнуваат острите дентални инструменти, звукот на турбината и вибрациите, што е од особена важност во педодонцијата¹⁶¹.

Современите ласери наоѓаат примена во дијагнозата, превенцијата, и третманот на денталниот кариес како и во минимално инвазивната процедура¹⁶¹.

Американската академија на детски стоматолози (AAPD) препорачува рационална употреба на ласерите за различни орални процедури кај новороденчињата, децата и адолесцентите¹⁶⁵.

Кога ласерскиот зрак ќе го погоди целното ткиво, се јавуваат четири типа на интеракција кои зависат од оптичките својства на ткивото и брановата должина на ласерската светлина: ¹⁶⁶

- Апсорпција на ласерската светлина;
- Трансмисија на ласерската светлина;
- Рефлексија на ласерската светлина;
- Расејување (дисперзија) на ласерската светлина ¹⁶⁶.

Доколку ласерскиот зрак се пренесува низ биолошки материјал без значајна апсорпција, се јавуваат минимални или никакви термички ефекти, бидејќи фотонската енергија не се апсорбира и не се трансформира во топлина. Длабочината на пенетрација на ласерската светлина во ткивата зависи од оптичките својства на ткивото (вклучувајќи ги содржината на вода, хромофори и густината на ткивото), брановата должина на ласерот, како и од количината на енергија испорачана по единица површина (J/cm^2). Кога ласерскиот зрак не се пренесува низ материјалот туку се апсорбира, апсорбираната енергија се претвора во топлина. Овој термички ефект може да предизвика оштетување на ткивото, како што се коагулација, некроза или карбонизација, зависно од интензитетот и времетраењето на експозицијата на ласерскиот зрак. За да се постигне биолошки ефект, енергијата мора да биде апсорбирана од целното ткиво. Со избор на ласерска светлина со одредена бранова должина се апсорбира и третира исклучително посакуваната структура, додека околните ткива остануваат минимално или воопшто незасегнати. Овој принцип овозможува прецизна, контролирана и минимално инвазивна интервенција, со значително намалени несакани ефекти^{161, 167}.

Wilson и Jacques ¹⁶⁸ утврдиле дека ласерската светлина во видливиот спектар, со кратка бранова должина (помеѓу 400 и 700 nm), се апсорбира во голема мера од страна на меланинот, хемоглобинот и миоглобинот¹⁶⁸. Наспроти тоа, инфрацрвените бранови должини имаат помала апсорпција од пигментните ткива, при што главни апсорбирачки медиуми се водата и протеините^{161, 168, 169}.

ЕФЕКТИ НА ЛАСЕРОТ ВРЗ ТКИВАТА



Слика број 1. Ефекти на ласерот врз ткивата

Апсорпција

Хромофорите присутни во целното ткиво се одговорни за апсорпција на ласерскиот зрак (светлина) ^{170, 155}. Главните хромофори во интраоралните меки ткива се меланинот, хемоглобинот и водата, а кај денталните цврсти ткива, доминантни апсорбирачки компоненти се водата и хидроксиапатитот. Ласерските зраци со пократка бранова должина (меѓу 500 и 1000 nm), подобро се апсорбираат од крвните елементи и пигментните ткива, за разлика од оние со подолга бранова должина кои имаат поголем афинитет кон кристалите на хидроксилапатитот и молекулите на водата^{162, 155, 171}.

Трансмисија (пенетрација)

Трансмисијата претставува поминување на ласерскиот зрак низ целното ткиво без да предизвика некаков ефект, и ова својство зависи од брановата должината на ласерскиот зрак. Ербиум ласерите и CO₂ ласерите добро се апсорбираат од ткивните течности, додека ласерската енергија од аргон и Nd:YAG ласерите кога ќе дојдат во допир со ткивните течностисе пренесуваат на соседното ткиво ^{162, 161}.

Рефлексија (флуоресценција)

Ласерскиот зрак може да се рефлектира од целното ткиво без да предизвика некаков ефект врз ткивото. Оваа ненамерна рефлексија може да биде опасна за очите. Сепак, ова својство на ласерот се користи за кариес - детекција со мерење на звучноста на забната структура^{162, 161}.

Дисперзија (расејување) на ласерската светлина

Расејувањето на ласерската светлина резултира со пренос на топлина и оштетување на ткивото во непосредна близина на целната област. Ова ја намалува можноста за поволен клинички исход. Сепак, ова својство е од корист во третманот на афтозен улкус¹⁶².

Оперативните параметри на ласерот, како што се излезната моќност, фреквенцијата, режимот на работа (континуиран или пулсирачки), времето на термална реакција на ткивото, директно влијаат врз неговите клинички перформанси и ефикасност. Системот за апликација на ласерската енергија (оптичко влакно), како и локалната концентрација на хромофори во ткивото, значајно ја определуваат природата и интензитетот на ласерско-ткивната интеракција^{162, 163}.

Ласерската светлина претставува монохроматска светлина со единствена бранова должина, која во допир со целното ткиво, иницира фототермална реакција која предизвикува создавање на топлина и растење на температурата во самото ткиво^{161, 162, 172}.

Температурата од околу 60°C предизвикува коагулација на протеините во самото ткиво, а кога температурата ќе порасне на околу 100°C, предизвикува испарување на молекулите на водата и мекоткивна аблација^{162, 164}. Температурата од околу 200°C е задолжителна за тврдоткивните процедури¹⁶².

При загревање на оралните ткива со ласерска енергија, зависно од постигнатата температура, може да се предизвикаат различни реверзибилни или иреверзибилни термални промени:

- Хипертермија (под 50°C) - функционални промени без структурно оштетување;
- Коагулација и денатурација на протеини (над 60°C) - иреверзибилни биохемиски промени;
- Вапоризација (над 100°C) - испарување на интрацелуларната вода и аблација на ткивото;
- Карбонизација (над 200°C) - деструкција и согорување на органските компоненти¹⁶³.

Иреверзибилните ефекти, како денатурација на протеините и карбонизација, доведуваат до термално оштетување на ткивото, кое клинички може да се манифестира со воспаление, болка и едем. Прецизното дозирање на

ласерската енергија и правилната селекција на параметри се од суштинско значење за спречување на овие несакани реакции ¹⁶⁴.

Ласерите, најчесто, се именуваат според нивниот активен медиум. Тие се класифицираат како ласери со поголема моќност (HPL), кои се применуваат кај цврсти ткива, и ласери со помала моќност (LPL), наменети за третмани на меки ткива. Оваа класификација не се темели според видот на целното ткиво, туку според интеракцијата помеѓу ласерската енергија и ткивото. Интеракцијата на ласерскиот зрак и ткивото зависи од неколку фактори: брановата должина на ласерот, видот на ткивото, јачината на инцидентната енергија и времетраењето на изложеноста на ласерскиот зрак ¹⁷³.

Ласерите со поголема моќност се употребуваат при изведување на хируршки процедури врз меки орални ткива. Овие ласери овозможуваат подобрена хемостаза, запечатување на капиларите, минимално или отсутно крвавење, прецизен рез и подобра прегледност на работното поле. Тие, исто така, ја намалуваат постоперативната болка и воспаление, овозможуваат забрзано заздравување на ткивата, намалена појава на келоиди, помал ризик од компликации поврзани со мастикацијата, цицањето, доењето, фонетиката, голтањето и задоволство кај пациентите. ^{174, 175}.

Најчесто користени ласери со поголема моќност (HPL) во стоматологијата се Nd:YAG ласерот, CO₂ ласерот, Er,Cr:YSGG, Ho:YAG и диодниот ласер (DL). Тие се користат за третмани на меки и цврсти ткива во усната шуплина, како и за подготовка на кавитети, детекција на кариес, стерилизација на коренските канали, пародонтална хирургија, третман на периимплантитис и во максилофацијалната хирургија ¹⁶⁶.

Кога ефектите врз ткивото не се директни, и се одвиваат преку секундарни, претежно биостимулативни и интермедијарни механизми, таквите ласери се означуваат како *ласери со помала моќност* ¹⁷³.

Ласерската терапија се спроведува и без присуство на фототермален ефект, при што таквите биолошки дејства се познати како фотобиомодулаторни (PBM) ¹⁷⁶. Оваа група на ласери се означи и со други термини, како што се: терапија со ласери со пониско ниво на енергија (LLLT), „студен“ ласер, биостимулативен ласер, терапија со ласер со пониска моќност (LPLT), ласер за биорегулација, фотомедицински ласер, нетермален ласер, ласер со помал интензитет и ласер со помала реактивност ¹⁷³.

Значителен увид во ефектите од брановата должина на ласерска терапија со ниско ниво на енергија е добиен од работата на Karu,¹⁷⁷ која во период од 7, 9, 10 години спровела детално истражување со употреба на култури на клетки од различни типови. Нејзината работа обезбедила акционен спектар за биостимулација со рангирање на синтеза на ДНК во клетките на Хела и за размножување на бактерии и колонии на квасец. Овој спектар покажува бранови должини во сина (404 и 454 nm), црвена (620 nm) и речиси во инфрацрвена (760 и

830 nm) бранова должина. Според неа *монохроматска видлива светлина во сините, црвените и далеку црвените спектри, може да ги подобри метаболичките процеси во клетката*¹⁷⁷.

Фотобиомодулацијата (PBM) или ласерската терапија со ниско ниво на енергија е безбеден и ефикасен терапевтски пристап со сè поширока примена во педијатриската стоматологија^{176, 178}.

Поголемиот дел од ласерите со висока моќност функционираат во опсегот на инфрацрвен (IR) спектар, а постојат и ласери кои развиваат значителна енергија во ултравиолетовиот (UV) спектар¹⁶⁷.

Најчесто користените хируршки ласери кои емитуваат бранови должини во инфрацрвениот (IR) дел од електромагнетниот спектар се:

- Nd:YAG ласерите кои имаат бранова должина од ($\lambda=1,064$ nm), работат со пулсирачки режим и се употребуваат за аблација или инцизија на мекоткивната лезија и отстранување на почетен кариес¹⁶²;

- CO₂ ласерот има бранова должина од ($\lambda=10,6$ и $9,6$ μ m), работи во континуиран и пулсирачки режим. Има лимитирана пенетрација од 0,03–0,1 mm во ткивото и е индициран за мекоткивна инцизија, аблација, деепителизација и периодонтална хирургија¹⁶²;

- Er:YAG ласерот има бранова должина од 2,94 μ m ($\lambda = 2940$ nm), а Er, Cr:YSGG ласерот емитува на 2780 nm и се користат, првенствено, во ендодонцијата за коренска канална препарација и отстранување на кариес¹⁶²;

- Аргон ласерите емитуваат светлина во видливиот дел од електромагнетниот спектар во опсег од 458 до 515 nm;

- Ласерите во ултравиолетовиот спектар се наоѓаат во опсег од 100 до 400 nm и предизвикуваат јонизација со физички или хемиски промени на ткивата, без зголемување на температурата во самото ткиво (не термална интеракција);

- Диодните ласери емитуваат бранови должини од 670 до 1551 nm¹⁶³.

Како резултат на широката употреба на различни видови ласери во ендодонцијата како и терапевтските придобивки што ги нудат вклучувајќи ја и хемостазата, стерилизацијата и забрзаното заздравување на пулпната рана, ласерското зрачење претставува ветувачка алтернатива на традиционалните фармакотерапевтски пристапи. Ласерот, најчесто, се користи поради својата сигурност, разновидност и практичност, заедно со неговата удобност и едноставно ракување¹⁷⁹.

2.7.1. Диоден ласер (DL)

Диодниот ласер претставува високофункционална алатка во современата стоматологија, со докажана ефикасност при третмани на меките орални ткива и селективна примена кај тврдите дентални структури. Често се избира поради одличната прецизност и едноставната манипулација во клиничката практика. Тие се галиум-арсенид ласери кои произведуваат ласерска бранова должина околу 904 nm и најчесто се користат во мекоткивните процедури. Погодни се за користење во многу стоматолошки процедури како: хирургија на меките ткива, терапија на парадонтални џебови, пери-имплантитис, во ендодонцијата за дезинфекција на коренскиот канал како и во белеењето на забите¹⁸⁰.

Диодниот ласер содржи цврст активен медиум составен од кристали на полупроводници како што се алуминиум или иридиум, галиум и арсен. Диодите се достапни со бранова должина од 808 до 980 nm, во близина на инфрацрвен спектрален регион. Интеракцијата помеѓу ласерот и целното ткиво претставува сложен процес, а ласерските параметри значително влијаат врз биолошкиот одговор на ткивото¹⁶¹.

Зракот од диодниот ласер најмногу се апсорбира од пигментни ткива кои содржат хемоглобин, меланин и хромофори на колаген, додека покажува помала апсорпција од тврдите дентални ткива, како што се емајлот и дентинот. Оваа бранова должина овозможува селективна активност и е индицирана за сечење, кондензација, коагулација на крвта, киретажа, хемостаза и оралнохируршки интервенции на меко ткиво¹⁸¹.

Дали одреден ласерски извор е соодветен за биомедицински цели – дијагностички или терапевтски – зависи од индикацијата, механизмите на експитација и деекспитација на ласерскиот зрак, како и степенот на интеракција помеѓу ласерот и ткивото. Ефектите и интеракциите помеѓу ласерот и ткивото зависат од заемното дејство на параметрите на зрачење, како што се: брановата должина на ласерски зрак, физичките својства на целното ткиво, интензитетот на енергијата, режимот на работа на ласерскиот зрак, големината на ласерскиот зрак на површината на ткивото, времетраењето на ласерскиот импулс, фреквенцијата на повторување, како и евентуалните промени во физичките својства на третираното ткиво предизвикани од ласерското зрачење¹⁸².

Ласерскиот зрак претставува монохроматска светлина, кој со својата голема оптичка моќ иницира фототермичка реакција во самото ткиво¹⁶⁷. Со цел да се избегне несакано термичко оштетување на околните ткива, ласерскиот зрак се аплицира во временски прецизно контролирани пулсирања, чија должина е усогласена со големината на целната структура, во согласност со принципот на селективна фототермолиза¹⁶⁷.

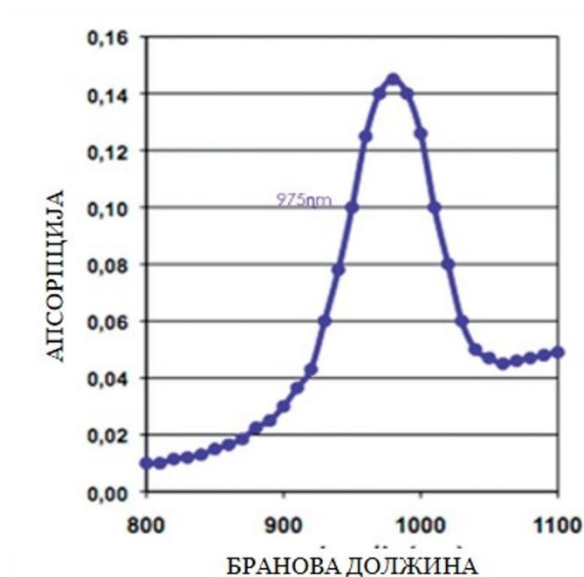
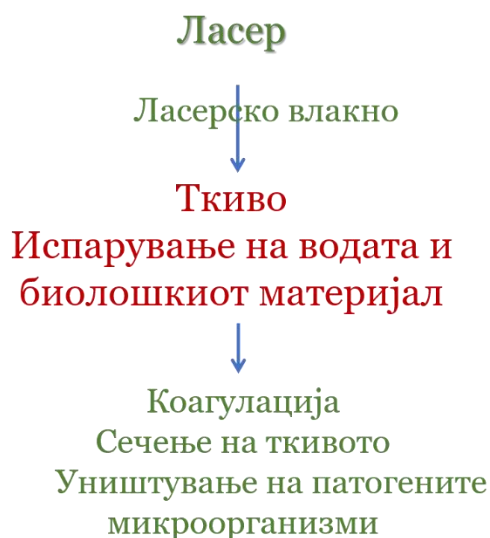
Може да се заклучи дека со соодветен избор на бранова должина, времето на изложеност и интензитетот на ласерското зрачење, биолошкиот ефект врз целното

ткиво може да се оптимизира, додека несаканите колатерални ефекти врз соседните ткива можат значително да се минимизираат^{161, 167, 183}.

Диодните ласери со подолги бранови должини, особено оние што се наоѓаат во инфрацрвениот дел од спектарот (700 до 10.000 nm), предизвикуваат термичка интеракција проследена со денатурација на протеините, разградување на ткивото, испарување на водата во клетките и карбонизација на засегнатите ткивни структури (слика бр. 2)^{156, 167, 182, 184}.

За постигнување најдобар ефект потребно е да се употребуваат бранови, кои добро се апсорбираат во вода – LaserHF единицата која користи бранова должина од 975 nm, со максимална апсорпција.

Термичка интеракција



Слика број 2. Интеракција на диодниот ласер со бранова должина од 975 nm со ткивото

Моќноста која нормално се користи во стоматологијата се движи од неколку mW (аналгезија и биостимулација), па сè до 10 W. Диодните ласери користат зраци со континуиран и пулсирачки бранов режим следејќи ја Ајнштајновата теорија на стимулирана емисија^{185, 186}.

Континуиран режим: Во овој режим, ласерскиот зрак обезбедува постојано и стабилно испорачување на енергија. Се користи за сечење, коагулација, во орално хируршките процедури и пулпотомијата^{185, 186}.

Пулсирачки режим: Во овој режим, ласерскиот зрак испорачува енергија во кратки, повторувачки импулси со контролирана и дозирана испорака на енергија за селективна аблација, биостимулација или минимален термички терапевтски ефект. Се користи при френулектوميја, периодонтална терапија и дезинфекција на коренски канали^{185, 186}.

Времетраење и фреквенција на пулсот: Времетраењето на пулсот се движи од 0,1 ms до континуиран, со програмабилни фреквенции од 1000 Hz, што овозможува прецизна контрола на ласерско-ткивната интеракција^{185, 186}.

Систем за пренос на ласерскиот зрак: Се обезбедува стабилна, прецизна и ефикасна испорака на ласерската енергија до третираната област. Ласерскиот сноп од зракот се испорачува преку оптичко флексибилно влакно во опсег од 200 до 600 μm (320 μm)^{185, 186}.

Испорака на енергија. Ласерската енергија од 4,0 J/cm² која се испорачува преку оптички влакна со дијаметар од 0, 5 mm, во допир со пулпното ткиво со вкупна енергија на едно место, одговара на експозиција од 2 минути и 31 секунда^{185, 186}.

LaserHF[®]



Слика број 3. Диоден ласер

Од клиничка гледна точка, диодниот ласер е особено корисен благодарение на одредени карактеристики:

- Овозможува потполна стерилизација;
- Одлична контрола на хемостазата, главно, поради високата апсорпција во хемоглобинот;

- Со него се врш хируршката процедура - гингивално контурирање (гингивектомија);
- Се изведува френулектوميја;
- Се врши пародонтална терапија(парадонтален третман);
- Биопсија;
- Овозможува стерилизација и дезинфекција на коренските канали;
- Ласерско избелување на забите;
- Со негова примена исклучително се намалува потребата од анестезија;
- Во хируршките интервенции, со цел да се избегне потреба од сутури;
- Во текот на процедурите го редуцира оштетувањето на окоlnото ткиво, резултирајќи со подобро заздравување и подобри постоперативни симптоми^{181, 185}.

Овие карактеристики ги прават диодните ласери особено корисни во различни стоматолошки процедури, бидејќи овозможуваат поуспешни третмани и поголема удобност за самите пациенти^{185, 186}.

Со развојот на технологијата, новите генерации на диодни ласери се сè понапредни и нудат подобрена ефикасност, прецизност, поголема приспособливост во зависност од конкретната клиничка потреба. Ова им овозможува на стоматолозите поиновативен и безбеден пристап кон третманот, со минимална инвазивност и побрзо заздравување^{185, 186}.

Според Теодор Мејман, пронаоѓачот на првиот ласер: медицинската примена на ласерот е фасцинантна од две причини: од една страна, тоа е футуристичка и оптимистичка мисија, и, од друга страна, го побива првичниот страв и заблуда дека ласерот е „зрак на смртта“¹⁶⁷.

2.7.2. Употребата на ласерот во пулпотомијата на млечните заби

За зачувување на виталноста на пулпата, се користат ласери со различни бранови должини со помала моќност (0, 5 до 1 W). Овие ласери обично работат во пулсен режим, без употреба на вода, и на пониска фреквенција, со време на апликација од приближно 10 секунди, со цел да се избегне термална коагулација на ткивото^{155, 187}.

CO₂ ласерот може да се користи за пулпотомија кај млечни заби со моќност од 1 до 4 W, во дисконтинуиран режим (пулсирачки режим) со цел да се избегне прекумерна изложеност на пулпното ткиво на ласерска енергија, што може да предизвика термичко оштетување¹⁸⁸. Формирањето на карбонизиран слој на површината на кореновиот канал се јавува при употребата на повеќекратни ласерски експозиции за целосно отстранување на пулпното ткиво. Овој слој се отстранува со иригација со 3 % водород пероксид (H₂O₂) и 5,25 % натриум хипохлорит (NaOCl), со што се спречува понатамошна бактериска контаминација¹⁵⁵.

Во третираната област може да се види формирање на аморфното сврзно ткиво, кое ја заменува отстранетата пулпа со минимално оштетување на радикуларната пулпа и на тој начин, резултира со помало воспаление. Неговиот хемостатски ефект дозволува брзо поставување на реставративен материјал без контаминирање со хемикалии¹⁸⁹.

Постапката на лекување на забите кај децата со ласер е корисна од повеќе аспекти. Таа, пред сè, е помалку стресна за детето, подобро прифатена од родителите, времето на задржување во ординацијата е пократко и има далеку подобра релација меѓу пациентот и докторот. Кога ласерот се користи во хируршките процедури и пулпотомија на млечните заби, децата подобро соработуваат и со тоа се подобрува исходот од самиот третман.

Неговата употреба за детекција на кариес, раното дијагностицирање на истиот, препарација на кавитет и минимални орално хируршки процедури кај малите пациенти, се очекува да стане „златен стандард“ во секојдневната педодонтска практика^{6, 155, 188}.

2.8. МИКРОКОМПЈУТЕРСКА ТОМОГРАФИЈА (μ-СТ)

Микрокомпјутерската томографија (μСТ) претставува напредна, недеструктивна 3D техника за визуелизација и квантитативна анализа на внатрешната микроструктура на биолошките материјали и примероци, која наоѓа сè поширока примена и во стоматолошките истражувања¹⁹⁰.

Во поново време се развиваат сè понапредни алгоритми за обработка на слики и усовршени методи за анализа на податоци, кои овозможуваат подетално, побрзо и попрецизно толкување на добиените резултати од микрокомпјутерско томографското скенирање¹⁹⁰.

По откривањето на рендгенските зраци од Wilhelm Roentgen¹⁹¹ во 1895 година, првенствено, се користеле за дијагностицирање на медицински состојби, како фрактури на коските, присуство на **туѓи** тела, како и за неинвазивна визуелизација на внатрешните анатомски структури на телото. Децении подоцна, со сè поголемото признавање на значењето на оваа технологија, рендгенските снимки станаа неразделен дел од рутинската здравствена грижа за пациентите^{192, 193}.

Оваа технологија предизвика револуција во дијагностиката, овозможувајќи неинвазивен увид во внатрешното функционирање на човечкото тело^{191, 194}.

Allan Cormack и Godfrey Hounsfield ¹⁹⁵, ја претставија компјутерската томографија (СТ) во 1970 година, и беа наградени со Нобелова награда за Филозофија или Медицина од страна на Институтот Каролинска во Шведска. До крајот на 70-тите години на XX век, компјутерската томографија веќе била широко прифатена и користена во клиничката практика^{195, 196}.

Lee Feldkamp ¹⁹⁷ го претставил првиот микрокомпјутерски систем во раните 80-ти години на XX век за анализа на структурни дефекти кај керамички материјали. Почетните уреди не биле широко достапни, но, компактните комерцијални системи брзо станале суштински алатки во академските и индустриските истражувања, потенцијално заменувајќи ја хистолошката анализа^{194, 197, 198}.

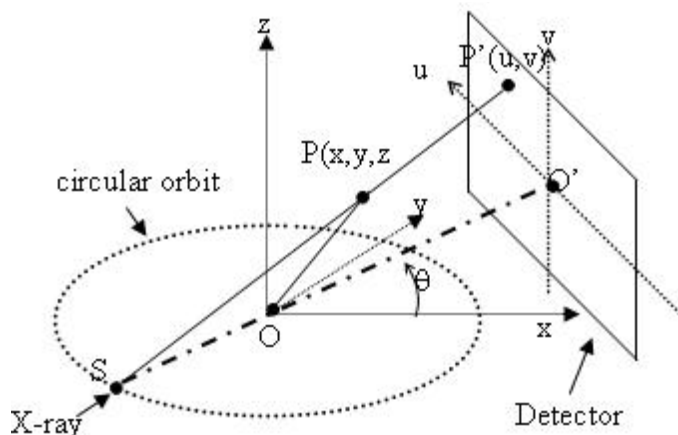
Jim Elliott ¹⁹⁹ во 1982 година ја применил микрокомпјутерската томографија (μ -СТ) за прецизно определување на концентрацијата на минерали во биолошките тврди ткива, како коскено ткиво и цврстите дентални ткива. Во 1999 година тој учествувал во развојот и примената на микрокомпјутерската технологијата во експериментални ендодонтски истражувања^{200, 192}.

2.8.1. Физички принципи

Микрокомпјутерска томографија се користи како генерализирана ознака за сите високорезолутивни варијанти на компјутерска томографија како мини-КТ, микро-КТ и нано-КТ ^{200, 201}.

Компјутерската томографија претставува тридимензионален (3D) метод на рендген снимање, кој создава 3D слики врз основа на дводимензионални (2D) проекции. Постапката вклучува снимање на рендгенски слики од повеќе агли околу објектот, при што со примена на алгоритам за томографска реконструкција се добива серија тенки трансаксијални пресеци низ целиот објект.

Овие трансаксијални пресеци се состојат од најмалите единици на просторна резолуција во томографската слика наречени воксели^{196, 201}.



Слика број 4. Шематски приказ на геометријата на компјутерската томографија (СТ):

Точката **S** го претставува изворот на рендгенско зрачење, кој ротира околу објектот по орбитата.

Точката **P** (**x**, **y**, **z**) е тридимензионална точка во објектот која се проектира на детекторската рамнина како **P'** (**u**, **v**).

O е центарот на ротација на системот, а аголот **θ** ја означува моменталната позиција на изворот во однос на објектот.

Детекторот е поставен спроти изворот и го регистрира ослабувањето на зраците при различни агли на проекција. Овој процес се повторува при секоја ротација, собирајќи податоци од различни проекции потребни за томографска реконструкција²⁰².

Механизмот на дејствување многу наликува на оној кај микрокомпјутерскиот скен²⁰³. Една од двете главни разлики помеѓу компјутерската томографија (СТ) и микрокомпјутерската томографија (μСТ) е големината на изворот на зрачење, која изнесува приближно 1 mm кај КТ, а 5–10 μm кај микро-КТ. Кај микро-КТ, дебелината на пресеците се изразува во микрометри²⁰⁰.

Ова укажува дека вокселите добиени со микрокомпјутерската томографија (μСТ) имаат волумен што е приближно еден милион пати помал од волуменот на вокселите добиени со конвенционална компјутерска томографија (СТ)^{194,204}.

Помалата големина на изворот на зрачење (помала фокусна точка на рендгенската цевка) резултира со значително намалување на полусенката-репumbra, што овозможува подобра дефиниција на контурите и добивање на поостри и попрецизни слики²⁰⁵.

Малиот опсег на воксели овозможува многу добра резолуција на пресеците и подетално испитување на структурата²⁰⁶.

Втората клучна разлика се однесува на геометријата на снимање. Кај компјутерска томографија (СТ) изворот на зрачење и детекторот ротираат околу пациентот, додека кај микрокомпјутерската томографија (μСТ), ротацијата се врши околу самиот примерок, што овозможува реконструкција на тридимензионални слики со исклучителна прецизност во прикажувањето на микроструктурите²⁰⁵.

При секоја аголна ротација се снима поединечна проекција, додека рендгенскиот извор и детекторот остануваат во фиксирана позиција во однос на примерокот. По завршувањето на снимањето и собирањето на сите проекции од

различни агли, со помош на алгоритам за реконструкција се создава тридимензионален приказ на испитуваниот објект²⁰³.

Стабилната позиција на изворот на зрачење доведува до намалување на механичките вибрации за време на снимањето, што директно придонесува за добивање на слики со повисока прецизност и резолуција²⁰⁵.

Компјутеризираната томографија со конусен сноп на зраци (Cone-beam computer tomography-СВСТ) се применува рутински во клиничката стоматолошка практика повеќе од две децении. Таа е развиена како алтернатива на конвенционалната компјутерска томографија, со цел да се обезбеди побрз процес на снимање, значително намалена изложеност на јонизирачко зрачење и пониски финансиски трошоци, обезбедувајќи подобрена дијагностичка ефикасност²⁰⁷.

Микрокомпјутерската томографија (μ СТ), за разлика од компјутерската томографија со конусен сноп на зраци (СВСТ), користи значително помали воксели и подолг временски период на експозиција. Ова овозможува добивање на слики со повисока просторна резолуција и овозможува откривање на многу суптилни и микроскопски промени во структурата на ткивата, кои не се забележливи со СВСТ^{190, 207}.

Квантитативните мерења на сивите вредности во компјутерската томографија со конусен сноп на зраци (СВСТ), за разлика од микрокомпјутеризираната томографија (μ СТ), не се доволно сигурни и затоа најчесто треба да се избегнува нивната употреба во прецизни анализи. Сивите вредности претставуваат нумерички приказ на интензитетот на апсорпција на зрачењето, кои корелираат со нијансите (сенките) на сликата и овозможуваат анализа на густината на ткивата. Поради тоа, компјутерската томографија со конусен сноп на зраци (СВСТ) е погодна алатка за морфолошка и анатомска процена, но не и за прецизна квантитативна анализа на густината на ткивата или минерализацијата²⁰⁷.

Наспроти неа, микрокомпјутерската томографија (μ СТ) претставува значајна дијагностичка алатка во стоматологијата, особено за рана детекција на кариозни лезии, почетни пародонтални промени, ресорпција на коренот, како и за прецизна интраоперативна визуелизација²⁰⁸.

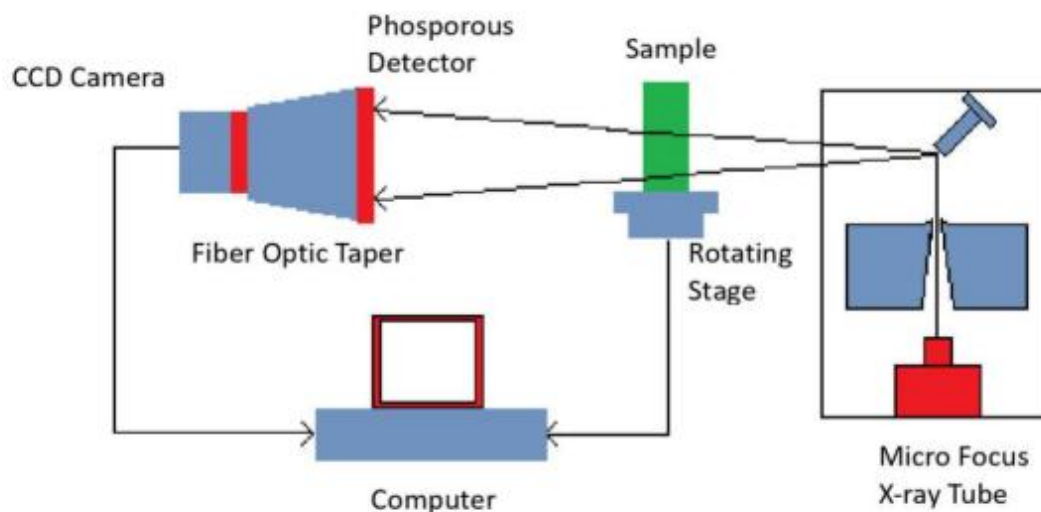
Најзначајната предност на микрокомпјутерската томографија (μ СТ) е тоа што овозможува повторувано испитување на примероците без оштетување, благодарение на тридимензионалната (3D) технологија за снимање со висока резолуција²⁰⁹.

2.8.2. Принцип на работа

Механизмот на дејствување на микрокомпјутерската томографија (μ СТ) се базира на примена на микрофокален извор на рендгенски зраци и детектори со висока резолуција, кои ротираат околу објектот што се испитува. Оваа конфигурација овозможува собирање на серија на проекции од различни агли, кои

подоцна се користат за тридимензионална реконструкција со извонредна просторна прецизност^{206, 192}.

Со ротацијата се овозможува снимање на повеќе рендгенски проекции од различни агли, кои потоа се реконструираат во попречни пресечни слики и се користат за создавање детален тридимензионален модел на објектот. Објектот е поставен во ротирачката платформа во микрокомпјутерскиот скенер, при што системот континуирано снима рендгенски слики за време на ротацијата. Снимените проекции потоа се реконструираат во тридимензионален модел со помош на софистицирана софтверска програма од компјутерот^{206, 192}.



Слика број 5. Шематски приказ на микрокомпјутерското томографско снимање ¹⁹²

Основната опрема што ја сочинува микрокомпјутерскиот томографски уред се состои од:

- Рендгенска цевка со напон од 90 до 150 kV;
- Филтер и колиматор;
- CCD камера за конверзија на рендгенски податоци во дигитална слика;
- Компјутерски управуван електромотор;
- Интензификатор на слика;

- Држач за примерок;
- Компјутер за дигитално прибирање и управување со сликата^{192,196}.

2.8.3. Интеракција на рендгенските зраци со објектот

Рендгенските зраци припаѓаат на електромагнетното зрачење, слично на светлината, но, со повисока енергија на фотоните. Ова зрачење, вклучително и рендгенските зраци, може да се користи за прикажување на внатрешната структура на објекти само ако дел од зраците се апсорбираат во објектот, а дел поминуваат низ него. Затоа, за микрокомпјутерските томографски системи е потребна делумна апсорпција или делумна трансмисија на рендгенските зраци за да може да се добие слика од внатрешната микроструктура²⁰².

Доколку целиот објект има еднаква делумна апсорпција на рендгенските зраци, добиената слика ќе биде прикажана како униформна сива нијанса, без контраст, и нема да содржи значајни или информативни детали ²⁰².

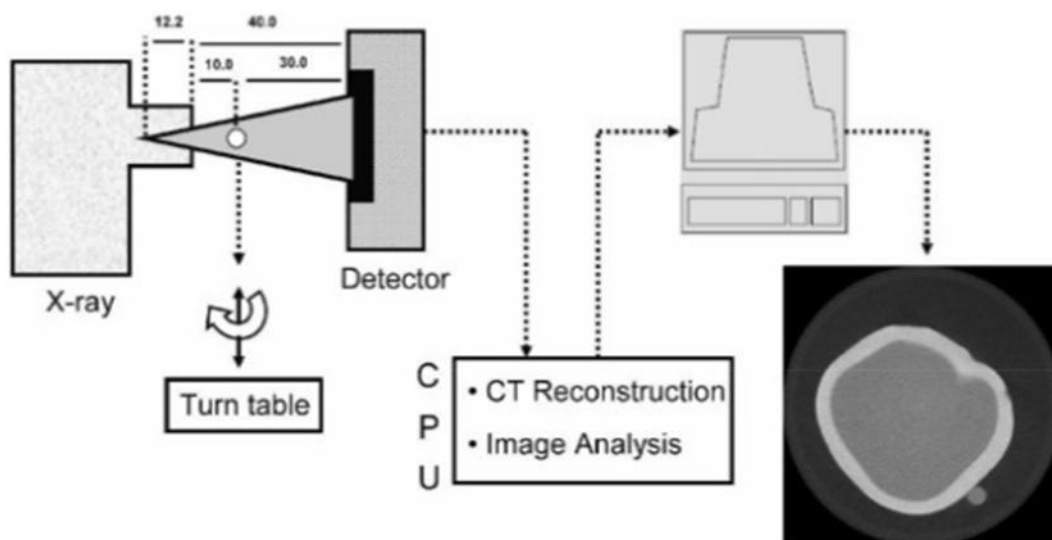
Втор услов за ефективно прикажување на внатрешната структура со X-зраци е диференцијалната апсорпција. Тоа значи дека различни делови од објектот мора да апсорбираат рендгенски зраци во значително различен степен, но сите во соодветен опсег што овозможува формирање на слика. Доколку апсорпцијата е премногу јака или премногу слаба, не може да се создаде корисен контраст. Најдобри резултати со микрокомпјутерската томографија (μ СТ) се добиваат кога детализираната внатрешна структура на објектот се совпаѓа со варијации во апсорпцијата на рендгенските зраци, што овозможува подобрен контраст и прецизност на сликата²⁰².

Сликата што се добива како резултат на различната трансмисија или апсорпција на зрачењето низ различни делови или фази на еден објект се нарекува проекциска слика. Тие претставуваат серија од 2D слики (проекции) добиени при ротација на објектот околу својата оска. Токму овие проекциски слики се користат како основни податоци за томографска реконструкција, со што преку соодветен алгоритам се создаваат 3D пресечни слики во микрокомпјутерската томографија (μ СТ)²⁰².

Квалитетот на реконструираниот 3D сет од податоци директно зависи од квалитетот на проекциските слики. Приспособувањето на параметрите на скенирање за добивање проекциски слики со оптимален квалитет претставува значаен дел од процесот на анализа со микрокомпјутерска томографија (μ СТ) ²⁰².

Фотоефектната апсорпција претставува доминантен механизам на интеракција за X-зраци со ниска енергија, особено кај елементи со висок атомски број. Клучна карактеристика на овој процес е тоа што инцидентниот X-зрачен фотон ја предава целата своја енергија на електрон во атомот и притоа целосно се апсорбира. Поради ова, фотоефектната апсорпција се смета за најсоодветен механизам за микрокомпјутерско томографско снимање на примероци со повисок

атомски број. Овој тип на интеракција овозможува отстранување на фотоните од инцидентниот X-зрачен сноп, без создавање на дополнителни расеани фотони кои би можеле да предизвикаат артефакти и да го нарушат квалитетот на добиените слики. Како резултат на ова, се постигнува значително подобрен квалитет на микрокомпјутерските томографски слики²⁰².



Слика број 6. Шематски приказ на геометријата на микрокомпјутерскиот систем ²¹⁰

Изворот на X-зраци емитира зрачење насочено кон примерокот, кој е поставен на ротирачка платформа. При ротацијата на примерокот, детекторот спротивно на изворот ги снима проекциските слики. Снимените податоци се пренесуваат до централната процесорска единица (CPU), каде што се врши томографска реконструкција и анализа на сликите. Финалниот резултат е високорезолуциска попречна слика што ја прикажува внатрешната структура на примерокот ²¹⁰.

Постојат два примарни типа на микрокомпјутерско томографско скенирања: ***in vivo*** и ***ex vivo***.

In vivo скенирањето подразбира поставување на објектот на статична платформа, додека X-ртг цевката и оптичкиот X-ртг детектор ротираат околу него. Микрокомпјутерската томографија (μ CT) покрај квалитативната визуелизација, овозможува и сѐопфатна квантитативна анализа на испитуваните примероци. Таа вклучува мерење на процентуалната застапеност на различни фази во структурата, одредување на густината на материјалот (дензидометрија кај коскено ткиво), како и анализа на распределбата на големината на порите и честичките ^{211, 190}.

Следење и анализа на промени во минералната содржина, може да се овозможи и кај тврдите дентални ткива, вклучувајќи ги лезиите на емајлот и дентинските структури ^{211, 190}.

Кај ***ex vivo*** скенирањата, објектот се поставува на ротирачка платформа, додека X-ртг цевката и детекторот остануваат фиксирани ^{203, 212, 213}.

За време на *ex vivo* μ CT снимањето, електрично управуваната ротирачка платформа прецизно го контролира вртењето на примерокот во однос на детекторот и X-зрачната цевка. Целокупното движење и функционирање на

микрокомпјутерскиот томографски систем се контролира преку компјутер, а 3D сликите се реконструираат по автоматизирана обработка на проекциските податоци. За време на процесот на снимање, се користи оловна заштитна престилка со цел да се заштитат операторите од изложеност на X-зраци²¹².

Микрокомпјутерската томографија се смета за златен стандард при *in vitro* апликации, бидејќи овозможува многу подетални информации за мали структури во споредба со другите методи на снимање ^{214, 215}.

2.8.4. Микрокомпјутерска томографска анализа: скенирање, реконструкција, анализа

Процесот на микрокомпјутерска томографска анализа се одвива низ три главни фази:

Прва фаза, **скенирање** - при што се добиваат проекциски слики од различни агли околу примерокот;

Втора фаза, **реконструкција** - со користење на томографскиот алгоритам на Feldkamp²¹⁶ (1984), се врши реконструкција на серија напречни слики кои заедно го формираат тридимензионалниот податочен сет (3D dataset);

Во третата фаза, **анализа на податоци** - се врши квантитативна анализа на избраните проекции од сликовниот податочен сет. Преку оваа анализа се добиваат прецизни податоци за структурни, морфолошки или материјални карактеристики и се овозможува извлекување на мерливи и споредливи податоци од сликите.

Методологијата на работа на микрокомпјутерската томографска анализа се состои од:

- морфометриска анализа;
- мерење на густина.

Во контекст на биомедицинските истражувања, **хистоморфометријата** на забите претставува значаен претходник на микрокомпјутерската томографска технологија во областа на морфометриската анализа²¹⁷.

Хистоморфометријата обезбедува вредни информации за структурниот и метаболниот статус на примероци од експериментални животни, како и на биопсиски примероци добиени од човечки пациенти²¹⁷.

Иако современата микрокомпјутерска томографска технологија овозможува детална визуелизација на архитектурата на ткивата, таа сè уште не може целосно да ја замени хистоморфометријата, бидејќи обезбедува исклучително структурни

податоци, но не овозможува визуелизација на клетките што се наоѓаат во внатрешноста на примерокот ²¹⁷.

За да се спроведе морфометриска анализа, врз реконструираниот тридимензионален податочен сет, составен од серија напречни слики, потребно е да се извршат две основни постапки. Тоа се:

- Бинаризација или сегментација;
- Избор на волумен од интерес (VOI – Volume of Interest).

Бинаризацијата може да се изврши пред или по изборот на волумен од интерес (VOI), во зависност од природата на анализата и софтверските алатки што се користат. Изборот на регионот, волуменот од интерес (VOI), претставува почетна точка во морфометриската анализа. Анализата на сликите претставуваат суштински дел од истражувачкиот процес што следат по фазата на сегментација²¹⁷.

Морфометриските анализи се добиваат со примена на едноставни методи базирани на броене на воксели, или со употреба на понапредни техники за волуменска реконструкција и визуелизација²¹⁴.

При користење на микрокомпјутерскиот томографски софтвер за анализа, потребно е систематски да се разгледаат напречните пресечни слики во регионот од интерес, и на неколку одвоени нивоа прецизно да се обележи областа што треба да се анализира²¹⁸.

Со оваа постапка се овозможува создавање на сложен полигонален тридимензионален волумен од интерес (VOI), кој ја опфаќа точно дефинираната структура во просторот. Волуменот од интерес (VOI), како референтна единица, е неопходен за пресметување на повеќето морфометриски параметри, како што се волумен, површина, дебелина и порозност²¹⁷.

Научниците кои ги анализираат микрокомпјутерските томографски слики од материјали како што се забите имаат можност за добивање на детални податоци за густината во 3D, преку интерпретација на сивото ниво на секој воксел како густина во таа точка. Се препорачува внимателна интерпретација на податоците за густината кои се добиваат со микрокомпјутерската томографска анализа на секој воксел поединечно со цел да се избегнат артефактите и да се спречат нереални резултати²⁰².

При снимањето одредени артефакти можат да влијаат врз мерењето на густината во вокселот: ефект на парцијален волумен, засилување на зракот, дебелината на околниот материјал.

Ефектот на парцијален волумен претставува артефакт во томографските слики, кој се јавува кога еден воксел опфаќа два или повеќе различни материјали или ткивни компоненти. Поради тоа, добиената вредност претставува просек од вкупната содржина во рамките на вокселот, што води до заматување на границите, намалена просторна точност, и искажување на нереални или потценети вредности, особено кај тенки структури блиски до границата на резолуција на системот²⁰².

Засилување на зракот е артефакт кој настанува кога нискоенергетските X-фотони се апсорбираат побрзо при поминување низ густ материјал, оставајќи го

зракот со повисока просечна енергија. Овој феномен доведува до искажување на лажно пониска густина во централните делови на објектот и појава на темни ленти или сенки околу густите коскени структури. Сето ова може да се минимизира со внимателен избор на филтер за ртг-зраци и соодветно приспособување на напонот на ртг цевката²⁰².

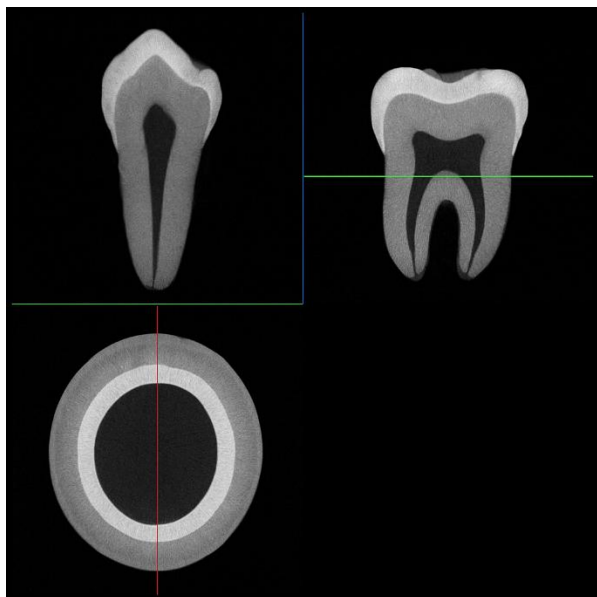
Прикажаната густина во вокселот од скенираниот објект може значително да биде изменета од **дебелината на околниот материјал** и да влијае врз апсорпцијата и расејувањето на X-зраците. Околниот материјал дејствува како дополнителен филтер за X-зраците, апсорбирајќи дел од нив пред да стигнат до објектот. Па така, истиот објект ќе има повисока прикажана СТ густина доколку се скенира со помалку или без околниот материјал²⁰².

2.8.5. Микрокомпјутерски томографски софтвер

За да имаме значајна интерпретација на информациите добиени од микрокомпјутерското томографско снимање, неопходна е употреба на специјализиран софтвер.

Микрокомпјутерскиот томографски софтвер овозможува реконструкција, преглед, визуелизација и анализа на внатрешната структура на објектите. SkyScan-овиот софтвер- СТ analyser или СТАп се користи за анализа на микрокомпјутерските томографски сетови на податоци во 2D и 3D, со фокус на морфометријата и дензидометријата. Тоа претставува сеопфатна платформа за обработка и анализа на сетовите на податоци, која прецизно генерира квантитативни податоци како крајна цел на микрокомпјутерското томографско снимање и анализа²⁰².

- **Софтвер за 3D инспекција со DATAVIEWER**, за преглед и визуелизација на реконструирани микрокомпјутерски томографски податоци.

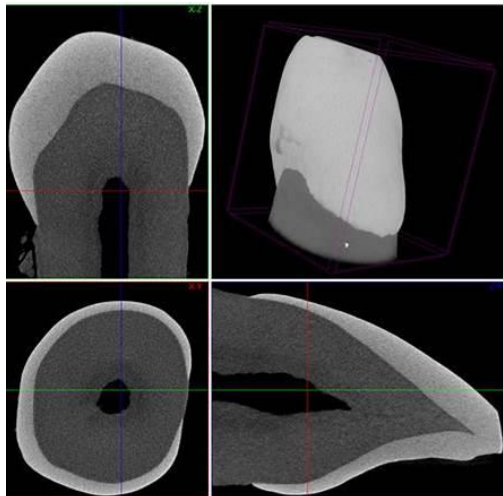


Слика број 7а. Три ортогонални проекции низ анатомски забни структури

- Приказ на реконструкција како видео низ последователни слики или три ортогонални проекции;
- Обработка на слики со измазнување, трансформации на сивото ниво и колор-кодирање;
- Диференцијална анализа на слики меѓу примероци.²⁰²

➤ **Софтвер за 3D визуелизација со CTVOX и CTVOL**

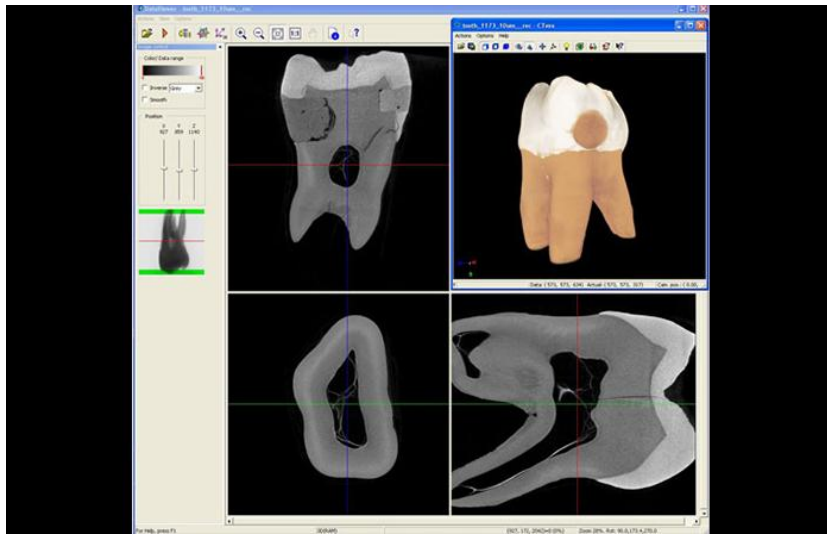
CT-volume (CTVol) користи триаголни модели генерирани од СТАп и овозможува виртуелна 3D визуелизација и презентација на резултатите од микрокомпјутерската томографска анализа.



Слика број 7б. 3D реконструиран волумен на заб

- Волуменско рендерирање за приказ на реконструираниот објект како реалистичен 3D модел;
- Креирање на анимирани видеа околу или низ самиот објект;
- Изработка на пресечени проекции;
- Уредување на боењето и транспарентноста;
- Емитирање на рендерирани модели;
- Компатибилен со мобилни уреди.²⁰²

➤ **Софтвер за 3D анализа на слики со СТАп**



Слика број 7в. Квантитативна анализа на порозноста

- Лесно ракување;
- Анализа на густината;
- Анализа на порозноста;
- 3D мерење на растојанија и агли;
- Мерење на дебелина на структурите и растојанието меѓу нив;
- Селекција на регионот од интерес (ROI);
- Морфолошки операции и филтрациски алгоритми;
- Боење според локалната ориентација, дебелина и сепарација;
- Автоматизирана сериска анализа.²⁰²

2.8.6. Предности од користењето на микрокомпјутерската томографска технологија

Главната предност на овие системи е тоа што овозможуваат темелно и детално истражување на примерокот со помош на X-зраци, благодарение на тоа што користат тесен, монохроматски зрак со висока енергетска јачина. Зрачењето е константно и прецизно, што придонесува за добивање на висококвалитетни слики со подобар контраст и помалку артефакти¹⁹⁴.

За разлика од конвенционалните микроскопски техники, микрокомпјутерската томографија претставува неинвазивна метода на испитување, што овозможува повеќекратна анализа на внатрешната структура на истиот примерок. Ова е особено значајно при споредбени истражувања, бидејќи овозможува директна процена на промените што се јавуваат пред и по експерименталните постапки. При микрокомпјутерското томографско снимање не се предизвикува физичко оштетување на примерокот, што овозможува негова понатамошна употреба за биолошки и механички анализи¹⁹⁴.

Дополнителна предност на микрокомпјутерската томографија е можноста за повеќекратно скенирање и обработка на сликите со помош на специјализиран софтвер. За разлика од деструктивните методи, подготовката на примерокот за микрокомпјутерската томографија не претставува проблем. Овие севкупни предности овозможуваат значително попрецизни мерења^{190, 192}.

Недостатоци при употребата на микрокомпјутерската томографска технологија

Одредени ограничувања на микрокомпјутерската томографија се однесуваат на релативно долгото време потребно за скенирање и реконструкција, сè уште високата цена и трошоците на самата техника, потребата од компјутерска стручност за ракување со софтверот и интерпретација на податоците²¹⁹.

Складирањето и пристапот до големи количини на податоци може да претставуваат предизвик, поради големината на датотеките од околу 3 GB, генерирани со микрокомпјутерската томографија¹⁹⁰.

Дополнително, утврдено е дека радијационската доза што се применува при микрокомпјутерското томографско снимање може да влијае на експерименталните резултати преку модулација на имуниот одговор и други биолошки процеси. Иако не се работи за летални ефекти, високото ниво на зрачење ја ограничува употребата на микрокомпјутерската томографија во клинички услови^{192, 198, 220}.

Поради ова микрокомпјутерската томографија не е применлива за *in vivo* истражувања на хуман дентален материјал и условува екстракција на забите пред нивна анализа^{210, 221}.

Истражувањата со примена на микрокомпјутерска томографија се изведуваат *in vitro* или на експериментални животински модели, при што единствено ограничување може да претставува големината на примерокот^{203, 222, 223}.

Микрокомпјутерската томографија најчесто се користи за проучување на трабекуларната структура на коските и за анализа на минералниот состав на ткивата²²⁴.

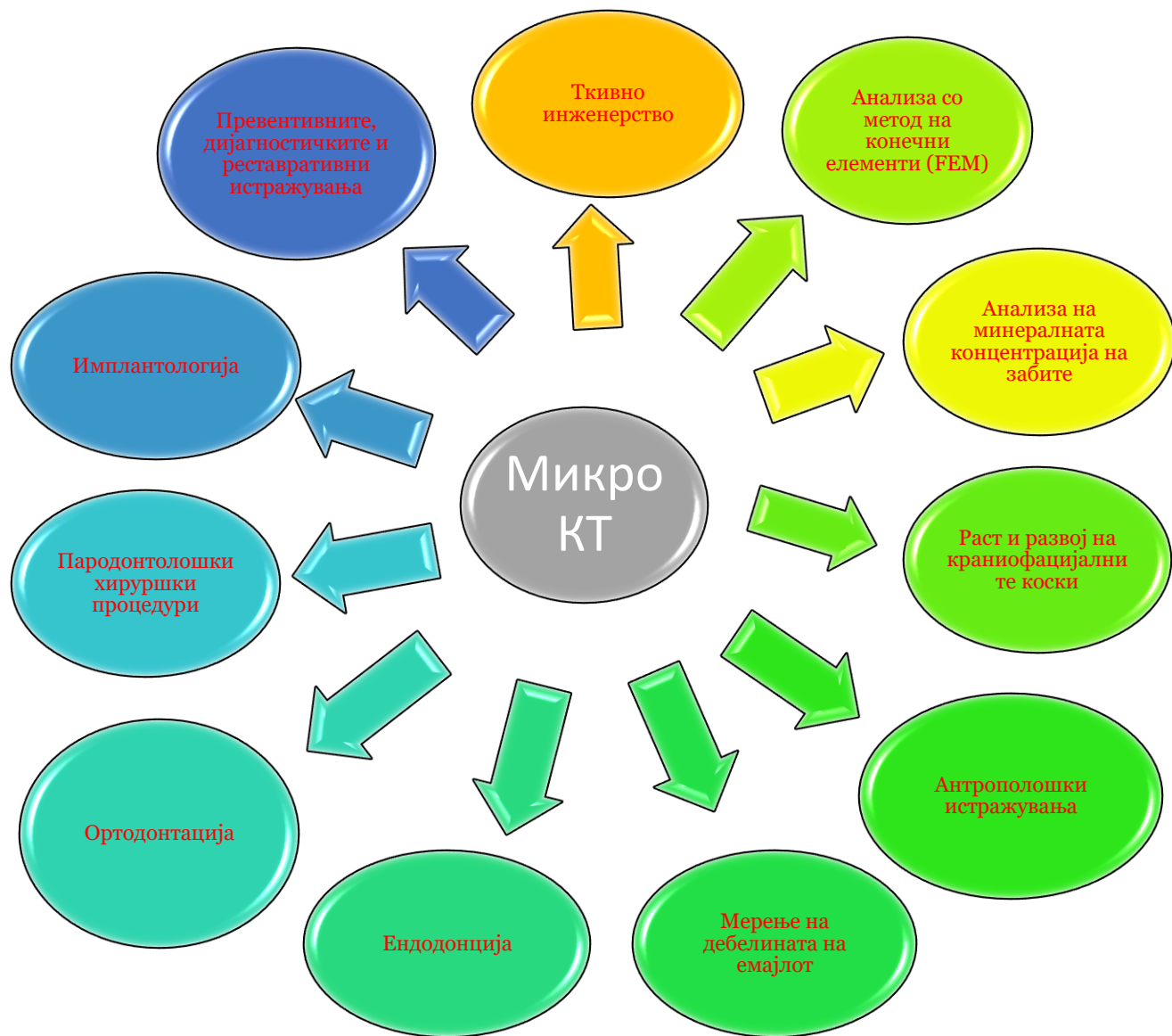
Основниот принцип на микрокомпјутерската томографија се базира на мерење на тоа колку X-зраците се апсорбираат додека минуваат низ примерокот од различни агли. Од тие мерења се пресметува т.н. линеарен коефициент на атенуација (LAC), кој опишува со која јачина материјалот, низ кој поминуваат рендгенските зраци, ја намалува (атенуира) нивната енергија. LAC е способноста на

различни делови од материјалот да го ослабнат, односно апсорбираат или расеат рендгенскиот зрак. Разликите во вредноста на LAC помеѓу различни ткива создаваат тридимензионална рендгенска слика, што овозможува добивање на детални и квантитативни информации за внатрешната структура на примерокот^{225, 226}.

Во последните години, употребата на микрокомпјутерската томографија во биомедицинските и стоматолошките истражувања значително се зголемува, благодарение на технолошкиот напредок кај X-зраците и системите за дигитално снимање^{200, 201, 219, 226}.

2.8.7. Примена на микрокомпјутерската томографија во стоматологијата

Микрокомпјутерската томографија (μ CT) наоѓа широка примена и претставува исклучително вредна и прецизна дијагностичка алатка како во клиничката практика, така и во научноистражувачката работа^{192, 200}.



Слика број 8. Примена на микрокомпјутерската томографија во стоматологијата

Благодарение на високата просторна резолуција, овозможува детална визуелизација и прецизна анализа на денталните структури^{192, 200, 219, 226}.

1. Ткивно инженерство: Овозможува високо прецизна, тридимензионална визуелизација и квантитативна анализа на ткивните потпорни структури кои служат како подлога за клеточна пролиферација и регенерација¹⁹².

2. Анализа со метод на конечни елементи (FEM): микрокомпјутерскиот томографски скенер овозможува создавање на модели за анализа со метод на конечни елементи. Преку интеграција на микрокомпјутерските томографски податоци, се генерираат реалистични тридимензионални модели на заби, импланти и дентални реставрации. Овие модели овозможуваат прецизна анализа

клучна за предвидување на клинички изведби и оптимизација на дизајнот на стоматолошки материјали и конструкции^{194, 209}.

3. Анализа на минерална концентрација: Овозможува прецизна процена на минералната содржина во забните ткива, тридимензионална реконструкција на внатрешната структура на забите, овозможувајќи визуелизација на суптилни патолошки промени како што се кариозните лезии. Ваквата анализа е од суштинско значење за разбирање на динамиката на деминерализација и реминерализација, како и за евалуација на ефективността на применетите терапевтски протоколи^{194, 227, 228}.

4. Раст и развој на краниофацијалните коски: микрокомпјутерската томографија овозможува високо прецизна визуелизација и анализа на морфологијата и динамиката на раст кај краниофацијалните коски и се смета за нов златен стандард во истражувањата на коскената микроструктура^{192, 194, 229}.

5. Антрополошки истражувања: микрокомпјутерската томографија се применува за прецизно мерење на дебелината на емајлот и за анализа на структурата и развојот на краниофацијалните коски. Овозможува длабински увид во еволутивната биологија, морфолошките варијации и популациските разлики²³⁰.

6. Мерење на дебелината на емајлот: Овозможува прецизно мерење на дебелината на емајлот, без да предизвика неповратно оштетување на примерокот, како и одредување на волумените на емајлот, дентинот и пулпата, што ја прави особено вредна алатка во современата дентална морфолошка анализа^{194, 205, 209}. Сепак, нејзината прецизност може да биде ограничена во случаи кога дебелината на емајлот е помала од 100 μm ²³¹.

7. Ендодонција: Овозможува детално проучување на морфологијата на коренските канали, процена на подготовката на каналите, евалуација на квалитетот на оптурацијата, како и анализа по завршениот ендодонтски третман^{192, 200}.

8. Ортодонција: Овозможува прецизна анализа на коскениот развој и ремоделирањето на алвеоларната коска за време на ортодонтската терапија и ортодонтското поместување на забите (ОТМ)²³².

9. Пародонтолошки хируршки процедури: Исклучително корисна во испитувањето на различни состојби и заболувања на виличните коски, како и процена на промените при развојот на коскените лезии и спроведување на хируршки интервенции²³³.

10. Имплантологија: 3Д евалуација и визуелизација на денталните импланти и околното коскено ткиво. Стабилноста на денталниот имплант е предуслов за успешна осеоинтеграција и претставува еден од основните фактори што влијаат врз долгорочната успешност на третманот. Осеоинтеграцијата е процес кој ја претставува количината на коска што е во директен контакт со имплантот – Bone Implant Contact (BIC). Се користи за прецизно мерење на параметрите како што се

вкупен коскен волумен, коскена површина, дебелина и сепарација на трабекули, како и способноста на коската за сврзување со имплантот ²³⁴.

11. Потенцијални примени на микрокомпјутерската томографија во превентивните, дијагностичките и реставративните стоматолошки истражувања: процена на реминерализацискиот потенцијал на кариозни лезии под различни модалитети на третман, детекција на оклузални и проксимални кариозни лезии, анализа на минералната густина на забните структури, утврдување на дебелината на емајлот, евалуација на маргиналната адаптација на реставративни материјали и евалуација на микропропустливоста ¹⁹⁰.

Најзначајните примени на микрокомпјутерската томографија во стоматологијата опфаќаат процена на минерализирани ткива, квантитативна анализа на минералната густина на емајл и дентин, испитување на микроструктурата и рана детекција на патолошки промени²⁰³.

А. Морфологија и минерализација на тврдите забни ткива со помош на микрокомпјутерската томографија

Анализата на минерализираните ткива, особено на забните ткива, има големо значење. Емајлот, поради својата исклучителна цврстина и отпорност, овозможува преку нејзината структура и својства да се добијат вредни информации за возраста на поединецот, прележани заболувања, навики во исхраната и начинот на живот, како и споредба помеѓу различни единки и видови ^{203, 235}.

Покрај мерењето на дебелината на емајлот, микрокомпјутерската томографија овозможува прецизно и сигурно прикажување на внатрешната структура на забот: дебелината и површината на емајлот, дентинските ткива, пулпната комора и коренски канален систем²³⁵.

Со помош на специјализираниот софтвер за обработка на слики, може да се изведат тридимензионални реконструкции на анализираниот регион и воедно да се добијат и податоци за волуменот на емајлот и дентинските ткива^{231, 235}.

Микрокомпјутерската квалитативна и квантитативна анализа кога примерокот има различни вредности на линеарен коефициент на атенуација (LAC). Како резултат на тоа, во областите со повисок степен на минерализација, прецизната диференцијација на ткивата со микрокомпјутерската томографија е отежната. Исто така, идентификацијата на области со исклучително тенок емајл (под 100 μm) е значително ограничена²³¹.

Морфометриската анализа подразбира количествена процена на геометриските својства на структурите, степенот на порозност, големината на честичките и порите, како и нивната статистичка распределба²³⁶.

Степенот на варијабилност во минерализацијата на тврдите забни ткива помеѓу различни поединци и различни заби. Анализите покажуваат постоење на корелација помеѓу степенот на минерализација на емајлот и подложноста на развој на кариес. Бројни истражувања утврдиле дека специфичната тежина на емајлот кај млечните заби е значително пониска од онаа кај емајлот на трајните заби. Кај

млечните заби е забележан растечки градиент на минерализацијата, започнувајќи од границата помеѓу емајлот и дентинот (EDJ) и продолжувајќи кон надворешната површина на емајлот ^{203, 237, 238, 223}.

Микрокомпјутерската томографија наоѓа примена и во анализа на морфологијата и внатрешната структура на дентинското ткиво. Минералната содржина на дентинот е највисока во регионот блиску до границата со емајлот ²⁰³.

Б. Примена на микрокомпјутерската томографија во анализата на кариозни промени и препарација на кавитет

Меѓу широкиот спектар на неинвазивни методи на рентген снимање, микрокомпјутерската томографија се наметнува како особено значајна алатка, особено во *in vitro* истражувањата на кариес ²¹⁰.

Една од најзначајните примени на микрокомпјутерската томографија претставува анализата на порозноста. Високиот контраст што го обезбедува техниката на микрокомпјутерската томографија (μ СТ) овозможува прецизна визуелизација и мерење на порозноста во материјалот, што се користи за квантитативна анализа на деминерализацијата на емајлот и дентинот ^{222, 228, 194}.

Тридимензионалната реконструкција на кариозните лезии, го прават овој метод идеален за проучување на динамичните процеси на реминерализација и деминерализација. Бројни истражувања покажале дека концентрацијата на минерали во здравиот емајл, особено во површинскиот интактен слој, во лезиите во вид на бело петно, како и во најдлабоките стадиуми на иницијалниот кариес, се намалува постепено, следејќи карактеристичен градиент на деминерализација ^{203, 228}.

Истражувањата покажале дека микрокомпјутерската томографија претставува најпрецизен метод за проценка на деминерализацијата на површинскиот слој од емајлот и лезиите што ја зафаќаат границата меѓу емајлот и дентинот. Исто така, покажува највисока корелација со резултатите од хистолошките анализи ²³⁹.

Студии направени со помош на микрокомпјутерската томографија, спроведени врз екстрахирани млечни заби ја истражувале формата на кариозните лезии во дентинот. Почетна основа за овие студии било споредбата на резултатите од хистопатолошките анализи, кои потврдиле дека кариозните лезии во дентинот имаат карактеристична конусна форма, со основата насочена кон емајл-дентинската граница, а врвот ориентиран кон пулпата. Оваа морфолошка конфигурација има значајно клиничко значење, бидејќи укажува на брзото напредување на лезијата во правец на пулпата и ја нагласува потребата од рана детекција и интервенција ¹⁹⁴.

Според микрокомпјутерските томографски снимки, формата на кариозниот кавитет во дентинот, набљудувана во сите рамнини, покажува широка основа во пределот на емајл-дентинската граница и заоблена површина насочена кон пулпата. Само во мезиодисталната рамнина дното на кавитетот имало поизразено конусна форма во споредба со останатите две рамнини. Како резултат на тоа, врз

основа на дводимензионалната рендген снимка, кавитетот е опишан како триаголен, што произлегува од ограничената интерпретација на 2D слика¹⁹⁴.

Златен стандард за *in vitro* истражувања претставуваат хистолошката анализа и трансверзалната микрорендгенографија (TMR). Кај двата метода, неопходно е испитуваниот примерок да се подели на тенки сегменти, што може да доведе до артефакти и промени во резултатите, како и до уништување на примерокот. Од друга страна, микрокомпјутерската томографија се издвојува како потенцијално решение, бидејќи овозможува тридимензионална, недеструктивна анализа со висока просторна резолуција²⁴⁰.

Друга примена на микрокомпјутерската томографија е процената на различни техники за подготовка на кавитетот. Во современата ресторативна стоматологија, принципот на минимално инвазивна препарација на кавитетот е од суштинско значење. Главна цел е отстранување на иреверзибилно оштетениот дентин и зачувување на здравото дентално ткиво на дното на кавитетот, кое има потенцијал за реминерализација. Со употреба на микрокомпјутерската техника, утврдено е дека границата помеѓу иреверзибилно оштетениот и потенцијално реминерализирачкиот дентин не е јасно разграничена²⁰³.

Степенот на отстранување на кариозниот дентин е субјективен и, главно, се темели на клиничката процена на цврстината на ткивото за време на подготовката. Овој пристап носи ризик од прекумерна екскавација и несакано отстранување на здрав дентин, во количина што, според некои истражувања, може да изнесува од 8, 5 до 44, 3 % по волумен²⁰³.

В. Анализа на биоматеријали со примена на микрокомпјутерската томографска технологија

Микрокомпјутерската томографска техника наоѓа примена и во биомедицинскиот инженеринг за анализа на структурата на биоматеријалите. Во стоматологијата, главна улога има во процената на квалитетот на денталните реставративни материјали и нивната адаптација кон денталните ткива²⁰³.

Рендгенографијата на забите и останатите забни структури, не овозможува детална визуелизација, ниту процена на степенот на пенетрација на материјалот во забната структура, и неговото влијание врз околните ткива^{203, 241, 199}.

Од сите современи истражувачки методи, микрокомпјутерската томографија претставува единствен недеструктивен 3D метод за процена на реставративните материјали, кој овозможува прецизна анализа на нивната површинска структура, внатрешната архитектура, степенот на порозност и интеракцијата со денталните ткива. Со ова се овозможува и предвидување на биолошкото и клиничкото дејство на биоматеријалите, како и избор на најсоодветниот материјал за конкретната клиничка индикација^{236, 242}.

Микрокомпјутерската томографија претставува исклучително корисна технологија и метод за процена на маргиналната запечатеност, при што како индикатор (маркер) за микропропустливост се користи 50 % раствор на сребрен нитрат. Пропорцијата на длабочината на пенетрација на сребрен нитрат, видлива преку микротомографија на контактната површина во пределот на вратот на забот,

се движи од 10,2 до 92,6 %, во зависност од методот на подготовка на кавитетот (конвенционален или АРТ) и видот на материјал (композит или гласјономер цемент)^{203, 241, 243}.

Примената на овој метод овозможува идентификација на најдлабоката точка на пенетрација на маркерот, прецизна проценка на квалитетот на адхезивната врска помеѓу реставративниот материјал и тврдите дентални ткива, а, притоа, докажувајќи дека гласјономерните цемента со висока вискозност имаат значително помало маргинално протекување во споредба со композитните материјали^{241, 243}.

Се очекува дека со примената на овој метод ќе се постигнат дополнителни значајни придобивки во стоматолошките истражувања. Сепак, високата цена на микрокомпјутерската томографија, времето потребно за скенирање и реконструкција, потребата од соодветна компјутерска експертиза, како и големината на добиените податоци, претставуваат ограничувачки фактори за неговата поширока примена. Дополнително, улогата на стандардизацијата на примероците и параметрите на системот е од суштинско значење за добивање на сигурни и репродуктивни резултати¹⁹⁰.

Во иднина, потребни се понатамошни истражувања насочени кон оптимизација на протоколите за снимање и обработка, како и развој на подостапни и поинтегрирани микрокомпјутерски томографски системи, со цел да се олесни нивната примена во рутинската истражувачка и клиничка практика.

3. ЦЕЛ НА ИСПИТУВАЊЕТО

Основната цел на трудот е утврдување на ефикасноста на различните методи на витална пулпотомија кај млечните заби. Од ова произлегуваат специфичните цели на трудот:

- Да се анализираат и споредат клиничките и радиографските промени кај пулпотомираните заби во текот на утврдениот временски период;
- Хистоморфолошка анализа на примероците;
- Да се визуелизира пулпо-дентинскиот комплекс кај млечни молари по извршена пулпотомија со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и МТА, со примена на микрокомпјутерската томографија;
- Квантитативна анализа на формираниот репаратoren дентин по виталната пулпотомија кај млечни заби, со помош на микрокомпјутерската томографија;
- Евалуација на односот помеѓу вкупниот волумен на дентин и волуменот на ткивото со помош на софтвер за микрокомпјутерска томографска анализа (СТAn).

4. МАТЕРИЈАЛИ И МЕТОДИ

4.1. Материјал

Во испитувањето беа користени следните материјали:

- Минерален триоксиден агрегат - MTA – BIO MTA®, (PPH CERKAMED Wojciech Pawlowski 37-450 Stalowa Wola, Poland)
- Калциум хидроксид - Ca(OH)₂ – Calcident 450® (Willman & Pein GmbH, Barmstedt/Hamburg, Germany)
- Гласјономер цемент – GC Fuji IX GP® (GC Corporation, Japan)
- Композитен материјал Tetric EvoCeram Bulk Fill® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).
- Високоенергетски диоден ласер, LaserHF, H&W, GmbH Co, Germany
- Микрокомпјутерска томографија (SkyScan1272, Bruker microCT, Kontich, Belgium)

4.2. Методи

Беше спроведена студија на 60 млечни молари кај деца на возраст од 4 до 9 години од двата пола.

Испитувањето беше спроведено на Клиниката за детска и превентивна стоматологија при Универзитетски стоматолошки клинички центар „Свети Пантелејмон“ – Скопје, а испитаниците беа избрани по случаен избор од евиденцијата на пациентите од истата клиника.

Етичко одобрение за спроведување на истражувањето беше обезбедено од Институционалната етичка комисија при Стоматолошкиот факултет на Универзитетот „Свети Кирил и Методиј“ во Скопје (протокол бр. 02-3362/3).

Сите аспекти од клиничката процедура, вклучително и потенцијалните ризици и придобивки, темелно беа објаснети на учесниците. Учесството во истражувањето беше целосно доброволно, а информирана согласност беше добиена од родителите на сите пациенти кои учествуваа во студијата.

Во студијата беа вклучени пациенти со еден или повеќе длабоко кариозни млечни молари, кај кои беа присутни следниве клинички и радиографски знаци и симптоми.

Критериуми за вклучување:

Клинички критериуми

- Нема спонтана болка;
- Нема оток;
- Нема чувствителност на перкусија;
- Нема патолошка мобилност;
- Крвавењето од пулпата да запре за 5 мин.

Радиографски критериуми

- Заби без интеррадикуларно просветлување;
- Без загуба на lamina dura и проширен простор на периодонтален лигамент;
- Без физиолошка ресорпција на коренот повеќе од една третина.

Критериуми за исклучување

- Млечни катници со оток или фистула;
- Заби кои не можат да се реставрираат;
- Заби со назначена осетливост на перкусии;
- Заби со прекумерна подвижност;
- Заби со просветлување во фуркацијата или периапикалната област;
- Заби со спонтана болка, особено во текот на ноќта;
- Заби со некротична пулпа;
- Заби во фаза на ексфолијација;
- Родители/пациенти кои не сакаат да бидат дел од студијата;

- Секаков вид на медицинска историја која е контраиндицирана за третман на витална пулпотомија.

Пациентите беа поделени во две групи:

Кај пациентите од првата група беше спроведен конвенционален ендодонтски третман, додека кај пациентите од втората група беше спроведен третман со диоден ласер.

Вкупно шеесет примероци по случаен избор беа распределени во две главни групи, секоја дополнително поделена на две подгрупи ($n = 15$), во зависност од методот на изведување на пулпотомијата и видот на применетиот пулпотомиски материјал.

Прва група – 30 млечни молари - конвенционален метод на витална пулпотомија со употреба на локална или спроводна анестезија и стерилен борер:

Прва подгрупа – апликација на $\text{Ca}(\text{OH})_2$;

Втора подгрупа – апликација на МТА.

Втора група – 30 млечни молари - пулпотомија со ласер

Прва подгрупа – апликација на $\text{Ca}(\text{OH})_2$;

Втора подгрупа – апликација на МТА.

4.2.1. Метод на изведување на витална пулпотомија

4.2.1.1. Конвенционален метод

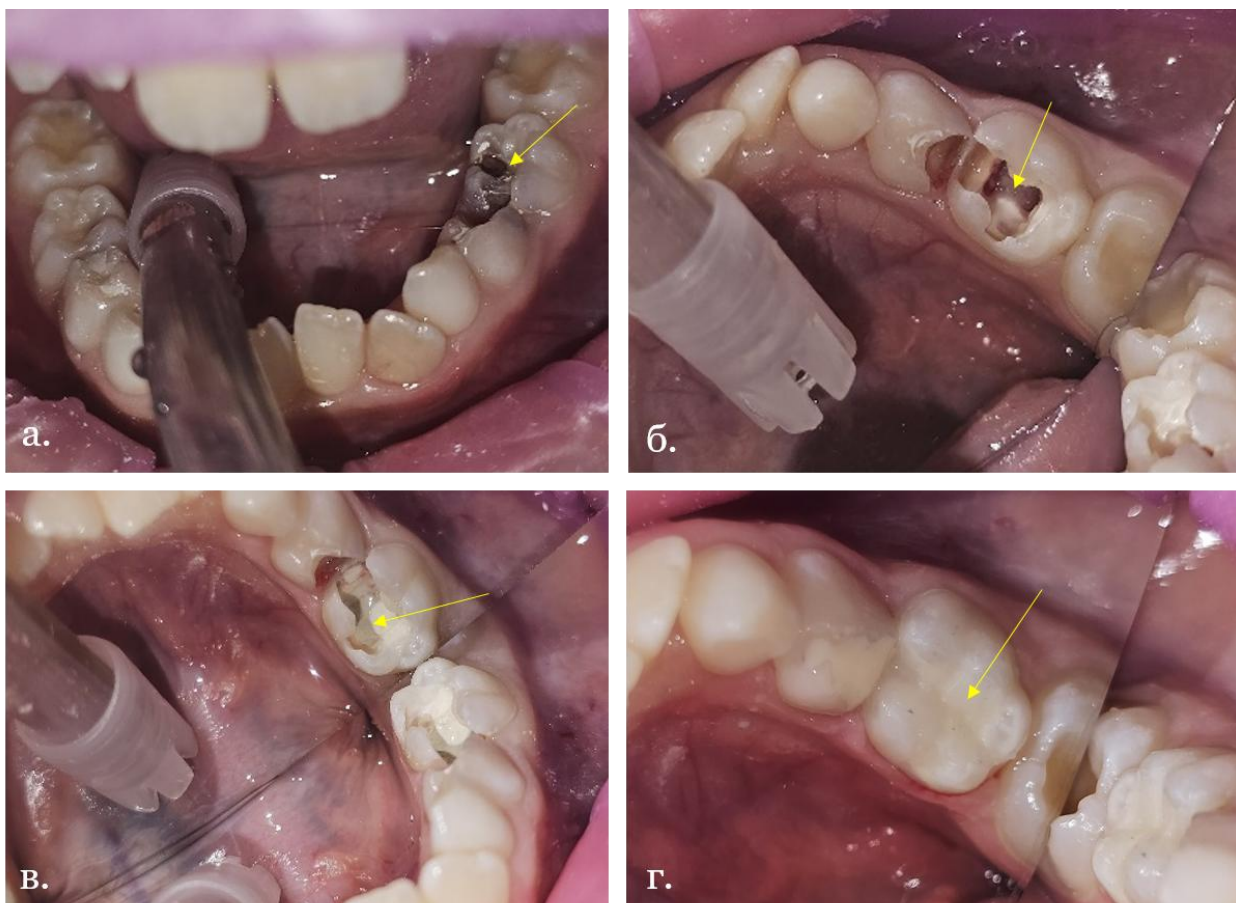
Виталната пулпотомија претставува едносеансен метод кој беше спроведен според еднаков клинички протокол за сите заби. Постапката на пулпотомија беше изведена под стриктно асептичен протокол со локална анестезија. Како анестетик беше користен Scandonest 2 % со вазоконстриктор (Mepivacaine HCl. 2 % Levonordefrin 1:20,000 Injection, USP, Septodont, France), со претходно обезболување на местото со површинска анестезија – лидокаин (Lidokain Belupo® 100 mg/ml spray lidocaine, Hrvatska) Во зависност од регијата беше аплицирана плексус или спроводна анестезија. По апликацијата на локалната анестезија и изолацијата со кофердам или OptraGate (во зависност од условите), поголемиот дел од кариесот беше отстранет, со што беше спречено понатамашно навлегување на инфицираниот debris во пулпната комора. Беше извршена процена на локацијата на пулпните рогови и пулпната комора која беше отворена, со спојување на пулпните рогови со помош на дијамантски и карбидни борери на високо-туражен насаден инструмент. По отворањето на пулпната комора, со остар српест

инструмент – екскаватор, или, пак, со No.4 или No.6 стерилен челичен борер со помала брзина, беше отстранет коронарниот дел од пулпата. При користењето на челичниот борер, се водеше сметка тој да се движи со исфрлувачки движења на надвор од пулпното ткиво, притоа внимавајќи да не се допре дното, фуркацијата и каналните отвори. Со препарирањето, целиот кров од пулпата беше отстранет, така што се доби директен пристап и прегледност во отворот на каналот. Потоа пулпната комора беше плакната со физиолошки раствор. Постампутационото крвање беше контролирано со притисок со стерилно памучно тампонче натопено во физиолошки раствор и поставено на ампутираната пулпа на влезот на коренските канали во времетраење од околу 5 минути. Се следеше процесот на крвање. Доколку хеморагијата сè уште перзистираше, забот беше исклучен од студијата, а доколку крвавењето беше успешно контролирано, се продолжувааше со апликација на медикаментот во зависност од испитуваната група. Децата беа повикувани на контролни прегледи по три, шест и дванаесет месеци.

На родителите им беше даден совет да пријават постоперативни симптоми или непријатност. Процената на направените реставрации на пулпотомираните млечни молари беше спроведена врз база на контролни прегледи под нормални клинички услови, а процените се темелеа на претходно утврдените критериуми - маргиналната дисколорација, анатомската форма и маргиналниот интегритет.

Во првата група, прва подгрупа, како пулпотомиски материјал беше употребен $\text{Ca}(\text{OH})_2$. По апликацијата, кавитетите беа реставрирани со гласјономер цемент GC Fuji IX GP® и композитен материјал Tetric EvoCeram Bulk Fill® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), во согласност со препорачаните клинички протоколи.

Во втората подгрупа, по постигнување хемостаза со навлажнето памучно тампонче, МТА пастата беше подготвена во согласност со инструкциите на производителот и внимателно поставено во пулпната комора. Хомогена паста беше подготвена со мешање на 0,16 g МТА прав со стерилен физиолошки раствор. Материјалот беше нежно покриен со навлажнето тампонче, по што, при првата посета, беше аплициран заштитен слој со привремен материјал Cavit™ (3M™ Cavit™). Потоа, при втората посета, кавитетите беа трајно реставрирани со гласјономер цемент GC Fuji IX GP® и композитен материјал Tetric EvoCeram Bulk Fill® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).



Слика број 9. Конвенционален метод – постапка: а: отстранување на кариозни маси, б: отстранување на коронарното пулпно ткиво, в: апликација на пулпотомиски агенс, г: дефинитивна композитна реставрација.

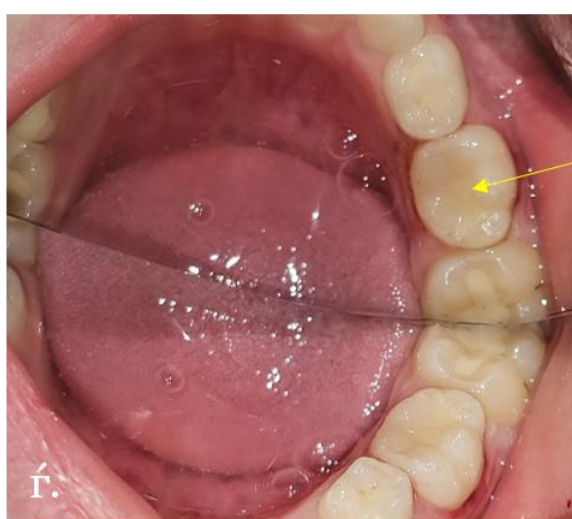
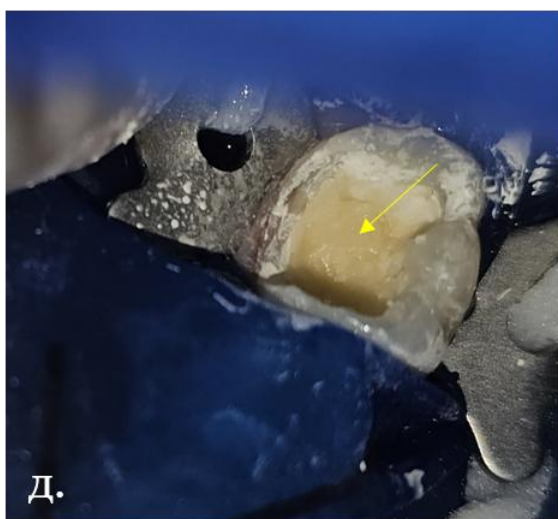
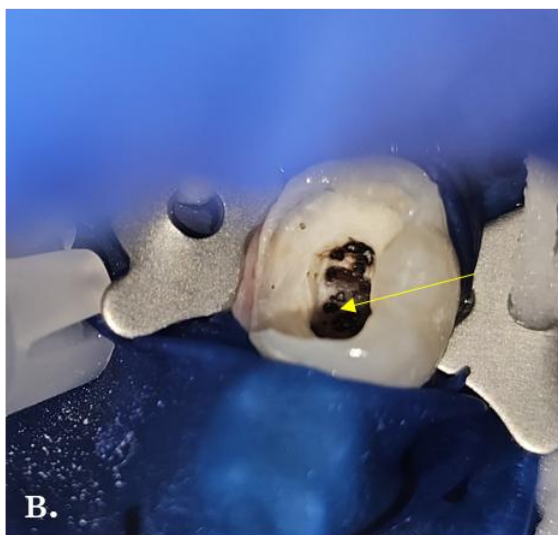
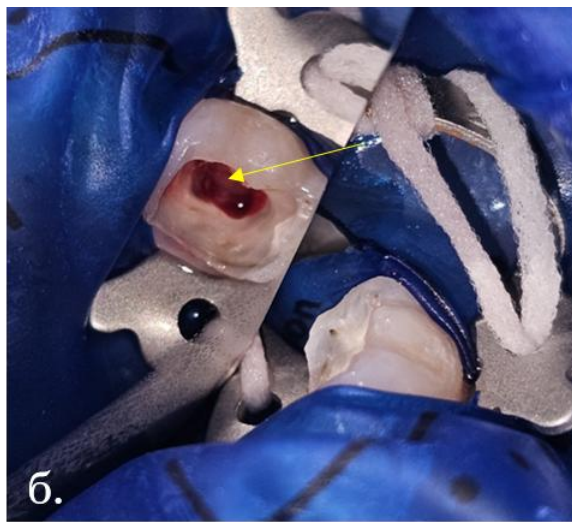
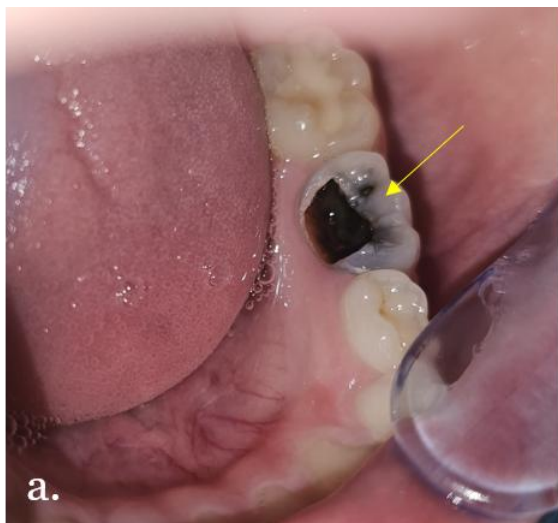
4.2.1.2. Метод со ласер

Кај ендодонтскиот третман со диоден ласер чекорите за изведување на виталната пулпотомија беа идентични со првата група, по што следуваše отстранување на пулпата до нивото на влезот во каналите со употреба на високоенергетски диоден ласер (LaserHF, H&W, GmbH Co, Germany) со бранова должина од 975 nm, јачина од 2 W во пулсирачки режим, со дебелина на оптичкото флексибилно влакно од 320 до 400 μm . Ласерскиот зрак беше аплициран врз коронарната пулпа во времетраење од околу 10 секунди и оддалеченост од 2 mm од радикуларната пулпа, до постигнување на комплетна хемостаза. Доколку беше потребно дополнително отстранување на пулпното ткиво (аблација), се администрираа повеќекратни последователни апликации на ласерскиот зрак. Формираниот карбонизиран слој на влезот во коренскиот канал, кој може да се јави поради аплицирање на неколку последователни ласерски зраци за комплетно

отстранување на пулпното ткиво, треба да се отстрани со иригација со 3 % H_2O_2 и 5,25 % NaOCl . Во текот на работата со ласер, пациентот, операторот и асистентот носеа заштитни очила.

Во оваа група, кај првата подгрупа по извршената ласерска пулпотомија, како пулпотомиски материјал беше применет калциум хидроксид ($\text{Ca}(\text{OH})_2$). Над $\text{Ca}(\text{OH})_2$ беше поставен гласјономер цемент GC Fuji IX GP®, по што реставрацијата беше завршена со композитна смола Tetric EvoCeram Bulk Fill® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Во втората подгрупа, како пулпотомиски материјал беше употребен тенок слој од МТА, кој беше нежно притиснат и покриен со навлажнето памучно тампонче, а потоа, при првата посета, беше аплициран заштитен слој со привремен материјал Cavit™ (3M™ Cavit™). Потоа, при втората посета, кавитетите беа реставрирани со гласјономер цемент GC Fuji IX GP® и композитен материјал Tetric EvoCeram Bulk Fill® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).



Слика број 10. Метод со ласер – постапка (а: отстранување на кариозни маси, б: влез во пулпна комора, в: отстранување на пулпното ткиво до нивото на влезот во каналите со употреба на

високоенергетски диоден ласер, г: апликација на пулпотомиски агенс, д: апликација на гласјономер цемент, ѓ: дефинитивна композитна реставрација).

Веднаш по интервенцијата беа направени постоперативни периапикални рендген-снимки. Клиничката и радиографската евалуација беа спроведени по 3, 6 и 12 месеци од третманот.

Пулпотомизираниите заби се сметаа за успешно третирани доколку пациентот нема некои од клиничките параметри како симптоми на спонтан болка, чувствителност на перкусија, оток, присуство на фистула или патолошка подвижност.

Радиографскиот успех беше утврден доколку не беа присутни периапикална или фуркална радиолуценција, внатрешна или надворешна ресорпција на коренот, губење на lamina dura и облитерација на пулпниот канал.

Забите кои не покажаа знаци на радикуларно просветлување, интерна и екстерна коренска ресорпција, проширување на периодонталниот лигамент, губење на lamina dura и облитерација на пулпниот канал беа клучни рендгенски параметри за успешна ендодонтска терапија.

4.2.2. Постапка на спроведување микрокомпјутерска томографска (μСТ) анализа

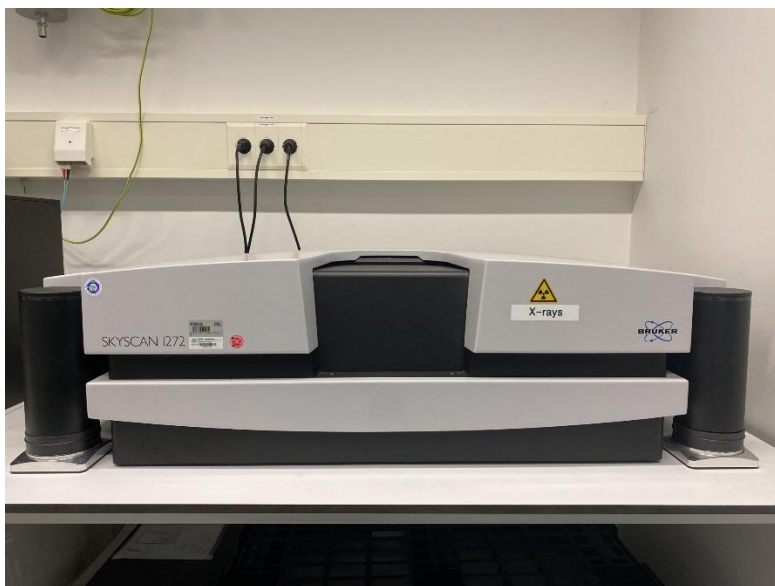
По завршување на студијата, екстрахираните заби од секоја група и подгрупа беа фиксирани во 10 % бафериран формалин во текот на еден или повеќе денови, а потоа беа складирани во 70 % етанол. Потоа, примероците беа испратени на анализа со микрокомпјутерска томографија (μСТ) на Стоматолошкиот факултет при Универзитетот во Хонг Конг.

Методологијата се базираше на хистоморфометриска анализа. Формирањето на репараторен дентин беше евалуирано со помош на микрокомпјутерска томографија (μСТ). Оваа техника е особено корисна за прецизна визуелизација и анализа на внатрешната структура на ткивата и минерализираните структури.

Микрокомпјутерската томографска (μСТ) анализа беше спроведена на по еден избран примерок од секоја експериментална група. Примероците беа фиксирани на полимерна пена, по што беа подложени на високорезолуциско скенирање со систем SkyScan1272 (Bruker microCT, Kontich, Belgium), при следниве параметри: напон од 90 kV, струја од 111 μA, време на експозиција од 3300 ms, агол на ротација од 0,400 степени и комплетна ротација од 360°.

Големината на пикселот кај секоја слика изнесуваше 16 μm, додека времетраењето на скенирањето за секој примерок изнесуваше приближно 3 часа и 4 минути. Реконструкцијата и визуелизацијата на сликите беа извршени со помош на софтверот NRecon v1.7.4.6 (SkyScan, Bruker microCT, Kontich, Белгија), при што беа применети корекција за стврднување на зракот (beam hardening) од 30 % и корекција на артефакти од прстенест тип (ring artifact correction) со вредност 10.

Анализата на секој заб опфаќаше приближно 2 часа скенирање и 2 часа реконструкција која опфаќа обработка на 2D рендгенски проекции преку алгоритми за томографска реконструкција, при што се создава 3D волуменетриска слика изразена во волумен од воксели, која го прикажува внатрешниот состав на примерокот.



Слика број 11. Микрокомпјутерска томографија, SkyScan1272 (Bruker microCT, Kontich, Belgium)



Слика број 12. Фотографија од екстрахиран забен примерок

5. РЕЗУЛТАТИ

Во истражувањето беа анализирани 60 млечни молари од кои 30 заби беа третирани со конвенционален и 30 заби со ласерски метод на витална пулпотомија. Беа употребени два пулпотомиски агенса - $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и МТА, при што беа испитувани и следени клиничките и РТГ параметри и тоа во текот на третиот, шестиот и дванаесеттиот месец.

Кај забите третирани со **конвенционалниот метод и со $\text{Ca}(\text{OH})_2$** имаме 15 примероци во текот на сите периоди од иследувањето, додека, пак, кај истиот метод **со МТА**, во дванаесеттиот месец, двајца испитаници не се појавија на контролен преглед.

Кај ласерскиот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ имаме 15 примероци во текот на целиот период на иследување, додека, пак, кај истиот метод **со МТА**, имаме 14 примероци, бидејќи еден испитаник воопшто не се појави на ниту една контрола. Од истата група во шестиот месец од иследувањето, еден испитаник не се појави за клиничко и радиографско иследување.

5.1. Клинички параметри

При **конвенционалниот метод со** пулпотомиски агент **$\text{Ca}(\text{OH})_2$** регистрирана е болка кај еден (6,7 %) пациент при контролата во третиот месец, во шестиот месец болката е регистрирана кај тројца (20,0 %) пациенти и во дванаесеттиот месец бројката на пациенти со болка се зголемува на шест (40,0 %). Процентуалната разлика помеѓу третиот (6,7 %) и дванаесеттиот месец (40,0 %) е сигнификантна за $p < 0,05$ (Difference test, $p = 0,0311$), додека останатите процентуални разлики се несигнификантни, и се должат на случајност во нашиот примерок.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со болка и тоа помеѓу контролата во третиот наспроти шестиот месец со темпо на пораст за 200 %, а помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец темпото на пораст беше за 100 %.

Кај **ласерскиот метод со агентот $\text{Ca}(\text{OH})_2$** , не е регистрирана болка во третиот месец. Болка е регистрирана кај еден (6,7 %) пациент во шестиот месец, и кај тројца (20,0 %) пациенти во дванаесеттиот месец. Процентуалната разлика која е регистрирана е несигнификантна за $p > 0,05$.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со болка и тоа помеѓу контролата во шестиот наспроти дванаесеттиот месец за 200 %.

При **конвенционалниот метод со МТА** не е регистрирана болка кај пациентите во текот на трите контроли.

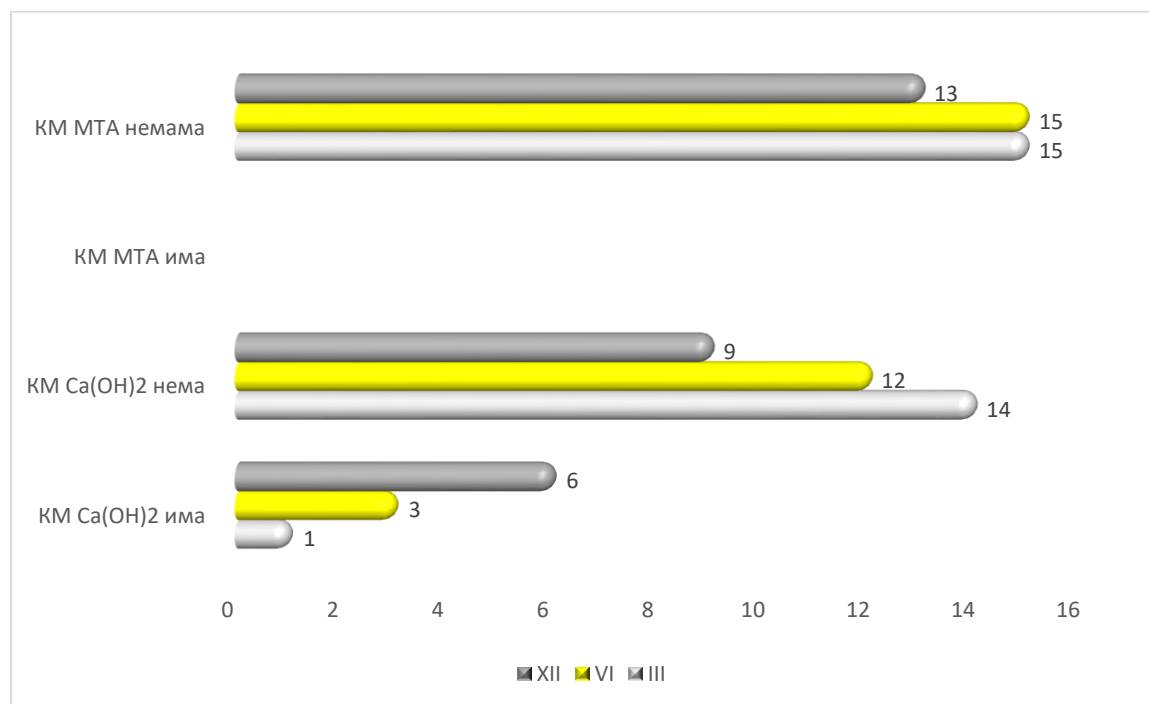
Кај **ласерскиот метод со МТА**, не е регистрирана болка кај пациентите во текот на трите контроли (табела бр. 3 и графикон бр. 1 а, б).

Табела број 3. Приказ на статус на болка

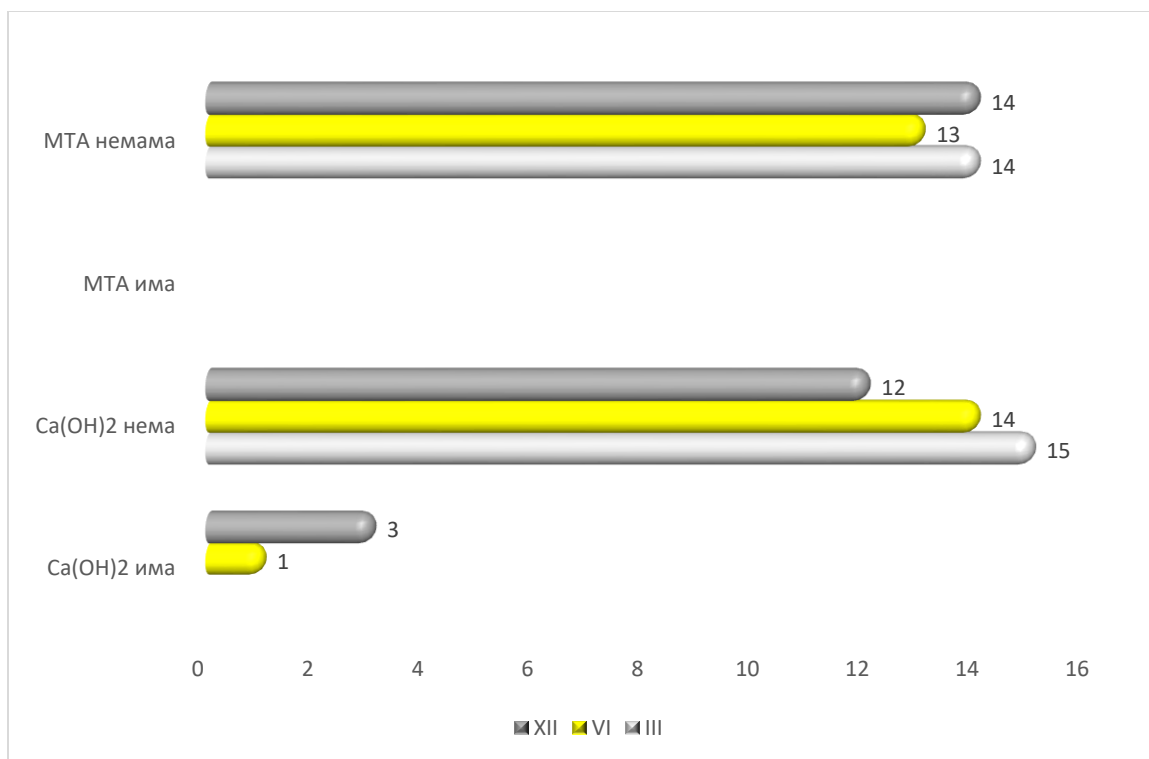
статус болка	конвенционален метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		има		нема		има		нема	
	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
Ca(OH) ₂	1	6,7	14	93,3	3	20,0	12	80,0	6	40,0	9	60,0
MTA	0		15	100,0	0		15	100,0	0		13	100,0
статус болка	ласерски метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		има		нема		има		нема	
	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
Ca(OH) ₂	0		15	100,0	1	6,7	14	93,3	3	20,0	12	80,0
MTA	0		14	100,0	0		13	100,0	0		14	100,0

*има/присутна болка

**нема/отсутна



а.



б.

Графикон број 1. Приказ на статус на болка: а. конвенционален метод, б. ласерски метод

При **конвенционалниот метод со Ca(OH)_2** , во шестиот месец регистрирана е фистула кај тројца (20,0 %) пациенти, а во дванаесеттиот месец кај шест пациенти (40,0 %). Процентуалната разлика помеѓу шестиот (20,0 %) и дванаесеттиот месец (40,0 %) е несигнификантна за $p > 0,05$.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со фистула и тоа помеѓу контролата во шестиот наспроти дванаесеттиот месец за 100 %.

При **ласерскиот метод со Ca(OH)_2** на контролата во третиот месец не регистрирана фистула. Во шестиот месец од иследувањето регистрирана е фистула само кај еден (6,7 %) пациент, а во дванаесеттиот месец кај тројца пациенти (20,0 %). Процентуалната разлика која се регистрира е несигнификантна за $p > 0,05$.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со фистула и тоа помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец за 200 %.

При **конвенционалниот метод со МТА**, не е регистрирана фистула кај пациентите во текот на трите контроли.

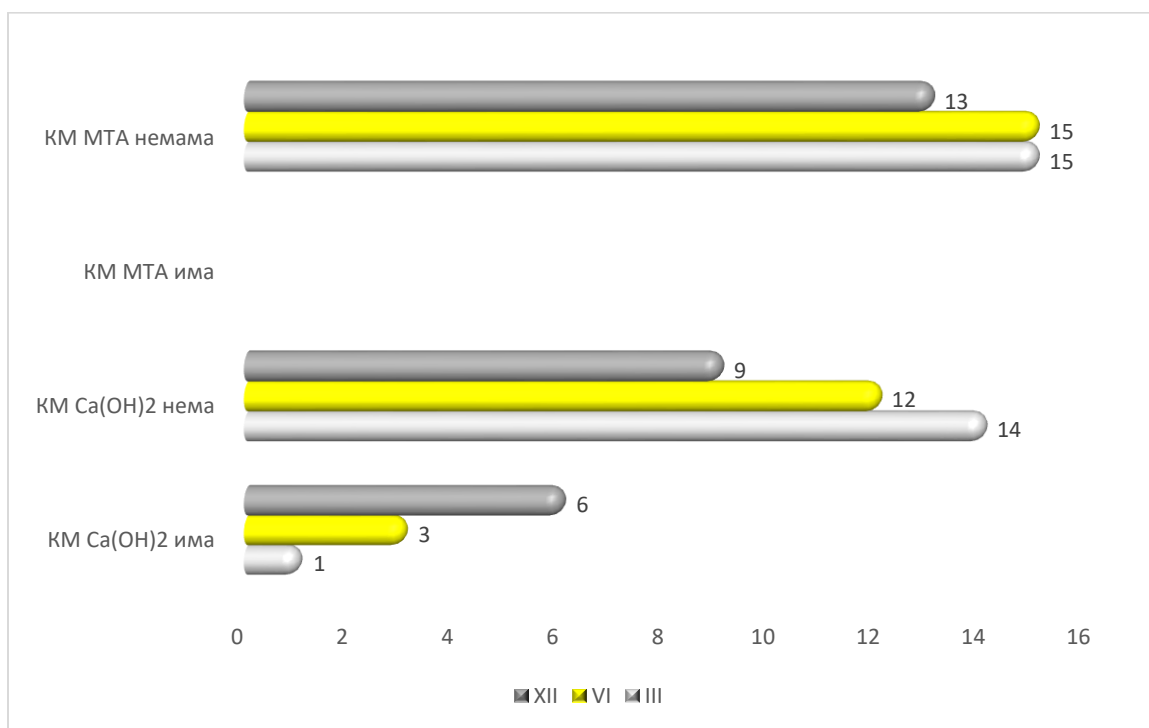
Кај **ласерскиот метод со МТА**, не е регистрирана фистула кај пациентите во текот на трите контроли (табела бр. 4 и графикон бр. 2 а, б).

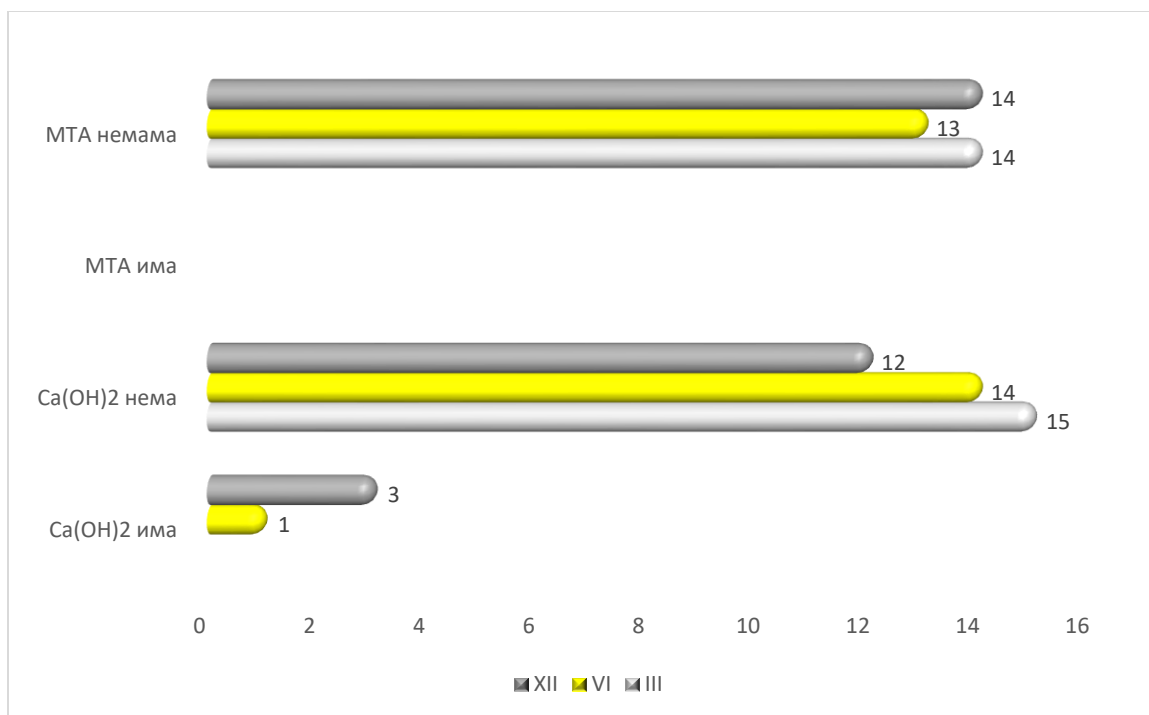
Табела број 4. Приказ на статус на фистула

статус фистула	конвенционален метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		има		нема		има		нема	
	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
Ca(OH) ₂	0		15	100,0	3	20,0	12	80,0	6	40,0	9	60,0
MTA	0		15	100,0	0		15	100,0	0		13	100,0
статус фистула	ласерски метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		има		нема		има		нема	
	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
Ca(OH) ₂	0		15	100,0	1	6,7	14	93,3	3	20,0	12	80,0
MTA	0		14	100,0	0		13	100,0	0		14	100,0

*има/присутна фистула

**нема/отсутна





Графикон број 2. Приказ на статус на фистула: а. конвенционален метод, б. ласерски метод

При **конвенционалниот метод со Ca(OH)_2** во третиот месец од иследувањето беше регистрирано присуство на оток кај еден (6,7 %) пациент, во шестиот месец кај четири (26,7 %) пациенти и во дванаесеттиот месец, речиси кај половина од пациентите (46,7 %). Процентуалната разлика помеѓу третиот (6,7 %) и дванаесеттиот месец (46,7 %) е сигнификантна за $p < 0,05$ (Difference test, $p = 0.0133$). Останатите разлики кои се регистрираат кај пациентите во однос на регистрација на статус на оток кај овој метод со употреба на Ca(OH)_2 се несигнификантни за $p > 0,05$.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со присуство на оток во третиот месец од периодот на иследувањето наспроти шестиот месец за 300 %, а помеѓу шестиот наспроти дванаесеттиот месец регистрирано е темпото на пораст за 75 %.

При **конвенционалниот метод со МТА** агенсот во третиот месец не е регистриран оток. Во шестиот и дванаесеттиот контролен месец, регистриран е оток кај по еден пациент (6,7 %, 7,7 %). Процентуалната разлика помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец е несигнификантна за $p > 0,05$ во однос на присуството на оток кај овој метод со МТА.

Кај **ласерскиот метод со Ca(OH)_2** во третиот месец не е регистрирано присуство на оток. Во шестиот месец е регистриран оток кај двајца (13,3 %) пациенти и кај тројца (20,0 %) во дванаесеттиот месец. Процентуалната разлика помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец кај ласерскиот метод при Ca(OH)_2 агенсот е несигнификантна за $p > 0,05$.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со оток и тоа помеѓу контролата во шестиот наспроти дванаесеттиот месец за 50 %.

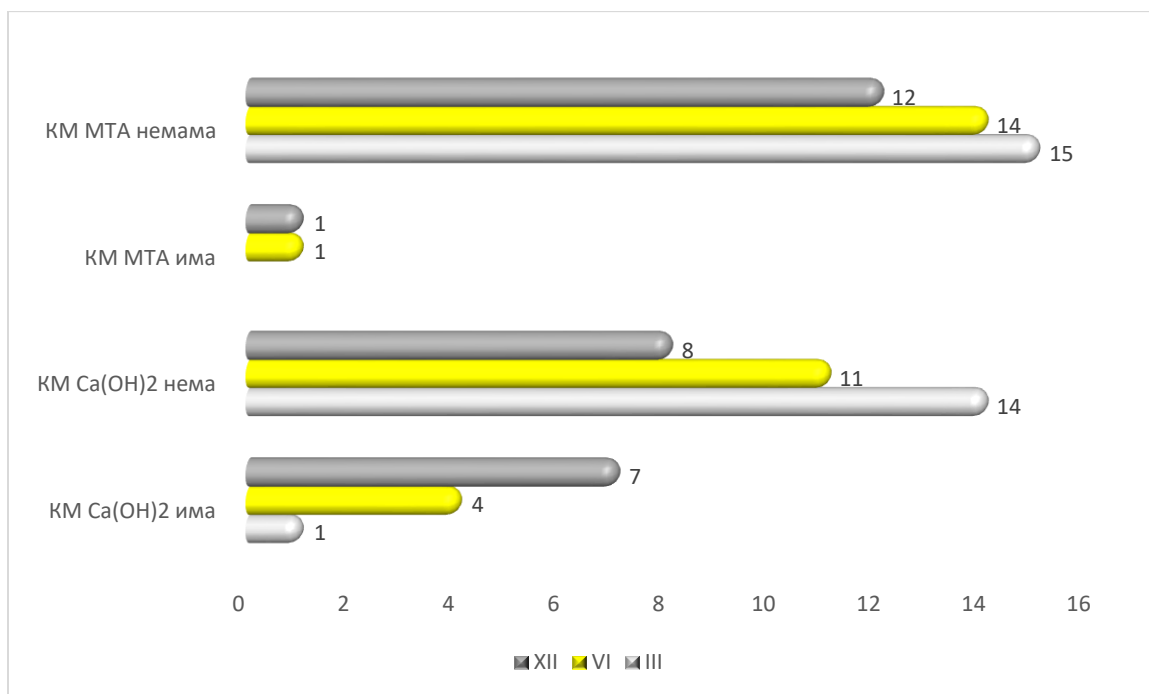
При **ласерскиот метод со МТА** не е регистрирано присуство на оток во ниту еден период од иследувањето (табела бр. 5 и графикон бр. 3 а, б).

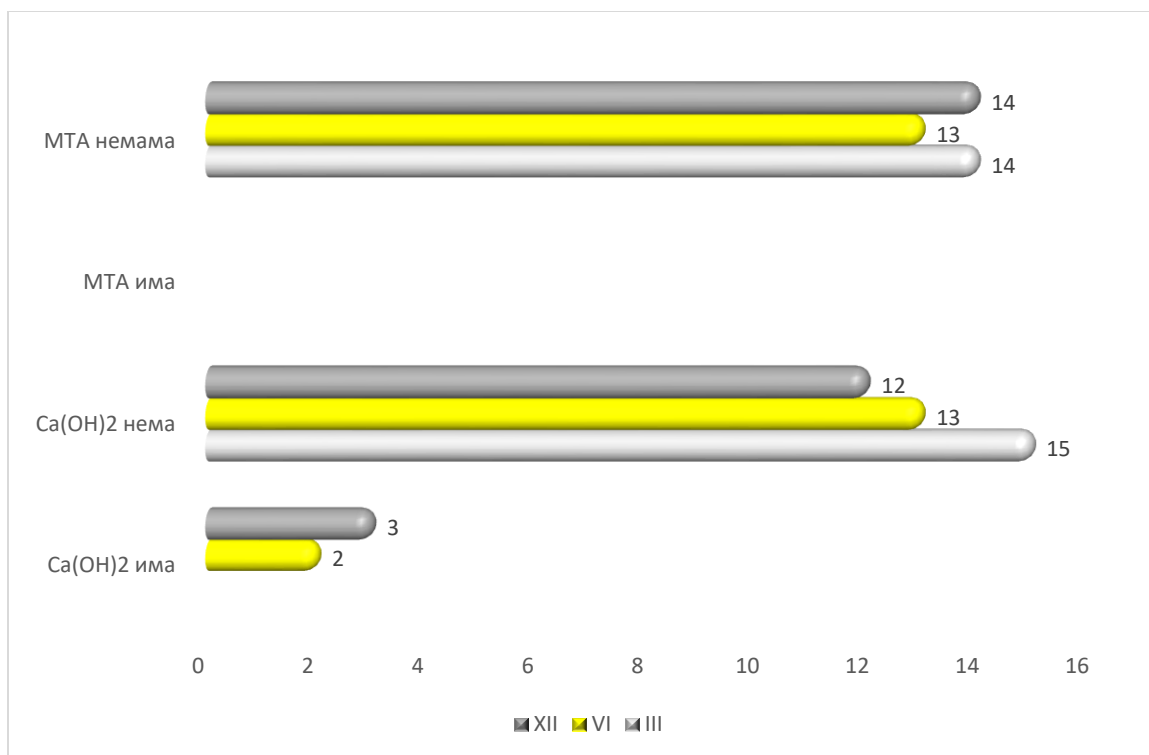
Табела број 5. Приказ на статус на оток

статус оток	конвенционален метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		има		нема		има		нема	
	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
Ca(OH) ₂	1	6,7	14	93,3	4	26,7	11	73,3	7	46,7	8	53,3
МТА	0		15	100,0	1	6,7	14	93,3	1	7,7	12	92,3
статус оток	ласерски метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		има		нема		има		нема	
	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
Ca(OH) ₂	0		15	100,0	2	13,3	13	86,7	3	20,0	12	80,0
МТА	0		14	100,0	0		13	100,0	0		14	100,0

*има/присутен оток

**нема/отсутен





Графикон број 3. Приказ на статус на оток: а. конвенционален метод, б. ласерски метод

При **конвенционалниот метод со Ca(OH)_2** , во третиот месец е регистрирана мобилност кај еден (6,7 %) пациент, во шестиот месец кај тројца (20,0 %) пациенти, а во дванаесеттиот месец е регистрирана мобилност кај седум пациенти (46,7 %) (речиси половина од пациентите). Процентуалната разлика помеѓу третиот (6,7 %) и дванаесеттиот месец (46,7 %) е сигнификантна за $p < 0,05$ (Difference test, $p = 0,0133$). Останатите процентуални разлики на статус на мобилност, кои се регистрираат кај пациентите, се несигнификантни за $p > 0,05$.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со мобилност и тоа помеѓу контролата во третиот наспроти шестиот месец од иследувањето за 200 %, а помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец регистрирано е темпото на пораст за 133 %.

При **конвенционалниот метод со МТА** агенсот во третиот и шестиот месец не е регистрирана мобилност, а во дванаесеттиот месец регистрирана е мобилност само кај еден пациент (7,1 %).

При **ласерскиот метод со Ca(OH)_2** во третиот месец не е регистрирана мобилност. Во шестиот месец е регистрирана мобилност кај тројца (20,0 %) пациенти и кај пет (33,3 %) пациенти во дванаесеттиот месец. Процентуалната разлика помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец кај ласерскиот метод со Ca(OH)_2 е несигнификантна за $p > 0,05$.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со мобилност помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец за 67 %.

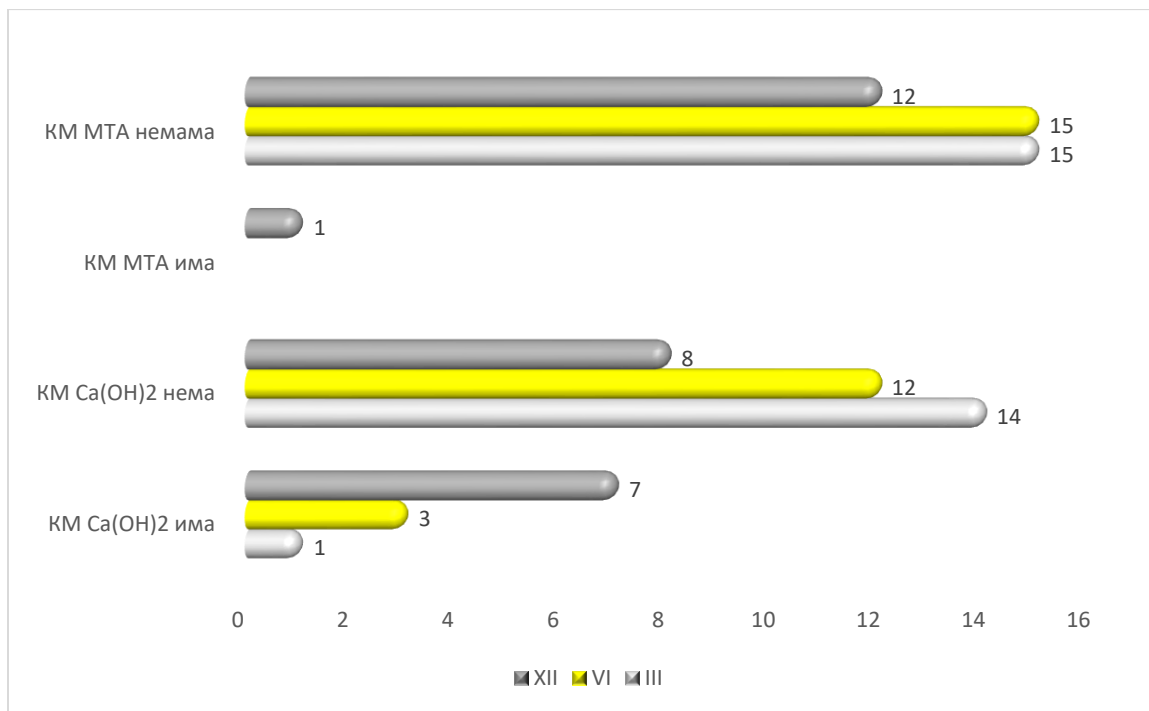
При **ласерскиот метод со МТА** на контролата во третиот и шестиот месец не е регистрирана мобилност, а само на контролата во дванаесеттиот месец регистрирана е мобилност кај еден (7,1 %) пациент (табела бр. 6 и графикон бр. 4 а, б).

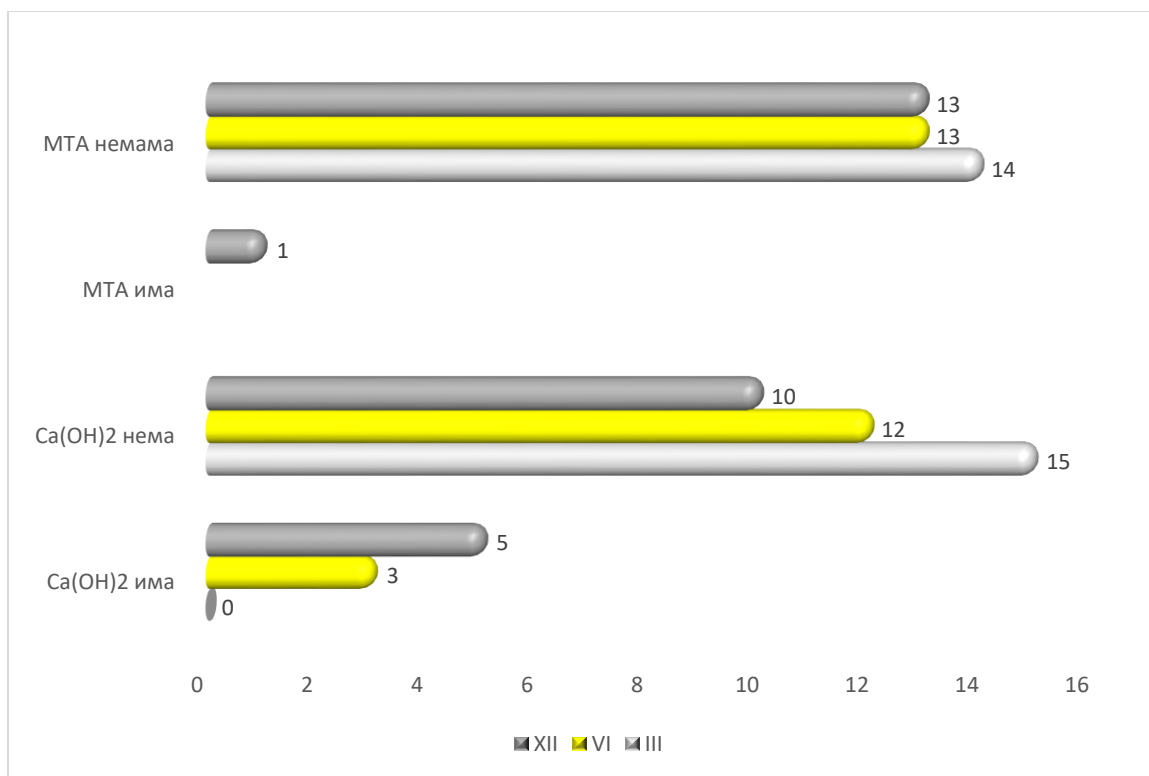
Табела број 6. Приказ на статус на мобилност

статус на мобилност	конвенционален метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		Има		нема		има		нема	
	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
Ca(OH) ₂	1	6,7	14	93,3	3	20,0	12	80,0	7	46,7	8	53,3
MTA	0		15	100,0	0		15	100,0	1	7,7	12	92,3
статус на мобилност	ласерски метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		Има		нема		има		нема	
	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
Ca(OH) ₂	0		15	100,0	3	20,0	12	80,0	5	33,3	10	66,7
MTA	0		14	100,0	0		13	100,0	1	7,	13	92,9

*има /присутно

**нема/отсутно





Графикон број 4. Приказ на статус на мобилност: а. конвенционален метод, б. ласерски метод

5.2. Рендген параметри

При **конвенционалниот метод со Ca(OH)₂** агенсот, во третиот месец е регистрирана предвремена ексфолијација кај еден (6,7 %) пациент. Во шестиот месец присутна е предвремена ексфолијација кај тројца (20,0 %) пациенти, а во дванаесеттиот месец кај пет (33,3 %) пациенти. Процентуалната разлика која се регистрира кај пациентите во однос на предвремената ексфолијација со Ca(OH)₂ е неситнификантна за $p > 0,05$.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со предвремена ексфолијација и тоа помеѓу контролата во третиот и шестиот месец за 200 %, а помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец за 67 %.

При **конвенционалниот метод со MTA** регистрирана е предвремена ексфолијација во третиот месец кај еден (6,7 %) пациент. Во шестиот и дванаесеттиот месец присутна е предвремена ексфолијација кај тројца (20,0 % и 23,1 %) пациенти. Процентуалната разлика која е регистрирана кај пациентите во однос на предвремената ексфолијација е неситнификантна за $p > 0,05$.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со мобилност и тоа помеѓу третиот и шестиот месец за 200 %.

При **ласерскиот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$** агенсот регистрирана е предвремена ексфолијација кај еден пациент (6,7 %) во третиот месец, кај двајца (13,3 %) пациенти во шестиот месец и кај тројца (20,0 %) пациенти во дванаесеттиот месец. Процентуалните разлики кои се регистрираат кај пациентите се несигнификантни за $p > 0,05$.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со предвремена ексфолијација и тоа помеѓу контролата во третиот наспроти шестиот месец за 100 %, а помеѓу шестиот наспроти дванаесеттиот месец за 50 %.

При **ласерскиот метод со МТА** агенсот во текот на контролата во третиот и шестиот месец не е регистрирана предвремена ексфолијација. Во дванаесеттиот месец регистрирана е ексфолијација кај двајца (14,3 %) пациенти (табела бр. 7 и графикон бр. 5 а, б).

Табела број 7. Приказ на статус на предвремена ексфолијација

статус на предвремена ексфолијација	конвенционален метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		Има		нема		има		нема	
	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
$\text{Ca}(\text{OH})_2$	1	6,7	14	93,3	3	20,0	12	80,0	5	33,3	10	66,7
МТА	1	6,7	14	93,3	3	20,0	12	80,	3	23,1	10	76,9
статус на предвремена ексфолијација	ласерски метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		Има		нема		има		нема	
	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
$\text{Ca}(\text{OH})_2$	1	6,7	14	93,3	2	13,3	13	86,7	3	20,0	12	80,0
МТА	0		14	100,0	0		13	100,0	2	14,3	12	85,7

*има/присутна

*нема/отсутна



Графикон број 5. Приказ на статус на предвремена ексфолијација
а. конвенционален метод, б. ласерски метод

При **конвенционалниот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$** регистрирано е проширување на периодонталниот лигамент во третиот месец кај еден (6,7 %) пациент. Во шестиот месец кај тројца (20,0 %), а во дванаесеттиот месец кај пет (33,3 %) пациенти. Процентуалната разлика која е регистрирана кај пациентите во однос на проширувањето на периодонталниот лигамент кај оваа група е несигнификантна за $p > 0,05$.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со проширување на периодонталниот лигамент и тоа помеѓу контролата во третиот наспроти шестиот месец за 200 %, а помеѓу шестиот наспроти дванаесеттиот месец регистрирано е темпото на пораст е за 67 %.

При **конвенционалниот метод со МТА** регистрирано е проширување на периодонталниот лигамент во третиот месец кај еден (6,7 %) пациент. Во шестиот месец присутно е проширување на периодонталниот лигамент кај тројца (20,0 %) пациенти, а во дванаесеттиот месец кај пет (23,1 %) пациенти. Процентуалната разлика која е регистрирана кај пациентите во однос на проширувањето на периодонталниот лигамент е несигнификантна за $p > 0,05$.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со проширување на периодонталниот лигамент и тоа помеѓу контролата во третиот наспроти шестиот месец за 200 %.

Кај **ласерскиот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$** агенсот регистрирано е проширување на периодонталниот лигамент кај еден пациент (6,7 %) во третиот месец, кај двајца (13,3 %) пациенти во шестиот месец и кај тројца (20,0 %) пациенти во дванаесетиот месец. Процентуалната разлика која е регистрирана кај пациентите во однос на проширување на периодонталниот лигамент помеѓу контролите во третиот наспроти дванаесетиот месец е несигнификантна за $p > 0,05$.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со проширување на периодонталниот лигамент и тоа помеѓу контролата во третиот наспроти шестиот месец за 100 %, а помеѓу шестиот наспроти дванаесетиот месец регистрирано е темпо на пораст за 150 %.

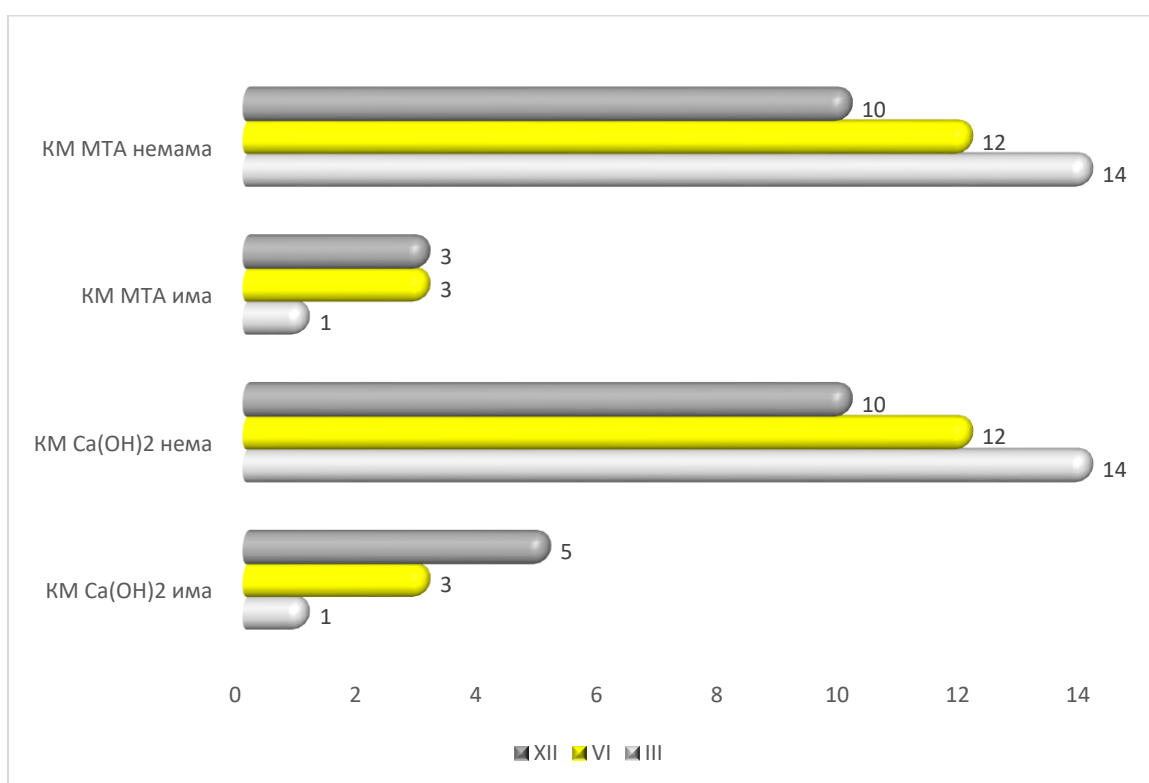
При **ласерскиот метод со МТА** во текот на контролата во третиот и шестиот месец не е регистрирано проширување на периодонталниот лигамент. Во дванаесеттиот месец регистрирано е проширување на периодонталниот лигамент кај двајца (14,3 %) пациенти (табела бр. 8 и графикон бр. 6 а, б).

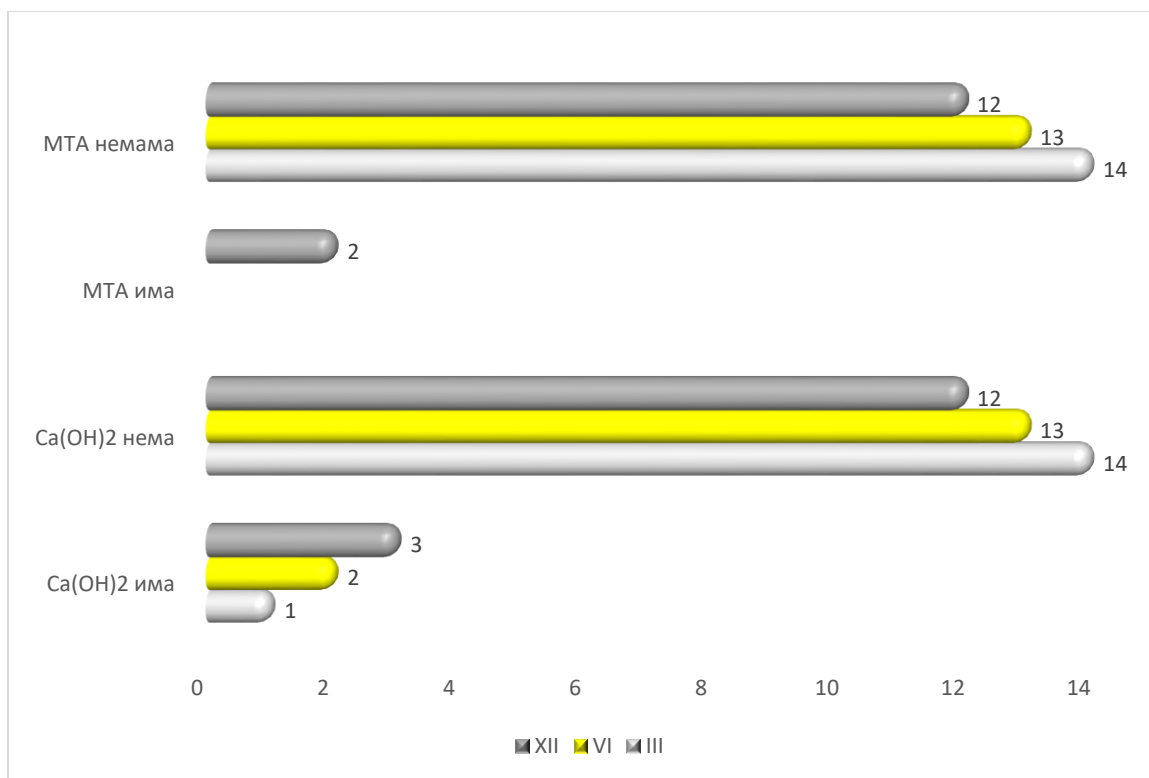
Табела број 8. Приказ на проширување на периодонталниот лигамент

проширување на периодонталниот лигамент	конвенционален метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		има		нема		има		нема	
	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
Ca(OH) ₂	1	6,7	14	93,3	3	20,0	12	80,0	5	33,3	10	66,7
МТА	1	6,7	14	93,3	3	20,0	12	80,0	3	23,1	10	76,9
проширување на периодонталниот лигамент	ласерски метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		има		нема		има		нема	
	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
Ca(OH) ₂	1	6,7	14	93,3	2	13,3	13	86,7	3	20,0	12	80,0
МТА	0		14	100,0	0		13	100,0	2	14,3	12	85,7

*има/присутна

*нема/отсутна





Графикон број 6. Приказ на проширување на периодонталниот лигамент

а. конвенционален метод, б. ласерски метод

При **конвенционалниот метод со Ca(OH)_2** агенсот регистрирана е интерна/екстерна ресорпција во третиот месец кај двајца (13,3 %) пациенти. Во шестиот месец присутна е интерна/екстерна ресорпција кај тројца (20,0 %) пациенти, а во дванаесеттиот месец кај седум (46,7 %) пациенти. Процентуалната разлика која е регистрирана кај пациентите во однос на статус на интерна/екстерна ресорпција е сигнификантна помеѓу третиот наспроти дванаесеттиот месец за $p < 0.05$ (Difference test, $p = 0.0459$), останатите процентуални разлики се несигнификантни за $p > 0.05$ и се должат на случајност во нашиот примерок.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со интерна/екстерна ресорпција и тоа помеѓу контролата во третиот наспроти шестиот месец за 50 %, а помеѓу шестиот наспроти дванаесеттиот месец регистрирано е темпото на пораст за 133 %.

При **конвенционалниот метод со МТА** регистрирана е интерна/екстерна ресорпција во третиот месец кај еден (6,7 %) пациент. Во шестиот месец присутна е интерна/екстерна ресорпција кај тројца (20,0 %) пациенти, а во дванаесеттиот месец кај пет (38,5 %) пациенти. Процентуалната разлика која е регистрирана е сигнификантна помеѓу контролата во третиот наспроти дванаесеттиот месец за $p < 0.05$ (Difference test, $p = 0.0410$), останатите процентуални разлики се несигнификантни за $p > 0.05$, и се должат на случајност во нашиот примерок.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со интерна/екстерна ресорпција и тоа помеѓу контролата во третиот

наспроти шестиот месец за 100 %, а помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец регистрирано е темпото на пораст за 67 %.

При **ласерскиот метод со Ca(OH)_2** агентот регистрирана е интерна/екстерна ресорпција кај еден пациент (6,7 %) во третиот месец, кај тројца (20,0 %) пациенти во шестиот месец и кај шест (40,0 %) пациенти во дванаесеттиот месец. Процентуалната разлика која е регистрирана кај пациентите во однос на контролите помеѓу третиот и дванаесеттиот месец е сигнификантна за $p < 0,05$ (Difference test, $p = 0,0311$).

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст при интерна/екстерна ресорпција и тоа помеѓу контролата во третиот наспроти шестиот месец за 100 %, а помеѓу шестиот наспроти дванаесеттиот месец регистрирано е темпото на пораст за 150 %.

При **ласерскиот метод со МТА** во текот на контролите во третиот месец регистрирана е интерна/екстерна ресорпција кај еден пациент (7,1 %), во шестиот месец кај двајца (15,4 %) и во дванаесеттиот месец кај четворица (28,6 %) пациенти интерна/екстерна ресорпција. Процентуалната разлика која е регистрирана е неси́гнификантна за $p > 0,05$ (табела бр.9 и графикон бр. 7 а, б).

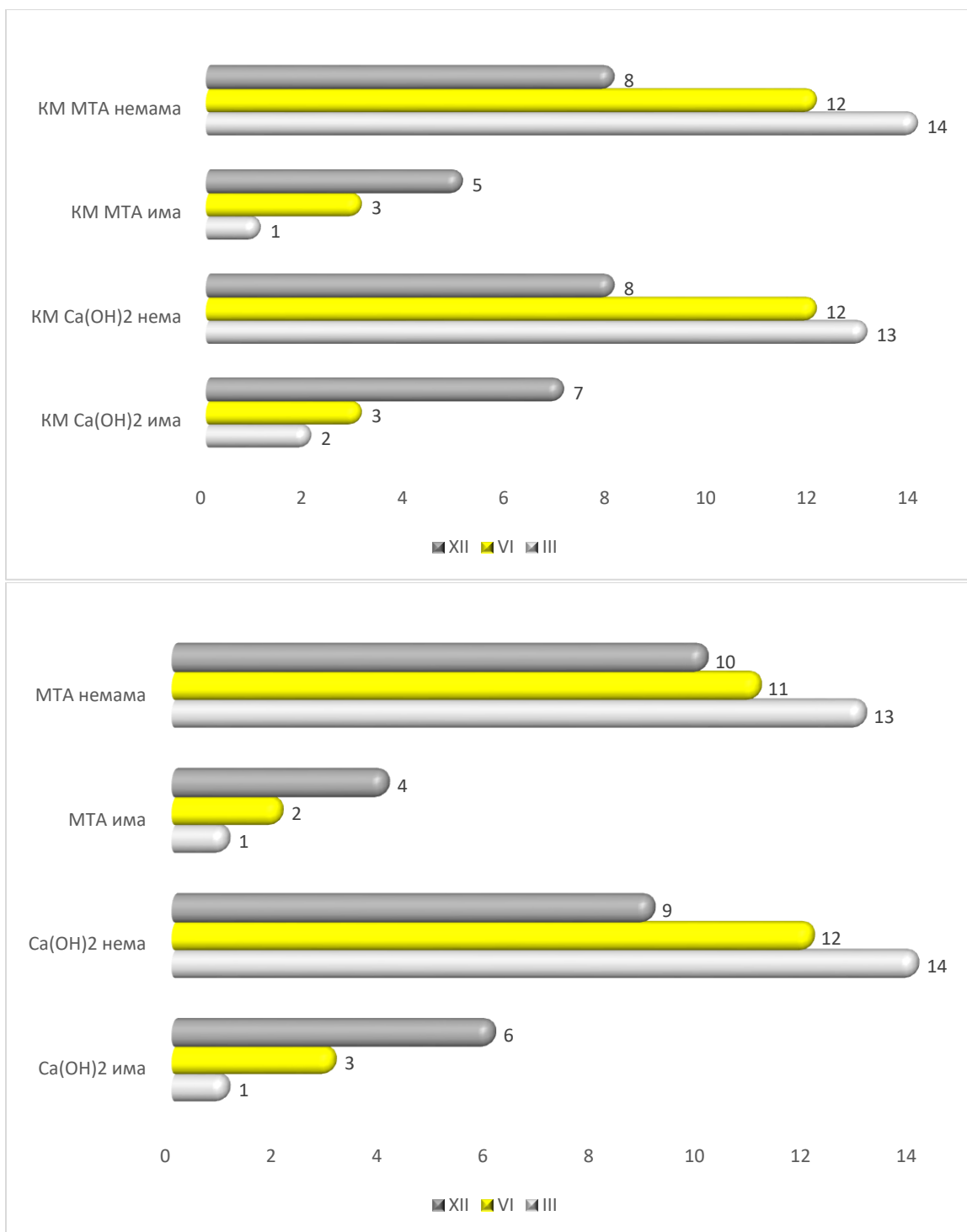
Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на интерна/екстерна ресорпција и тоа помеѓу контролата во третиот наспроти шестиот месец за 100 %, а помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец е регистрирано е темпото на пораст за 100 %.

Табела број 9. Приказ на статус на интерна/екстерна ресорпција

статус на интерна/екстерна ресорпција	конвенционален метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		има		нема		има		нема	
	број	%	Број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
Ca(OH)_2	2	13,3	13	86,7	3	20,0	12	80,0	7	46,7	8	53,3
МТА	1	6,7	14	93,3	3	20,0	12	80,0	5	38,5	8	61,5
статус на интерна/екстерна ресорпција	ласерски метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		има		нема		има		нема	
	број	%	Број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
Ca(OH)_2	1	6,7	14	93,3	3	20,0	12	80,0	6	40,0	9	60,0
МТА	1	7,1	13	92,9	2	15,4	11	84,6	4	28,6	10	71,4

*има/присутна

*нема/отсутна



Графикон број 7. Приказ на статус на интерна/екстерна ресорпција: а. конвенционален метод, б. ласерски метод

При **конвенционалниот метод со Ca(OH)₂**, регистрирано **епериапикално просветлување** во третиот месец кај двајца (13,3 %) пациенти.

Во шестиот месец присутно е периапикално просветлување кај пет (33,3 %), а во дванаесеттиот месец кај седум (46,7 %) пациенти. Процентуалната разлика која е регистрирана кај пациентите во однос на периапикалното просветлување е сигнификантна помеѓу третиот и дванаесеттиот месец за $p < 0,05$ (Difference test, $p = 0,0459$), останатите процентуални разлики се несигнификантни за $p > 0,05$, се должат на случајност во нашиот примерок.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со периапикално просветлување и тоа помеѓу контролата во третиот наспроти шестиот месец за 150 %, а помеѓу шестиот наспроти дванаесеттиот месец регистрирано е темпото на пораст за 40 %.

При **конвенционалниот метод со МТА** регистрирано е **периапикално просветлување** во третиот месец кај еден (6,7 %) пациент. Во шестиот месец присутно е периапикално просветлување кај двајца (15,4 %) , а во дванаесеттиот месец кај тројца (23,1 %) пациенти. Процентуалната разлика која е регистрирана е несигнификантна за $p > 0,05$ помеѓу регистрацијата во третиот наспроти шестиот месец Difference test, $p = 0,2403$, и $p = 0,6185$ во шестиот наспроти дванаесеттиот месец.

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на пациентите со периапикално просветлување и тоа помеѓу контролата во третиот наспроти шестиот месец за 100 %, а темпото на пораст помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец е за 50 %.

При **ласерскиот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$** регистрирано е периапикално просветлување кај еден пациент (6,7 %) во третиот месец, кај тројца (20,0 %) пациенти во шестиот месец и кај шест (40,0 %) пациенти во дванаесеттиот месец. Процентуалните разлики кои се регистрираат кај пациентите, помеѓу третиот наспроти дванаесеттиот месец е сигнификантен за $p < 0,05$ (Difference test, $p = 0,0311$).

Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на периапикално просветлување и тоа помеѓу контролата во третиот наспроти шестиот месец за 200 %, а помеѓу контролите во шестиот и дванаесеттиот месец регистрирано е темпото на пораст за 100 %.

При **ласерскиот метод со МТА** во текот на контролата во третиот месец регистрирано е периапикално просветлување кај еден пациент (7,1 %), во шестиот месец кај двајца (15,4 %) пациенти и во дванаесеттиот месец кај четворица (28,6 %) пациенти.. Процентуалната разлика која е регистрирана е несигнификантна за $p > 0,05$ (табела бр. 10 и графикон бр. 8 а, б).

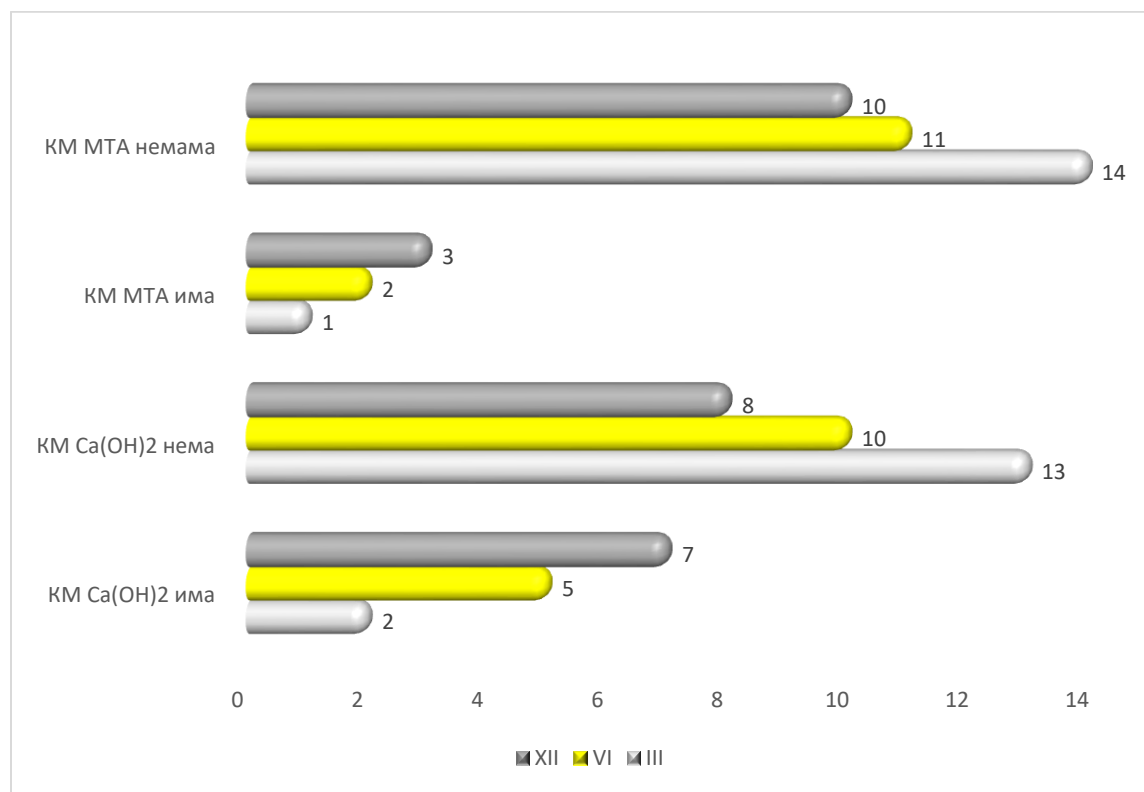
Според индексот на динамиката регистрирано е темпото на пораст на периапикално просветлување и тоа помеѓу контролата во третиот наспроти шестиот месец за 100 %, а помеѓу шестиот наспроти дванаесеттиот месец регистрирано е темпото на пораст за 100 %.

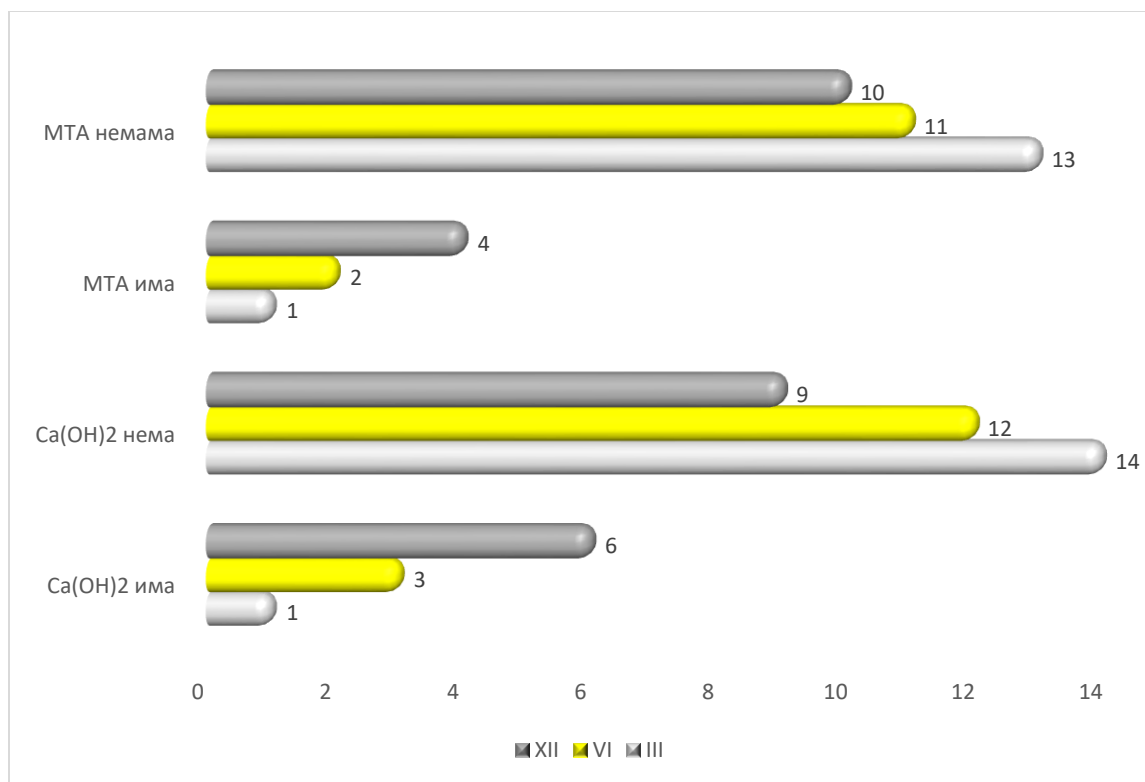
Табела број 10. *Приказ на периапикално просветлување*

Периапикално просветлување	конвенционален метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		има		нема		има		нема	
	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
Ca(OH) ₂	2	13,3	13	86,7	5	33,3	10	66,7	7	46,7	8	53,3
МТА	1	6,7	14	93,3	2	15,4	11	84,6	3	23,1	10	76,9
периапикално просветлување	ласерски метод											
	III м.				VI м.				XII м.			
	има*		нема**		има		нема		има		нема	
	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%	број	%
Ca(OH) ₂	1	6,7	14	93,3	3	20,0	12	80,0	6	40,0	9	60,0
МТА	1	7,1	13	92,9	2	15,4	11	84,6	4	28,6	10	71,4

*има/присутна

**нема/отсутна





Графикон број 8. Приказ на периапикално просветлување: а. конвенционален метод, б. ласерски метод

Добиените пропорционални вредности во временските интервали од три, шест и дванаесет месеци беа споредувани и анализирани со **Fisher exact p, one-tailed test**. Статистичкото значење беше пресметано за $p < 0,05$.

Во третиот месец, кај **конвенционалниот метод**, според **клиничките параметри**, за процена беа достапни 30 заби .

Табела број 11. Приказ на **конвенционалниот метод** со двата пулпотомиски агенса

време клинички парметри	конвенционален/ Ca(OH) ₂		конвенционален / МТА		p
	успех	неуспех	успех	неуспех	
III месец	14/93,3 %	1/6,7 %	15/100 %	0	
VI месец	11/73,3 %	4/26,7 %	14/93,3 %	1/6,7 %	0,141644
XII месец	8/53,3 %	7/46,7 %	12/92,%	1/7,7 %	0,01324

* Fisher exact p, one-tailed; $p < 0,05$

Во третиот месец, при конвенционалниот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ беше регистрирана стапка на успех од 93,3 %. според клиничките параметри, кај овој метод со пулпотомиски агенс $\text{Ca}(\text{OH})_2$ беше регистриран само еден неуспех. При конвенционалниот метод со МТА агенс беше регистрирана стапка на успех од 100,0 %, според клиничките параметри кај овој метод со пулпотомиски агенс МТА не е регистриран неуспех.

Во шестиот месец, 30 заби беа достапни за процена. При конвенционалниот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ агенсот, се покажа стапка на успех од 73,3 % и стапка на неуспех кај четворица пациенти, во однос на МТА што покажа успех од 93,3 % и стапка на неуспех кај еден пациент, разликата е статистички несигнификантна ($p = 0,141644$).

Во дванаесеттиот месец, 28 заби беа достапни за процена, од кои 15 заби беа третирани со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ агенсот и 13 со МТА пулпотомиски агенс.

При контролата во дванаесеттиот месец кај конвенционалниот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ успехот беше 53,3 %, а со МТА агенсот успехот е 92,3 %. Кај конвенционалниот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ забележан е неуспех кај седум примероци, а со МТА агенсот неуспех беше регистриран кај еден примерок, и разликата е статистички сигнификантна ($p = 0,01324$).

При конвенционалниот метод со двата пулпотомиски агенса, според **клиничките параметри**, со анализата на индексот на динамиката беше регистрирано темпото на опаѓање на успехот. И тоа кај конвенционалниот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ констатирано беше темпо на опаѓање за 21 % помеѓу третиот и шестиот месец, а помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец темпото на опаѓање е за 27 %, и поголемо темпо на опаѓање за 43 % е забележано помеѓу третиот и дванаесеттиот месец. Кај конвенционалниот метод со МТА агенсот беше забележано темпо на опаѓање за 6 % помеѓу третиот и шестиот месец, а помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец успехот остана непроменет (93,3 %).

Во третиот месец, кај **конвенционалниот метод**, според **рендген параметрите**, со двата пулпотомиски агенса 30 заби беа достапни за процена.

Табела број 12. Приказ на **конвенционалниот метод со двата пулпотомиски агенса**

време рендген параметри	конвенционален/ $\text{Ca}(\text{OH})_2$		конвенционален / МТА		p
	успех	неуспех	успех	неуспех	
III месец	13/86,7 %	2/13,3 %	14/ 93,3 %	1/6,7 %	0,5648
VI месец	11/73,3 %	4/26,7 %	12/ 80,0 %	3/20,0 %	0,6645
XII месец	9/60,0 %	6/40,0	9/69,2 %	4/30,8 %	0,4197

* Fisher exact p, one-tailed; p < 0,05

Во третиот месец, при конвенционалниот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ беше регистрирана стапка на успех од 86,7, и два неуспеха. При конвенционалниот метод со МТА агентот беше регистрирана стапка на успех од 93,3 %, и еден неуспех. Разликата е статистички несигнификантна (p = 0,5648).

Во шестиот месец, 30 заби беа достапни за проценка. При конвенционалниот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ агентот, се покажа стапка на успех од 73,3 % и стапка на неуспех кај четири примероци, во однос на МТА што покажа успех од 80,0 % и стапка на неуспех кај три примероци, разликата статистички е несигнификантна (p = 0,6645).

Во дванаесеттиот месец, 28 заби беа достапни за проценка, од кои 15 заби беа третирани со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ агентот и 13 беа третирани со МТА пулпотомиски агент. При контролата во дванаесеттиот месец кај конвенционалниот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ агентот успехот беше 60,0 %, а со МТА агентот успехот беше 70,0 %. Кај конвенционалниот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ беше забележан неуспех кај шест, а со МТА агентот кај четири примероци, и разликата е статистички несигнификантна (p = 0,4197).

При конвенционалниот метод со двата пулпотомиски агенса, според **рендген** параметрите и анализата на индексот на динамиката беше регистрирано темпото на опаѓање на успехот. И тоа кај конвенционалниот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ забележано е темпо на опаѓање за 15 % помеѓу третиот и шестиот месец, а помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец за 18 % и поголемо темпо на опаѓање за 31 % забележано е помеѓу третиот и дванаесеттиот месец. Кај конвенционалниот метод со МТА агентот забележано е темпо на опаѓање на успехот за 14 % помеѓу третиот и шестиот месец, а помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец забележано е темпо на опаѓање на успехот за 25 % (табела бр. 12).

Табела број 13. Приказ на **ласерскиот метод со двата пулпотомиски агенса**

време/клинички параметри	ласер / $\text{Ca}(\text{OH})_2$		ласер / МТА		P
	успех	неуспех	успех	неуспех	
III месец	15/100 %	0	14/100 %	0	
VI месец	13 /86,7 %	2/13,3 %	13/100 %	0	
XII месец	11/ 73,3 %	4/1,7 %	13/92,9 %	1/7,1 %	0,1626

* Fisher exact p, one-tailed; p < 0,05

Во третиот месец, кај **ласерскиот метод** 29 заби беа достапни за процена, според **клиничките параметри**, од кои 15 со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и 14 со МТА агенс и притоа забележан е 100 % успех.

Во шестиот месец, 28 заби беа достапни за процена, од кои 15 со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и 13 со МТА материјалот. Успехот во двете групи е 100,0 %.

Анализата на резултатите од шестиот месец по спроведениот третман со методот на ласер и употребата на средството $\text{Ca}(\text{OH})_2$ дадоа стапка на успех од 86,7 % и два неуспеха, додека, пак, методот на ласер со МТА покажа стапка на успех како во првиот месец од 100 %.

Во дванаесеттиот месец, 29 заби беа достапни за процена, од кои 15 со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ медиумот и 14 со МТА агенс.

При контролниот преглед во дванаесеттиот месец од иследувањето кај ласерскиот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$, според клиничките параметри, беше забележана **е** стапка на успех од 73,3 %, а со МТА агенсот од 92,9 %. Кај ласерскиот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ забележан е неуспех кај 4 примероци, а со МТА агенсот неуспех е регистриран кај примерок, и разликата е статистички несигнификантна ($p = 0,1626$).

При ласерскиот метод со двата пулпотомиски агенса, според клиничките параметри, при пресметувањето на индексот на динамиката регистрирано е темпото на опаѓање на успехот (особено кај групата со $\text{Ca}(\text{OH})_2$). Кај ласерскиот метод со МТА агенсот не е забележано темпото на опаѓање на успехот.

Во третиот месец, кај **ласерскиот метод**, според **рендген параметрите**, со двата пулпотомиски агенса 29 заби беа достапни за процена.

Табела број 14. *Приказ на ласерскиот метод со двата пулпотомиски агенса*

време/ рендген параметри	ласер / $\text{Ca}(\text{OH})_2$		ласер / МТА		Р
	успех	неуспех	успех	неуспех	
III месец	14/93,3 %	1/67 %	13/92,9 %	1/ 7,1 %	0,9661
VI месец	12/80,0 %	3/20,0 %	11/84,6 %	2/ 15,4 %	0,7513
XII месец	10/ 66,7 %	5/32,3 %	11/78,6 %	3/21,4 %	0,4735

* Fisher exact p, one-tailed; $p < 0,05$

При ласерскиот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$, во третиот месец беше регистрирана стапка на успех од 93,3 % и еден неуспех. При ласерскиот метод со МТА агенсот беше регистрирана стапка на успех од 92,9 %, според рендген параметрите. и кај овој метод регистриран е и еден неуспех. Разликата статистички е несигнификантна ($p = 0,9661$).

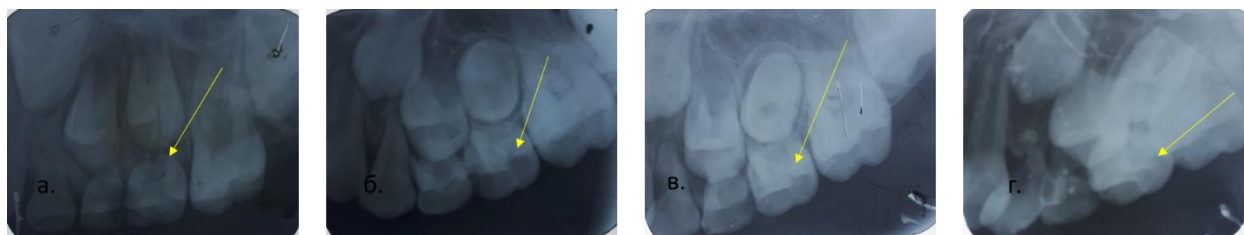
Во шестиот месец, 28 заби беа достапни за проценка. При ласерскиот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ агентот, се покажа стапка на успех од 80,0 % и стапка на три неуспеси, во однос на МТА што покажа успех од 84,6 % и стапка од два неуспеха, разликата статистички е несигнификантна ($p = 0,7513$).

Во дванаесеттиот месец, 29 заби беа достапни за проценка, од кои 15 беа третирани со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ агентот и 14 со МТА пулпотомиски агент, според рендген параметрите.

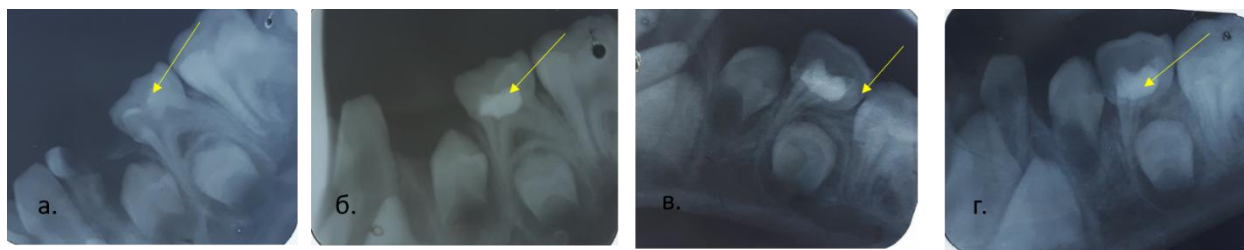
Во контролата во дванаесеттиот месец кај ласерскиот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ агентот успехот беше 66,7 %, а со МТА агентот 78,6 %. Кај ласерскиот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ забележан е неуспех кај 5, а со МТА агентот беше регистриран неуспех кај 3 примероци, и разликата е статистички несигнификантна ($p = 0,4735$) (табела бр.10).

Кај ласерскиот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ според индексот на динамиката беше забележано поголемо темпо на опаѓање за 13 % помеѓу третиот и шестиот месец, 27 % помеѓу третиот и дванаесеттиот месец, а помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец темпото на опаѓање беше за 15 %. Кај ласерскиот метод со МТА агентот беше забележано темпо на опаѓање за 7 % според клиничките параметри.

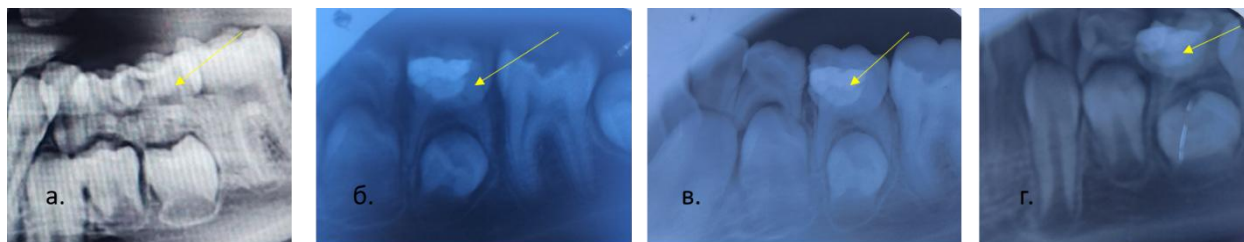
При ласерскиот метод со двата пулпотомиски агенса, според рендген параметрите, бешерегистрирано темпото на опаѓање на успехот. И тоа кај ласерскиот метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ беше забележано темпо на опаѓање за 14 % помеѓу третиот и шестиот месец, а помеѓу шестиот и дванаесеттиот месец темпото на опаѓање е за 17 % и поголемо темпо на опаѓање за 29 % се забележува помеѓу третиот и дванаесеттиот месец. Кај ласерскиот метод со МТА агентот беше забележано темпо на опаѓање за 15 % (табела бр. 10).



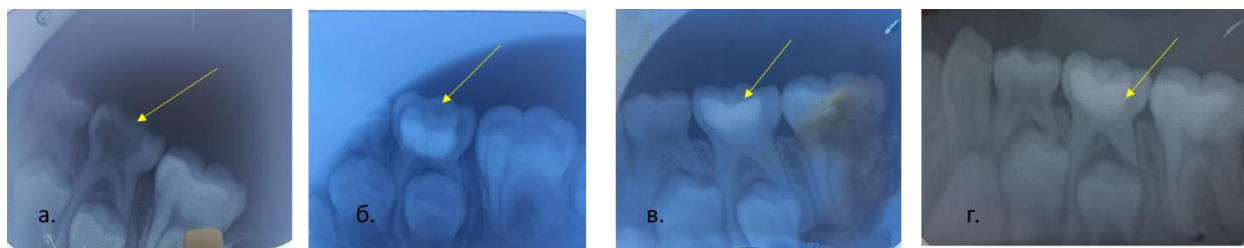
Слика број 13. Ртг слики; конвенционален метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$: а. пред иследувањето; б. трет месец; в. шести месец; г. дванаесетти месец од иследувањето.



Слика број 13. Ртг -слики; ласерски метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$: а. пред иследувањето; б. трет месец; в. шести месец; г. дванаесетти месец од иследувањето.



Слика број 13. Ртг слики; конвенционална метода со МТА: а. Пред иследувањето; б. трет месец; в. шести месец; г. дванаесетти месец од иследувањето.



Слика број 13. Ртг -слики; ласерски метод со МТА: а. пред иследувањето; б. трет месец; в. шести месец; г. дванаесетти месец од иследувањето.

5.3. Микрокомпјутерска томографија и хистоморфометриска анализа

Микрокомпјутерската томографија (μCT) беше користена за процена на влијанието на сегментацијата врз дефинираниот регион од интерес (ROI). Примероците беа сегментирани, а нивниот вкупен волумен беше евидентиран при резолуции од 5, 10 и 20 μm . Сегментацијата беше извршена со помош на протоколот на СТАп (верзија 1.15.4.0; Bruker, Kontich, Белгија), кој користи адаптивна прагова анализа (adaptive thresholding).

По сегментацијата со СТАп, беше пресметана порозноста на секој материјал. За разлика од волуменот, порозноста на материјалите се намалуваше со зголемување на големината на вокселот.

Беа изработени 3D модели кои ја претставуваат порозноста на секој материјал при резолуции од 5, 10 и 20 μm , при што колор мапата го прикажува степенот на дебелина (во mm).

По направената микрокомпјутерска томографија се покажа формирање на цврсто дентално ткиво, односно формирање на репараторен дентин од страната на радикуларното пулпно експонирано ткиво, а соодносот помеѓу вкупниот волумен на дентин и волуменот на формираниот репараторен дентин кај двете групи третирани со МТА пулпотомиски агенс беше забележан повисок, наспроти групите третирани со Ca(OH)_2 агенсот.

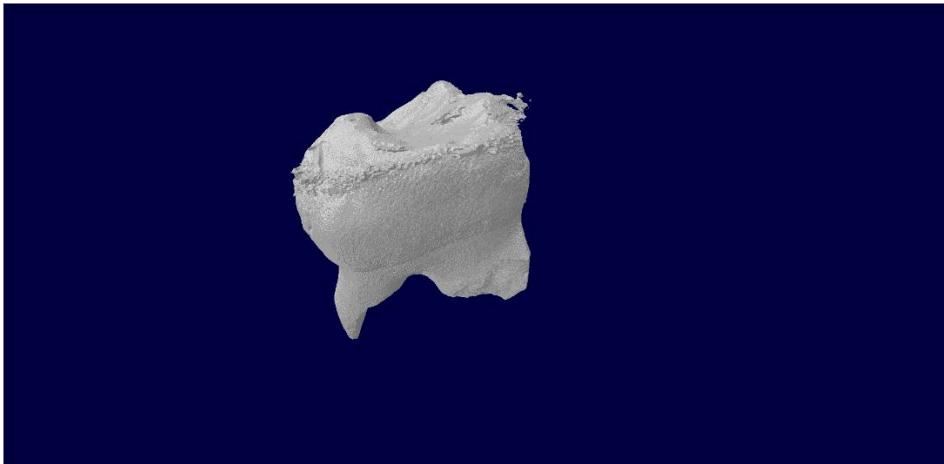
Табела број 15. Регион од интерес (ROI) и волумен на формираниот дентински мост (дебелина на дентински мост)

примероци		пресеци		опсег на должина	праго вен опсег	дентин ски мост
конвенционална + Ca(OH)_2	пулпно ткиво	395-559	165 пресеци	5.161-7.304	2-10	433-455
	Ca(OH)_2	395-559		5.161-7.304	11-24	
	композит	395-559		5.161-7.304	56-168	
	дентин	395-559		5.161-7.304	21-138	
конвенционална+ МТА	пулпно ткиво	559-771	213 пресеци	7.304-10.074	0-17	610-616
	МТА	559-771		7.304-10.074	60-255	
	композит	559-771		7.304-10.074	71-133	
	гласјономер цемент	559-771		7.304-10.074	7-40	
	дентин	559-771		7.304-10.074	15-60	
ласер + Ca(OH)_2	пулпно ткиво	1100-1312	297 пресеци	14.373-18.241	0-7	1183-1194
	Ca(OH)_2	1126-1396		14.713-18.241	11-24	
	композит	1325-1396		17.313-18.241	56-168	
	дентин	1100-1396		14.373-18.241	13-66	
ласер + МТА	пулпно ткиво	935-1211	277 пресеци	12.217-15.823	0-17	1050-1058
	МТА	935-1211		12.217-15.823	60-255	
	композит	935-1211		12.217-15.823	71-133	
	гласјономер цемент	935-1211		12.217-15.823	7-40	
	дентин	935-1211		12.217-15.823	13-66	

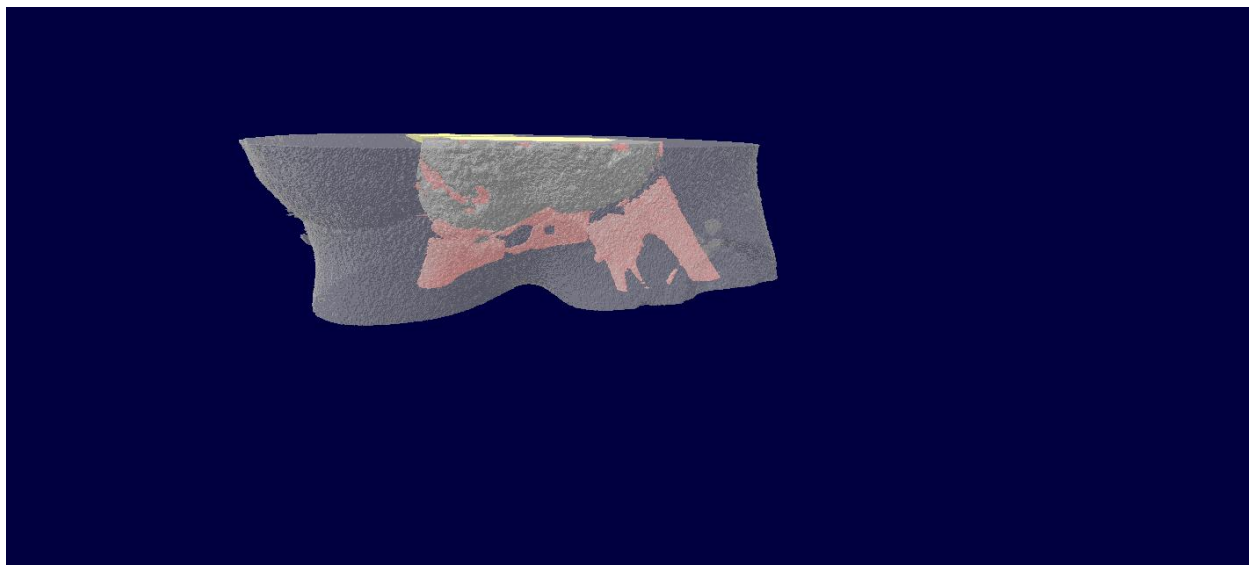
Вкупниот волумен на формираниот дентински мост изнесуваше: 610-616 кај групата третирана со МТА и конвенционален метод, 1050-1058 кај групата со МТА и ласер, 433- 455 кај групата со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и конвенционален метод, и 1183-1194 кај групата третирана со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и ласер.

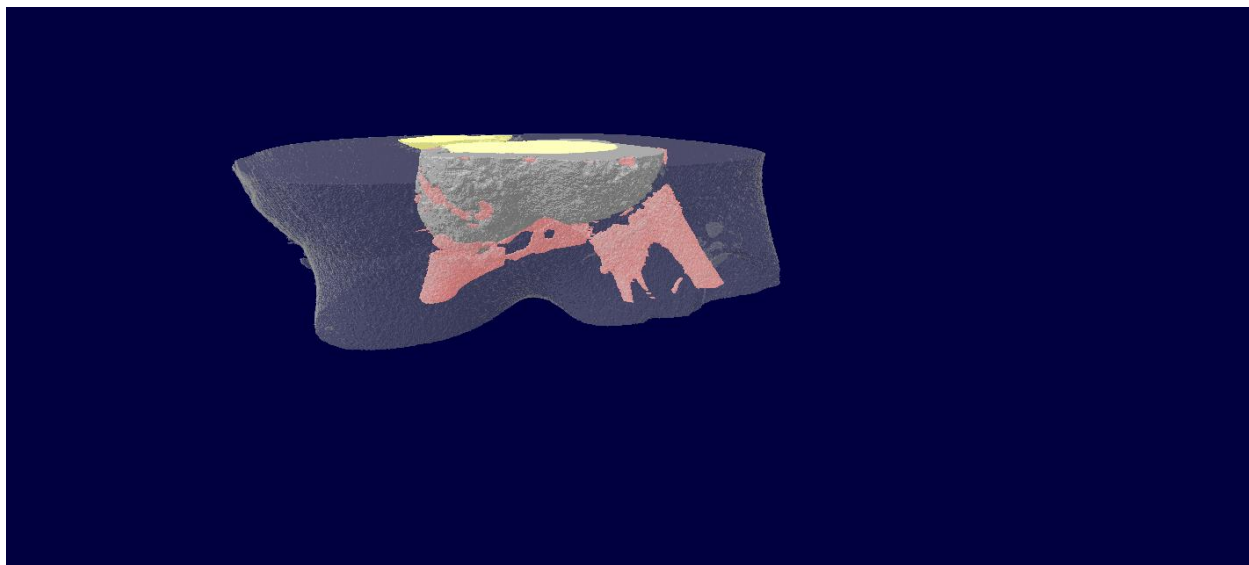
На хистоморфолошката анализа кај пулпотомираните заби третирани со МТА и $\text{Ca}(\text{OH})_2$ е забележано формирање на минерализиран репараторен дентински мост.

Репараторен дентин беше забележан од страна на пулпното ткиво, како и во соседните области, во близина на постојниот дентин. Пулпното ткиво под формираниот репараторен дентин покажа морфолошки карактеристики слични на нормалното пулпно ткиво. Кај двата метода на пулпотомија со МТА агенсот, на хистолошка евалуација покажа формирање на дентински мост со намалена дилатација на крвните садови и слаба инфилтрација на воспалителни клетки.

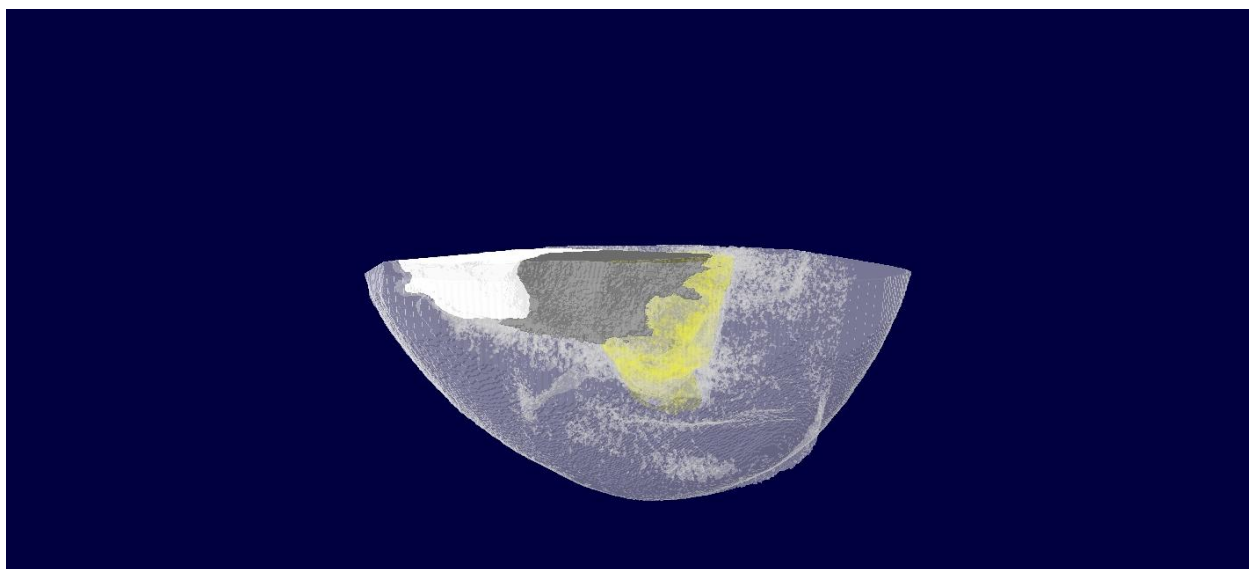


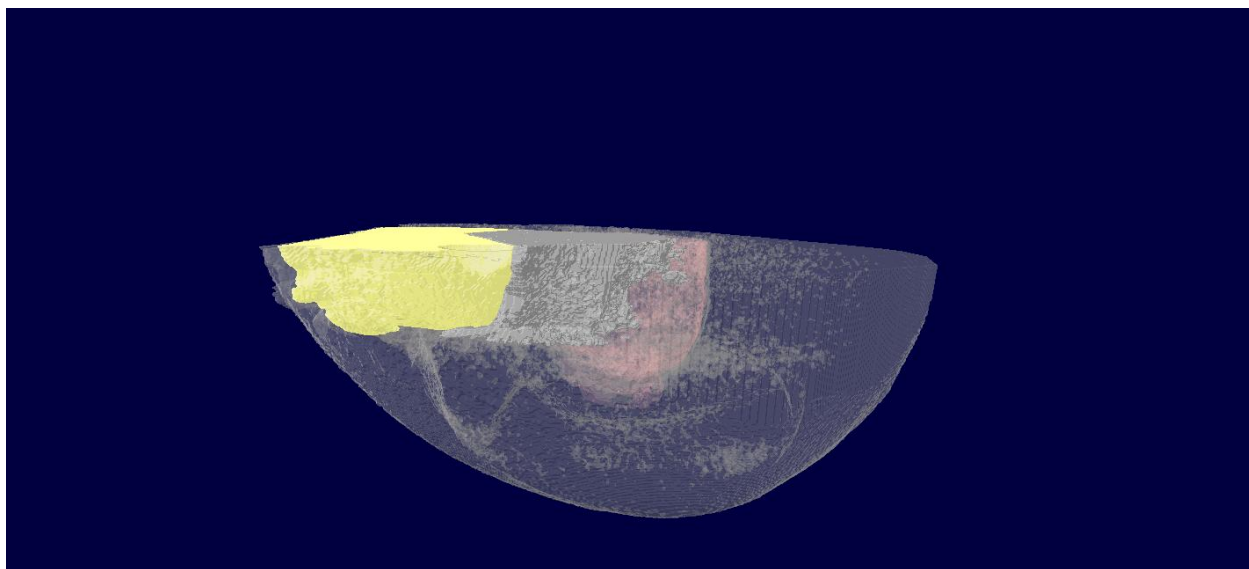
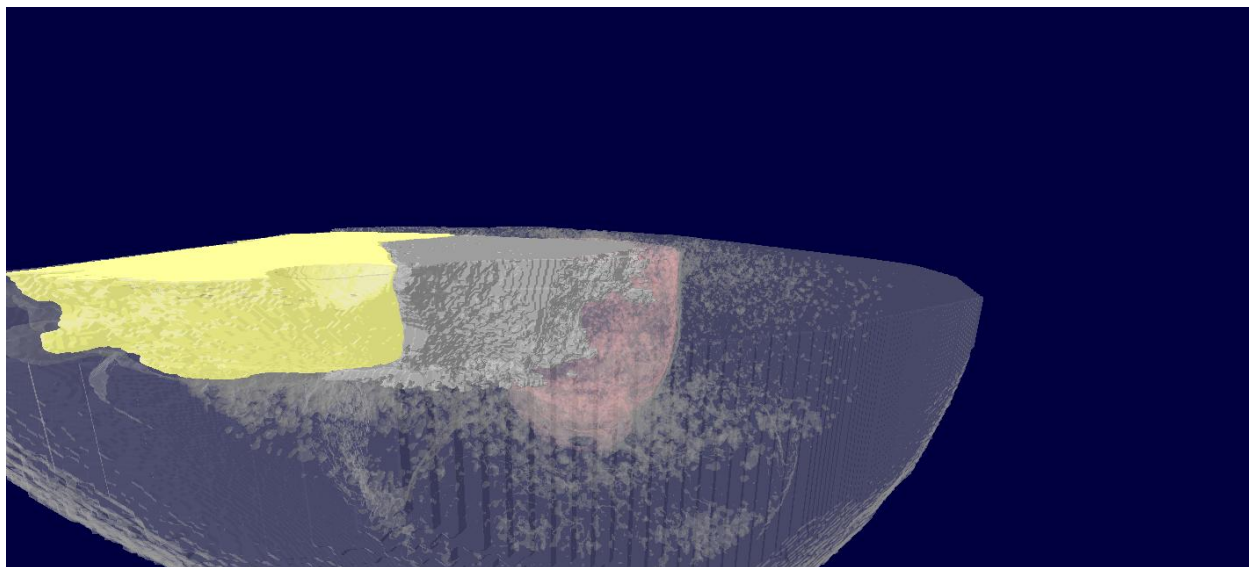
Слика број 13. 3D модел без сегментација.





а. Конвенционален метод со МТА

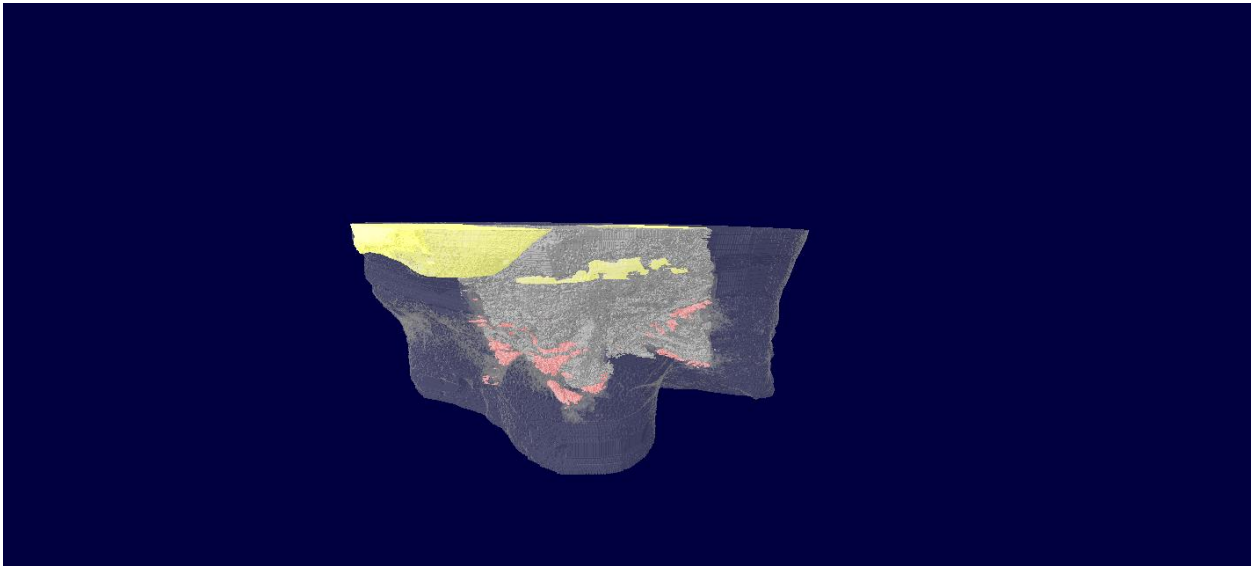




б. Конвенционален метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$



в. Ласерски метод со МТА



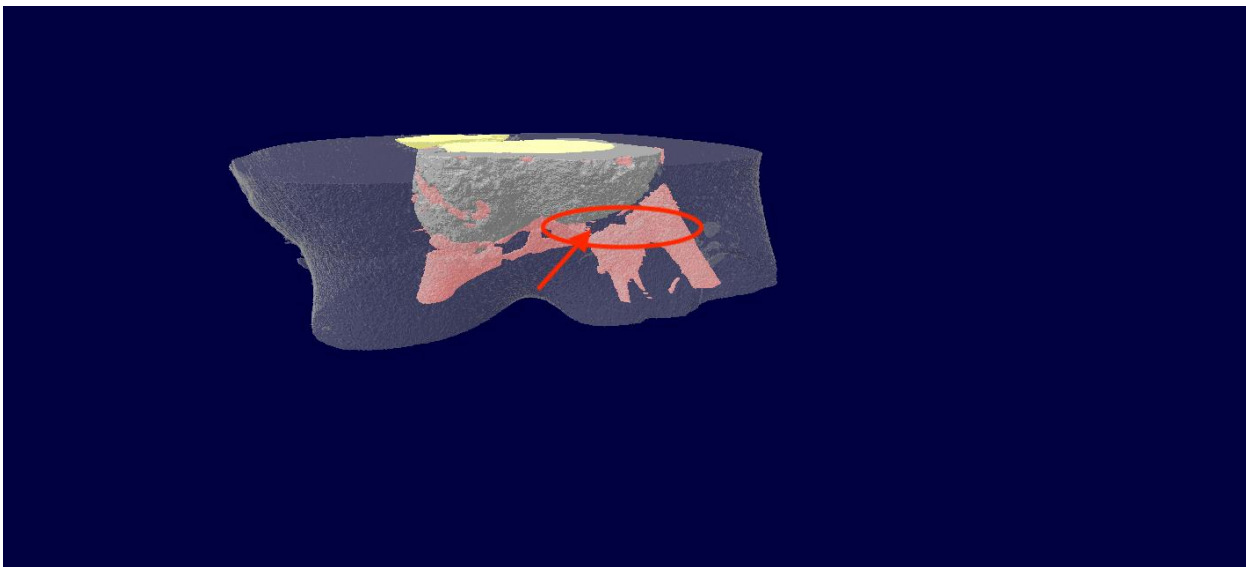
г. Ласерски метод со $\text{Ca}(\text{OH})_2$

Слика број 14. (3D модел со сегментација на ROI) ВМР - рендерирани 2д слики (а, б, в, г)

Резултатите од микрокомпјутерската томографија беа визуелизирани во тридимензионален приказ, а квантитативната анализа на формираното тврдо ткиво беше спроведена со помош на специјализиран со микрокомпјутеризиран томографски (μCT) софтвер. Во оваа студија, соодносот помеѓу вкупниот волумен на дентин и волуменот на ткивото беше анализиран врз основа на пресметка на волуменот на минерализираното ткиво со слична густина на хидроксиапатит и вкупниот волумен на интерес. Беше селектиран волуменот од интерес што го опфаќаше регионот на експонираното пулпно ткиво.

Тридимензионалната анализа утврди формирање на тврдо ткиво на експонираната страна на пулпното ткиво по апликацијата на материјалите кои ги користевме при витална пулпотомија на млечните заби. Групата третирана со МТА покажа повисок просечен сооднос на вкупен дентински волумен/волумен на ткиво во споредба со групата третирана со $\text{Ca}(\text{OH})_2$.

Во нашето истражување од примероците кои беа анализирани, најјасен е примерокот од групата на конвенционалниот метод со употреба на МТА. Во неговиот 3D приказ може да се забележи транспарентен простор помеѓу МТА и пулпата, што соодветствува на регионот на репараторен дентин (слика бр. 15). Ова е резултат на поставените параметри за визуелизација, каде што транспарентноста на дентинот беше поставена на 20 %, додека сите други ткива беа прикажани со 100 % нетранспарентност.



Слика број 15. 3D приказ на конвенционалниот метод со МТА

Иако микрокомпјутерската томографија не овозможува увид во клеточната микроструктура како што тоа го дозволува хистолошката анализа, неговата способност неинвазивно да го зачува и анализира ткивото го прави вредна алатка во денталните истражувања. Иако хистолошката процена на формирањето на репараторен дентин по пулпотомија е стандардно прифатен метод, сепак, тоа е деструктивен метод и обезбедува само дводимензионален приказ, а не овозможува волуметриска анализа на формираното ткиво. Наспроти тоа, микрокомпјутеризираната томографија претставува неинвазивна техника што овозможува тридимензионална анализа, со целосно зачувување на тврдото дентално ткиво.

Со цел да се потврди и прецизно да се идентификува природата на формираното дентинско ткиво, потребна е понатамошна хистолошка анализа.

6. ДИСКУСИЈА

Во детската стоматологија, виталната пулпотомија претставува стандардна терапевтска процедура која се применува кај млечни молари со напреднат кариес кој доведува до експонирање на пулпното ткиво, но без клинички и радиографски знаци на патолошки процеси. Основната цел на пулпотомијата е задржување и сочувување на виталноста на забниот низ, сè до неговата природна ексфолијација, преку отстранување на инфицираното коронарно пулпно ткиво и зачувување на неинфицираното радикуларно ткиво ^{6, 7}.

Репараторните интервенции претставуваат клучен сегмент во ендодонтската терапија на млечните заби, додека конзервативните третмани играат значајна улога во одржувањето на здравјето и функцијата на забите ¹⁴².

Селекцијата на забите во оваа студија беше направена според критериумите предложени од Fuks ⁴², којшто вклучува заби со големи кариозни лезии кои можат да се надоградат, без спонтан болка, со најмалку 2/3 присутна должина на коренот без знаци на интерна и екстерна коренска ресорпција, и со лесно контролирана хеморагијата од ампутираната пулпа^{11, 70, 83}.

Доколку се развијат ефикасни терапии за регенерација на пулпата заедно со употреба на соодветни материјали за пулпотомија кај млечните заби, голем број екстракции, ќе бидат избегнати⁴⁸.

Материјалите кои се употребуваат во витална пулпна терапија кои го поддржуваат процесот на заздравување, треба да поседуваат соодветни својства, како што се антибактериско дејство, биокомпатибилност, да иницираат формирање на дентински мост од страна на пулпните клетки и да овозможат регенерација на денталните ткива^{29, 36}.

Во современата стоматолошка практика меѓу најчесто користените се калциум хидроксидната паста, Calcident 450® и минерал триоксидниот агрегат, BIO MTA®, кои се докажани со својата ефикасност и широко се прифатени во клиничката примена. Сепак, овие материјали се разликуваат според своите својства и клиничкиот исход.

Материјалот MTA+ (Bio MTA), кој го користевме во оваа студија, претставува биоматеријал сличен на конвенционалниот MTA, но модифициран, со додаток на нанокерамички честички (2 %) и хидроксилапатитни компоненти (2 %), со намалена големина на честичките за 33 %. Овие честички се приближно трипати помали од најситните честички кај стандардниот MTA, што овозможува поефикасна пенетрација на калциумови јони во деминерализираното ткиво, полесно и покомпактно поставување на материјалот во апликациското подрачје, кое го подобрува процесот на запечатување, подобрена механичка цврстина и хомогеност, како и значително намалено време на стврднување ^{57, 245}.

Калциум хидроксидот поради својата висока алкалност и бактерицидните својства се користи во стоматологијата речиси еден век,. Тоа е материјал кој е лесно достапен, едноставен за подготовка и компатибилен со финалните реставрации. Поради своите карактеристики, тој и понатаму останува широко применуван материјал од избор во ендодонтската терапија²⁵. Алкалната pH на Ca(OH)₂ ги поттикнува клетките од пулпата и овозможува ослободување на биолошки активни молекули, како што се BMP и TGF-β1. Овие биоактивни молекули имаат индуктивно дејство при директен или индиректен контакт со пулпното ткиво, а дебелината на формираниот репараторен дентин зависи од дозата на биолошкиот агенс^{6, 25, 97}.

Yildiz и соработниците, третираше вкупно 147 млечни молари со caries profunda, користејќи четири различни медикаменти за пулпотомија: формокрезол (FC), фери сулфат (FS), $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и МТА. Во текот на 30-месечното иследување, стапките на клинички успех изнесуваа 100 % за FC, 95,2 % за FS, 96,4 % за МТА и 85 % за СН. Според радиографската анализа, највисока стапка на успех била забележана кај групата со МТА (96,4 %), а најниска стапка на успех кај групата со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ (85 %). Сепак, не биле утврдени статистички значајни разлики помеѓу групите ($P > 0,05$)²⁴⁷.

Интерната ресорпција претставува еден од најчесто забележаните рендгенолошки наоди кај млечните заби третирали со пулпотомија⁷⁶.

Податоците од литературата укажуваат на неуспеси при употреба на $\text{Ca}(\text{OH})_2$ кај млечни заби, поради честата појава на хронично воспаление на пулпата и интерна ресорпција. Во студијата на Ravi²⁴⁸ и сор., докажале дека високата алкалност на $\text{Ca}(\text{OH})_2$ може да поттикне одонтокластогенеза, што резултира со појава на ресорптивни процеси.

Sonmez и Duruturk⁷⁹ по направените пулпотомии кај 84 млечни молари и период на иследување од 12 месеци, утврдиле дека интерна ресорпција се јавува кај 88,2 % од сите терапевтски неуспеси, независно од физиолошката ресорпција на коренот⁷⁹.

Во оваа студија, интерна ресорпција беше забележана во сите групи третирали со пулпотомија. Бројот на заби со присутна интерна ресорпција постепено се зголемуваа во периодот на следење од третиот до дванаесеттиот месец. Исто така, беше забележана и екстерна ресорпција кај пациент од групата на ласерскиот метод со употреба на средството $\text{Ca}(\text{OH})_2$. Веќе на втората контрола забот имаше целосна ресорпција на дисталниот корен, но немаше знаци на мобилност и се задржа во усната шуплина до крајот на периодот на иследување.

Овој наод е споредлив со следниве студии. Во студиите на Yadav⁴ и сор. се компарираа FS, електрокаутерот и ласерот, забележана е интерна ресорпција кај сите групи во периодот на опсервација, односно по 9 месеци следење.

Igna⁶² укажува дека апликацијата на $\text{Ca}(\text{OH})_2$ кај трајните заби резултира со формирање на калцифициран дентински мост, додека кај млечните заби има тенденција да предизвика интерна ресорпција⁶².

Постојат студии кои ја истакнуваат можноста за појава на интерна ресорпција кај млечни заби како резултат на воспаление на пулпата, сепак, многу ретко се манифестира со клинички симптоми и најчесто се детектира при радиографските иследувања^{62, 249}.

Doyle и сор.⁶⁶ ја споредувале хистолошката, радиографската и клиничката успешност на FC и $\text{Ca}(\text{OH})_2$ кај пулпотомии на хумани заби. Нивните резултати покажале стапка на успех од 76 до 100 % во групата со FC, додека кај групата третирана со $\text{Ca}(\text{OH})_2$, успешноста се движела од 50 до 71 %.

Schroder и Granath²⁵⁰, во хистолошка студија за механизмот на дејствување на $\text{Ca}(\text{OH})_2$, докажале дека употребата на калциум хидроксидна паста постојано резултирала со формирање на трослојна зона на некроза, со дебелина од 1 до 15 mm. Тие ја опишале појавата на три последователни зони: зона на облитерација, зона на коагулациона некроза и демаркациона линија.

Aeinehchi и сор.¹²⁷ спровеле истражување со цел да ја оценат хистолошката реакција на пулпата по пулпотомија со употреба на МТА и $\text{Ca}(\text{OH})_2$ кај хумани заби

со механичка повреда на пулпата. Резултатите покажале дека МТА предизвикува значително помала воспалителна реакција и овозможува формирање на подебел и поцврст дентален мост (DBF), во споредба со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ¹²⁷. Овие наоди укажуваат за подобра биолошка компатибилност и регенеративен потенцијал на МТА како пулпотомиски материјал^{57, 249}.

Основната цел на пулпотомиските материјали е да поттикнат формирање на тврдо дентално ткиво од пулпните клетки, на местото на експонираното пулпно ткиво и да овозможат зачувување и одржување на виталноста на млечните заби. Материјалот кој се користи треба да дејствува како биолошка и механичка бариера која го штити пулпно-дентинскиот комплекс, при што, истовремено, стимулира формирање на нов дентински мост или дентинско ткиво помеѓу пулпата и реставративниот материјал.^{57, 251}

Успехот на пулпотомиските агенсии кај пулпотомијата е условен од повеќе фактори: изборот на соодветен биоматеријал и неговиот биоиндуктивен потенцијал врз пулпните клетки, ефективност на маргинално запечатување во превенција на микроорганизмите, степенот на контаминација и адекватната изолација на оперативното поле, како и прецизниот избор на клинички случај и внимателното терапевтско планирање²⁵¹.

Меѓу регенеративните материјали, МТА се смета за идеален материјал со исклучително висока стапка на успешност, која се движи од 97% до 100%²⁵². Сè повеќе научни истражувања укажуваат дека МТА во современата клиничка практика, речиси, целосно го замени $\text{Ca}(\text{OH})_2$, кој долго време се сметаше за златен стандард меѓу пулпотомиските агенсии. МТА покажува супериорни, репаративни и биоиндуктивни својства врз пулпното ткиво во однос на традиционално користениот $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ^{83, 251}.

Според истражувањето на Kabaktchieva и сор. виталната пулпотомија кај млечните заби третирани со МТА претставува сигурна биолошка постапка и може да се препорача во секојдневната клиничка практика¹²¹. Биокompatибилноста и антибактериското дејство на МТА, се должи на неговата одлична способност за запечатување, атхезија и регенерација на клетките, како и одржување на рН вредност од 11 до 12 дури и по 72 дена, што овозможува антимикубно дејство против одредени факултативни бактерии^{139, 140}. Својството за запечатување на МТА се должи на неговата експанзија и контракција коишто се многу слични со дентинот. Тоа резултира со висока отпорност на маргинална микропропустливост и бактериска миграција во коренскиот канален систем и претставува еден од клучните фактори кои го подобруваат клиничкиот успех. Сепак, тешкотиите при аплицирање, високата цена и исклучително долгот време на стврднување, кои можат да придонесат за микропропустливост, површинската деградација, губењето на маргиналната адаптација и нарушување на континуитетот на материјалот го ограничуваат нивното користење во секојдневната педодонтска практика. За подобрување на овие недостатоци, кај биокерамичките материјали, со напредок на технологијата дојде до усовршување и модифицирање на традиционалниот МТА^{57, 245}. Вклучувањето на наночестички во основата на конвенционалниот МТА претставува значителен технолошки напредок, кој не само што ја олеснува манипулацијата и подготовката на материјалот, туку, истовремено, ја зголемува неговата запечатувачка способност, механичка цврстина, еластичност и хомогеност.

Во рамките на нашето истражување беше користен ВІО МТА®, кој содржи наночестички инкорпорирани во матриксот на класичниот МТА. Овие модификации овозможуваат подобра адаптација кон денталните сидови, намалена порозност и поголема структурна стабилност на материјалот, што целосно придонесува за зголемена клиничка ефикасност²⁴⁵.

Досега, само неколку студии ја имаат евалуирано клиничката ефикасност на МТА+, што укажува на потребата од понатамошни истражувања за да се потврдат неговите биолошки и клинички предности во однос на конвенционалните материјали²⁴⁵.

Во оваа студија, МТА+ покажа стапка на успешност од 86 % по 12 месеци, што е споредливо со резултатите од повеќето студии спроведени со конвенционален МТА. Сите деривати на калциум-силикатните цемента се покажаа супериорни во однос на препаратите со $\text{Ca}(\text{OH})_2$, според клиничките и радиографските параметри. Овие наоди ја поткрепуваат сè почестата клиничка употреба на биокерамички материјали како посоодветна и поефикасна алтернатива за витална пулпна терапија кај млечните заби⁵⁷.

Клиничката ефикасност на МТА во споредба со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ при витална пулпна терапија (ВПТ) беше анализирана од Kierat A и сор.²⁵³. Студијата покажа дека 88,2 % од случаите имаа позитивен исход по директно покривање на пулпата со МТА, додека 86,7 % покажале позитивен исход по апликација на $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ^{70, 253}.

Студијата на Mente и сор.,²⁵⁴ спровела истражување со цел да се процени успешноста на виталната пулпна терапија и да се споредат клиничките исходи на двата агенса МТА наспроти $\text{Ca}(\text{OH})_2$, кај поголем број на испитаници и подолг период на иследување. Вкупната стапка на успех изнесуваше 80,5 % кај забите третирани со МТА, додека само 59 % од забите третирани со $\text{Ca}(\text{OH})_2$. Анализата покажа статистички значајно зголемен ризик од терапевтски неуспех кај забите третирани со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ во споредба со МТА ($P = 0,001$)²⁵⁴.

Слично истражување спровел Hilton и сор. и според нивните наоди, веројатноста за терапевтски неуспех по 24 месеци изнесувала 31,5 % кај забите третирани со $\text{Ca}(\text{OH})_2$, наспроти 19,7 % кај оние заби третирани со МТА²⁵⁵.

Анализите на целокупните добиени резултати во трудот, покажаа дека не постои статистички значајна разлика помеѓу испитуваните групие. Ова е во согласност со ретроспективната студија на Çalıřkan МК и сор.,²⁵⁶ која се однесувала на влијанието на различни прогностички фактори врз исходот по изведена пулпотомија со МТА и $\text{Ca}(\text{OH})_2$. Биле забележани стапки на успех од 85,9 % во групата со МТА и 77,6 % во групата со $\text{Ca}(\text{OH})_2$. Сепак, кумулативната стапка на успешност докажа дека не постои статистички значајна разлика ($P = 0,282$)^{70, 256}.

In vitro студијата на Hosseinzade и сор.²⁵⁷ покажа дека МТА може да иницира формирање на хидроксипатит на својата површина по потопување во симулирана телесна течност (SBF) во траење од 7 дена. SBF содржи повеќе јони (Na^+ , K^+ , Mg^{2+} , Ca^{2+} , Cl^- , HCO_3^- , HPO_4^{2-} и SO_4^{2-}), слична на плазмата во човечкото тело^{70, 71, 257}.

Американската академија за педијатриска стоматологија (AAPD), во своите клинички упатства за виталната пулпотомија кај млечните заби со длабоки кариозни лезии, не ја препорачува употребата на $\text{Ca}(\text{OH})_2$ како пулпотомиски агенс. Во согласност со препораките, само МТА и формокрезолот се сметаат за медикаменти од прв избор кај заби за кои се предвидува период на задржување во усната шуплина најмалку 24 месеци. Други материјали и техники, како што се FS,

ласери, NaOCl и Ca₃SiO₅, имаат условени препораки во согласност со достапната научна литература и специфичните клинички индикации⁴⁴.

Маргиналното запечатување на крајната реставрација претставува еден од клучните фактори за успех на пулпотомијата и за долгорочно зачувување на виталноста и стабилноста на забите ^{61, 62, 246}. Guelmann и сор.²⁴⁴ анализирале итно изведени пулпотомии кај млечни молари и утврдиле дека ниската стапка на успех (53 %) во првите три месеци, најверојатно, се должи на супклиничко воспаление на пулпата кое не било дијагностицирано. Во подолг временски период, неуспесите, главно, биле поврзани со недоволно ефикасно маргинално запечатување на привремените реставрации, што довело до микропротекување и компромитирање на терапевтскиот исход ²⁴⁴.

Континуираниот технолошки напредок во областа на ласерите придонесува кон нивна сè поголема примена во ендодонцијата, каде што тие се користат како дополнителна терапија или алтернативен метод во однос на конвенционалните ендодонтски процедури¹⁷⁹.

Ласерите поседуваат способност за апсорпција во ткивата, што доведува до клеточна вапоризација и аблација, овозможувајќи ефективна хемостаза. Овој процес на вапоризација предизвикува разградување на молекулските врски и фотобиохемиско нарушување, што резултира со уништување на микроорганизмите. Ласерскиот зрак го поттикнува заздравувањето преку стимулирање на експресија на молекулите на лектин и колаген, што придонесува за регенерација на денталните ткива ²⁵⁸.

Saltzman и сор.²⁵⁹ докажале дека пулпотомија со диоден ласер и запечатување со МТА, може да биде прифатлива алтернатива на конвенционалната пулпототомија со формокрезол. Тие заклучиле дека не постојат статистички значајни разлики помеѓу двете групи во однос на успешноста базирана на радиографски критериуми ²⁵⁹.

Huth и сор. откриле дека пулпотомијата со Er:YAG ласерот има вкупна стапка на успех од 78 %, која е незначително помала во однос на формокрезолот (85 %) по 2-годишна студија⁵².

Спротивно на тоа, Jeng-fen Liu и сор. во 1999 година забележале клинички успех од 97 % како и радиографски успех од 94,1 % при пулпотомијата со користење на Nd: YAG laser од 2W ²⁶⁰.

Според Nematollahi и сор.,²⁶¹ ласерската пулпотомија кај млечни заби има клинички и радиографски стапки на успех кои се споредливи со конвенционалната пулпотомиска техника, како и со формокрезол и МТА ²⁶¹.

Во студијата на Pandiyan и сор.²⁶² не била утврдена статистички значајна разлика во клиничката и радиографската стапка на успех помеѓу ласерската пулпотомија, FC, FS и МТА ²⁶².

Во студијата на Ana Paula и сор. во 2015 година била оценета ефикасноста на терапијата со ласери со пониско ниво на енергија (LLLT) кај 60 витални млечни молари, и споредени клинички и радиографски резултатите со пулпотомија изведена со FC и Ca(OH)₂. По 6 месеци, радиографската стапка на успех изнесувала 100 % во групата третирана со FC, 60 % во групата третирана со Ca(OH)₂, 80 % во групата третирана со терапијата со ласери со пониско ниво на енергија (LLLT), и 87,5 % во комбинираната група третирана со LLLT и Ca(OH)₂ ²⁶³.

Sun и Tuner предложиле користење на терапијата со ласери со пониско ниво на енергија () со бранова должина од 780–890 nm и енергија од 2-3 J/cm², под континуиран режим и со моќност од 100 mW, во времетраење од околу 10 секунди и со растојание од 2 до 4 mm помеѓу ласерскиот зрак и пулпното ткиво²⁶⁴.

За разлика од гореспоменатите, нашата студија беше спроведена со користење на диоден ласер од 2W во континуиран режим, со бранова должина од 975 nm и оптичко флексибилно влакно во опсег од 320 до 400 μm.

Shoji и сор.¹⁵⁹ демонстрирале контрола на крвавењето од пулпата при витална пулпотомија со употреба на CO₂ ласер од ≥3 цули. Хистопатолошката анализа докажа дека CO₂ ласерот не предизвикува оштетувања во радикуларната пулпа веднаш по апликацијата, што укажува на безбедност при контролирана употреба¹⁵⁹.

Студија спроведена од Joshi и сор. во 2017 година²⁶⁵, беа вклучени 40 заби на кои беше спроведена индицирана пулпотомија со диоден ласер и FC. Клиничката и радиографската евалуација беше спроведена по 3, 6 и 12 месеци, со цел да се спореди ефективност од двата терапевтски пристапа. Иако радиографските наоди укажале на подобар исход во ласерската група во споредба со FC, сепак, немало статистички значајна разлика меѓу двете техники.

Според Joshi и сор. потенцијалните причини за неуспех во групата третирана со диоден ласер се карбонизација, некротични промени, инфилтрација на воспалителни клетки и едем на пулпното ткиво како последици од термалниот ефект на ласерското зрачење²⁶⁵.

Во согласност со овие наоди, Jukić и сор. по пулпотомијата со CO₂ и Nd:YAG ласери кај премолари и молари од кучиња, потврдиле дека ласерското зрачење предизвикува карбонизација, коагулативна некроза, инфилтрација на воспалителни клетки, едем и хеморагија во пулпното ткиво²⁶⁶.

Во истражувањата на Niranjani и сор., кај забите третирани со ласер и Biodentine™, биле забележани болка и оток во период од 6 месечно иследување, додека кај забите третирани со MTA не биле забележани абнормални клинички и радиографски наоди, со стапка на успех од 100 %²⁶⁷.

Стопроцентниот клинички успех на ласерската пулпотомија во нашата студија може да се поврзе со наодите на Peschek и сор., кои ја оцениле ласерската пулпотомија кај млечните заби како поволен метод. Според нив, оваа техника овозможува забрзано заздравување на пулпната рана, ублажување на болката, регенерација на ткивото и имуностимулација²⁶⁸.

Ласерското зрачење го зголемува создавањето на калцифицирани нодули во фибробластите на денталната пулпа и ја зголемува активност на алкалната фосфатаза, стимулирајќи го производството на колаген и остеокалцин. Ласерскиот зрак не го нарушува воспалителниот одговор на моноцитите и ендотелните клетки, ниту, пак, ја компромитира нивната адхезивна способност, што ја прави биолошки безбедна и соодветна за примена во детската возраст¹⁸⁹.

Во рамките на оваа студија, периапикално просветлување не беше забележано единствено во групата третирана со ласерски метод во комбинација со MTA, додека во останатите групи беше присутно. Патолошкото интеррадикуларно просветлување може да се припише на присуството и брзото ширење на бактериите и нивните токсини од воспалението кај млечните заби кои брзо доаѓаат во пределот на бифуркацијата преку коренските канали кои обично се тенки, порозни и

пропустливи кај млечните молари, како и поради истекувањето на пулпотомискиот агенс.

Наодите од студијата на Haghighi и сор.²⁶⁹ се во согласност со нашите резултати, при што не беа забележани статистички значајни разлики во клиничката успешност меѓу МТА, СЕМ и $\text{Ca}(\text{OH})_2$ до 36 месеци следење. Сепак, радиографскиот исход во подолг период (12, 18 и 36 месеци) бил значајно подобар во групите со МТА и СЕМ во споредба со $\text{Ca}(\text{OH})_2$, што укажува на супериорна долгорочна ткивна биокompatibilност и запечатување на овие материјали ²⁶⁹.

Во последниве години, повеќе мета-анализи се фокусираат на споредбата на ефикасноста на различни пулпотомиски материјали и техники. Network мета-анализата на Guo и сор. покажала дека МТА има значајно повисока клиничка и радиографска стапка на успех во однос на ласерската терапија, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и FC. Врз основа на анализата, авторите препорачуваат употреба на МТА, Biodentine™ или ласер, во клиничката практика кај пулпотомија на млечни молари поради нивната супериорна ефикасност и биолошка предвидливост⁵⁸.

Овие резултати се во согласност со наодите од нашата студија, во која, единствено, ласерската пулпотомија во комбинација со МТА покажа највисока стапка на клинички и радиографски успех.

Tewari и сор. истакнуват дека постои недостаток од цврсти докази за изборот на најсоодветен пулпотомиски агенс кај кариозните млечни молари, што ја укажува потребата за понатамошни висококвалитетни клинички студии⁷.

Нашите наоди за пулпната реакција на МТА и $\text{Ca}(\text{OH})_2$ се согласуваат со резултатите на Yaemkleebbua и сор.²⁹, кои покажале супериорен одговор на МТА во виталната пулпна терапија. Хистолошката анализа покажа дека кај групите третирани со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и МТА се формирал минерализиран репаратoren дентин на местото на експозиција и во неговата непосредна близина. Пулпното ткиво под формираниот дентин покажа морфолошки карактеристики слични на здрава пулпа, со минимална воспалителна инфилтрација, слабо изразена васкуларна дилатација и ограничено присуство на воспалителни клетки²⁹.

Во студијата на MLR Accorinte и сор., хистоморфолошката анализа на екстрахираните заби третирани со МТА и $\text{Ca}(\text{OH})_2$ покажала формирање на тврда ткивна бариера и прифатлив воспалителен одговор во двете групи. Сепак, кај примероците третирани со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ по 30 дена е забележана послаба формација на дентински мост во споредба со оние третирани со МТА по 30 и 60 дена, што укажува на супериорен репаратoren потенцијал на МТА²⁷⁰.

Nair PN и сор. утврдиле дека МТА предизвикува минимален воспалителен одговор по една недела и стимулира формирање на компактна тврда ткивна бариера за три месеци по директно покривање на пулпата³⁵.

Sawicki и сор. докажале дека WMTA и $\text{Ca}(\text{OH})_2$ имаат сличен хистолошки исход кај механички експонирана пулпа, со исклучок на значајно поизразена воспалителна реакција кај $\text{Ca}(\text{OH})_2$ ($P < 0,05$)²⁷¹.

Min KS и сор. утврдиле дека МТА предизвикува значајно поголема формација и дебелина на дентински мост (100 %) во споредба со $\text{Ca}(\text{OH})_2$ (60 %), со висока експресија на дентин сијалопротеинот (DSP) и хем оксигеназа-1 (HO-1) во пулпното ткиво под местото на покривање²⁷².

Swarup и сор. на споредба со нано-хидроксиапатит (Nano-HA), МТА и $\text{Ca}(\text{OH})_2$, докажале дека Nano-HA и МТА поттикнуваат формирање на континуиран

дентински мост, при што МТА покажал регуларна структура на дентинските тубули. Почетна воспалителна реакција и некроза биле поизразени кај Nano-НА и Ca(OH)₂, но, се намалиле со текот на времето²⁷³.

Iwamoto и сор., по евалуацијата на клиничките и хистолошките наоди, утврдиле дека нема статистички значајни разлики меѓу МТА и Ca(OH)₂ во однос на воспалителниот одговор ($P > 0,05$), формирањето на дентински мост ($P > 0,01$) и одржувањето на виталитет на пулпата ($P > 0,01$)²⁷⁴.

Оваа студија имаше за цел да го процени создавањето на репараторен дентин по витална пулпотомија со МТА и Ca(OH)₂ кај млечни молари, користејќи микрокомпјутерска томографија. Микрокомпјутерската томографија (μ СТ) овозможи прецизна визуелизација и локациска идентификација на новоформираниот дентин.

Ishimoto²⁷⁵, Kim) и сор.²⁷⁶ покажаа дека формирање на тврдо ткиво може да се детектира со микрокомпјутерска томографија (μ СТ) во рок од 4 недели по пулпотомија. Процената на волуменската стабилност, морфологијата и порозноста на денталните материјали е клучна за избор на соодветен материјал, што директно влијае врз долгорочниот клинички успех²⁹.

Студијата на (Torres) и сор. покажа дека големината на вокселот и алгоритмите за постобработка значително влијаат врз мерењето на волуменот и порозноста на денталните материјали при анализа со микрокомпјутерска томографија²¹⁴.

Во оваа студија, резултатите од микрокомпјутерската томографија беа прикажани во три димензии, а квантитативната анализа на тврдото дентално ткиво беше извршена со соодветен микрокомпјутерски томографски софтвер.

Добиените резултати се слични со наодите од студијата на Yaemkleebbua и сор.,²⁹ каде што соодносот помеѓу вкупниот волумен на дентин и вкупниот волумен на ткиво беше анализиран преку пресметка на волуменот на минерализираното ткиво со својства слични на хидроксиапатит и вкупниот обем на избраниот регион од интерес. Беше избран волумен од интерес кој го опфаќаше местото на експозиција. Примената на МТА и Ca(OH)₂ резултираше со формирање на тврдо ткиво по витална пулпотомија, прикажано во три димензии. Примероците со МТА, покажаа повисок просечен сооднос на дентински волумен во однос на ткивниот волумен, но без статистички значајна разлика. Ca(OH)₂ има антимикробно дејство поради високата рН, но покажува слаба стабилност и ограничен капацитет за формирање на хомоген дентински мост. Со текот на времето, материјалот се ресорбира, што резултира со појава на тунелски дефекти, остеоидентин и зголемена порозност. МТА создава дентински мост со помала порозност, послаба воспалителна реакција и подобра стимулација на репараторен дентин^{29, 246, 276}.

Според Nowicka и сор.²⁴⁶, анализата со СВСТ покажала дека дентинскиот мост формиран по пулпотомија со МТА, Biodentine™ и Ca(OH)₂ е сличен на нашите резултати. Сепак, калциум-силикатните материјали, особено МТА, покажале супериорност во однос на дебелината, волуменот и густината на дентинскиот мост. МТА-групата имала највисок просечен и максимален волумен, додека Ca(OH)₂ покажал најниска средна густина²⁴⁶.

Nowicka и сор.²⁷⁷ спроведоа томографска процена на формирање репаративен дентински мост по директно покривање со Ca(OH)₂, МТА, Biodentine™ и Single Bond Universal. Резултатите покажаа дека дебелината и волуменот на

дентинскиот мост биле значајно поголеми кај $\text{Ca}(\text{OH})_2$, МТА и Biodentine™ отколку кај Single Bond Universal. Највисока просечна густина на дентинскиот мост била забележана во МТА-групата, а најниска кај $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и Single Bond Universal.

Davies и сор.¹⁹⁹ пријавија слични наоди, покажувајќи повисоки вредности на линеарен коефициент на апсорпција (LAC) во дентинот во споредба со пулпата, што укажува на поголема минерализираност и ткивна густина на денталното ткиво.

Нашите резултати се во согласност со најновите истражувања базирани на микротомографија, кои укажуваат на значителна индивидуална варијабилност во степенот на минерализација на емајлот кај здрави млечни молари. Исто така, потврдено е присуството на јасен минерален градиент помеѓу емајл-дентинската граница и надворешната површина на емајлот, што може да има клинички импликации при процената на тврдината и отпорноста на емајлот во различни делови од забната структура²⁰³.

7. ЗАКЛУЧОЦИ

Виталната пулпотомија кај млечните заби овозможува зачувување на функцијата и одржување на денталниот лак, обезбедувајќи безболна и физиолошка смена на млечните со трајни заби.

Калциум хидроксидот и МТА како пулпотомиски агенси покажуваат поволни резултати, особено во однос на формирањето на репараторен дентин и сузбивање на воспалението.

Резултатите од оваа рандомизирана клиничка студија укажуваат дека трикалциум-силикатните материјали (МТА+) се одликуваат со висока биокомпатибилност и претставуваат најсоодветна опција во виталната пулпна терапија.

Техниката на ласерската пулпотомија е брз метод, кој предизвикува помало механичко оштетување на пулпата. Комбинацијата на диоден ласер и МТА може да се разгледува како ефикасен метод за пулпотомија кај млечните заби.

Микрокомпјутерската томографија овозможува детална визуелизација и анализа на внатрешната морфологија на ткивата и минерализираните структури. Иако не достигнува клеточна резолуција како хистолошките методи, добиените резултати се споредливи и научно валидни.

За да се обезбеди валидна и интерстудиска споредлива микрокомпјутерска томографска анализа на дентални материјали, неопходна е примена на унифицирани, стандардизирани протоколи. Прецизното одредување на волуменот и порозноста е клучно при изборот на соодветен материјал за одредена клиничка примена, а тоа во голема мера зависи од техничките параметри на скенирањето и својствата на самиот материјал.

8. ПРИЛОЗИ



РЕПУБЛИКА СЕВЕРНА МАКЕДОНИЈА
УНИВЕРЗИТЕТ „СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ“ ВО СКОПЈЕ
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ - СКОПЈЕ



Арх. бр. 02-336213
26.11.2020 година
Скопје

М И С Л Е Њ Е

НА ЕТИЧКА КОМИСИЈА ЗА МЕДИЦИНСКО-СТОМАТОЛОШКИ ИСПИТУВАЊА НА Универзитет „Св. Кирил и Методиј“, СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ ВО СКОПЈЕ

На својата редовна седница одржана на ден 26.11.2020 година, Етичката комисија ја разгледа документацијата и поднесеното барање од:

д-р ЈАСНА СИМОНОВСКА – за спроведување на истражување поврзано со изработка на докторски труд со наслов „Клиничка, радиографска, хистолошка евалуација и микро-КТ на витална пулпотомија кај млечни заби со употреба на $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и МТА”,

По разгледување на поднесената документација, Комисијата дава **ПОЗИТИВНО МИСЛЕЊЕ** и го одобрува изведувањето на предложената студија.

ЕТИЧКА КОМИСИЈА

Проф. Д-р Мира Јанкуловска,
специјалист по детска и превентивна стоматологија - претседател

Универзитет „Св. Кирил и Методиј“ – Стоматолошки факултет, Скопје
Клиника за детска и превентивна стоматологија – ЈЗУ Стоматолошки
клинички центар „Св. Пантелејмон“ – Скопје

ФОРМА ЗА ИНФОРМИРАНА СОГЛАСНОСТ ОД РОДИТЕЛ/СТАРАТЕЛ

Почитувани родители/старатели,

Ве покануваме вас и вашето дете да учествувате во истражувачка студија спроведена од д-р Јасна Симоноска, докторанд на Стоматолошкиот факултет во Скопје, како дел од нејзиниот истражувачки проект со наслов:
„Клиничка, радиографска, хистолошка евалуација и μ СТ анализа на витална пулпотомија кај млечни заби користејќи $\text{Ca}(\text{OH})_2$ и МТА“.

Во продолжение се дадени сите информации за студијата, вклучувајќи ги и вашите права како учесници.

Опис на студијата:

Во рамки на ова истражување ќе се соберат податоци од анамнеза поврзани со социодемографски фактори, фактори поврзани со кариес и стоматолошка историја. Потоа, кај вашето дете ќе се изврши витална пулпотомија на млечни заби, а реставрацијата ќе биде клинички и радиографски евалуирана по 3, 6 и 12 месеци.

Доверливост:

Идентитетот на вашето дете ќе биде целосно заштитен. Името нема да се користи во ниту една публикација или презентација поврзана со истражувањето. Сите добиени податоци ќе се обработуваат анонимно и строго доверливо.

Ризици и бенефити:

Постапката не носи ризик по безбедноста на вашето дете. Станува збор за атрауматска и безболна интервенција. Придобивките вклучуваат зачувување на забната структура, намалување на инфекции и избегнување на понатамошен дискомфорт.

Слободна волја за учество:

Имате целосно право да одбиете да одговорите на одредени прашања или во секој момент да се повлечете од студијата, без никакви последици или неповолности.

Учеството е целосно доброволно.

Прашања:

Доколку имате какви било прашања во врска со истражувањето, слободно обратете се до истражувачот пред потпишување на согласноста, или во кој било момент за време или по завршувањето на студијата.

Главен истражувач:

д-р Јасна Симоноска

Стоматолошки факултет – УКИМ, Клиника за детска и превентивна стоматологија
ЈЗУ Стоматолошки клинички центар „Свети Пантелејмон“ – Скопје

ИЗЈАВА ЗА СОГЛАСНОСТ

Јас, долупотпишаниот/ата

_____, родител/старател на
детето _____, изјавувам дека
сум целосно информиран/а за природата, целта, методите, ризиците и
придобивките од горенаведената студија. Со ова доброволно давам согласност
моето дете да учествува во истражувањето.

Име и презиме на родител/старател:

Потпис: _____

Датум: _____

Име и потпис на истражувачот:

Датум на добивање на согласноста: _____

9. КОРИСТЕНА ЛИТЕРАТУРА

1. Skeie, M.S., Sen, A., Dahllöf, G. *et al.* Dental caries at enamel and dentine level among European adolescents – a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health* **22**, 620 (2022). <https://doi.org/10.1186/s12903-022-02631-2>
2. Peres, MA, Macpherson LMD, Weyant RJ, Daly B, Venturelli R, Mathur MR, Listl S, Celeste RK, Guarnizo-Herreño CC, Kearns C, Benzian H, Allison P, Watt RG. Oral diseases: a global public health challenge. *Lancet*. 2019 Jul 20;394(10194):249-260. doi: 10.1016/S0140-6736(19)31146-8. Erratum in: *Lancet*. 2019 Sep 21;394(10203):1010. doi: 10.1016/S0140-6736(19)32079-3. PMID: 31327369.
3. Pollick, H. The Role of Fluoride in the Prevention of Tooth Decay. *Pediatr Clin North Am*. 2018 Oct;65(5):923-940. doi: 10.1016/j.pcl.2018.05.014. PMID: 30213354.
4. Yadav, P., Indushekar, KR., Saraf, BG., Sheoran, N., Sardana, D. Comparative evaluation of ferric sulfate, electrosurgical and diode laser on human primary molars pulpotomy: an „in-vivo3 study. *Laser Ther*. 2014 Mar; 23(1):41–47. doi: 10.5978/islsm.14-OR-05
5. Ritwik, P. A Review of pulp therapy for primary and immature permanent teeth. *J Calif Dent Assoc* 2013 August;41(8):585-95.
6. Simonoska, J., Bjelica, R., Dimkov, A., Simjanovska, J., Gabrić, D., Gjorgievska, E. Efficacy of Laser Pulpotomy vs. Conventional Vital Pulpotomy in Primary Teeth: A Comparative Clinical Analysis. *Children (Basel)*. 2025 Mar 8;12(3):341. doi: 10.3390/children12030341. PMID: 40150623; PMCID: PMC11941667.
7. Tewari, N., Goel, S., Mathur, VP., O'Connell, AC., Johnson, RM., Rahul, M., Sultan, F., Goswami, M., Srivastav, S., Ritwik, P. Success of medicaments and techniques for pulpotomy of primary teeth: An overview of systematic reviews. *Int J Paediatr Dent*. 2022 Nov;32(6):828-842. doi: 10.1111/ipd.12963. Epub 2022 Apr 26. PMID: 35271753; PMCID: PMC9790730.
8. Besnard, C., Harper, R., Moxham, T., James, J., Storm, M., Salvati, E., Landini, G., Shelton, R & Korsunsky, A 2021, '3D analysis of enamel demineralisation in human dental caries using high- resolution, large field of view synchrotron X-ray micro-computed tomography', *Materials Today Communications*, vol. 27, 102418
9. Basu, A., Rothermund, K., Ahmed, MN., Syed-Picard, FN. Self-Assembly of an Organized Cementum-Periodontal Ligament-Like Complex Using Scaffold-Free Tissue

Engineering. *Front Physiol.* 2019 Apr 11;10:422. doi: 10.3389/fphys.2019.00422. PMID: 31031642; PMCID: PMC6470283.

10. Ѓоргиевска, Е. и сор. Детска стоматологија, учебник, Стоматолошки факултет Скопје, 2022
11. Fuks, A., Kupietzky, A., Guelmann, M.. Pulp therapy for the primary dentition. In: Nowak, AJ., Christensen, JR., Mabry, TR., Townsend, JA., Wells, MH. eds. *Pediatric Dentistry – Infancy through Adolescence*. 6th ed. St. Louis, Mo., Elsevier-Saunders Co.; 2019:329-351.
12. Fuks, A., Hebling, J., Costa CAS. The primary pulp: developmental and biomedical background. In: Fuks AB, Peretz B, eds. *Pediatric Endodontics*. Switzerland: Springer International Publishing; 2016
13. Tziafas, D., Kodonas, K. Differentiation potential of dental papilla, dental pulp, and apical papilla progenitor cells. *J Endod.* 2010;36:781–789
14. Smith, AJ. Dentin formation and repair. In: Hargreaves KM, Goodies HE, eds. *Seltzer and Bender's Dental Pulp*. Chicago: Quintessence; 2002
15. Lesot, H., Osman, M., Ruch, JV. Immunofluorescent localization of collagens, fibronectin, and laminin during terminal differentiation of odontoblasts. *Dev Biol.* 1981;82:371–381.
16. Linde, A., Goldberg, M. Dentinogenesis. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1993;4:679–728
17. Torneck, CD. Dentin-pulp complex. In: Ten Cate AR, ed. *Oral Histology, Development, Structure and Function*. 2nd ed. St Louis: Mosby; 1985.
18. Baume, LJ. The biology of pulp and dentine. In: Myers HM, ed. *Monographs in Oral Science*. Basel, Switzerland: Karger; 1980.
19. Mjor IA, Heyeraas KJ. Pulp–dentin and periodontal anatomy and physiology. In: Orstavik D, Pitt Ford TR, eds. *Essential Endodontology*. London: Blackwell; 1998
20. Smith, AJ., Cassidy, N., Perry, H., et al. Reactionary dentinogenesis. *Int J Dev Biol.* 1995;39:273–280.
21. Byers, M., Narchi, M. The dental injury model: experimental tools for understanding neuroinflammatory interactions and polymodal nociceptors functions. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1999;10: 4–39.
22. Messagne, J. The transforming growth factor-beta family. *Annu Rev Cell Biol.* 1990;6:597–641

23. O’Kane, S., Ferguson, MWJ. Transforming growth factor betas and wound healing. *Int J Biochem Cell Biol.* 1997;29:63–78
24. Nakashima, M. Induction of dentine in amputated pulp of dogs by recombinant human bone morphogenetic proteins-2 and -4 with collagen matrix. *Arch Oral Biol.* 1994;39:1085–1089.
25. Al-Dlaigan YH. Pulpotomy Medicaments used in Deciduous Dentition: An Update. *J Contemp Dent Pract.* 2015 Jun 1;16(6):486-503. doi: 10.5005/jp-journals-10024-1711. PMID: 26323453.
26. Koecker, L. Principles of dental surgery; 1826.
27. Islam, R., Islam, MRR, Tanaka, T., Alam, MK, Ahmed, HMA, Sano, H. Direct pulp capping procedures – Evidence and practice. *Japan Dent Sci Rev.* 2023;59:48-61. DOI: 10.1016/j.jdsr.2023.02.002.
28. Innes, NP, Ricketts, D., Chong, LY., Keightley, AJ., Lamont, T., Santamaria, RM. Preformed crowns for decayed primary molar teeth. *Cochrane Database Syst Rev.* 2015 Dec 31; 2015(12):CD005512. doi: 10.1002/14651858.CD005512.pub3. PMID: 26718872; PMCID: PMC7387869.
29. Yaemkleebbua, K., Micro-computerized tomographic Evaluation of Reparative Dentin Formation after Direct Pulp Capping In vivo, pdf, doi: 10.14456/jdat.2018.23.
30. Aguilar, P., Linsuwanont, P. Vital pulp therapy in vital permanent teeth with cariously exposed pulp: A systematic review. *J Endod.* 2011;37:581–7.
31. Caplan, DJ., Cai, J., Yin, G., White, BA. Root canal filled versus non-root canal filled teeth: a retrospective comparison of survival times. *J Public Health Dent.* 2005 Spring;65(2):90-6. doi: 10.1111/j.1752-7325.2005.tb02792.x. PMID: 15929546.
32. Bergenholtz, G., Spångberg, L. CONTROVERSIES IN ENDODONTICS. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004 Jan 1;15(2):99-114. doi: 10.1177/154411130401500204. PMID: 15059945.
33. Cohenca, N., Paranjpe, A., Berg, J. Vital pulp therapy. *Dent Clin North Am.* 2013 Jan;57(1):59-73. doi: 10.1016/j.cden.2012.09.004. Epub 2012 Oct 13. PMID: 23174610.
34. Hargreaves KM, Cohen, S., Berman, LH. Cohen's Pathways of the Pulp. 10th ed. St. Louis: Mosby Year Book; 2011. 992 p.
35. Nair PN, Duncan HF, Pitt Ford TR, Luder HU. Histological, ultrastructural and quantitative investigations on the response of healthy human pulps to experimental

capping with mineral trioxide aggregate: a randomized controlled trial. *Int Endod J*. 2008 Feb;41(2):128-50. doi: 10.1111/j.1365-2591.2007.01329.x. Epub 2007 Oct 23. PMID: 17956562.

36. Stanley HR. Criteria for standardizing and increasing credibility of direct pulp capping studies. *Am J Dent*. 1998 Jan;11 Spec No:S17-34. PMID: 9760878.

37. Barthel CR, Rosenkranz B, Leuenberg A, Roulet JF. Pulp capping of carious exposures: treatment outcome after 5 and 10 years: a retrospective study. *J Endod*. 2000 Sep;26(9):525-8. doi: 10.1097/00004770-200009000-00010. PMID: 11199794.

38. Aljandan B, AlHassan H, Saghah A, Rasheed M, Ali AA. The effectiveness of using different pulp-capping agents on the healing response of the pulp. *Indian J Dent Res*. 2012 Sep-Oct;23(5):633-7. doi: 10.4103/0970-9290.107381. PMID: 23422610.

39. Bjørndal L, Simon S, Tomson PL, Duncan HF. Management of deep caries and the exposed pulp. *Int Endod J*. 2019 Jul;52(7):949-973. doi: 10.1111/iej.13128. Epub 2019 May 13. PMID: 30985944.

40. Akhlaghi N, Khademi A. Outcomes of vital pulp therapy in permanent teeth with different medicaments based on review of the literature. *Dent Res J (Isfahan)*. 2015 Sep-Oct;12(5):406-17. doi: 10.4103/1735-3327.166187. PMID: 26604953; PMCID: PMC4630703.

41. American Academy of Pediatric Dentistry. Pulp therapy for primary and immature permanent teeth. *The Reference Manual of Pediatric Dentistry*. Chicago, Ill.: American Academy of Pediatric Dentistry; 2024:466-74.

42. Fuks AB, Eidelman E. Pulp therapy in the primary dentition. *Curr Opin Dent*. 1991 Oct;1(5):556-63. PMID: 1807455.

43. Waterhouse PJ, Whitworth JM, Camp JH, Fuks AB. Pediatric endodontics: endodontic treatment for the primary and young permanent dentition, in: Hargreaves KM, Cohen S, editors. *Pathways of the Pulp*, 10th ed., Mosby Elsevier, 2011. pages 808-57.

44. Seale NS, Coll JA. Vital pulp therapy for the primary dentition. *Gen Dent*. 2010 May-Jun;58(3):194-200; quiz 201-2. PMID: 20478799.

45. Maroto M, Barbería E, Planells P, García-Godoy F. Dentin bridge formation after mineral trioxide aggregate (MTA) pulpotomies in primary teeth. *Am J Dent*. 2005;18(3): 151-4.

46. Caicedo, R., Abbott PV, Alongi DJ, Alarcon MY. Clinical, radiographic and histological analysis of the effects of mineral trioxide aggregate used in direct pulp capping and pulpotomies of primary teeth. *Aust Dent J* 2006;51 (4):297-305.
47. Tuna, D., Olmez, A. Clinical long-term evaluation of MTA as a direct pulp capping material in primary teeth. *Int Endod J* 2008;41(4):273-8.
48. Morotomi, T., Washio, A., Kitamura, C. Current and future options for dental pulp therapy. *Jpn Dent Sci Rev.* 2019 Nov;55(1):5-11. doi: 10.1016/j.jdsr.2018.09.001. Epub 2018 Sep 29. PMID: 30733839; PMCID: PMC6354285.
49. Olatosi OO, Sote EO, Orenuga OO. Effect of mineral trioxide aggregate and formocresol pulpotomy on vital primary teeth: a clinical and radiographic study. *Niger J Clin Pract.* 2015;18(2):292–96.
50. Ranly DM. Pulpotomy therapy in primary teeth: new modalities for old rationales. *Pediatr Dent.* 1994 Nov-Dec;16(6):403-9. PMID: 7854945.
51. Camp JH, Fuks AB. Pediatric endodontics: Endodontic treatment for the primary and young permanent dentition. In: Cohen S, Hargreaves KM, eds. *Pathways of the Pulp.* 9th ed. St. Louis, Mo: Mosby Elsevier; 2006:834-59.
52. Huth, KC, Paschos, E., Hajek-Al-Khatat, N., et al. Effectiveness of 4 pulpotomy techniques – Randomized controlled trial. *J Dent Res* 2005;84(12):1144-8.
53. Waterhouse, PJ. Formocresol and alternative primary molar pulpotomy medicaments: A review. *Endod Dent Traumatol* 1995;11(4):157-62.
54. Thompson, KS, Seale NS, Nunn ME, Huff G. Alternative method of hemorrhage control in full strength formocresol pulpotomy. *Pediatr Dent* 2001;23(3):217-222.
55. Siqueira JF Jr, Rôças IN, Paiva SS, Guimarães-Pinto T, Magalhaes KM, Lima KC. Bacteriologic investigation of the effects of sodium hypochlorite and chlorhexidine during the endodontic treatment of teeth with apical periodontitis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104(1):122-30
56. Murray, PE., Hafez, AA., Smith, AJ., Cox, CF. Bacterial microleakage and pulp inflammation associated with various restorative materials. *Dent Mater.* 2002 Sep;18(6):470-8. doi: 10.1016/s0109-5641(01)00072-0. PMID: 12098576
57. Peskersoy, C., Lukarcanin, J., Turkun, M. Efficacy of different calcium silicate materials as pulp-capping agents: Randomized clinical trial. *J Dent Sci.* 2021

Mar;16(2):723-731. doi: 10.1016/j.jds.2020.08.016. Epub 2020 Sep 17. PMID: 33854725; PMCID: PMC8025185.

58. Guo, J., Zhang, N., Cheng, Y. Comparative efficacy of medicaments or techniques for pulpotomy of primary molars: a network meta-analysis. *Clin Oral Investig.* 2023 Jan;27(1):91-104. doi: 10.1007/s00784-022-04830-1. Epub 2022 Dec 29. PMID: 36580161; PMCID: PMC9876877.

59. Ansari, G., Morovati, SP., Asgary, S. Evaluation of Four Pulpotomy Techniques in Primary Molars: A Randomized Controlled Trial. *Iran Endod J.* 2018 Winter;13(1):7-12. doi: 10.22037/iej.v13i1.18407. PMID: 29692828; PMCID: PMC5800434

60. Noorollahian, H. Comparison of mineral trioxide aggregate and formocresol as pulp medicaments for pulpotomies in primary molars. *Br Dent J.* 2008 Jun 14;204(11):E20. doi: 10.1038/sj.bdj.2008.319. Epub 2008 Apr 18. PMID: 18425074.

61. Jiahui, He J., Sun, J., Liu, Y., Luo, W., Zheng, Z., Yan, W. Optimizing restorative procedure and material selection for pulpotomized primary molars: Mechanical characterization by 3D finite element analysis. *Heliyon.* 2024 Jul 30;10(15):e35402. doi: 10.1016/j.heliyon.2024.e35402. PMID: 39170120; PMCID: PMC11336623.

62. Igna, A. Vital Pulp Therapy in Primary Dentition: Pulpotomy-A 100-Year Challenge. *Children (Basel).* 2021 Sep 24;8(10):841. doi: 10.3390/children8100841. PMID: 34682106; PMCID: PMC8534739.

63. Buckley, JP. The chemistry of pulp decomposition, with a rational treatment for this condition and its sequelae. *Amer Dent J* 1904;3:764-771.

64. Sweet, C. Root-canal treatment in deciduous teeth, including pulp exposure. *Pacific Dent Gaz* 1923;31:718-721.

65. Sweet, CA. Procedure for treatment of exposed and pulpless deciduous teeth. *Journal of the American Dental Association* 1930;17(6):1150-1153.

66. Doyle WA. A comparison of the formocresol pulpotomy technique with the calcium hydroxide pulpotomy technique. 1961.

67. Doyle, WA., McDonald, R., Mitchell, D. Formocresol versus calcium hydroxide in pulpotomy. *ASDC J Dent Child* 1962;29(2):86-97

68. Fuks, AB. Vital pulp therapy with new materials for primary teeth: new directions and Treatment perspectives. *Pediatr Dent.* 2008 May-Jun;30(3):211-9. PMID: 18615986.

69. Fava, LR., Saunders, WP. Review Calcium hydroxide pastes: classification and clinical indications. *Int. Endod. J.* 1999;32(4):257-282.
70. Nawras, Maher, Mostafa., Shady, Ahmed, Moussa., Mineral Trioxide Aggregate (MTA) vs Calcium Hydroxide in Direct Pulp Capping – Literature Review, *J Dent & Oral Health.* 1(2):2018 OJDOH.MS.ID.000508
71. Hilton, TJ. Keys to clinical success with pulp capping: a review of the literature. *Oper Dent.* 2009 Sep-Oct;34(5):615-25. doi: 10.2341/09-132-o. PMID: 19830978; PMCID: PMC2856472.
72. Teuscher, GW., Zander, HA. A preliminary report on pulpotomy. *Northwestern Dental Res and Grad Quart University Bulletin* 1938;39(4): 4-8.
73. Zander, H. Reaction of the pulp to calcium hydroxide. *Journal of Dental Research* 1939;18(4):373-379.
74. Glass, RL., Zander, HA. Pulp healing. *J Dent Res* 1949;28(2): 97-107.
75. Al-Saudi, KW. A paradigm shift from calcium hydroxide to bioceramics in direct pulp capping: A narrative review. *J Conserv Dent Endod.* 2024 Jan;27(1):2-10. doi: 10.4103/jcd.jcd_241_23. Epub 2024 Jan 13. PMID: 38389743; PMCID: PMC10880475.
76. Atasever, G., Keceli, TI., Uysal, S., Gungor, HC., Olmez, S. Primary molar pulpotomies with different hemorrhage control agents and base materials: A randomized clinical trial. *Niger J Clin Pract.* 2019 Mar;22(3):305-312. doi: 10.4103/njcp.njcp_369_18. PMID: 30837416.
77. Tunç, ES., Saroğlu, I., Sari, S., Günhan, O. The effect of sodium hypochlorite application on the success of calcium hydroxide pulpotomy in primary teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006 Aug;102(2):e22-6. doi: 10.1016/j.tripleo.2005.12.013. Epub 2006 Jun 8. PMID: 16876040.
78. Percinoto, C. de Castro AM, Pinto LM. Clinical and radiographic evaluation of pulpotomies employing calcium hydroxide and trioxide mineral aggregate. *Gen Dent.* 2006 Jul-Aug;54(4):258-61. PMID: 16903198.
79. Sönmez, D., Durutürk, L. Ca(OH)₂ pulpotomy in primary teeth. Part I: internal resorption as a complication following pulpotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008 Aug;106(2):e94-8. doi: 10.1016/j.tripleo.2008.04.008. Epub 2008 Jun 13. PMID: 18554946.

80. Chen, L., Shen, H., Suh, BI. Bioactive dental restorative materials: a review. *Am J Dent.* 2013 Aug;26(4):219-27. PMID: 24693633.
81. Vimalraj, S. Alkaline phosphatase: Structure, expression and its function in bone mineralization. *Gene.* 2020 Sep 5;754:144855. doi: 10.1016/j.gene.2020.144855. Epub 2020 Jun 6. PMID: 32522695.
82. Asgary, S., Kamrani, FA. Antibacterial effects of five different root canal sealing materials. *J Oral Sci.* 2008;50(4):469–474. 28
83. Komabayashi, T., Zhu, Q., Eberhart, R., Imai, Y. Current status of direct pulp-capping materials for permanent teeth. *Dent Mater J.* 2016;35(1):1-12. doi: 10.4012/dmj.2015-013. PMID: 26830819.
84. Prosser, HJ., Groffman, DM., Wilson, AD. The effect of composition on the erosion properties of calcium hydroxide cements. *J Dent Res.* 1982 Dec;61(12):1431-5. doi: 10.1177/00220345820610121101. PMID: 6960048.
85. Cox CF, Suzuki S. Re-evaluating pulp protection: calcium hydroxide liners vs. cohesive hybridization. *J Am Dent Assoc.* 1994 Jul;125(7):823-31. doi: 10.14219/jada.archive.1994.0205. PMID: 8040533.
86. Poggio, C., Ceci, M., Dagna, A., Beltrami, R., Colombo, M., Chiesa, M. In vitro cytotoxicity evaluation of different pulp capping materials: a comparative study. *Arh Hig Rada Toksikol.* 2015 Sep 1;66(3):181-8. doi: 10.1515/aiht-2015-66-2589. PMID: 26444338.
87. Chen, L., Suh, BI. Cytotoxicity and biocompatibility of resin-free and resin-modified direct pulp capping materials: A state-of-the-art review. *Dent Mater J.* 2017 Jan 31;36(1):1-7. doi: 10.4012/dmj.2016-107. Epub 2016 Dec 6. PMID: 27928102.
88. Reston EG, de Souza Costa CA. Scanning electron microscopy evaluation of the hard tissue barrier after pulp capping with calcium hydroxide, mineral trioxide aggregate (MTA) or ProRoot MTA. *Aust Endod J.* 2009 Aug;35(2):78-84. doi: 10.1111/j.1747-4477.2008.00131.x. PMID: 19703080.
89. Cox CF, Sübay RK, Ostro E, Suzuki S, Suzuki SH. Tunnel defects in dentin bridges: their formation following direct pulp capping. *Oper Dent.* 1996 Jan-Feb;21(1):4-11. PMID: 8957909.

90. Siqueira JF Jr. Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. *Int Endod J.* 2001 Jan;34(1):1-10. doi: 10.1046/j.1365-2591.2001.00396.x. PMID: 11307374.
91. Siqueira, JF Jr., Lopes, HP. Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide: a critical review. *Int Endod J.* 1999 Sep;32(5):361-9. doi: 10.1046/j.1365-2591.1999.00275.x. PMID: 10551109.
92. Mohammadi, Z., Dummer PMH. Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology. *Int Endod J* 2011;44(8):697-730
93. Ulmansky, M., Sela, J., Sela, M. Scanning electron microscopy of calcium hydroxide induced bridges. *J Oral Pathol.* 1972;1(5):244-8. doi: 10.1111/j.1600-0714.1972.tb01662.x. PMID: 4199102.
94. Zhang, W., Walboomers XF, Jansen JA. The formation of tertiary dentin after pulp capping with a calcium phosphate cement, loaded with PLGA microparticles containing TGF-beta1. *J Biomed Mater Res A.* 2008 May;85(2):439-44. doi: 10.1002/jbm.a.31558. PMID: 17701971.
95. Smith, AJ. Vitality of the dentin-pulp complex in health and disease: growth factors as key mediators. *J Dent Educ.* 2003 Jun;67(6):678-89. PMID: 12856968.
96. Rahman MdS, Akhtar N, Jamil MH, Banik RS, Asaduzzaman SM. GF- β /BMP signaling and other molecular events: regulation of osteoblastogenesis and bone formation; *Bone Res.* 2015; 3: 15005. doi: 10.1038/boneres.2015.5
97. Ranly, DM., Garcia-Godoy, F. Current and potential pulp therapies for primary and young permanent teeth. *J Dent.* 2000 Mar;28(3):153-61. doi: 10.1016/s0300-5712(99)00065-2. PMID: 10709337.
98. Marković, L., Ivanišević, A., Matijević, J. et al. Micro-CT analysis and leakage of bioceramic retrofillings after ultrasonic and Er:YAG laser cavity preparations: an in vitro study. *Lasers Med Sci* 38, 145 (2023). <https://doi.org/10.1007/s10103-023-03809-y>
99. Biočanin, V., Antonijević, Đ., Poštić, S., Ilić, D., Vuković, Z., Milić, M., Fan, Y., Li, Z., Brković, B., Đurić, M. Marginal Gaps between 2 Calcium Silicate and Glass Ionomer Cements and Apical Root Dentin. *J Endod.* 2018 May;44(5):816-821. doi: 10.1016/j.joen.2017.09.022. Epub 2018 Jan 12. PMID: 29336880.
100. Fridland, M., Rosado, R. MTA solubility: a long term study. *J Endod.* 2005 May;31(5):376-9. doi: 10.1097/01.don.0000140566.97319.3e. PMID: 15851933.

101. Camilleri, J., Sorrentino, F., Damidot, D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater.* 2013 May;29(5):580-93. doi: 10.1016/j.dental.2013.03.007. Epub 2013 Mar 26. PMID: 23537569.
102. C. Papadopoulou et al., In vitro Evaluation of Biocompatibility and Cytotoxicity of Total Fill Bioceramic Root Repair material putty for endodontic use. *British Journal of Medical and Health Research* 2020.
103. Dong, X., Xu, X. Bioceramics in Endodontics: Updates and Future Perspectives. *Bioengineering (Basel)*. 2023 Mar 13;10(3):354. doi: 10.3390/bioengineering10030354. PMID: 36978746; PMCID: PMC10045528.
104. Li, X., De Munck, J., Van Landuyt, K., Pedano, M., Chen, Z., Van Meerbeek, B. How effectively do hydraulic calcium-silicate cements re-mineralize demineralized dentin. *Dent Mater.* 2017 Apr;33(4):434-445. doi: 10.1016/j.dental.2017.01.015. Epub 2017 Feb 21. PMID: 28233602.
105. Yun, J., Tsui, KH., Fan, Z., Burrow, M., Matinlinna, JP., Wang, Y., Tsoi JKH. A biomimetic approach to evaluate mineralization of bioactive glass-loaded resin composites. *J Prosthodont Res.* 2022 Oct 7;66(4):572-581. doi: 10.2186/jpr.JPR_D_21_00177. Epub 2022 Feb 22. PMID: 35197408.
106. Camilleri, J. (2021). Current Classification of Bioceramic Materials in Endodontics. In: Drukteinis, S., Camilleri, J. (eds) *Bioceramic Materials in Clinical Endodontics*. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-58170-1_1
107. Parirokh, M., Torabinejad, M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-Part I: Chemical, physical, and antibacterial properties. *J Endod* 2010. Jan;36(1):16-27. doi: 10.1016/j.joen.2009.09.006.
108. Parirokh, M., Torabinejad, M., Dummer PMH. Mineral trioxide aggregate and other bioactive endodontic cements: an updated overview - part I: vital pulp therapy. *Int Endod J.* 2018 Feb;51(2):177-205. doi: 10.1111/iej.12841. Epub 2017 Sep 21. PMID: 28836288.
109. Torabinejad, M., Watson, TF., Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod.* 1993;19(12):591-5. doi: 10.1016/S0099-2399(06)80271-2. PMID: 8151252.

110. Torabinejad, M., Hong CU, McDonald, F., Pitt Ford TR.: Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod* 1995; 21: 349-353. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(06\)80967-2](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(06)80967-2)
111. Paula, A., Carrilho, E., Laranjo, M., Abrantes, AM., Casalta-Lopes, J., Botelho, MF., Marto, CM., Ferreira, MM. Direct Pulp Capping: Which is the Most Effective Biomaterial? A Retrospective Clinical Study. *Materials (Basel)*. 2019 Oct 16;12(20):3382. doi: 10.3390/ma12203382. PMID: 31623190; PMCID: PMC6829284.
112. Camilleri, J., Pitt Ford TR. Mineral trioxide aggregate: a review of the constituents and biological properties of the material. *Int Endod J*. 2006 Oct;39(10):747-54. doi: 10.1111/j.1365-2591.2006.01135.x. PMID: 16948659.
113. Camilleri, J., Montesin, FE., Di Silvio, L., Pitt Ford TR. The chemical constitution and biocompatibility of accelerated Portland cement for endodontic use. *Int Endod J*. 2005 Nov;38(11):834-42. doi: 10.1111/j.1365-2591.2005.01028.x. PMID: 16218977.
114. Deery, C. Mineral trioxide aggregate a reliable alternative material for pulpotomy in primary molar teeth. Is mineral trioxide aggregate more effective than formocresol for pulpotomy in primary molars? *Evid Based Dent*. 2007;8(4):107. doi: 10.1038/sj.ebd.6400526. PMID: 18158545.
115. Kadali, N., Alla, RK., Vineeth, G., Ramaraju, AV., Suresh Sajjan, MC., Raju, RV. Mineral Trioxide Aggregate: An overview of composition, properties and clinical applications. *Int J Dent Mater* 2020;2(1): 11-18. DOI:<http://dx.doi.org/10.37983/IJDM.2020.2103>.
116. Sarkar, NK., Caicedo, R., Ritwik, P., Moiseyeva, R., Kawashima, I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 2005 Feb;31(2):97-100. doi: 10.1097/01.don.0000133155.04468.41. PMID: 15671817.
117. Torabinejad, M., White, DJ. Tooth filling material and use. United States Patent & Trademark Office. Patent Number 5,769,638, May 16, 1995.
118. Camilleri, J. The chemical composition of mineral trioxide aggregate. *J Conserv Dent*. 2008 Oct;11(4):141-3. doi: 10.4103/0972-0707.48834. PMID: 20351970; PMCID: PMC2843533.
119. Camilleri, J. (2015). Mineral Trioxide Aggregate: Present and Future Developments. *Endod. Top*. 32 (1), 31–46. doi:10.1111/etp.12073

120. Andriani, P., Dwisaptarini AP, Fibryanto, E., Mohd Noh NZ, Successful regenerative approach with direct pulp capping using mineral trioxide aggregate after pulpal injury 2 years follow-up: Case report, J Ked Gi Univ. Padj. 2024;6 (Suppl 4):105-110, <https://doi.org/10.24198/jkg.v36i4.49194>
121. Kabaktchieva, R., Gateva, N. Vital pulpotomy in primary teeth with mineral trioxide aggregate (MTA) Journal of IMAB - Annual Proceeding (Scientific Papers) 2009 Book 2
122. Sluyk, SR., Moon, PC., Hartwell, GR. Evaluation of setting properties and retention characteristics of Mineral Trioxide Aggregate when used as a furcation perforation repair material. J Endod 1998;24:768-71.
123. Asgary, S., Parirokh, M., Eghbal, MJ., Brink, F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. J Endod. 2005 Feb;31(2):101-3. doi: 10.1097/01.don.0000133156.85164.b2. PMID: 15671818.
124. Torabinejad, M., Chivian, N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. J Endod 1999;25:197-205. [https://doi.org/10.1016/S0099-2399\(99\)80142-3](https://doi.org/10.1016/S0099-2399(99)80142-3)
125. Islam, I., Chng, HK., Yap, AU. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. J Endod. 2006 Mar;32(3):193-7. doi: 10.1016/j.joen.2005.10.043. PMID: 16500224.
126. Bolhari, B., Noori, F., Assadian, H. et al. The effect of three additives on properties of mineral trioxide aggregate cements: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. BMC Oral Health 24, 335 (2024). <https://doi.org/10.1186/s12903-024-04103-1>.
127. Aeinehchi, M., Eslami, B., Ghanbariha, M., Saffar AS. Mineral trioxide aggregate (MTA) and calcium hydroxide as pulp-capping agents in human teeth: a preliminary report. Int Endod J. 2003 Mar;36(3):225-31. doi: 10.1046/j.1365-2591.2003.00652.x. PMID: 12657149.
128. Belobrov, I., Parashos, P. Treatment of tooth discoloration after the use of white mineral trioxide aggregate. J Endod. 2011 Jul;37(7):1017-20. doi: 10.1016/j.joen.2011.04.003. Epub 2011 May 28. PMID: 21689563.
129. Ioannidis, K., Mistakidis, I., Beltes, P., Karagiannis, V. Spectrophotometric analysis of coronal discolouration induced by grey and white MTA. Int Endod J. 2013 Feb;46(2):137-44. doi: 10.1111/j.1365-2591.2012.02098.x. Epub 2012 Jul 24. PMID: 22823058.

130. Camilleri, J. Color stability of white mineral trioxide aggregate in contact with hypochlorite solution. *J Endod.* 2014 Mar;40(3):436-40. doi: 10.1016/j.joen.2013.09.040. Epub 2013 Nov 1. PMID: 24565667.
131. Marciano, MA., Costa, RM., Camilleri, J., Mondelli, RF., Guimarães, BM., Duarte, MA. Assessment of color stability of white mineral trioxide aggregate angelus and bismuth oxide in contact with tooth structure. *J Endod.* 2014 Aug;40(8):1235-40. doi: 10.1016/j.joen.2014.01.044. Epub 2014 Mar 18. PMID: 25069940.
132. Asgary, S., Eghbal, MJ, Parirokh, M., Ghoddusi, J., Kheirieh, S., Brink, F. Comparison of mineral trioxide aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement. *J Endod* 2009;35:243-50.
133. Nekoofar, MH., Stone, DF., Dummer, PM. The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2010 Sep;43(9):782-91. doi: 10.1111/j.1365-2591.2010.01745.x. Epub 2010 Jul 1. PMID: 20609024.
134. Nekoofar, MH., Davies, TE., Stone, D., Basturk, FB., Dummer, PM. Microstructure and chemical analysis of blood-contaminated mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2011 Nov;44(11):1011-8. doi: 10.1111/j.1365-2591.2011.01909.x. Epub 2011 Jun 30. PMID: 21718336.
135. Guimarães, BM., Tartari, T., Marciano, MA., Vivan, RR., Mondeli, RF., Camilleri, J., Duarte, MA. Color stability, radiopacity, and chemical characteristics of white mineral trioxide aggregate associated with 2 different vehicles in contact with blood. *J Endod.* 2015 Jun;41(6):947-52. doi: 10.1016/j.joen.2015.02.008. Epub 2015 Mar 19. PMID: 25799532.
136. Marciano, MA., Camilleri, J., Costa, RM., Matsumoto, MA., Guimarães, BM., Duarte, MAH. Zinc Oxide Inhibits Dental Discoloration Caused by White Mineral Trioxide Aggregate Angelus. *J Endod.* 2017 Jun;43(6):1001-1007. doi: 10.1016/j.joen.2017.01.029. Epub 2017 Apr 14. PMID: 28416317.
137. Tomson, PL., Grover, LM., Lumley, PJ., Sloan, AJ., Smith, AJ., Cooper, PR. Dissolution of bio-active dentine matrix components by mineral trioxide aggregate. *J Dent.* 2007 Aug;35(8):636-42. doi: 10.1016/j.jdent.2007.04.008. Epub 2007 Jun 12. PMID: 17566626.

138. Bogen, G., Kim, JS., Bakland, LK. Direct pulp capping with mineral trioxide aggregate: an observational study. *J Am Dent Assoc.* 2008 Mar;139(3):305-15; quiz 305-15. doi: 10.14219/jada.archive.2008.0160. Erratum in: *J Am Dent Assoc.* 2008 May;139(5):541. PMID: 18310735.
139. Al-Hezaimi, K., Al-Shalan, TA., Naghshbandi, J., Oglesby, S., Simon, JH., Rotstein, I. Antibacterial effect of two mineral trioxide aggregate (MTA) preparations against *Enterococcus faecalis* and *Streptococcus sanguis* in vitro. *J Endod* 2006;32:1053-6
140. Torabinejad, M., Hong, CU., Pitt Ford, TR., Kettering, JD. Antibacterial effects of some root end filling materials. *J Endod.* 1995 Aug;21(8):403-6. doi: 10.1016/s0099-2399(06)80824-1. PMID: 7595152.
141. Marković, D., Zivojinović, V., Vucetić M. Evaluation of three pulpotomy medicaments in primary teeth. *Eur J Paediatr Dent.* 2005 Sep;6(3):133-8.
142. Duarte, MAH., Marciano, MA., Vivan, RR., Tanomaru, Filho M., Tanomaru, JMG., Camilleri, J. Tricalcium silicate-based cements: properties and modifications. *Braz Oral Res.* 2018 Oct 18;32(suppl 1):e70. doi: 10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0070. PMID: 30365611.
143. Güven, EP., Yalvaç, ME., Kayahan, MB., Suna,y H., Şahin, F., Bayirli, G. Human tooth germ stem cell response to calcium-silicate based endodontic cements. *J Appl Oral Sci.* 2013 Jul-Aug;21(4):351-7. doi: 10.1590/1678-775720130047. PMID: 24037075; PMCID: PMC3881897.
144. Zhao, W., Wang, J., Zhai, W., Wang, Z., Chang, J. The self-setting properties and in vitro bioactivity of tricalcium silicate. *Biomaterials.* 2005 Nov;26(31):6113-21. doi: 10.1016/j.biomaterials.2005.04.025. PMID: 15927252.
145. Doyle, TL., Casas, MJ., Kenny, DJ., Judd, PL. Mineral trioxide aggregate produces superior outcomes in vital primary molar pulpotomy. *Pediatr Dent.* 2010 Jan-Feb;32(1):41-7. PMID: 20298652.
146. Rutherford, B., Fitzgerald, M. A new biological approach to vital pulp therapy. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1995;6(3):218-29. doi: 10.1177/10454411950060030401. PMID: 8785262.
147. McKay, WF., Peckham, SM., Badura, JM. A comprehensive clinical review of recombinant human bone morphogenetic protein-2 (INFUSE Bone Graft). *Int Orthop.*

- 2007 Dec;31(6):729-34. doi: 10.1007/s00264-007-0418-6. Epub 2007 Jul 17. PMID: 17639384; PMCID: PMC2266665.
148. Iohara, K., Nakashima, M., Ito, M., Ishikawa, M., Nakasima, A., Akamine, A. Dentin regeneration by dental pulp stem cell therapy with recombinant human bone morphogenetic protein 2. *J Dent Res.* 2004 Aug;83(8):590-5. doi: 10.1177/154405910408300802. PMID: 15271965.
149. Washio, A., Kitamura, C., Morotomi, T., Terashita, M., Nishihara, T. Possible Involvement of Smad Signaling Pathways in Induction of Odontoblastic Properties in KN-3 Cells by Bone Morphogenetic Protein-2: A Growth Factor to Induce Dentin Regeneration. *Int J Dent.* 2012;2012:258469. doi: 10.1155/2012/258469. Epub 2012 Feb 28. PMID: 22505896; PMCID: PMC3299296.
150. Shimabukuro, Y., Ueda, M., Ozasa, M., Anzai, J., Takedachi, M., Yanagita, M., Ito, M., Hashikawa, T., Yamada, S., Murakami, S. Fibroblast growth factor-2 regulates the cell function of human dental pulp cells. *J Endod.* 2009 Nov;35(11):1529-35. doi: 10.1016/j.joen.2009.08.010. PMID: 19840642.
151. Gross, AJ., Herrmann, TR. History of lasers. *World J Urol.* 2007 Jun;25(3):217-20. doi: 10.1007/s00345-007-0173-8. Epub 2007 Jun 13. PMID: 17564717.
152. El-Din, MS., El-Sharkawy, A., Abdelrahman, H., Hanno, KI. Different wavelengths of laser: are they significant for treatment of denture stomatitis? : an in-vitro study. *BMC Oral Health.* 2024 Jan 11;24(1):71. doi: 10.1186/s12903-023-03845-8. PMID: 38212756; PMCID: PMC10782685.
153. Einstein, A. Zur Quantentheorie der Strahlung. *Physiol Z.* 1917;18:121–8.
154. Neena, I., Poornima, P., Edagunji, G. Lasers in pediatric dentistry: A review. *International Journal of Contemporary Dental and Medical Reviews* 2015;2015. Article ID: 030115, 2015. doi: 10.15713/ins.ijcdmr.29.
155. Galui, S., Pal, S., Mahata, S., Saha, S., Sarkar, S. Laser and its use in pediatric dentistry: A review of literature and a recent update. *Int J Pedod Rehabil* 2019;4:15
156. Maiman, TH. Stimulated optical radiation in ruby lasers. *Nature* 1960;187:493;
157. Myers, TD., Myers, WD., Stone, RM. First soft tissue study utilizing a pulsed Nd: YAG dental laser. *Northwest Dent* 1989;68:14-7.
158. Frame, JW. Carbon dioxide laser surgery for benign oral lesions. *Br Dent J* 1985;158:125-8

159. Shoji, S., Nakamura, M., Horiuchi, H. Histopathological changes in dental pulps irradiated by CO₂ laser: a preliminary report on laser pulpotomy. *J Endod.* 1985 Sep;11(9):379-84. doi: 10.1016/S0099-2399(85)80024-8. PMID: 3934314.
160. Verma, SK., Maheshwari, S., Singh, RK., Chaudhari, PK. Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental practice. *Natl J Maxillofac Surg.* 2012 Jul;3(2):124-32. doi: 10.4103/0975-5950.111342. PMID: 23833485; PMCID: PMC3700144.
161. Sonia, Bordin-Aykroyd., et al. „Laser-Tissue Interaction“. *EC Dental Science* 18.9 (2019): 2303-2308.
162. Coluzzi, DJ., Convissar, RA., Roshkind, DM. Laser fundamentals. In: Convissar RA, ed. *Principles and Practice of Laser Dentistry*. 2nd ed. St. Louis, Mo.: Elsevier Mosby; 2016:12-26.
163. Parker, S. Lasers in restorative dentistry. In: Convisar RA, ed. *Principles and Practice of Laser Dentistry*. 2nd ed. St. Louis, Mo.: Elsevier Mosby; 2016:162-77.
164. Parker, S., Cronshaw, M., Anagnostaki, E., Mylona, V., Lynch, E., Grootveld, M. Current Concepts of Laser-Oral Tissue Interaction. *Dent J (Basel)*. 2020 Jun 28;8(3):61. doi: 10.3390/dj8030061. PMID: 32605215; PMCID: PMC7558496.
165. American Academy of Pediatric Dentistry. Policy on the use of lasers for pediatric dental patients. *The Reference Manual of Pediatric Dentistry*. Chicago, Ill.: American Academy of Pediatric Dentistry; 2024:135-8.
166. Theodoro, LH., Marcantonio, RAC., Wainwright, M., Garcia, VG. LASER in periodontal treatment: is it an effective treatment or science fiction? *Braz Oral Res.* 2021 Sep 24;35(Supp 2):e099. doi: 10.1590/1807-3107bor-2021.vol35.0099. PMID: 34586213.
167. Gabri, D., Bago, I., Filipovi, I., Sui, M., Katanec, D., Milenovi, A., & Vuievi Boras, V. (2013). Application of Diode Laser in Oral and Maxillofacial Surgery InTech. doi.org/10.5772/52404.
168. B. C. Wilson and S. L. Jacques. „Optical reflectance and transmittance of tissues: principles and applications“, in *IEEE Journal of Quantum Electronics*, 26.12 (1990): 2186-2199. doi: 10.1109/3.64355.
169. Ohshiro, T. and Calderhead RG. „Low level laser therapy: A practical introduction“. *British Journal of Surgery* 76.4 (1989): 11-18.

170. Martens, LC. Laser physics and a review of laser applications in dentistry for children. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2011 Apr;12(2):61-7. doi: 10.1007/BF03262781. PMID: 21473835.
171. Moritz, A., Schoop, U., Goharkhay, K., Sperr, W. Advantages of apulsed CO₂ laser in direct pulp capping: A long-term in vivostudy. *Lasers Surg Med* 1998; 22:288-93.
172. Nazemisalman, B., Farsadeghi, M., Sokhansanj, M. Types of Lasers and Their Applications in Pediatric Dentistry. *J Lasers Med Sci*. 2015 Summer;6(3):96-101. doi: 10.15171/jlms.2015.01. Epub 2015 Jun 28. PMID: 26464775; PMCID: PMC4599202.
173. Goyal, M., Makkar, S., Pasricha, S. Low Level Laser Therapy in Dentistry. *Int J Laser Dent* 2013;3(3):82-88
174. Mazzoni, A., Navarro, RS., Fernandes, KPS., Horliana, ACRT., Mesquita-Ferrari, RA., Motta, PB., Silva, T., Gomes, AO., Martimbianco, ALC., Sobral, APT., Santos, EM., Motta, LJ., Bussadori, SK. Evaluation of the effects of high-level laser and electrocautery in lingual frenectomy surgeries in infants: protocol for a blinded randomised controlled clinical trial. *BMJ Open*. 2021 Nov 30;11(11):e050733. doi: 10.1136/bmjopen-2021-050733. PMID: 34848514; PMCID: PMC8634217.
175. Tancredi S, De Angelis P, Marra M, Lopez MA, Manicone PF, Passarelli PC, Romeo A, Grassi R, D'Addona A. Clinical Comparison of Diode Laser Assisted „v-Shape Frenectomy“ and Conventional Surgical Method as Treatment of Ankyloglossia. *Healthcare (Basel)*. 2022 Jan 4;10(1):89. doi: 10.3390/healthcare10010089. PMID: 35052254; PMCID: PMC8775129.
176. Fornaini, C., Arany, P., Rocca, JP., Merigo, E. Photobiomodulation in Pediatric Dentistry: A Current State-of-the-Art. *Photobiomodul Photomed Laser Surg*. 2019 Dec;37(12):798-813.doi: 10.1089/photob.2019.4722. PMID: 31873064.
177. Karu, T.. Photobiology of low-power laser effects. *Health Phys*. 1989 May;56(5):691-704.5 doi: 10.1097/00004032-198905000-00015. PMID: 2651364. 4.
178. Luke, AM., Mathew, S., Altawash, MM., Madan, BM. Lasers: A Review With Their Applications in Oral Medicine. *J Lasers Med Sci*. 2019 Fall;10(4):324-329. doi: 10.15171/jlms.2019.52. Epub 2019 Oct 1. PMID: 31875126; PMCID: PMC6885906.
179. Maturo, P., Perugia, C., Docimo, R. Versatility of an 810 nm diode laser in paediatric dentistry. *Int J Clin Dent*. 2013;6(2):161–72.

180. Bhattacharya, PT., Patil, K., Guledgud, MV. Effectiveness of 904nm Gallium-Arsenide Diode Laser in Treatment of Oral Lichen Planus: Report of 2Cases. *Actas Dermosifiliogr (Engl Ed)*. 2019 May;110(4):325-327. English, Spanish. doi: 10.1016/j.ad.2018.02.013. Epub 2018 May 30. PMID: 29857947.
181. Dawasaz, AA. *In Vivo* Efficacy of Diode Laser as a Monotherapy in Root Canal Disinfection: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Photobiomodul Photomed Laser Surg*. 2022 Jan;40(1):59-70. doi: 10.1089/photob.2021.0073. Epub 2021 Dec 21. PMID: 34936823.
182. Insero, G., Fusi, F., Romano, G. The safe use of lasers in biomedicine: Principles of laser-matter interaction. *J Public Health Res*. 2023 Jul 31;12(3):22799036231187077. doi: 10.1177/22799036231187077. PMID: 37539442; PMCID: PMC10395181.
183. Parker, S. Verifiable CPD paper: laser-tissue interaction. *Br Dent J*. 2007 Jan 27;202(2):73-81. doi: 10.1038/bdj.2007.24. PMID: 17255986.
184. Shaik, KV., Alanazi, MIN., Albilasi, RM., Albalawi, BFA., Alruwaili, FA. Lasers in Maxillofacial Surgery - Review of Literature. *J Pharm Bioallied Sci*. 2021 Jun;13(Suppl 1):S19-S22. doi: 10.4103/jpbs.JPBS_710_20. Epub 2021 Jun 5. PMID: 34447036; PMCID: PMC8375923.
185. Maggioni, M., Attanasio, T., Scarpelli, F. *Il Laser in Odontoiatria*. Piccin-Nuova Libreria; Padova, Italy: 2009. [[Google Scholar](#)]
186. Yadav, RK., Verma, UP., Sajjanhar, I., Tiwari, R. Frenectomy with conventional scalpel and Nd:YAG laser technique: A comparative evaluation. *J Indian Soc Periodontol*. 2019 Jan-Feb;23(1):48-52. doi: 10.4103/jisp.jisp_352_18. PMID: 30692743; PMCID: PMC6334537.
187. Bengtson, AL., Gomes, AC., Mendes, FM., Cichello, LR., Bengtson, NG., Pinheiro, SL. Influence of examiner's clinical experience in detecting occlusal caries lesions in primary teeth. *Pediatr Dent*. 2005 May-Jun;27(3):238-43. PMID: 16173230.
188. Marwah, N. *Text Book of Pediatric Dentistry*. 3rd ed. India: Jaypee Brothers Medical Publishers (p) Ltd.; 2014.
189. Gupta, G., Rana, V., Srivastava, N., Chandna, P. Laser Pulpotomy-An Effective Alternative to Conventional Techniques: A 12 Months Clinicoradiographic Study. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2015 Jan-Apr;8(1):18-21. doi: 10.5005/jp-journals-10005-1277. Epub 2015 Apr 28. PMID: 26124576; PMCID: PMC4472866.

190. Ghavami-Lahiji, M., Davaloo, RT., Tajziehchi, G., Shams, P. Micro-computed tomography in preventive and restorative dental research: A review. *Imaging Sci Dent.* 2021 Dec;51(4):341-350. doi: 10.5624/isd.20210087. Epub 2021 Oct 15. PMID: 34987994; PMCID: PMC8695474.
191. Dunn, PM. Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923), the discovery of x rays and perinatal diagnosis. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed.* 2001 Mar;84(2):F138-9. doi: 10.1136/fn.84.2.f138. PMID: 11207235; PMCID: PMC1721222.
192. Erpaçal, B., Adıgüzel, Ö., Cangül, S. The use of micro-computed tomography in dental applications. *Int J Dent Res* 2019;9:78–91. <https://doi.org/10.5577/intdentres.2019.vol9.no2.7>
193. Howell, JD. Early clinical use of the x-ray. *Trans Am Clin Climatol Assoc* 2016;127:341–349.
194. Swain, MV., Xue, J. State of the art of Micro-CT applications in dental research. *Int J Oral Sci.* 2009 Dec;1(4):177-88. doi: 10.4248/IJOS09031. PMID: 20690421; PMCID: PMC3470105.
195. Hounsfield, GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol.* 1973 Dec;46(552):1016-22. doi: 10.1259/0007-1285-46-552-1016. PMID: 4757352.
196. Boerckel, JD., Mason, DE., McDermott, AM., Alsberg, E. Microcomputed tomography: approaches and applications in bioengineering. *Stem Cell Res Ther.* 2014 Dec 29;5(6):144. doi: 10.1186/scrt534. PMID: 25689288; PMCID: PMC4290379.
197. Feldkamp, LA., Goldstein SA., Parfitt, AM., Jesion, G., Kleerekoper, M. The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. *J Bone Miner Res.* 1989 Feb;4(1):3-11. doi: 10.1002/jbmr.5650040103. PMID: 2718776.
198. Boca, C., Truyen, B., Henin, L., Schulte, AG., Stachniss, V., De Clerck, N., Cornelis, J., Bottenberg, P. Comparison of micro-CT imaging and histology for approximal caries detection. *Sci Rep.* 2017 Jul 27;7(1):6680. doi: 10.1038/s41598-017-06735-6. PMID: 28751671; PMCID: PMC5532299.
199. Elliott, JC., Dover SD. X-ray microtomography. *J Microsc.* 1982 May;126(Pt 2):211-3. doi: 10.1111/j.1365-2818.1982.tb00376.x. PMID: 7086891.
200. Topuz, Ö., Şahin, FÜ. Diş hekimliği araştırmalarında mikrobilgisayarlı tomografi uygulamaları. *Acta Odontol Turc* 2014;31(2):114-120.

201. Ritman, EL. Current status of developments and applications of micro-CT. *Annu Rev Biomed Eng.* 2011 Aug 15;13:531-52. doi: 10.1146/annurev-bioeng-071910-124717. PMID: 21756145.
202. https://www.foa.unesp.br/Home/pesquisa/escritoriodeapoioapesquisa/mn001_bone-microct-analysis-general.
203. Chałas, R., Szlązak, K., Wójcik-Chęcińska, I., Jaroszewicz, J., Molak, R., Czechowicz, K., Paris, S., Świąszkowski, W., Kurzydłowski, KJ. Observations of mineralised tissues of teeth in X-ray micro-computed tomography. *Folia Morphol (Warsz).* 2017;76(2):143-148. doi: 10.5603/FM.a2016.0070. Epub 2016 Nov 4. PMID: 27813625.
204. Cengiz, IF., Oliveira, JM., Reis, RL. Micro-CT - a digital 3D microstructural voyage into scaffolds: a systematic review of the reported methods and results. *Biomater Res.* 2018 Sep 26;22:26. doi: 10.1186/s40824-018-0136-8. PMID: 30275969; PMCID: PMC6158835.
205. Keleş, A., Alçın, H. Mikro Bilgisayarlı Tomografi ve Endodontik Araştırmalardaki Yeri. *Turkiye Klin. J Endod-Special* 2015;1(3):32-39.
206. Yakıncı, ME., Onar, K., Depci, T., Orhan, K., Turan, CC. Importance of Micro-Computed Tomography (Micro-CT) in health, Science and Engineering Sciences. *Medical Technology Congress*; 2016 Oct 27-29; Antalya, Turkey.
207. Kivovics, M., Szabó, BT., Németh, O., Iványi, D., Trimmel, B., Szmirnova, I., Orhan, K., Mijiritsky, E., Szabó, G., Dobó-Nagy, C. Comparison between Micro-Computed Tomography and Cone-Beam Computed Tomography in the Assessment of Bone Quality and a Long-Term Volumetric Study of the Augmented Sinus Grafted with an Albumin Impregnated Allograft. *J Clin Med.* 2020 Jan 21;9(2):303. doi: 10.3390/jcm9020303. PMID: 31973237; PMCID: PMC7073646.
208. Park, YS., Bae, KH., Chang, J., Shon, WJ. Theory of X-ray microcomputed tomography in dental research: application for the caries research. *Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry* 2011;36(2):98-107. (Crossref)
209. Kurt, MH., Orhan, K. The use of Micro-CT in dentistry. *Turkiye Klin. J Oral Maxillofac Radiol-Special* 2014;2(1):14-21.

210. Clementino-Luedemann, TN., Kunzelmann, KH. Mineral concentration of natural human teeth by a commercial micro-CT. *Dent Mater J.* 2006 Mar;25(1):113-9. doi: 10.4012/dmj.25.113. PMID: 16706305.
211. Bagheri, G., Hossein *et al* 2015 *Biomed. Mater.* **10** 035007 DOI 10.1088/1748-6041/10/3/035007. Bagheri, GH., Sadr, A., Espigares, J., Hariri, I., Nakashima, S., Hamba, H., et al. Study on the influence of leucine-rich amelogenin peptide (LRAP) on the remineralization of enamel defects via micro-focus x-ray computed tomography and nanoindentation. *Biomed Mater* 2015;10:035007
212. Liao, CW., Fuh, LJ., Shen, YW., Huang, HL., Kuo, CW., Tsai, MT., Hsu, JT. Self-assembled micro-computed tomography for dental education. *PLoS One.* 2018 Dec 26;13(12):e0209698. doi: 10.1371/journal.pone.0209698. PMID: 30586444; PMCID: PMC6306236.
213. Fouladi, M., Gholami, K., Ghadiri, H. LOTUS-in vivo micro computed tomography system for imaging of small animals and ex-vivo biological samples. *Frontiers Biomed Technol* 2020;7:134–137. DOI: [10.18502/fbt.v7i2.3860](https://doi.org/10.18502/fbt.v7i2.3860)
214. Torres, FFE., Jacobs, R., EzEldeen, M., De Faria-Vasconcelos, K., Guerreiro-Tanomaru, JM., Dos Santos, BC., Tanomaru-Filho, M. How image-processing parameters can influence the assessment of dental materials using micro-CT. *Imaging Sci Dent.* 2020 Jun;50(2):161-168. doi: 10.5624/isd.2020.50.2.161. Epub 2020 Jun 18. PMID: 32601591; PMCID: PMC7314609.
215. Celikten, B., Jacobs, R., De Faria Vasconcelos, K., Huang, Y., Shaheen E., Nicolielo, LFP., Orhan, K. Comparative evaluation of cone beam CT and micro-CT on blooming artifacts in human teeth filled with bioceramic sealers. *Clin Oral Investig.* 2019 Aug;23(8):3267-3273. doi: 10.1007/s00784-018-2748-8. Epub 2018 Nov 28. PMID: 30488119.
216. Feldkamp, LA., Davis, LC., Kress, JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A.* 1984;1(6):612–619.
217. De Oliveira, MVL., Santos, AC., Paulo, G., Campos, PSF., Santos, J. Application of a newly developed software program for image quality assessment in cone-beam computed tomography. *Imaging Sci Dent.* 2017 Jun;47(2):75-86. doi: 10.5624/isd.2017.47.2.75. Epub 2017 Jun 22. PMID: 28680843; PMCID: PMC5489672.

218. Parfitt, AM., Drezner, MK., Glorieux, FH., Kanis, JA., Malluche, H., Meunier, PJ., Ott, SM., Recker, RR. Bone histomorphometry: standardization of nomenclature, symbols, and units. Report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee. *J Bone Miner Res.* 1987 Dec;2(6):595-610. doi: 10.1002/jbmr.5650020617. PMID: 3455637.
219. Campioni, I., Pecci, R., Bedini, R. Ten years of micro-CT in dentistry and maxillofacial surgery: a literature overview. *Appl Sci* 2020;10:4328
220. Willekens, I., Buls, N., Lahoutte, T., Baeyens, L., Vanhove, C., Caveliers, V., Deklerck, R., Bossuyt, A., De Mey, J. Evaluation of the radiation dose in micro-CT with optimization of the scan protocol. *Contrast Media Mol Imaging.* 2010 Jul-Aug;5(4):201-7. doi: 10.1002/cmmi.394. PMID: 20665903.
221. Lautensack, J., Rack, A., Redenbach, C., Zabler, S., Fischer, H., Gräber, HG. In situ demineralisation of human enamel studied by synchrotron-based X-ray microtomography--a descriptive pilot-study. *Micron.* 2013 Jan;44:404-9. doi: 10.1016/j.micron.2012.09.006. Epub 2012 Sep 16. PMID: 23043853.
222. Huang, TTY., He LH, Darendeliler, MA, et al. Correlation of mineral density and elastic modulus of natural enamel white spot lesions using X-ray microtomography and nanoindentation. *Acta Biomater.* 2010; 6(12): 4553–4559, doi: 10.1016/j.actbio.2010.06.028, indexed in Pubmed: 20601240.
223. Wong, FS., Anderson, P., Fan, H., Davis, GR. X-ray microtomographic study of mineral concentration distribution in deciduous enamel. *Arch Oral Biol.* 2004 Nov;49(11):937-44. doi: 10.1016/j.archoralbio.2004.05.011. PMID: 15353251.
224. Anderson, P., Elliott, JC., Bose, U., Jones, SJ. A comparison of the mineral content of enamel and dentine in human premolars and enamel pearls measured by X-ray microtomography. *Arch Oral Biol.* 1996 Mar;41(3):281-90. doi: 10.1016/0003-9969(95)00122-0. PMID: 8735014.
225. Davis, GR., Wong, FS. X-ray microtomography of bones and teeth. *Physiol Meas.* 1996 Aug;17(3):121-46. doi: 10.1088/0967-3334/17/3/001. PMID: 8870055.
226. El Ashiry, EA., Alamoudi, NM., Farsi, NM., Al Tuwirqi, AA., Attar, MH., Alag, HK, et al. The use of micro-computed tomography for evaluation of internal adaptation of dental restorative materials in primary molars: an in-vitro study. *Int J Pharm Res Allied Sci* 2019;8:129–137.

227. Efeoglu, N., Wood, DJ., Efeoglu, C. Thirty-five percent carbamide peroxide application causes in vitro demineralization of enamel. *Dental Materials* 2007;23(7):900-904. (Crossref)
228. Huang, TT., Jones, AS., He, LH., Darendeliler, MA., Swain, MV. Characterisation of enamel white spot lesions using X-ray micro-tomography. *J Dent.* 2007 Sep;35(9):737-43. doi: 10.1016/j.jdent.2007.06.001. Epub 2007 Aug 1. PMID: 17683844.
229. Guldberg, RE., Lin, AS., Coleman, R., Robertson, G., Duvall, C. Microcomputed tomography imaging of skeletal development and growth. *Birth Defects Res C Embryo Today.* 2004 Sep;72(3):250-9. doi: 10.1002/bdrc.20016. PMID: 15495187.
230. Gaboutchian, AV., Knyaz, VA., Maschenko, EN., Dac, LX., Maksimov, AA., Emelyanov, AV., Korost, DV., Stepanov, NV. Measuring Dental Enamel Thickness: Morphological and Functional Relevance of Topographic Mapping. *J Imaging.* 2023 Jun 23;9(7):127. doi: 10.3390/jimaging9070127. PMID: 37504804; PMCID: PMC10381522.
231. Kim, I., Paik, KS., Lee, SP. Quantitative evaluation of the accuracy of micro-computed tomography in tooth measurement. *Clin Anat.* 2007 Jan;20(1):27-34. doi: 10.1002/ca.20265. PMID: 16372341.
232. Wang, C., Cao, L., Yang, C., Fan, Y. A Novel Method to Quantify Longitudinal Orthodontic Bone Changes with In Vivo Micro-CT Data. *J Healthc Eng.* 2018 Oct 1;2018:1651097. doi: 10.1155/2018/1651097. PMID: 30364010; PMCID: PMC6188591.
233. Rabelo, GD., Coutinho-Camillo, C., Kowalski, LP., Portero-Muzy, N., Roux, JP., Chavassieux, P., Alves, FA. Evaluation of cortical mandibular bone in patients with oral squamous cell carcinoma. *Clin Oral Investig.* 2018 Mar;22(2):783-790. doi: 10.1007/s00784-017-2153-8. Epub 2017 Jun 24. PMID: 28647863.
234. Meagher, MJ., Parwani, RN., Viridi, AS., Sumner, DR. Optimizing a micro-computed tomography-based surrogate measurement of bone-implant contact. *J Orthop Res.* 2018 Mar;36(3):979-986. doi: 10.1002/jor.23716. Epub 2017 Oct 4. PMID: 28851105; PMCID: PMC5832531.
235. Gantt, DG., Kappleman, J., Ketcham, RA., Alder, ME., Deahl, TH. Three-dimensional reconstruction of enamel thickness and volume in humans and hominoids. *Eur J Oral Sci.* 2006 May;114 Suppl 1:360-4; discussion 375-6, 382-3. doi: 10.1111/j.1600-0722.2006.00337.x. PMID: 16674713.

236. Chalas, R., Mielko, E., Nowak, J., et al. Usefulness of MicroCT in assessment of calcium-silicate based materials in contact to dentin. *Caries Res.* 2014; 48: 416
237. Elfrink, ME., Kalin, K., Van Ruijven, LJ., ten Cate, JM., Veerkamp, JS. MicroCT study on the enamel mineral density of primary molars. *Eur J Paediatr Dent.* 2016 Mar;17(1):60-4. PMID: 26949242.
238. Arhatari, BD., Andrewartha, K., White, M. Micro X-ray computed tomography of pits and fissures. *J Xray Sci Technol.* 2014;22(4):407-14. doi: 10.3233/XST-140435. PMID: 25080111.
239. Soviero, VM., Leal, SC., Silva, RC., Azevedo, RB. Validity of MicroCT for in vitro detection of proximal carious lesions in primary molars. *J Dent.* 2012 Jan;40(1):35-40. doi: 10.1016/j.jdent.2011.09.002. Epub 2011 Sep 12. PMID: 21930181.
240. Hamba, H., Nikaido, T., Sadr, A., Nakashima, S., Tagami, J. Enamel lesion parameter correlations between polychromatic micro-CT and TMR. *J Dent Res.* 2012 Jun;91(6):586-91. doi: 10.1177/0022034512444127. Epub 2012 Apr 3. PMID: 22476867.
241. Chen, X., Cuijpers, V., Fan, M., Frencken, JE. Marginal leakage of two newer glass-ionomer-based sealant materials assessed using micro-CT. *J Dent.* 2010 Sep;38(9):731-5. doi: 10.1016/j.jdent.2010.05.018. Epub 2010 May 24. PMID: 20580767.
242. Cochrane, NJ., Anderson, P., Davis, GR., et al. An X-ray microtomographic study of natural white-spot enamel lesions. *J Dent Res.* 2012; 91(2): 185–191, doi: 10.1177/0022034511429570, indexed in Pubmed: 22095069.
243. Eden, E., Topaloglu-Ak, A., Cuijpers, V., Frencken, JE. Micro-CT for measuring marginal leakage of Class II resin composite restorations in primary molars prepared in vivo. *Am J Dent.* 2008 Dec;21(6):393-7. Erratum in: *Am J Dent.* 2009 Feb;22(1):64. Topaloglu-Ak, Vasli [corrected to Topaloglu-Ak, Asli]. PMID: 19146134.
244. Guelmann, M., Fair, J., Bimstein, E. Permanent versus temporary restorations after emergency pulpotomies in primary molars. *Pediatr Dent.* 2005 Nov-Dec;27(6):478-81. PMID: 16532888.
245. R. Chalas, E. Mielko, J. Zubrzycka-Wrobel, J. Nowak A chemical activity evaluation of two dental calcium silicate-based materials. *Curr Issues Pharm Med Sci*, 28 (2015), pp. 89-91
246. Nowicka, A., Lipski, M., Parafiniuk, M., Sporniak-Tutak, K., Lichota, D., Kosierkiewicz, A., Kaczmarek, W., Buczkowska-Radlińska, J. Response of human dental

- pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2013 Jun;39(6):743-7. doi: 10.1016/j.joen.2013.01.005. Epub 2013 Apr 10. PMID: 23683272.
247. Yildiz, E., Tosun, G. Evaluation of formocresol, calcium hydroxide, ferric sulfate, and MTA primary molar pulpotomies. *Eur J Dent.* 2014 Apr;8(2):234-240. doi: 10.4103/1305-7456.130616. PMID: 24966776; PMCID: PMC4054056.
248. Ravi, G. R.; Subramanyam, R. V.1., Calcium hydroxide-induced resorption of deciduous teeth: A possible explanation. *Dental Hypotheses* 3(3):p 90-94, Jul–Sep 2012. | DOI: 10.4103/2155-8213.103910.
249. Moretti, AB., Sakai, VT., Oliveira, TM., Fornetti, AP., Santos, CF., Machado, MA., Abdo, RC. The effectiveness of mineral trioxide aggregate, calcium hydroxide and formocresol for pulpotomies in primary teeth. *Int Endod J.* 2008 Jul;41(7):547-55. doi: 10.1111/j.1365-2591.2008.01377.x. Epub 2008 May 12. PMID: 18479381.
250. Schroder, U., Granath, LE. Early reaction of intact human teeth to calcium hydroxide following experimental pulpotomy and its significance to the development of hard tissue barrier. *Odontol Revy* 1971;22(4):379-395.
251. Torabinejad, M., Parirokh, M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--part II: leakage and biocompatibility investigations. *J Endod.* 2010 Feb;36(2):190-202. doi: 10.1016/j.joen.2009.09.010. PMID: 20113774.
252. Uloopi, KS., Vinay, C., Ratnaditya, A., Gopal, AS., Mrudula, KJ., Rao, RC. Clinical Evaluation of Low Level Diode Laser Application For Primary Teeth Pulpotomy. *J Clin Diagn Res.* 2016 Jan;10(1):ZC67-70. doi: 10.7860/JCDR/2016/13218.7140. Epub 2016 Jan 1. PMID: 26894180; PMCID: PMC4740708.
253. Kierat, A., Laszczyńska, M., Kowalska, E., Weyna, E. Comparison of the influence of mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide on dental pulp of permanent teeth in biological treatment and cell cultures. *Ann Acad Med Stetin.* 2010;56(2):89-96. Polish. PMID: 21469286.
254. Mente, J., Hufnagel, S., Leo, M., Michel, A., Gehrig, H., Panagidis, D., Saure, D., Pfefferle, T. Treatment outcome of mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide direct pulp capping: long-term results. *J Endod.* 2014 Nov;40(11):1746-51. doi: 10.1016/j.joen.2014.07.019. Epub 2014 Sep 13. PMID: 25227216.
255. Hilton, TJ., Ferracane, JL., Mancl, L.; Northwest Practice-based Research Collaborative in Evidence-based Dentistry (NWP). Comparison of CaOH with MTA for

direct pulp capping: a PBRN randomized clinical trial. *J Dent Res.* 2013 Jul;92(7 Suppl):16S-22S. doi: 10.1177/0022034513484336. Epub 2013 May 20. PMID: 23690353; PMCID: PMC3706175.

256. Çalışkan, MK., Güneri, P. Prognostic factors in direct pulp capping with mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide: 2- to 6-year follow-up. *Clin Oral Investig.* 2017 Jan;21(1):357-367. doi: 10.1007/s00784-016-1798-z. Epub 2016 Apr 4. PMID: 27041110.

257. Hosseinzade, M., Karimi-Soflou, R., Valian, A., Nojehdehian, H. Physicochemical properties of MTA, CEM, hydroxyapatite and nano hydroxyapatite-chitosan dental cements. *Biomed Res.* 2018;29(11):2403–2409.

258. Chandran, V., Ramanarayanan, V., Menon, M., Varma, B., Sanjeevan, V. Effect of LASER therapy Vs conventional techniques on clinical and radiographic outcomes of deciduous molar pulpotomy: A systematic review and meta-analysis. *J Clin Exp Dent.* 2020 Jun 1;12(6):e588-

259. Saltzman, B., Sigal, M., Clokie, C., Rukavina, J., Titley, K., Kulkarni, GV. Assessment of a novel alternative to conventional formocresol-zinc oxide eugenol pulpotomy for the treatment of pulpally involved human primary teeth: diode laser-mineral trioxide aggregate pulpotomy. *Int J Paediatr Dent.* 2005 Nov;15(6):437-47. doi: 10.1111/j.1365-263X.2005.00670.x. PMID: 16238654.

260. Liu, JF. Effects of Nd:YAG laser pulpotomy on human primary molars. *J Endod.* 2006 May;32(5):404-7. doi: 10.1016/j.joen.2006.01.005. PMID: 16631836.

261. Nematollahi, H., Sarraf, Shirazi, A., Mehrabkhani, M., Sabbagh, S. Clinical and radiographic outcomes of laser pulpotomy in vital primary teeth: a systematic review and meta-analysis. *Eur Arch Paediatr Dent.* 2018 Aug;19(4):205-220. doi: 10.1007/s40368-018-0358-4. Epub 2018 Jul 18. PMID: 30019125.

262. Pandiyan, R., Lehl, GK., Kumar, R., Sharma, U., Jagachandiran, VV. Assessing the efficacy of Laser pulpotomy versus conventional pulpotomy in primary teeth: A systematic review and meta-analysis of clinical trials. *Lasers Med Sci.* 2024 Jul 29;39(1):198. doi: 10.1007/s10103-024-04145-5. PMID: 39073657.

263. Fernandes, AP., Lourenço, Neto N., Teixeira, Marques NC., Silveira, Moretti AB., Sakai, VT., Cruvinel, Silva T., Andrade, Moreira., Machado, MA., Marchini, Oliveira T. Clinical and radiographic outcomes of the use of Low-Level Laser Therapy in vital pulp of

- primary teeth. *Int J Paediatr Dent*. 2015 Mar;25(2):144-50. doi: 10.1111/ipd.12115. Epub 2014 Jun 28. PMID: 24974864.
264. Sun, G., Tunér, J. Low-level laser therapy in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2004 Oct;48(4):1061-76, viii. doi: 10.1016/j.cden.2004.05.004. PMID: 15464564.
265. Pawan, Joshi. A Comparative evaluation between formocresol and diode laser assisted pulpotomy in primary molars - an in vivo study. *Eur J Pharm Med Res*. 2017;4:569-75. e596. doi: 10.4317/jced.56436. PMID: 32665819; PMCID: PMC7335597.
266. Jukić, S., Anić, I., Koba, K., Najžar-Fleger, D., Matsumoto, K. The effect of pulpotomy using CO₂ and Nd:YAG lasers on dental pulp tissue. *International endodontic journal* 1997;30(3): 175-180
267. Niranjani, K., Prasad, MG, Vasa, AA., Divya, G., Thakur, MS., Saujanya, K. Clinical Evaluation of Success of Primary Teeth Pulpotomy Using Mineral Trioxide Aggregate(®), Laser and Biodentine(TM)- an In Vivo Study. *J Clin Diagn Res*. 2015 Apr;9(4):ZC35-7. doi: 10.7860/JCDR/2015/13153.5823. Epub 2015 Apr 1. PMID: 26023640; PMCID: PMC4437156.
268. Pescheck, A., Pescheck, B., Moritz, A. Pulpotomy of primary molars with the use of a carbon dioxide laser: results of a long-term in vivo study. *J Oral Laser Application*. 2002;2(3):165–69.
269. Haghgoo, R., Molaasadolah, F., Taghizade, F., Ansari, G., Asgary, S. THREE-YEAR OUTCOME OF DIODE LASER PULPOTOMY OF PRIMARY MOLARS USING THREE PULP CAPPING AGENTS: A SPLIT-MOUTH RANDOMIZED CLINICAL TRIAL. *J Evid Based Dent Pract*. 2023 Dec;23(4):101920. doi: 10.1016/j.jebdp.2023.101920. Epub 2023 Aug 26. PMID: 38035897.
270. Accorinte, ML., Loguercio, AD., Reis, A., Carneiro, E., Grande, RH., Murata, SS., Holland, R. Response of human dental pulp capped with MTA and calcium hydroxide powder. *Oper Dent*. 2008 Sep-Oct;33(5):488-95. doi: 10.2341/07-143. PMID: 18833854.
271. Sawicki, L., Pameijer, CH., Emerich, K., Adamowicz-Klepalska, B. Histological evaluation of mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide in direct pulp capping of human immature permanent teeth. *Am J Dent*. 2008 Aug;21(4):262-6. PMID: 18795524.
272. Min, KS., Park, HJ., Lee, SK., Park, SH., Hong, CU., Kim, HW., Lee, HH., Kim, EC. Effect of mineral trioxide aggregate on dentin bridge formation and expression of dentin

- sialoprotein and heme oxygenase-1 in human dental pulp. *J Endod*. 2008 Jun;34(6):666-70. doi: 10.1016/j.joen.2008.03.009. Epub 2008 Apr 25. PMID: 18498885.
273. Swarup, SJ., Rao, A., Boaz, K., Srikant, N., Shenoy, R. Pulpal response to nano hydroxyapatite, mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide when used as a direct pulp capping agent: an in vivo study. *J Clin Pediatr Dent*. 2014 Spring;38(3):201-6. doi: 10.17796/jcpd.38.3.83121661121g6773. PMID: 25095313.
274. Iwamoto, CE., Adachi, E., Pameijer CH., Barnes, D., Romberg, EE., Jefferies, S. Clinical and histological evaluation of white ProRoot MTA in direct pulp capping. *Am J Dent*. 2006 Apr;19(2):85-90. PMID: 16764130.
275. Kim, J., Song, YS., Min, KS., Kim, SH., Koh, JT., Lee, BN., Chang, HS., Hwang, IN., Oh, WM., Hwang, YC. Evaluation of reparative dentin formation of ProRoot MTA, Biodentine and BioAggregate using micro-CT and immunohistochemistry. *Restor Dent Endod*. 2016 Feb;41(1):29-36. doi: 10.5395/rde.2016.41.1.29. Epub 2016 Jan 4. PMID: 26877988; PMCID: PMC4751204.
276. Ishimoto, K., Hayano, S., Yanagita, T., Kurosaka, H., Kawanabe, N., Itoh, S., Ono, M., Kuboki, T., Kamioka, H., Yamashiro, T. Topical application of lithium chloride on the pulp induces dentin regeneration. *PLoS One*. 2015 Mar 26;10(3):e0121938. doi: 10.1371/journal.pone.0121938. PMID: 25812134; PMCID: PMC4374937.
277. Nowicka, A., Wilk, G., Lipski, M., Kolečki, J., Buczkowska-Radlińska, J. Tomographic Evaluation of Reparative Dentin Formation after Direct Pulp Capping with Ca(OH)₂, MTA, Biodentine, and Dentin Bonding System in Human Teeth. *J Endod*. 2015 Aug;41(8):1234-40. doi: 10.1016/j.joen.2015.03.017. Epub 2015 May 29. PMID: 26031301.