

**УНИВЕРЗИТЕТ "СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ"**  
**СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ**  
**Клиника за детска и превентивна стоматологија**  
**Скопје**

**Марија Стевановиќ**

**Евалуација на ефектите од терапевската апликација на Er: YAG  
ласерот врз тврдите забни ткива и пулпата**  
- докторска дисертација -

**Ментор: Проф. Мила Мирчева**

**Скопје, Март 2004 година**

**УНИВЕРЗИТЕТ "СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ"**  
**СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ**  
**Клиника за детска и превентивна стоматологија**  
**Скопје**

**Марија Стевановиќ**

**Евалуација на ефектите од терапевската апликација на Er: YAG  
ласерот врз тврдите забни ткива и пулпата**  
**- докторска дисертација -**

**Ментор: Проф. Мила Мирчева**

**Скопје, Март 2004 година**

Реализацијата на поставените цели во оваа докторска дисертација практично би била невозможна без безрезервната соработка и помош од институциите: Институт за биомедицинска истраживања - Медицински факултет - Ниш, Институт за микробиологија и паразитологија, Институт за патолошка анатомија и двата при Медицинскиот факултет во Скопје како и личностите: проф. д-р Војин Савиќ, инг. Миљковиќ, проф. д-р Петровска Милена, проф. д-р Рогановиќ Даница, проф. д-р Милјана Толовска, д-р Розалинда Исаевска, а особено без мојот менторот проф. д-р Мила Мирчева. Затоа ја користам оваа прилика јавно на сите да им се заблагодарам.

Марија Стевановиќ

**Не е доволно да се стекнува знаење, туку тоа треба и да се употребува.**

**Цицерон**

## Кратка содржина

Уште од имплементацијата на првите ласери во медицината, правени се бројни обиди истите да се употребуваат и во стоматологијата. Создавањето на новиот тврд ласер-Er: YAG ласерот, како кратко пулсирачки ласер овозможи употреба на нова ласерска бранова должина чија специјална карактеристика е максимална апсорбција во вода. Односно, при неговата употреба доаѓа до загревање на водата од забното ткиво и со ослободениот парен притисок материјалот прави микроексплозија при што голем дел од топлината се одведува со топлинска дифузија во околината. Затоа енергијата на ласерскиот зрак се апсорбира непосредно на површината на забот и скоро целосно се претвора во ефект на дупчење. Спротивно на другите ласери, овој висок степен на апсорбција во вода комбиниран со пулсирачки режим на работа на Er:YAG ласерот, дозволува одлична стапка на аблација на денталниот материјал во коњункција со минимално термално влијание.

Стоматолошката употреба на ласерите може да се подели на: апликација во меки ткива и апликација во цврсти ткива.

Истражувачите ги испитуваат обете области користејќи ги сите расположиви ласери за таа сврха: CO<sub>2</sub>, Nd: YAG, Er: YAG, Argon, Holmium: YAG, и Excimer ласери. Повеќето истражувања биле фокусирани на тврдите ткива и клиничката апликација на ласерите.

Hibst и Keller<sup>20</sup> ги испитувале ефектите од кратко пулсирачки инфрацрвено зрачење на Er: YAG ласер на емајлот. Скенинг електронската микроскопија покажала дека лезиите се обележани со рапави површини кои не покажуваат сериозно термално оштетување. Распоредот на индивидуалните хидроксиапатитни кристали е непроменет. Дефектот во емајлот не се јавува како резултат на негово топење туку како резултат на откинување на парче од ткивото како последица од експлозија настаната поради апсорбција на ласерскиот зрак во самиот хидроксиапатит. По апликација на десет пулса кратерот во емајлот е со тркалезна или овална форма, јасно ограничен, без знаци на оштетување на околната зона поради не постоење на пукнатини.



топење и карбонизација дури и по зголемување на експонирањето на ласерското зрачење.

Во поново време, постигната е ефикасна аблација на цврстите забни ткива при апликација на Er: YAG ласерот за препарација на кавитети и отстранување на кариес, која може да се спореди со ефектот постигнат при употреба на конвенционалниот начин на обработка на кавитетите. Спореден со другите ласерски системи, Er: YAG ласерот е многу поефикасен во аблација на забните ткива, што се должи на високиот коефициент на абсорпција и во хидроксиапатит и во вода, како и на минималното зголемување на температурата на околните ткива, особено кога се користи и постојано ладење од континуиран тенк млаз вода.

Гледани под светлосен микроскоп, примероците третирани со Er:YAG ласер со водено ладење, покажале рапава и ирегуларна површина. Природните бои се задржани, нема знаци на карбонизација или пукнатини во дентинот.

Во хистолошките студии за дејството на Er: YAG ласерот врз пулпата забележано е сочувана нормалната градба на одонтобластите и слојот на предентин, васкуларизацијата и клеточноста се слични како и кај нетретирани контроли, нема знаци за инфламација. Кај некои од забите третирани со ER: YAG ласер по само четири дена е забележано формирање на терциерен дентин.

Студиите изведувани на екстрахирани хумани заби и артифициелни модели, ги потврдиле бактерицидните својства на Er: YAG ласерот чија ефикасност оди и до комплетна стерилизација без појава на негативни термички ефекти врз околните ткива.

Evans и соработници во својата клиничка студија ги вклучиле и стоматолозите терапевти и пациентите. И едните и другите требале да одлучат кој начин на препарација на кавитети го преферираат: конвенционалниот или Er: YAG ласерот. Стоматолозите својот преферанс го дале на конвенционалниот начин на препарација поради спороста на процесот, а пациентите го одбрале третманот со ласер поради тоа што е безболан.

Целта на оваа студија е да се дефинира влијанието и структурната состојба на денталните ткива и пулпата по терапевската апликација на т.н. тврд ласер (Er: YAG). Поставувајќи ја целта се трудеме да одговориме на следниве прашања кои всушност ја наметнуваат дилемата во стоматолошката пракса: за или против употребата на тврдиот ласер:

1. Каква е клиничката евалуација на субјективната реакција на пациентите по препарација на кавитетите со ласер, споредена со конвенционалната метода (препарација на кавитети со турбина и колањак).
2. Какви структурни промени се случуваат на емајловата и дентинската површина по апликација на ласерот.
3. Кои се разликите при компарација на ултраструктурните наоди на емајловата и дентинската површина по третирање со дијамантски односно челичен борер и ласер.
4. Какво е антимикробното дејство на ласерот во дентинското ткиво по ласерска апликација во него.
5. Дали строго дозираната и од производителот препорачана фреквенција и енергија на Er: YAG ласерот при употреба на истиот во препарација на кавитети, предизвикува хистолошки промени на пулпата.

За да одговориме на поставените прашања во нашата студија, ние се определивме за следните методи: направивме клиничко испитување кое опфати 90 пациенти кои своето субјективно доживување на препарацијата со ласер требаше да ја окарактеризираат како **безболно, чувствително и многу болно**.

Ултраструктурните ефекти на ласерот и на конвенционалната метода на препарација врз тврдите забни ткива (емајл и дентин), ги испитувавме кај две серии од по 10 екстрахирани интактни заби. Промените ги набљудувавме на скенинг електронски микроскоп.

Влијанието на дозирана енергија и фреквенција на ласерот на пулпното ткиво го следевме на декалцинирани заби со светлосен микроскоп. За овој дел од испитувањата одбравме интактни заби за да го одбегнеме влија-

нието на кариесот врз пулпата. На таков начин можевме да го следиме само влијанието на ласерот врз истата. Антисептичното делување на аплицирана дозирана ласерска енергија и фреквенција врз дентинот и емајлот го испитувавме со помош на 48 екстархирани здрави заби кои ги поделивме во две групи и прпарираниите кавитети ги инокулиравме со бактериите E. Coli и S.aureus. Потоа следеше обработка со Er: YAG ласерот и анализа на резултатите.

Во текот на сите испитувања за обработка на емајлот користевме фреквенција 6 Hz и енергија од 350 mJ пер пулс со фокусиран ласерски зрак, а за обработка на дентинот фреквенција 4 Hz и енергија 250mJ пер пулс со фокусиран ласерски зрак.

Сите интактни заби кои ги употребивме во истражувањата беа екстрахирани од ортодонтски причини.

Резултатите кои ги добивме покажаа дека со Er: YAG ласерот може успешно да се врши аблација на емајлот и дентинот, секој ласерски пулс со енергија од 350 mJ и фреквенција од 6 Hz врши аблација во вид на кратер со форма на конус, јасни граници и без знаци на карбонификација и топење на емајлот во неговото дно. Механичкиот стрес при ударот на пулсот во емајлот во текот на аблацијата, некогаш доведува до појава на радијално распоредени пукнатини.

За да се предизвика аблација во ткивото на дентинот, според биолошките принципи, потребно е пониско ниво на енергија од 250 mJ и фреквенција од 4 Hz. При тоа не се забележуваат никакви знаци на топење, карбонизација или пукнатини во третираните подрачја од дентинот ниту во нивната околина. Површината која зад себе во дентинот ја остава Er: YAG ласерот е чиста, без присуство на smear layer и со широко отворени дентински тубули што е идеално ги пресретнува барањата на современите адхезивни техники.

Употребата на Er: YAG ласерот со одредени параметри односно дозирана енергија и фреквенција во суперфицијални и средно длабоки кавитети, не се реперкуира на мекото пулпино ткиво. Пулпата останува со нормален



строеж и функција. При препарација на длабоки кавитети, во пулпата се забележуваат реверзибилни промени како хиперемиа, местимично одлепување на одонтобластите и хидропсна дегенерација кај поедини одонтобласни клетки како знак на одбрамбена реактивност на стресна состојба.

Антисептичното делување на аплицирана ласерска енергија во инфицирани забни кавитети е недвосмислено потврдено. Инокулацијата на *S. aureus* во забните кавитети покажа силна редукција на бројот на бактериите по апликација на Er: YAG ласерот во однос на стандардната обработка и тоалета на кавитетите. Истото се однесува и на инокулацијата со *E.coli* каде е забележана силна редукција на бактерискиот раст. Разликите во бактерискиот раст помеѓу групите обработени со ласер и обработени со класичната метода и тоалета на кавитетите е статистички сигнификантна за двете бактерии.

Клиничката евалуација на субјективната реакција на пациентите по препарација на кавитетите со Er: YAG ласерот во сите длабочини (суперфицијална, медиа и профунда), покажа поголема толеранција кај пациентите отколку при користење на конвенционалните средства за обработка на истите. Пациентите во најголем број за понатамошен третман го одбраа Er: YAG ласерот

## Abstract

Ever since lasers for medical applications became available, attempts have been made to use them in dentistry. Once decay or other pathologies are discovered, the Er: YAG laser is a convenient instrument to perform safe, minimally invasive treatment. Using Hydrokinetic energy, the laser allows the operator to all but eliminate the thermal damage, vibration, and microfractures of enamel associated with even the most sophisticated and advanced high-speed handpieces available today. The hydrokinetic energy is the removal of tissues with the Er: YAG laser-energized water droplets. Hydrokinetic energy is produced by combining a spray of atomized water with laser energy. The resulting Hydrokinetic energy gently and precisely removes a wide range of tissue including tooth enamel and soft tissue with no heat and no pain in most cases. Also, in many cases, local anesthesia and its possible side effects are eliminated because of the laser's seeming analgesic and anesthetic effect on target tissue. The Er: YAG laser is even effective on soft tissue as well, taking advantage of the unique nature of it's wavelength, which allows for no charring or damage to adjacent collateral tissue, which occurs with other laser wavelengths commonly used. Also, there is apparently faster healing and less post-operative discomfort for the patient. As with hard-tissue procedures, local anesthesia is often not necessary with soft-tissue surgeries. The same parameters and effects occur on bone as well.

The objectives of this study are:

1. To investigate the patient's perception and acceptance of Er: YAG laser preparation of teeth compared to the conventional method.
2. To examine the morphological and compositional changes of human enamel and dentin after laser irradiation compared to the conventional method.

3. To investigate the antibacterial activity of the laser irradiation on human dentin.
4. To investigate the pulpal response to cavity preparations in healthy human teeth using the Er: YAG laser.

In order to answer these questions the following methods have been used:

- To evaluate patients response to cavity preparation a direct comparison was made between conventional mechanical preparation and Er:YAG laser preparation of caries in dental hard tissues. Half of the preparations were completed by the laser alone with standardized parameters, with the other half being mechanically prepared. The clinical parameters such as depth and location of the cavities were carefully balanced. A three-score evaluation scheme of patient response was used: **comfortable**, **uncomfortable** and **very uncomfortable**. In addition the patients were asked to decide which one was the preferred treatment for future caries therapy.
- Ten intact extracted teeth were irradiated with Er: YAG laser set at 350 mJ energy per puls and 6 Hz frequency. The morphology and the cavities in enamel and dentin were investigated on scanning electron microscope and compared to the effect of the conventional method.
- Forty-eight intact teeth extracted for orthodontic reasons were divided in to four groups and inoculated with E. coli and S.aureus bacteria. Sterilisation of the cavities followed, microbiological samples were taken and analysed.
- A total of 10 healthy first premolars that were to be removed due to space problem were used and prepared with the laser. Cavities were superficial, media and profunda. Following the laser irradiation the cavities were closed temporarily and teeth were extracted after 24 hours. Specimens were fixed, decalcified for light microscopy.

Results showed that application of the Er: YAG laser system is more comfortable alternative or adjunctive method to conventional mechanical cavity preparation.

SEM observations showed that the cavities produced by the laser irradiation in enamel were crater-like round or slightly oval with clear margins and no signs of melting or carbonification.

Some favourable morphological changes of the irradiated dentin were achieved by the Er: YAG laser: highly irregular surface and absence of smear layer which provides a suitable surface for physical bonding mechanisms of composite materials.

The microbiological experiments indicated that Er: YAG application in infected cavities significantly reduces the bacterial count.

Results also showed that Er: YAG laser under investigation is a pulp preserving hard tissue drilling method, if used with specific energy and frequency settings at wavelength of 2,94  $\mu\text{m}$ .

# Вовед

Ласерот е оптоелектронска справа која користи физички принципи со цел да постигне тенок светлосен зрак кој може да се проектира низ просторот на координиран начин без дисперзија и загуба на моќност.

Albert Einstein во 1927 година ја поставил тезата дека е возможна стимулирана емисија на светлина, за да многу подоцна, дури во 1954 година Townes го конструира првиот засилувач и осцилатор на стимулираната емисија: MASER (Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation) односно, појачани микробранови со стимулациона емисија на зрачење.

Работејќи на оваа проблематика, Maiman 1960 година го конструира првиот импулсен рубинов ласер кој емитура зрак во видливиот дел од спектарот и го нарекол LASER (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation), односно, засилување на светлината со стимулирана емисија на зрачење. Овој пронајдок ја започнува ерата на се поголема примена на ласерите во сите области на животот вклучувајќи ја и медицината.

Ласерите кои денес се користат во медицината можат да бидат **тврди** и **меки**, а според биолошките ефекти **биостимулирачки** и **деструктивни**. Секое ласерско зрачење треба да поседува три особености кои овозможуваат координираност на енергијата и нејзино интензивно фокусирање на многу големо растојание: пред сè брановите мора да бидат со иста бранова должина, односно да бидат **монохроматни** потоа, сите бранови да бидат во иста фаза односно **кохерентни** и на крајот брановите мора меѓу себе да се паралелни односно **калибрирани**.<sup>68, 97</sup>

Во зависност од тоа каков е енергетскиот извор на ласерските зраци и начинот на екситација, ласерите имаат карактеристики кои ја одредуваат нивната примена во медицината.

Според активната материја, ласерите се делат на :

1. Гасни ласери
2. Тврдотелни ласери



Кај гасните ласери активната материја е гасот (смеса на гасови) кој може да биде атомски (неон, аргон, ксенон), јонски и молекуларен. Атомските гасни ласери можат да работат во импулсен и непрекинат режим на работа. Најчесто употребуван гасен атомски ласер во медицината е хелиум-неонскиот.

Кај јонските гасни ласери активна материја е инертен гас (криптон) и тие работат со непрекинат режим на работа.

Јаглендиоксидот е активна средина за молекуларните ласери кои имаат голема излезна моќ и се претставници на тврдите деструктивни ласери.<sup>98</sup>

Уште од имплементацијата на првите ласери во медицината, правени се бројни обиди истите да се употребуваат и во стоматологијата. Долго време не беше пронајден погоден ласерски систем за стоматолошка употреба, особено во терапијата на кариесот, така да во почетокот примената на ласерите во стоматологијата се ограничи само на научни испитувања. Тргувајќи од големите очекувања, ласерот целосно да ја замени класичната дентална препарација, се појавија термички оштетувања и други споредни штетни влијаниа. Досега со ниту еден ласерски систем не можеше да се обработи тврдата забна супстанца. Дејството на разните ласери врз разните ткива зависи од длабочината на продирањето на ласерскиот зрак во ткивото поради емисијата, абсорпцијата и густината на енергијата. Од тука произлегува лимитираната употреба на континуираните ласери во терапијата на кариесот, каде постои долго време на продирање, со последователни пукнатини и расцепи кај третираните заби и иреверзибилни пулпини повреди како резултат на длабокото продирање на ласерскиот зрак или како резултат на тремичките ефекти.

Создавањето на новиот тврд ласер-Er:YAG ласерот, како кратко пулсирачки ласер овозможи употреба на нова ласерска бранова должина чија специјална карактеристика е максимална апсорпција во вода. Односно, при неговата употреба доаѓа до загревање на водата од забното ткиво и со ослободениот парен притисок материјалот прави микроексплозија при што голем дел од топлината се одведува со топлинска дифузија во околината. Затоа

енергијата на ласерскиот зрак се апсорбира непосредно на површината на забот и скоро целосно се претвора во ефект на дупчење. Спротивно на другите ласери, овој висок степен на апсорпција во вода комбиниран со пулсирачки режим на работа на Er:YAG ласерот, дозволува одлична стапка на аблација на денталниот материјал во коњункција со минимално термално влијание.

**Литературен  
преглед**

## Стручно-научни сознанија за примена на ласерите во забните ткива

Несомнено дека од пронаоѓањето на првиот ласер и обидот за негова употреба во стоматологијата па се до денеска, истражувачите од оваа област не престануваат да се интересираат за влијанието на различни типови на ласери со различни параметри врз цврстите забни супстанции. Постои голем интерес во стоматологијата за замена на конвенционалниот и за пациентите високо иритирачки начин на отстранување на кариесот од тврдите забни супстанции. Секако дека ласерот има потенцијал да го завземе ова место и токму поради тоа научниците го фокусирале својот интерес кон влијанието на ласерите врз емајлот, дентинот и пулпата.

Стоматолошката употреба на ласерите може да се подели на: апликација во меки ткива и апликација во цврсти ткива. Истражувачите ги испитуваат обете области користејќи ги сите расположиви ласери за таа цел: CO<sub>2</sub>, Nd: YAG, Er: YAG, Argon, Holmium:YAG, и Excimer ласери. Повеќето истражувања биле фокусирани на тврдите ткива и клиничка апликација на ласерите.

Со првите *in vitro* студии се јавиле и првите дилеми околу употребата на ласерот поради хисто-морфолошките промени на ткивата кои сите видови на ласери ги предизвикуваат.

### Литературни релации за ласерите и емајлот

*Емајлот (substancija adamantina) формира заштитна покривка преку целата забна коронка со различна дебелина. Поседува висока минерална содржина и неговите кристали имаат посебен распоред во кристалната решетка заради што се вбројува помеѓу најтврдите ткива во хуманиот организам. Составен е 96% од неоргански (хидроксиапатит) и 4% од органски ма-*

терији. Призмите со своите обвивки и интерпризматската супстанца ја сочинуваат основната градба на емајлот. Благо извивајќи се призмите се протегаат од емајлово-дентинската граница кон површинта на емајлот. Распоредот на кристалите на самите призми е скоро паралелен со надолжната осовина на призмите. Секоја емајлова призма е изградена од сегменти меѓусебе сепарирани со темни линии. Овие трансверзални стријации ги мартираат сегментите на призмите. Призмите и нивните обвивки се јасно видливи под електронски микроскоп заради распоредот на апатитните кристали кои се густо наредени еден до друг. Електрон микроскопските проучувања го опишуваат органскиот матрикс на емајлот како фина мрежеста формација која ја обвиткува секоја призма одделно, па дури и секој кристал формирајќи ја истовремено и органската основа за интерпризматската супстанца.<sup>9</sup>

Безконтактната апликација на различни ласерски системи врз тврдите забни ткива се испитува уште од раната историја на употреба на медицинските ласери во стоматологијата. Во 1964 се известува за вапоризирање на денталниот емајл со употреба на рубинов ласерски зрак.<sup>10</sup>

Во почетокот на седумдесетите години Кантола и неговите соработници меѓу првите направиле серија на *in vitro* истражувања за влијанието на континуиран и пулсирачки ласерски зрак, произведен од CO<sub>2</sub> ласер врз забниот емајл.<sup>36,37,85,86</sup> Континуираниот инфрацрвен ласерски зрак резултира со појава на кратеровидни формации со подигнати граници. Во маргините на кратерот емајлот има беличеста матирана боја. Површината околу кратерот покажува силни знаци на карбонизација односно горење на емајлот. Во дното на кратерот се забележуваат значителни пукнатини, овие руптури се протегаат преку голем дел од букалната површина на забот. Времетраењето на ласерската ирадијација од една секунда резултира со промени ограничени само на емајлот, додека пак, зголемувањето на експозицијата на зрачењето на три секунди продуцира кратери кои пенетрираат низ емајлот и достигнуваат длабоко во дентинот. Се смета дека тие настануваат поради брзата

експанзија на вода или емајлов флуид кој се јавува како резултат на високата енергија на ласерскиот зрак. Микроскопските испитувања на овие кратери покажуваат дека енергијата на фокусираниот ласерски зрак е доволно висока да може да предизвика топење и евапорација на хидроксиапатитот од емајлот. На границите на кратерот дел од стопената и евапоризирана структура се рекондензира за што зборува формирањето на елевираниите граници на кратерот.

Органските компоненти на емајлот покажуваат изгореници од различен степен. Најкомплетни изгореници се најдени на површината од кратерот, а некомплетна карбонизација се манифестира со изгорените остатоци на периферија на лезијата.<sup>86</sup>

Мокната ласерска ирадијација со CO<sub>2</sub> ласерот предизвикува појава на феномен на фузија, рекристализација и растење на кристалите на емајлот.<sup>36</sup> Hibst и Keller<sup>20</sup> ги испитувале ефектите од кратко пулсирачки инфрацрвено зрачење на Er: YAG ласерот на емајлот. Скенинг електронската микроскопија покажала дека лезиите се обележани со рапави површини кои не покажуваат сериозно термално оштетување. Распоредот на индивидуалните хидроксиапатитни кристали е непроменет. Дефектот во емајлот не се јавува како резултат на негово топење туку како резултат на откинување на парче од ткивото како последица од експлозија настаната поради абсорбција на ласерскиот зрак во самиот хидроксиапатит. По апликација на десет пулса кратерот во емајлот е со тркалезна или овална форма, јасно ограничен, без знаци на оштетување на околната зона поради не постоење на пукнатини, топење и карбонизација дури и по зголемување на експонирањето на ласерското зрачење.

Guisti<sup>22</sup> во својата студија забележува постоење на пукнатини во емајлот на маргините на кавитацијата појавени како резултат на механичкиот стрес предизвикан од фреквенцијата и енергијата што ја носи секој пулс.

Констатирана е висока ефективност на пулсирачкиот Er: YAG ласер во цврстите ткива што се објаснува со екстремно високата абсорбција на неговото зрачење во ткивната вода што ги отстранува емајлот и дентинот, наста-



нува по пат на термо-механички аблационен процес наречен микроексплозија. Аблацијата настанува по пат на специјален тип на термална фотоаблација. Механизмот се базира на абсорпција на Er: YAG зракот во многу тенок слој на ткиво и обично во една компонента од забната структура односно во водата. Поради тоа ласерот врши аблација на тврдите забни ткива и најголемиот дел од енергијата на пулсот се користи за одвивање на аблациониот процес а не за загревање на околното ткиво. По третманот со Er:YAG ласерот скоро и да нема термички промени во околното ткиво, освен тенка кафена линија околу кратерот во дентинот. Оваа лесна карбонификација може да се избегне ако површината на забот се лади со тенок млаз на вода. Времетраењето на пулсот обично се движи во граници меѓу 200-400  $\mu$ s. Ако пулсот трае подолго или се употреби зголемена фреквенција може да се зголеми температурата. Поради тоа мора да се користи ладење со вода исто како и при конвенционалниот начин на обработка на кавитетите. Токму поради тоа брзината на препарација на кавитети со ласер е инфериорна во однос на механичките методи. Брзината на ласерот во тврдите забни ткива може да се зголеми преку зголемување на енергијата која секој пулс ќе ја пренесе во ткивото, но сепак треба прецизно да се определат параметрите чие надминување може да предизвика термички оштетувања во околното дентално ткиво или пулпата.<sup>80,45</sup>

Sustercic, Hibst го фокусирале своето внимание на аблациониот процес на тврдите дентални ткива при употреба на еден ласерски пулс како и на брзината на аблацијата при употреба на различна фреквенција на пулсот.<sup>91,10, 45</sup> Резултатите препорачуваат употреба на долги пулсеви со ниско ниво на енергија без надворешно ладење кога се работи на суперфицијална модификација на забната површина за да се постигне мала аблација и модификација на ткивото без негово карбонифицирање и топење. Но, кога Er:YAG ласерот се употребува за препарација на кавитети, енергијата која во себе ја носи секој пулс не треба да е поголема од 350 mJ во комбинација со надворешно водено ладење.

Голем број на епидемиолошки студии покажуваат дека во последно време доаѓа до драматичен пад на кариес инциденцата. Сепак, оклузалните површини поради комплексната морфологија која го акумулира денталниот плак и го отежнува неговото механичко отстранување, а со тоа се создава бариера која го оневозможува превентивното дејство на флуорот, во најголем процент се одговорни за појавата на кариесот.

Основни кариес превентивни средства се флуоридите и залевачите на фисури. Од неодамна вниманието го привлекува нова техника на ласерска ирадијација на емајлот поради тоа што може да ја зголеми неговата отпорност кон ацидна декалцификација.<sup>77,7.</sup>

За оваа цел можат да се користат различни видови ласери: аргон, CO<sub>2</sub>, Nd: YAG, Er: YAG. Испитувањата секако започнале со in vitro експерименти на екстрахирани хумани и заби од животни. Микрорадиографските наоди укажуваат дека емајловите површини кои биле изложени на зрачење со CO<sub>2</sub> ласерот покажуваат поголема отпорност на под површинска деминерализација отколку контролните примероци на заби кои не биле обработени со ласер.<sup>5,67</sup>

Постојат повеќе теории кои се обидуваат да го објаснат механизмот со кој ласерското зрачење ја зголемува отпорноста на емајлот кон кариес. Овие теории започнуваат со тврдењето дека под дејство на енергетски силен ласерски зрак (Nd:YAG laser) настанува физичко залевање кое се постигнува со топење на површината на емајлот, преку мислењето дека настанува парцијална фузија и рекристализација на емајловите призми или пак едноставно настанува само промена во составот на емајлот.<sup>40,20</sup>

SEM испитувањата на Er:YAG ласерите укажуваат дека на озрачениот емајл во зависност од бројот на пулсевите кои се аплицирани на неговата површина се забележуваат само тенки пукнатини, а со растење на бројот на пулсевите тој се топи и добива глазиран изглед. Уште поголемиот број на пулсеви предизвикува појава на неправилност во структурата, рекристализација на призмите односно нивно спојување и појава на зголемени хексагони.<sup>92,75,69,76</sup>

Докажано е дека емајлот во јамичките и фисурите на оклузалните површини покажува поголема резистентност кон деминерализација доколку употребата на ласерот се комбинира со истовремена апликација на флуориди.<sup>72,66,93,71,70</sup>

Конвенционалните методи за детекција на почетниот кариес на оклузалните површини се состојат од визуелно-тактилна перцепција и интра-орална рентгенграфија. Имајќи во обзир дека овие методи не се секогаш објективни правени се обиди за унапредување или олеснување на раната детекција на деминерализацијата на емајловата површина. Споредувана е сензитивноста на визуелно-тактилната перцепција, LF (ласерска флуоресценција) и DELF (обоена ласерска флуоресценција).<sup>2,103,104</sup> Резултатите од овие студии покажуваат дека DELF дава можности за најсигурна и најобјективна дијагностика на почетната деминерализација на фисурите и јамичките од оклузалните површини на забите. Со помош на LF И DELF методите може да се открие и реминерализацијата на подповршниот емајл во присуство на флуоридни препарати.<sup>1</sup>

## Континуирани сознанија за ласерските опции во однос на дентинот

### **Дентин (substantia eburnea )**

Дентинот е цврста забна супстанца која ја сочинува масата на забот. Него го создаваат одонтобластите кои се наоѓаат палисадно наредени на површината на пулпата, а нивните протоплазматични продолжетоци се протегаат низ дентинската супстанца. Неорганските материи сочинуваат 70% од композицијата на дентинот додека останатите 30% се органска супстанца. Органската супстанца ја чинат колагени фибрили, а основата мукополисахариди. Неорганската супстанца е составена од хидроксиапатит како и кај емајлот. Дентинот и емајлот се цврсто споени на емајлово дентинската граница. Електронскиот микроскоп открива дека хидроксиапатитните кристали на емајлот и дентинот се вкрстуваат во

подрачјето предходно зафатено од базалната ламина на внатрешниот емајлов епител. Поради тоа што базалната ламина се губи пред започнувањето на дентиногенезата, не постои органска мембрана која би ги разделувала кристалите на емајлот од кристалите на дентинот.<sup>9,12</sup>

Основната дентинска структура ја сочинуваат дентинските каналчиња. Тие започнуваат од површината на пулпата и се протегаат кон емајлот и цементот во вид на благо извиена буква С. Во близина на пулпата дентинските каналчиња се пошироки и помалкубројни, а кон надворешните слоеви дентин се стеснуваат, разгрануваат и стануваат повеќебројни. Во нив се сместени протоплазматичните екстензии на одонтобластите кои можат кусо да се протегаат дури и до емајлот. Одонтобластниот процесус го обиколува изразито транспарентна зона од дентинска субстанца која всушност го представува перитубуларниот дентин кој го гради дентинското каналче. Надворешно е поставен инертубуларниот дентин кој ја претставува дентинската маса. Иако е високо минерализиран, скоро половина од дентинот е сочинет од органски матрикс изграден од колагени фибрили обвиткани со аморфна основна супстанца.

Бидејќи одонтобластите со својот продолжеток претставуваат интегрален дел на дентинот, нема сомнение дека тој е витална супстанца и поради тоа реагира на повеќето физиолошки и патолошки дразби.

Дентинот се создава во текот на целиот живот на луѓето. Дентинот формиран по ерупцијата на забите се нарекува секундарен дентин. Тој од примарниот е одвоен со демаркациона линија и се протега од линијата кон пулпата. Секундарниот дентин е ирегуларен, брановиден и со помалку каналчиња.

При агресији како кариесот, ерозиите, и препарациите на дентинот, одонтобластните продолжетоци, а преку нив и самите одонтобласти сериозно се повредуваат и под дејство на дразбите дегенерираат или создаваат нов репаративен, одбранбен дентин, во зависност од јачината на дразбата. Репаративниот или терциерен дентин се одликува со особено искривени и малкубројни каналчиња.<sup>105</sup>

Дразбите кои што делуваат на дентинот не водат секогаш кон додатно формирање на дентинска супстанца, туку предизвикуваат и промени во самиот дентин. Во знак на одбрамбена реакција на одонтобластите можат да се депонираат калциумови соли во или околу дегенерираните одонтобластни продолжетоци, облитерирајќи го луменот на дентинските каналчиња, при што се формира транспарентен дентин. Кај виталните заби под дејство на низа патолошки дразби може да дојде до дезинтеграција на одонтобластичните продолжетоци, се создава зона исполнета со гасовити супстанции и дентинот покажува намалена или изгубена сезитивност. <sup>105</sup>

Кантола <sup>38,39</sup> ги испитувал ефектите на CO<sub>2</sub> ласерот врз здрав хуман дентин со помош на микрорадиографија и поларизирана светлосна микроскопија. Тој констатирал создавање на кратерска формација во цврстите забни ткива како резултат на интензивно и континуирано ласерско зрачење. Анализата на сидовите на овој кратер открила дека се создадени извесни слоеви кои се разликуваат од нормалниот дентин во апсорбцијата на X-зраците и трансмисијата на поларизирана светлина. Во периферниот дентин забележал два различни хиперминерализирани слоја од кои внатрешниот покажал поголема радиопакност од внатрешниот и ги апсорбирал X-зраците подобро од нормалниот дентин. Разликата во апсорбцијата на X-зраците од страна на дентинот зависи од концентрацијата на калциум и фосфор во него. Оваа укажало дека најверојатно постои и разлика помеѓу нивната концентрација во нормалниот дентин и сидовите на кратерот.

CO<sub>2</sub> ласерското зрачење има влијание врз кристализацијата на дентинот. Како резултат на рекристализација и растот на кристалите, дентинот кој нормално има ниска кристалност, достигнува кристална структура која подсетува на кристалите на хидроксиапатитот на нормален емајл.

Електронската микроскопија овозможува подетално следење на промените кои настануваат во цврстите забни ткива по третманот со ласер. Интересна е споредбата на морфолошките промени во дентинот настанати

како резултат на употреба на CO<sub>2</sub> и Nd: YAG ласери на површини со и без постоење на smear layer.<sup>52</sup> Забележани се фрактурни линии на површината на дентинот со smear layer при употреба на CO<sub>2</sub> ласерот. Зголемувањето на ласерската енергија доведува до појава екстензивни фрактурни линии, а понатамошно зголемување на времетраењето на пулсот и фреквенцијата резултира со појава на растопена дентинска маса на местото на ласерскиот импакт.

На дентинските површини ослободени од присуство на smear layer, по апликацијата на CO<sub>2</sub> ласер се формира плиток кратер со јасна реакциона зона. Во центарот се јавува формација со изглед на изгорена нагрисана површина. Со зголемување на времетраењето на пулсот и неговата фреквенција доаѓа до фузија на масите во централниот дел на кратерот. При употреба на Nd: YAG ласерот, на дентинот се забележува јасно дефиниран кратер без разлика дали постои smear layer или не. Дното на кратерот е прекриено со растопен дентин составен од фини гранули. Зголемувањето на енергијата на пулсот на ласерот доведува до создавање на добро формирани, тркалезни кратери опкружени со слој од фузиониран дентин без појава на фрактурни линии или пукнатини. Со зголемување на фреквенцијата и енергијата на пулсот се забележуваат изгорени подрачја и пукнатини на дентинот особено во присуство на smear layer.<sup>64</sup>

Во поново време, постигната е ефикасна аблација на цврстите забни ткива при апликација на Ег: YAG ласерот за препарација на кавитети и отстранување на кариес, која може да се спореди со ефектот постигнат при употреба на конвенционалниот начин на обработка на кавитетите. Спореден со другите ласерски системи, Ег: YAG ласерот е многу поефикасен во аблација на забните ткива, што се должи на високиот коефициент на апсорпција и во хидроксиапатит и во водата, како и на минималното зголемување на температурата на околните ткива особено кога се користи и постојано ладење од континуиран тенок млаз вода.<sup>61</sup>

Гледани под светлосен микроскоп, примероците третирани со Ег: YAG ласер со водено ладење, покажале рапава и ирегуларна површина.



Природните бои се задржани, нема знаци на карбонизација или пукнатини во дентинот.

SEM обсервацијата, по употреба на Er: YAG ласерот со водено ладење покажува скалеста или ирегуларна површина без присуство на smear layer, а отворите на дентинските каналчиња се експонирани. Интертубуларниот дентин претрпува поголема аблација од перитубуларниот дентин, оставајќи ги тубулите протрудирани. Површината на дентинот делува како да е термички дегенерирана или рекристализирана. Употребата на Er:YAG ласерот без водено ладење остава зад себе степени, слични на лава подрачја, и појава на големи пукнатини во дентинот. Може да се забележи ирегуларна структура на дентинот со појава на микроотвори.<sup>61,91,101</sup>

Високо ирегуларната површина и отсуството на smear layer што ги остава зад себе Er: YAG ласер, обезбедува солидна основа за физичкиот механизам на бондирање на композитните материјали. Силата на бондирање на емајлот или дентинот обработен со ласер е поголема или барем еднаква на онаа која се добива со конвенционалното нагризување со киселина.<sup>13,84</sup>

Во стручните кругови постои мислење дека постојано се наголемува бројот на пациентите кои почувствувале хиперсензитивност на дентинот. Една од причините може да биде и сè поголемата употреба на композити во реставрација на забите што подразбира и нагризување на истите со киселина со цел да се создаде ретенција помеѓу полнењето и забот. Нагризениот дентин е во голема мерка пропуслив а со тоа и сензитивен. Пародонталната хирургија, отстранувањето на забниот камен како и претераното четкање на забите во региите на гингивалната рецесија, можат исто така да се сметаат одговорни за појава на хиперсензитивни заби.

Хидродинамичната теорија за осетливоста на дентинот тврди дека движењето на флуидот во каналчињата во било која насока предизвикува преосетливост на дентинот. Општо познато е мислењето дека се што може да ја намали неговата пропустливост, ќе ја намали и неговата преосетливост. Се смета дека покрај веќе добро познатите методи за апликација на флуориди и композитни смоли на местата на преосетливост на дентинот,

употребата на ласерскиот зрак може да биде ефикасна во намалувањето на овој вид на дискомфорт кај пациентите. Nd: YAG ласерот со помош на одредена јачина и фреквенција на пулсот, има способност да ја модифицира површината на дентинот, што од своја страна ја зголемува неговата пропустливост. Сепак, создавањето на масивни кратери во дентинот дури и при ниско ниво на енергија и фреквенција, ја ограничува неговата секојдневна употреба во третманот на преосетливи заби.

CO<sub>2</sub> ласерот предизвикува топење на дентинот, негова рекристализација и залевање на дентинските тубили. На таков начин создава залеан слој од дентин низ кој се забавува дифузијата на киселински јони во слоевите на здрав дентин кои се наоѓаат под него, со што, во значителна мера се редуцира ширењето на кариозната лезија.<sup>34,74,83</sup>

Површините на дентинот по употреба на Er:YAG ласерот се стопуваат и рекристализираат. Овие површини покажуваат поголема отпорност кон киселинска дисолуција, што значи дека се постигнува кариес превентивен ефект. Феноменот на топење или фузија на дентинот и неговата рекристализација е корисен и во терапија на хиперсензитивниот дентин.<sup>61</sup>

Сознанија за промените во забната пулпа по примената на тврдите ласери

**Забната пулпа (pulpa dentis)** е сместена во пулпина комора изградена од дентиска супстанца во средиштето на забот. Таа претставува меко, розевикаво врзочно ткиво, богато со меѓуклеточна основна супстанца, со силна васкуларизација и голем број нервни влакна. Нејзиниот волумен е најголем во иницијалниот стадиум на функционална активност и постојано се намалува во текот на животот поради продолжителната активност на одонтобластите. Со возраста, пулпата трпи квантитативни и квалитативни промени, се менува формата и се намалува волуменот, се намалува основната меѓуклеточна супстанца, а се зголемуваат колагените елементи.

Коронарната пулпа е сместена во централниот дел од забната коронка и кај младите трајни заби ги има истите морфолошки карактеристики како неа: шест површини и рогови кои екстендираат во секој од туберите на забот. Во пределот на цервиксот на забот таа продолжува во радикуларна пулпа и се протега до *foramen apicale*, а преку него продолжува во периапикалното ткиво. Апикалниот форамен во раната младост претставува широко отворена делта чија анатомија е одредена од локализацијата на крвните и нервните садови кои што од периодонциумот навлегуваат во ткивото на пулпата.

Пулпата претставува специфично градено сврзно ткиво со обилно застапена желатиозна, метахроматична строма. Таа содржи многубројни колагени и ретикуларни влакна распоредени во сите правци поединечно. Во хистолошката структура на пулпата се разграничуваат четири слоја: одонтобластичен слој, *Weil*-ова зона, зона богата со клетки и стромална зона.

Одонтобластичниот слој го сочинуваат највисоко диференцираните клетки на пулпата распространети во неколку слоеви на површината на пулпата. Секоја клетка одонтобласт има тело кое се граничи со предентин и протоплазматични продолжетоци. Телото на одонтобластот има широко овално јадро, околу кое се наоѓа ендотоплазматичен ретикулум и Голџиев апарат. Најдолгите продолжетоци влегуваат во дентинските каналчиња и се нарекуваат *Tomes*-ови влакна кои по својата должина се разгрануваат и меѓусебно анамостозираат. Покусите протоплазматични продолжетоци ги поврзуваат одонтобластите меѓусебно и со соседните клетки на кој начин се остварува дентинско-пулпалната биолошка целина на забот.

*Weil*-овата зона се наоѓа под слојот одонтобласти и претставува безклеточна зона изградена од фини ретикулински влакна, нервен субодонтобластичен плексус, ретки фибробласти, макрофаги, цитоплазматични продолжетоци и крвни садови.

Непосредно до *Weil*-овата зона продолжува слој со богата клеточност, во кој, доминираат вретенести и ѕвездовидни фибробласти, кои се

доминантен клеточен тип на пулпата. Во ограничен број присутни се: мезенхимални клетки, макрофаги, лимфоцити, плазма клетки и еозинофили. Една од најважните функции на фибробластите е синтезата на прекурзори на колагенот. Колагените и ретикуларните влакна потоа настануваат екстрацелуларно со полимеризација на молекуларниот колаген.

Централната стромална зона е средиштето на забната пулпа кое по периферијата се граничи со зона богата со клетки, изградена од растресито сврзно ткиво богато со крвни садови и нервни снопови кои во пулпата пристигнуваат преку апикалниот отвор како гранки на *nervus trigeminus* и ги следат поголемите крвни садови.

Пулпата има четири функции: формативна, нутритивна, сензорична и протективна.

Формативната ја обавува преку одонтобластите кои претставуваат нејзин интегрален дел и во текот на целиот живот продуцираат секундарен или терциерен дентин.

Нутритивната функција на пулпата се однесува на исхраната на цврстите ткива на забот како што се емајлот и дентинот.

Нејзината сензорична функција се должи на присуството на нервните елементи.

Протективната функција на пулпата се манифестира на два начина: морфолошка и инфламаторна заштита. Како резултат на надворешните дразби се создава секундарен и терциерен дентин што претставува морфолошка заштитан бариера. Многу силните дразби предизвикуваат инфламаторни реакции со карактеристични симптоми: зголемена локална температура, црвенило, оток, болка и пореметена функција. Во пулпата доаѓа до спазам на крвните садови, дилатација, маргинална и екстраваскуларна миграција на леукоцитите придружена со трансудација на ткивни секрети. При тоа внатрешниот притисок се зголемува, ги иритира нервните завршетоци и се јавува болка. Протективната улога на фагоцитите и мезенхималните клетки доаѓа до израз и се состои во елиминација на разградните продукти. Епилогот на оваа функција (состојба) зависи и од многу други фактори.<sup>9, 12, 105</sup>

Од голема важност е дали препарирањето на емајлот и дентинот со ласер ќе го оштети виталното ткиво на пулпата. Препарацијата со ласер исто како и конвенционалниот начин на одработка на тврдите забни ткива може да доведе до зголемување на температурата во комората на пулпата. Термичкото оштетување на пулпата е познато со децении и може да се јави при секаков вид на обработка на забните кавитети. Со зголемување на температурата на пулпата на 43°C треба да се очекува појава на хиперемија на пулпата.

Голем број истражувања се фокусирани на споредбата на евентуалниот термички ефект врз пулпата при употреба на ласер и конвенционален метод на препарација на забот. При една таква компарација на Er:YAG ласерот со дијамантски борер и црвен колењак, резултатите покажале дека не настанува промена на температурата на пулпата во првите 3-4 секунди, за потоа истата да се намали од нормалните 37°C на 30°-25°C. Од друга страна препарацијата со дијамантски борер и црвен колењак доведува до иницијален пад на температурата за потоа да следи нејзино континуирано зголемување дури и до 70°C. Тенкиот спреј вода кој е постојано присутен при работата со Er: YAG ласерот и пулсирачкиот начин на работа играат важна улога затоа што ја штитат пулпата од термички стрес.<sup>23</sup>

Меѓутоа, резултатите од извршените испитувања не се секогаш во корист на употребениот ласер. Употребата на CO<sub>2</sub> ласерот за препарација на забните ткива може да доведе до зголемување на температурата во комората на пулпата од 0,5°-19°C во зависност од параметрите на ласерското зрачење, и со тоа може да предизвика термички оштетувања на пулпата.<sup>3,59</sup>

Srimaneerong и сор. го испитувале не само покачувањето на температурата во пулпата туку зголемувањето на притисокот во споредба на Nd:YAG ласерот со дијамантски борер и високо туражна машина. Резултатите покажале дека и ласерското зрачење и високотуражниот дијамантски борер предизвикуваат промени на притисокот и температурата

во комората на пулпата. Температурата и притисокот се зголемувале со зголемувањето на моќноста на ласерското зрачење и со намалувањето на слојот на дентин меѓу пулпата и кавитетот. Зголемувањето на притисокот при препарацијата со ласер било три до четири пати поголемо отколку при препарацијата со високотуражен борер, а порастот на температурата два до три пати.<sup>90</sup>

Испитувани се патохистолошките промени во пулпата при употреба на ласерско зрачење и голем дел од тие студии се направени *in vivo* со лабораториски животни. Како најдраматични се посочуваат промените предизвикани од Nd: YAG континуираниот ласерски зрак. Забележано е тотално пореметување на нормалната архитектура на пулпата, деструкција на слојот на одонтобласти, пореметување на васкуларизацијата, екстравазација на еритроцити, инфилтрација на инфламаторни клетки, загуба на нормална појава на целуларно сврзно ткиво. Сите овие промени водат до настанување на иреверзибилна инфламација на пулпата која би прогредирала во некроза.<sup>101</sup>

Забите третирани со CO<sub>2</sub> ласер покажале неколку промени во близина на ласерското зрачење: загуба на слојот на одонтобласти, отсуство на предентин, конгестија на крвните садови со екстравазација. Имајќи ја во обзир близината на пулпата (50μ), нејзиниот одговор е минимален со отсуство на инфилтрација на инфламаторни клетки.<sup>101</sup>

Er: YAG ласерот ја сочувал нормалната градба на одонтобластите и слојот на предентин, васкуларизацијата и клеточноста се слични како и кај нетретирани контроли, нема знаци за инфламација. Кај некои од забите третирани со ER: YAG ласер по само четири дена е забележано формирање на терциерен дентин.<sup>33, 46, 49, 57, 73, 89, 99, 101, 106,</sup>

Пулпотомијата се дефинира како хируршко отстранување на коронарната пулпа со цел да се сочува здрава останата, односно, радикуларната пулпа. Со помалку или повеќе успех, формокрезолот веќе подолго време се користи за таа цел, но по утврдувањето на неговите мутагени и канцерогени својства започна барањето на алтернативното



средство за третман на радикуларната пулпа по пулпотомијата. Апликацијата на CO<sub>2</sub> и Nd: YAG ласерот е една од испитуваните методи за пулпотомија на млечни молари. Истражувачите дале јасен доказ дека по 18 месеци забите третирани со CO<sub>2</sub> и Nd: YAG ласер клинички и рентгенолошки покажале поголем успех одколку формокрезол методата, што веројатно се должи на стерилизирачкиот ефект кој ласерот го има на експонираната пулпа.<sup>78,15</sup>

### Литературни податоци за антимикуробните ласерски опции

Откако ласерите за стоматолошка употреба станаа достапни, постои голем интерес за нивна употреба во ендодонцијата. Успехот на ендодонтската терапија зависи од ефикасното чистење, ширење, и дезинфекција на канално-коренскиот систем, следено со тродимензионална obturacija на овој простор. Техниките за канална препарација оставаат зад себе во коренскиот канал значителна количина на smear layer, остатоци од пулпа и неоргански дебрис. Имајќи во предвид колку е битно отстранувањето на овие остатоци, истражувачите се обиделе да ги применат достапните ласери за оваа цел и за отстранување на бактериската содржина односно за стерилизација на коренскиот канал.

Проучувани се неколку аспекти на антибактериските ефекти на ласерското зрачење со Nd: YAG ласерот. Неговата апликација во каналите во *in vitro* и *in vivo* студиите, покажала сигнификантна редукција на бактериската содржина. Студиите се изведувани на екстрахирани хумани заби и артифициелни модели и сите ги потврдиле бактерицидните својства

на Nd: YAG ласерот чија ефикасност оди и до комплетна стерилизација без појава на негативни термички ефекти врз околните ткива.<sup>28, 54, 60, 79, 82, 95, 107</sup>

Позитивни резултати се добиени и во студиите кои вклучувале и различни видови на ласери: 532nm Q-Switched Nanosecond пулсирачки ласер и Аргон-јон ласерот биле успешни не смо во стерилизацијата на коренските канали туку и во отстранувањето на smear layer и дентинскиот дебрис при употреба на параметри кои одговараат за таа намена, а после минимална мануелна препарација.<sup>5,8</sup>

Gutknecht направил споредба помеѓу 5% натриум хипохлорит и Diode ласерското зрачење за дезинфекција на коренските канали и од резултатите заклучил дека ласерот е ефикасен во отстранувањето на бактериите онолку колку и иригацијата со натриум хипохлорит.<sup>25</sup>

Ефикасна се покажала и употребата на Ег: YAG ласерот во коренските канали во елиминација на инфективниот материјал и smear layer. По апликација на ласерското зрачење во каналите нема присуство на дебрис, smear layer, а дентинските тубули се отворени и чисти.<sup>29, 63, 65, 94</sup>

Стандардниот третман за отстранувањена кариес и препарација на кавитети кој подразбира употреба на механички средства, често е проследен страв и болка од страна на пациентите. Иако болката може да се редуцира со апликација на локална анестезија, сепак останува стравот од иглата. Звукот и вибрациите од конвенционалните средства ја прават препарацијата на кавитети многу непријатна за пациентите. Постоенето на овие несакани сензации довело до тоа да се фокусираат напорите кон осмислување на нови техники како на пример ласерите за безболно отстранување на кариесот. Откако конечно резултатите од *in vitro* студиите ја дадоа својата дозвола а употреба на ласерите во цврстите забни ткива кај пациенти, започнаа клиничките испитувања.

Evans и сор. во својата клиничка студија ги вклучиле и стоматолозите терапевти и пациентите. И едните и другите требале да одлучат кој начин на препарација на кавитети го преферираат: конвенционалниот или Ег: YAG ласерот. Стоматолозите својот преферанс го дале на конвенционалниот начин

на препарација поради спороста на процесот, а пациентите го одбрале третманот со ласер поради тоа што е безболан.<sup>16</sup> Времетраењето на препарацијата на кавитетите е 10-15 минути за кавитети од прва класа и дури до 30 минути за кавитети од втора класа. Споредено со механичкиот начин на чистење на кариес, ласерскиот третман за пациентите е безболан или помалку болан. Осетливоста се наголемува во кавитетите кои се приближуваат до пулпата.<sup>41,42, 62, 108</sup>

## Ласери во третман на меки ткива

Употребата на ласерите станува се повообичаена кога се во прашање третмани кои се изведуваат со помал морбидитет и повеќекратно отколку со скалпел или електрокаутеризација. Апликацијата на ласерите во меките ткива претставува терапија на избор, но како и за секој вид на терапија треба целосно да се согледаат нивните предности, ограничувања и недостатоци.

Хемостатските својства се секако една од предностите на поголем дел од различните типови на ласери. Тоа му овозможува на терапевтот подобра видливост во подрачјето каде што работи особено при силни хеморагии кои се јавиваат при хируршки третман на хемангиоми, леукоплазија на јазикот, или инфламиран епулис. Многу често, хемостазата, овозможува завршување на третманот без потреба од правење на сутура.<sup>58, 4</sup>

Друг аспект кој треба да се посочи е постоперативниот период за време на кој болката е значително редуцирана споредено со конвенционаланата хирургија. Подоброто заздравување на ткивото и редуцираното формирање на цикатрикс се должи на намаленото колатерално оштетување на околотото

ткиво, контрола на длабочината на ткивното оштетување и постоењето на помал број на миофибробластни клетки во раната.

Една од предностите на ласерите е и постоењето на различни продолжетоци и колењаци кои овозможуваат третирање на регии во устата кои се обично тешко достапни.

Спорото заздравување на ткивните лезии по третманот со ласер кое се должи на запечатување на крвните и лимфните садови е еден од недостатоците на ласерската терапија. Минимизирањето на термичкото оштетување на околното здраво ткиво може да се намали со контролирање на параметрите како: времетраење на експозиција, фреквенција и траење на пулсот и јачина на ласерското зрачење.

Имајќи го овој концепт во обзир со голем успех можат да се третираат лабијални херпеси, афти, френулуми, епулис, леукоплакија, фиброма, лихен, мукоцеле, папилома, орална хиперплазија на мукозата, лезии на јазикот, хиперплазии на гингивата.

Финалниот успех на третманот секако ќе зависи и од типот на ласер кој е употребен затоа што различни типови на ласери имаат различни видови на перформанси кои се должат на нивната различна бранова должина и специфичен афинитет кон ткивата.

Со развојот на фиброоптичкиот контактен систем, Nd: YAG ласерот, се користи во хирургијата на меки ткива поради неговата силна хемостатска активност што доведува до појава на исклучително ниска стапка на компликации и морбидитет.<sup>32, 47, 48</sup>

CO<sub>2</sub> ласерот успешно се користи за инцизии и ексцизии на меките ткива поради тоа што неговата бранова должина (10600 nm) е идеална за третман на меките ткива кои брзо можат да се отстранат со одличен хемостатски ефект. Неговата моќ на пенетрација е многу мала што овозможува третман на лезии во мукозата.<sup>18, 30, 43</sup>

Благодарение на брановата должина (2940 nm) на Er: YAG ласерот чија најголема апсорпција е во вода, овој ласер има одлична апсорпција во сите биолошки ткива. Ласерот работи на пулсирачки начин и неговото

зрачење може да се аплицира во ткивата со помош на контактни или неконтактни продолжетоци кои овозможуваат сечење или аблација на ткивото. Недостаток е што има слаб хемостатски ефект, но сепак не предизвикува термичко оштетување на ткивата и поради силното бактерицидно дејство кое го има, го забрзува процесот на заздравување.<sup>27,</sup>

51, 87

**Цел на трудот**

Почитувајќи ги напорите на современата технологија и дентална индустрија кои од ден на ден не изненадуваат со се пософистицирани материјали и апарати од една страна, а останувајќи доследни на нашите напори да не отстапуваме од биолошките принципи при изведувањето на стоматолошките интервенции, од друга страна, ние решивме да ја проследиме низ сопствените истражувања примената на Er: YAG ласерот во конзервативната терапија на забите.

Затоа целта на оваа студија е да се дефинира влијанието и структурната состојба на денталните ткива и пулпата по тераписката апликација на т.н. тврд ласер (Er: YAG). Поставувајќи ја целта се трудеме да одговориме на следниве прашања кои всушност ја наметнуваат дилемата во стоматолошката пракса: за или против употребата на тврдиот ласер:

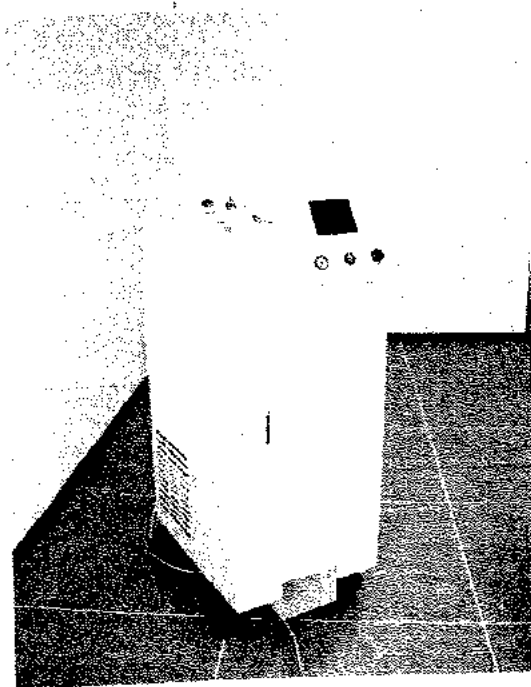
1. Каква е клиничката евалуација на субјективната реакција на пациентите по препарација на кавитетите со ласер, споредена со конвенционалната метода (препарација на кавитети со турбина и колењак).
2. Какви структурни промени се случуваат на емајловата и дентинската површина по апликација на ласерот.
3. Кои се разликите при компарација на ултраструктурните наоди на емајловата и дентинската површина по третирање со дијамантски односно челичен борер и ласер.
4. Какво е антиминоробното дејство на ласерот во дентинското ткиво по ласерска апликација во него.
5. Дали строго дозираната и од производителот препорачана фреквенција и енергија на Er: YAG ласерот при употреба на истиот во препарација на кавитети, предизвикува хистолошки промени на пулпата.

# **Материјал и метод**



За да одговориме на поставените прашања во нашата студија, ние се определивме за следните методи на работа:

1. Пред се процена на субјективните искажувања на пациентите за болното чувство при препарација на кавитетите со ласер и



конвенционалната

Слика 1. Er:YAG ласер

метода. За таа цел одредивме 90 пациенти на возраст од 5 до 18 години. На секој пациент му препариравме по два забa со двете методи и ги бележувавме нивните искажувања. Кавитетите ги поделивме во три групи во однос на длабочината на кариесната лезија: I група со *Caries superficialis*, II група со *Caries media* и III група со *Caries profunda*. Пациентите

имаа можност да го опишат своето искуство во три степени: **безболно, чувствително и многу болно**. На крајот од интервенцијата, пациентите ги замоливме да се изјаснат дали во иднина би преферирале препарација со ласер или со конвенционалната механичка метода. Пред и по препарацијата, на секој заб му го испитавме виталитетот. Препарацијата на кавитетите со Er: YAG ласерот (Слика 1) се одвиваше со следните параметри: во емајл користевме фреквенција 4-10Hz и енергија пер пулс 300-400mJ со фокусиран ласерски зрак, а во дентин фреквенција од 2-4Hz и енергија од 150-250mJ пер пулс со фокусиран ласерски зрак. При тоа, за искажувањата на пациентите се ориентиравме во однос на длабочината на кариозната лезија. Податоците аналитички и статистички ги обработивме а графички и табеларно ги прикажавме.

2. Ултраструктурните ефекти на ласерот и на конвенционалната метода на препарација врз тврдите забни ткива (емајл и дентин), ги испитувавме на две серии од по 10 екстрахирани интактни заби. Сите заби беа екстрахирани поради ортодонтски причини. По екстракцијата секој заб го засекувавме и надолжно го располовувавме, забната пулпа ја енуклеиравме, а половините ги обработивме на следниов начин:
- 10 половини со класичната механичка метода односно, емајлот со дијамантски борер и турбина, а дентинот со челичен борер и колењак.
  - 10 половини со Er: YAG ласер и тоа и емајлот и дентинот. За обработка на емајлот користевме фреквенција 6 Hz и енергија од 350 mJ пер пулс со фокусиран ласерски зрак, а за обработка на дентинот фреквенција 4 Hz и енергија 250mJ пер пулс со фокусиран ласерски зрак. Сите примероци од двете групи ги испитувавме со SEM (електронски микроскоп) на институтот за биомедицински истражувања во Ниш. За таа цел на секој примерок нанесовме тенок филм злато со дебелина од неколку нанометри (Слика 2.) со метода на спатрување односно катодно распрашување во апаратот JFC 1100 (Слика 3.) и ги набљудувавме препаратите на скенинг електронски микроскоп тип JSM 5300

набљудувавме препаратите на скенинг електронски микроскоп тип JSM 5300 (Слика 4.). Наодите компаративно ги анализиравме на бројни фото прилози.



Слика 2. Заби припремени за SEM анализа.



Слика 3.



Слика 4.

3. Влијанието на дозирана енергија и фреквенција на ласерот на пулпното ткиво го следевме на декалцирани заби со светлосен микроскоп на Институтот за патологија при Медицинскиот факултет во Скопје. Испитавме вкупно 10 интактни заби. Забите ги препариравме со ласер во три длабочини (суперфицијална, средна и длабока). Потоа истите ги екстрахиравме од ортодонтски причини. Екстракциите ги извршивме 24 часа по препарацијата. По екстракцијата ги откршувавме апексите на забите а целите заби ги фиксиравме во 10% неутрален формалин. Потоа ја спроведувавме постапката на рутинската (стандардна) метода на припрема на хистолошки пресеци. За овој дел од испитувањата одбравме интактни заби за да го одбегнеме влијанието на кариесот врз пулпата. На таков начин можевме да го следиме само влијанието на ласерот врз истата. По одреден временски рок на

фиксација забите ги потопувавме во декалцинат од 99% трихлороцетна киселина. Таму остануваа се додека не отскокнуваа како гума. Потоа ги вклопувавме во парафин, припревивме пресеци тенки од 3-5 микрона и ги обоивме со Хемалаун-еозин (HeЕо). Пресците ги визуелизиравме со Nikon микроскоп кој користи компјутерски програм Lucia.

4. Антисептичното делување на аплицирана дозирана ласерска енергија и фреквенција врз дентинот и емајлот го испитувавме на Институтот за микробиологија и паразитологија при Медицинскиот факултет во Скопје. За таа цел обработивме 48 интактни заби. Сите заби беа први премолари екстрахирани од ортодонтски причини, Во секој заб испрепариравме по еден кавитет од прва каласа и сите заби ги стерилизиравме на 120°C во времетраење од 10 минути. По стерилизацијата ги поставивме забите во восочна подлога, ги поделивме во четири групи од по 12 заба и сите кавитети ги инокулиравме со бактерии (Слика 5 и 6).

- I група - 12 заби со кавитети инокулирани со соеви на бактеријата *Escherihia coli*, а обработени со ласер.
- II група - 12 заби со кавитети инокулирани со *Escherihia coli*, а обработени со челичен борер и тоалета со 3% H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>.
- III група - 12 заби со кавитети инокулирани со соеви на бактеријата *Staphylococcus aureus*, а обработени со ласер.
- IV група - 12 заби со кавитети инокулирани со *Staphylococcus aureus*, а обработени со челичен борер и тоалета со 3% H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>.

За обработка на групите заби со ласер ги користевме следниве параметри: фреквенција 4 Hz и енергија 250 mJ пер пулс со фокусиран ласерски зрак. Потоа сите заби ги инкубиравме во термостат на 37°C. По инкубацијата земавме материјал од секој кавитет одделно и земениот



материјал го засевавме на подлога од крвен агар. Сите подлоги ги инкубиравме 24 часа во термостат на 37°C. По инкубацијата го читавме бројот на создадените соеви на секоја подлога и резултатите статистички ги обработивме.



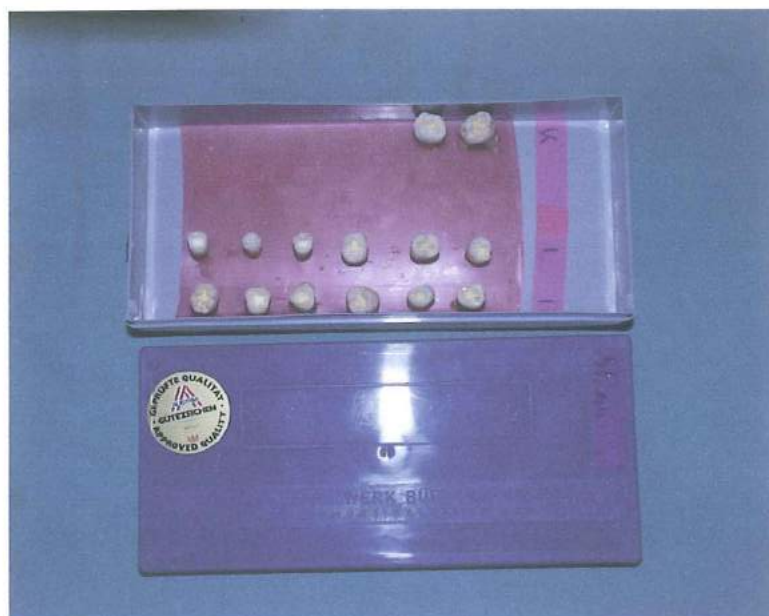
Слика 5.

### Припрема на бактериските соеви

Бактериските соеви беа изолирани од рутинската работа во институтот од брисеви од урина и рана. Суспензиите за инокулирање на забните кавитети беа припремени од: 18 часовни култури на бактериски соеви од крвна плоча со густина од  $10^{12}$  бактерии /мл. За секоја суспензија беше одредуван бројот на бактерии на милилитар течност преку броење на израснатите колонии на контролна крвна плоча. По 0,5 мл од суспензиите

беше инокулиран во секој кавитет на забите. По инкубација од 2 часа, кавитетите беа обработени со ласер или со борер.

По обработката во секој кавитет беше додавано количество од 0,5 ml физиолошки раствор со кој беше промиван кавитетот за да се соберат бактериите од сидот на истиот. Течноста потоа беше засадена на крвна плоча. По инкубација на крвните плочи од 24 часа на 37°C, беа броени израснатите колонии и прикажани како број на бактериски клетки/ml течност.



Слика 6.

# Резултати



## Резултати од клиничкото испитување

За да добиеме објективна евалуација на клиничките симптоми ние им пријдовме пред се семолошки на сите болни податоци настојувајќи да ги исклучиме оние кои водат до некоја евентуално присатна дијагноза или пак оние кои претставуваат симптоми на психосоматски заолувања. Настојувавме бараните анамнестичките податоци строго да ги поврземе со начинот на нашата препарација.

Во текот на клиничкото испитување обработивме 90 кавитети кај 45 пациенти. На секој пациент му беа обработени по два заба со иста длабочина на кариесната лезија (*Caries superficialis*, *Caries media*, *Caries profunda*), а со различен метод: едниот заб го обработувавме со конвенционалната метода (борер), а другиот со ласер. Ги замоливме пациентите да го оценат чувството во текот на обработката и тоа како: безболно, болно, многу болно.

Во текот на обработката на кавитетите со дијагноза *Caries Superficialis* со **борер** 60% од испитаниците не чувствуваа болка, 33,3% чувствуваа болка, а само 6,7% осетиле многу јака болка.

Во текот на обработката на кавитетите со дијагноза *Caries Superficialis* со **ласер** 93,3% од испитаниците не чувствуваа болка, 6,7% чувствуваа болка, а ниту еден испитаник не се пожали на многу јака болка.

При обработката на кавитетите дијагностицирани како *Caries media* со **борер** 20% од пациентите не осетиле болка, 46,7% осетиле болка, а за 33,3% болката била многу силна.

При обработката на кавитетите дијагностицирани како *Caries media* со **ласер** 66,6% од пациентите не осетиле болка, 26,7% осетиле болка, а за 6,7% болката била многу силна.

Субјективното чувство кај пациентите во текот на обработката на кавитетите со дијагноза *Caries profunda* со **борер**, било: за ниту еден пациент (0%) безболно, за 6,7% пациенти болно, а за 93,3% многу болно.

## Резултати од клиничкото испитување

За да добијеме објективна евалуација на клиничките симптоми ние им пријдовме пред се семолошки на сите болни податоци настојувајќи да ги исклучиме оние кои водат до некоја евентуално присатна дијагноза или пак оние кои претставуваат симптоми на психосоматски заолувања. Настојувавме бараните анамнестичките податоци строго да ги поврземе со начинот на нашата препарација.

Во текот на клиничкото испитување обработивме 90 кавитети кај 45 пациенти. На секој пациент му беа обработени по два забја со иста длабочина на кариесната лезија (*Caries superficialis*, *Caries media*, *Caries profunda*), а со различен метод: едниот заб го обработувавме со конвенционалната метода (борер), а другиот со ласер. Ги замоливме пациентите да го оценат чувството во текот на обработката и тоа како: безболно, болно, многу болно.

Во текот на обработката на кавитетите со дијагноза *Caries Superficialis* со **борер** 60% од испитаниците не чувствуваа болка, 33,3% чувствуваа болка, а само 6,7% осетиле многу јака болка.

Во текот на обработката на кавитетите со дијагноза *Caries Superficialis* со **ласер** 93,3% од испитаниците не чувствуваа болка, 6,7% чувствуваа болка, а ниту еден испитаник не се пожали на многу јака болка.

При обработката на кавитетите дијагностицирани како *Caries media* со **борер** 20% од пациентите не осетиле болка, 46,7% осетиле болка, а за 33,3% болката била многу силна.

При обработката на кавитетите дијагностицирани како *Caries media* со **ласер** 66,6% од пациентите не осетиле болка, 26,7% осетиле болка, а за 6,7% болката била многу силна.

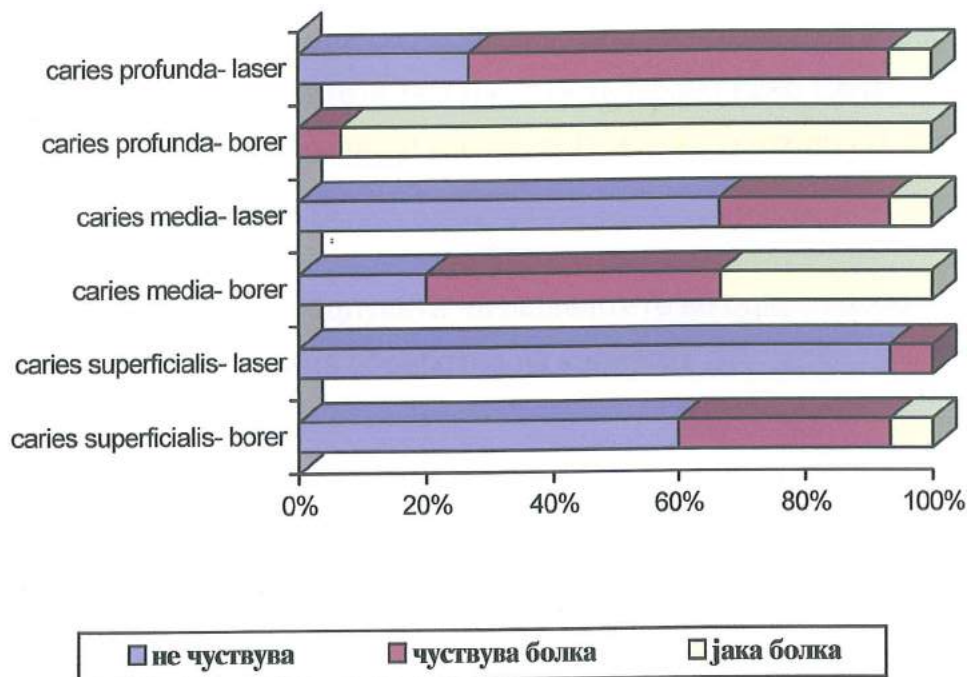
Субјективното чувство кај пациентите во текот на обработката на кавитетите со дијагноза *Caries profunda* со **борер**, било: за ниту еден пациент (0%) безболно, за 6,7% пациенти болно, а за 93,3% многу болно.

Субјективното чувство кај пациентите во текот на обработката на кавитетите со дијагноза *Caries profunda* со **ласер**, било: за 26,7% пациенти безболно, за 66,6% пациенти болно, а за 6,7% многу болно. (Таб.1; Граф.1).

**Табела 1.** Дистрибуција на чувствителноста на болка во зависност од длабочината на кавитетот

Длабочина на кавитет	Обработка со	Не чувствува болка	Чувствува болка	Многу јака болка
Caries superficialis	Борер	9	5	1
	Борер	60,0%	33,3%	6,7%
	Ласер	14	1	0
	Ласер	93,3%	6,7%	0
Caries media	Борер	3	7	5
	Борер	20,0%	46,7%	33,3%
	Ласер	10	4	1
	Ласер	66,6%	26,7%	6,7%
Caries profunda	Борер	0	1	14
	Борер	0	6,7%	93,3%
	Ласер	4	10	1
	Ласер	26,7%	66,6%	6,7%

Графикон 1. Дистрибуција на чувствителноста на болка во зависност од присатниот кариес



Кај пациентите со *Caries superficialis* разликата во чувствување на болката во зависност од обработката со бorer или ласер е статистички сигнификантна за  $p=0,039$ .

Кај пациентите со *Caries media* разликата во чувствување на болката во зависност од обработката со бorer или ласер е статистички сигнификантна за  $p=0,0156$ .

Кај пациентите со *Caries profunda* разликата во чувствување на болката во зависност од обработката со бorer или ласер е статистички сигнификантна за  $p=0,00020$ .

Кога ги замоливме пациентите да одлучат со кој третман би сакале (конвенционален со борер или со ласер) да им се обработуваат кавитетите на забите во иднина, ги добивме следните резултати:

Пациентите чии кавитети беа дијагностицирани како *Caries superficialis* во 73,3% се одлучија за третман со ласер, а 26,7% за третман со борер.

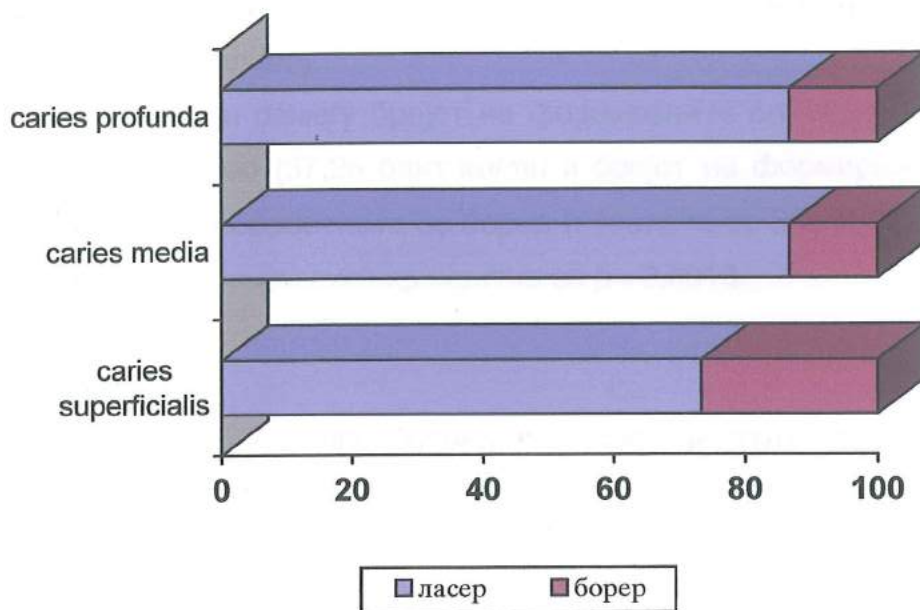
Пациентите чии кавитети беа дијагностицирани како *Caries media*, во 86,7% се одлучија за третман со ласер, а 13,3% за третман со борер.

Пациентите чии кавитети беа дијагностицирани како *Caries profunda*, во 86,7% се одлучија за третман со ласер, а 13,3% за третман со борер.(Таб.2; Граф.2)

**Табела 2.** Дистрибуција на одлуката на пациентите во однос на користење на борер или ласер во текот на обработка на кариесот

Обработка со	Caries superficialis		Caries media		Caries profunda	
	број	%	број	%	број	%
Ласер	11	73,3	13	86,7	13	86,7
Борер	4	26,7	2	13,3	2	13,3

**Графикон 2.** Дистрибуција на одлуката на пациентите во однос на користење на борер или ласер во текот на обработка на кариесот



Во најголем процент пациентите се одлучуваат за ласер поради не чувствување на болка при обработката. Процентуалната разлика во одлучувањето помеѓу борер или ласер е статистички сигнификантна за  $p < 0,04$ .

## Резултати од лабораториските испитувања

### Резултати од микробиолошкото испитување

Групата на заби инокуирани со *S. aureus*, а обработени со Er:YAG ласер покажаа силна редукција на бактериите (37,25 бак.кл./мл) во однос на контролата ( $>10^6$  бак.кл./мл).

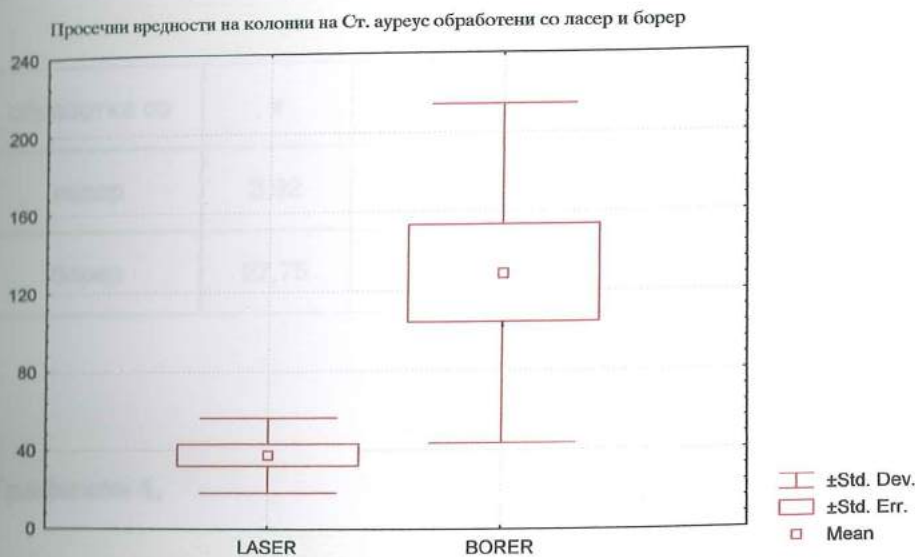
Разлика постои и помеѓу бројот на формираните бактериски колонии по обработката со ласер (37,25 бак.кл./мл) и бројот на формираните колонии (128,75 бак.кл./мл) по обработката со борер и тоалета со 3%  $H_2O_2$  (Слика 8). Оваа разлика е статистички сигнификантна за  $p = 0,0015$ .

Табела 3. *S. aureus* група обработена со борер и група обработена со ласер.

St. aureus					
обработка со	X bak.kl./ml	SD	min. bak.kl./ml	max. bak.kl./ml	t - test p
ласер	37,25	19,05	0	64	0,0015
борер	128,75	85,50	0	350	



Графикон 3.



Разликата меѓу просечните вредности на бројот на колонии на *St.aureus* во зависност од обработката е статистички сигнификантна за  $p=0,0015$ .

Групата на заби инокулирани со *E.coli*, а обработени со Er:YAG ласер покажаа силна редукција на бактериите (3,92 бакт.кл/ml) во однос на контролата ( $>10^6$  бакт.кл./ml).

Разлика постои и помеѓу бројот на формираните бактериски колонии по обработката со ласер (3,92 бакт.кл/ml) и бројот на формираните колонии (27,75 бакт.кл/ml) по обработката со борер и тоалета со 3%  $H_2O_2$  (Слика 7).

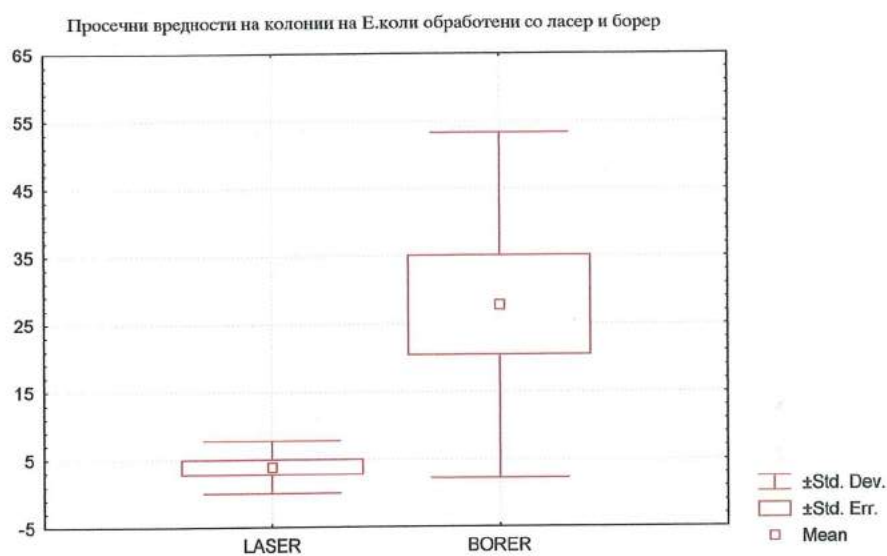
Оваа разлика е статистички сигнификантна за  $p= 0,0042$ .



**Табела 4.** Просечни вредности на колонии од *E. coli*. Кавитети обработени со борер и ласер

E. coli					
обработка со	x	SD	min.	max.	t - test p
ласер	3,92	3,90	0	11	0,0042
борер	27,75	25,53	0	100	

**Графикон 4.**



Разликата меѓу просечните вредности на бројот на колонии на *E. coli* во зависност од обработката е статистички сигнификантна за  $p=0,0042$ .



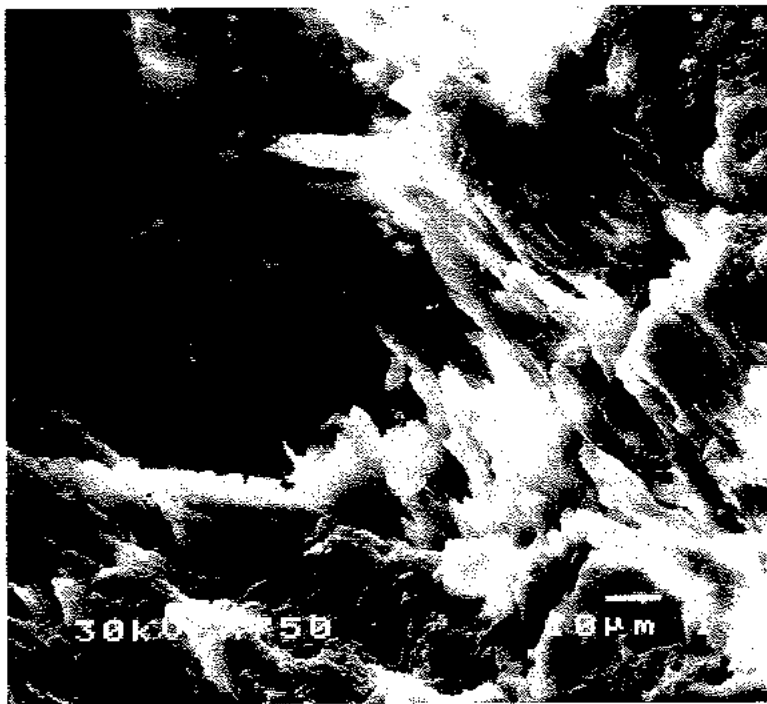
Слика 7. Број на колонии на *E.coli* по обработка со борер и ласер



Слика 8. Број на колонии на *S.aureus* по обработка со борер и ласер

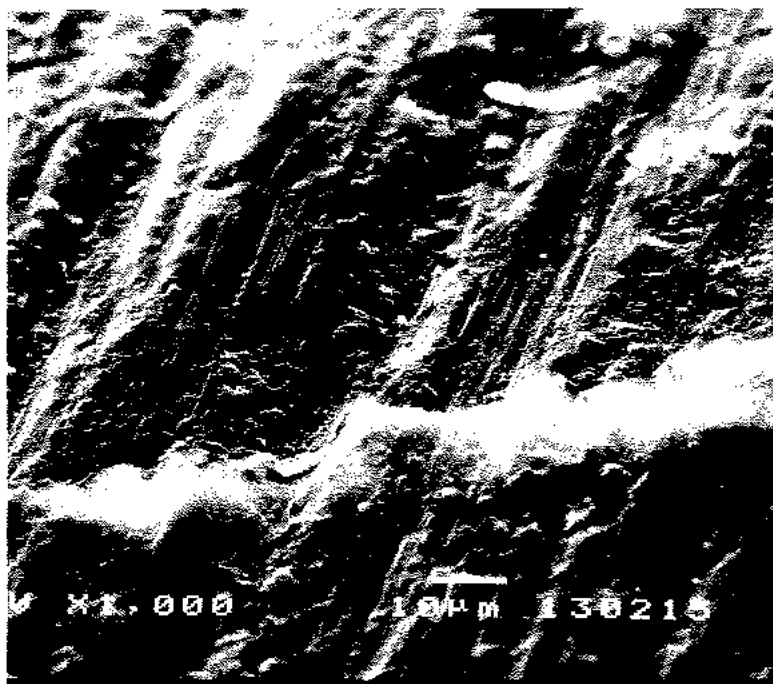
## Резултати од испитувањата на емајлот и дентинот со SEM

Со помош на скенинг електронскиот микроскоп направивме ултра-структурна анализа на тврдите забни ткива и ги споредивме промените кои ги предизвикува конвенционалната метода, односно дијамантскиот борер во здравиот емајл и челичниот борер во здравиот дентин, со промените кои ги предизвикува Er:YAG ласерското зрачење во истите ткива.



Слика 9. Скршени емајлови призми

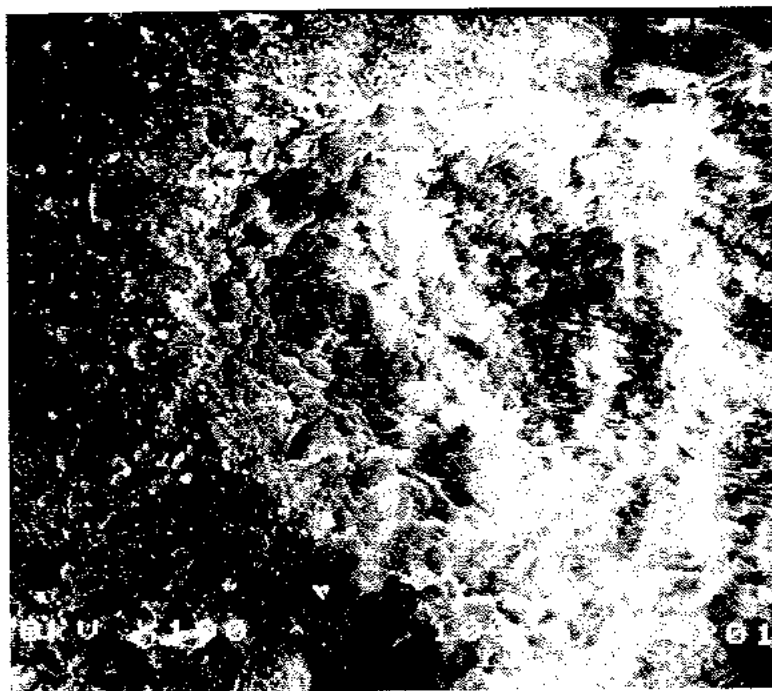
Слика 9. На зголемување од 750 пати е прикажана нормална структура на откриено парче на емајл при што се следат ултра структурните морфолошки карактеристики на интактен емајл. Се забележува правилна форма на призматските гребени со остатоци на фрактурирани призми.



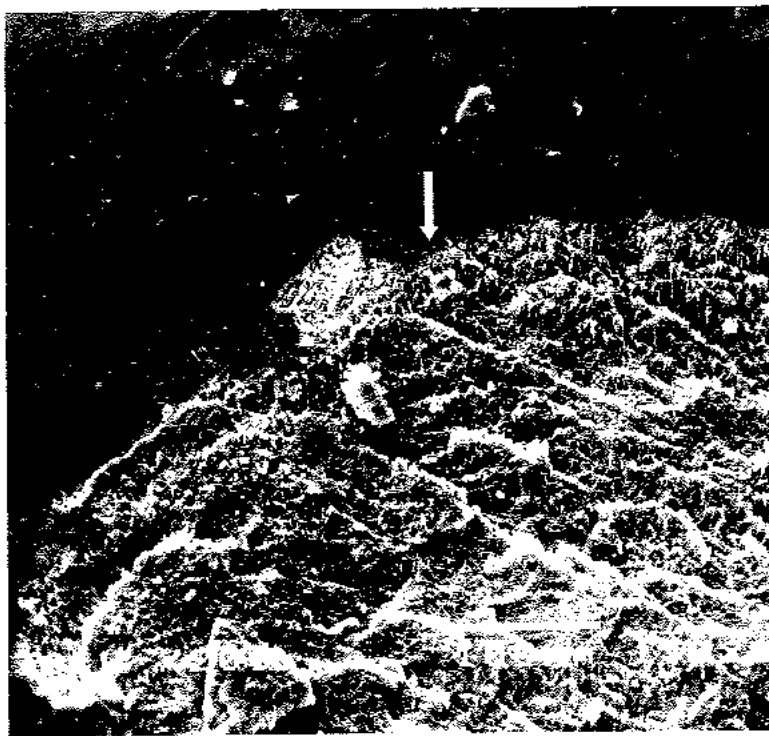
Слика 10. Емајл по обработка со дијамантски борер

Слика 10. Зголемување од 1000 пати на надолжен пресек со дијамантски борер прикажани се паралелни емајлови призми и интерпризматска супстанца - темни конкавни канали.

Слика 11 и 12. (зголемување 100 и 200 пати) SEM анализата покажа формации во вид на кратер како последица од апликација на еден ласерски пулс во емајлот. Овие формации се обично тркалезни или овални со јасно дефинирана граница. Тродимензионално формата на кратерот е конична со најголема длабочина во центарот, а најмала кон ѕидовите кои се граничат со околината. Сидовите покажуваат рапавост на површината во форма на тенки лушпи.

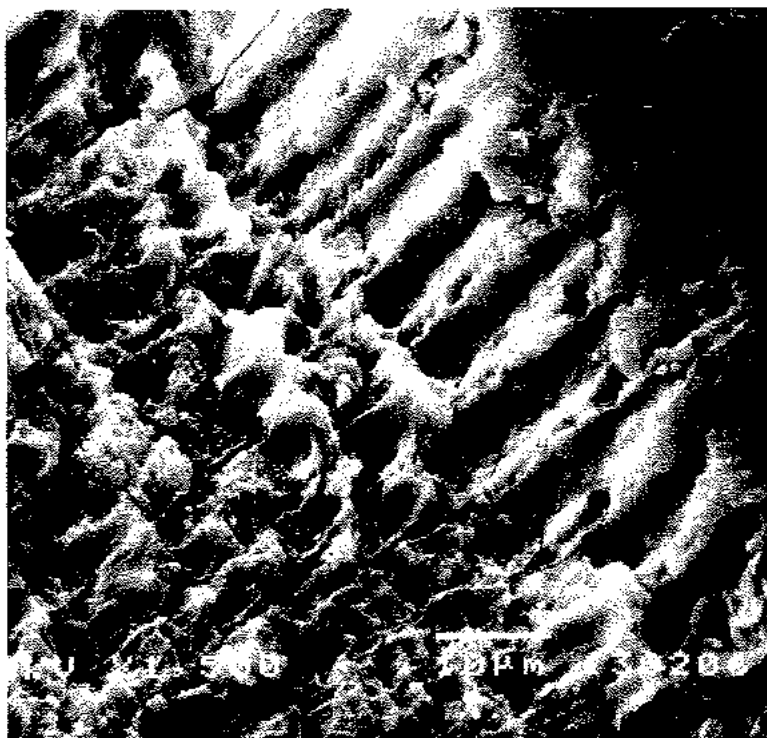


Слика 11. Кратер во емајл по еден пулс со ласер



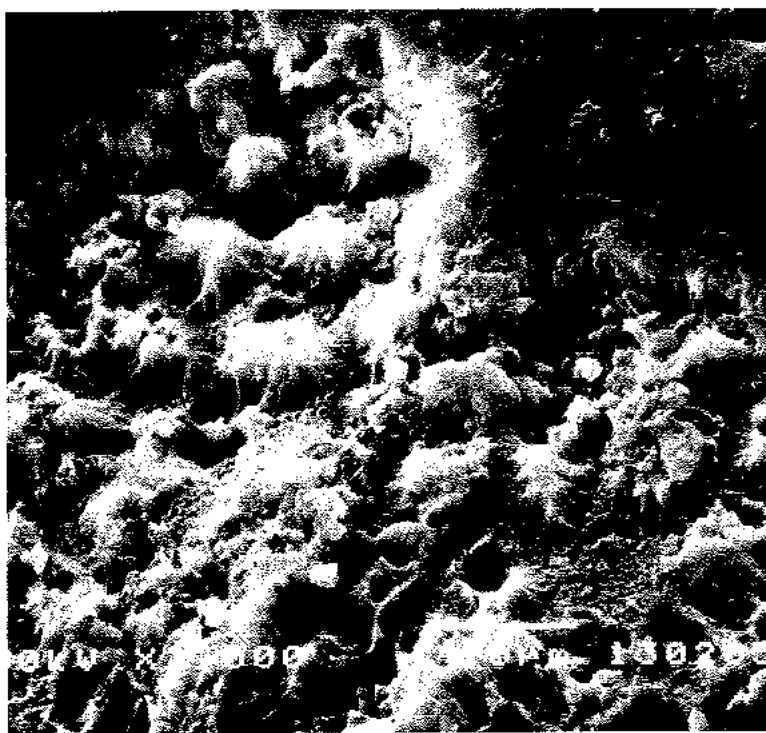
Слика 12. Граница меѓу кратер и емајл

Зголемувањето од 1500 и 2000 пати покажа дека нема знаци на карбонификација или топење на емајлот (Слика 13 и 14), а емајловите призми добиваат изразита форма на пчелино саќе како резултат на ласерската аблацијата (Слика15). На некои примероци се забележуваат пукнатини во самиот кратер и во околното ткиво (Слика 16 и 17).

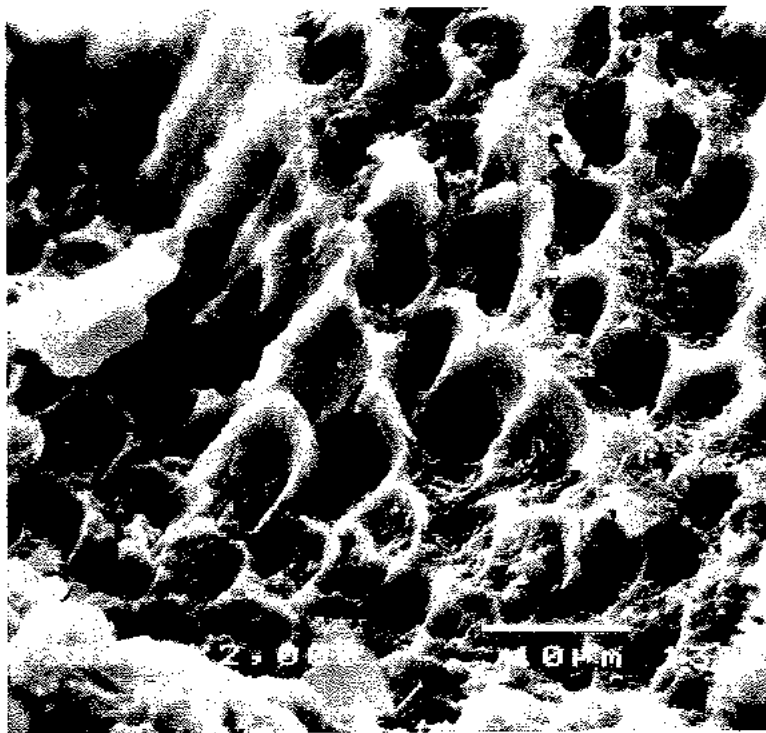


Слика 13. Сид од кратер во емајл

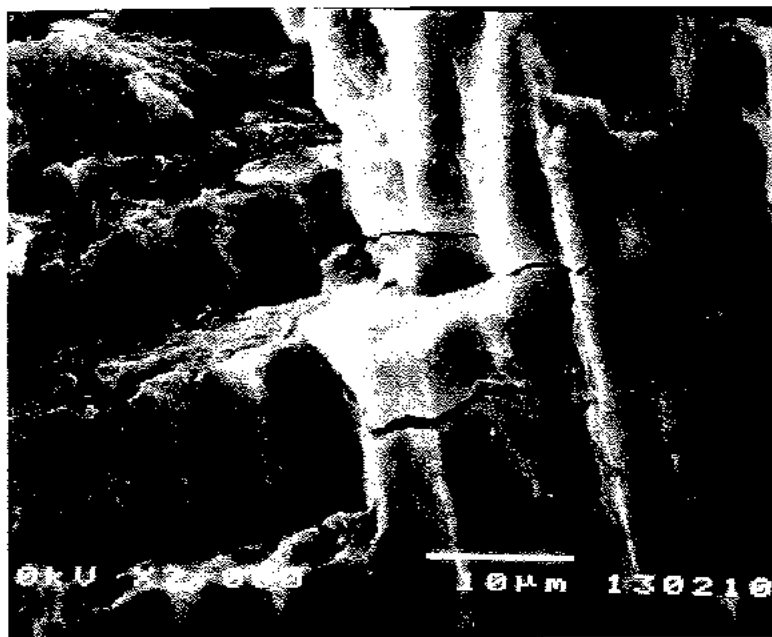




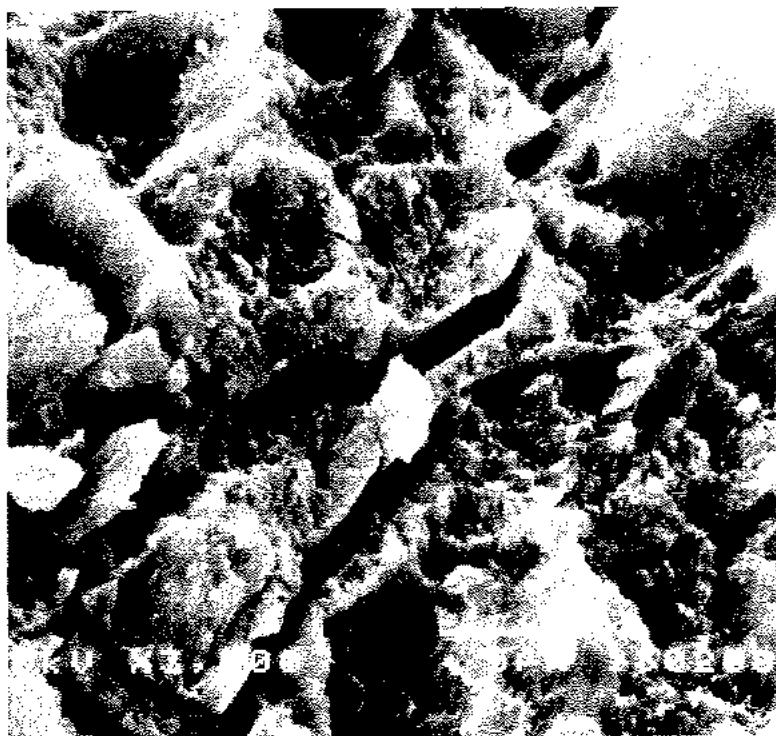
Слика 14. Сид од кратер во емајл



Слика 15. Формации во вид на пчелино саќе.



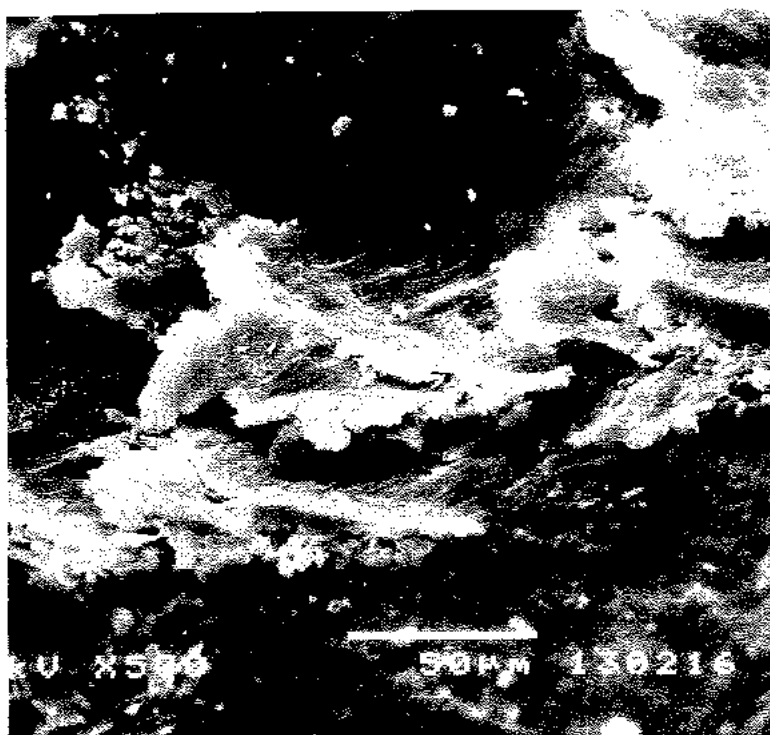
Слика 16. Пукнатини во самиот кратер.



Слика 17. Пукнатина во дното на кратерот.



При анализа на конвенционалниот метод на препарација на дентинот со челичен борер, електронската микроскопија покажа набиен и нагмечен дентин кој се одвојува во пластови без можност на следење на дентинските канали и нивните отвори (Слика 18. зголемување 500 пати). На напречен пресек и многу поголемо зголемување (Слика 19. зголемување 5000 пати) се забележуваат отвори на дентинските тубули, големо присуство на smear layer и нечистотии, како и присуство на силни пукнатини во дентинот.



Слика 18. Дентин нагмечен со челичен борер

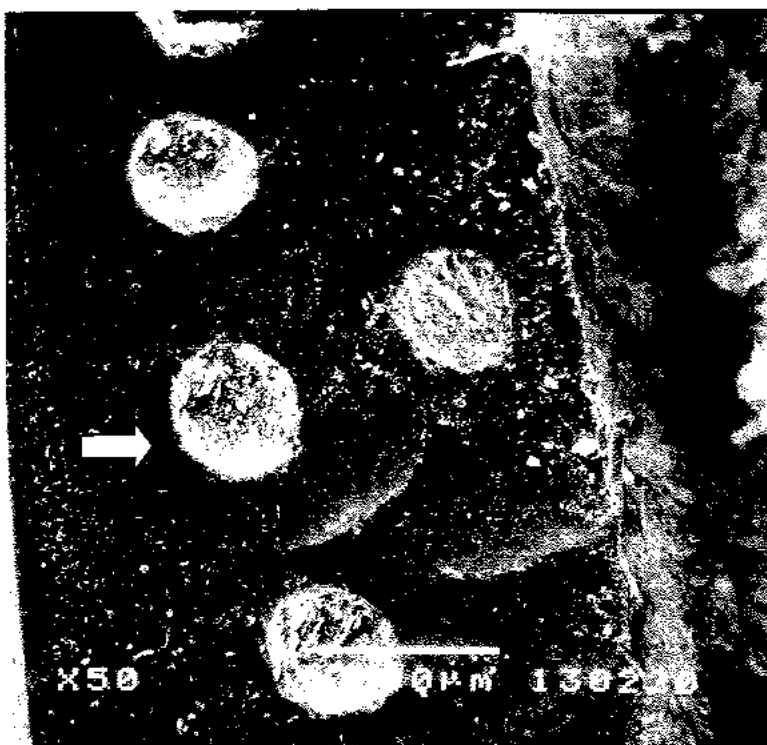
Слика 20 покажува кратери зголемени 50 пати, настанати во дентинот како резултат на ласерско зрачење во форма на поединечни пулсеви придружени од тенок млаз на вода со цел за ладење на местото на аблација. На зголемување од 1000 пати се забележува ирегуларна површина на дентинот (Слика 21). Слика 22 и 23 покажуваат отсуство на smear layer, експонирани отвори на дентински канали, интертубуларниот дентин

претрпел поголема аблација отколку перитубуларниот што резултира со протрузија на тубулите.

Апликацијата на ласерското зрачење во дентин без тенок млаз на вода односно без водено ладење доведува до појава на топење на истиот и формирање на површини слични на лава и пукнатини. Се забележува ирегуларна аструктура на дентинот со намалени отвори на дентинските канали. (Слика 24 и 25)



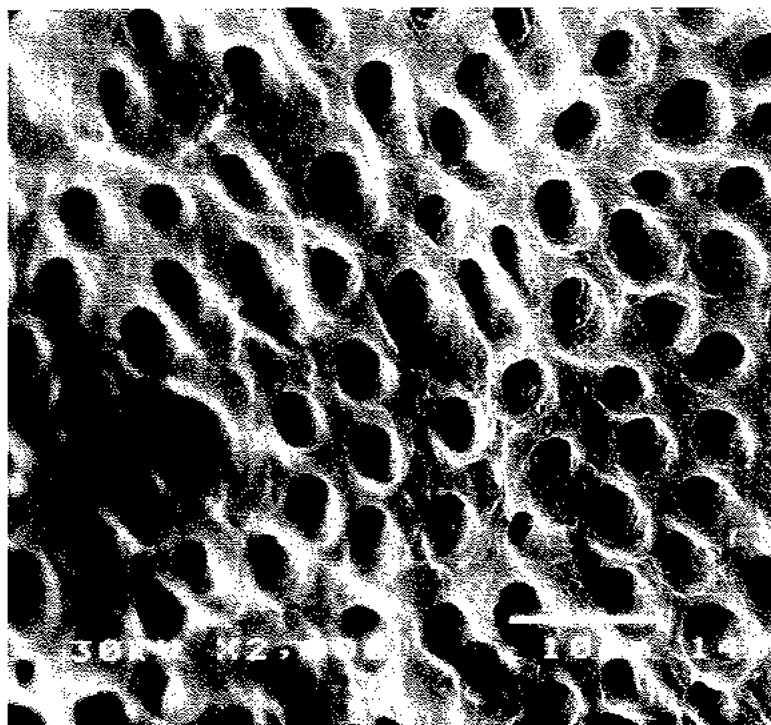
Слика 19. Дентин по препарација со борер



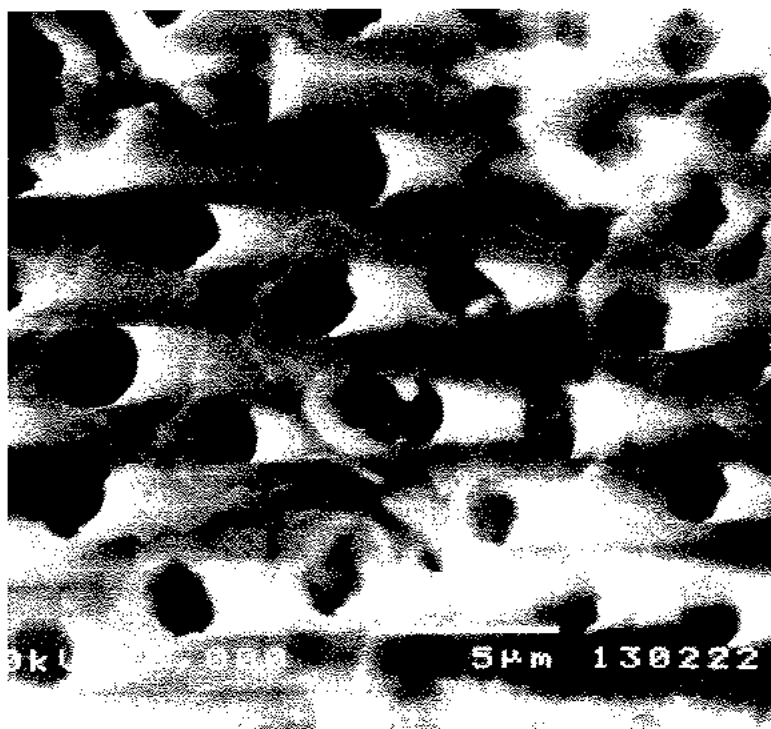
Слика 20. Кратери од единечни пулсеви во дентин



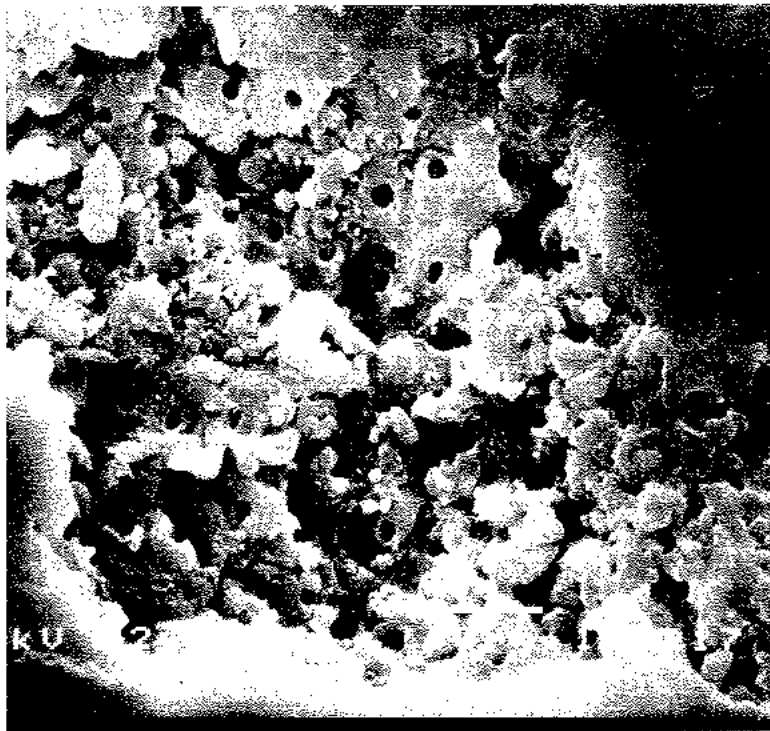
Слика 21. Дентин по препарација со ласер



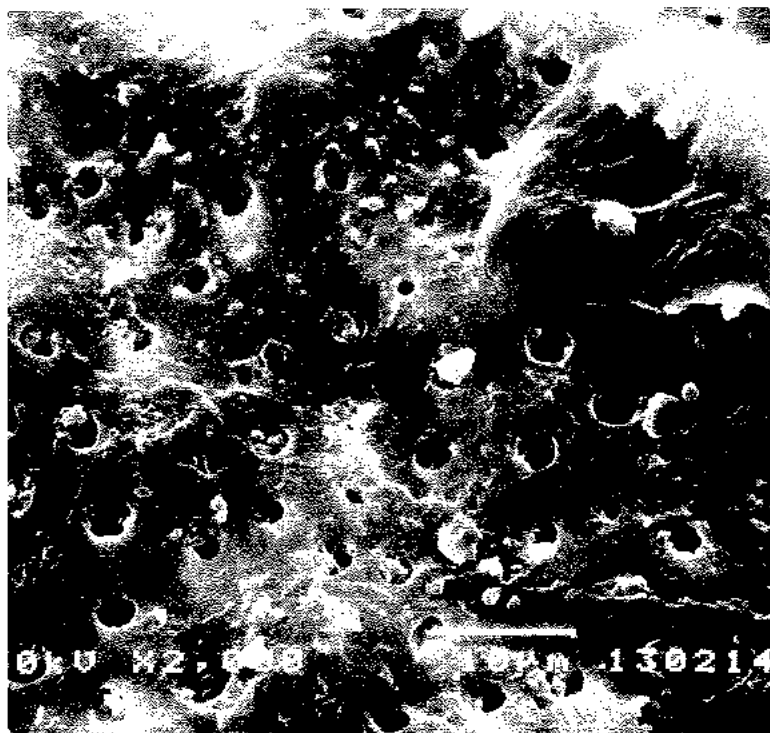
Слика 22. Дентин по подготовка со ласер



Слика 23. Дентин по подготовка со ласер



Слика 24. Дентин по препарација со ласер без ладење со вода.



Слика 25. Денти по препарација со ласер без ладење со вода.

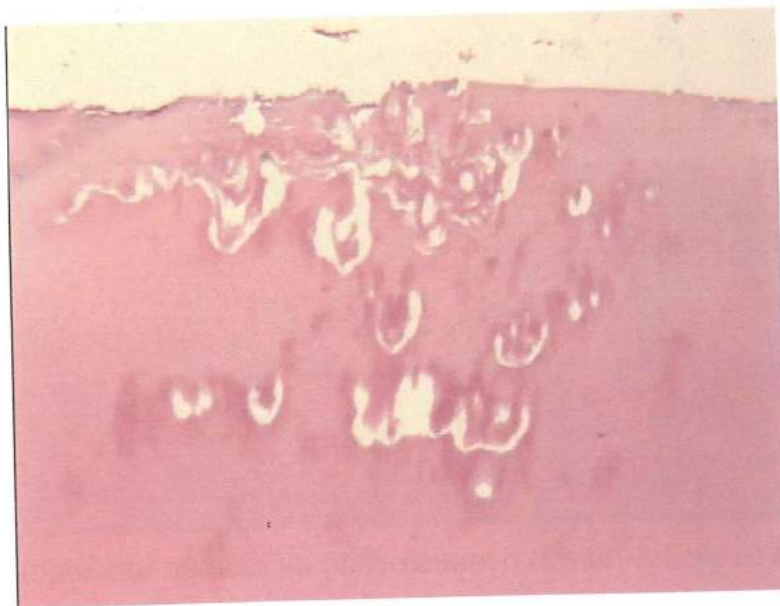
## Резултати од хистолошките испитувања на пулпо-дентинскиот комплекс

Дејството на најповршната апликација на ласерскиот зрак во емајловата структура не може да се прикаже на декалцираните патохистолошки стандардни пресеци поради агресивноста на декалцинатот кој доведува до комплетна дисолуција на минералите, а со тоа и до губиток на емајлот. Затоа е претставено најповршното дентинско поле до кое допреле ласерските зраци и аблацијата во него (Слика 26).

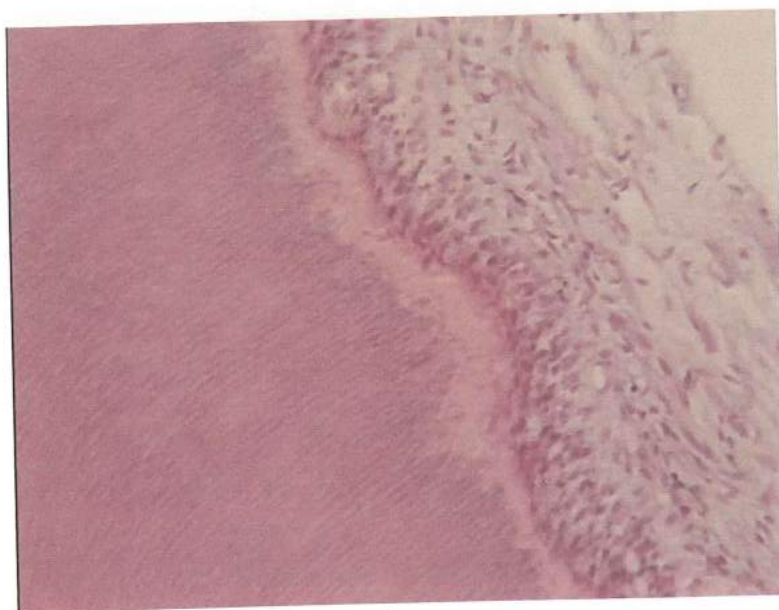
Непосредно под ова поле внимателно е истражувана пулпата за да се откријат евентуалните пореметувања во нејзината структура. На приказот се гледа сосема нормална пулподентинска градба со зачувана архитектоника на слоевите: дентин, предентин, одонтобласти, Weill-ова зона и пулпина строма (Слика 27).

За поголема сигурност и максимална експлицитност, направен е панорамски приказ на широк слој на дентинско ткиво кој се протега помеѓу местото на ласерската аблација и самата пулпа (Слика 28). Во пулпата директно под таа регија, повторно е детерминиран здрав слој на одонтобласти во најинтимна протоплазматична поврзаност со дентинот (Слика 29). Нешто повнатре се нотира присутна пулподентинска мембрана покрај слојот одонтобласти како и голем дентикл чие настанување секако не е во релација со ласерското делување (Слика 30).

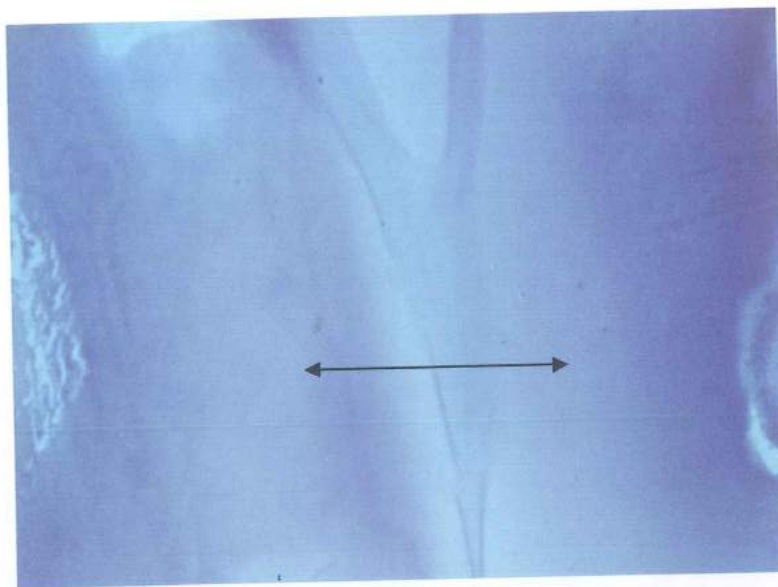




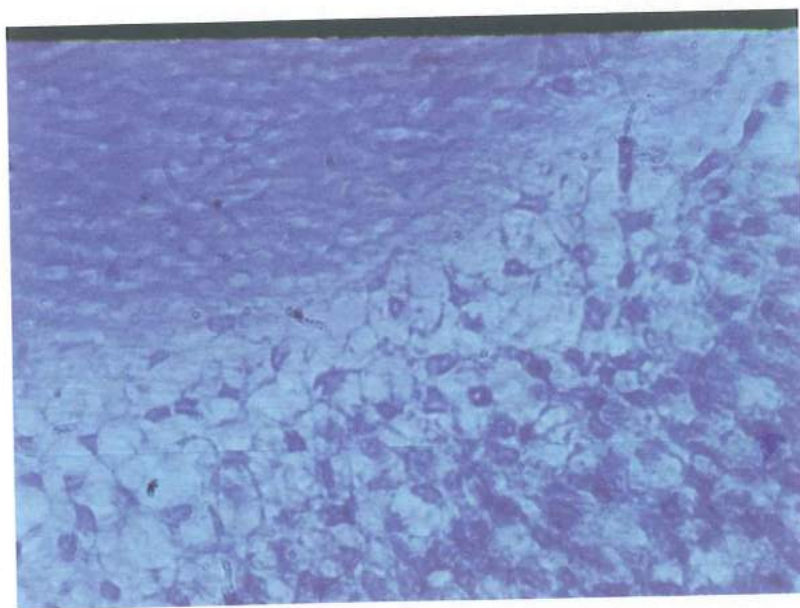
Слика 26. Површна лезија по препарација со ласер



Слика 27. Нормален наод на пулпа по површна препарација со ласер.

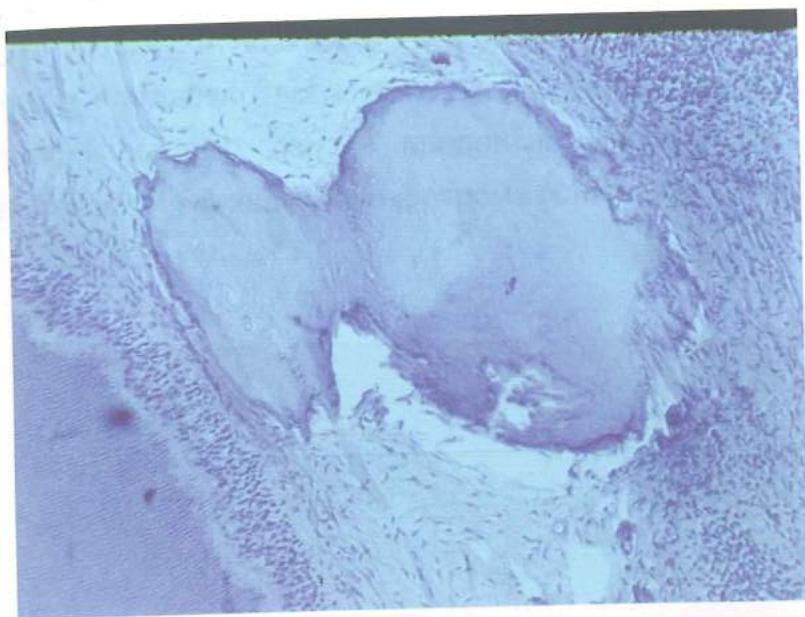


**Слика 28.** Панорамски приказ на растојанието помеѓу местото на препарација со лазер и пулпата.



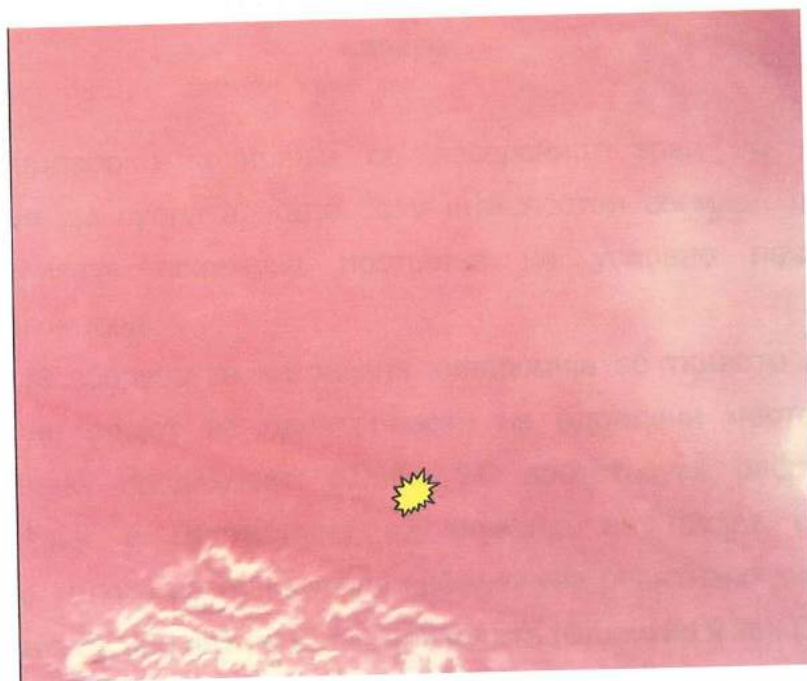
**Слика 29.** Нормален наод на пулпа





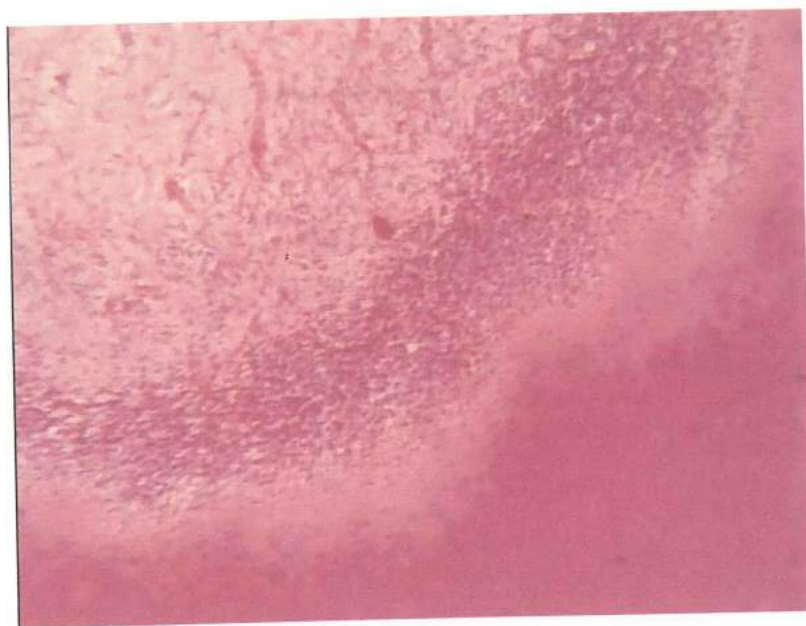
Слика 30. Нормален наод на пулпа. Присуство на дентикл.

Аплицирањето на Er: YAG лазерското зрачење во средишните дентински слоеви, следено непосредно под местото на делување, не предизвикува никакви промени во ткивото на дентинот ниту во ткивото на пулпата.



Слика 31. Нормален дентин под местото на аблација

**Слика 31** покажува постоење на нормален дентин под местото на аблација, а уште подлабоко во истиот смер се следи потполно нормален пулпо - дентински сооднос: дентин, предентин, мноштво одонтобласти на тангенцијален пресек и здрава пулпина строма (**Слика 32**).



**Слика 32.** Нормален наод на пулпа по препарација со ласер во средно длабок кавитет.

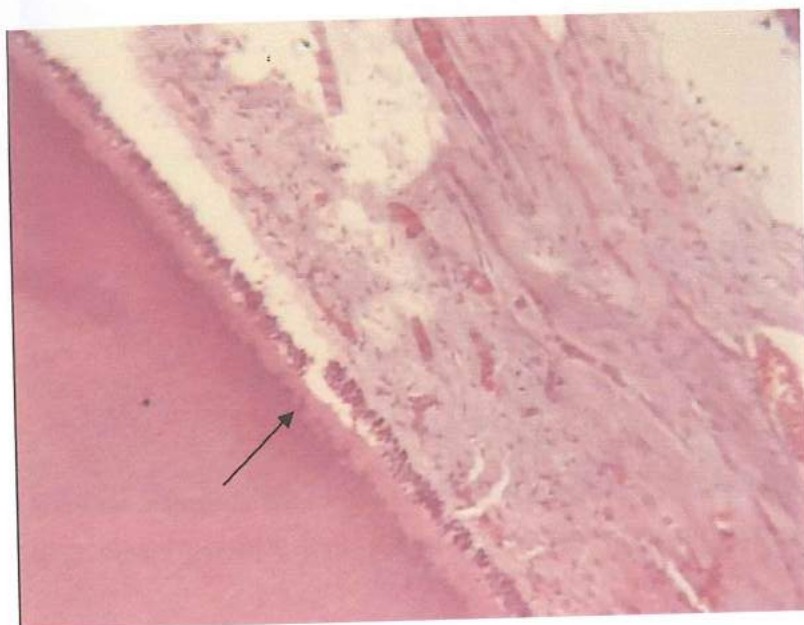
При подлабоко понирање со ласерскиот зрак во длабочина и приближување до пулпата, каде се уште постои солиден цврст слој на дентин, анализата покажува постоење на условно речено побогат патохистолошки наод.

**Слика 33** зборува за нагласена хиперемија во ткивото на пулпата и одлепување на слојот на одонтобласти на одредени места. Наредниот приказ е далеку посликвит: (**Слика 34**) претставува работно поле на ласерскиот зрак и местимични одлепувања на слојот одонтобласти. Подлабоко во телото на пулпата се забележува реактивна хиперемија која на зголемување од 600 пати е многу сликовита (**Слика 35 и 36**). Во самиот слој

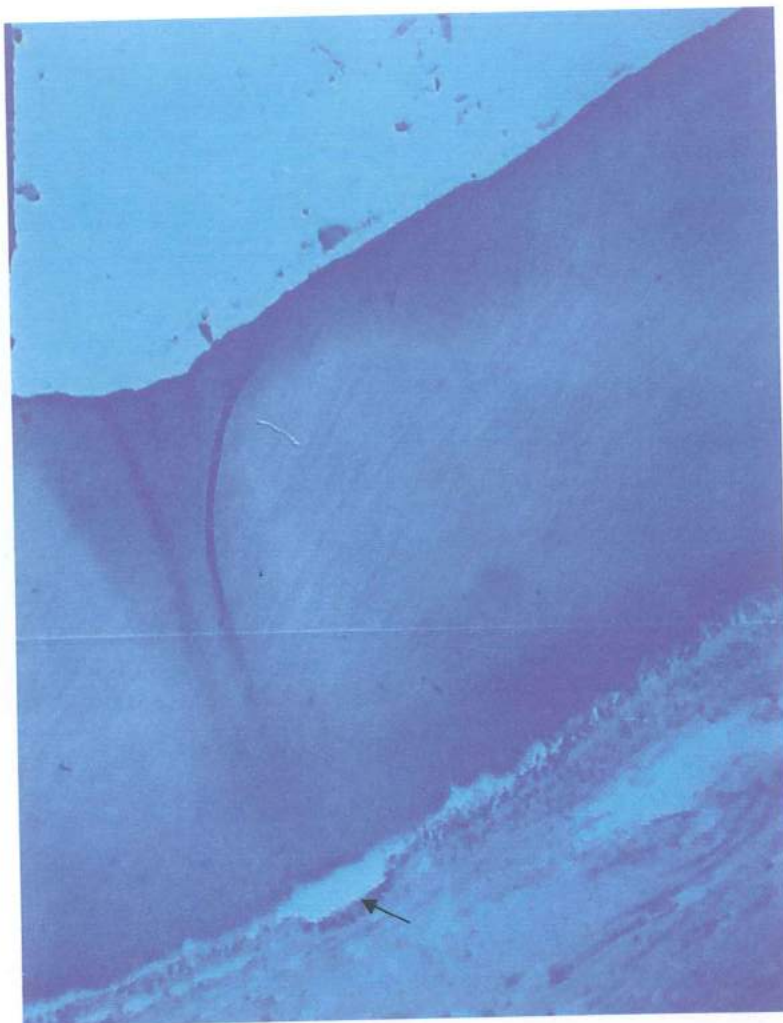


на одонтобласти се среќава хидропсна дегенерација (Слика. 37 и 38) појава на вакуоли во базата на цитоплазмата на одонтобластите.

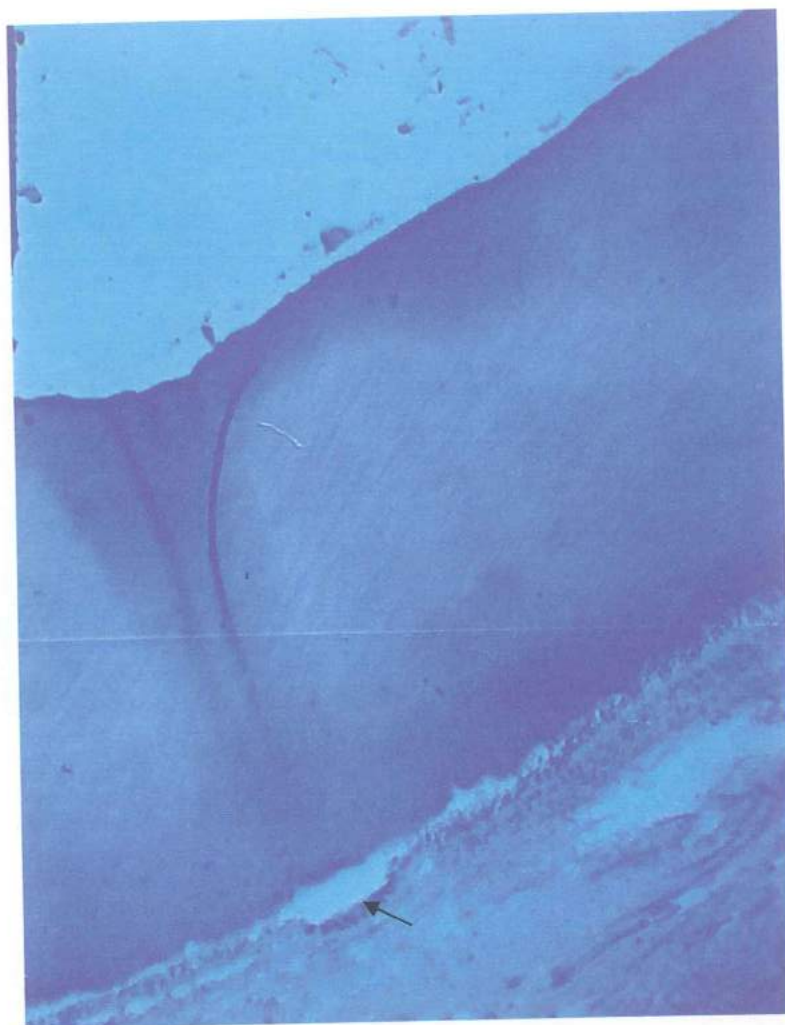
Со цел да ја запознаеме физичката моќ на ласерскиот зрак врз пулпата, упаднавме директно во пулпината комора правејќи артифициелна комуникација со неа. На хистолошките пресеци (Слика 39) се забележува упадот во пулпата и нејзината деструкција. Ласерскиот зрак остава зад себе чисто физичко оштетување на ткивото на пулпата за кое не можеме да кажеме дали е од механичка или термичка природа.



Слика 33. Одлепен слој на одонтобласти по препарација со ласер во длабок кавитет.

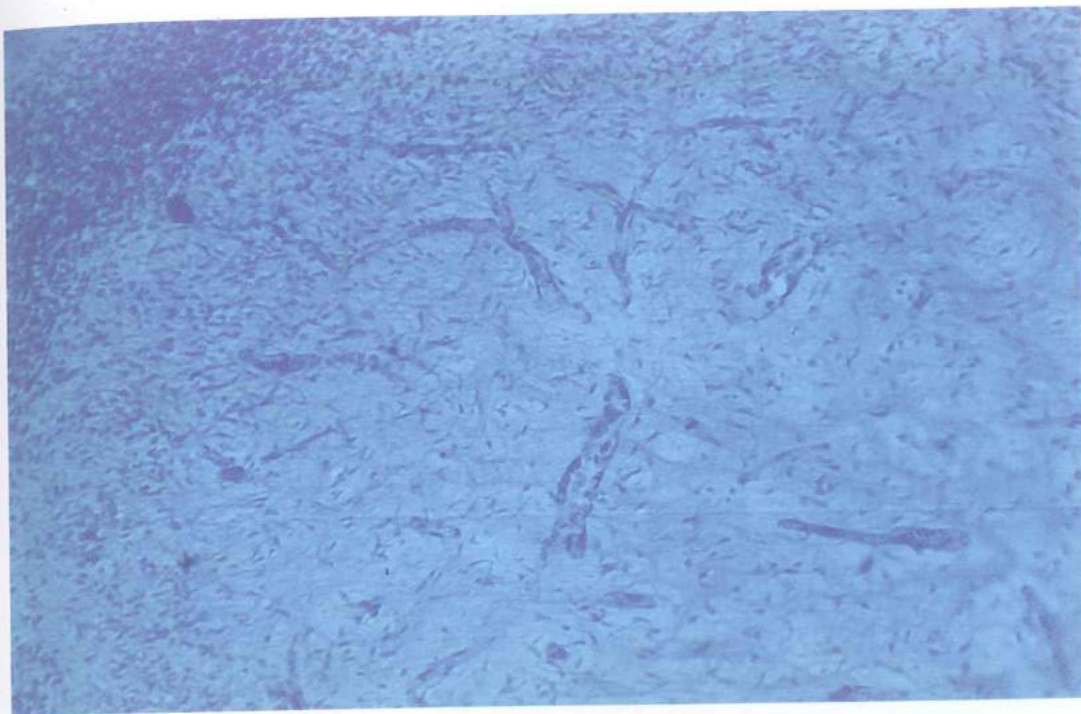


Слика 34. Длабока препарација и одлепување на слојот одонтбласти

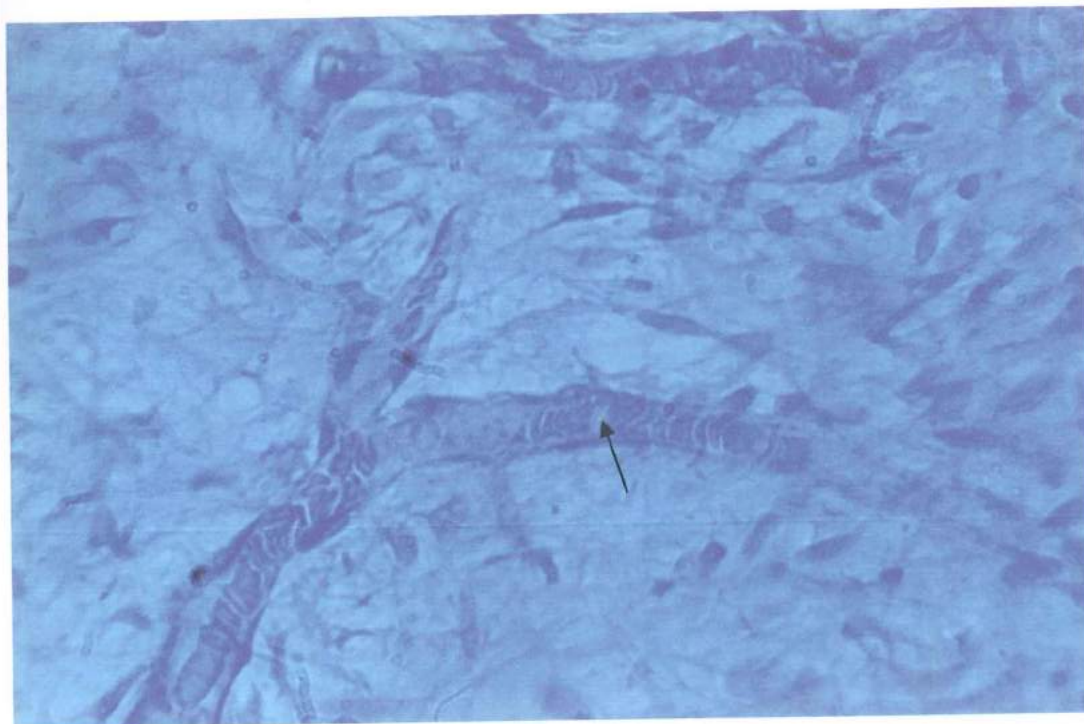


Слика 34. Длабока препарација и одлепување на слојот одонтбласти

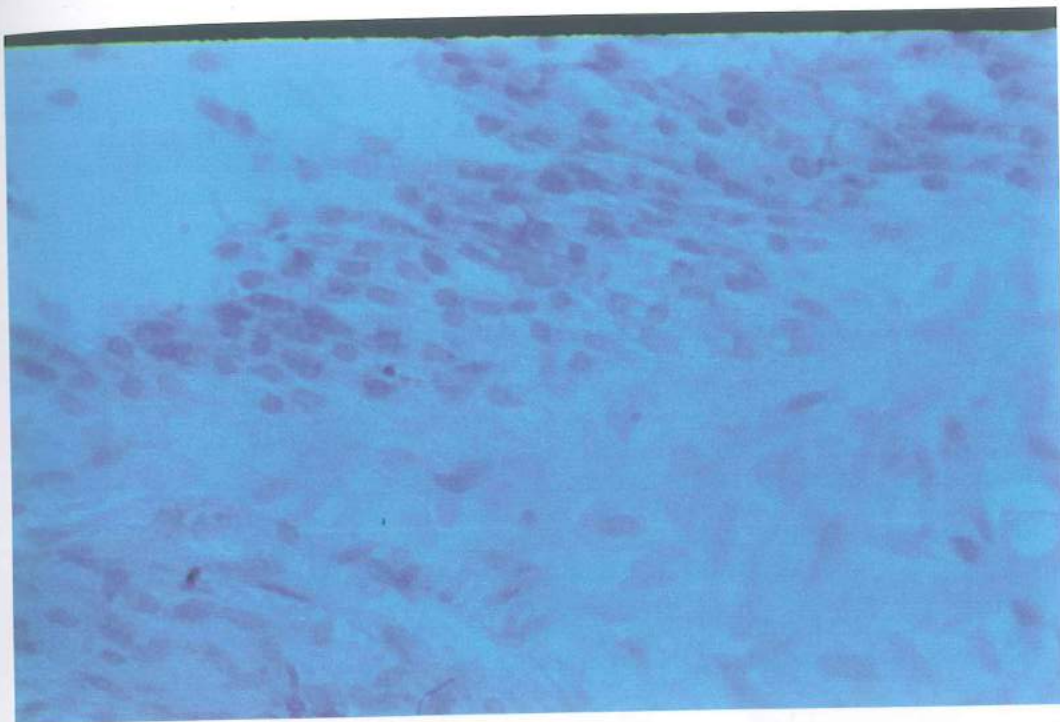




**Слика 35.** Хиперемија на пулпата

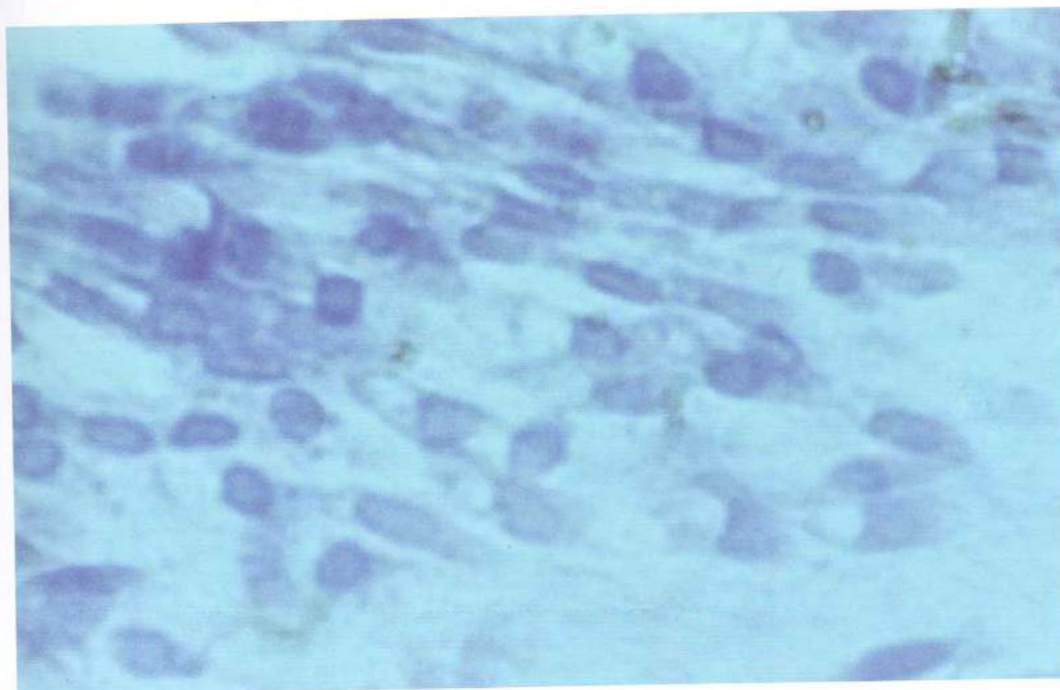


**Слика 36.** Хиперемија на пулпата



Слика 37. Хидропсна дегенерација на пулпата

Слика 38.



Слика 38. Инсерт од претходната слика на хидропсна дегенерација.



Слика 39. Артифициелна комуникација со пулпата. Механичко оштетување на пулпата.



# Дискусија

## Клиничко испитување

Основен проблем со кој се бори стоматологијата е денталниот кариес поради неговата преваленција и последиците кои произлегуваат од неговото ненавремено санирање. Според епидемиолошките податоци од WHO, распространетоста на кариесот добива пандемски размери. Ако за појавата на кариесот се виновни неговиот мултикаузален карактер и недоволното спроведување на превентивата, причините за неговата недоволна санација лежат и во ниското ниво на стоматолошката просветеност на населението, која секогаш е следена од стравот од стоматолошки третман. Стоматологијата како дел од медицината отсекогаш се поврзува со болка, анксиозност и страв, што претставува вистинска пречка за навремен третман.

Мирчева<sup>110</sup> во своето истражување забележала дека стравот настанува веќе при појавата на стоматологот во ординацијата при што 9,9% од пациентите добиваат зголемена срцева фреквенција односно тахикардија. Поставувањето на борерот во машината предизвикува тахикардија кај 27% од пациентите, а подготвувањето на шприцот за апликација на анестезија ја зголемува срцевата фреквенција кај 30% од пациентите.

Во сопственото негативно стоматолошко искуство, како еден од факторите во етиологијата на стравот доминира болката и интервенциите кои ја предизвикуваат, па така машината, клештата и шприцот се објекти чија појава предизвикува силен страв.

Решението на овој проблем се гледа во превенцијата на стравот и редукцијата на оној кој веќе постои, но и во изнаоѓање на нови начини и методи во стоматологијата за терапија на кариесот. Еден од тие начини е апликацијата на тврдите ласери за чистење на кариесот.

Веќе постојат податоци за ефикасната аблација на кариозен емајл и дентин со помош на Er:YAG ласерот и за неговата успешна клиничка апликација. Охрабрувачките резултати од бројните *in vitro* студии не се доволни за да Er:YAG ласерот се прогласи за ефикасен и безбеден за клиничка употреба. Во обѕир треба да се земат субјективното чувство на

пациентот во однос на болката, термичките ефекти и времетраењето на интервенцијата. Целта на нашето клиничко истражување беше да видиме каква е клиничката евалуација на субјективната реакција на пациентите по препарација на кавитетите со ласер, споредена со конвенционалната метода (турбина и колањак). Имајќи во обзир дека секој пациент има различен праг на надразливост и дека болката е субјективно чувство, а со цел да споредбата помеѓу двете методи биде што пообјективна, на секој пациент му препариравме по два забa со иста длабочина на кариозната лезија. Едниот заб го препариравме со турбина и колењак а другиот со ласер.

Шеесет проценти од пациентите чии заби одредени за препарација имаа дијагноза *Caries superficialis*, не почувствувале болка во текот на препарацијата со борер. Триесет и три запирка три проценти од пациентите почувствувале болка, а за 6,7%, болката била многу силна.

Наспроти ова, 93,3% од пациентите чии површни кавитети ги обработивме со ласер, не почувствувале болка. Само еден пациент (6,7%) почувствувал болка, а ниту еден пациент не осетил многу силна болка.

Разликата меѓу пациентите кои при обработката на суперфицијалните кавитети осетиле болка во зависност од начинот на препарација: со борер или со ласер е статистички сигнификантна ( $p=0,039$ ).

Кај пациентите со средно длабоки кавитети при обработка со борер, 20% не осетиле болка, 46,7% осетиле болка, а за 33,3% болката била многу силна.

Додека пак, кај пациентите чиви кавитети беа обработени со ласер, 66,6% не осетиле болка во текот на препарацијата. Четворица (26,7%) осетиле болка, а 6,7% осетиле многу силна болка.

Кај кавитетите со средна длабочина (*Caries media*) разликата во чувствување на болка во зависност од видот на препарацијата, со борер или со ласер, е статистички сигнификантна за  $p=0,0156$ .

Болката како сензација најчесто беше присутна при препарација на длабоките кавитети (*Caries profunda*). При препарацијата со борер за ниту еден пациент интервенцијата не беше безболна, за 6,7% беше болна, а 93,3% осетиле многу силна болка.

При препаратација на длабоките кавитети со ласер 26,7% од пациентите не почувствувале болка, 66,6% осетиле болка, а за 6,7% болката беше многу силна.

Кај пациентите со дијагноза на кавитетите *Caries profunda*, разликата во чувствување на болката во зависност од обработката со борер или ласер е статистички сигнификантна за  $p = 0,00020$ .

Механичката препаратација на кавитетите предизвикува nelaгодност и болни сензации кај пациентите поради појава на вибрации, притисок, топлина и звукот кој го произведуваат самите машини. Безконтактната препаратација со ласер не доведува до појава на овие ефекти и поради тоа е поудобна за пациентите.

Објаснувањето за безболниот или помалку болен ласерски третман би можело да лежи во енергијата и фреквенцијата на пулсот која се користи. Најголем дел од енергијата се троши за настанување на аблациониот ефект, додека сосема мал дел од неа го загрева површниот дел на забната супстанца. Следниот ласерски пулс го отстранува загреаниот материјал така што топлината не може да се продре во длабочината на забот.<sup>26,42</sup>

Би можеле да кажеме дека фреквенцијата на ласерскиот пулс влијае на покачувањето односно на непокачувањето на температурата на забот. Во текот на нашето испитување ги користевме параметрите за ласерско зрачење кои беа препорачани од производителот: во емајл користевме фреквенција 4-10Hz и енергија пер пулс 300-400mJ со фокусиран ласерски зрак, а во дентин фреквенција од 2-4Hz и енергија од 150-250mJ пер пулс со фокусиран ласерски зрак. Редуцирањето на фреквенцијата со продлабочување на кавитетот дозволува да настане ладење на забното ткиво меѓу два последователни пулса.

Ладење на забот во текот на ласерската препаратација овозможува и постојаниот тенок млаз вода кој паѓа на местото на аблација. При механичкото чистење често млазот вода не паѓа на местото на бушење па така ладењето не е адекватано.

Фактот дека за време на ласерската подготовка не настанува покачување на интрапулпалната температура го потврдил и Glockner во својата *in vitro* студија. Споредбата на интрапулпалната температура во текот на подготовка со ласер и борер недвосмислено докажала дека за време на употребата на ласерот не само што не настанува зголемување на температурата, туку е забележано и нејзино опаѓање. Додека, при конвенционалната механичка метода настанува зголемување на температурата во комората на пулпата дури и до 70°C.<sup>23</sup>

Алиќ и соработници забележале покачување на интрапулпалната температура во текот на подготовката со ласер, за 4°C што укажува дека не настанува оштетување на пулпното ткиво.<sup>3</sup>

Анализирајќи ги резултатите од Таб.1, забележавме дека и при обата начина на подготовка со зголемувањето на длабочината на кавитетите се наголемува болното чувство.

Ова се должи на намалување на слој од цврста забна супстанца меѓу кавитетот и пулпата па евентуалното покачување на топлина побрзо и полесно се пренесува до пулпата. Имајќи во обзир дека пациентите кои беа третирани во нашата студија се на возраст од 5-18 години, што подразбира специфична структура на дентинот во смисол на постоење на широки дентински каналчиња, уште повеќе се олеснува приодот кон пулпата односно овозможува побрзо и поинтензивно пренесување на сите сензации. Сепак, нашите резултати покажаа дека болната чувствителност е значително помала при подготовката со ласер поради намалената фреквенција на пулсот. Со зголемувањето на временскиот простор помеѓу два пулса, се дозволува ладење на местото на аблација, што не е случај со механичката подготовка која е континуирана.

До слични резултати дошол и Keller во своите клинички студии. Тој забележал дека при обработка на суперфицијални кавитети 61% од пациентите не почувствувале болка, а во длабоките кавитети процентот се намалил на 20.<sup>41,42</sup>

Во анкетата која ја правевме по завршувањето на третманите ги замоливме пациентите да одлучат кој вид на третман (конвенционален или со ласер) би го префериреле во иднина. Најголем дел од пациентите од сите три групи (73,3%; 86,7%; 86,7%) се определија за третманот со ласер. Разликата помеѓу пациентите кои го преферираат третманот со ласер во однос на оние кои се одлучија за конвенционалниот третман е статистички високо сигнификантна ( $p < 0,04$ ).

Tagami и Evans во своите клинички студии дошле до заклучок дека Er:YAG ласерот може да се користи за отстранување на кариозните маси и препарација на кавитети за адхезивни реставрации, со појава на мала или никаква болна сензација при што пациентите во најголем процент за во иднина се одлучиле за третманот со ласер.<sup>16, 108</sup>

Во нашето испитување не си поставивме за цел да извршиме споредба на времетраењето на интервенциите со двете различни методи, но сепак ги забележавме примедбите на најголем дел од пациентите кои се однесуваа на должината на траењето на интервенциите со ласер. Во литературата најдовме на слични податоци. Matsumoto и сор. го одредувале времетраењето на препарациите со Er:YAG ласер и одредиле дека за препарација од I класа се потребни 10-15 минути, а за II класа 13-20 минути што споредено со времетраењето на конвенционалната механичка метода е два до три пати поголемо.<sup>62</sup> Сепак би требало да се земат во обзир предностите од употребата на овој ласерски систем: како резултат на безболната работа нема потреба од апликација на анестезија, нема потреба од нагризување на тврдите забни ткива со киселина поради тоа што препарацијата со Er:YAG ласерот го има истиот ефект и кариес превентивениот ефект од неговата апликација.

## Микробиолошко испитување

Конвенционалниот третман на кариозните заби опфаќа отворање на кавитетите со турбина и дијамантски борер, механичко отстранување на кариозниот дентин со колењак и челичен борер по што, следи тоалета на кавитетот. Тоалетата на кавитетот има за цел да ги одстрани остатоците од дентинската прашина и бактерии од кавитетот и да направи негова дезинфекција. За таа цел се употребуваат: хлорамин, натриум хипохлорит и кај нас најчесто користениот 3% водороден пероксид. Водородниот пероксид (хидрогенот) има бактерицидно, механичко, хемостатско, дезодорантно и деколорантно дејство. Бактерицидното дејство на хидрогенот се состои во ослободување на кислород во околината и претворање на анаеробната средина во аеробна и со разлагање на аминокислотите и амидите кои се составен дел на токсините на различни бактерии. Во текот на ослободувањето на кислородот, хидрогенот пени и на тој начин механички го отстранува детритусот. Водородниот пероксид има својство со помош на меѓуклеточното ткиво да изврши компресија на малите крвни садови и да го спречи крварењето. Ослободениот кислород ги разградува органските материи со непријатен мирис и на таков начин има дезодорантно дејство. Благодарение на силните оксидоредуктивни својства, хидригенот ги разлага пигментите кои го пребојуваат забното ткиво и има деколорантно дејство.

Меѓутоа, водородниот пероксид е непостојан поради тоа што светлината го забрзува ослободувањето на насцентниот кислород. Оваа негова непостојаност влијае на ефикасното отстранување на бактериите од кавитетот, што од своја страна може да доведе до појава на рецидивирачки кариес. Исто така, не се препорачува негова примена во кавитети кај кои треба да следи композитно полнење за реставрација на забот поради тоа што ослободениот насцентен кислород ја компромитира полимеризацијата на композитот и создава неполимеризиран слој помеѓу забните ткива и полнењето.



За нас најкомпромитувачки беше фактот дека конвенционалната метода на чистење на кариес придружена со хидроген тоалета, остава знатно количество на бактерии во кавитетот дури и по завршениот третман. Затоа сакавме да го употребиме Er:YAG ласерот за чистење на инфицираниот дентин и истовремено да го провериме и искористиме неговото бактерицидно дејство за дезинфекција на кавитетите.

Нашите резултати недвосмислено ја докажаа супериорноста на Er:YAG ласерот наспроти конвенционалната метода во дезинфекцијата на забните кавитети.

Анализата на резултатите за групите заби инокулирани со *S. aureus* покажа дека методата со ласер е многу поефикасна во своето бактерицидно дејство отколку конвенционалната метода. Оваа разлика е статистички сигнификантна за  $p=0,0015$ .

Резултатите кои ги добивме при анализата на бактерицидниот ефект на Er:YAG ласер и конвенционалната метода во кавитетите инокулирани со *E.coli* бактеријата, исто така одат во прилог на поголема ефикасност на ласерот. И оваа разлика е статистички сигнификантна за  $p=0,0042$ .

Бактериите се разликуваат по осетливоста на ласерското зрачење поради разликите во количината на вода која ја содржат, волуменот, јачината на клеточниот ѕид, абсорбционите способности. Способноста на бактериите да мигрираат во внатрешноста на дентинот низ дентинските каналчиња исто може да влијае на ефикасноста на ласерското зрачење. Успешноста на инвазијата во дентинските тубули ќе зависи од морфолошките карактеристики на бактериските соеви, односно, од карактеристиките на површината на бактериските клетки (форма на капсула, флагели). Поради тоа некои бактерии полесно од други ќе пенетрираат во длабочината на дентинските каналчиња и таму извесен период ќе останат скриени од ласерското зрачење.

Во нашата студија елиминацијата на бактериите од забните кавитети настанала на два начина: со отстранување на цврсто ткиво по пат на аблација и поради антимикробниот ефект на самото ласерско зрачење. Аблацијата се јавува како резултат на експлозија на тврдото ткиво погодено



од ласерскиот пулс и на таков начин механички се отстранува дентинот заедно со бактериите во него. Антимикробниот ефект на Er:YAG ласерот се должи на евапорација на целуларната вода која се случува со голема брзина при ударот на ласерскиот пулс и води до дезинтеграција на клеточниот ѕид на клетката. Друго објаснување за ласерската бактерицидна активност би можела да биде термалната некроза или дехидратација на бактериите.

Слични резултати добил и Mehl<sup>65</sup> во своето истражување во кое постигнал висок степен на дезинфекција при употреба на Er: YAG ласерот врз површини инфицирани со *E. coli* и *S. aureus*.

Hibst и Keller<sup>29,109</sup> го испитувале потенцијалот на Er: YAG ласерот за контролирано загревање на забните површини и нивна стерилизација. Тие ја зеле во обзир кумулативната моќ на ласерскиот пулс во стерилизација на површините па ја зголемиле фреквенцијата на 15Hz. За да го избегнат покачувањето на температурата ја намалиле енергијата на пулсот (120mJ) до субаблациона ирадијација. На таков начин покачувањето на температурата е сведено во рамки кои не ја загрозуваат виталноста на пулпата дури и во кавитети со голема длабочина (0,5mm од пулпата) затоа што поради малата енергија на пулсот настанува брза кондукција на топлината во околното ткиво, а сепак високата пулсна фреквенција доведува до дезинтеграција на бактериите и стерилизација на забните површини.

Анализирајќи ги нашите резултати забележавме дека постигнавме тотална стерилизација при употреба на ласерот и помеѓу кавитетите инокулирани со *E.coli* и помеѓу кавитетите инокулирани со *S.aureus*. Тоа не охрабри да претпоставиме дека доколку во иднина ги примениме ласерските параметри препорачани од Hibst и Keller ќе можеме да постигнеме комплетна стерилизација на сите кавитети со што опасноста од појава на рецидивирачки кариес ќе ја сведеме на најмала можна мерка.

## ЗЕМ на тврди ткива

Оралната биологија е интердисциплинарна наука која пружа знаења кои се во договор со структурниот развој и функцијата на оралните ткива; нивните интеррелации и релации со другите органски системи кај сите луѓе, млади, стари, болни или здрави. Таа налага стриктно придржување до сите нејзини биолошки принципи при дијагностицирањето, превенирањето или лекувањето на оралните ткива. Нејзините базични биолошки принципи се однесуваат на обезбедување на повисоко ниво во научно-истражувачката работа, проверени искуства со новите технологии и методи за подобар оралски и поподнослив психолошки третман на пациентите. Курикулумот на оралната биологија е интердисциплинарен вклучувајќи го познатото ниво на науката и техниката во доменот на анатомијата, морфологијата и микробиологијата, како овие корелираат со новите достигнувања и како тие се реперкуираат на оралното здравје. Фундаменталните биолошки принципи освен за структурата и функцијата на ткивата се грижат за трансферот на енергијата и елементарните психолошки и генетски доживувања при сите научни проучувања.

Голем број на студии ја анализирале препаратацијата на тврдите забни ткива со помош на Er:YAG ласерот. Во стоматологијата, формата на кавитетот е еден од факторите кои влијаат на тоа кој реставративен материјал ќе се одбере. Денес, адхезивните техники допринесоа за промена на концепцијата за препаратација на кавитетите, па така, заоблените, минимални кавитети ги заменија ригидните Black-ови принципи.

Во нашата студија при препаратацијата во емајлот употребивме фокусиран ласерски зрак со следниве параметри: 350mJ енергија на пулсот и фреквенција од 6Hz. Се покажа дека апликацијата на овие параметри е доволна за предизвикување на аблационен ефект (Слика 11). Sustercis и сор.<sup>91</sup> тврдат дека длабочината на кратерот е линерарна функција од радијационата експозиција за време на пулсот. Со наголемувањето на

енергијата поголема количина на вода испарува за време на препаратацијата, промовирајќи побрза пенетрација на ласерското зрачење за единица време. Волуменот на отстранетото ткиво, исто како и длабочината на кавитетот, се наголемува со наголемувањето на аплицираната енергија.

Нашата SEM анализа на ефектот на Er:YAG ласерот во емајлот покажа создавање на дефект во форма на кратер со тркалезна, овална или конусна форма, со остри граници, на места со лиснати рапави предели без знаци на сериозно термално оштетување. Не забележавме промени во поставеноста на хидроксиапатитните кристали. Се добива впечаток дека дел од емајлот е откинат како резултат на експлозија (Слика 13,14,16,17). Сочуваната морфологија на призмите во емајлот се должи на механичкото отстранување на молекулите на вода од забното ткиво при ирадијација со Er:YAG ласерот. Сличните резултати Hibst и Keller<sup>10,20</sup> ги објаснуваат со тврдењето дека аблацијата на емајлот и дентинот настанува како резултат на испарување на водата по пат на микроексплозии. Кратерите во емајлот настануваат како резултат на повторено загревање и експлозивна експанзија на водата во кристалите. Иницијалниот ефект на Er:YAG ласерот во емајлот е да ја евапорира водата од интерпризматскиот матрикс што зад себе остава неприцврстени и искршени емајлови призми. Со понатамошно експонирање на ткивото на ласерско зрачење се депонира поголема енергија со што и неорганските компоненти на емајлот се топат, евапорираат, настануваат микроексплозии при кои неприцврстените призми излегуваат од своите лежишта и доаѓа до создавање на кратерска формација.

Забележана е појава на пукнатини во емајлот<sup>22</sup> на marginите на кратерот по апликација на ласерот кои беа присутни и во нашето испитување. Пукнатините се јавуваат како резултат на механичкиот стрес при ударот на пулсот или при припремата на препаратите за набљудување на електронски микроскоп. Се мисли дека пукнатините кои настануваат како резултат на ласерското зрачење, се распоредени радиално околу кратерот и се шират во форма на сончеви зраци.<sup>22,43,18</sup>

Лонгитудиналните пресеци низ кратерот ја покажале неговата конусна форма. Овој облик на регионот на аблација се поврзува со Gaussian формата на самиот ласерски зрак.<sup>32,30</sup>

На нашите фотографии од SEM анализата се забележува постоење на остри ивици кои го ограничуваат кратерот од околното не третирано ткиво, без постоење на регии на растопен емајл или траги од карбонификација околу аблациониот дефект. Вакви и слични резултати добил и Keller<sup>20</sup> кој ги споредувал ефектите на CO<sub>2</sub>, Nd:YAG и Er:YAG ласерот во цврстите ткива и само при употреба на Er:YAG ласерот не забележал растопување и карбонификација на емајлот.

Подот на аблациониот дефект по ласерското зрачење во емајлот добива форма на саќе од пчела, што беше забележано и во нашата студија (Слика 15), а потврдено со наодите на други автори<sup>22</sup>. Овој вид на формации укажува дека препарациите на забното ткиво со Er:YAG ласерот се компатибилни со барањата на адхезивната стоматологија. Препарациите со турбина и дијамантски борер оставаат зад себе рамна површина (Слика 10) која изискува додатна обработка на емајлот во смисол на кондиционирање односно нагризување со киселини кои често оставаат непријатен вкус во устата на пациентот и неретко додатна хиперсензитивност на забот во случај на нивно недоволно испирање.

Ако за препарација во емајлот употребивме честота од 6 Hz и енергија на пулсот од 350 mJ, за да предизвикаме дефект во дентинот ни беше потребна енергија од 250 mJ и фреквенција од 4 Hz. При употреба на Er:YAG ласерот со бранова должина 2,94  $\mu$ m и апсорпција два пати поголема во дентин отколку во емајл, отстранувањето и на емајлот и на дентинот настанува делумно како резултат на постојана евапорација, а делумно како резултат на микроексплозии. Причината што за постигнување на аблационен ефект во дентинот е потребно истиот да се експонира на пониско ниво на радијација, лежи во фактот дека водата во дентинот евапорира без да настане растопување на неговите органски и неоргански компоненти. Како резултат на создавање на висок внатрешен притисок доаѓа до создавање на

дефект во ткивото во форма на микроексплозија. Поради тоа што е потребно само мало количество на вода да се евапорира, потребна е и апликација на ниско ниво на енергија за да дојде до аблација. Значи, за создавање на еднаков кратер по волумен и длабочина, прагот на аблација е понизок во дентинот отколку во емајлот.<sup>10</sup>

Изложувањето на цврстите забни ткива на ласерско зрачење обично предизвикува покачување на температурата на озраченото подрачје и околните ткива, предизвикувајќи промени во составот и морфологијата. Видот и големината на овие промени ќе зависи од абсорбционите карактеристики на самото ткиво и типот на ласер кој е употребен. Емајлот и дентинот подложени на зрачење со Nd:YAG ласерот покажаа топење, термална дегенерација и рекристализација на озрачените подрачја.<sup>52</sup> CO<sub>2</sub> ласерот предизвикува покачување на температурата поголемо и од 1000°C што доведува до карбонификација и топење на ткивото.<sup>101</sup>

Ние Er:YAG ласерот го аплициравме во дентинот со постојано ладење од тенок млаз на вода и не забележавме појава ниту на топење, карбонификација, ниту пак пукнатини на третираните подрачја или пак на ткивото кое ги опкружува (Слика 20,21). Нашите наоди кореспондираат со претходните студии за Er:YAG ласерот, според кои настанува минимално или никакво термичко оштетување на озраченото ткиво ако препаратацијата е придружена со ладење од тенок млаз на вода.<sup>61</sup> Кај третираниот дентин забележавме микроиррегуларности и одсуство на smear layer (Слика 22,23), најверојатно како резултат на микроексплозиите кои се јавуваат поради брзото испарувањена водата што е основниот механизам на аблација на тврдите ткива со овој тип на ласер.

Кога се обидовме да го употребиме ласерот без ладење со вода забележавме силна карбонизација и топење на дентинот исто како и појава на пукнатини и неправилна структура (Слика 24,25). Овие наоди се директна последица на високите температури кои се јавуваат како резултат на ласерското зрачење без употреба на ладење со вода. Пукнатините се јавуваат во текот на ладењето на предходно загреаниот дентин, онаму каде

што не настанале пукнатини значи дека не настанало ниту загревање на ткивото.<sup>55</sup>

Ако ги споредиме ефектите кои зад себе во дентинот ги оставаат челичниот борер (Слика 18,19) и безконтактното ласерско пулсирање, ќе забележиме дека ласерот зад себе остава површина максимално погодна за бондирање на композитните материјали без потреба од додатно кондиционирање и нагризување на дентинот. За разлика од ласерскиот зрак, челичниот борер зад себе остава површини од нагмечен дентин и присуство на слоеви на нечистотии кои можат да ја компромитираат адхезивната техника.

## Хистолошко испитување

Нашето патохистолошко истражување го правевме за да го испитаме евентуалното негативно влијание на препаратацијата со пулсирачкиот Er:YAG ласер врз пулпата. За таа цел направивме три серии на испитувања во кои вклучивме интактни први премолари кои покасно требаше да се екстрахираат од ортодонтски причини. Во секоја серија во забите препариравме кавитети од различни длабочини: површни, средно длабоки и длабоки, а во еден случај артифициелно направивме комуникација со пулпиното ткиво.

При анализата на ефектите кои ги има ласерското зрачење на пулпата при препаратација на најповршните кавитети кои ги направивме, односно, кавитети со длабочина во емајлово дентинската граница или веднаш под неа, најдовме на сосема нормален наод на пулподентинскиот орган. Нормалниот наод на пулпиното ткиво подразбира присутност на сите нејзини компоненти без постоење на деформитети во нивната градба: централна зона или пулпина строма; целуларна или клеточна зона; ацелуларна или безклеточна Weil-ова зона; зона на одонтобласти. Одонтобластичната зона ја сочинуваат неколку реда на долгнавести клетки - одонтобласти, вметнати во ретикулинската мрежа на ацелуларната зона. Јадрата на одонтобластите се најчесто поставени базално. Формата им е цилиндрична, а околу јадрото се гледа широка цитоплазма (Слика 26,27).

Нормален наод сретнавме и при анализата на состојбата на пулпата при препаратација на кавитети со средна длабочина, односно, забележавме сосема нормален пулподентински сооднос: дентин, предентин, мноштво на одонтобласти на тангенционален пресек и здрава пулпина строма (Слика 28,29,30,31).

Единствено при препаратација на кавитетите во длабоките регии забележавме извесни промени во наодот кои се состојат во нагласена хиперемија на пулпата (Слика 35,36), на места можевме да забележиме



одлепување на слојот на одонтобласти (Слика 33) и хидропсна дегенерација на одонтобластите која се огледа во присуството на вакуоли во нивната протопласма (Слика 37,38). Овие промени укажуваат на постоење на одбрамбена реактивност во пулпата или стрес состојба. Тие се резултат на, условно речено, јастрогеното декомодирање на пулпата (препарирањето со ласерскиот зрак во нејзина близина) кое не може да помине без овие реверзибилни промени.

Нашите резултати во голема мера се согласуваат со резултатите на Naig<sup>73</sup> кој во својата *in vivo* студија ги испитувал краткорочните и долгорочните ефекти врз пулпата по употреба на Er:YAG ласерот за препарација на кавитети во дентинот. Во текот на истражувањето употребил седум здрави трети молари кои во перспектива требало да бидат екстрахирани поради недостаток на простор во вилиците на пациентите. Од нив пет заби се екстрахирани седум дена по препарацијата, а два забја по три месеци. Во групата заби за краткорочно следење, кај четири забја не се забележани никакви патолошки промени во пулпо- дентинскиот комплекс. Кај еден заб од оваа група е забележана васкуларна дилатација во пулпата и одлепување во слојот на одонтобласти. Овие промени се настанати поради големата длабочина на кавитетот, односно, слојот на дентин помеѓу пулпата и кавитетот бил помал од 80 $\mu$ m. Додека, кај двата забја одредени за долгорочно следење, кои биле жртвувани по три месеци, утврдена е недвосмислена апозиција на терциерен дентин.

Sontag<sup>89</sup> и Keller<sup>46</sup> правеле *in vivo* експерименти со кучиња при што со Er:YAG ласерот препарирале кавитети со различна длабочина користејќи ги пропишаните параметри кои и ние ги користевме (за обработка на емајлот фреквенција 6 Hz и енергија од 350 mJ пер пулс и за обработка на дентинот фреквенција 4 Hz и енергија 250mJ пер пулс со фокусиран ласерски зрак). Промени во смисол на хиперемија и одлепување на одонтобластите забележале само во длабоките кавитети, а по 6-8 недели забележале создавање на терциерен дентин. Во групата на заби каде извршиле артифициелно отварање на пулпината комора по само четири недели



евидентирале создавање на заштитен дентин кој по осум недели достигнал дебелина од 250 $\mu$ m.

При создавањето на артифициелната комуникација со пулпата (Слика 39) во нашето истражување, нотиравме механичко оштетување на истата. Не го следевме понатамошното евентуално создавање на терциерен дентин затоа што сите заби ги екстархиравме дваесет и четири часа по препаратацијата.

Хиперемичната реакција која настанува при препаратацијата со Er:YAG ласерот не се јавува како резултат на термичко оштетување поради тоа што не е забележано оштетување ниту на тврдите забни ткива кога се користат одредени параметри на ласерското зрачење. Glockner<sup>23</sup> го испитувал покачувањето на интрапулпалната температура при употреба на Er:YAG ласерот и забележал дека не само што таа не се покачува туку по неколку секунди настанува нејзино опаѓање до 30°C па дури до 25°C. Овој ефект го овозможува безконтактниот пулсирачки модел на работа на Er:YAG ласерот придружен со тенок млаз на водено ладење.

Keller<sup>49</sup> во својата студија со лабораториски стаорци ја одредувал пулпалната микроциркулација со ласер доплер флуометрија во текот на препаратација на кавитети со Er:YAG ласерот, утврдил дека доколку се користат правилните параметри за препаратација на тврдите ткива не може да настане оштетување на пулпата. Евидентираниите промени во пулпиното ткиво можат да се јават како резултат на иритација и притисок при аблационите процеси во текот на препаратацијата со ласерот.

# **Заклучоци**

Наодите од нашата студија на клинички и пара клинички испитувања, споредени со релевантни податоци од повеќето авторитети кои го применуваат Er:YAG ласерот во клиничката пракса за препарација на кавитетите дозволуваат да ги изведеме следните заклучоци:

1. Со помош на Er:YAG ласерот може успешно да се врши аблација на емајлот и дентинот.
2. Клиничката евалуација на субјективната реакција на пациентите по препарација на кавитетите со Er:YAG ласерот во сите длабочини (суперфицијална, медиа и профунда), покажа поголема толеранција кај пациентите отколку при користење на конвенционалните средства за обработка на истите.
3. Разликите во манифестацијата на болката кај пациентите со овие две методи е статистички сигнификантна: кај суперфицијалните кавитети за безболна препарација со ласер се изјасниле 93,3% од испитаниците, кај медијалните кавитети 66,6% од испитаниците, а кај длабоките кавитети 26,7%.
4. Затоа е логичен заклучокот да 73,3% од пациентите со Caries superficialis преферираат во иднина да бидат третирани со ласер, а 86,7% од оние со Caries media и Caries profunda се определиле исто за него.
5. Антисептичното делување на аплицирана ласерска енергија во инфицирани забни кавитети е недвосмислено потврдена. Инокулацијата на *S. aureus* во забните кавитети покажа силна редукција на бројот на бактериите по апликација на Er:YAG ласерот во однос на стандардната обработка и тоалета на кавитетите. Истото се однесува и на инокулацијата со *E.coli* каде е забележана силна редукција на бактерискиот раст. Разликите во бактерискиот раст

- понеѓу групите обработени со ласер и обработени со класичната метода и тоалета на кавитетите е статистички сигнификантна за двете бактерии.
6. Ултраструктурната анализа со SEM на емајлот покажа дека секој ласерски пулс со енергија од 350 mJ и фреквенција од 6 Hz врши аблација во вид на кратер со форма на конус, јасни граници и без знаци на карбонификација и топење на емајлот во неговото дно. Механичкиот стрес при ударот на пулсот во емајлот во текот на аблацијата, некогаш доведува до појава на радијални распоредени пукнатини.
  7. Емајлот во дното на кратерот добива форма на саќе од пчела што е совршено компатибилно со барањата на адхезивната стоматологија, за разлика од препаратите со дијамантски борер кои бараат додатно нагризување со киселина во интерес на микроретенцијата.
  8. За да се предизвика аблација во ткивото на дентинот, според биолошките принципи, потребно е пониско ниво на енергија од 250 mJ и фреквенција од 4 Hz. При тоа не се забележуваат никакви знаци на топење, карбонизација или пукнатини во третираните подрачја од дентинот ниту во нивната околина. Површината која зад себе во дентинот ја остава Er:YAG ласерот е чиста, без присуство на smear layer и со широко отворени дентински тубули што е идеално ги пресретнува барањата на современите адхезивни техники.
  9. Кога при препаратацијата во дентинот го употребивме Er:YAG ласерот без водено ладење, предизвикавме негова карбонизација и топење, појава на пукнатини и неправилна структура како резултат на високата температура на местото на аблација.
  10. Употребата на Er:YAG ласерот со одредени параметри односно дозирана енергија и фреквенција во суперфицијални и средно длабоки кавитети, не се реперкуира на мекото пулпно ткиво. Пулпата останува со нормален строеж и функција.
  11. При препаратација на длабоки кавитети, во пулпата се забележуваат реверзибилни промени како хиперемија, местимично одлепување на

одонтобластите и хидропсна дегенерација кај поедини одонтобластни клетки како знак на одбрамбена реактивност на стресна состојба.

12. Во случај на создавање на артифициелна комуникација со пулпата во текот на препарацијата со Er:YAG ласерот доаѓа до нејзино механичко оштетување.

# Литература

1. Al-Khateeb S., Oliveby A., Jong E., Manson B. Laser Fluorescence Quantification of Remineralisation in situ of Incipient Enamel Lesions: Influence of Fluoride Supplements. *Caries Res* 1997;31:132-140.
2. Ando M., Hall Af., Eckert GJ., Schemehorn BR., Analoui M., Stookey GK. Relative Ability of Laser Fluorescence Techniques to Quantitate Early Mineral Loss in vitro. *Caries Res* 1997;31:125-131.
3. Anic I, Vidovic D, Luic M, Tudja M. Laser Induced Molar Tooth Pulp Chamber Temperature Changes. *Caries Res* 1992; 26: 165-169.
4. Aoki A., Yoshinori A., Watanabe H., Ishikawa I. In Vitro Studies on Laser Scaling of Subgingival Calculus With an Er:YAG Laser. *J Periodontol* 1994 65 (12): 1098-1106.
5. Arrastia-Jitosho A., Lih-Huei L, Wayne L, Petra W. Effects of a 532 nm Q-Switched Nanosecond Pulsed Laser on Dentin. *J Endo.* 1998; 24(6): 427-431.
6. Awazu K. Novel aspects of dental laser and tissue interaction. *Int Congress Series* 1248: 29-36, 2003.
7. Bahar A, Tagomori S. The Effect of Normal Pulsed Nd-YAG Laser Irradiation on Pits and Fissures in Human Teeth. *Caries Res* 1994;28:460-467.
8. Bhargava A, Mittal N, Thakur SN, Nath G, Srivastava S. Bactericidal effect of argon-ion laser on root canal flora. *Endod* 1996 8(1):9-12.
9. Bhaskar N.S. Oral histology and embryology. The C.V.Mosby Company Saint Louis 1976.
10. Blum J., Peli J., Abadie M. Effects of the Nd:YAG Laser on Coronal Restorative Materijals: Implications for Endodontic Retreatment. *J Endodon* 2000; 26(10): 588-592.
11. Borggreven JMPM., Dijk JWE., Driessens FCM. Effects of Laser Irradiation on the Permeability of Bovine Dental Enamel. *Archs Oral Biol.* 1980; 25: 831-832.



12. Cohen S., Burns R. Pathways to Pulp. Mosby, Inc. 2002.
13. Corona S., Menezes M., Borsatto M., Chimello D., Pecora J., Palma-Dibb R. Influence of Er:YAG Laser on Tensile Bond Strength of Resin-modified Glass-ionomer Cements to Dentin. J Oral Laser Applications 2003; 3: 21-25.
14. Crespi R., Lando G., Covani U. Cleaning Root Canals with Nd:YAG Laser: An In Vivo Study. J Oral Laser Applicationa 2002; 3: 27-31.
15. Elliot R., Roberts M., Burkes J., Phillips C. Evaluation of the CO<sub>2</sub> laser on vital human primary pulp tissue. Pediatric Dentistry 1999;21:6:327-331.
16. Evans DJP., Matthews S., Pitts NB., Longbottom C., Nugent ZJ. A clinical evaluation of an Er: YAG laser in dental cavity preparation. BDJ 2000; 188(1): 67-70.
17. Fox JL., Yu JL., Otsuka M., Higuchi WI., Wong J., Powell. Combined effects of Laser Irradiation and Chemical Inhibitors on the Dissolution of Dental Enamel. Caries Res 1992; 26:333-339.
18. Franetzki M. Laser in der Zahnmedizin. Zahnheilkunde 1991; 3: 15-18.
19. Gaspirc B., Skaleric U., Effects of Nd and Er:YAG lasers irradiation on the root surface structure. Zdrav Vestn 1998; 67: II-63-7.
20. Geibel M., Hofmann W., Raab M-H. Untersuchungen zum Einsatz des Er:YAG Laser im Rahmen der Fissurenversiegelung. Dtch Zahnarztl 1995 50: 248-251.
21. Георгиева Н., Дикова М. Лазерна терапия. 1992 Лазерни медицински системи Пловдив.
22. Giusti JCM., Santos-Pinto L., Lizarelli RFZ., Bagnato SV. Ablation Rates and Morphological Patterns of Deciduous Tooth Enamel after Er:YAG Laser Irradiation: An In Vitro Study. J Oral Laser applications 2002: 2: 159-164.
23. Glockner K, Rumpler J, Ebeleseder K, Stadtler P. Intrapulpal Temperature during Preparation with the Er:YAG Laser compared to the Conventional Burr: An in Vitro Study. J. Clin. Laser Med.& Surg. 16 (3) 1998; 153-157.
24. Goodman B. D, Gwinnet A. J. A Comparison of Laser and Acid-Etched Human Enamel Using Scanning Electron Microscopy. Archs oral Biol 1977; 22:215-220.

25. Gutknecht N., Alt t., Slaus G., Bottenberg P., Rosseele P., Lauwers S., Lampert F. A Clinical Comparison of the Bactericidal Effect of the Diode Laser and 5% Sodium Hypochlorite in Necrotic Root Canals. JOLA 2002; 2(3): 151-157.
26. Gutknecht N., Graber H. G., Renziehausen R. Die Bearbeitung einer profunden Karies mit dem Nd:YAG Laser. Zahnheilkunde 1991 2; 20-21.
27. Gutknecht N., Raoufi P., Franzen., Lampert F. Reduction of Specific Microorganisms in Periodontal Pockets with the Aid of an Nd:YAG Laser –An In Vivo Study. JOLA 2002; 2(3): 175-179.
28. Gutknecht, et al. Long term clinical evaluation of endodontically treated teeth by Nd:YAG lasers. J Clin Lase Med Surg 14:7-14 1996.
29. Hibst R, Stock K, Gall R, Keller U. Er:YAG laser for endodontics:efficiency and safety. SPIE 1997;vol. 3192 277-786.
30. Hibst R. Lasereinsatz in der Zahnmedizin. Meditech 1991 2 (4); 18-19.
31. Hibst R., Keller U. Experimental Studies of the Application of the Er:YAG Laser on Dental Hard Substances: I Measurement of the Ablation Rate. Lasers in SuRgery and Medicine 1989 9: 338-344.
32. Hibst R. Lasereinsatz in der Zahnmedizin. Meditech 1991 2(4): 49.
33. Hirai Y. Pulp response to the Er:YAG laser in the cavity preparation. Int Congress Series. 1248:37-43, 2003.
34. Iwase T., Nara Y., Morioka T. Relieving Pain in Patients with Hypersensitive dentine by He-Ne Laser. Surg Med Lasers 19903(4):193-195.
35. Каменова О. Функционалната диагностика-необходим етап на лечението с нискоинтензивни лазерни системи.
36. Kantola S, Laine E, Tarna T. Laser induced effects on tooth structure. VI. X-ray diffraction study of dental enamel exposed to a CO2 laser. Acta Odont Scand 1973; 31:369-379.
37. Kantola S. Laser Induced Effects on Tooth Structure. V Electron Probe Microanalysis and Polarized Light Misroscopy of Dental Enamel. Acta odont scand 1972; 30:475-484.

38. Kantola S. Laser -induced effects on tooth structure. VII. X-ray diffraction study of dentine exposed to a CO<sub>2</sub> laser. Acta Odont Scand 1973; 31: 381-386.
39. Kantola S., Laser-Induced Effects on Tooth Structure: IV a Study of Changes in the Calcium and Phosphorus Contents in Dentine by Electron Probe Microanalysis. Acta Odont Scand 1997 30:563-474.
40. Kantorowicz Z., Featherstone J., Fried D. Caries Prevention by CO<sub>2</sub> Laser Treatment: Dependency on the Number of Pulses Used. JADA1998;129:585-591.
41. Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, Raab W.H.M. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. J. Dent. 26 (1998) 649-656.
42. Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG Laser in Caries Treatment: A clinical Pilot Study. Lasers Surg Med 1997; 29:32-38.
43. Keller U. Laser in der Zahnmedizin – Indikationen und klinische Perspektiven. Sonderdruck 1993 (4) 12: 38-43.
44. Keller U., Hibst R. Experimental Studies of the Application of the Er:YAG Laser on Dental Hard Substances: II Light Microscopic and SEM Investigations. Lasers in Surgery and Medicine 1989 9: 345-351.
45. Keller U., Hibst R. Therapeutischer Einsatz des Er:YAG Laser in der Mund-hole. Lasermedizin 1993 (9): 41-47.
46. Keller U., Hibst R., Mohr W. Histologische Untersuchungen der Pulpareaktion nach ER:YAG Laserbestrahlung. Dtsch Zahnartztl Z 47, 222-224 (1992) 4.
47. Keller U., Hibst R., Mohr W. Tierexperimentelle Studien zur Laserablation von Mundschleimhauterkrankungen mit dem Er:YAG Laser. Z Stomatol 1990 87(9): 475-480.
48. Keller U., Hibst R., Mohr W. Tierexperimentelle Untersuchungen zur Laserosteotomie mit dem Er:YAG Laser. Dtch Z Mund Kiefer Gesichts Chir 1991 15; 197-199.

49. Keller U., Raab W.H.-M., Hibst R., Die Pulpreaktion Während der Bestrahlung von Zahnhartsubstanzen mit dem Er:YAG Laser. Dtsch Zahnarztl Z 46; 158-160(1991) 2.
50. Koba K, Kimura Y, Matsumoto K, Takeuchi T, Ikarugi T, Shumizu T. A Histopathological Study of the Effects of Pulsed Nd:YAG Laser Irradiation on Infected Root Canals in Dogs. J Endo 1999; 25(3):151-154.
51. Komori T., Yokoyama K., Takato T., Matsumoto K. Clinical Application of the Er:YAG Laser for Apicoectomy. J Endodon 1997; 23(12): 748-750.
52. Lan W, Chen K, Jeng J, Lin S. A Comparison of the Morphological Changes after Nd:YAG and CO<sub>2</sub> Laser Irradiation of Dentin. J Endo 2000; 26(8): 450-453.
53. Lan W. Temperature Elevation on the Root Surface during Nd:YAG Laser Irradiation in the Root Canal. J Endo 1999; 25(3):155-156.
54. Le, et al. An evaluation of the CO<sub>2</sub> laser for endodontic disinfection. J Endod 25:105-8.1999.
55. Lee B, Hung Y, Lan W. Compositional and morphological changes of human dentin after Er:YAG laser irradiation. Int Congress Series 2003; 1248:143-152.
56. Liu J., Chen L., Chao S. Laser pulpotomy of primary teeth. Pediatric Dentistry 1999;21:2:128-129.
57. Louw Np., Pameijer Ch., Ackermann Wd., Ertl T., Cappius Norval G. Pulp histology after Er:YAG laser cavity preparation in subhuman primates. SADJ 2002 57(8):313-7.
58. Maiorana C. Lasers in the Treatment of Soft Tissue Lesions. JOLA 2003; 3(1): 7-14.
59. Malmstrom SH., McCormak MS., Fried D., Featherstone JDB. Effect of CO<sub>2</sub> laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study. J Dent 2001, 29(8), 521-529.
60. Manne P., Thevenot A., Casteel N., Carbillet J. La sterilisation canalaire par le laser Nd:YAG. Le Chirurgien Dentiste de France 1993 8: 7-9.

61. Matsumoto K., Hossain M., Tsuzuki N., Yamada Matsumoto K., Hossain M., Tsuzuki N., Yamada Y. Morphological and Compositional Changes of Human Dentin after Er:YAG Laser Irradiation. *J Oral Laser Applications* 2003; 3: 15-20.
62. Matsumoto K., Hossain M., Hossain I., Kawano H., Kimura Y. Clinical Assessment of Er,Cr:YSGG Laser Application for Cavity Preparation. *J. Clin. Laser. Med. Surg.* 2002; 20(1):17-21.
63. Matsuoka E., Yonaga K., Kinoshita J., Kimura Y., Matsumoto K. Morphological study on the Capability of Er:YAG Laser Irradiation for Root Canal Preparation. *J Clin Laser Med & Surg* 2000; 18(4):215-219.
64. McDonald A., Claffey N., Pearson., Blau W., Setchell D. The effect of Nd:YAG pulse duration on dentine crater depth. *J Dentistry* 2001; 29 (1): 43-53.
65. Mehl A, Folwaczny M, Haffner C, Hickel R. Bactericidal Effects of 2.94  $\mu\text{m}$  Er:YAG-Laser Radiation in Dental Root Canals. *J. Endo.* 25 (7) 1999; 490-493.
66. Meurman JH., Hemmerle J., Voegel JC., Rauhmaa-Maiken R., Luomanen M. Transformation of Hydroxyapatite to Fluorapatite by Irradiation with High-Energy CO<sub>2</sub> laser. *Caries Res* 1997; 31: 397-400.
67. Meurman JH, Voegel., Rauhmaa-Maiken R., Gasser P., Thomann JM., Hemmerle J., Luomanen M., Paunio I., Frank RM. Effects of CO<sub>2</sub>, Nd:YAG and CO<sub>2</sub>-Nd:YAG Combination Lasers at High Energy Densities on Synthetic Hydroxyapatite. *Caries Res* 1992; 26:77-83.
68. Mitrovic M., Dzinic M. *Laser u medicini. Medicinska knjiga Beograd-Zagreb* 1983.
69. Morioka T, Tagomori S, Oho T. Acid Resistance of Lased Human Enamel with Er:YAG Laser. *J Cl Laser Med&Surg* 1991; 6:215-217.
70. Morioka T., Tagomori S. Enhancing effects of Nd:YAG laser on remineralisation of incipient dental caries. *SPIE*1989; 1066: 217-220.

71. Morioka T., Tagomori S., Nara Y. Application of Nd:YAG Laser and Fluoride in the Prevention of Dental Caries. Proceedings of the International Congress of Laser in Dentistry, Tokyo, Japan 1988.
72. Myaki S., Watanabe I., Eduardo C., Issao M. Nd:YAG laser effects on the occlusal surface of premolars. Am J Dent 1998; 11:103-105.
73. Nair PN., Baltensperger MM., Luder HU., Eyrich GK. Pulpal Response to Er:YAG laser drilling of dentine healthy human third molars. Lasers Surg Med. 2003;32(3):203-9.
74. Nammour S., renneboog-Squilbin C., Nyssen-behets C. Increased Resistance to Artificial Caries-Like Lesion in Dentin Treated with CO<sub>2</sub> Laser. Caries Res 1992;26:170 -175.
75. Nara Y, Tagomori S, Numata Y, Morioka T. Effect of Er:YAG Laser on Acid Resistance of Human Tooth Enamel. Surg med Lasers. 1990; 3(4):208-210.
76. Nelson D, Shariati M, Glena R, Shields C, Featherstone J. Effect of Pulsed Low Energy Infrared Irradiation on Artificial Caries-Like Lesion Formation. Caries Res 1986; 20:289-299.
77. Oho T, Morioka T. A Possible Mechanism of Acquired Acid Resistance of Human Dental Enamel by Laser Irradiation. Caries Res 1990; 24:86-92.
78. Peschek A., Peschek B., Moritz A. Pulpotomy of Primary Molars with the Use of a CO<sub>2</sub> Laser: Results of a Long-term In Vivo Study. JOLA 2(3),2002, 165-169.
79. Ramskold L., Fong C., Stromberg T. Thermal Effects and Antibacterial Properties of Energy Level Required to Sterilize Stained Root Canals with an Nd:YAG Laser. J Endodon 1997; 23(2): 96-100.
80. Rechman p., Hening T., Kaufman R. Laser in der Zahnartsubstanzabtragung: Grundlagen, Möglichkeiten und Aussichten. ZWR. 1992 (3): 44.
81. Romanos EG., Purucker P., Bernimoulin J. Nentwig G. Bactericidal Efficacy of CO<sub>2</sub> Laser Against Bacterially Contaminated Sandblasted Titanium Implants. J Oral Laser Applications 2002; 2: 171-174.
82. Rooney J., Midda M., Leeming J. A laboratory investigation of the bactericidal effect of a Nd:YAG laser. Br Dent J 1994; 176: 61-64.

83. Schaller H., Weihing T., Strub JR. Permeability of dentine after Nd:YAG laser treatment: an in vitro study. *J Oral Rehabilitation* 1997; 24: 247-281.
84. Schein M., Bocangel J., Nogueira G., Schein A. SEM evaluation of the interaction pattern between dentin and resin after cavity preparation using Er:YAG laser. *J Dentistry* 2003; 31: 127-135.
85. Scheinin A, Kantola S. Laser-induced effects on tooth structure. II. Microradiography and polarized light microscopy of dental enamel and dentine. *Acta Odont Scand* 1968; 11: 181-191.
86. Scheinin A., Kantola S. Laser-induced Effects on Tooth Structure: Crater Production with CO<sub>2</sub> Laser. *Acta Odont Scand* 1968; 11:173-179.
87. Schwarz F., Sculean A.; Georg T., Reich E. Periodontal Treatment with an Er:YAG Laser Compared to Scaling and Root Planing. A controlled Clinical Study. *J Periodontol* 2001; 72 (3): 361-367.
88. Shoji S., Hariu H., Horiuchi H. Canal Enlargement by Er:YAG laser Using a Cone-Shaped Irradiation Tip. *J Endodon* 2000; 26(8) : 454-458.
89. Sontag KD., Klitzman B., Burkes EJ., Hoke J., Moshonov J. Pulpal response to cavity preparation with Er:YAG and Mark III free electron lasers. *Oral Surg Med.* 1996; 81(6): 695-702.
90. Srimaneepong V., Palamara J.E.A., Wilson P.R. Pulpal space pressure and temperature changes from Nd:YAG laser irradiation of dentin. *J Dent* 2002, 30: 291-296.
91. Sustercic D., Lukac M., Majaron B., Funduk N., Influence of Er: YAG laser parameters on ablation of enamel and dentin. *Zdrav Vestn* 1998; 67: II-57-61.
92. Tagomori S, Iwase T. Ultrastructural Change of Enamel Exposed to a Normal Pulsed Nd-YAG Laser. *Caries Res* 1995; 29: 513-520.
93. Tagomori S., Morioka T. Combined Effects of Laser and Fluoride on Acid Resistance of Human Dental Enamel. *Caries res* 1989; 23: 225-231.
94. Takeda FH., Harashima T., Kimura Y., Matsumoto K. Efficacy of Er:YAG Laser Irradiation in Removing Debris and Smear Layer on Root Canal Walls. *J Endo* 1998;24(8):548-551.



95. Takeda, et al. A comparative study of the removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of lasers. *Int Endod J* 32:32-9 1999.
96. Tarle Z., Meniga A., I sur. Svojstva kompozitnih materijala polimeriziranih pulsnim laserom. *Acta Stomatol Croat*, 33, Br. 1 Str.11-18, 1999.
97. Тројацанесц З. Примена на биостимулирачки ласери во медицината. Европа 92, Скопје 1995.
98. Тројацанесц З. Примена на биостимулирачки ласери во стоматологијата. Скопје 2002
99. Utsunomiya T. A histopathological study of the effects of low-power laser irradiation on wound healing of exposed dental pulp tissue in dogs, with special reference to lectins and collagens. *J Endod* 1998;3:187-193.
100. Weesner BW Jr. Hard-tissue laser applications and safety issues. *J Tenn Dent Assoc* 78(1): 20-25, 1998.
101. Widgor H., Abt E., Ashrafi S., Walsh J. The effect of lasers on dental hard tissues. *JADA* 1993 124: 65-70.
102. Yamada MK, Uo Motohiro, Ohkawa S, Watari F. CLSM and SEM quantitative analysis of surface topography of human teeth irradiated by Nd:YAG, Er:YAG and CO<sup>2</sup> lasers. *Int Congress Series* 2003, 1248:135-137.
103. Zandona GA., Analoui M., Beiswanger BB., Isaacs RL., Kafrawy AH., Eckert GJ., Stookey GK. An in vitro Comparison between Laser Fluorescence and Visual Examination for Detection of Demineralization in Occlusal Pits and Fissures. *Caries Res* 1998;32:210-218.
104. Zandona GA., Analoui M., Schemehorn RB., Eckert JG., Stookey GK. Laser Fluorescence Detection of Demineralization in Artificial Occlusal Fissures. *Caries Res* 1998;32:31-40.
105. Стевановиќ М. Аспекти на реакции на пулпо-дентинскиот орган при некомплицирани кариозни лезии и процена на нивната реверзибилност. Докторска дисертација 1991.
106. Khullar M.S., Brodin P., Fristad I., Kvinnsland H. I., Enhanced Sensory Reinnervation of Dental Target Tissues in Rats Following Low Level Laser (LLL) Irradiation. *Lasers in Medical Science* 14(3): 177-185, 1999.

107. Berkiten M., Berkiten R., Okar I. Comparative Evaluation of Antibacterial effects of Nd:YAG Laser Irradiation in Root Canals and Dentinal Tubules. *J Endo* 26(5): 268-270, 2000.
108. Tagami J, Otsuki M, Nikaido T, Nakajama M, Shimada Y, Toko T, Ikeda M, International Congress Seroes 2003;1248: 223-225.
109. Hibst R, Stock K, Gall R, Keller U. Controled tooth surface heating and sterilisation by Er:YAG laser radiation. *SPIE* 2922: 119-126.
110. Мирчева М. Некои патогенетски основи и клинички манифестации на стравот кај децата во стоматолошката практика. Докторска дисертација Скопје, 1988.

# С о д р ж и н а

Кратка содржина .....	3
Abstact .....	8
Вовед .....	11
Литературен преглед .....	15
• Литературни релации за ласерите и емајлот.....	16
• Континуирани сознанија за ласерските опции и дентинот.....	21
• Промените во забната пулпа по примена на ласерите.....	26
• Литературни податоци за антимикуробните ласерски опции.....	31
• Ласери во третман на меки ткива.....	33
Цел на трудот.....	36
Материјал и метод.....	38
Резултати.....	46
• Резултати од клиничкото испитување.....	47
• Резултати од микробиолошкото испитување.....	52
• Резултати од ипитувањата на емајлот и дентинот со SEM.....	56
• Резултати од хистолошките испитувања на пулпата .....	67
Дискусија .....	77
• Клиничко испитување.....	78
• Микробиолошко испитување .....	83
• SEM на тврди ткива .....	86
• Хистолошко испитување.....	91
Заклучоци.....	94
Литература .....	98