



УНИВЕРЗИТЕТ СВ. КИРИЛ И МЕТОДИЈ
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ
СКОПЈЕ

Клиника за орална хирургија

ОДРЕДУВАЊЕ НА ОПТИМАЛНИОТ ПУЛС НА РАБОТА СО
Er:YAG ЛАСЕР ПРИ ИЗВЕДУВАЊЕ НА АПИКОЕКТОМИЈА
(in vitro студија)

- магистерски труд -

д-р. Спиров Ванчо

Ментор

Проф. д-р Борис Величовски

Скопје, 2012

УНИВЕРЗИТЕТ СВ.КИРИЛ И МЕТОДИЈ
СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ
СКОПЈЕ

Клиника за орална хирургија

ОДРЕДУВАЊЕ НА ОПТИМАЛНИОТ ПУЛС НА РАБОТА СО
Er:YAG ЛАСЕР ПРИ ИЗВЕДУВАЊЕ НА АПИКОЕКТОМИЈА
(in vitro студија)

- магистерски труд -

д-р. Спиров Ванчо

Ментор

Проф. д-р Борис Величковски

Скопје, 2012

АПСТРАКТ

Вовед

ЛАСЕР (акроним што означува светлосна амплификација со стимулирана емисија на радијација) е апарат кој што произведува светлосен зрак кој е монохроматски, кохерентен и насочен, и кој се состои од една чиста боја која е обично невидлива меѓутоа претворена во топлотна енергија може да обезбеди различен тераписки ефект. Брзината и ефикасноста на ласерските процедури се дефинирани од ласерските параметри, од површинската област на целта и од брзината со која ракувачот го преместува рачниот дел од апаратот, а со самото тоа и ласерскиот зрак (да спроведе еден ласерски удар) на површината на целното ткиво. За постигнување на оптимален ефект, во зависност од саканата интервенција, неопходно е да се подеси соодветниот однос на енергија/моќност и фреквенција, за да се добијат идеални резултати.

Цел

Со откривањето на ласерот и неговата апликативна примена во оралната хирургија се наметна потребата за одредување на оптимални параметри за постигнување на најдобри резултати. Цели на овој магистерски труд се: одредување на оптималниот VSP пулс во смисол на одредување на идеалниот однос - пулсова енергија/пулсова фреквенција при апикална ресекција на радикалот на забот; компарирање на идеалниот VSP пулс, кој го создава Er:YAG ласерот со неговиот контактен продолжеток R14, со работата на механичкиот насадник во нивната ефикасност при изведување на апикална ресекција на радикалот; анализа на ресецираната коренска површина и одредување на корелацијата помеѓу енергијата на ласерскиот зрак и појава на оштетувања на дентинската маса (појава на пукнатинки и кратерски формации) и мерење на големината на присутните пукнатини и одредување на корелација помеѓу енергијата на ласерскиот зрак и големината на пукнатините.

Материјал и метод

За реализацијата на поставените цели, при Стоматолошкиот клинички центар "Св. Пантелејмон" во Скопје, беа опфатени вкупно 75 пациенти од обата пола. Примероците беа поделени по пат на случаен избор во пет групи. Првите четири групи беа третирани со Er:YAG ласер а петтата беше контролна група третирана со механички насадник. Резултатите за ресекција на забите, за појава на пукнатини и големина на истите, беа нотирани во посебни табели и се прикажаа табеларно и графички.

Резултати и дискусија

Резултатите од спроведеното истражување покажаа дека постои директна корелација помеѓу користената енергија и времето на ресекција. Зголемувањето на пулсовата енергија го зголемува оштетувањето на забот односно се зголемува бројот на пукнатини на ресецираната забна површина. Зголемувањето на пулсовата енергија и пулсова фреквенција резултира со зголемување на димензиите на

пукнатините на ресецираната забна површина.

Заклучок

Идеалните пулсови параметри изнесуваат 200mj / 20Hz следено со 200mj / 30Hz кои имаат последователно еднаков ефект односно три пати поголем ризик за појава на пукнатини од механичкиот насадник и шест пати подолго време на ресекција на забната површина. Ресекција со механичкиот насадник сеуште представува златен стандард за изведување на апикоектомија во смисол на најкратко време и најмало оштетување на ресецираната забна површина.

Клучни зборови : ласер, апикоектомија , оштетување на ресецирана површина.

ABSTRACT

Introduction

Laser (an acronym that means light amplification by stimulated emission of radiation) is a device that produces light beam that is monochromatic, coherent and focused, and which consists of a pure color that is usually invisible but converted into thermal energy can provide different therapeutic effect. The speed and efficiency of laser procedures are defined by the laser parameters, the surface area of the target and the speed with which the operator moves the hand of the camera, and therefore the laser beam (laser to conduct an attack) on the surface of the target tissue. To achieve optimal effect, depending on the desired intervention is necessary to set appropriate terms of energy / power and frequency to obtain ideal results.

Goal

With the discovery of the laser and its application in the field of oral surgery, imposes the need to determine the optimal parameters to achieve the best results. The objectives of this master's thesis are: determining the optimal VSP pulse in terms of determining the ideal relationship - pulsed energy / frequency pulsed with apical resection of the root of the tooth; comparing the ideal VSP pulse, which creates the Er: YAG laser with his contact extension R14, the work of mechanical handpiece efficiency in their apical resection of the root; analysis of resected root surface and determine the correlation between the energy of the laser beam and the occurrence of damage on dentin structure (appearance of cracks and crater formations) and measuring size of the audience cracks up and down the correlation between the energy of the laser beam and the size of cracks. .

Material and method.

For the realization of set goals, in Clinical Dental Centre "St. Pantelejmon" in Skopje, we included 75 patients of both sexes. The samples were divided by random into five groups. The first four groups were treated with Er: YAG laser and the fifth was a control group treated with mechanical handpiece. The results for resection of teeth, the appearance of cracks and the same size were noted in separate tables and shown graphically and in tabular.

Results and discussion.

The survey results showed a direct correlation between energy used and the time of resection. Increasing the pulse energy increases the damage of the tooth or the number of cracks of the resected tooth surface. Increasing energy and pulsed frequency resulting in increased size of the cracks of the resected tooth surface.

Conclusion

Ideal pulse parameters amounted 200mj / 20Hz followed by 200mj / 30Hz with subsequent equivalent effect is three times greater risk of cracking from mechanical handpiece and six times longer during the resection of the tooth surface. Resection with mechanical handpiece still represents the gold standard for performing apicoectomy in terms of shortest time and least damaging resected tooth surface.

Key words: laser, apicoectomy, cracks, damage of the resected root surface.

СОДРЖИНА

1. ВОВЕД

1.1 Ласерот во XXI век

1.2 Ласерот во современите научните истражувања

2. ЦЕЛИ НА ТРУДОТ

3. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДИ

3.1 Извор на ласерско зрачење и преносен систем

3.1.1 Третман на примероците

3.1.2 Мерења

4. СТАТИСТИЧКА АНАЛИЗА

5. РЕЗУЛТАТИ

5.1. Време на ресекција

5.2. Оштетување на ресецираната забна површина

5.3. Големина на пукнатини

6. Дискусија

7. Заклучоци

8. Литература

ИНДЕКС НА КРАТЕНКИ

ЛАСЕР - Светлосна Амплификација преку Стимулирани Емисии на Радијација

LASER - Light Amplifications by Stimulated Emission of Radiation

YAG - Иридиумско-алуминиумската мрежа

VSP - Variable Square Pulse

MASER - Microwave Amplification by stimulated Emission of Radiation

1. ВОВЕД

1. 1. Ласерот во XXI век

Природната светлина е составена од различни електромагнетни бранови кои патуваат во дезориентирана насока и е позната како некохерентна светлина. Ласерската светлина се емитува на специфична бранова должина на електромагнетниот спектар и патува во предвидлива насока. Ласерскиот апарат произведува калибрирани (брановите меѓу себе се паралелни), кохерентни (сите бранови се во иста фаза) и монохромарски снопови на светлина (брановите се со иста бранова должина). Кратенката ЛАСЕР значи Светлосна Амплификација преку Стимулирани Емисии на Радијација (Light Amplifications by Stimulated Emission of Radiation).

Во ласерскиот апарат, ласерската енергија се генерира во ласерската шуплина која е составена од три основни елементи:

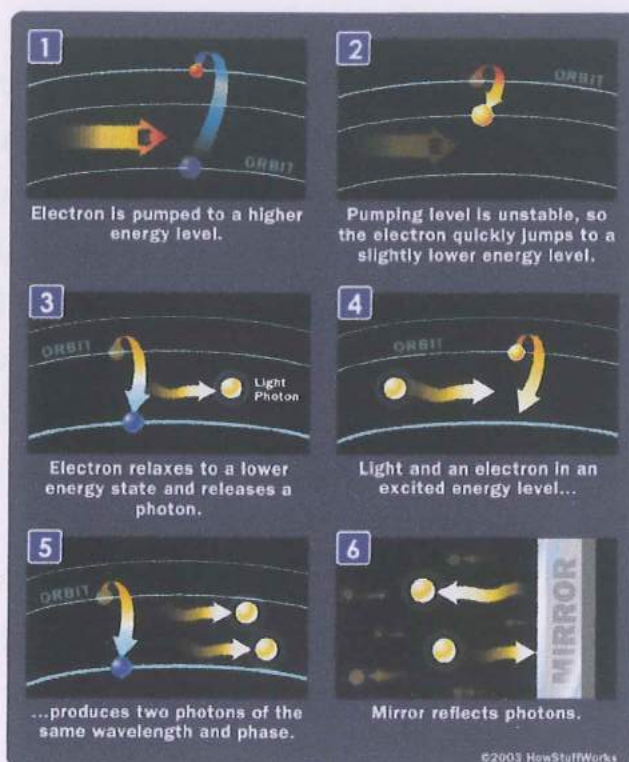
1. првата компонента е активниот медиум (изворот на ласерската енергија) кој може да биде тврд, течен или пак гас. Во случај на цврст активен медиум, тој е составен од цилиндричен ласерски кристал. Најчесто употребувани ласерски кристали за примена во медицинските ласери се: Nd:YAG и Er:YAG (неодимиум: итриум-алуминиум-гарнат и ербиум:итриум-алуминиум-гарнат). Активниот медиум ја одредува специфичната бранова должина на светлината на која ласерот оперира (пр. 1,06 μm за Nd:YAG и 2,94 μm за Er:YAG).
2. втора компонента е извор на енергијата во опаѓачка линија, кој се употребува за да ги стимулира атомите на активниот медиум. Најчесто се употребува пулсирачка ксенонска лампа со низок притисок.

3. трета компонента е оптичкиот резонатор - две високо полирани огледала поставени на двата краја на ласерската шуплина, кои ја пренасочуваат избеганата некохерентна светлина на активниот медиум, произведувајќи притоа многу светла, еднонасочна, монохроматска, кохерентна форма на светлина.

Атомот е основна единица на материјата која се состои од густо, централно јадро обиколено со облак од негативно наелектризирани електрони. Атомското јадро содржи мешавина на позитивно наелектризираните протони и неутрони кои се електрично неутрални (освен во случај на водород-1, која е единствениот стабилен нуклид без неутрони). Електроните на атомот се врзани за јадрото со електромагнетната сила. Исто така, група на атоми можат да останат врзани едни на други, формирајќи молекула. Атомот кој содржи еднаков број на протони и електрони е електрично неутрален, инаку има позитивен полнеж доколку има помалку електрони (електронски дефицит) или негативен полнеж, ако постојат повеќе електрони (електрони вишок). Позитивно или негативно наелектризиран атом е познат како јон. Еден атом се класифицира според бројот на протоните и неутроните во јадрото: бројот на протони одредува хемиски елемент, а бројот на неутрони одредува изотоп на елементот .(49)

Атомите (молекулите или јоните) на најниско ниво или основа (ground state) поседуваат вроден износ на енергија. Кога тие ќе се возбудат преку процесот на апсорпција на влезен сигнал на топлинска, електромагнетни и друга форма на енергија, тие преминуваат од едно на неколкуте различни повисока енергетски нивоа. Апсорбирана енергија потоа спонтано се испушта (спонтанна емисија) во форма на квантум на енергија што одговара на разликата помеѓу основното и ексцитираното ниво. Сите честички кои се создаваат помеѓу истите две енергетски нивоа ќе емитираат светлина (т.е. фотони, кои представуваат основна единица на светлината) со идентични енергија и бранова должина. (слика 1)

Спонтаната емисија на фотони од возбуден атом може да се случи во секое време и во секоја насока. Ако, сепак, фотонот од пониско енергетско ниво, удри атом којшто веќе е во горното енергетско ниво, тој поттикнува испуштање на втор фотон од светлото. Овој втор фотон ја има токму истата енергија или бранова должина, и е просторно и временски синхронизиран и патува во иста насока како и првичниот фотон. Ако овие два фотони удрат додатни атоми во возбудена состојба, тие ќе дадат проширена каскада од фотони-ласерска светлина која е монохроматска (со единствена бранова должина), кохерентна (со синхрони бранови) и калибрирана (со паралелни зраци) светлина. (51)



Сл.1 Создавање на ласерскиот зрак

Кога ласерскиот зрак ќе удри во ткивото, ласерската светлина се апсорбира, трансмитира, рефлектира и се распрснува. Пропорциите на ваквите интеракции се одредуваат со специфична бранова должина на ласерската емисија и со оптичките карактеристики на целното ткиво. Единствено апсорбирањето на ласерската енергија произведува приметлив ефект врз ткивото. Ефектот може да биде резултат на фотохемиски, фототермички или фотоелектрични интеракции кои

зависат од ласерската бранова должина, моќноста на густината и од времетраењето на ласерскиот зрак врз ткивото .

Брзината и ефикасноста на ласерските процедури се дефинирани од ласерските параметри, од површинската област на целта и од брзината со која ракувачот го преместува рачниот дел од апаратот, а со самото тоа и ласерскиот зрак(да спроведе еден ласерски удар) на површината на целното ткиво. За постигнување на оптимален ефект, во зависност од саканата интервенција, неопходно е да се подеси соодветниот однос на енергија/моќност и фреквенција,за да се добијат идеални резултати. Но што всушност представуваат тие параметри:

1. Бранова должина (nm): Ласерската светлина може да се објасни како периодични бранови на енергија кои патуваат низ просторот. Брановата должина се однесува на физичкото растојание помеѓу врвовите на сукцесивните бранови во ласерскиот зрак.Типични медицински ласерски бранови се:1064 nm(близу инфра црвено),2940 nm(средно инфра црвено)итн.Само ласерските бранови должини помеѓу 400 и 700 nm се видливи за човечкото око.
2. Моќност(W): Ласерската моќност се однесува на стапката на која енергијата се генерира од ласерот. Ласерската моќност од 1 W значи дека 1 J енергија се емитува во 1 msec
3. Пулсова енергија(J):Се однесува на радијантната енергија на ласерскиот зрак.Кога ласерот работи на пулсирачки начин,пулсовата енергија мерена во J е поверодостоен параметер од ласерската моќност затоа што на него не влијае фреквенцијата или пак повторувачката стапка на ласерските пулсови.
4. Пулсово времетраење (msec) :Пулсово времетраење и пулсова ширина се синоними кои се однесуваат на привремената должина на ласерскиот пулс,тоа значи,времето за кое ласерот всушност емитува енергија.

5. Фреквенција (стапка на повторување) (Hz): Со медицинските ласери најчесто се оперира со повторлив пулсирачки начин. Ласерските пулсови се емитуваат периодично на пулсова повторувачка стапка, како што е на пример 10 пулса во сек. Херц (Hz) е најчесто употребувана мерка за пулсови во секунда.

Едно општо правило треба да биде следено при работењето со ласер: колку е поголема енергијата која ќе се апсорбира во единица површина, толку е поголем ефектот.

Ефектот на ласерската емисија врз биолошките структури зависи од брановата должина на радијантната емисија која се емитува од ласерот, моќноста на густината на зракот и од температурната карактеристика на зраковата енергија.

Широк спектар на ласери се достапни за медицински примени. Општо кажано, медицинските ласери може да се поделат на четири групи: гас ласери (CO₂, Argon, HeNe, итн.), цврсти ласери (Er:YAG и Nd:YAG, KTP итн.), течни ласери и диодски ласери.

Иридиумско-алуминиумската мрежа (YAG) е цврста материја, со голема кристална цврстина, способна да издржи удари на постојано создавање на ласерски зраци. Во оваа кристална мрежа можат да се вградат многу медиуми, како што се: ербиум, неодимиум (редок елемент). Неодимиум YAG ласерот е еден од најпотребуваните ласери во хирургијата. Според биолошките ефекти кои што ги имаат врз ткивото, можат да бидат: (а) биостимулирачки, односно меки ласери и (б) деструктивни односно тврди ласери.

Биостимулирачки ефекти се постигнуваат со ласерско зрачење, каде е присутна мала моќ и мала густина на енергија, додека деструктивните ефекти се постигнуваат со многу голема густина на енергија на фокусирани ласерски зраци. Важно е да се напомене дека Er:YAG

ласерот нема ефект врз генетичките информации, бидејќи апсорпцијата на ДНК е во UV опсегот, додека Er:YAG емитира светлина со бранова должина од 2.94nm во инфрацрвениот дел од спектарот.

Ласерскиот светлосен сноп може да биде континуиран или пулсен. Континуираниот ласер овозможува формирање на ласерски зрак со точно одредена излезна сила, додека кај пулсните ласери се формира зрак со многу кратки импулси, неколку наносекунди и со голема фреквенција на повторување. Пулсирачкиот Er:YAG ласер (2940nm бранова должина кој воедно е и цел на нашето испитување) има термо механички ефект врз тврдите забни ткива и коската. Брановата должина на Er:YAG ласерот се согласува со основниот апсорбирачки максимум на водата и е високо апсорбиран од страна на хидроксиапатитот. Ова е тајната на многу ефикасниот и термички неинвазивниот аблазивен ефект врз човечкото тврдо забно ткиво. Ефикасна аблација се постигнува со брзо и селективно испарување на врзаната вода во дентинот и во глејќта. Експанзијата на вода генерира високи притисоци, предизвикувајќи отстранување на тврдото забно ткиво преку таканаречена МИКРО-ЕКСПЛОЗИЈА. Хидроксиапатитот не се топи за време на аблација затоа што скоро целата енергија на ласерот се користи за испарување на водата. Енергијата на многу краткиот ласерски пулс на Er:YAG, целосно се трансформира во аблазивен ефект со најмал можен термички ефект врз околните ткива.

Должејќи се на различните ткива кои содржат вода, отстранување на кариесот од дентинот е понагласено отколку отстранување на здрав дентин и исто така е посилено кај дентинот отколку кај глејќта-што доведува до неинвазивно селективно стругање.

Er:YAG ласерот може да се употребува како контактен или како без контактен во зависност од примената. Достапни се различни рачни делови за да се донесе ласерската енергија до целното ткиво, во зависност од бараниот ефект. Кога се користи без-контактниот рачен дел, големината на површината која е изложена на ласерот зависи од

оддалеченоста на рачниот дел од ткивото. Максимален густина на зракот се постигнува кога зракот е во фокусот на површината на ткивото. Оптимален зраков фокус врз ткивото се постигнува преку држење на рачниот дел отприлика 7мм од ткивото и може лесно да се најде преку набљудување на големината на точката на посочувачкиот зрак. За разлика од него кога се употребува контактниот рачен дел, тој треба да се држи на нежен контакт со забната површина. Далечината од 0,1 мм од површината на забот предизвикува најефикасна аблација.

Сепак оваа надежна технологија има еден сериозен недостаток. Со Er:YAG ласерот тешко е да се постигне висока енергија со многу кратки пулсови. Кај класичниот Er:YAG Dental laser, пулсовите се формираат со формирачка пулсова мрежа, која што не е идеална, поради долгата опашка на пулсот која што на кратка енергија главно се трансформира во топлина, предизвикувајќи исушување и карбонизација на цврстото ткиво. За ефикасна аблација е неопходна висока пулсова енергија без долга пулсова опашка (80).

Со цел да се добие ваков пулс на ласер за употреба на цврстите забни ткива и коската во 1998 беше патентирана VSP технологија (Variable Square Pulse т.е. променлив квадратен пулс технологија), која се одликува со кратко време на подигнување (за брзо постигнување на праг на аблација), контролирано време на траење, и кратко време на пад (за елиминирање на пост пулсово загревање, карбонизација и исушување).

Новиот модел на ласер е обмислен да биде многу повеќе ефикасен отколку постоечкиот Er:YAG ласер. Бидејќи VSP Er:YAG ласер не употребува различни компоненти во снабдувањето на ласерскиот систем за секоја пулсова ширина, ние сме во можност да ги програмираме компјутерски ласерските пулсови. Овој концепт овозможува на докторот да преку програмирање сам ја одбира пулсовата ширина, енергија и фреквенција и да создава различни видови на пулс.

Од тука се појави и идејата за изработка на овој труд.

1. 2. Ласерот во современите научните истражувања

ЛАСЕР (акроним што означува светлосна амплификација со стимулирана емисија на радијација) е апарат кој што произведува светлосен зрак кој е монохроматски, кохерентен и насочен, и кој се состои од една чиста боја која е обично невидлива меѓутоа претворена во топлотна енергија може да обезбеди различен тераписки ефект.

Albert Einstein во 1917 година ја постави тезата дека е возможна стимулирана емисија на светлина, за да многу подоцна, дури во 1954 година Townes го конструира првиот засилувач и осцилатор на стимулирана емисија: MASER (Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation) односно, појачани микробранови со стимулирана емисија на зрачење. Работејќи на оваа проблематика, Maiman (53) 1960 година го конструира првиот импулсен рубинов ласер кој емитира 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 започна ерата на се поголема примена на ласерите во сите области на животот и сите гранки на медицината (10, 29, 40, 50, 57, 79, 88). Ова го потврдува и светскиот тренд на акцептирање на овој модалитет како рутинска постапка, па така во Јапонија уште од 1987, Норвешка од 2001 и САД од 2002 год. го воведуваат во својата медицинска легислатива.

Причина за широко применување не се само богатите и позитивни клинички искуства, туку уште повеќе научно верификуваните објективни измени причинети од ласерот во ткивниот еквилибриум и над се расветлување на механизмите на дејството на ласер терапијата. Сублимираните суптилни сознанија за механизмите на дејство на ласер терапија ни овозможуваат да ги поделиме на примарни и секундарни механизми на дејство.

Примарни механизми се поврзани со интеракција помеѓу фотоните и молекулите на ткивото, додека секундарните механизми се однесуваат на ефектите од хемиските измени условени од примарните ефекти (85). По дифузното распростирање на ласерското светло во ткивото, доаѓа до апсорпција на поларизираното светло во цитохромните молекули-порфирина, до создавање на диполен момент на мембранските липиди и конечно до создавање на температурни и притисочни градиенти низ клеточната мембрана.

Создадениот насцентен кислород е "слободен радикал" кој сам по себе влијае на создавањето на АТП, кој го чини клеточното гориво и енергетско депо. Едновремено, афектираната пермеабилност на клеточната мембрана влијае на Ca, Na, K како и на протонскиот градиент во мембраната на митохондриите.

Токму ова дејство врз оксидативните процеси условува бројни секундарни одговори, па како резултат на ова мултипно и меѓусебно условено дејствување на биостимулирачкиот ласер се забрзува епителизацијата, се минимизира инфламаторниот процес но и се рефлектира на перцепирањето на болката, доминантно редуцирајќи ја.

Стоматолошката употреба на ласерите може да се подели на: (а) апликација во меки ткива и (б) апликација во цврсти ткива. Апликацијата во меките ткива или биостимулирачките дози посочени во литературата се од 0,001J/cm до 10J/cm, а цитотоксичните ефекти се појавуваат над 240J/cm, како и верификуваната сигурност дека нема макроскопски и микроскопски оштетувањана ткивото, при примена на препорачаните дози, говори за безбедноста на биостимулирачките ласери. Бенефитот од апликацијата на монохроматско кохерентно светло при изведување на мекоткивни интервенции е неговото комплексно антиинфламаторно и имуномодулаторно дејство. Антиинфламаторниот ефект во еден дел се должи на простагландинската инхибиција. (55, 82)

Sakurai et al (72), наоѓаат дека количеството на простагландин е сигнификантно намалена по ласерската терапија. Ласерот редуцирајќи го нивото на COX-2 mRNA, ја инхибира и простагландинската синтеза. Ласерот ги блокира цикло и липооксигеназите и влијае на синтезата на простагландините и простациклините. Акцентираното создавање на липидни пероксиди поради ласерското дејство е причина за инхибиција на синтезата на простагландините. За инхибиторен ефект на ласерот врз нивото на IL-1 β mRNA нивото, но не и на нивото на конвертирачкиот ензим известуваат Nomura et al, a DeCarvalho et al (12) укажуваат на ласерски индуцирана инхибиција на COX-2 во анимален модел.

Vladimirov et al (89) укажува дека употребата на ласер доведува до супримирање на инфламацијата, намалување на едемот, подобро создавање на коагулум и засилена ангиогенеза. Механизмот на фотобиомодулација со светло блиско до црвениот или инфрацрвениот спектарен опсег на кеточно ниво е препишан на активацијата на митохондријалните респираторно верижни компоненти, резултирајќи во иницијацијата на сигналната каскада која ја започнува клеточната пролиферација и комплексна цитопротекција. Активирајќи ги и неспецифичните хуморални протективни механизми, засилувајќи ја фагоцитната моќ на микро и макрофагоцитите, стимулирајќи ја Б лозата, ласерот ги фаворизира адаптациско заштитните реакции, кои го ограничуваат и елиминираат воспалителниот процес во далеку пократок временски период.

Ueda (87) во своите *in vivo* и *in vitro* студии детектира зголемена пролиферативна фибробласна активност, но и забрзано коскено формирање. Клиничко експерименталните студии го акцентираат стимулирачкото дејство на монохроматското кохерентно ласерско светло во процесите на коскена регенерација како и регенерација на врзното ткиво, епителното и нервното ткиво. Активната вазодилатација, засилената фибринолиза и циркулација причинети од дејство на ласерот, се и хистолошки верификувани, а тие условиваат побрзо

создавање на коскено ткиво со густа мрежа на трабекули (83) доведувајќи до коскена ремоделација.

Најупотребувани ласери за оперативни интервенции изведени на орални меки ткива се CO₂ и Nd:YAG ласерот, а воедно тие се првите кои што имале наставак за интраорална употреба. Како што се зголемува температурата при работата со ласерот, мекото ткиво кое што содржи 75 % до 90% вода, подлегнува на загревање (37-60 C), топење (60-65 C), коагулација (65-90 C), протеинска денатурација (90-100 C), сушене или испарување (100 C), и карбонификација (преку 100 C). Од тука и главната предност на операции изведени со ласер во однос на скалпел е хемостазата и релативното суво работно поле кое што овозможува подобра видливост. Крвните садови на околното ткиво до дијаметар од 0,5mm се запечатени (23, 30, 31, 32, 57), забележано е помало крварење (11,66) посебно од високо васкуларизираните орални ткива во тек на ласер операција (20, 21, 22, 33, 41, 70). Друга карактеристика која што е битно да се напомене за ласер операциите е помалата болка при инцизија на меките ткива со ласер во однос на инцизија на ткивото направена со скалпел. Редукција на постоперативната болка при изведување на оралните оперативни интервенции (аблација на ткивото со ласер) исто така е забележано (74).

Fisher и соработниците. укажува дека оваа редукција на болка е резултат на протеинскиот коагулум кој што се формира на површината на раната, делувајќи како биолошки завој и запечатувајќи ги завршетоците на краевите на сензитивните нерви (17). Покрај ова тој пронаоѓа побрзо зараснување на раната создадена со ласер и формирање на помало лузнасто ткиво отколку конвенционалните операции со скалпел. Неговото тврдење е во спротивност со студиите на Hylton (34), кој правел испитувања на свињи, глвци (30, 52, 68), и кучиња (66) каде што се укажува дека зараснувањето на раната направена со ласер има одложено зараснување, бидејќи се предизвикува поголемо оштетување на ткивото и раната има помала тензиона сила во раните фази на зараснувањето (6).

Strang и Takeda et all препорачуваат зрачење со ласер за забрзано зараснување на раната (78, 81), но резултатите до денес се неубедливи (3,35,36). Експериментите со култивирани фибробласти изолирани од кожа покажаа дека продукцијата на колаген и синтезата на ДНК се одложени кога постои експозиција на фибробластите со Nd:YAG ласер(1).

Интересни се сознанијата на Баралиќ и сор. (5) за предностите на ласерот во однос на употребата на кортикостероидите после изведените оралнохируршки интервенции. Како заклучок авторите ја преферираа употребата на ласерот како средство за спречување на компликации во споредба со кортикостероидите и тоа од следниве причини: поширока примена на ласерот (и кај болни со дијабетес мелитус, пациенти со улкус), отсуство на дополнителни компликации од големи дози на кортикостероиди(забавена регенерација на ткивата, пореметен метаболизам на јаглени хидрати, вода и електролити, зголемена приемчивост кон вируси и гливични инфекции).

Најчести ласери кои што се користат за работа во цврсти забни ткива и коска се Nd:YAG и Er:YAG ласерот.

Spenser et all. (77) во неговите најнови студии ги потврдија негативните ефекти на Nd:YAG и Co₂ ласерот кога се употребува директно на коска или на коренска површина. Овие негативни ефекти вклучуваат термално оштетување на коската која се наоѓа под мекото ткиво каде што се изведува интервенцијата(пр.при гингивектомија). Ова доаѓа од таму што апсорбирањето на Nd:YAG ласерската светлина во вода е отприлика 10.000 пати помала од онаа на Er:YAG, со што се овозможува негова подлабока пенетрација во коската и предизвикување на термални оштетувања (46, 92). Воедно настанатата јагленска формација која се формира за време на ласерската аблација на цврстото ткиво доведува до инхибиција на прикрепување на фибробластите а со тоа и продолжено зараснување на раната (26, 84).

Ласерскиот зрак од Nd:YAG ласерот се апсорбира од минералните структури и тоа фосфатите и карбонатниот хидрокси апатит и ги дезорганизира кристалните структури со термохемиска аблација. Во овој процес дентинот се претвора во јонизиран гас и тој нема порозност ниту пикнатини, а со тоа се редуцира дентинската пермеабилност бидејќи се затвараат самите тубули (47). Компарирајќи ја работата со CO₂ ласерот Sasaki et all. (73) доаѓаат до заклучок да на ресецираната површина на апексот од забот се јавува сјаен карбонизирачки слој. Во минерализираното ткиво ова зрачење се апсорбира од калциум карбонатот и калциум фосфатот, кое предизвикува молекуларна вибрација и генерализирана топлина како резултат на отстранувањето на денталното ткиво. Тубулите се затвараат со конверзија на хидрокси апатитот во калциум орто фосфат и со пренесување на термалната енергија на органскиот дел. Miserendino et all. (58) препорачува употреба на CO₂ ласер на 10 W и континуиран зрак за работа при изведување на апикотомиија. Овој автор доаѓа до заклучок да ирадираната површина на коренот на забот има кратери со суперфицијален карбонизирачки слој, формација на матрикс слична на цемент и затворени дентални тубули.

Er:YAG ласерот покажа најдобри апликациони карактеристики кога се употребува директно на цврсто ткиво и коска, оставајќи најмали термални оштетувања и формирајќи површина која овозможува био-компатибилност со мекоткивниот комплекс (86, 93). Ефектите на коренската површина при употреба на овој ласер покажаа отсуство на топење, јагленисување и карбонизација, која што се сретнува при работа со Nd:YAG ласер (39). Тоа доаѓа токму од принципот на работа на Er:YAG ласерот којшто се состои од тоа што светлината што тој ја емитира е во инфра-црвеното браново подрачје, со бранова должина од 2,94µm и има максимална апсорпција во вода, односно најголем дел од енергијата на ласерскиот зрак ќе биде апсорбирана, додека дисперзија и рефлексијата ќе бидат незначителни (75). Поаѓајќи од фактот дека сите биолошки ткива содржат одреден процент на вода, ласерскиот зрак ќе предизвика термо-механички ефект врз нив, односно волуметричка

експанзија и микроексплозија, на тој начин што водата од течна моментално ќе ја претвори во гасовита. Ова овозможува создавање на доволно висок притисок за отстранување на ткивната субстанција на саканиот начин. Длабочината на пенетрација на зракот во ткивата е од 1 до 10 μm , а време на експозиција е илјадити дел од секунда.

Тврдите ласери можат да се користат речиси во сите стоматолошки дисциплини како превентивната стоматологија, пародонтологија, дентална патологија и ендодонција, орална хирургија. Најчести интервенции од областа на оралната хирургија кои се изведуваат со овој ласер се: 1) мекоткивни операции од тип вестибулопластика, френулектомија, инцизија на гингива, оперкулмектомија, отстранување на фибром, ослободување на имплант, отстранување на мокоцела од долна усна и др, 2) за операции во коска од тип, апикоектомија (ресекција на врвот на коренот), ресекција на коска, кортикотомија и сл. Интерес на нашето испитување беше ефектот на Er:YAG ласерот на тврдите забни ткива и околната коска.

Takeda et all (80) во своите испитувања ги потврдува позитивните ефекти на Er:YAG ласерот за изведување на апикоектомија. Тој потврдува дека работата со него е сигурна и практична а површините на дентинот по завршување на третманот се стопуваат и рекристализираат. Кај пациентите не се забележуваат никакви несакани реакции а и при испитување на коренската површина и околното ткиво не постои карбонизација. Во повеќето случаи пациентите се без или со минимален дискомфорт.

Maria Isabel et all (54) прави студија на ефикасноста на употребата на Er:YAG ласерот при операции на периапикални грануломатозни лезии базирани на клинички и радиографски контроли. Клиничкиот тек покажа комплетна асимптоматичност во 95,5% од случаите. Во однос на коскениот ремоделирање на коскениот кавитет во 77,7% од случаите имаше комплетна осификација за временски период после 24 месеци, 13,3% беа во неопределен стадиум на осификација и 4,5% беа во

интермедиерен стадиум, додека останатите 4,5% покажаа неуспех на третманот.

Според Moritz et al. (59) предностите на апикоектомијата изведена со ласер во однос на класичната метода, изведена со механички насадник се: подобра видливост, хемостаза, точно изведена апикална ресекција, нема контакт со оперативното поле, отстранување на лезијата за пократко време со вапоризација, нема вибрации ниту дискомфорт, минимална болка и помал ризик од бактериемија и траума на соседното ткиво.

Paghdiwala (60) ги надополнува претходните наоди велејќи дека при апикоектомијата со Er:YAG ласер е добиена рамна, чиста ресецирана коренова површина, без јагленисување меѓутоа за да се добие ваква површина неопходно е ладење на истата со воден млаз. Visuru et al (88) докажува во неговата студија дека доволен воден спреј минимално ја редуцира аблационата стапка во дентинот а покачувањето на температурата е минимално. Зоните на термални оштетувања и карбонизација на меките ткива и коската се забележително помали во споредба со другите ласери, па заради тоа авторот заклучува дека нивната употреба резултира со забрзано заздравување и отстранет пост оперативен дискомфорт.

Улогата на ласерот во отстранување на размазниот слој (smear layer) ја испитувал Isabel Mello et al (37). При секоја ресекција на кореновата површина изведена со механички насадник се јавува размазен слој кој е составен од остатоци на органски ткива, дентински остатоци и микроорганизми. Токму присуството на овие микроорганизми може да ја компромитира и најдобро изведената оперативна интервенција. Авторот заклучува дека третманот на коренската површина со ласер обезбедува рамна површина без присуство на размазен слој и комплетно отсуство на можни компликации.

По третманот со Er:YAG ласерот скоро и да нема термички промени во околното ткиво освен тенка кафена линија околу кратерите на 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 границите меѓу 200-400msec. 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 работа. Токму поради тоа брзината при работа 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 термални оштетувања на околното ткиво.

Parmengal et all (61) исто така во своите студии го испитува покачувањето на температурата на околното ткиво. Во неговите испитувања се мери покачувањето на температурата при употреба на Nd:YAG и Er:YAG ласерот. Покачување на температурата се мерени на различна дебелина на дентин со микротермоскоп прикачен на внатрешната страна на пулпината комора. Ладењето со вода беше есенцијално за да се редуцира температурното покачување и кај двете групи Nd:YAG ласерот предизвика сигнификантно покачување на температурата во однос на Er:YAG ласерот. Температурните покачувања при работа со механички насадник и Er:YAG ласер се слични (2).

Folwaczny et all (18), пак од друга страна ја мери грубоста на забната површина третирани со Er:YAG ласер и увидел дека таа не покажува сигнификантна разлика во однос на онаа третирана со конвенционални насадни инструменти. Воедно и заклучува дека грубоста на површината не зависи од радијационата енергија и ангулацијата на работниот врв. Овој заклучок е во спротивност со тврдењето на Lee BS. et all (48) кој што наведува дека покрај физичките радијациони параметри кои се применети, исто така и клиничката апликација т.е. ангулацијата на

апликациониот зрак има силно влијание на вредноста на отстранувањето на забната субстанција со Er:YAG ласер.

Lee et all (47) прави апикоектомија со Er:YAG ласер меѓутоа при самата интервенција користи различни видови на наставци за работа. Достапни се различни рачни делови, за да се донесе ласерската енергија до целното ткиво, во зависност од бараниот ефект. Така на пр. Fotona Er:YAG ласерот може да се употебува како контактен или како без-контактен ласер во зависност од примената. Авторот во својата анализа врши компарација на конусниот (cone shape)-84 аголен наставак со рамниот оптички наставак на Er:YAG ласерот. Резултатите покажуваат дека конусниот оптички наставак предизвикува поголеми термички оштетувања и морфолошки промени во однос на останатиот оптички работен наставак.

Namal et all. (94) исто така ја докажува разликата при работа со контактниот и не-контактниот работен наставак на Er:YAG ласерот. Тој ја испитува формата, длабочината и профилот на препарираниот кавитет со металографски микроскоп, фотографии од светлосен микроскоп и скен електронски микроскоп. При испитување на веќе спомнатите параметри тој заклучува дека постои сигнификантна разлика и тоа да при работата на контактниот работен наставак процедурата на аблација т.е. препарација на ткивото е побрза, потребно е помало ниво на енергија и се создаваат попрецизни кавитети со поголем дијаметар.

Gaspirc et all (25) и Israel et all (39) изработуваа компаративна анализа на третман на корен со Er:YAG и Nd:YAG ласер. Тие укажуваат дека со Nd:YAG ласерот има повеќе негативни резултати на коренот од Er:YAG ласерот во смисол на предизвикани големи пукнатини на кореновата површина, кратерски формации, топење на коренските минерали и реобновување на порозни глобуларни формации т.е. истиот предизвикува алтерирање на хемиската структура на коренските протеини со што се намалува неговата апликативна употреба за ресекција на коренот.

Paradella et all (62) I Camago et all (7) пак од друга страна препорачува комбинирана употреба на повеќе ласери во еден третман, Er:YAG I Nd:YAG заедно. Исто така ја испитувале пермеабилноста на ресецираната дентинска површина третирана со конвенционален механички насадник и ласер. Тие забележале дека најмала пропусливост има групата на заби третирана со ласер и тоа, ресекција извршена со Er:YAG ласер, а површина третирана со Nd:YAG ласер. Најголема пермеабилност имала групата на заби апикоектомирани со механички насадник. Ова е во спротивност со студијата на Careli de Castro et all (9) кој што во своите студии добива резултати каде што најголема пропусливост има кај групата на заби третирани со Er:YAG и Nd:YAG ласер. Средна пропусливост има групата на заби третирани со борер и механички насадник, а најмала групата третирана со Er:YAG ласер.

Gouw-Soares et all (27) тврдат дека главен неуспех после извршената апикоектомија се препишува на пропусливостана дентинската површина како и на пукнатините на каналното полнење, кое што дозволува перколација и миграција на микроорганизмите и нивните продукти од кореновиот канален систем во периапикалниот регион, кое што го компромитира периапикалното зараснување. При ова испитување беше евалуирана пропусливоста на дентинот и маргиналната пермеабилност после апикоектомија на коренот со борер и Er:YAG ласер. Испитувањата извршени со инфилтрација на метиленско плаво на дентинската површина и анализите со електронски микроскоп покажаа дека групата третирана со ласер има сигнификантно помал инфилтрационен индекс отколку останатата третирана со борер и механички насадник. Групата третирана со Er:YAG ласер покажа чиста рамна површина, без размазен слој (smear layer) и рамномерна хомогена рекристализација на дентинот низ озрачената област затварајќи ги денталните тубули. (8)

За да ги дефинира идеалните параметри на енергија при работа со CO₂ ласерот, Pashley et all. (63) употребува енергија и тоа 11,113 и 556 J/cm².

Во првите два случаи каде е употребено помало ниво на енергија се зголемува пермеабилноста на ресецираната површина, додека највисоката употребена енергија создава целосно глазирана површина која ги затвора денталните тубули. Исти сознанија се потврдени од Kimura et all. (42), кој го визуелизира делот на дентин тертиран со ласер со скен електронски микроскоп, и увидува дека има парцијално затворање на денталните тубули без пукнатинки, фрактури или термални оштетувања на соседните структури.

Komori et all. (44) ја испитува брзината на изведената апикоектомија, вршејќи компарација помеѓу класичниот начин со механички насадник и Er:YAG ласерот и притоа заклучил дека иако брзината на сечење при апикоектомија е малку поспоро отколку класичните методи, клиничката апликација на ласерот има доста предности како отсуство на дикомфорт и вибрации, помали шанси за контаминација на оперативното поле и редуциран е ризикот на траума на околното ткиво. Ова тврдење е во спротивност со тврдењето на Shimizu et all (76), којшто вели дека времето на апикоектомија со Er:YAG ласер е пократко споредено со истата интервенција извршена со насадни инструменти.

3. ЦЕЛИ НА ТРУДОТ

Напредокот на современата технологија и дентална индустрија од ден на ден резултираат со се пософистицирани апарати и технологии кои нудат нови можности за подобрување на постојаните тераписки методи. Со откривањето на ласерот и неговата апликативна примена во оралната хирургија се наметна потребата за одредување на оптимални параметри за постигнување на најдобри резултати. Цели на овој магистерски труд се:

1. Одредување на оптималниот VSP пулс во смисол на одредување на идеалниот однос - пулсова енергија/пулсова фреквенција при апикална ресекција на радикасот на забот.
2. Компарирање на идеалниот VSP пулс, кој го создава Er:YAG ласерот со неговиот контактен продолжеток R14, со работата на механичкиот насадник во нивната ефикасност при изведување на апикална ресекција на радикасот.
3. Анализа на ресецираната коренска површина и одредување на корелацијата помеѓу енергијата на ласерскиот зрак и појава на оштетувања на дентинската маса (појава на пукнатинки и кратерски формации).
4. Мерење на големината на присутните пукнатини и одредување на корелација помеѓу енергијата на ласерскиот зрак и големината на пукнатините.

Реализацијата на поставените цели во овој магистерски труд, треба да придонесе во делумно разрешување на дилемата во однос на можностите на ласерската технологија при изведување на оперативните орални интервенции (од тип апикоектомија) и укаже на евентуалните предности или недостатоци во однос на класичните оперативни интервенции.

3. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДИ

Во рамките на овој магистерски труд, за реализацијата на поставените цели, при Стоматолошкиот клинички центар "Св.Пантелејмон" во Скопје, беа опфатени вкупно 75 пациенти од обата пола. При тоа беа екстрахирани еднокорени стални заби, од кои беа селектирани 75 со округол апикален дел. Забите не покажуваа оштетување на нивната коренова површина што беше евидентирано врз основа на визуелно испитување, и немаа напукнувања што беше испитано со визуелна магнификација (лупа). Откога беа извадени забите беа чувани во 5% формалински раствор во време од максимум 2 недели. Чистењето на забите со цел да се отстранат сите меки и тврди ткивни остатоци и крв беше направено со четка, по што беа плакнети со вода и нежно сушени со нивно оставање на парче ткаенина на собна температура.

Каналите беа обработени и беа наполнети со гутеперка и јодоформ цемент. Примероците беа поделени по пат на случаен избор во пет групи. Првите четири групи беа третирани со Er:YAG ласер и тоа со R 14 контактен наставак (продолжеток) и притоа беа обработени со различна радијациона енергија со цел да се одреди нај оптималниот однос на пулсовата енергија и фреквенција за ресекција на апексот. При тоа пулсовата ширина, т.е пуловото времетраење беше константно и тоа 100 msec (VSP Mode), со цел сите примероци да бидат еквивалентно третирани. После добиените резултати, овие четири групи беа компарирани со петата група која беше третирана со маханички насадник и користена како контролна.

При тоа се анализираше и ресецираната коренска површина во секоја од трите групи со цел да се одреди во која група има најмногу оштетувања на дентинот (некроза и карбонификација, појава на пукнатинки на третираната коренска површина и појава на кратеровидни формации).

Секој примерок на заб беше мерен и се оцртуваше кружна линија за да се маркира локализацијата каде дијаметарот на забот е 3мм. Ова се правеше со цел за да се сече иста количина на дентин на сите примероци.

3.1. Извор на ласерско зрачење и преносен систем

Во истражувањето, како извор на ласерско зрачење беше користен VSP Er:YAG ласерскиот систем (Fidelis Plus, Fotona, Ljubjana, Slovenia) кој, низ седумаголно огледално рамо, емитува пулсово инфрацрвено зрачење со бранова должина од 2,94 μ m(слика 2). За да се донесе ласерската енергија до целното ткиво (кореновата површина) беше користен наставак R14 т.н. контактен. Со цел за добивање на најефикасна аблација, при употребата на контактниот рачен дел R14, тој треба да се држи на нежен контакт со забната површина, и тоа на далечина од 0.1мм.



Сл.2 Er:YAG ласер(Fidelis Plus,Fotona)

Експериментот се изведуваше со користење на воден спреј за време на аблацијата врз тврдото забно ткиво за да се редуцира дехидрирање на ткивото и да се избегне последователно намалување на ефектот на аблација. Со цел да се обезбедат исти оперативни услови, огледалцето за секој примерок беше чистено со мека влажна газа.

3.1.1. Третман на примероците

Седумдесет и петте заби користени во истражувањето беа поделени во пет групи од со по 15 заби. Првите четири групи беа третирани со Er YAG

ласер со наставак од типот R14 (контактен), а петтата група беше контролна и беше третирана со механички насадник. Во првите четири групи беа применети различни параметри односно различна енергија и фреквенција, а иста пулсовата ширина од 100 msec (VSP Mode). Истата пулсова широчина кај првите четири групи беше користена заради исто времетраење на пулсот со цел правилно компарирање на истите.

Забите од првата група беа третирани со параметри кои се препорачани од производителот, и тоа 300 mJ и фреквенција од 30 Hz. Овие параметри беа прифатени како максимални параметри за енергија и фреквенција употребени во истражувањето, земајќи во предвид дека доколку бидат надминати ќе дојде до големи оштетувања на ресецираната забна површина. Во втората група, забите беа третирани со 300 mJ и 20Hz, во третата група забите беа третирани со 200mJ и 30Hz, а во четвртата група забите беа третирани со 200mJ и 20Hz.

Ласерското зрачење беше употребено рачно, од еден оператор, во една линија, линеарно, употребувајќи латеро-латерални движења. Ласерското зрачење на сите примероци се аплицираше со постојана брзина и ангулација на работниот наставак приближно нормално на кореновата површина. Забите се држеа во стега со лабијалната површина насочена према ласерскиот зрак.

За анализа на оштетување на ресецираната коренска површина, забите беа испрани со физиолошки раствор и на растојание од 2мм од третираната површина се изврши ресецирање на коренот од забот со цел постава на предметно трупче и негова анализа под електронски микроскоп.

3.1.1. Механички насадник

Насадник од фирмата NSK SGS-ES со редуција 1:1, јачина 3,5 N/cm, RPM=40.000 и големина на фисурен борер 12 се користеше за апикоектомија на забите во петтата група. Тие беа ресецирани на иста дебелина како и останатите четири групи третирани со ласер. Забите се

држеа на ист начин како и другите четири групи и апикотомирани од ист оператор.

3.1.2. Мерења

За секој примерок, времето кое што е неопходно за целосно да се пресече низ 3 мм дел од коренот беше мерено со стоперка. При тоа, резултатите за секоја група беа нотирани во посебна табела.

Мерење на оштетување на ресецираната коренска површина се вршеа со SEM електронски микроскоп тип JEOL JSM-T220A на катедрата за Физика при Природноматематичкиот факултет-Скопје, со цел добивање на поверодостојни резултати(слика3). При тоа беа нотирани сите оштетувања кои беа забележани на самата површина, т.е пукнатини кои се забележуваа при зголемување $\times 50$. Воедно со електронскиот микроскоп се мереше и големината на тие пукнатини на ресецираната коренска површина.



Сл.3 SEM електронски микроскоп JEOL JSM-T220A

4. СТАТИСТИЧКА АНАЛИЗА

Податоците добиени со истражувањето беа обработени во соодветни статистички програми (Statistica for Windows 7,0 и SPSS верзија 14), а се прикажани табеларно и графички.

Анализата на сериите со атрибутивни белези беше направена преку одредување на коефициент на односи, пропорции и стапки. Нумеричките (квантитативни) серии беа анализирани со употреба на мерките на централна тенденција, со мерки на дисперзија (стандардна девијација и стандардна грешка). За споредба на просечните вредности на нумеричките серии беше користена анализа на варијанса - ANOVA.

Chi square, Kolmogorov - Smirnov тест за еден или два примероци и Fischer exact тест ќе се користат за утврдување на евентуална асоцијацијата меѓу одредени белези во групата испитаници, односно утврдување на сигнификантноста на анализираниите разлики меѓу одредени статистички серии.

Pearson correlation тест беше користен за утврдување на корелацијата меѓу две континуирани варијабли, додека мултипла корелација и регресија беше користена за утврдување на корелација меѓу една зависна и повеќе независни варијабли односно белези.

При анализата на повеќе од две нумерички серии беше користен Post hoc - Tukey significant difference (HSD) тест, а за анализа на две нумерички серии во кои не постои отстапување од нормалната дистрибуција, сигнификантноста на разликата беше тестирана со Student-ов t-тест.

Пресметување на ризиците ќе се врши со помош на стапки на предимство (Odd ratio – OR) и RR - Risk Ratio. За утврдување на статистичка значајност ќе се користи ниво на сигнификантност од $p \leq 0.05$

5. РЕЗУЛТАТИ

5.1. Време на ресекција

Во рамките на истражувањето беа опфатени вкупно 75 пациенти од обата пола. Беа екстрахирани и селектирани 75 еднокорени стални заби со округол апикален дел. Забите не покажуваа оштетување на нивната коренова површина. Примероците беа поделени по пат на случаен избор во пет групи. Првите четири групи беа третирани со Er:YAG ласер и тоа со R 14 - контактен наставак (продолжеток), а петтата група беше контролна. Обработката на забите во првите четири групи беше направена со различна радијациона енергија со цел да се одреди најоптималниот однос на пулсовата енергија и фреквенција за ресекција на апексот.

Табела 1. Дескриптивна анализа на просечното време на ресекција

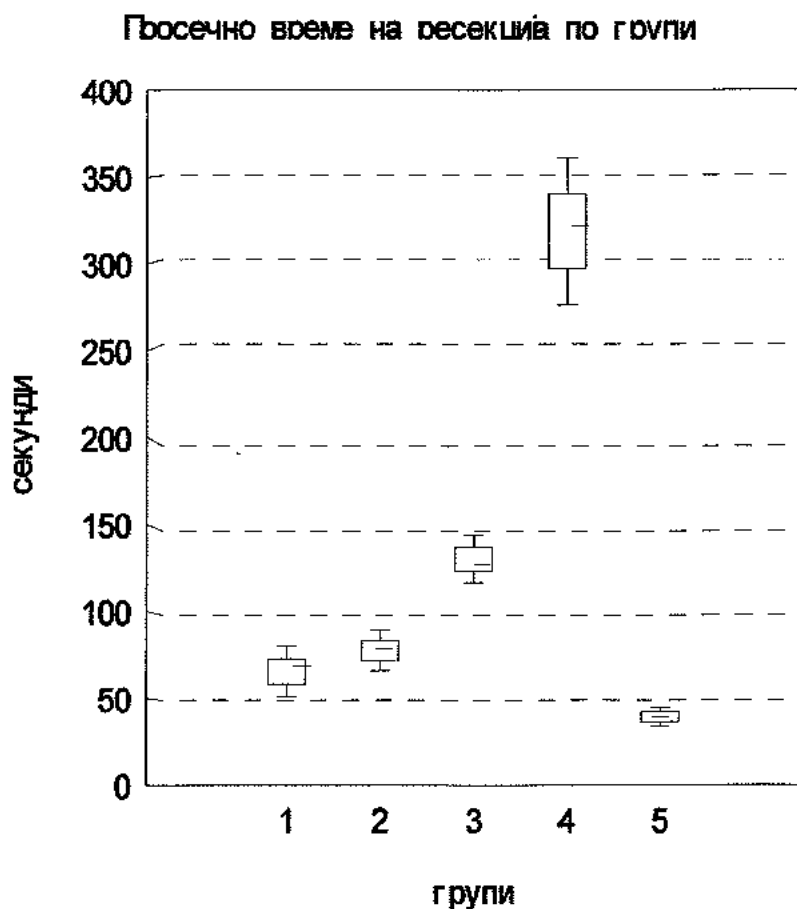
Време на ресекција						
Групи	Means	Std.Dev.	Std.Err.	Minimum	Maximum	Median
Група I 300 mJ / 30 Hz	65,4407	7,4097	1,91319	57,1200	81,1500	63,6200
Група II 300 mJ / 20Hz	77,3413	5,9156	1,52741	68,1200	90,1500	78,0500
Група III 200mJ / 30Hz	130,0187	6,9550	1,79577	115,1500	141,2200	129,1100
Група IV 200mJ / 20Hz	318,7513	21,5504	5,56430	286,5500	352,1800	315,1900
Група V механички насадник	39,3527	2,8421	0,73382	34,5200	43,4800	39,6500

Забите од првата група беа третирани 300 mJ и 30 Hz, во втората група со 300 mJ и 20Hz, во третата група забите со 200mJ и 30Hz, а во четвртата група со 200mJ и 20Hz. Со цел сите примероци да бидат еквивалентно третирани, пулсовата ширина т.е пуловото времетраење за првите четири групи беше константно и изнесуваше 100 msec (VSP

Mode). Петтата група беше контролна, и беше третирана со механички насадник.

За сите пет групи од истражувањето беше анализирано просечното време на ресекција (Табела 1 и Слика 1). Во група I, каде забите беа третирали со 300mј и 30Hz, просечното време на ресекција изнесува $65,4 \pm 7,4$ sec, со минимална вредност од 57,1 sec и максимална вредност од 81,2 sec. Пресметаните средни вредности, односно медијани покажуваат дека кај 50% од забите во оваа група времето на ресекција било поголемо од 63,6 sec.

Слика 1. Просечно време на ресекција



Во група II каде забите беа третирани со 300 mј и 20Hz просечното време на ресекција изнесува $77,3 \pm 5,9$ сек, со минимална вредност од 68,1 сек и максимална вредност од 90,2 сек Медијаната укажува дека кај 50% од забите во оваа група времето на ресекција било поголемо од 78,1 сек Во група III каде забите беа третирани со 200mј и 30Hz просечното време на ресекција изнесува $130,0 \pm 7,0$ секунди, со минимална вредност од 115,2 сек и максимална вредност од 141,2 сек. Медијаната укажува дека кај 50% од забите во оваа група времето на ресекција било поголемо од 129,1 сек. При третманот на забите со 200mј и 20Hz, во група IV, просечното време на ресекција изнесува $318,8 \pm 21,6$ сек, со минимална вредност од 286,6 сек и максимална вредност од 352,2 сек. Според медијаната добиена за оваа група, кај 50% од забите времето на ресекција било поголемо од 315,2 сек. Во контролната група третирана со механички насадник (група V) просечното време на ресекција изнесува $39,4 \pm 2,8$ сек, со минимална вредност од 34,5 и максимална вредност од 43,5 сек. Според медијаната добиена за оваа група, кај 50% од забите времето на ресекција било поголемо од 39,7 сек. Добиените резултати од дескриптивната анализа укажуваат дека во групите третирани со различната пулсова енергија се забележува различен аблативниот ефект т.е. со намалувањето на пулсовата енергија од група I кон група IV се забележува опаѓање на аблативниот ефект на ласерот односно се продолжува времето на ресекција.

Анализата на варијанса - ANOVA, за $p < 0,05$ ($F=1556,8$ и $p=0,00$) укажува на статистички сигнификантна разлика во времето на ресекција меѓу петте испитувани групи. Резултатите од анализата се прикажани во Табела 2 дадена подолу во текстот.

Табела 2. Анализа на варијанса во однос на време на ресекција

Анализа на варијанса - ANOVA за $p < 0,05$

	SS	df	MS	SS	df	MS	F	p
Време на ресекција	760678,8	4	190169,7	8550,784	70	122,1541	1556,802	0,00

Просечното време на ресекција на секоја група поединечно е анализирано во однос на останатите групи со примена на Post hoc -

Tukey significant difference (HSD) тест и е прикажано во Табела 3 дадена подолу во текстот. Поединечната анализа на просечното време на ресекција на секоја група во однос на останатите четири групи, за $p < 0,05$, укажува на сигнификантна разлика. Значи согласно Post hoc - Tukey significant difference (HSD) тест, за $p < 0,05$, постои сигнификантна разлика во времето на ресекција помеѓу секоја од четирите групи третирани со различна пулсова енергија и петтата односно контролната група-механички насадник.

Табела 3. Tukey (HSD) тест за време на ресекција

Tukey HSD тест за време на ресекција за $p < 0,05$

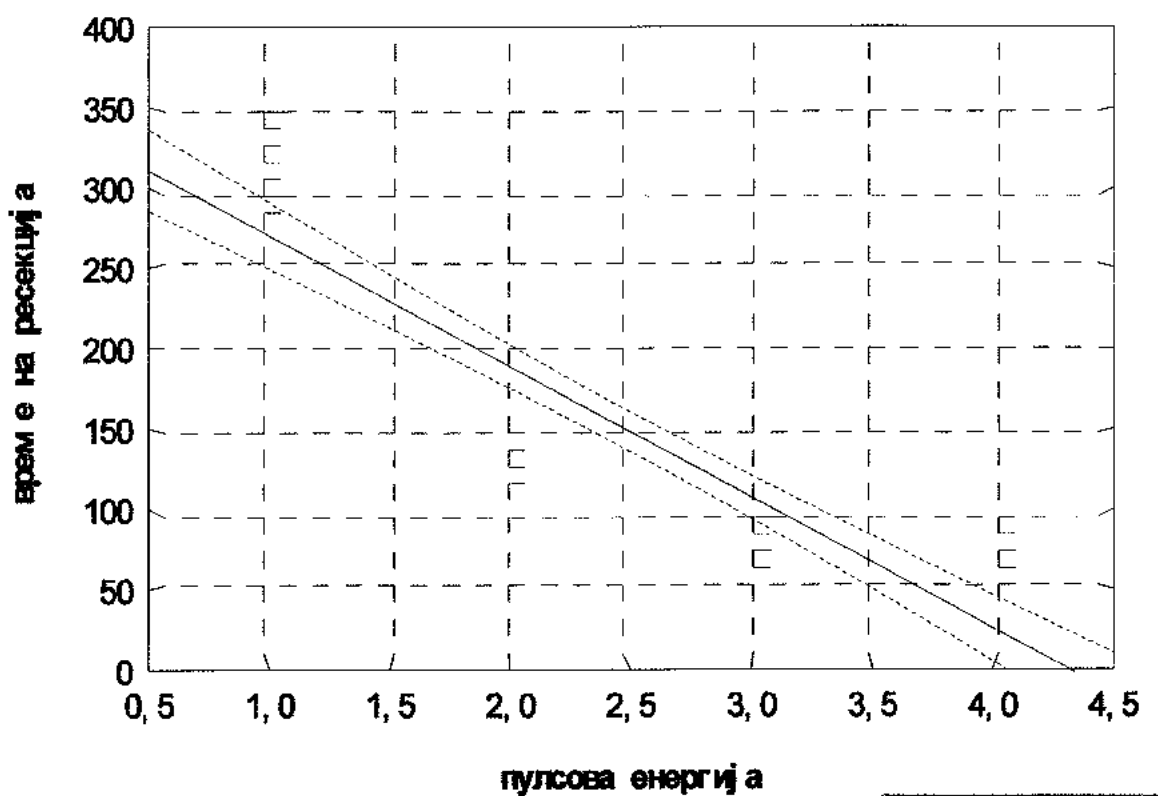
	Група I	Група II	Група III	Група IV	Група V
Група I 300 mJ / 30 Hz		0,034140	0,000125	0,000125	0,000125
Група II 300 mJ / 20Hz	0,034140		0,000125	0,000125	0,000125
Група III 200mJ / 30Hz	0,000125	0,000125		0,000125	0,000125
Група IV 200mJ / 20Hz	0,000125	0,000125	0,000125		0,000125
Група V механички насадник	0,000125	0,000125	0,000125	0,000125	

Графиконот 1 ја покажува поврзаноста односно корелацијата помеѓу големината на употребената пулсова енергија и времето на ресекција односно аблативниот ефект во соодветната група. Од обликот на линијата на регресија и вредноста на Pearson-овиот коефициент на линеарна регресија ($r = -0,8882$), може да се заклучи дека меѓу овие два параметра постои негативна, односно индирекна корелација со значаен интензитет кој за $p < 0,05$ е статистички сигнификантен. Со растење на пулсовата енергија се зголемува аблативниот ефект на ласерот т.е. се намалува времето на ресекција. Согласно графиконот, времето на ресекцијата е најкратко т.е. аблативниот ефект е најголем во првата група каде пулсовата енергија е најголема*, а времето на ресекцијата е

најдолго т.е. аблативниот ефект е најмал во четвртата група каде пулсовата енергија е најмала*.

Графикон 1. Корелацијата помеѓу пулсова енергија и време на ресекција

Correlation: $r = -0.8882$



* 1,0 = 200mj / 20Hz * 2,0 = 200mj / 30Hz; * 3,0 = 300 mj / 20Hz; * 4,0 = 300 mj / 30 Hz;

Pearson koeficient na linearna korelacija $r = -0,6601$ $p = 0,00$

5.2. Оштетување на ресецираната забна површина

Дескриптивна анализа на оштетувањето на ресецираната забна површина изразено со просечниот број на пукнатини за секоја од петте испитувани групи е прикажана на Табела 4 и Слика 2.

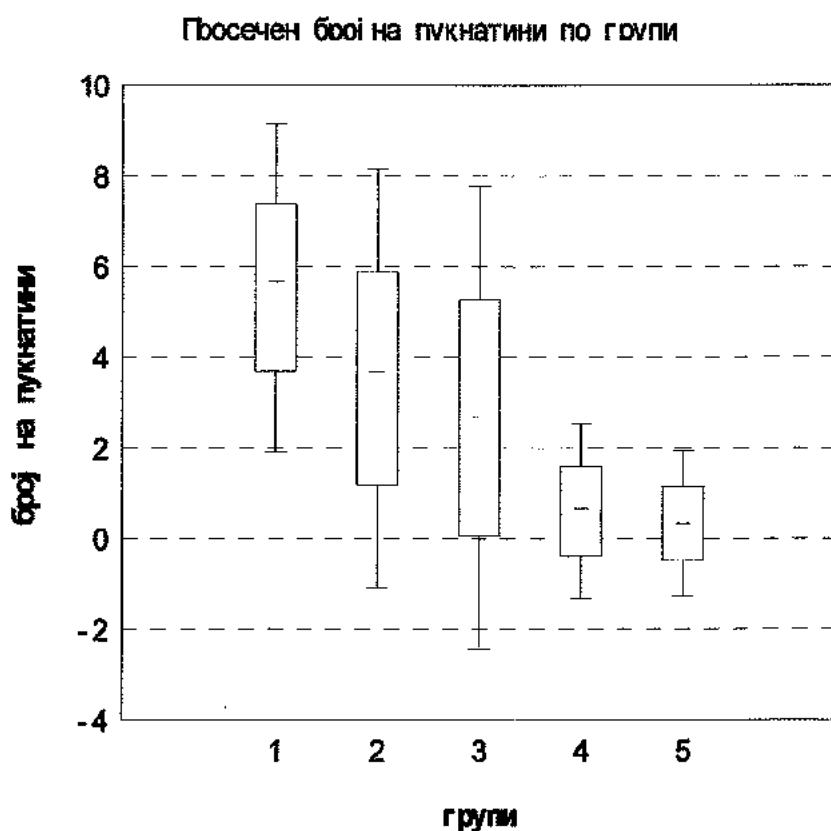
Табела 4. Просечниот број на пукнатини по групи

Број на пукнатини						
Групи	Means	Std.Dev.	Std.Err.	Min.	Max.	Median
Група I 300 mJ / 30 Hz	5,533333	1,846490	0,476762	2,000000	9,000000	6,000000
Група II 300 mJ / 20Hz	3,533333	2,356349	0,608407	1,000000	8,000000	3,000000
Група III 200mJ / 30Hz	2,666667	2,609506	0,673772	0,000000	7,000000	2,000000
Група IV 200mJ / 20Hz	0,600000	0,985611	0,254484	0,000000	3,000000	0,000000
Група V механички насадник	0,333333	0,816497	0,210819	0,000000	3,000000	0,000000

Во група I, по третманот со 300 mJ / 30 Hz, просечниот број на пукнатини изнесува $5,5 \pm 1,8$ со минимум 2 и максимум 9 пукнатини. Согласно медијаната кај 50% од забите во оваа група бројот на пукнатини бил 6. Во група II, по третманот со 300 mJ / 20Hz, просечниот број на пукнатини изнесува $3,5 \pm 2,4$ со минимум 1 и максимум 8 пукнатини. Медијаната укажува дека кај 50% од забите во оваа група бројот на пукнатини бил 3. Третманот со 200mJ / 30Hz во група III, резултира со просечно $2,7 \pm 2,6$ пукнатини. Минималниот број на регистрирани пукнатини во оваа група е 0, а максималниот е 7. Медијаната на третата група укажува дека кај 50% од забите во оваа група бројот на пукнатини бил 3. Просечниот број на пукнатини во група IV, третирана со 200mJ / 20Hz изнесува $0,6 \pm 1,0$. Минималниот број на регистрирани пукнатини во оваа група е 0, а максималниот е 3. Кај 50% од забите во оваа група бројот на пукнатини бил 0. Во групата V, со механички насадник, просечниот број на

пукнатини изнесува $0,3 \pm 0,8$. Минималниот број на пукнатини во оваа група изнесува 0, а максималниот 3. Впечатливо е дека минималниот и максималниот број на пукнатини на ресецираната површина како и медијаната од група IV и група V се идентичени и најмали споредено со останатите групи, а истите се најголеми во група I следена со група II (Табела 4).

Слика 2. Просечен број на пукнатини



Бројот на пукнатините на ресецираната површина беа групирани во четири групи и тоа: 0, од 1 до 3, од 4 до 6 и ≥ 7 . Резултатите од Multiple Response анализата на бројот на пукнатини по испитувани групи се претставени во Табела 5. Анализата укажува на впечатливо голем број на заби и тоа 12 (80%) од група V односно 10 (66,67%) од група IV кои немаат пукнатина на ресецираната површина. Во овие две групи на ниту еден заб не се регистрирани ≥ 4 пукнатини односно, во 100% случаи на ресецираната површина има до 3 пукнатини. Најголем број на пукнатини на ресецирана површина има во група I и група II каде се регистрирани

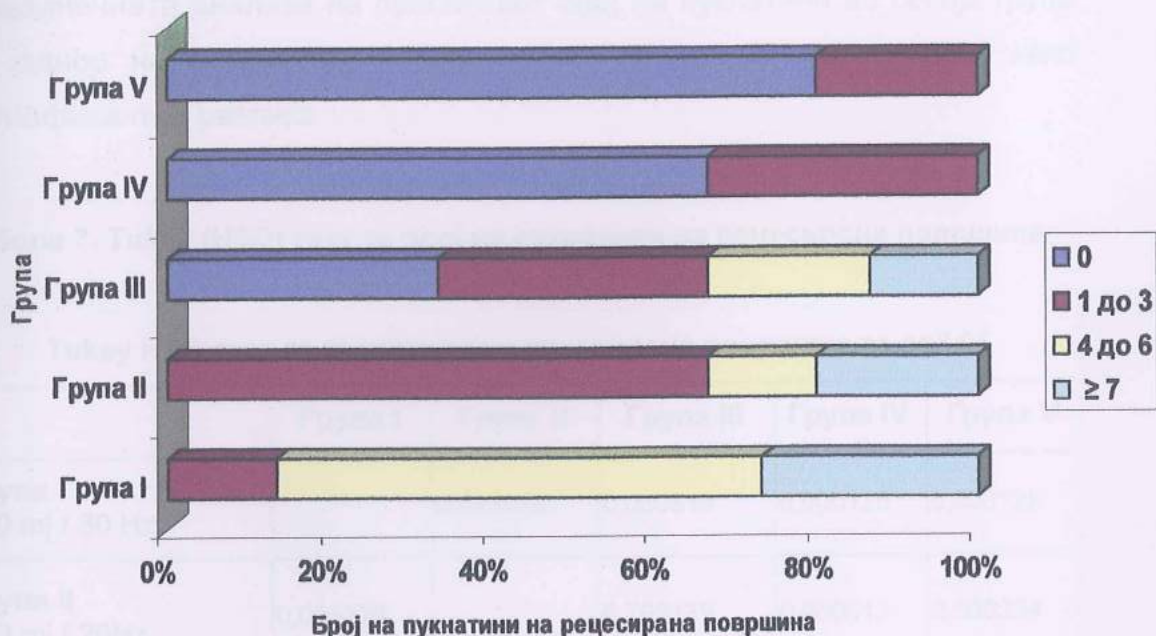
последователно 9 (80%) односно 2 (13,33%) случаи со 4 - 6 пукнатини и 4 (26,66%) односно 3 (20%) случаи со ≥ 7 пукнатини. Во овие две групи нема ниту еден заб каде не се забележани пукнатини односно со "0" пукнатини. Интересно е согледувањето дека кај 10 (66,66%) од случаите во група III, на рецесираната површина имаат до 3 пукнатини, односно повеќе од 1/3 или 5 (43,33)% имаат ≥ 4 пукнатини.

Табела 5. Број на пукнатини на рецесирана површина по групи

Група	Број на пукнатини на рецесирана површина				Вкупно
	0	1 - 3	4 - 6	≥ 7	
Група I 300 mJ / 30 Hz	0	2	9	4	15
	0,00%	13,33%	60,00%	26,67%	100%
Група II 300 mJ / 20Hz	0	10	2	3	15
	0,00%	66,67%	13,33%	20,00%	100%
Група III 200mJ / 30Hz	5	5	3	2	15
	33,33%	33,33%	20,00%	13,33%	100%
Група IV 200mJ / 20Hz	10	5	0	0	15
	66,67%	33,33%	0,00%	0,00%	100%
Група V механички насадник	12	3	0	0	15
	80,00%	20,00%	0,00%	0,00%	100%
Вкупно	27	25	14	9	75
	36,00%	33,33%	18,67%	12,00%	100,00%

Графичкиот приказ на оштетувањето на рецесираната површина односно бројот на регистрирани пукнатини е прикажан на Графикон 2 даден подолу во текстот.

Графикон 2. Број на пукнатини на ресецирана површина по групи



Анализата на варијанса, за $p < 0,05$ ($F=20,03$ и $p=0,00$) укажува на статистички сигнификантна разлика меѓу петте испитувани групи во однос на бројот на пукнатини на ресецираната забна површина. Резултатите од анализата се прикажани во Табела 6 која е дадена подолу во текстот.

Табела 6. Анализа на варијанса во однос на број на пукнатини на ресецирана површина

Анализа на варијанса - ANOVA за $p < 0,05$

	SS	df	MS	SS	df	MS	F	p
Број на пукнатини на ресецирана површина	278,9333	4	69,73333	243,7333	70	3,481905	20,02735	0,000000

Просечниот број на пукнатини на ресецираната површина во секоја група поединечно е анализиран во однос на останатите групи со примена на Post hoc - Tukey significant difference (HSD) тест - Табела 7. Поединечната анализа на просечниот број на пукнатини во секоја група во однос на останатите четири групи, за $p < 0,05$, се прифаќа како сигнификантна разлика.

Табела 7. Tukey (HSD) тест за број на пукнатини на ресецирана површина

Tukey HSD тест за пукнатини на ресецирана површина за $p < 0,05$

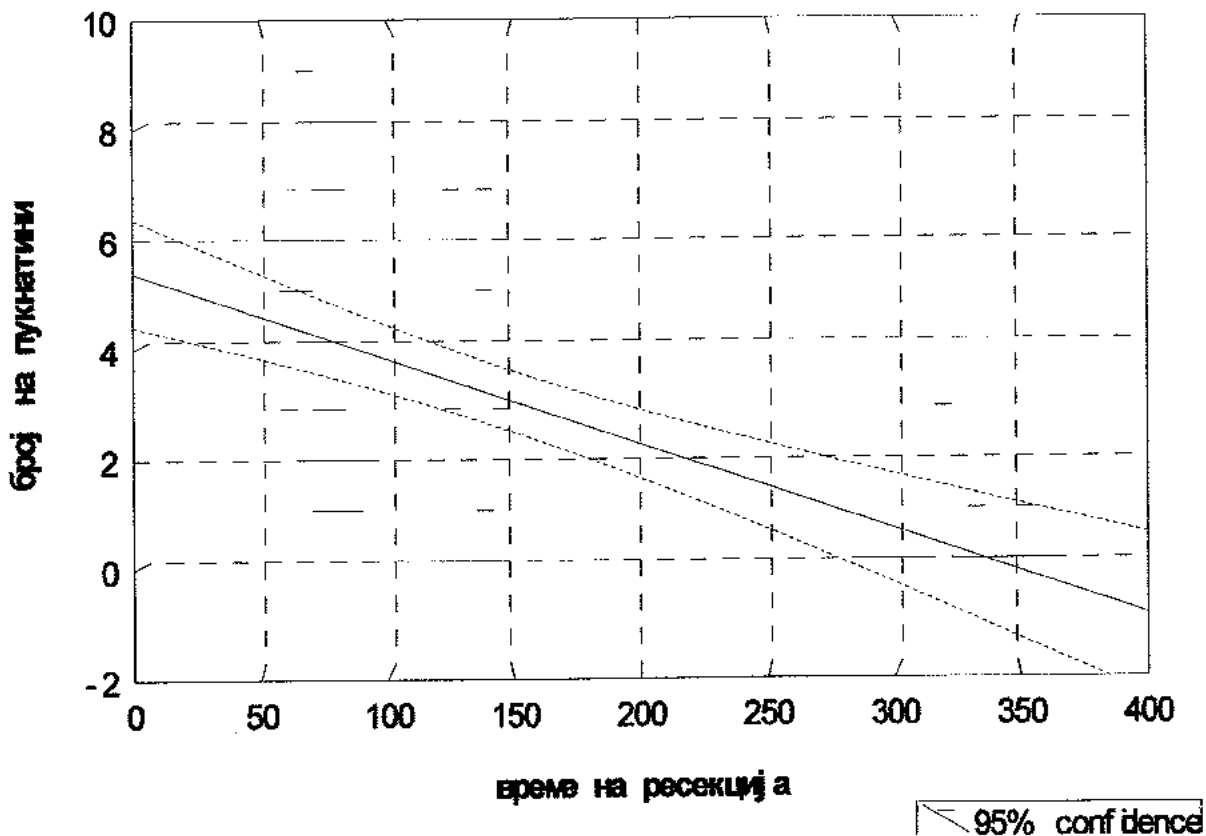
	Група I	Група II	Група III	Група IV	Група V
Група I 300 мј / 30 Hz		0,035376	0,000810	0,000125	0,000125
Група II 300 мј / 20Hz	0,035376		0,709139	0,000612	0,000234
Група III 200мј / 30Hz	0,000810	0,709139		0,027249	0,008964
Група IV 200мј / 20Hz	0,000125	0,000612	0,027249		0,994994
Група V механички насадник	0,000125	0,000234	0,008964	0,994994	

Согласно Post hoc - Tukey significant difference (HSD) тест, за $p < 0,05$, во рамките на група I постои сигнификантна разлика на просечниот број на пукнатини во оваа група во однос на останатите четири групи. Просечниот број на пукнатини во група II е сигнификантно различен во однос на групите I, IV и V но не покажува сигнификантна разлика во однос на Група III. Во група III, просечниот број на пукнатини е сигнификантно различен во однос на групите I и IV, а нема сигнификантна разлика во однос на група II. Просечниот број на пукнатини на ресецираната површина во група IV е сигнификантно различен споредено со групите I, II и III, а нема сигнификантна разлика во однос на група V. Од анализата на просечниот број на пукнатини на ресецираната површина кои произлегуваат од употребената пулсова

енергија на ласерот, постои несигнификантна разлика помеѓу групите II и III како и помеѓу групите IV и V (Табела 7).

Графикон 3. Корелацијата помеѓу број на пукнатини и време на ресекција

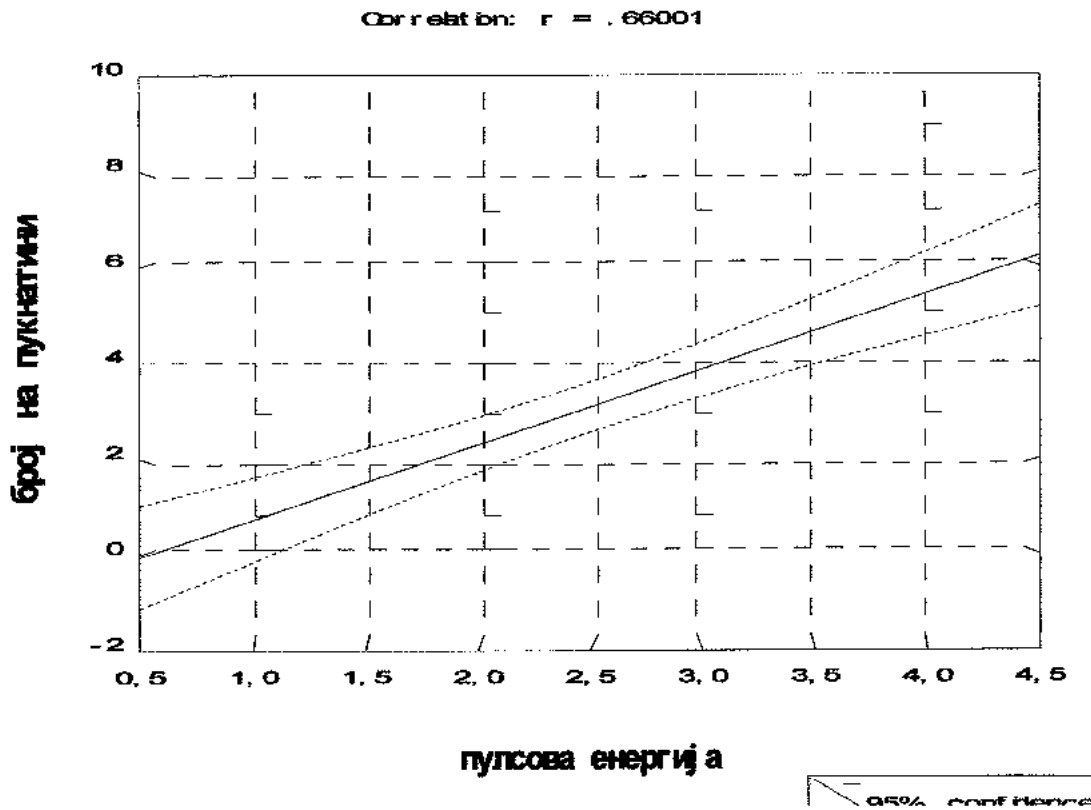
Correlation: $r = -.6020$



Pearson koeficient na linearna korelacija $r=-0,6020$ $p=0,00$

Графиконот 3 ја покажува поврзаноста односно корелацијата помеѓу дожината на времето на ресекција и оштетувањето односно бројот на пукнатини на рецесираната забна површина. Од обликот на линијата на регресија и вредноста на Pearson-овиот коефициент на линеарна регресија ($r=-0,6020$), може да се заклучи дека меѓу овие два параметра постои негативна т.е. индиректна корелација со значаен интензитет кој за $p<0,05$ е статистички сигнификантен. Од анализата произлегува дека со зголемувањето на времето на ресекција се намалува оштетувањето односно бројот на пукнатини на рецесираната забна површина.

Графикон 4. Корелацијата помеѓу број на пукнатини и пулсова енергија



* 1,0 = 200mj / 20Hz * 2,0 = 200mj / 30Hz; * 3,0 = 300 mj / 20Hz; * 4,0 = 300 mj / 30 Hz;

Pearson koeficient na linearna korelacija $r=0,66001$ $p=0,00$

Корелацијата помеѓу јачината на пулсовата енергија и оштетувањето односно бројот на пукнатини на рецесираната забна површина е прикажана на Графикон 4. Од вредноста на Pearson-овиот коефициент на линеарна регресија ($r=0,66001$), и обликот на линијата на регресија може да се заклучи дека меѓу овие два параметра постои позитивна т.е. директна корелација со значаен интензитет кој за $p<0,05$ е статистички сигнификантен. При поголема пулсова енергија, времето на ресекција е помало, но бројот на пукнатини односно оштетувањето на рецесираната забна површина е поголемо. Согласно График 4, во првата група каде јачината на пулсовата енергија е наголема односно во четвртата група каде пулсовата енергија е најмала, бројот на регистрираните пукнатини е последователно најголем односно најмал.

Со цел за согледување на веројатноста за влијанието на пулсовата енергија врз појавата на пукнатини на ресекционата површина направена беше анализа за секоја од четирите групи третирани со различна пулсова енергија во однос на контролната група. Табелерниот приказ на направената анализа е даден во Табела 8а, Табела 8б и Табела 8в.

Табела 8а. Регистрирани пукнатини во група IV и V

Групи	има пукнатини	нема пукнатини	Вкупно
Група IV 200mj / 20Hz	5	10	15
Група V механички насадник	3	12	15
Вкупно	8	22	30

Fisher exact test: $p=0,6816$
 $OR = 2 (0,30 < OR < 14,42 \text{ CI} = 95\%)$

Fisher exact test за $p=0,68166$ (табела 8а) укажува дека не постои статистички сигнификантна зависност помеѓу употребената пулсова енергија од 200mj / 20Hz во група IV и појавата на пукнатини. За $OR = 2 (0,30 < OR < 14,42 \text{ CI} = 95\%)$ употребената пулсова енергија во група IV не претставува ризик фактор за појава на пукнатини споредено со група V како контролна т.е. ризикот за појава на пукнатини во двете групи е идентичен.

Табела 8б. Регистрирани пукнатини во група III и V

Групи	има пукнатини	нема пукнатини	Вкупно
Група III 200mj / 30Hz	10	5	15
Група V механички насадник	3	12	15
Вкупно	13	17	30

Fisher exact test: $p=0,0253$
OR = 8,00 (1,21<OR<61,94 CI = 95%)

Fisher exact test за $p=0,0253$ (Табела 8б) укажува дека постои статистички сигнификантна зависност помеѓу употребената пулсова енергија од 200mj / 30Hz во група III и појавата на пукнатини споредено со контролата. Согласно OR = 8,00 (1,21<OR<61,94 CI = 95%) употребената пулсова енергија во група III претставува ризик фактор за појава на пукнатини споредено со група V како контролна. Ризикот за појава на пукнатини во група III, како последица на употребената пулсова енергија, е осум пати поголем споредено со контролата.

Табела 8в. Регистрирани пукнатини во група III и V

Групи	има пукнатини	нема пукнатини	Вкупно
Група III 300 mj / 20Hz/ 300 mj / 30 Hz	15	0	15
Група V механички насадник	3	12	15
Вкупно	18	12	30

Fisher exact test: $p=0,00001$
OR = Undefined

Бидејќи вредностите на група II и група I во однос на тоа дали има или нема пукнатини на рецесираната површина споредено со контролата е

идентичен добиените резултати во Табела 8в се однесуваат на двете јачини на пулсова енергија (300 mJ / 20Hz и 300 mJ / 30 Hz). Анализата со Fisher exact test за $p=0,00001$ (Табела 8в) укажува на статистички сигнификантна зависност (поголема од онаа за група III) меѓу употребената пулсова енергија од 300 mJ / 20Hz во група II односно 300 mJ / 30 Hz во група I и појавата на пукнатини на рецесираната површина споредено со контролата. Ризикот за појава на пукнатини во група II и група I е уште поголем од оној на група III.

5.3. Големина на пукнатини

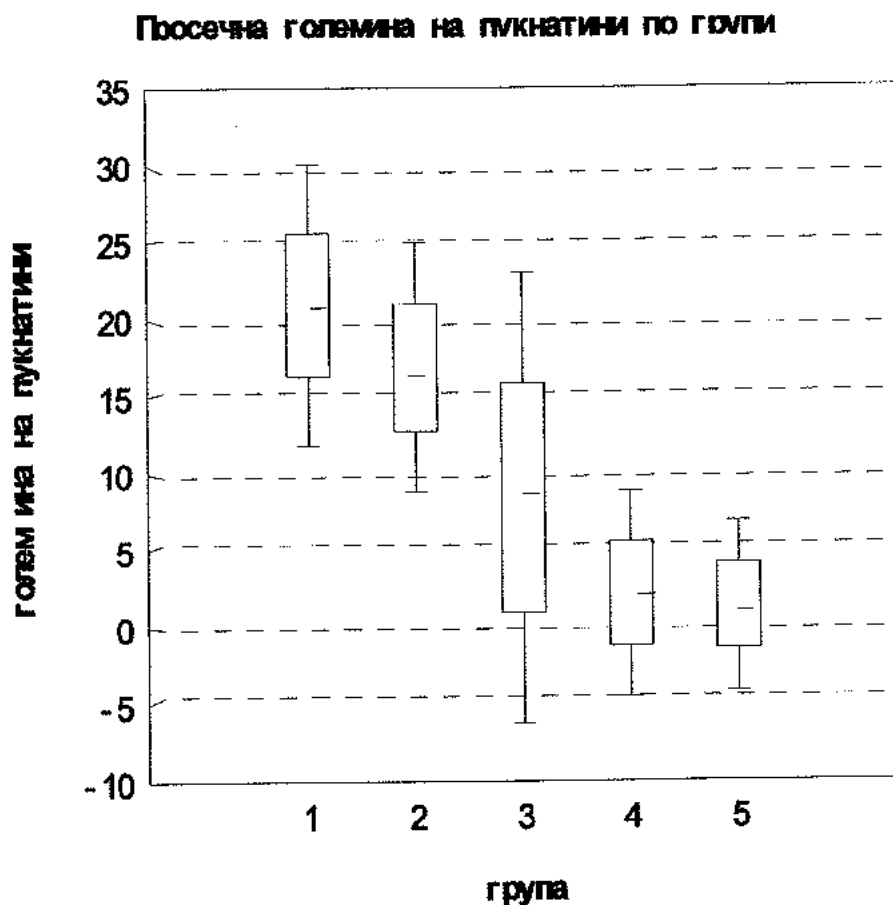
Дескриптивна анализа на големината на пукнатините на ресецираната забна површина изразено преку нивната просечна големина во секоја од петте испитувани групи е прикажана на Табела 9 и Слика 3.

Табела 9. Просечна големина на пукнатини по групи

Големина на пукнатини						
Групи	Means	Std.Dev.	Std.Err.	Min.	Max.	Median
Група I 300 mJ / 30 Hz	20,93333	4,651677	1,201058	13,00000	30,00000	21,00000
Група II 300 mJ / 20Hz	16,86667	4,120795	1,063985	8,00000	25,00000	17,00000
Група III 200mJ / 30Hz	8,40000	7,452708	1,924281	0,00000	22,00000	9,00000
Група IV 200mJ / 20Hz	2,13333	3,398879	0,877587	0,00000	10,00000	0,00000
Група V механички насадник	1,33333	2,794553	0,721550	0,00000	8,00000	0,00000

Просечната големина на пукнатините во група I во која е употребувана пулсова енергија од 300 mJ / 30 Hz изнесува $20,9 \pm 4,65 \mu\text{m}$ со минимум пукнатина од $13 \mu\text{m}$ и максимум од $30 \mu\text{m}$. Согласно медијаната кај 50% од забите во оваа група големината на пукнатината е $21 \mu\text{m}$. Во група II, просечната големина на пукнатините после употребена пулсова енергија од 300 mJ / 20Hz изнесува $16,9 \pm 4,1 \mu\text{m}$ со минимум големина на пукнатина од $8 \mu\text{m}$ и максимум големина од $25 \mu\text{m}$. Медијаната на оваа група укажува дека кај 50% од забите во оваа група големината на пукнатините е $17 \mu\text{m}$.

Слика 3. Просечна големина на пукнатини по групи



На Табела 9 и Слика 3 може да се види дека употребената пулсова енергија од 200mj / 30Hz во група III, резултира со просечна големина на пукнатини од $8,4 \pm 7,5 \mu\text{m}$. Минималната големина на пукнатините во оваа група е 0, а максималниот е $22 \mu\text{m}$. Медијаната на третата група укажува дека кај 50% од забите во оваа група имаат просечната големина на пукнатините од $9 \mu\text{m}$. Во група IV, третирана со 200mj / 20Hz просечната големина на пукнатините изнесува $2,1 \pm 3,4 \mu\text{m}$. Минималната големина на регистрираните пукнатини во оваа група е 0, а максималниот е $10 \mu\text{m}$. Кај 50% од забите во оваа група просечната големина на пукнатините е 0 односно нема пукнатини. Во групата V, со механички насадник, просечната големина на пукнатините изнесува $1,3 \pm 2,8 \mu\text{m}$. Минималната големина на пукнатините во оваа група изнесува 0, а максималниот $8 \mu\text{m}$.

И во оваа група согласно вредноста на медијаната кај 50% од забите нема пукнатини.

Табела 10. Големина на пукнатини на ресецирана површина по групи

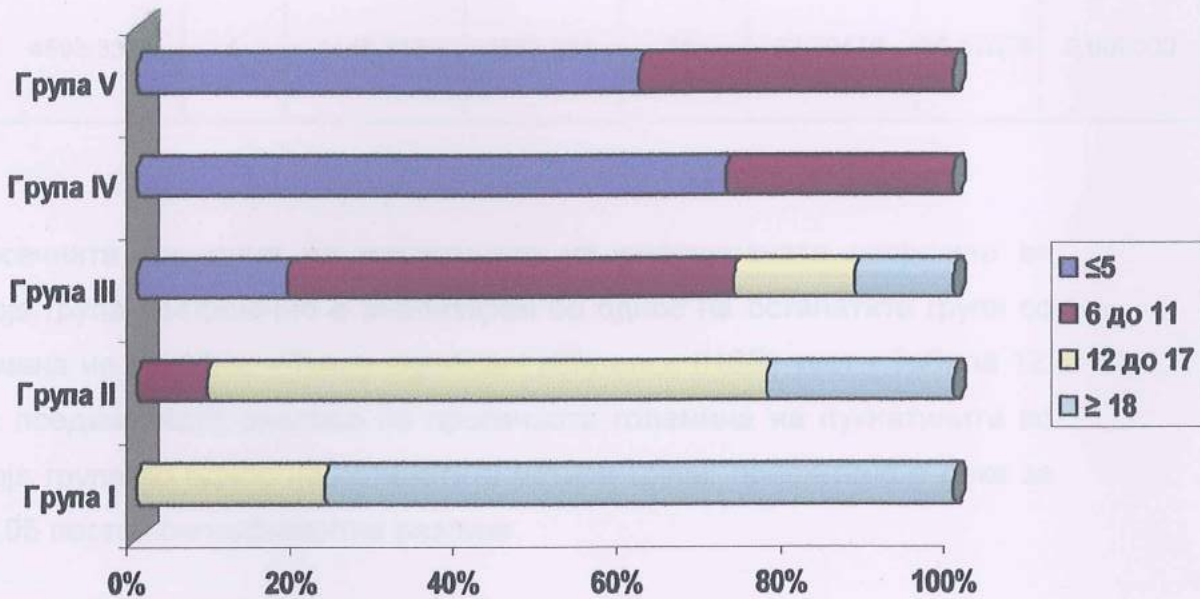
Група	Големина на пукнатини на ресецирана површина				Вкупно
	≤5	6 - 11	12 - 17	≥ 18	
Група I 300 mј / 30 Hz	0	0	3	12	15
	0,00%	0,00%	20,00%	80,00%	100%
Група II 300 mј / 20Hz	0	1	10	4	15
	0,00%	6,67%	66,67%	26,67%	100%
Група III 200mј / 30Hz	5	6	2	2	15
	33,33%	40,00%	13,33%	13,33%	100%
Група IV 200mј / 20Hz	13	2	0	0	15
	86,67%	13,33%	0,00%	0,00%	100%
Група V механички насадник	12	3	0	0	15
	80,00%	20,00%	0,00%	0,00%	100%
Вкупно	30	12	15	18	75
	40,00%	16,00%	20,00%	24,00%	100,00%

Согласно големината, пукнатините на ресецираната површина групирани се во четири групи и тоа: ≤5, од 6 до 11, од 12 до 17 и ≥ 18. Табеларниот и графичкиот приказ на Multiple Response анализата на големината на пукнатините по испитувани групи се дадени во Табела 10 и Графикон 5.

Multiple Response анализата укажува дека најмала големина на пукнатини на ресецирана површина е забележан во група IV каде 13 (86,76%) пукнатините се со големина ≤5μm и 2 (13,33%) се со големина 6 - 11 μm следено со група V каде се регистрирани 12 (80%) пукнатини со големина ≤5μm и 3 (20%) со големина од 6 - 11 μm. Во овие две групи не е регистрирана ниту една пукнатина > 11μm. Во Група III, 11 (73,33%) од пукнатините се со големина до 11μm, а 4 (26,66%) се со големина

поголема од 11 μ m. Впечатливо е дека скоро 100% од пукнатините на рецесираната површина во групите I и II се > 11 μ m.

Графикон 5. Големина на пукнатини на ресецирана површина по групи



Големина на пукнатини на ресецирана површина

Графичкиот приказ на големината на пукнатините на рецесираната површина е прикажан на Графикон 5 даден погоре во текстот.

Анализата на варијанса, за $p < 0,05$ ($F=50,58$ и $p=0,00$) укажува на статистички сигнификантна разлика меѓу петте испитувани групи во однос на големината на пукнатините на ресецираната забна површина. Резултатите од анализата се прикажани во Табела 11 е дадена подолу во текстот.

Табела 11. Анализа на варијанса во однос на големина на пукнатини на рецесирана површина

Анализа на варијанса - ANOVA за $p < 0,05$

	SS	df	MS	SS	df	MS	F	p
Големина на пукнатини	4593,333	4	1148,333	1589,333	70	22,70476	50,57676	0,000000

Просечната големина на пукнатините на ресецираната површина во секоја група поединечно е анализиран во однос на останатите групи со примена на Post hoc - Tukey significant difference (HSD) тест - Табела 12. При поединечната анализа на просечната големина на пукнатините во секоја група во однос на останатите четири групи, прифатено е дека за $p < 0,05$ постои сигнификантна разлика.

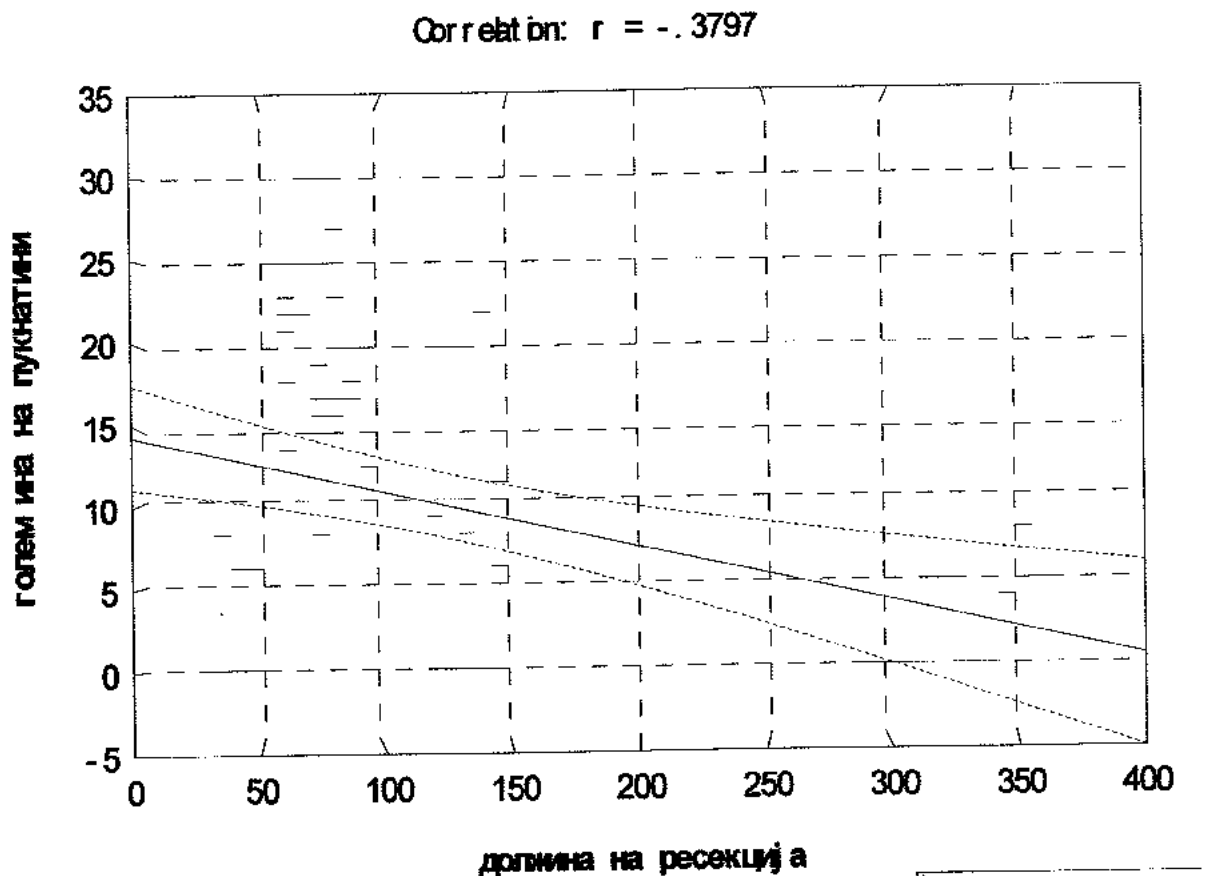
Табела 12. Tukey (HSD) тест за големина на пукнатини на рецесирана површина

Tukey HSD тест за пукнатини на рецесирана површина за $p < 0,05$

	Група I	Група II	Група III	Група IV	Група V
Група I 300 mJ / 30 Hz		0,145597	0,000125	0,000125	0,000125
Група II 300 mJ / 20Hz	0,145597		0,000181	0,000125	0,000125
Група III 200mJ / 30Hz	0,000125	0,000181		0,005269	0,001255
Група IV 200mJ / 20Hz	0,000125	0,000125	0,005269		0,990677
Група V механички насадник	0,000125	0,000125	0,001255	0,990677	

Post hoc - Tukey significant difference (HSD) тест, за $p < 0,05$, укажува дека во однос на просечната големина на пукнатините не постои сигнификантна разлика помеѓу Група I и Група II како и помеѓу Група IV и Група V. Групата III е сигнификантно различна во однос на големината на пукнатините на рецесираната површина во однос на сите останати групи (Табела 11).

Графикон 6. Корелацијата помеѓу големина на пукнатини и време на ресекција

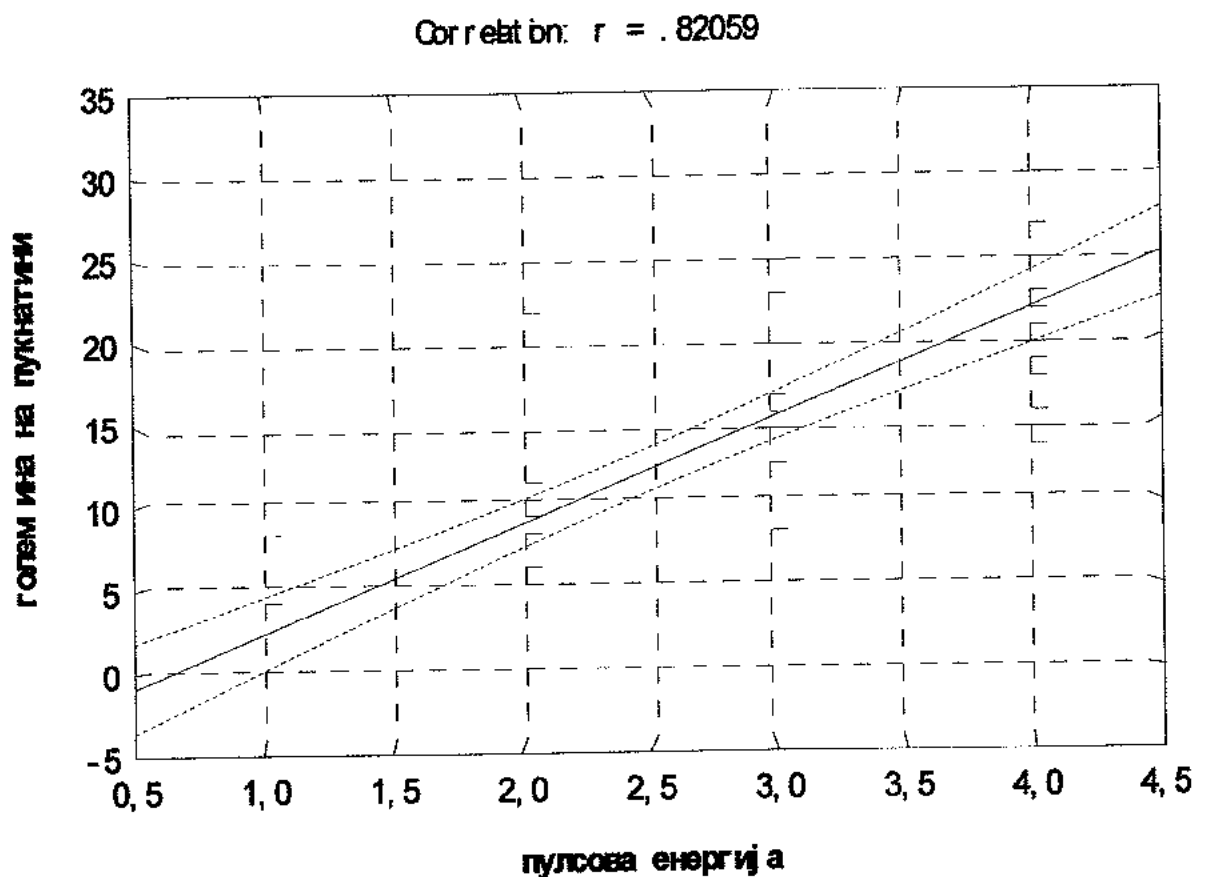


Pearson koeficient na linearna korelacija $r = -0,3797$ $p = 0,001$

Корелацијата т.е. поврзаноста помеѓу големината на пукнатините и должината на ресекцијата е прикажан на Графикон 6. Од обликот на линијата на регресија и вредноста на Pearson-овиот коефициент на линеарна регресија ($r = -0,3797$), може да се заклучи дека меѓу овие два параметра постои негативна т.е. индиректна корелација со слаб интензитет која за $p < 0,05$ е статистички сигнификантен. Од анализата

произлегува дека со зголемувањето на времето на ресекција се намалува големината на пукнатините на рецесираната забна површина.

Графикон 7. Корелацијата помеѓу големина на пукнатини и време на ресекција



Pearson koeficient na linearna korelacija $r=0,82059$ $p=0,000$

Корелацијата помеѓу големината на пукнатините и интензитетот на пулсовата енергија е прикажан на Графикон 7. Од обликот на линијата на регресија и вредноста на Pearson-овиот коефициент на линеарна регресија ($r=0,82059$), може да се заклучи дека меѓу овие два параметра постои позитивна т.е. директна корелација со јак интензитет која за $p<0,05$ е статистички сигнификантен. Од анализата произлегува дека со зголемувањето на пулсовата енергија рсте и големината на пукнатините на ресецираната забна површина.

6.ДИСКУСИЈА

Брзиот технолошки напредок во сите свери на човековото живеење доведе до нови и современи методи во третманот на разни заболувања.Едно од тие нови откритија е и Ласерот кој најде примена и во медицината, и тоа во сите негови гранки а посебно во стоматологијата.Се предвидува дека денталниот ласер ќе биде орудие на 21 век кој ќе ги замени класичните насадни инструменти.

Во стоматологијата употребата на денталниот ласер е релативно кратко ,приближно околу 20 години.За овој краток временски период тој најде голем број на индикации за негова употреба во оралната хирургија претежно за мекоткивната хирургија за интервенции од типот на френулектомии , оперкулмектомии, отстранување на фиброми,третман на мукоцела,корекции на плики и останати дупликации,третман на васкуларни малформации(тип хемангиом и сл),леукоплакии и останати преканцерози,третман на афтозни лезии и херпетични промени,ослободување на мекото ткиво кај импланти и сл.Со воведувањето на Er-YAG ласерот се прошири листата на интервенции кои што можеа да бидат изведени со оваа современа метода.Тоа беше овозможено поради неговата бранова должина која обезбеди сигурна работа и во цврсто забно ткиво,т.е. коска и цврста забна субстанција,емајл,дентин и цемент.Со тоа се овозможи изведување на интервенции со ласер од типот на апикоектомија,кортикотомија,ресекција на коска и сл..

Хроничните периапикални процеси се едни од најчестите патози во оралната хирургија.Големите кариозни лезии кои што не се третирани во подолг временски период овозможуваат ширење на патогените микроорганизми во периапикалниот предел доведувајќи до ресорпција на коската и развој на процес во таа регија.Терапијата на овие периапикални процеси е во најголем број на случаи ендодонтска,со соодветна механичка обработка на каналот,употреба на хемиски антисептични раствори и дефинитивна оптурација на каналот.Успехот на оваа терапија се движи од 85-90%,што ја прави метода на избор за третман на овие периапикални процеси.Но не

секогаш сме во можност на овој начин да го завршиме третманот. Во одредени случаи, како на пример направен фосрут во апикална третина, присутен периапикален процес резистентен и на најдобро изведена терапија, префорсирано канално полнење, фрактура во апикалната третина од заботи и сл., неопходна е интервенција од тип апикоектомија, т.е. ресекција на апикалниот дел од коренот на забот. Тоа се прави со фисурен борер бидејќи со него се обезбедува рамна површина и правилно и рамномерно отстранување на врвот на коренот. Токму за овој тип на оперативна интервенција го испитувавме денталниот ласер тип Er-YAG, изведувајќи ресекција на коренот и анализа на ресецираната коренска површина.

Прв параметар којшто го испитувавме беше времето на ресекција. Добиените резултати од дескриптивните анализи укажуваат дека во групите третирани со различната пулсова енергија се забележува различен аблативниот ефект т.е. со намалувањето на пулсовата енергија се забележува опаѓање на аблативниот ефект на ласерот односно се продолжува времето на ресекција. Miletic et al(56) забележува дека VSP технологијата на Er-YAG ласерот којшто работи во максимално ниво на енергија коешто ласерот може да го произведе покажува поефикасна работа отколку механичкиот насадник при работа во цврсти забни структури.

Анализата на варијанса - ANOVA, за $p < 0,05$ ($F=1556,8$ и $p=0,00$) укажува на статистички сигнификантна разлика во времето на ресекција меѓу испитуваните групи. И при употребата на најјаките параметри кои ги користевме, ресекцијата со ласер беше двојно поспора од онаа изведена со механички насадник.

Овие наши сознанија корелираа со резултатите од испитувањето на Grgurevic et al(28) кој забележал сигнификантна разлика помеѓу испитуваните групи, со исклучок на групата Ц (кајшто употребил најголема енергија) и механичкиот насадник. Времето на ресекцијата е најкратко т.е. аблативниот ефект е најголем во првата група каде пулсовата енергија е најголема, а времето на ресекцијата е најдолго т.е. аблативниот ефект е најмал во четвртата група каде пулсовата енергија е најмала. Друг автор кој го испитувал времето на ресекција е

Котогі(44) кој заклучил дека иако брзината на сечење при апикоектомија е малку поспоро отколку класичните методи, клиничката апликација на ласерот има доста предности како отсуство на дикомфорт и вибрации, помали шанси за контаминација на оперативното поле и редуциран е ризикот на траума на околното ткиво. Ова тврдење е во спротивност со тврдењето на Shimizu et all (76), којшто вели дека времето на апикоектомија со Er:YAG ласер е пократко споредено со истата интервенција извршена со насадни инструменти. Miletic et all (56) го тврди спротивното од нашите сознанија велејќи дека при работа на максимални параметри на работа (max mode) и тоа 1000mj/20 Hz со ласерот се отстранува 3,3 пати поголема количина на емајл отколку отстранувањето со механички насадник за ист временски период, додека пак во дентинот се отстранува од 8 до 18 пати поголема количина на волумен со ласер отколку со борер за ист временски период. Со тоа авторот заклучува дека работата со Er-YAG ласерот работејќи во max mode е поефикасна и побрза отколку работата со механичкиот насадник.

Просечното време на ресекција на секоја група поединечно е анализирано во однос на останатите групи со примена на Post hoc - Tukey significant difference (HSD) тест. Поединечната анализа на просечното време на ресекција на секоја група во однос на останатите четири групи, за $p < 0,05$, укажува на сигнификантна разлика. Значи согласно Post hoc - Tukey significant difference (HSD) тест, за $p < 0,05$, постои сигнификантна разлика во времето на ресекција помеѓу секоја од испитуваните групи третирани со различна пулсова енергија и петтата односно контролната група-механички насадник.

Друг параметар кој се анализираше беше и оштетувањето на ресецираната забна површина. Оштетувањата коишто најчесто се јавуваа беа пукнатините на површината. Овие пукнатини се битни поради можноста за миграција на присутните бактериски соеви во денталната трабекуларна структура и акцесорните нетретирани канали, и компромитирање на изведената интервенција. Fildishevski (16) укажува дека опстојувањето на бактериите во тродимензионалната тубуларна мрежа на дентин од кореновите канали може да се смета за

главна причина за неуспех на ендодонтскиот третман. Патогената флора обично е составена грам-позитивни и грам-негативни бактерии, кои директно влијаат врз создавањето на периапикалниот инфламаторен процес. Одстранувањето на овие бактерии и нивните токсини е неодложен предуслов за успешна ендодонција.

За време на конвенционалниот третман на кореновиот канал со хемомеханички методи, инфицираното пулпно ткиво и слоеви на дентинот на кореновиот канал можат да се отстранат само до извесна мерка. Додека морфологијата на кореновиот канал го лимитира обемот на механичката препарација, хемиските ириганси се ефективни само на дентинските слоеви кои се директно до ѕидот на каналот. Според Kouchi(43) бактериите се способни да извршат инвазија на перилуминалниот дентин до длабочина од 1000 μ m, додека пенетрирачката длабочина на хемиските ириганси е лимитирана на 130 μ m. Поради овој недостаток од пенетрација во длабочина на бактерицидните агенси, патогените бактерии преживуваат и представуваат причина за случаи кои се резистентни на терапија и неуспеси по изведена оперативна интервенција.

Пермеабилноста на дентинот експониран после апикоектомија е една од причините за неуспех при извршена операција поради микропукнатините и бактериска контаминација, при што доаѓа до инфламација. (47) Rejoga et all. (64) известуваат дека пермеабилноста на дентинот се намалува кога размазниот слој е најден на ресецираната апикалната третина на коренскиот канал. Од друга страна пак, отстранувањето на размазниот слој после апикоектомија е полезно бидејќи овозможува депонирање на цемент на експонираната површина на забот и фаворизирање на ткивната репарација.

Според Gagliani et all. (24) апикалната микропропусливост се зголемува или се намалува во зависност од аголот на ресекција на коренската површина бидејќи со зголемување на истиот се зголемува и бројот на ресецирани и експонирани дентински каналчиња. Помала пропусливост има кога апикотомијата е изведена под агол од 90 степени бидејќи апикалната делта е целосно отстранета. Според Pozza et all. (69) следниве оперативни техники при апикоектомија

имаат најмала микропропусливост и пермеабилност: 1) апикоектомија со механички насадник и третман на апикалната површина со Nd:Yag ласер; 2) апикоектомија со борер и третман на апексот со CO2 ласер и 3) апикоектомија со Er:YAG и третирање на апикалната површина со Nd:YAG ласер.

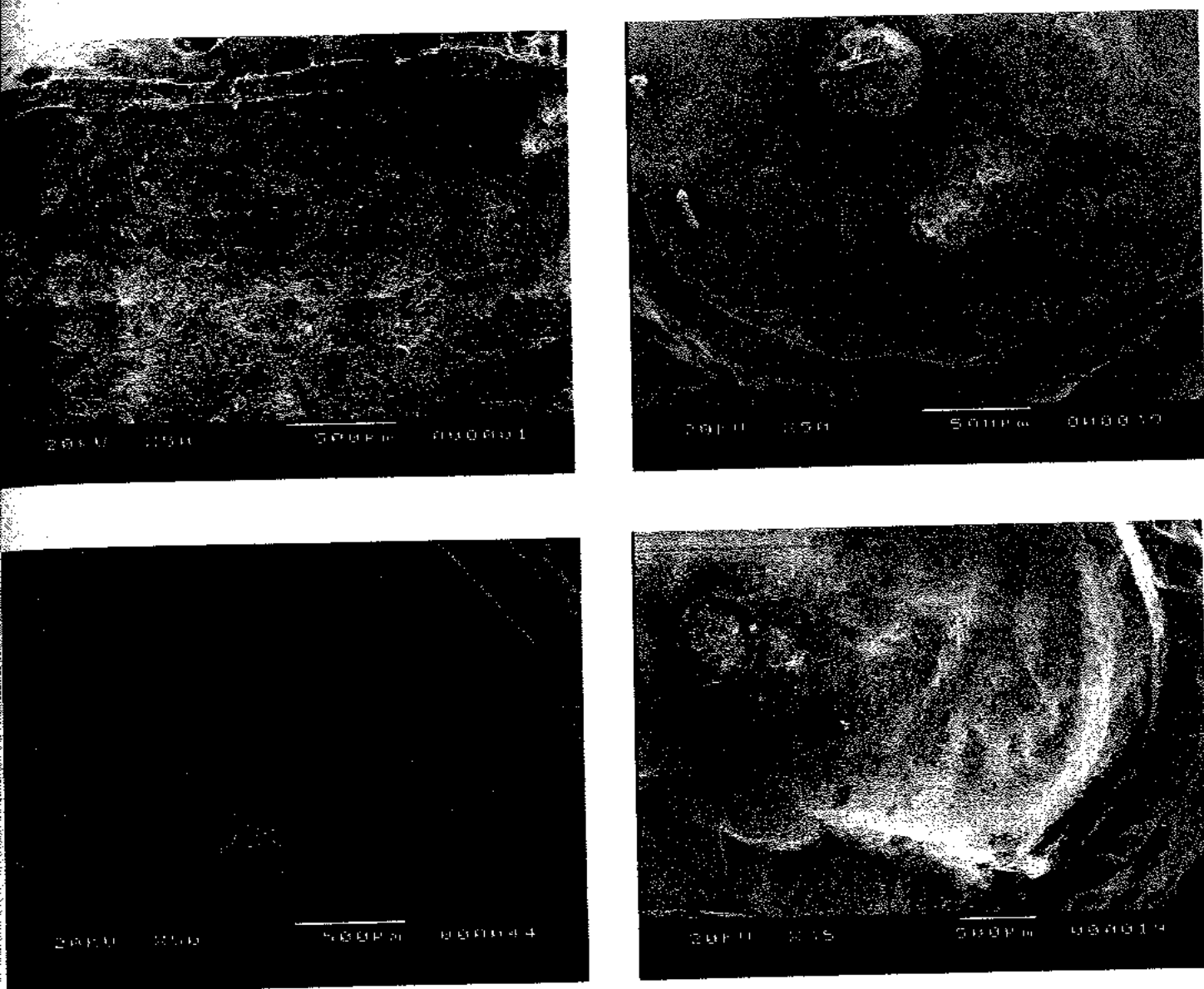
Главен неуспех после извршената апикоектомија Gouw-Soares et al (27) го препишува на пропусливоста на дентинската површина како и на пукнатините на каналното полнење, кое што дозволува перколација и миграција на микроорганизмите и нивните продукти од кореновиот канален систем во периапикалниот регион, кое што го компромитира периапикалното зараснување. Испитувањата извршени со инфилтрација на метиленско плаво на дентинската површина и анализите со електронски микроскоп покажаа дека групата третирана со ласер има сигнификантно помал инфилтрационен индекс отколку останатата третирана со борер и механички насадник. Групата третирана со Er:YAG ласер покажа чиста рамна површина, без размазен слој (smear layer) и рамномерна хомогена рекристализација на дентинот низ озрачената област затварајќи ги денталните тубули. (8)

Нашите наоди се совпаќаа со оваа судија, бидејќи површината којашто се ресецираше беше без присуство на размазен слој. Овој smear layer е битен поради фактот што одредени автори сметаат дека токму тој слој е главната причина за неуспех на оперативниот третман, бидејќи покрај остатоците на органски ткива и дентински остатоци има и присутни микроорганизми во неговиот состав. Според Fabiani (15) бактериите може да опстанат и да пролиферираат внатре или под самиот размазен слој којшто во понатамошниот тек на зараснување на раната може да го компромитираат истото. Issabel Mello et al. (37) смета дека третманот на коренската површина со ласер обезбедува рамна површина без присуство на размазен слој и комплетно отсуство на можни компликации.

Анализата на варијанса, за $p < 0,05$ ($F=20,03$ и $p=0,00$) укажува на статистички сигнификантна разлика меѓу петте испитувани групи во однос на бројот на пукнатини на ресецираната забна површина.

Согласно Post hoc - Tukey significant difference (HSD) тест, за $p < 0,05$, во рамките на група I постои сигнификантна разлика на просечниот број на пукнатини во оваа група во однос на останатите четири групи. Просечниот број на пукнатини во група II е сигнификантно различен во однос на групите I, IV и V но не покажува сигнификантна разлика во однос на Група III. Во група III, просечниот број на пукнатини е сигнификантно различен во однос на групите I и IV, а нема сигнификантна разлика во однос на група II. Просечниот број на пукнатини на рецесираната површина во група IV е сигнификантно различен споредено со групите I, II и III, а нема сигнификантна разлика во однос на група V. Од анализата на просечниот број на пукнатини на рецесираната површина кои произлегуваат од употребената пулсова енергија на ласерот, постои несигнификантна разлика помеѓу групите II и III како и помеѓу групите IV и V. Тоа укажува дека работата со механичкиот насадник и работата на ласерот со параметри 200mj/20Hz дава приближно исти оштетувања, т.е. дава најмали оштетувања на ресецираната површина.

Корелацијата помеѓу јачината на пулсовата енергија и оштетувањето односно бројот на пукнатини на рецесираната забна површина е прикажана со Pearson-овиот коефициент на линеарна регресија ($r = -0,66001$) и може да се заклучи дека меѓу овие два параметра постои позитивна т.е. директна корелација со значаен интензитет кој за $p < 0,05$ е статистички сигнификантен. При поголема пулсова енергија, времето на ресекција е помало, но бројот на пукнатини односно оштетувањето на рецесираната забна површина е поголемо (слика 4). Во првата група каде јачината на пулсовата енергија е најголема односно во четвртата група каде пулсовата енергија е најмала, бројот на регистрираните пукнатини е последователно најголем односно најмал. Нашите наоди корелираа со наодите на Gaspirc et al(25), Zhang et al(95), Aranha et al(4), а беа спротивни од наодите на Pashley et al(63).



Сл.4 Оштетување на ресецирана коренска површина : а)над 7пукнатини со употреба на 300mj/30Hz;б)од 3-5 пукнатини со употреба на 300mj/20Hz;в)1 пукнатина со 200mj/20Hz и без пукнатини со употреба на механички насадник.

Спротивно на нашето тврдење беше и испитувањето на Komogí et al.(45) кој ја испитува ресецираната површина со различни типови на ласер и заклучува дека при ресекција со Er-YAG ласерот има рамна,мазна површина без никакви термални оштетувања,додека при работа со Ho:YAG ласер се јавуваат пукнатини на ресецираната површина.Исто така забележува и големо растојание коешто се јавува помеѓу гутаперката и каналните видови со што е зголемена можноста

да дифузија а со тоа и компромитирање на репаративниот процес после изведената апикотомија.

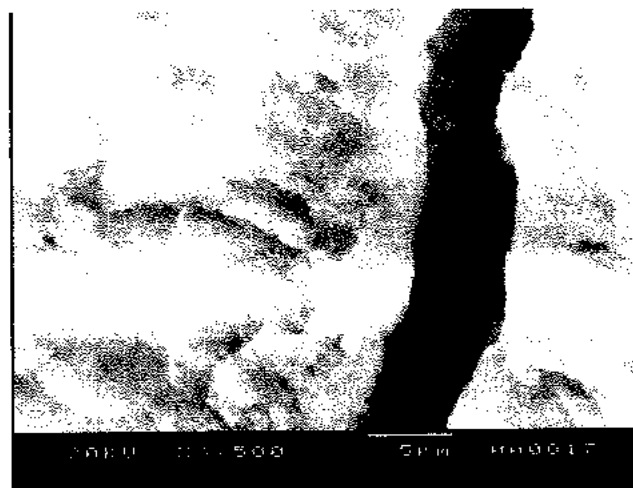
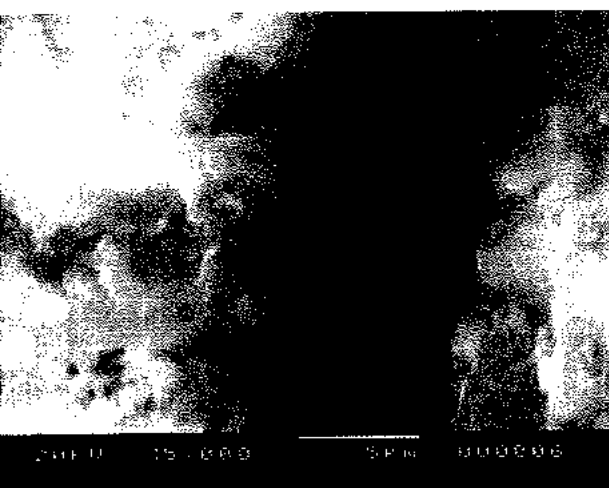
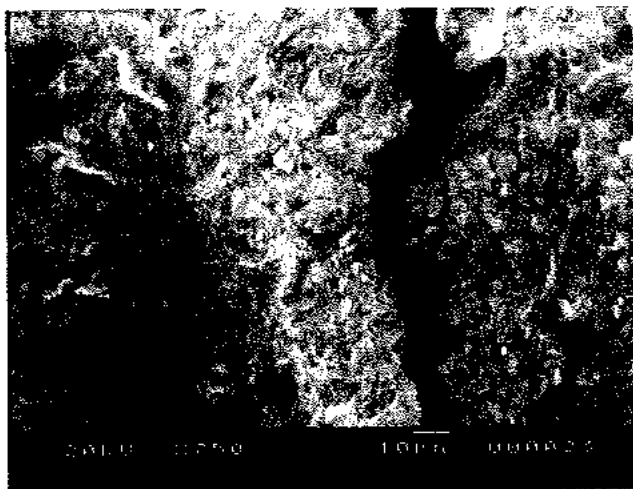
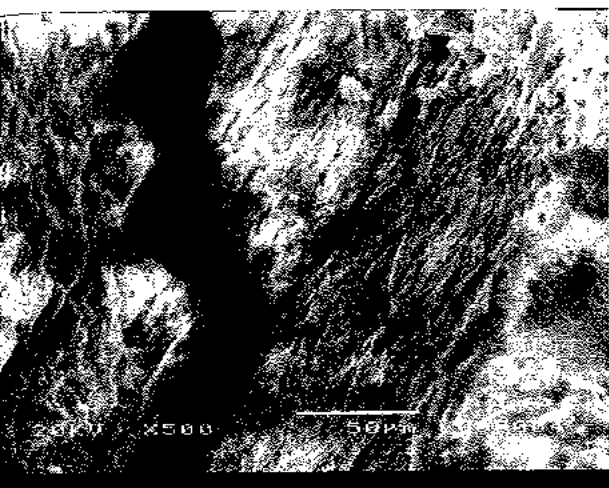
Резултатите на De Moura et al(13) корелираат со нашите добиени при еквивалентни услови на работа. Ресецираната површина покажа поголем број на пукнатини при зголемување на употребената енергија. При испитувањата со електронски микроскоп добиените резултати покажаа површина со присутен размазен слој при ресекција со механички насадник, додека површината третирана со ласер беше нерамна со голем број оштетувања и појава на зјап помеѓу гутаперката и дентинските ѕидови.

Исто така беше забележана и корелација помеѓу големината на пукнатините и јачината на употребената енергија на ресекција. Корелацијата т.е. поврзаноста помеѓу големината на пукнатините и должината на ресекцијата е прикажана со Pearson-овиот коефициент на линеарна регресија ($r=-0,3797$), може да се заклучи дека меѓу овие два параметра постои негативна т.е. индиректна корелација со слаб интензитет која за $p<0,05$ е статистички сигнификантен. Од анализата произлегува дека со зголемувањето на времето на ресекција се намалува големината на пукнатините на ресецираната забна површина.

Просечната големина на пукнатините на ресецираната површина во секоја група поединечно е анализиран во однос на останатите групи со примена на Post hoc - Tukey significant difference (HSD) . При поединечната анализа на просечната големина на пукнатините во секоја група во однос на останатите четири групи, прифатено е дека за $p<0,05$ постои сигнификантна разлика.

Multiple Response анализата укажува дека најмала големина на пукнатини на ресецирана површина е забележан во група IV каде 13 (86,76%) пукнатините се со големина $\leq 5\mu\text{m}$ и 2 (13,33%) се со големина 6 - 11 μm следено со група V каде се регистрирани 12 (80%) пукнатини со големина $\leq 5\mu\text{m}$ и 3 (20%) со големина од 6 - 11 μm . Во овие две групи не е регистрирана ниту една пукнатина $> 11\mu\text{m}$. Во Група III, 11 (73,33%) од пукнатините се со големина до 11 μm , а 4 (26,66%) се со големина поголема од 11 μm . Впечатливо е дека скоро 100% од

пукнатините на ресецираната површина во групите I и III се > 11 μ m.(слика5)



Сл.5 Големина на пукнатини : а)над 18 μ m при ресекција со 300mj/30Hz;б)15 μ m при 300mj/20Hz;в)10 μ m при 200mj/20Hz и г)под 5 μ m при ресекција со механички насадник

Со овие резултати може да се заклучи дека употребената енергија директно влијае на големината на пукнатините кои се јавуваат на ресецираната површина. Колку поголема енергија се употребува ,толку е поголема ударната моќ на ласерскиот зрак ,предизвикувајќи пукнатини со поголеми димензии.Ова е значајно поради фактот на ткивната пропусливост и зголемување на можноста на контаминација на оперативното поле со бактерии присутни во

акцесорните,ендодонтски нетретирани канали.Rodriquez et all(71) во своето испитување користи енергија од 100mj/10Hz и при анализа на ресецираната површина забележува појава на пукнатини кај сите третирани заби со големина на пукнатините од 5,37µm-2,58µm,што споредено со нашето испитување би одговарало на резултатите кои ние ги имаме добиено при работа со механички насадник.

7. ЗАКЛУЧОЦИ

Согласно добиените резултати од спроведеното истражување беа донесени следните заклучоци:

1. Зголемувањето на пулсовата енергија и пулсовата фреквенција доведува до зголемување на аблативниот ефект на ласерот што резултира со скратување на времето на ресекција.
2. Зголемувањето на пулсовата енергија и пулсова фреквенција односно намалувањето на времето на ресекција го зголемува оштетувањето односно бројот на пукнатини на рецесираната забна површина.
3. Со зголемувањето на времето на ресекција се намалува големината на пукнатините на рецесираната забна површина.
4. Зголемувањето на пулсовата енергија и пулсова фреквенција резултира со зголемување на димензиите на пукнатините на рецесираната забна површина.
5. Идеалните пулсови параметри изнесуваат 200mj / 20Hz. следено со 200mj / 30Hz кои имаат последователно еднаков ефект односно три пати поголем ризик за појава на пукнатини од механичкиот насадник и шест пати подолго време на ресекција на забната површина.
6. Ресекција со механичкиот насадник сеуште представува златен стандард за изведување на апикоектомија во смисол на најкратко време и најмало оштетување на рецесираната забна површина.

7. ЛИТЕРАТУРА

1. Abergel RP, Meeker CA, Dwyer RM, Lesavoy MA, Uitto J. Nonthermal effects of Nd:YAG laser on biological functions of human skin fibroblasts in culture. *Lasers Surg Med* 1984;4:279-284
2. Albert M, Leo K. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. *Dental Materials*, 1997 July, vol. 13, issue 4, p.246-251
3. Anneroth G, Hall G, Ryden H, Zetterqvist L. The effect of low-energy infra-red laser radiation on wound healing in rats. *Br J Oral Maxillofacial Surg* 1988;26:12-17
4. Aranha AC, De Paula Eduardo C. In vitro effects of Er,Cr:YSGG laser on dentine hypersensitivity, dentine permeability and scanning electron microscopy analysis. *Lasers Med Sci* 2011 Sep 27
5. Baralic V, Dragojevic S, Veljkovic B. Preventivna upotreba lasera nakon oralno-hirurske intervencije. Zbornik radova, 4 kongres stomatologa Srbije i Crne Gore sa medunarodnim ucescem, Igalo, 2004, str.61
6. Buell BR, Schuller De. Comparison of tensile strength in CO2 laser and scalpel skin incisions. *Arch Otolaryngol* 1983;109:465-467
7. Camargo C, Selma C, Carlos D. Association of Er:YAG and Nd:YAG irradiations for apicoectomy and retrofilling cavity preparation compared to conventional technique: a permeability study. *Lasers in dentistry. Proc. Spie vol 3593*, p.2-6
8. Camargo C, Selma C. In vitro evaluation of Er:YAG laser irradiation in Apicoectomy and retrofilling cavity preparation compared to two other techniques. *Lasers in Dentistry*, 1988, p.196-205
9. Careli de Castro, Gariba S, Melissa A. Evaluation of Er:YAG, CO2 and Nd:YAG lasers on apical dentine permeability after apicoectomies. *Laser in dentistry*, 2004, p. 104-108
10. Carruth JAS. Resection of the tongue with the carbon dioxide laser. *J Laryngol Otolaryngol* 1982;96:529-543
11. Centy IG, Blank LW, Levy BA, et al. Carbon dioxide laser for de-epithelialization of periodontal flaps. *J Periodontol* 1997;68:763-769
12. De Carvalho FAS., Albertine R., Cavantes MC., Zangaro RA., Neto HCCF. Pacote MTT. Effect of low-level laser therapy (LLLT) on cyclooxygenase -2 (COX2) metabolites after LPS intra-tracheal instillation in rats. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2005;23(1) Selected abstracts from the 5-th WALT Congress, Sao Paulo, Brazil, November. 2005.
13. De Moura AA, et al. Morphological assessment of dentine and cementum following apicoectomy with Zekrya burs and Er:Yag laser associated with direct and indirect Nd:Yag laser irradiation. *Oral Surg OralMed Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2010 Apr;109(4):e77-82.
14. Douglas ND, Roland DB. Lasers in Dentistry-separating science from hype. *J.American Dent.Assoc.* 2004.vol.135, issue 2,p.204-212
15. Fabiani C, Franco V. Removal of surgical smear layer. *J Endod.* 2011 Jun;37(6):836-8. Epub 2011 Apr 13.

16. Fildishevski A. Primena na Er Yag laser vo endodontska terapija na trajni zabi so gangrenozno raspadnata pulpa, magisterski trud, Skopje 2007
17. Fisher SE, Frame JW, Browne RM, Tranter RMD. A comparative histological study of wound healing following CO2 laser and conventional surgical excision of canine buccal mucosa. *Arch Oral Biol* 1983;28:287-291
18. Folwaczny M, George G, Thiele L, Mehl A, Hicler R. Root Surface roughness following Er:YAG laser Irradiation of different radiation energies and working tip angulation. *J. Clin. Periodontol.*, 002 Jul;29(7):598-603
19. Folwaczny M, Thiele L, Mehl A, Hicler R. The Effects of working tip angulation on root substance removal using Er:YAG laser radiation: An in vitro study. *J Clin>Periodontol.* 2001 Mart; 28(3):220-6
20. Frame JW. Removal of oral soft tissue pathology with the CO2 laser. *J Oral Maxillofac Surg* 1985;43:850-855
21. Frame JW. Carbon dioxide laser surgery for benign oral lesions. *Br Dent J* 1985;158:125-128
22. Frame JW, Morgan D, Rhys Evans PH. Tongue resection with the CO2 laser: The effects of past radiotherapy on postoperative complications. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1988;26:464-471
23. Fuller TA. Fundamentals of lasers in surgery and medicine. In: Dixon JA, ed. *Surgical Applications of lasers*, 2nd edition Chicago: Year book Medical Publishers, Inc.; 1988:16-33
24. Gagliani M, Taschieri S, Molinari R. Ultrasonis root-end preparation : influence of cutting angle on the apical seal. *J Endod.* 1998 Nov;24(11):726-30.
25. Gaspirc B, Scalric V. Morphology, chemical structure and Diffusion processes of root surface after Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation. *J. Clin Periodont*, 2001 Jun, 28(6):508-16
26. Gopin BW, Cobb CM, Rapley JW, Killoy WJ. Histologic evaluation of soft tissue attachment to CO2 laser-treated root surface: An in vivo study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1997;17:317-325
27. Gouw-Soares S, Stabholz A, Lage-Marques JL, Zezell DM, Groth EB, Eduardo CP. Comparative study of dentin permeability after apicoectomy and surface treatment with 9,6 micro TRA CO2 and Er:YAG laser irradiation. *J Clin. Laser Med Surg*, 2004 Apr;22(2):129-39
28. Grgurevic J. In vitro study of the variable square pulse Er:Yag laser cutting efficacy for laser apicoectomy. *Lasers Surg Med.* 2005 Jun;36(5):347-50
29. Guerry TL, Silverman S, Dedo HH. Carbon dioxide laser resection of superficial oral carcinoma: Indications, technique and results. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1986;95:547-555.
30. Hall RR, Hill DW, Beach AD. A carbon dioxide surgical laser. *Ann Royal Coll Surg ENG* 1971;48:181-188
31. Hall RR. The healing of tissues incised by a carbon-dioxide laser. *Br J Surg* 1971;58:222-225
32. Halldorsson T, Langerholm J. Thermodynamic analysis of laser irradiation of biological tissue. *Appl Opt* 1978;17:3948 Wetchler Sj. Treatment of cervical intraepithelial neoplasia with the Co2 laser; Laser versus cryotherapy. A review of effectiveness and cost. *Obstet Gynecol Surg* 1984;39:469-473

33. Horch H-H, Gerlach KL, Schaefer H-E. CO2 laser surgery of oral premalignant lesions. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1986;15:19-24
34. Hylton RP. Use of CO2 laser for gingivectomy in a patient with Sturge-Webber disease complicated by dilantin hyperplasia. *J Oral Maxillofac Surg* 1986;44:646-648
35. Hunter J, Leonard L, Wilson R, Snider G, Dixon J. Effects of low energy on wound healing in a porcine model. *Lasers Surg Med* 1984;4:285-290.
36. In de Braekt MM, van Alphen FA, Kuijpers-Jagtman AM, Maltha JC. Effect of low level laser therapy on wound healing after palatal surgery in beagle dogs. *Lasers Surg Med* 1991;11:462-470
37. Isabel M, Carlos RC, Joao HA. Influence of Er:Yag laser irradiation on apical sealing of four different sealers. *Braz. Dent. J.* vol 15, no 3, 2004
38. Israel M, Cobb CM, Rossmann JA, Spencer P. The effects of CO2, Nd:YAG and Er:YAG lasers with and without surface coolant on the tooth root surfaces: An in vitro study. *J Clin Periodontol* 1997;24:595-602. Leucher RS, Townsend DE, Hacker NF, Pretorius RG, Lagasse LD, Wade Me. Treatment of vulvar carcinoma in situ with the CO2 laser. *Gynecol Oncol* 1984;19:314-322
39. Israel M, Cobb CM, Rossmann JA, Spencer P. The effects of CO2, Nd:YAG and Er:YAG laser with and without surface coolant on tooth root surface: An in vitro study. *J. Clin. Periodontol.* 1997 Sep;24(9):595-602
40. Joffe SN, Brackett KA, Sankar MY, Daikuzono N. Resection of the liver with the Nd:YAG laser. *Surg Gynecol Obstet* 1986;163:437-442
41. Kaplan I, Raif J. The Sharplan carbon dioxide laser in clinical surgery: 7 years experience. In: Goldman L, ed. *The Biomedical laser*. New York: Springer-Verlag Inc.; 1981:89-97
42. Kimura Y, Wilder-Smith P, Matsumoto K. Lasers in endodontics: a review. *Int Endod J.* 2000 May;33(3):173-85.
43. Kouchi Y, Ninomyia J. Location of streptococcus mutans in the dentinal tubules of open infected root canal. *J Dent Res* 1980;59(12):2038-2046
44. Komori T, Keiko Y, et al. Clinical application of the Er:YAG laser for apicoectomy. *Journal of Endodontics*, 1997, vol 23, issue 12, p. 748-750
45. Komori T, Yokoyama K et al. Erbium Yag and Holmium Yag laser root resection of extracted human teeth. *J. Clin. Laser Med. Surg.* 1997 Feb;15(1):9-13.
46. Krause LS, Cobb CM, Rapley JW, Killow WJ, Spencer P. Laser irradiation of bone: An in vitro study concerning the effects of CO2 laser on oral mucosa and subjacent bone. *J Periodontol* 1997;68:872-880
47. Lee BS, Lin CP, Lin FH, Lan WH. Ultrastructural changes of human dentin after irradiation by Nd:Yag laser. *Lasers Surg Med.* 2002;30(3):246-52.
48. Lee BS, Jeng JH, Lin CP, Shoji S, Lan WH. Thermal effects and morphological changes induced by Er:YAG laser with two kinds of fiber tips to enlarge the root canals. *Photomed Laser Surg*, 2004 Jun;22(3):191-7
49. Leigh GJ. International union of pure and applied chemistry, commission on the nomenclature of inorganic chemistry, nomenclature of organic chemistry - recommendation 1990. Oxford, Blackwell Scientific Publications. p.35

50. Leuchter RS, Townsend DE, Hacker NF, Pretorius RG, Lagasse LD, Wade ME. Treatment of vulvar carcinoma in situ with the CO2 laser. *Gynecol Oncol* 1984;19:314-322
51. Lewis C, Paul K. Lasers in maxillofacial surgery and dentistry, Thieme p. 1
52. Loumanen M. A comparative study of healing of laser and scalpel incision wound in rat oral mucosa. *Scand J Dent Res* 1987;95:65-73
53. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby lasers. *Nature* 1960;187:493-494
54. Maria Isabel LB, Jose Maria MG, et al. Clinical and radiological course in apicoectomies with the Er Yag laser. *Med Oral Patol. Oral Cir. Bucal.* 2007 Jan 1;12(1):E65-9.
55. Mester A. Open wound healing (bed sores, ulcus cruris, burns) with systemic effects of LLLT. Selected abstracts from the 7-th International Congress of European Medical Laser Association 2000 Jun pp.66, Dubrovnik, Croatia
56. Miletic I, Barbara A et al. Ablative potential of the Er:Yag laser and conventional handpieces: a comparative study. *Photomed Laser Surg.* 2009 Dec;27(6):921-7.
57. Mihashi S, Jako GJ, Incze J, Strong MS, Vaughn CW. Laser surgery in otolaryngology: Interaction of CO2 laser and soft tissue. *Ann N Y Acad Sci* 1976;267:263-270
58. Miserendino LJ. The laser apicoectomy: endodontic application of the CO2 laser for periapical surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1988;66(5):615-9
59. Moritz A, Gutknecht N, et al. The Carbon dioxide laser as an aid in apicoectomy: an in vitro study. *J. Clin Laser Med Surg* 1997;15(4):185-8
60. Paghdiwala A.F. Root resection of endodontically treated teeth by Er:YAG laser Radiation. *J of Endodontics*, vol 19, issue 2, p.91-93
61. Parmengal V, Jean A, Marion D. Temperature Rise During Er:YAG and Nd:YAG laser ablation of dentin. *J of Endodontics*, 2000, vol.26, issue 3, p.138-141
62. Paradella M, Thais C, de Mello, Marcela L. In vitro study of the conventional and laser apicoectomy effects on dentin permeability, 2001, NASA Astrophysics Data System (ADS). *Proc. Spic* vol 4433, p.107-110
63. Pashley EI, Horner JA, Liu M, Kim S. Effects of CO2 laser energy on dentin permeability. *J Endod* 1992 Jun;18(6):257-62..
64. Pecora JD, Cussioli AI et al. Evaluation of Er Yag laser and EDTAC on dentin adhesion of six endodontic sealers. *Braz Dent J.* 2001;12(1):27-30.
65. Pereira AN, Eduardo CdeP, Matson E, Marques L. Effect of low-level irradiation on cell growth and procollagen synthesis of cultured fibroblasts. *Lasers. Surg. Med.* 2002;31(4):263-7
66. Pick RM, Pecaro BC, Silberman CJ. The laser gingivectomy. The use of the CO2 laser for the removal of phenytoin hyperplasia. *J Periodontal* 1985;56:492-496
67. Pick RM, McCullum Y, Kaminsky EJ. Comparative wound healing of the scalpel, Nd:YAG laser and electrosurgery in oral mucosa. *Innov Technologie Biologie Med* 1990;11:116-121
68. Pogrel MA, Yen CK, Hansen LS. A comparison of carbon dioxide laser, liquid nitrogen cryosurgery and scalpel wounds in healing. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990;69:269-273

69. Pozza DH, Fregapani PW et al. CO₂, Er:YAG and Nd:YAG lasers in endodontic surgery. *J App. Oral sci.* 2009;17(6):596-9
70. Riggle GC, Hoyle RC, Ketcham AS. Laser effects on normal and tumor tissue. In: Wohlbarst ML, ed. *Laser applications in Medicine and Biology*, vol. 1. New York: Plenum Press Corp.; 1971:35-65
71. Rodriques-Vilchis LE et al. Morphological and structural changes on human dental enamel after Er:Yag laser irradiation: AFM, SEM and EDS evaluation. *Photomed laser Surg.* 2011 Jul;29(7):493-500. doi: 10.1089/pho.2010.2925. Epub 2011 Mar 21.
72. Sakurai Y, Yamaguchi M, Abiko Y. Inhibitory effect of low-level laser irradiation on LPS-stimulated prostaglandin E₂ production and cyclooxygenase -2 in human gingival fibroblasts. *Eur. J. Oral. Sci.* 2000 Feb;108(1):29-34
73. Sasaki KM, Aoki A, Ishikawa I. Ultrastructural analysis of bone tissue irradiated by Er Yag laser. *Laser Surg. Med.* 2002;31(5):322-32
74. Schuller DE. Use of the laser in the oral cavity. *Otolaryngol Clin NA* 1990;23:31-42
75. Schwarz F, Arweiler N, Georg T, Reich E. Desensitizing effect of an Er:YAG laser on hypersensitive dentine. A controlled, prospective clinical study. *J Clin Periodontol* 2002;29:211-215
76. Shimitzu, Takashi/Koba et al. Morphological study on apicoectomy by High power Er:YAG Laser. *J. Oral Laser Applications* 2008, vol 4
77. Spencer P, Cobb CM, Wieliczka DM, Glaros AG, Morris PJ. Change in temperature of subnasent bone during soft tissue laser ablation. *J Periodontol* 1998;69:1278-1282
78. Strang R, Moseley H, Carmichael A. Soft lasers—Have they a place in dentistry? *Br Dent J* 1988;165:221-225
79. Strong MS, Jako GJ, Vaughan CW, Healy GB, Polangi T. The use of CO₂ laser in otolaryngology. A progress report. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol (Section Otolaryngol)* 1976;82:595-602.
80. Takeda A, Anjo T. Apicoectomy using Er:YAG laser—a clinical study. *Laser in Dentistry: Revolution of dental Treatment in the new millennium*, May 200, p.261-263
81. Takeda Y. Irradiation effect of low-energy laser on alveolar bone after tooth extraction: an experimental study in rats. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988;17:388-391
82. Trojcanec Z. Primena na biostimuliracki laseri vo stomatologijata. Herakli komerc, Bitola 2002. Tuner Jang, Lars hode. *Laser therapy, clinical practice and scientific background*. Prima Books, Sweden, 2002
83. Trelles M. Bone fracture consolidates faster with low power laser. *Laser Surg. Med.* 1987;7-36
84. Thomas D, Rapley J, Cobb C, Spencer P, Killow W. Effects of the Nd:YAG laser and combined treatments on in vitro fibroblast attachment to root surface. *J Clin Periodontol* 1994;21:38-44
85. Tuner J, Lars H. *Laser therapy, clinical practice and scientific background*. Prima Books, Sweden. 2002
86. Yamaguchi H, Kobayashi K, Reiko O, et al. Effects of irradiation of an erbium:YAG laser on root surface. *J Periodontol* 1997;68:1151-1155
87. Ueda Y, Shimizu N. Effects of pulse frequency of low-level laser therapy (LLLT) on bone nodule formation in rat calvarial cells. *J. CLIN. Laser. Med. Surg.* 2003 Oct;21(5):271-7

88. Visuri SR, Walsh JT, Jr., Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: Effect of water cooling. *Lasers Surg Med* 1996;18:294-300.
89. Vladimirov IuA, Klebanov GI, Borisenko GG, Osipov AN. Molecular and Cellular mechanisms of the low intensity laser radiation effect *Biofizika*. 2004 Mar-Apr;49(2):339-50
90. Wetchler SJ. Treatment of cervical intraepithelial neoplasia with the CO2 laser: Laser versus cryotherapy. A review of effectiveness and cost. *Obstet Gynecol Surg* 1984;39:469-473
91. White JM, Goodis HE, Rose CL. Use of the pulsed Nd:YAG laser for intraoral soft tissue surgery. *Lasers Surg Med* 1991;11:455-461
92. Williams TM, Cobb CM, Rapley JW, Killow JW. Histologic evaluation of alveolar bone following CO2 laser removal of connective tissue from periodontal defects. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1995;15:497-506
93. Wigdor HA, Walsh JT, Featherstone JDB, Visuru SR, Fried D, Waldvogel JL. Lasers in dentistry. *Lasers Surg Med* 1995;16:103-133
94. Hamal K., Dostalova T et al. Contact and non contact laser preparation of hard dental tissue by Er:YAG laser radiation delivered by hollow glass waveguide or articulated arm. Society of photo optical instrumentation engineers, Bellingham, WA, International 1998 (revue), SRIE (Monographie).
95. Zhang S, Chen T. Scanning electronic microscopy was used to observe dentin morphology in primary and permanent teeth treated by Er:Yag laser. *Beijing Da Xue Xue Bao*. 2011 Oct 18;43(5):766-9.