СЕМ АНАЛИЗА НА ЕФЕКТИТЕ ОД АПЛИКАЦИЈА НА Er: YAG ЛАСЕРОТ И КОНВЕНЦИОНАЛНАТА МЕТОДА ВО ЕМАЈЛОТ

Стевановиќ М.

СТОМАТОЛОШКИ ФАКУЛТЕТ - Скопје, Клиника за детска и превентивна стоматологија

Апстракт

Тенденцијата конвенционалниот начин на препарација да се замени со ласерска, довело до тоа вниманието да се фокусира кон влијанието на зракот врз цврстата структура на забите.

Целта на оваа студија е:

- *да се детерминираат структурните промени кои се случуваат на емајловата површина по апликација на ласерот.*
- *да се одредат разликите при компарација на ултра структурните наоди на емајловата површина по третирање со дијамантски борер.*

Ултра структурните наоди од апликацијата на ласерот и конвенционалната метода во емајлот се испитувани на две серии од по 10 естрахирани интактни заби. Секој заб беше расечен надолжно, десет половини во емајлот беа обработени со ласер, а десет со дијамантски борер. За апликација на ласерското зрачење во емајлот беше користена фреквенција од 6 Hz и енергија 350 мЈ. Сите примероци од двете групи ги испитувавме на скенинг електронски микроскоп.

Резултатите од ултраструктурната анализа со SEM на емајлот покажа дека секој ласерски пулс со енергија од 350 mJ и фреквенција од 6 Hz врши аблација во вид на кратер со форма на конус, јасни граници и без знаци на карбонификација и топење на емајлот во неговото дно и појава на радијално распоредени пукнатини.

Емајлот во дното на кратерот добива форма на саќе од пчела што е совршено компатибилно со барањата на адхезивната стоматологија, за разлика од препарациите со дијамантски борер кои бараат додатно нагризување со киселина во интерес на микроретенцијата.

Клучни зборови: ласер, дијамантски борер, турбина, СЕМ, емајл.

Вовед

Ласерот е оптоелектронска направа која според физичките принципи постигнува тенок светлосен зрак кој што може да се проектира низ просторот на координиран начин без дисперзија и загуба на потенцијалот.

Во 1960 г. Maiman го конструирал првиот рубинов ласер кој емитира зрак во видливиот дел од спектарот и го нарекол **ЛАСЕР**, што значи **засилување на светлината со стимулирана емисија на зрачење**. Овој пронајдок ја започнува ерата на неговата сестрана примена вклучувајќи ги медицината и стоматологијата.

Со имплементацијата на првите ласери во медицината почнаа обиди истите да се

применат и во стоматологијата. Тргнувајќи од големите очекувања ласерот целосно да ја замени класичната дентална препарација, се јавија низа штетни влијанија врз забните ткива. Дејството на континуираната ласерска терапија врз забните ткива се ефектуира со продирање на зракот во длабочина и со абсорбција на неговата густина и енергија. Тоа води до термички оштетувања и иреверзибилни промени на пулпата. Оттука произлезе лимитираната употреба на континуираните зраци во денталната препарација се до појавата на новиот тврд Er: YAG ласер со кратко пулсирачки зрак. Неговото дејство се карактеризира со нова ласерска бранова должина чија специфична карактеристика е максимална абсорбција во вода. Оваа комбинација дозволува одлична стапка на аблација на денталниот материјал во коњункција со минимално термално влијание.

Тендеицијата конвенционалниот начин на препарација да се замени со ласерска, довело до тоа научниците да го фокусираат своето внимание кон влијанието на зракот врз цврстата структура на забите.

Преглед од литературата

Hibst и Keller[3] ги испитувале ефектите од кусо пулсирачко инфрацрвено зрачење на Er: YAG ласерот на емајлот. Скенинг електронската микроскопија покажала дека лезиите се обележани со рапави површини кои не покажуваат сериозно термално оштетување. Распоредот на индивидуалните хидроксиапатитни кристали е непроменет. Дефектот во емајлот не се јавува како резултат на негово топење туку како резултат на откинување на парче од ткивото како последица од експлозија настаната поради абсорбција на ласерскиот зрак во самиот хидроксиапатит. По апликација на десет пулса, кратерот во емајлот е со тркалезна или овална форма, јасно ограничен, без знаци на оштетување на околната зона поради непостоење на пукнатини, топење и карбонизација дури и по зголемување на експонирањето на ласерското зрачење.

Guisti[4] во својата студија забележува постоење на пукнатини во емајлот на маргините на кавитацијата појавени како резултат на механичкиот стрес предизвикан од фреквенцијата и енергијата што ја носи секој пулс.

Констатирана е висока ефективност на пулсирачкиот Er: YAG ласер во цврстите ткива што се објаснува со екстремно високата абсорбција на неговото зрачење во ткивната вода што ги отстранува емајлот и дентинот, настанува по пат на термо-механички аблационен процес наречен микроексплозија. Аблацијата настанува по пат на специјален тип на термална фотоаблација. Механизмот се базира на абсорбција на Er: YAG зракот во многу тенок слој на ткиво и обично во една компонента од забната структура, односно во водата. Поради тоа, ласерот врши аблација на тврдите забни ткива и најголемиот дел од енергијата на пулсот се користи за одвивање на аблациониот процес а не за загревање на околното ткиво. По третманот со Er:YAG ласерот скоро и да нема термички промени во околното ткиво, освен тенка кафена линија околу кратерот во дентинот. Оваа лесна карбонификација може да се избегне ако површината на забот се лади со тенок млаз на вода. Времетраењето на пулсот обично се движи во граници меѓу 200-400 μs. Ако пулсот трае подолго или се употреби зголемена фреквенција, може да се зголеми тепературата. Поради тоа, мора да се користи ладење со вода исто како и при конвенционалниот начин на обработка на кавитетите. Токму поради тоа, брзината на препарација на кавитети со ласер е инфериорна во однос на механичките методи. Брзината на ласерот во тврдите забни ткива може да се зголеми преку зголемување на енергијата која секој пулс ќе ја пренесе во ткивото, но сепак треба прецизно да се определат параметрите чие надминување може да предизвика термички оштетувања во околното дентално ткиво или пулпата.16,8

Sustercic, Hibst го фокусирале своето внимание на аблациониот процес на тврдите дентални ткива при употреба на еден ласер-

ски пулс како и на брзината на аблацијата при употреба на различна фреквенција на пулсот.17,1,8 Резултатите препорачуваат употреба на долги пулсеви со ниско ниво на енергија без надворешно ладење кога се работи на суперфицијална модификација на забната површина за да се постигне мала аблација и модификација на ткивото без негово карбонифицирање и топење. Но, кога Er:YAG ласерот се употребува за препарација на кавитети, енергијата која во себе ја носи секој пулс не треба да е поголема од 350 mJ во комбинација со надворешно водено ладење.

SEM испитувањата на Er:YAG ласерите укажуваат дека на озрачениот емајл во зависност од бројот на пулсевите кои се аплицирани на неговата површина се забележуваат само тенки пукнатини, а со растење на бројот на пулсевите тој се топи и добива глазиран изглед. Зголемениот број на пулсеви предизвикува појава на неправилност во структурата, рекристализација на призмите, односно нивно спојување и појава на зголемени хексагони.18,14,10,15

Докажано е дека емајлот во јамичките и фисурите на оклузалните површини покажува поголема резистентност кон деминерализација доколку употребата на ласерот се комбинира со истовремена апликација на флуориди.13,9,19,12,11

Цел

1. Какви структурни промени се случуваат на емајловата површина по апликација на ласерот.

2. Кои се разликите при компарација на ултраструктурните наоди на емајловата површина по третирање со дијамантски, односно, челичен борер и ласер.

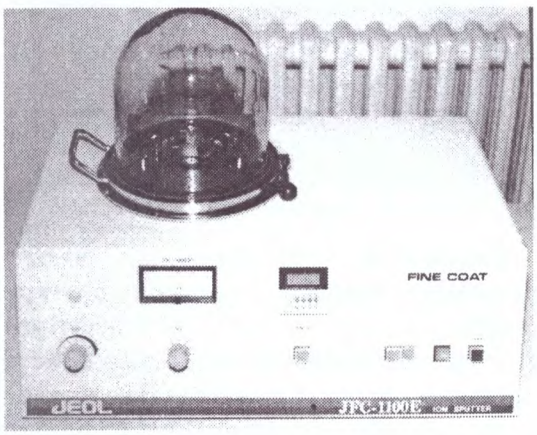
Материјал и метода

1. Ултраструктурните ефекти на ласерот и на конвенционалната метода на препарација врз тврдите забни ткива (емајл и дентин), ги испитувавме на две серии од по 10 екстрахирани интактни заби. Сите заби беа екстрахирани поради ортодонтски причини. По екстракцијата секој заб го засекувавме и надолжно го располовувавме, забната пулпа ја енуклеиравме, а половините ги обработивме на следниов начин:

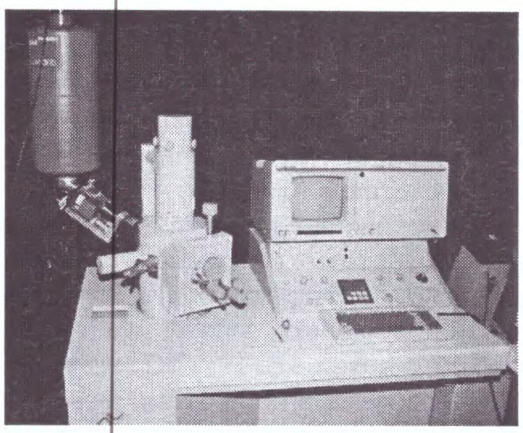
• 10 половини од забите, односно емајлот, го обработивме со класичната механичка метода со дијамантски борер и турбина,

• 10 половини од забите, односно емајлот, го обработивме со Er: YAG ласер. Во текот на обработката користевме фреквенција 6 Hz и енергија од 350 mj пер пулс со фокусиран ласерски зрак. Сите примероци од двете групи ги испитувавме со SEM (електронски микроскоп) на Институтот за биомедицински истражувања во Ниш. За таа цел на секој примерок нанесовме тенок филм злато со дебелина од неколку нанометри (**Слика 1.**) со метода на спатрување, односно катодно распрашување во апаратот JFC 1100 (**Слика 2.**) и ги набљудувавме пре-

***Слика 1** Заби подготвени за SEM анализа.*



Слика 2

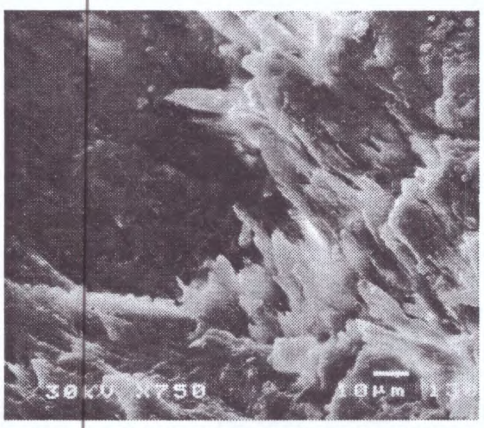


Слика 3

паратите на скенинг електронски микроскоп тип JSM 5300 (**Слика 3.**). Наодите компаративно ги анализиравме на бројни фото прилози.

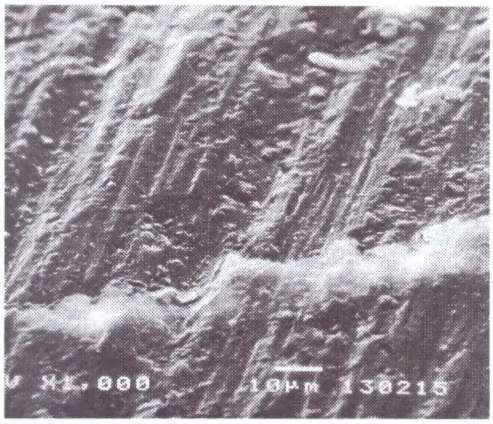
Резултати

Со помош на скенинг електронскиот микроскоп направивме ултраструктурна анализа на емајлот и ги споредивме промените кои ги предизвикува конвенционалната метода, односно дијамантскиот борер во здравиот емајл, со промените кои ги предизвикува Er:YAG ласерското зрачење во истото ткиво.



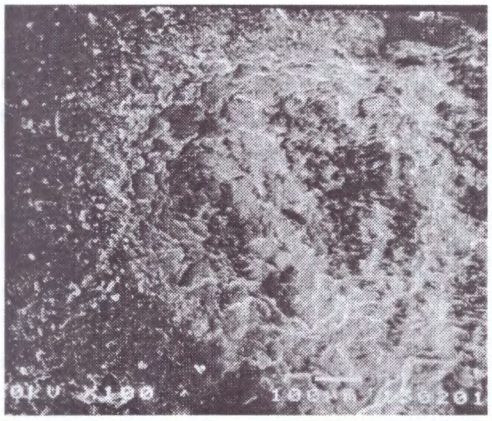
Слика 4 Скршени емајлови призми

Слика 4. На зголемување од 750 пати е прикажана нормална структура на откршено парче на емајл при што се следат ултра структурните морфолошки карактеристики на интактен емајл. Се забележува правилна форма на призматските гребени со остатоци на фрактурирани призми.



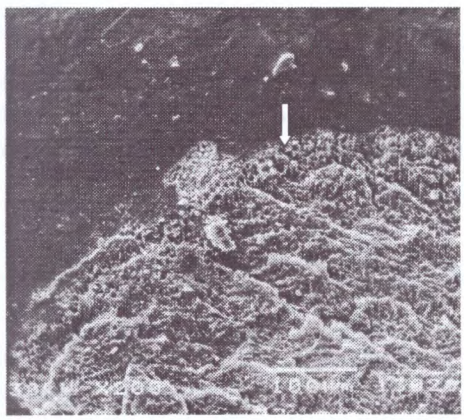
Слика 5 Емајл по обработка со дијамантски борер

Слика 5. На зголемување од 1000 пати на надолжен пресек со дијамантски борер, прикажани се паралелни емајлови призми и интерпризматска супстанца - темни конкавни канали.



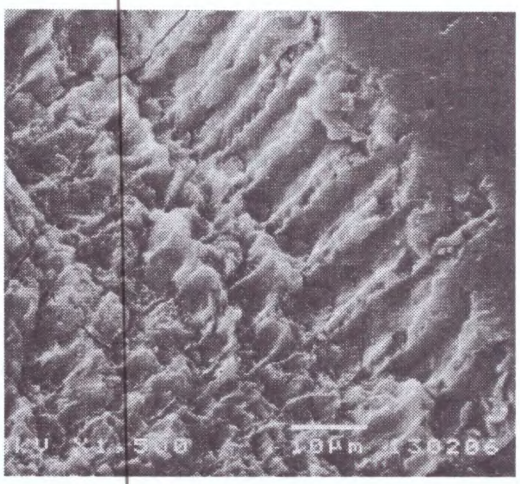
Слика 6 Кратер во емајл по еден пулс со ласер

Слика 6 и 7. (зголемување 100 и 200 пати) SEM анализата покажа формации во вид

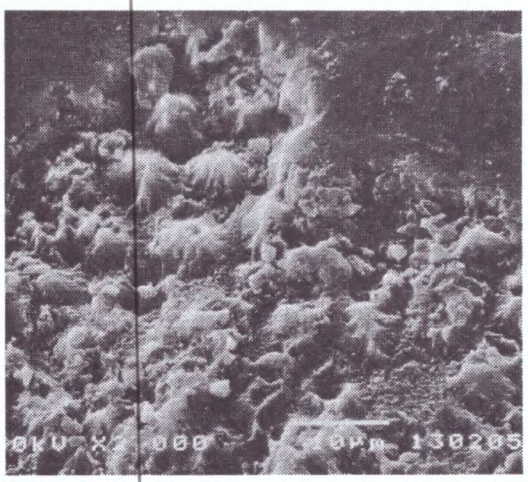


Слика 7 Граница меѓу кратер и емајл

на кратер како последица од апликација на еден ласерски пулс во емајлот. Овие формации се обично тркалезни или овални со јасно дефинирана граница. Тродимензионално формата на кратерот е конична со најголема длабочина во центарот, а најмала кон ѕидовите кои се граничат со околината. Ѕидовите покажуваат рапавост на површината во форма на тенки лушпи.

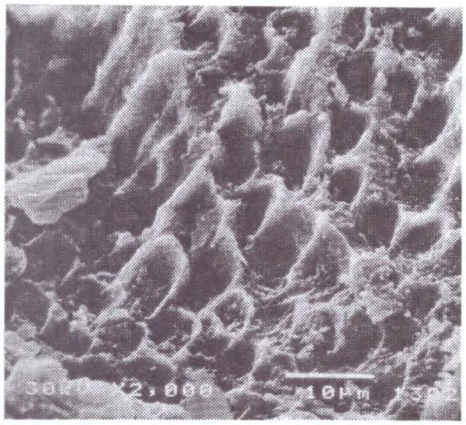


Слика 8 *Ѕид од катер во емајл*

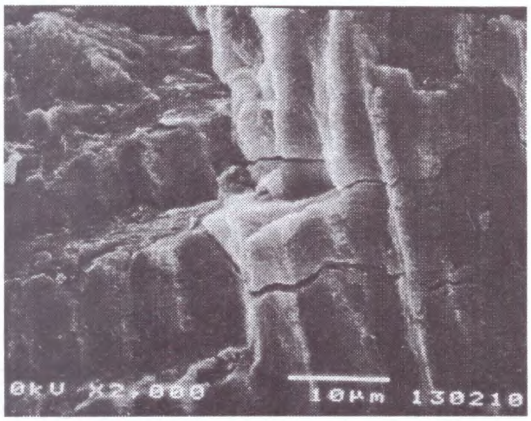


Слика 9 *Ѕид од кратер во емајл*

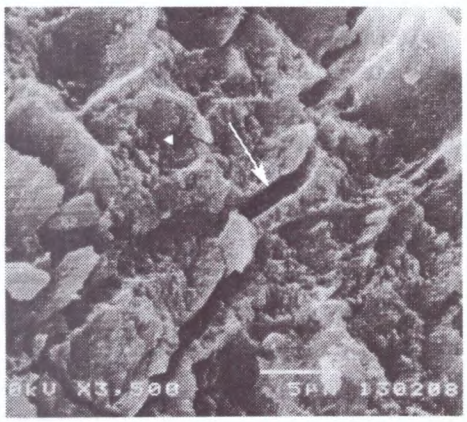
Зголемувањето од 1500 и 2000 пати покажа дека нема знаци на карбонификација или топење на емајлот (**Слика 8 и 9**), а емајловите призми добиваат изразита форма на пчелино саќе како резултат на ласерската аблација (**Слика 10**). На некои примероци се забележуваат пукнатини во самиот кратер и во околното ткиво (**Слика 11 и 12**).



Слика 10 *Формации во вид на пчелино саќе*



Слика 11 *Пукнатини во самиот кратер*



Слика 12 *Пукнатина во дното на кратерот*

Дискусија

Оралната биологија е интердисциплинарна наука која пружа знаења кои се во договор со структурниот развој и функцијата на оралните ткива, нивните интеррелации и

релации со другите органски системи кај сите луѓе, млади, стари, болни или здрави. Таа налага стриктно придржување до сите нејзини биолошки принципи при дијагностицирањето, превенирањето или лекувањето на оралните ткива. Нејзините базични биолошки принципи се однесуваат на обезбедување на повисоко ниво во научно-истражувачката работа, проверени искуства со новите технологии и методи за подобар органски и поподнослив психолошки третман на пациентите.

Курикулумот на оралната биологија е интердисциплинарен вклучувајќи го познатото ниво на науката и техниката во доменот на анатомијата, морфологијата и микробиологијата, како овие корелираат со новите достигнувања и како тие се реперкуираат на оралното здравје. Фундаменталните биолошки принципи, освен за структурата и функцијата на ткивата, се грижат и за трансферот на енергијата и елементарните психолошки и генетски доживувања кај сите научни проучувања.

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

Во нашата студија при препарацијата во емајлот употребивме фокусиран ласерски зрак со следниве параметри: 350mJ енергија на пулсот и фреквенција од 6Hz. Се покажа дека апликацијата на овие параметри е доволна за предизвикување на аблационен ефект (**Слика 6**). Sustercic и сор.17 тврдат дека длабочината на кратерот е линеарна функкција од радијационата експозиција за време на пулсот. Со зголемувањето на енергијата за време на препарацијата, поголема количина на вода испарува, промовирајќи побрза пенетрација на ласерското зрачење за единица време. Волуменот на отстранетото ткиво, исто како и длабочината на кавитетот, се наголемува со зголемувањето на аплицираната енергија.

Нашата SEM анализа на ефектот на Er:YAG ласерот во емајлот покажа создавање на дефект во форма на кратер со тркалезна, овална или конусна форма, со остри граници, на места со лиснати рапави предели без знаци на сериозно термално оштетување. Не забележавме промени во поставеноста на хидроксиапатитните кристали. Се добива впечаток дека дел од емајлот е откинат како резултат на експлозија (**Слика 8, 9, 11, 12**). Зачуваната морфологија на призмите во емајлот се должи на механичкото отстранување на молекулите на вода од забното ткиво при ирадијација со Er: YAG ласерот. Сличните резултати Hibst и Keller 1,3 ги објаснуваат со тврдењето дека аблацијата на емајлот и дентинот настанува како резултат на испарување на водата по пат на микроексплозии. Кратерите во емајлот настануваат како разултат на повторено загревање и експлозивна експанзија на водата во кристалите. Иницијалниот ефект на Er: YAG ласерот во емајлот е да ја евапорира водата од интерпризматскиот матрикс што зад себе остава неприцврстени и искршени емајлови призми. Со понатамошно експонирање на ткивото на ласерско зрачење се депонира поголема енергија со што и неорганските компоненти на емајлот се топат, евапорираат, настануваат микроексплозии при кои неприцврстените призми излегуваат од своите лежишта и доаѓа до создавање на кратерска формација.

Забележана е појава на пукнатини во емајлот4 на маргините на кратерот по апликација на ласерот кои беа присутни и во нашето испитување. Пукнатините се јавуваат како разултат на механичкиот стрес при ударот на пулсот или при припремата на препаратите за набљудување на електронски микроскоп. Се мисли дека пукнатините кои настануваат како резултат на ласерското зрачење, се распоредени радијално околу кратерот и се шират во форма на сончеви зраци4,7,2

Лонгитудиналните пресеци низ кратерот ја покажале неговата конусна форма.

Овој облик на регионот на аблација се површува со Gaussian формата на самиот ласерски зрак. (6,5)

На нашите фотографии од SEM анализата се забележува постоење на остри ивици кои го ограничуваат кратерот од околното не третирано ткиво, без постоење на регии на растопен емајл или траги од карбонификација околу аблациониот дефект. Вакви и слични резултати добил и Keller3 кој ги споредувал ефектите на CO2, Nd:YAG и Er:YAG ласерот во цврстите ткива и само при употреба на Er:YAG ласерот не забележал растопување и карбонификација на емајлот.

Подот на аблациониот дефект по ласерското зрачење во емајлот добива форма на саќе од пчела, што беше забележано и во нашата студија (**Слика 10**), а потврдено со наодите на други автори4. Овој вид на формации укажува дека препарациите на забното ткиво со Er:YAG ласерот се компатибилни со барањата на адхезивната стоматологија. Препарациите со турбина и дијамантски борер оставаат зад себе рамна површина (**Слика 5**) која изискува додатна обработка на емајлот во смисла на кондиционирање, односно нагризување со киселини кои често оставаат непријатен вкус во устата на пациентот и неретко додатна хиперсензитивност на забот во случај на нивно недоволно испирање.

Заклучоци

1. Ултраструктурната анализа со SEM на емајлот покажа дека секој ласерски пулс со енергија од 350 mJ и фреквенција од 6 Hz врши аблација во вид на кратер со форма на конус, јасни граници и без знаци на карбонификација и топење на емајлот во неговото дно. Механичкиот стрес при ударот на пулсот во емајлот во текот на аблацијата, некогаш доведува до појава на радијални распоредени пукнатини.

2. Емајлот во дното на кратерот добива форма на саќе од пчела што е совршено компатибилно со барањата на адхезивната стоматологија, за разлика од препарациите со дијамантски борер кои бараат додатно нагризување со киселина во интерес на микроретенцијата.

SEM INVESTIGATION OF Er:YAG APPLICATION AND CONVENTIONAL METHOD ON ENAMEL

Stevanović M.

Abstract

The idea to change the conventional way of tooth preparation with laser preparation focused the attention towards the changes in hard dental tissues after laser application.

The purpose of this study was: to determine the changes in enamel structure after laser preparation and to compare the effects on enamel structure after laser preparation and after using the conventional method.

For this purpose we used 10 extracted intact human teeth. All teeth were extracted for orthodontic reason. Each tooth was cut in two longitudinally. One half was treated with the Er:YAG laser and the other with the conventional method with a diamond burr. For the laser preparation the following parameters have been used: 6Hz and 350mJ energy per pulls.

All specimens were analysed with SEM.

Results from the ultra structural analyse with SEM proved that Er:YAG laser can successfully be used for enamel ablation. SEM observations showed that the cavities produced by the laser irradiation in enamel were crater-like round or slightly oval with clear margins and no signs of melting or carbonification.

Key words: laser, enamel, diamond burr, SEM.

Литература

1. Blum J., Peli J., Abadie M. Effects of the Nd: YAG Laser on Coronal Restorative Materials:

Implications for Endodontic Retreatment. J Endodon 2000; 26(10): 588-592.
2. Franetzki M. Laser in der Zahnmedizin. Zahneilkunde 1991; 3: 15-18.
3. Geibel M., Hofmann W., Raab M-H. Untersuchungen zum Einsatz des Er:YAG Laser im Rahmen der Fissurenversiegelung. Dtch Zahnarztl 1995 50: 248-251.
4. Giusti JCM., Santos-Pinto L., Lizarelli RFZ., Bagnato SV. Ablation Rates and Morphological Patterns of Deciduous Tooth Enamel after Er:YAG Laser Irradiation: An In Vitro Study. J Oral Laser applications 2002: 2: 159-164.
5. Hibst R. Lasereinsatz in der Zahnmedizin. Meditech 1991 2 (4); 18-19.
6. Hibst R. Lasereinsatz in der Zahnmedizin. Meditech 1991 2(4): 49.
7. Keller U. Laser in der Zahnmedizin – Indikationen und klinische Perspektiven. Sonderdruck 1993 (4) 12: 38-43.
8. Keller U., Hibst R. Therapeutischer Einsatz des Er:YAG Laser in der Mundhole. Lasermedizin 1993 (9): 41-47.
9. Meuerman JH., Hemmerle J., Voegel JC., Rauhmaa-Maiken R., Luomanen M. Transformation of Hydroxyapatite to Fluorapatite by Irradiation with High-Energy CO2 laser. Caries Res 1997; 31: 397-400.
10. Morioka T, Tagomori S, Oho T. Acid Resistance of Lased Human Enamel with Er:YAG Laser. J Cl Laser Med&Surg 1991; 6:215-217.
11. Morioka T., Tagomori S. Enhancing effects of Nd:YAG laser on remineralisation of incipient dental caries. SPIE1989; 1066: 217-220.
12. Morioka T., Tagomori S., Nara Y. Application of Nd:YAG Laser and Fluoride in the Prevention of Dental Caries. Proceedings of the International Congress of Laser in Dentistry, Tokyo, Japan 1988.
13. Myaki S., Watanabe I., Eduardo C., Issao M. Nd:YAG laser effects on the occlusal surface of premolars. Am J Dent 1998; 11:103-105.
14. Nara Y, Tagomori S, Numata Y, Morioka T. Effect of Er:YAG Laser on Acid Resistance of Human Tooth Enamel. Surg med Lasers.1990; 3(4):208-210.
15. Nelson D, Shariati M, Glena R, Shields C, Featherstone J. Effect of Pulsed Low Energy Infrared Irradiation on Artificial Caries-Like Lesion Formation. Caries Res 1986; 20:289-299.
16. Rechman p., Hening T., Kaufman R. Laser in der Zahnartsubstanzabtragung: Grundlagen, Moglichkeiten und Aussichten. ZWR. 1992 (3): 44.
17. Sustercic D., Lukac M., Majaron B., Funduk N., Influence of Er: YAG laser parameters on ablation of enamel and dentin. Zdrav Vestn 1998; 67: II-57-61.
18. Tagomori S, Iwase T. Ultrastructural Change of Enamel Exposed to a Normal Pulsed Nd-YAG Laser. Caries Res 1995; 29: 513-520.
19. Tagomori S., Morioka T. Combined Effects of Laser and Fluoride on Acid Resistance of Human Dental Enamel. Caries res 1989; 23: 225-231.