Usporedba različitih vrsta visokoenergetskih lasera u kirurškoj terapiji benignih oralnih lezija metodom infracrvene termografije

Batinjan, Goran

Doctoral thesis / Disertacija

2021

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, School of Dental Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:127:467166

Rights / Prava: Attribution-NonCommercial 4.0 International/Imenovanje-Nekomercijalno 4.0 međunarodna

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-29**

Repository / Repozitorij:

University of Zagreb School of Dental Medicine Repository

DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI



Sveučilište u Zagrebu

STOMATOLOŠKI FAKULTET

Goran Batinjan

Usporedba različitih vrsta visokoenergetskih lasera u kirurškoj terapiji benignih oralnih lezija metodom infracrvene termografije

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2021.



Sveučilište u Zagrebu

STOMATOLOŠKI FAKULTET

Goran Batinjan

Usporedba različitih vrsta visokoenergetskih lasera u kirurškoj terapiji benignih oralnih lezija metodom infracrvene termografije

DOKTORSKI RAD

Mentori: prof.dr.sc. Irina Filipović Zore
doc.dr.sc. Damir Aumiler

Zagreb, 2021.



SCHOOL OF DENTAL MEDICINE

Goran Batinjan

Comparison of different types of high-energy lasers in surgical treatment of benign oral lesions using infrared thermography

DOCTORAL DISSERTATION

Supervisors: Professor Irina Filipović Zore
Assistant Professor Damir Aumiler

Zagreb, 2021

Rad je ostvaren na: Stomatološkom fakultetu, Sveučilišta u Zagrebu, na Zavodu za oralnu kirurgiju

Mentori: prof.dr.sc. Irina Filipović Zore

Zavod za Oralnu kirurgiju,

Stomatološki fakultet

Sveučilište u Zagrebu

Hrvatska

doc. dr. sc. Damir Aumiler

Institut za fiziku

Hrvatska

Lektor hrvatskog jezika: Gordana Marenić, profesor hrvatskog jezika i književnosti

Lektor engleskog jezika: Maja Marijanović Razumović, profesor engleskog i francuskog jezika i književnosti

Sastav Povjerenstva za ocjenu doktorskog rada:

1. _____
2. _____
3. _____
4. _____
5. _____

Sastav Povjerenstva za obranu doktorskog rada:

1. _____
2. _____
3. _____
4. _____
5. _____

Datum obrane rada:

Rad sadrži: 86 stranica

8 tablica

24 slike

1 CD

Rad je vlastito autorsko djelo, koje je u potpunosti samostalno napisano uz naznaku izvora drugih autora i dokumenata korištenih u radu. Osim ako nije drukčije navedeno, sve ilustracija (tablice, slike i dr.) u radu su izvorni doprinos autora poslijediplomskog doktorskog studija. Autor je odgovoran za pribavljanje dopuštenja za korištenje ilustracija koji nisu njegov izvorni doprinos, kao i za sve eventualne posljedice koje mogu nastati zbog nedopuštenog preuzmanja ilustracija, odnosno propusta u navođenju njihovog podrijetla.

Zahvala

Zahvaljujem svojoj mentorici prof. dr. sc. Irini Filipović Zore na pomoći, savjetima i podršci koje mi je pružila tijekom izrade ove disertacije.

Također zahvaljujem mentoru dr. sc. Damiru Aumileru na svim savjetima, tehničkoj pomoći i idejama pri definiranju istraživačke metode, obradi podataka i realizaciji ovog rada.

Zahvaljujem izv. prof. dr. sc. Dragani Gabrić na pomoći prilikom provođenja kliničkog dijela istraživanja i rada s laserima.

Veliko hvala za pomoć i korisne savjete pri izradi rada i statističkoj obradi rezultata dugujem prof. dr. sc. Asji Čelebić i prof. Milanu Papiću.

Posebnu zahvalu želim uputiti svojoj obitelji, supruzi i sinu na njihovoj bezgraničnoj potpori, razumijevanju i ljubavi koju su mi pružali tijekom izrade ovog rada.

Sažetak

USPOREDBA RAZLIČITIH VRSTA VISOKOENERGETSKIH LASERA U KIRURŠKOJ TERAPIJI BENIGNIH ORALNIH LEZIJA METODOM INFRACRVENE TERMOGRAFIJE

Posljednjih godina laseri su našli višestruku primjenu u mnogim poljima znanosti pa tako i u području dentalne medicine. Stručna literatura se gotovo svakodnevno nadopunjava novim rezultatima koji pokazuju pozitivan učinak lasera na tkiva te se sve više proširuju indikacije i za lasersku kirurgiju u području orofacijalne regije.

Svrha ovog istraživanja bila je procijeniti učinkovitost visokoenergetskog diodnog LaserHF, Er,Cr:YSGG, Er:YAG i Nd:YAG lasera u kirurškoj terapiji benignih oralnih lezija u usporedbi s konvencionalnom kirurškom metodom te praćenje i usporedba temperaturnih razlika i promjena tijekom operativnog zahvata laserom. U istraživanje je bilo uključeno 250 pacijenata podijeljenih u 5 skupina slučajnim odabirom. Temperatura operativnog područja bilježila se pomoću termografske kamere Flir T335 prije, tijekom i nakon zahvata. Termografska očitanja vršila su se naknadno na temelju snimljenih termografa. Trećeg i sedmog postoperativnog dana pacijenti su popunjavali Upitnik o zadovoljstvu pacijenta OHIP – CRO 14.

Rezultati ukazuju da postoje statistički značajne termografske razlike ($p<0,05$) tijekom i nakon zahvata između laserskih skupina. Postoji statistički značajna razlika postoperativne kvalitete života (OHIP-CRO 14) ($p<0,01$) između pacijenata ispitnih skupina koje su operativno bile podvrgnute laserskoj terapiji uklanjanja intraoralnih benignih lezija i kontrolne skupine. Rezultati pokazuju da Er:YAG laser ima statistički značajno manji intenzitet zagrijavanja okolnog tkiva tijekom i nakon terapije ($p<0,05$). Ne postoji statistički značajna razlika između postoperativnog tijeka i dužine trajanja oporavka pacijenata nakon terapije visokoenergetskim laserima ili konvencionalnom metodom ($p>0,05$). Rezultati ukazuju da je hlađenje vodom i zrakom, prilikom terapije visokoenrgetskim laserima, neophodno kako bi se smanjio porast temperature u operativnom području.

Ključne riječi: terapija laserom; oralna kirurgija; diodni laser; Nd:YAG laser; Er:YAG laser; Er,Cr:YSGG laser; mekotkivne oralne lezije

Summary

COMPARISON OF DIFFERENT TYPES OF HIGH-ENERGY LASERS IN THE SURGICAL TREATMENT OF BENIGN ORAL LESIONS USING INFRARED THERMOGRAPHY

Aim:

The purpose of this study was to evaluate the effectiveness of high-energy diode LaserHF; Er,Cr:YSGG; Er:YAG and Nd:YAG lasers in surgical treatment of benign oral lesions compared to conventional surgical methods, and to monitor and compare temperature differences and changes during laser surgery.

Materials and methods:

The study included 250 patients, randomly divided into 5 groups. The temperature of the treated area was recorded using a Flir T335 thermographic camera before, during and after the treatment. Thermographic readings were subsequently made on the basis of recorded thermographs. On the third and seventh postoperative day, the patients completed the OHIP-CRO 14 Patient Satisfaction Questionnaire.

Results:

The results indicate that there are statistically significant thermographic differences ($p < 0.05$) during and after the intervention between different laser groups. There was a statistically significant difference in the postoperative quality of life (OHIP-CRO 14) ($p < 0.01$) between the patients in the test groups who had undergone laser therapy to have intraoral benign lesions removed and the control group.

The results showed that the Er: YAG laser had statistically significantly lower intensitiy of heating of the surrounding tissue during and after therapy ($p < 0.05$). There is no statistically significant difference in the postoperative course and the length of recovery between the patients who had undergone laser tratment and those who were treated using the conventional method ($p > 0.05$).

Conclusion:

Er:YAG (λ=2940 nm) and Er,Cr:YSGG (λ=2780 nm) lasers generate lower levels of heat compared to diode and Nd:YAG lasers and may provide safer surgery of soft tissues without destructive effects of temperature increase.

There is a difference in wound healing after surgical removal of benign lesions using a laser and conventional surgery; however it is not statistically significant.

There is a difference in pain intensity after the procedure depending on therapeutic protocol used. Recovery after the procedure and return of quality of life to the preoperative level differs depending on the therapeutic protocol.

There is a statistically significant difference between four laser test groups in energy dissipation and the temperature of the surrounding tissues after the therapy.

This research confirms that when high-energy lasers are used, cooling with water and air is necessary to reduce the temperature rise in the operating area.

Keywords: laser treatment; oral surgery; diode laser; Nd:YAG laser; Er:YAG laser; Er,Cr:YSGG laser; oral soft tissue

SADRŽAJ

1.	**UVOD**……...……	1
	1.1. Povijest istraživanja svjetlosti……	2
	1.2. Laseri u stomatologiji i oralnoj kirurgiji……	7
	1.3. Laserski sustavi…….……..	9
	1.4. Učinci lasera na tkivo……..……....	11
	1.5. Prednosti i mane stomatoloških lasera…….……..	18
	1.5. Intraoralni laseri…….…….	20
	1.6.1. Diodni laser (805-1064 nm)…….	21
	1.6.2. Neodimij: YAG laser (1064 nm)……..	21
	1.6.3. Erbijev laser (2780 – 2940 nm)……	22
	1.7. Termografija……...	23
2.	**HIPOTEZA I CILJEVI**……..	29
3.	**ISPITANICI I POSTUPCI**…….	31
	3.1. Ispitanici…….	32
	3.2. Postupci……..	34
	3.3. Termografsko mjerenje i obrada termograma……	39
	3.4. Statističke metode……...	43
4.	**REZULTATI**……...	44
5.	**RASPRAVA**…….	59
6.	**ZAKLJUČCI**……...	67
7.	**LITERATURA**…….	69
8.	**ŽIVOTOPIS AUTORA S POPISOM OBJAVLJENIH RADOVA**….	82
	PRIVITAK	
	Prilog 1	
	Prilog 2	

Popis kratica korištenih u disertaciji:

CO_2	ugljikov dioksid (*engl. carbon dioxide*)
CW	kontinuriani val (eng. continuous wave)
DAT	teletermometrija dinamičnog područja (eng. dynamic area telethermometry)
Er,Cr:YSGG	itrij-skandij-galijev granat dopiran atomima erbija i kroma (*engl. erbium, chromium doped yttrium scandium gallium garnet*)
Er:YAG	itrij-aluminijev granat dopiran atomima erbija (*engl. erbium-doped yttrium aluminium garnet*)
ETD	električno termalna delaminacija
KTP	kalij titanil fosfat (*engl. potassium-titanyl-phosphate*)
Laser	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
Nd:YAG	itrij-aluminijev granat dopiran atomima neodimija (*engl. neodymium-doped yttrium aluminum garnet*)
OHIP-CRO 14	Upitnik procjene oralnog zdravlja na kvalitetu života pojedinca hrvatska inačica (engl. Oral Health Impact Profile)

1. UVOD

1.1. Povijest istraživanja svjetlosti

Napredak na području laserske tehnologije posljednjih desetljeća doveo je do uvođenja lasera u svakodnevnu stomatološku kliničku praksu i njihovu široku primjenu u svim segmentima stomatološke profesije. Nekad nepoznato i neispitano oruđe, danas je preraslo u važan dio kliničkog instrumentarija. Recentna literatura gotovo se svakodnevno nadopunjava novim pozitivnim rezultatima koji svakim danom proširuju indikacije i za lasersku kirurgiju u području orofacijalne regije.

Čovječanstvo je oduvijek bilo fascinirano svjetlošću, a njezina primjena u medicini ima svoje korijene u antičkim vremenima. Otkrića u području fizike početkom 20. stoljeća postavila su temelj laserske teorije koju je postulirao Albert Einstein, kulminirajući izumom ovog posebnog oblika svjetlosti u 1960-ima. Ubrzo nakon toga, istraživači su počeli proučavati moguće primjene laserske tehnologije u medicinskim i stomatološkim zahvatima.

Upotreba svjetlosti u medicini za potrebe dijagnoze i liječenja seže do antike. Svjetlost je omogućavala prvim liječnicima da proučavaju boju kože, pregledavaju rane i izaberu odgovarajuće terapijsko djelovanje, a toplina sunčeve svjetlosti ili vatre koristila se u svrhe liječenja. Grci i Rimljani prakticirali su svakodnevna sunčanja, mnoge rimske kuće imale su sunčanu sobu. Stari Egipćani, Kinezi i Indijci koristili su svjetlost za liječenje rahitisa, psorijaze, raka kože pa čak i psihoze (1).

Stari Egipćani, Indijci i Grci također su koristili prirodnu sunčevu svjetlost za vraćanje pigmenta pacijentima koji su bolovali od vitiliga tako da su aktivirali fotosenzibilizator psoralen koji se prirodno nalazi u peršinu i drugim biljkama (2-4). U 18. i 19. stoljeću europski liječnici koristili su sunčevu i umjetnu svjetlost za liječenje kožne tuberkuloze, psorijaze, ekcema i mikoznih funkoida (4). Ti, i drugi rani primjeri korištenja svjetlosti bili su preteča izuma i kasnije uporabe posebnog oblika svjetlosti – lasera – u medicini u posljednja četiri desetljeća.

Filozofi i znanstvenici dugo su vremena promišljali o prirodi svjetlosti: sastoji li se od čestica, valova, pritiska ili neke druge supstance ili sile?

U svojoj knjizi „*Book of Optics*“ objavljenoj 1021., perzijski matematičar, znanstvenik i filozof Ibn al-Haytham opisao je svjetlost kao pojavu koja se sastoji od niza malih čestica koje putuju u ravnoj liniji i odbijaju se od svih predmeta s kojima se sudare. Pierre Gassendi, francuski filozof, znanstvenik, astronom i matematičar opisao je svoju teoriju čestica svjetlosti čime je europske znanstvenike upoznao s atomističkim pogledom na svijet kojeg je uspostavio antički

grčki filozof Epikur (341. – 270. pr. Kr.). Gassendijev rad utjecao je na engleskog fizičara Sir Isaac Newtona (1642. – 1727.) koji je opisao svjetlost kao „*sitne čestice*“, odnosno čestice materije koje se „emitiraju u svim smjerovima iz izvora“ (5).

Škotski fizičar James Clerk Maxwell kasnije je eksperimentalno dokazao koncept vala. On je 1865. predložio teoriju elektromagnetskog vala svjetlosti te je pokazao da elektromagnetski valovi putuju točno brzinom svjetlosti (5).

Prethodne teorije, koliko god bile korisne prije 1900., nisu u potpunosti ili na zadovoljavajući način opisale karakteristike svjetla jer se ono u nekim slučajevima ponašalo kao čestice, te kao valovi u drugima. Ovaj kontekst istraživanja doveo je do područja kvantne teorije.

Krajem 1900. godine Max Planck iznio je svoju teoriju da se svjetlost sastoji od diskretnih i nedjeljivih paketa energije zračenja koje je nazvao *kvanti*. Planck ju je nazvao kvantom djelovanja (numerička vrijednost $h = 6{,}626 \times 10^{-34}$ Js).

Jedanaest godina kasnije britanski fizičar Ernest Rutherford dao je svoj doprinos kvantnoj teoriji kada je iznio postulat planetarnog modela atoma na temelju svojeg eksperimentalnog opažanja kako atomi raspršuju alfa čestice.

Danski fizičar Niels Bohr sintetizirao je Rutherfordov model atoma s Planckovom kvantnom hipotezom. Bohr je također teoretizirao da elektron u atomu može iznenada „preskočiti“ iz niže energijske razine u višu razinu, a kako bi to postigao, elektron mora dobiti energiju. Suprotno, elektron mora izgubiti energiju da „skoči“ s više energijske razine na nižu. Stoga, elektron može prelaziti iz jedne u drugu energijsku razinu tako da apsorbira ili zrači (emitira) energiju svjetlosti (6).

Albert Einstein dao je tri značajna doprinosa kvantnoj teoriji. Prvo, 1905. Einstein je razvio svoju kvantnu teoriju svjetlosti: „*U širenju zrake svjetlosti koja je emitirana iz izvorne točke, energija se ne distribuira kontinuirano duž povećanog volumena prostora, već se sastoji od konačnog broja energetskih kvanta lokaliziranih na točkama prostora koji se kreću bez dijeljenja i koji se mogu adsorbirati ili stvoriti kao kompletne jedinice*“ (7). Einstein je sam smatrao svoj rad o kvantima svjetlosti kao „najrevolucionarniji“ od svih njegovih radova iz 1905. godine, a 1921. g. primio je Nobelovu nagradu za fiziku za taj rad.

Einsteinov rad iz 1905. doprinio je stavu da se svjetlost sastoji od čestica. Godine 1909. Einstein je objavio svoj drugi značajni doprinos laserskoj teoriji objavom prve reference u fizici o *dualnosti vala-čestice* zračenja svjetlosti, koristeći Planckov zakon zračenja.

Einsteinovo veliko otkriće bilo je dodavanje treće alternative: stimulirana emisija, obrnut proces od stimulirane apsorpcije. Kada na pobuđeni atom upada svjetlost čija je energija

jednaka razlici energija pobuđene i niže energijske razine atoma, tada procesom stimulirane emisije atom zrači (emitira) svjetlost identičnu svjetlosti koja upada na atom. Emitirana svjetlost ima istu frekvenciju i u fazi je (odnosno koherentna) s upadnom svjetlošću. Stimulirana emisija odvija se kada ima više pobuđenih atoma nego atoma koji nisu pobuđeni (odnosno kada ima više atoma u višoj energijskoj razini nego u nižoj energijskoj razini), stanje koje je nazvano *inverzija naseljenosti*. Einstein je također pokazao da se proces stimulirane emisije odvija s istom vjerojatnošću kao apsorpcija iz nižeg stanja (8). Atom apsorbira i emitira svjetlost u obliku kvanta elektromagnetskog zračenja – fotona. Fotoni koji su emitirani procesom stimulirane emisije identični su upadnim fotonima na atom, tj. imaju istu frekvenciju (energiju), fazu (koherentni su), polarizaciju i smjer. Potrebno je pojasniti da Planck, Bohr ili Einstein nisu koristili pojam foton do vremena Einsteinovih radova 1916. – 1917. Američki kemičar Gilbert Lewis (9) bio je prvi koji je koristio taj izraz kada je objašnjavao, u pismu uredniku časopisa Nature 1926. godine, potrebu za novom nomenklaturom kako bi se opisale diskretne jedinice energije zračenja.

Prošla su desetljeća nakon Einsteinovih članaka iz 1916.-1917. o stimuliranoj emisiji prije značajnog napretka u razvoju lasera, i teorijskog i praktičnog, u 1950-ima i 1960-ima.

1951. Townes i post-doktorand Herbert J. Zeiger i doktorand James P. Gordon započeli su rad na izgradnji masera (maser - microwave amplification by stimulated emission of radiation). Počeli su eksperimentirati s molekulama amonijaka, spoja koji je bio poznat Townesu iz njegova rada s 24 GHz radarskim sustavom.

Inicijalni uspjeh postignut je krajem 1953. kada je Gordon vidio dokaze stimulirane emisije i pojačanja iz njihova uređaja, a početkom 1954. postigli su željeno masersko zračenje (10).

Dok je bio na odmoru od rada na Sveučilištu Columbia godine 1955., Townes je radio s francuskim fizičarem Alfredom Kastlerom na fakultetu École Normale Supérieure u Parizu. Kastler je razvio tehniku optičkog pumpanja, procesa u kojem se svjetlost koristi za povećavanje (pumpanje) naseljenosti atoma u višim energijskim razinama kao novi način utjecaja na materijale za mikrovalnu spektroskopiju. Townes je prepoznao da bi optičko pumpanje moglo postići naseljenosti energijskih razina nužnih za optički maser, tj. laser. U jesen 1957. Townes i Schawlow predložili su proširenje principa masera na infracrveno i vidljivo područje elektromagnetskog spektra (11).

Gordon Gould zabilježio je svoje ideje na devet rukom napisanih stranica, a prva stranica bila je naslovljena „*Neke grube kalkulacije o izvedivosti lasera: pojačanje svjetlosti s pomoću stimulirane emisije zračenja*“ – prvi puta da se spomenuo izraz LASER. Dana 13. studenog

1957. Gould je svoje bilješke ovjerio kod javnog bilježnika, što je smatrao nužnim korakom u procesu prijave patenta. Nakon 30 godina odgađanja izazova i sudskih postupaka, njegova nastojanja obrane svog patenta urodila su plodom (12).

Brojne tvrtke uključile su se u potragu za izgradnjom prvog lasera, uključujući tvrtku Hughes Research Laboratories u Californiji koja je imala ugovor o izgradnji masera s Odjelom za veze američke vojske. Odjel veze postao je zainteresiran za razvoj praktičnije verzije prethodno razvijenog mikrovalnog masera od rubina u krutom stanju koji bi mogao služiti kao mikrovalni pojačivač niske buke u zrakoplovima. Američki fizičar Theodore H. Maiman, koji se pridružio Hughesu 1956. i njegov asistent Irnee D'Haenens pridruženi su projektu. Njihov zadatak bio je zahtjevan, postojeći uređaj veličine stola težio je 2,5 tona. Uspjeli su razviti verziju koja je težila samo 2 kg, ali kontinuirana potreba da se koristi kriogeno hlađenje uređaja ograničilo je njegovu praktičnost.

Unatoč tome, Maiman je iskoristio to iskustvo s rubinom u svom kasnijem radu s laserom. Neki istraživači, uključujući Wiedera i Schawlowa i druge odbacili su rubin kao neodgovarajući i neučinkovit materijal za lasere, ali njihovi izračuni temeljili su se na nepotpunim podacima. Maiman je proveo vlastito istraživanje i otkrio je da rubin može biti dobar, pod uvjetom da se može optički napumpati izvorima intenzivne svjetlosti. Njegovo istraživanje pokazalo je da bi pulsirajuća bljeskalica dala dovoljno svjetlosti da se stvori rubinski laser. Njegov eksperimentalni dizajn lasera bio je elegantan i stao je u dlan ruke: šipka rubina promjera 1 cm i dužine 2 cm postavljena unutar zavojnica malih bljeskalica i aluminijski cilindar s reflektirajućom unutarnjom površinom koja je reflektirala svjetlost prema šipki rubina. Krajevi šipke ispolirani su, okomito na dužinu šipke i međusobno paralelno. Maiman je koristio reflektivni srebrni premaz na oba kraja i tada je uklonio premaz sa sredine jednog kraja kako bi stvorio prozirni otvor iz kojeg je mogla izaći zraka lasera i kako bi se mogla detektirati. Uređaj je bio spojen na odvojeni izvor energije (13).

Maiman je napisao rad kojim je prikazao svoje dokaze o rubinskom laseru u časopisu Physical Review Letters, vodećem časopisu za objavu novih istraživanja iz područja fizike u SAD-u. Urednik časopisa, Samuel Goudsmit, odbio je rad, očito ne shvaćajući značaj istoga. Moguće je da je smatrao da je Maimanov rad samo nastavak rada na maserima o kojima su već objavljivana otkrića. Maiman je tada rad predao britanskom znanstvenom časopisu Nature koji je rad odmah prihvatio i objavio ga 6. kolovoza 1960 (10,13).

Slijedili su drugi tipovi lasera (10):

- Sorokin i Stevenson demonstrirali su rad lasera urana u krutom stanju u studenom 1960. godine (14).
- Javan, Bennett i Herriott izumili su prvi plinski laser, helij-neon (He-Ne) laser koji je emitirao na valnoj duljini od 1,15 mikrometara (mikrona) u prosincu 1960. u Bellovu laboratoriju Murray Hill u New Jerseyu (15).
- 1961. Johnson i Nassau su u Bell Labs laboratoriju pokazali rad lasera od 1,06 mikrona izrađenog od iona neodimija (Nd) u kristalu kalcijeva volframa (16).
- 1961. Snitzer iz laboratorija American Optical (Southbridge, Massachusetts) izgradio je Nd laser u optičkom staklu (17).
- White i Rigden razvili su 632,8 nm HeNe laser u Bell Labs 1962. godine (18).
- 1962. Rabinowitz, Jacobs i Gould demonstrirali su optički pumpan laser cezija na TRG (12).
- 1962. Hall i kolege iz Istraživačkog centra General Electric (Schenectady, NY) razvili su kriogenski hlađen galij-arsenid (GaAs) poluvodički laser (19).
- Godina 1964. obilježila je demonstraciju itrij-aluminijevog granata dopiranog atomima neodimija (Nd:YAG) lasera. Laser su izradili Geusic, Marcos i van Uitert u Bell Labs (20).
- Patel je razvio ugljik dioksid (CO_2) laser 1964. godine u Bell Labs (21).
- Također 1964., Bridges je u Hughes Research Laboratories laboratoriju razvio laser od iona argona (22).
- Silfvast i kolege na Sveučilištu Utah proveli su iscrpna istraživanja s laserima od para metala tijekom 1960-ih (23).
- Sorokin i Lankard razvili su laser s organskim bojama (dye laser) sredinom 1960-ih (24, 25).
- Ewing i Brau iz laboratorija Avco Everett Research Laboratory (Everett, Massachusetts) prvi su demonstrirali tri excimer lasera: kripton fluorid, ksenon fluorid i ksenon klorid (26).
- Madey sa Sveučilišta Stanford demonstrirao je laser sa slobodnim elektronima (free electron laser) 7. siječnja 1975. godine (27).

Nekoliko godina kasnije, kada je komentirao medicinsku primjenu lasera, Maiman je predvidio korištenje lasera kao kirurškog alata koji ne izaziva krvarenje i koristi se u liječenju malignih bolesti te kao zubarska bušilica (28). Naveo je međusobno povezivanje krvnih žila kako bi se uklonile arterijske blokade kao jedan primjer uspješnog eksperimentiranja. Također je raspravljao o mikrokirurškoj laserskoj opremi koja bi mogla uništavati pojedine crvene krvne stanice te primjenu lasera u uništavanju pojedinih gena i drugih manjih masa bez gotovo ikakva učinka na okolno tkivo (29).

1.2. Laseri u stomatologiji i oralnoj kirurgiji

Ubrzo nakon što je demonstriran njegov izum, istraživači su počeli istraživati Maimanovu viziju lasera kao korisnog instrumenta u medicini. Njihova nastojanja dala su temelje današnjoj kliničkoj uporabi lasera u oftalmologiji, neurokirurgiji, urologiji, ginekologiji, gastroenterologiji, općoj kirurgiji, kardiovaskularnoj kirurgiji, ortopediji, estetskoj, dermatološkoj i plastičnoj kirurgiji, otorinolaringologiji, oralnoj kirurgiji, dentalnoj i veterinarskoj medicini (30,31).

Kako bi pronašli nove učinkovite metode uklanjanja karijesa, pionirska istraživanja međudjelovanja svjetlosti rubinskog lasera i strukture zuba započela su sredinom 1960-ih. Istraživači su otkrili da rubinski laser može ispariti karijes, ali da su visoke gustoće energije izazvale ireverzibilne nekrotične promjene pulpnog tkiva. Godinama kasnije razvoj lasera temeljen na atomima erbija (Er), koji je bolji za kliničke potrebe u smislu pripreme šupljine bez negativnih posljedica na pulpu, doveo je do daljnjih istraživanja (29 – 33).

Rana istraživanja na mekom intra-oralnom tkivu provedena su korištenjem rubinskog lasera (34, 35, 36). Razvoj CO_2 lasera i njegove sposobnosti ablacije mekog tkiva s minimalnim krvarenjem doveo je do istraživanja laserske oralne kirurgije (37-41).

Drugi istraživači proučavali su fotopolimerizaciju dentalnih kompozita (42-44) s argonskim laserom, moguću primjenu Nd:YAG lasera u zavarivanju protetskih nadomjestaka i zlatnih legura (45-47) i razne lasere u endodonciji (48-50).

Otorinolaringolozi, oralni kirurzi i periodonti bili su među prvima koji su koristi medicinske lasere intra-oralno kako bi izveli niz kirurških zahvata na mekome tkivu. Dana 3. svibnja 1990. u SAD-u predstavljen je prvi laser dizajniran specifično za potrebe opće stomatologije, dLase 300 Nd:YAG laser kojega su razvili braća Myers (51). Taj događaj označio je početak kliničke uporabe lasera od strane stomatologa.

Stomatolog iz Michigana dr. Terry D. Myers u suradnji sa svojim bratom oftalmologom dr. Williamom D. Myersom među prvima koriste lasere u svojoj praksi. Braća su istraživala prednosti lasera, elektronike i optike te su proizveli napravu prilagođenu korištenju u dentalnoj kirurgiji. Za razliku od medicinskog lasera, koji je prilagođen za stomatološku primjenu, njihov instrument dizajniran je za specifične potrebe stomatologa. Sadržavao je kontrolnu ploču koja se lako koristila i na kojoj su se birali sigurni i učinkoviti operacijski parametri za brojne kliničke indikacije lasera. Instrument je bio prenosiv, imao je vlastiti sustav hlađenja i nije zahtijevao posebne električne priključke i lako se postavljao i održavao. Imao je ugrađenu samo-dijagnostiku, autoklavivne ili jednokratne komponente te fleksibilan sustav dostave od optičkih vlakana koji osigurava intraoralni pristup i nudi potrebne povratne informacije potrebne stomatolozima (52).

Danas se u oralnoj kirurgiji i stomatologiji koristi velik broj valnih duljina, uključujući CO_2, Nd:YAG, argon, razne valne duljine diodnih lasera, dvije valne duljine erbija i kalij tifanil fosfat (KTP) (53-63).

Četrdeset i pet godina nakon prvih eksperimentalnih korištenja u stomatologiji, i gotovo 20 godina nakon njihova praktičnog uvoda u stomatologiju, laseri postaju sve uobičajeniji i čak rutinski, bilo kao pomoćne metode liječenja ili kao samostalni dodaci stomatološkoj opremi.

1.3. Laserski sustavi

Laserska energija treba se dostaviti na kirurški lokalitet metodom koja je ergonomska i precizna (64). Instrumenti s kraćim valnim duljinama (KTP, diodni, Nd:YAG laseri) imaju male, fleksibilne sustave od optičkih vlakana s vlaknima stakla koja dostavljaju lasersku energiju na ciljano tkivo. Budući da voda apsorbira valne duljine erbij i CO_2 lasera, a voda je značajna sastavnica konvencionalnih staklenih vlakana, te valne duljine ne mogu prolaziti kroz ta vlakna. Stoga se erbij i CO_2 uređaji izrađuju s posebnim vlaknima koja mogu prenositi valne duljine s polu-fleksibilnim šupljim valovodima. Neki od tih sustava koriste male vrhove od kvarca ili safira koji se spajaju na laserski uređaj za kontakt s ciljanim tkivom, dok drugi sadrže ne-kontaktne vrhove. Nadalje, erbij laseri koriste vodu za hlađenje tvrdog tkiva. Laseri imaju različite promjere vlakana, držala ili vrhove. Promjer vlakna, držala i vrha igra značajnu ulogu u isporuci energije.

Svi konvencionalni stomatološki instrumenti moraju fizički dotaknuti tkivo koje liječe, što operateru daje povratne informacije. Kako je spomenuto, stomatološki laseri mogu se koristiti u kontaktu ili bez kontakta. Vrh od vlakana može se lako umetnuti u periodontalni džep kako bi se uklonile male količine granulomatoznog tkiva. Kod korištenja bez kontakta, zraka je usmjerena u metu na određenoj udaljenosti. Ovaj način rada koristan je kada se slijede razne konture tkiva, ali zbog gubitka taktilnog osjećaja kirurg mora pozorno pratiti interakciju tkiva i laserske energije. Svi stomatološki laseri s nevidljivom svjetlošću (Nd:YAG, CO_2, diodni, erbijski) opremljeni su odvojenom zrakom za ciljanje koja se može sastojati od laserske ili konvencionalne svjetlosti. Zraka za ciljanje dostavlja se koaksijalno duž vlakna ili valovoda i pokazuje operateru točno mjesto na kojem će laserska energija pogoditi tkivo.

Stomatološki laserski uređaji mogu emitirati svjetlost u dva načina rada kao funkciju vremena: 1) kontinuirano emitiranje ili 2) pulsno emitiranje (64). Pulsni laseri mogu se dodatno podijeliti na zatvoreni i slobodan način rada kada je u pitanju dostavljanje energije na ciljano tkivo. Stoga su opisana tri različita načina emisije, a to su:

1. Kontinuirani način rada, što znači da laser kontinuirano emitira svjetlost sve dok operater stopalom pritišće prekidač
2. Zatvoreni pulsni način rada, što znači da postoje periodične alternacije laserske svjetlosti, slično bljeskavoj svjetlosti. Ovakav način rada postiže se otvaranjem i zatvaranjem mehaničkog zatvarača ispred zrake kontinuiranog lasera. Svi kirurški

uređaji koji operiraju na kontinuirani način rada imaju ovu značajku. Neki uređaji mogu proizvesti pulseve koji traju samo u mikrosekundama (μs) ili milisekundama (ms). Najveća razina snage je 10 do 50 puta veća od one koju proizvode uređaji s kontinuiranim načinom rada i može se smanjiti termičko oštećenje tkiva. Napredniji uređaji imaju zatvarače koje kontrolira računalo i to omogućuje stvaranje jako kratkih pulsova. Proizvođači su izmislili mnoge izraze za opisivanje trajanja tih kratkih pulsova, uključujući „super-pulsovi" i „ultra brzi pulsovi".

3. Slobodni pulsni način rada. Ova emisija jedinstvena je po tome što se visoka energija svjetlosti lasera emitira uglavnom u mikrosekundama, nakon čega slijedi relativno dugo vrijeme tijekom kojega je laser ugašen. Primjerice, slobodno pulsirajući laser s trajanjem pulsa od 100 mikrosekundi i uz dostavljanje 10 pulsova po sekundi znači da je energija (svjetlost) lasera prisutna na kirurškom mjestu samo tisućiti dio sekunde, dok je ostalih 99,9% sekunde nema. Takvi uređaji imaju bljeskalice koje bljeskaju velikom brzinom i pumpaju aktivni medij te stvaraju laserske pulseve čija se snaga mjeri u stotinama ili tisućama wata. No, budući da je trajanje pulseva kratko, prosječna snaga koju osjeća ciljano tkivo je mala. Ovakvi uređaji ne mogu imati kontinuirani način rada vala ili zatvoreni pulsni način rada.

Pravi pulsni laseri pulsiraju zbog djelovanja mehanizma pumpanja unutar laserske šupljine. Zatvoreni pulsni laseri pulsiraju kao rezultat rada mehaničkog prekidača zrake izvan laserske šupljine. Medicinski i znanstveni laserski uređaji na raspolaganju su s trajanjem pulsova u nanosekundama (milijarditi dio sekunde) i pikosekundama (bilijunti dio sekunde) i u manjim rasponima. Takvi uređaji mogu proizvesti velike vršne snage laserskih pulseva, ali pripadajuće energije po pulsu su niske, što omogućuje povećanu kiruršku preciznost. Neki instrumenti mogu se kontrolirati na način da emitiraju samo jedan puls.

1.4. Učinci lasera na tkivo

Ovisno o optičkim svojstvima tkiva, energija svjetlosti iz lasera može imati četiri različite interakcije s ciljanim tkivom, a to su (65):

- refleksija
- transmisija
- raspršivanje
- apsorpcija

Refleksija jednostavno znači da se zraka odbija (reflektira) od površine bez učinka na ciljano tkivo. Reflektirana svjetlost može zadržati svoju kolimaciju u uskoj zraci ili može postati difuzna. Kako je navedeno, laserska zraka općenito postaje divergentnija kako se povećava udaljenost od uređaja. No, zrake iz nekih lasera mogu imati adekvatnu energiju na udaljenostima većima od 3 m od uređaja. U svakom slučaju, ova refleksija može biti opasna jer se energija može preusmjeriti na neželjene mete, kao što su oči. To je veliki sigurnosni problem kod laserskih operacija i razlog zašto svaka osoba u stomatološkoj ordinaciji mora nositi sigurnosne naočale za specifičnu valnu duljinu uz odgovarajuće bočne štitnike. Primjer refleksije bila bi interakcija između CO_2 lasera i implantata od titana. Energija CO_2 lasera reflektira se od implantata i može biti preusmjerena u oči stomatologa.

Druga interakcija je transmisija energije lasera izravno kroz tkivo, bez učinka na ciljano tkivo. Ovaj učinak također jako ovisi o valnim duljinama svjetlosti lasera. Voda, primjerice, relativno je prozirna (ne apsorbira) diodne i Nd:YAG valne duljine, dok tekućine iz tkiva apsorbiraju svjetlost erbij i CO_2 lasera na površini tako da se minimalno energije prenosi na okolno tkivo. Diodne i Nd:YAG valne duljine transmitiraju se kroz bjeloočnicu, leću, šarenicu, rožnicu, staklasto tijelo i očnu vodicu oka prije nego se apsorbiraju na mrežnici.

Treća interakcija je raspršivanje svjetlosti lasera koja umanjuje energiju lasera na ciljanom tkivu. Raspršivanje zrake lasera također može izazvati prijenos topline na tkivo pored kirurškog polja i može doći do neželjene ozlijede tkiva u operacijskom polju.

Apsorpcija svjetlosti (energije) lasera u ciljanom tkivu uobičajeni je željeni učinak. Količina energije koja se apsorbira ovisi o karakteristikama tkiva, kao što su pigmentacija i udio vode, kao i o valnoj duljini lasera. Primarni i korisni cilj laserske energije je apsorpcija svjetlosti lasera u ciljanom biološkom tkivu. Sljedeći fotobiološki učinci mogući su kada se koristi stomatološki laser (66):

- osnovna interakcija lasera i tkiva je fototermalna, što znači da se energija lasera pretvara u toplinu. Tri primarne fototermalne interakcije lasera i tkiva su rezanje/izrezivanje, ablacija/vaporizacija i hemostaza/koagulacija. Mijenjanjem raznih parametara veličine zrake (naziva se veličina točke), energije i vremena, moguće je postići da laseri obavljaju bilo koju od tri navedene interakcije:
    1. Zraka lasera u fokusu s malom veličinom točke koristi se za postupke rezanja/izrezivanja
    2. zraka lasera sa širom veličinom točke međudjeluje s tkivom na većoj površini, ali više površinski, što rezultira ablacijom površine
    3. zraka lasera izvan fokusa dovodi do hemostaze/koagulacije.

Određeni biološki pigmenti, kada apsorbiraju svjetlost lasera određene valne duljine, mogu postati fluorescentni, što se može koristiti za detekciju karijesa na okluzijskim površinama zuba. Laser se može koristiti u ne-kirurškom načinu rada za biostimulaciju s ciljem bržeg liječenja rana, olakšanje boli, povećanog rasta kolagena i općenito protuupalnog učinka.

Puls lasera na tvrdom dentalnom tkivu može proizvesti udarni val, što je primjer foto-akustičnog učinka svjetlosti lasera.

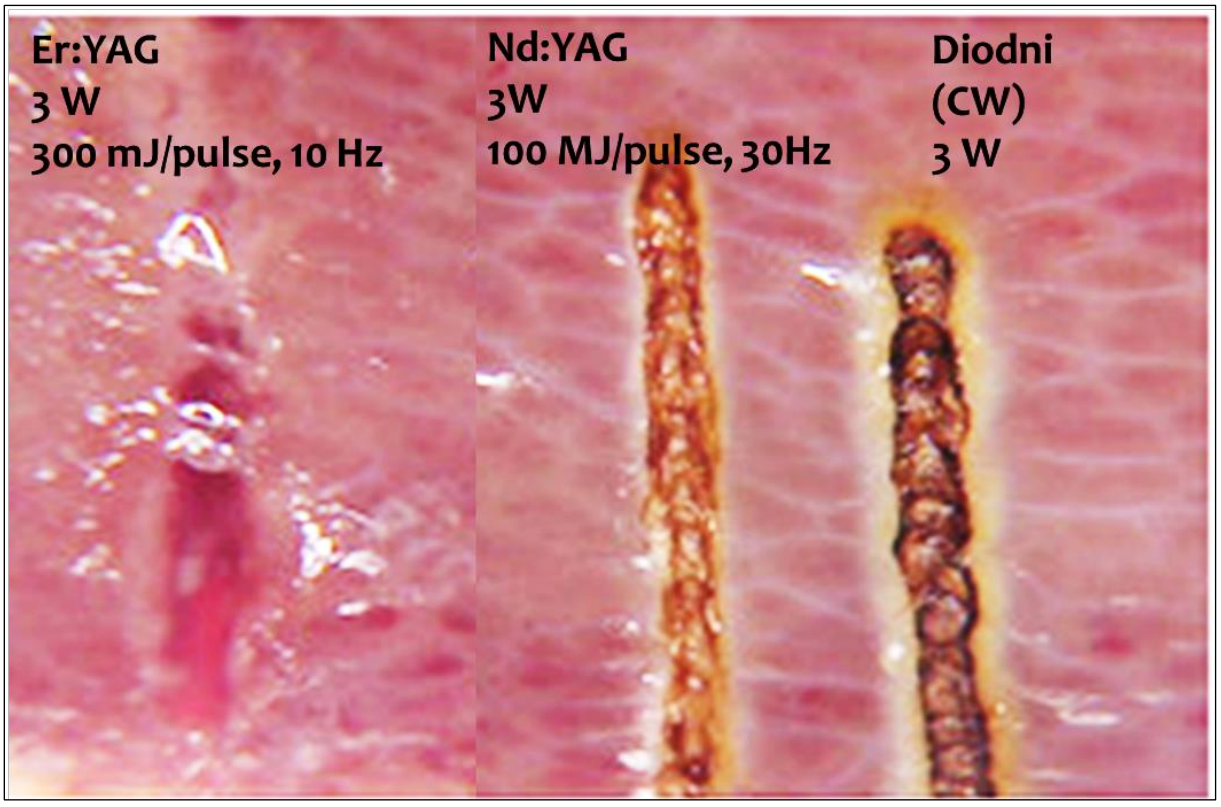
Termalni učinak energije lasera na tkivo primarno uključuje vodu u tkivu i povećanje temperature tkiva. Kao što Tablica 1. pokazuje, kada se temperatura ciljanog tkiva koje sadrži vodu povisi na temperaturu od 100 stupnjeva C, dolazi do isparavanja vode unutar tkiva i taj proces naziva se ablacija (67). Budući da meko tkivo sadrži visok postotak vode, rezanje/izrezivanje mekog tkiva počinje pri toj temperaturi. Na temperaturama ispod 100 stupnjeva i iznad i oko 60 stupnjeva, proteini se počinju denaturirati bez isparavanja. Taj fenomen koristan je kod kirurškog uklanjanja oboljelog granulomatoznog tkiva bez utjecanja na zdravo tkivo, sve dok se kontrolira temperatura tkiva (68). Pri 70 do 80 stupnjeva rubovi mekog tkiva mogu se spojiti bez potrebe za šavovima.

Obrnuto, ako se temperatura tkiva poveća na otprilike 200 stupnjeva, ono se dehidrira i spali, a konačni proizvod je ugljik. Ugljik jako upija sve valne duljine tako da može postati „toplinska spužva“ ako se nastavi uporaba lasera (70). Provođenje topline tada će izazvati veliku kolateralnu termalnu traumu, koja se naziva spaljivanje tkiva i do nje dolazi kada se koriste neodgovarajući parametri lasera.

Za dentalno tvrdo tkivo primarna interakcija odvija se pri 100 stupnjeva °C kada se voda pretvara u paru čiji povećani volumen izaziva eksplozivno širenje i uklanjanje toga tkiva (71).

Tablica 1. Energija lasera i termalni učinci na meko tkivo (izvorno preuzeto iz 71. uz dopuštenje izdavača).

Temperatura tkiva (°C)	Uočeni učinak
37 – 50	Hipertermija, bakterijska inaktivacija
> 60	Koagulacija, denaturacija proteina
70 – 90	Spajanje rubova rana mekog tkiva
100 – 150	Vaporizacija
>200	Karbonizacija, spaljivanje tkiva



Slika 1. Termalni učinci na meko tkivo (izvorno preuzeto iz 71. uz dopuštenje izdavača).

Učinci lasera na meko tkivo nakon ablacije (slika 1.)

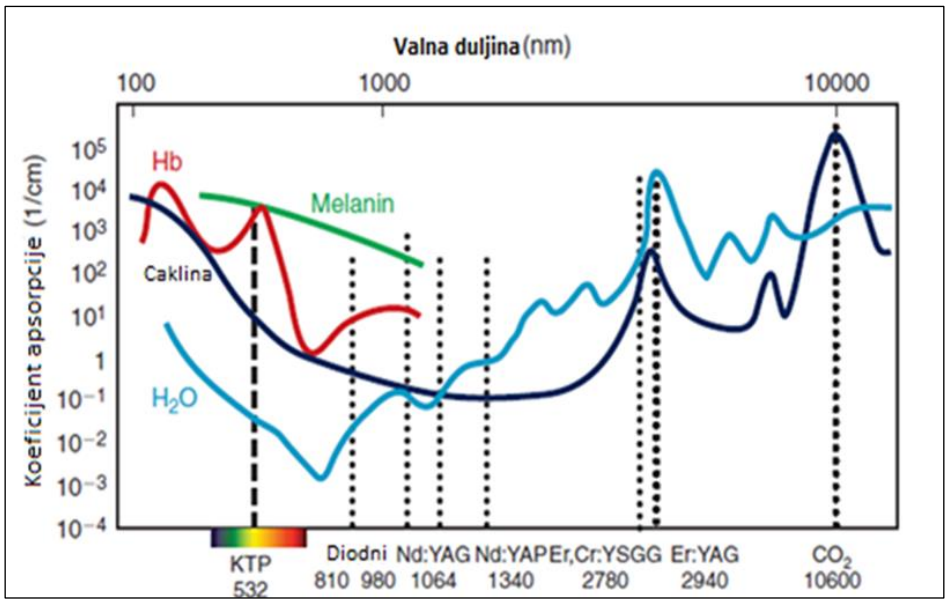
- Er:YAG laseri - učinkovito skida meko tkivo s minimalnom koagulacijom i bez karbonizacije
- Nd:YAG laser - debeli sloj koagulacije s umjerenom karbonizacijom
- diodni laser - najveća koagulacija i umjerena karbonizacija

Načini emisije lasera igraju važnu ulogu u povećanju temperature tkiva. Važan princip svakog načina rada emisije lasera je da svjetlosna energija pogađa tkivo u određenom vremenskom razdoblju, čime se proizvodi termalna interakcija (72). Ako se laser koristi u pulsnom načinu rada, moguće je da ciljano tkivo neće imati vremena ohladiti se prije emisije idućeg pulsa lasera. U kontinuiranom načinu rada, operater može ručno prekinuti emisiju tako da može doći do termalnog opuštanja tkiva. Tanko ili krhko meko tkivo treba se liječiti korištenjem pulsnog načina rada tako da su količina i brzina uklanjanja tkiva sporiji, ali je minimalna šansa oštećenja ciljanog i okolnog tkiva. Duži intervali između pulsova također mogu pomoći izbjeći prijenos topline na okolno tkivo. Nadalje, lagano strujanje zraka iz sisaljki visokog volumena pomaže da se ciljano područje održi hladnijim. Slično, kada se koriste laseri za tvrdo tkivo, vodeni sprej pomaže spriječiti nastanak mikro-fraktura kristalnih struktura i smanjuje vjerojatnost karbonizacije. Suprotno, debelo, gusto, fibrozno tkivo zahtjeva više energije kako bi se uklonilo. Iz istog razloga, zubna caklina, sa svojim visokim mineralnim sadržajem, zahtijeva više ablativne energije nego meko vodenastije tkivo. U svakom slučaju, ako se koristi previše termalne energije, cijeljenje se može produžiti i dolazi do povećanja post-operativne nelagode. Laseri imaju širok raspon varijabilnosti u parametrima pulsova. Kako bi se omogućilo hlađenje tkiva neki laseri omogućuju kirurgu da promijeni trajanje laserskog pulsa, što se naziva širina pulsa. Drugi laseri omogućuju kirurgu da kontrolira vrijeme između uzastopnih pulseva. Varirajući vrijeme koje je laser upaljen i ugašen, kirurg ima bolju mogućnost obrade različitih tipova tkiva. Kupac lasera treba procijeniti količinu varijabilnosti jedinice koju kupuje. Neke jedinice imaju fiksne širine pulsa koje se ne mogu promijeniti. To ograničava mogućnost kirurga da modificira postavke koje bi mu omogućile bolje liječenje različitih tkiva.

Radni ciklus ili ciklus emisije, je izraz kojim se opisuje koliko dugo je laser upaljen i ugašen. Ciklus od 10% znači da je laser upaljen 10% vremena i ugašen 90% vremena. Tanka, trošna tkiva trebaju se liječiti s manjim ciklusima, a debela tkiva mogu se liječiti većim ciklusima ili kontinuiranom emisijom.

Različite valne duljine lasera imaju različite koeficijente apsorpcije, s obzirom da su primarne komponente oralnog tkiva voda, pigment, krvni sadržaji i minerali (slika 2.). Stoga se laserska svjetlost može transmitirati, reflektirati, raspršiti ili apsorbirati ovisno o sastavu ciljanog tkiva. Primarne komponente nazivaju se kromofori, a oni apsorbiraju svjetlost (63, 73). Voda, koja je prisutna u svim biološkim tkivima, maksimalno apsorbira dvije erbij valne duljine, nakon čega slijedi CO_2 valna duljina. Suprotno, voda omogućuje transmisiju lasera kraćih valnih duljina

(primjerice diodni i Nd:YAG laseri). Zubna caklina sastoji se od karbonat hidroksiapatita i vode. Kristal apatita apsorbira CO2 valne duljine i u manjoj mjeri međudjeluje s erbij valnim duljinama. Nema međudjelovanja s kraćim valnim duljinama. Hemoglobin i druge komponente krvi i pigmenti kao melanin apsorbiraju zrake diodnih i Nd:YAG lasera u različitim količinama.



Slika 2. Aproksimativne apsorpcijske krivulje primarnih oralnih kromofora (izvorno preuzeto iz 71. uz dopuštenje izdavača).

Ljudska zubna tkiva sastoje se od kombinacije spojeva, tako da liječnik mora izabrati najbolji laser za svako liječenje (74). Za liječenje mekog tkiva, liječnik može koristiti bilo koju raspoloživu valnu duljinu jer se zrake svih stomatoloških lasera upijaju u jednu ili više komponenti mekog tkiva. Za tvrda tkiva, erbij laseri s jako kratkim trajanjem pulsova s lakoćom postižu ablaciju slojeva kalcificiranog tkiva uz minimalne termalne učinke. Zanimljivo, laseri kratkih valnih duljina (diodni i Nd:YAG) u biti su ne-reaktivni sa zdravom zubnom caklinom. Rekonturiranje gingivnog tkiva blizu zuba može biti bez rezultata ako se koriste te valne duljine. Suprotno, ako meko tkivo prelazi u karijesnu leziju, erbij laser može ukloniti leziju i meko tkivo vrlo učinkovito sve dok se koriste odgovarajuće postavke za svaki tip tkiva.
Uz jedinstvena optička svojstva apsorpcije, sve valne duljine imaju različite dubine penetracije kroz tkiva. Erbij i CO_2 laseri toliko se dobro apsorbiraju u tkiva koja sadrže visoki udio vode (sluznica) da te valne duljine penetriraju samo nekoliko mikrona u ciljano tkivo, dok diodni i Nd:YAG laseri mogu doprijeti nekoliko milimetara u dubinu tkiva. Važno je razumjeti da zbog relativne penetracije raznih valnih duljina u sluznici, interakcija tkiva može biti nastavljena

duboko izvan kirurškog polja. To može dovesti do termalne nekroze temeljnog tkiva i osteonekroze kostiju.

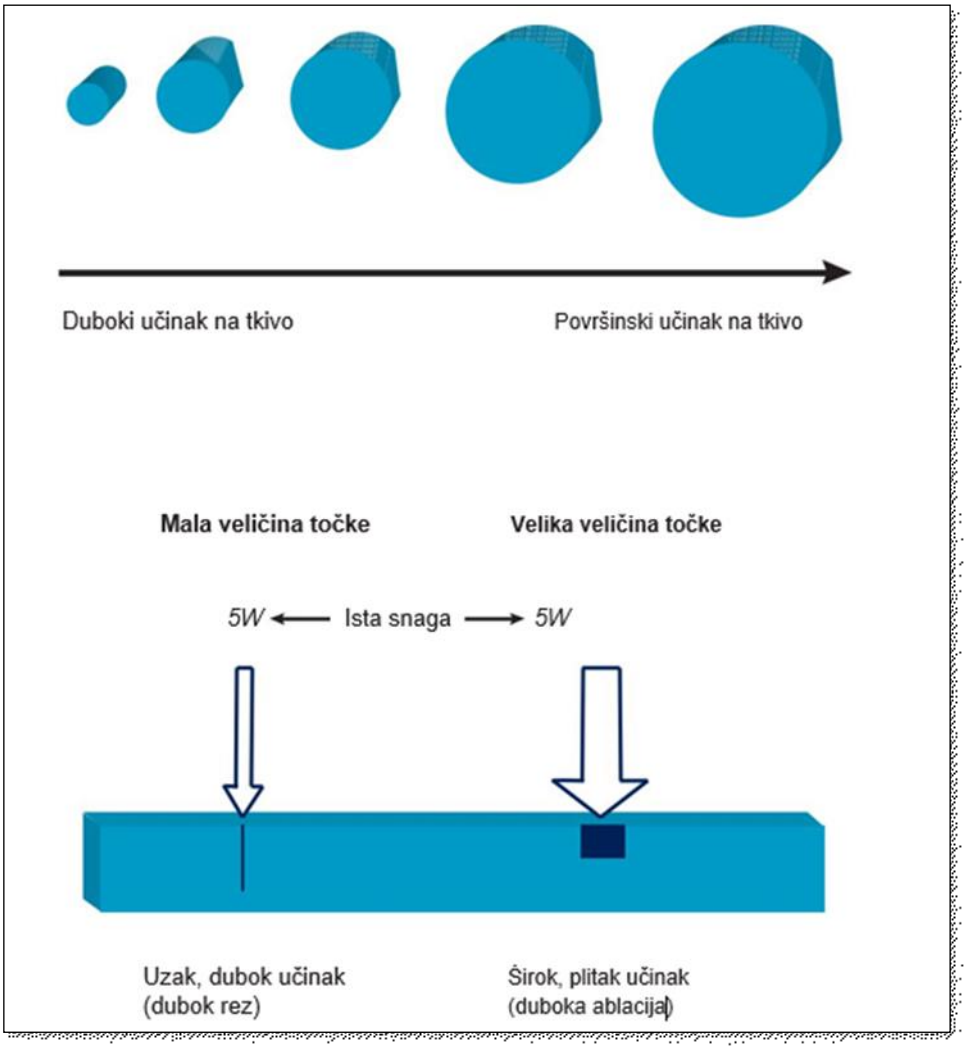
Razina ekstinkcije definira se kao debljina supstance u kojoj se apsorbira 98% energije lasera (75). Niska razina ekstinkcije znači da se energija lasera maksimalno upija u tkivo bez duboke penetracije i stoga je minimalna vjerojatnost dubokog termalnog oštećenja. Visoka razina ekstinkcije znači da energija lasera probija duboko u to tkivo. Budući da erbij i CO_2 laseri imaju valne duljine koje se najbolje apsorbiraju u tkivu s visokim udjelom vode, te valne duljine imaju najnižu razinu ekstinkcije u sluznici i najmanje je vjerojatno da će izazvati duboko termalno oštećenje, sve dok se koriste odgovarajući operativni parametri. Laseri s visokom razinom ekstinkcije također su sigurni za korištenje pod uvjetom da se slijede valjani operativni parametri. Suprotno, operateri s nedovoljnim usavršavanjem i obukom u korištenju tih valnih duljina riskiraju termalna oštećenja temeljnog tkiva.

Kako bi se odredila interakcija tkiva povezana s određenim laserskim uređajem, sljedeći čimbenici moraju se uzeti u obzir (76):

1. Svaka valna duljina lasera utjecat će na međusobno povezane komponente ciljanog tkiva: sadržaj vode, boju tkiva, krvožilni sustav i kemijski sastav
2. Promjer točke lasera na tkivu, odnosno veličina točke, bilo da se dostavlja u kontaktu s tkivom ili bez kontakta, stvorit će određenu količinu energije po kvadratnom milimetru tkiva. To se naziva gustoća energije ili tok. Postoji obrnuti odnos između veličine točke i toka, što je manja veličina točke veći je tok (slika 3). Primjerice, zraka promjera 200 mikrometara u usporedbi sa zrakom promjera 300 mikrometara uz istu izlaznu postavku imat će više nego dvostruko veću gustoću energije. Rezultat korištenja točke manje veličine stoga značajno povećava termalni transfer iz lasera u tkivo uz odgovarajuće povećanje apsorpcije topline na tom malom području. Ako zraka ima divergenciju, ako ju udaljimo od tkiva povećat ćemo njezin promjer i time će se smanjiti gustoća energije.
3. Količina vremena koje je zraci dozvoljeno da pogađa ciljano tkivo utjecat će na brzinu povećanja temperature tkiva. To vrijeme može se regulirati sljedećim:

a) Frekvencijom ponavljanja pulseva u pulsnom načinu rada: koliko ponavljanja pulsa u sekundi. Frekvencija ponavljanja mjeri se u hercima
b) Brzinom ruke: brzina pomicanja lasera kroz tkivo. Brzo kretanje lasera kroz kirurško polje možda neće dozvoliti adekvatno upijanje energije u tkivo. Suprotno, ako se laser presporo pomiče kroz kirurško polje može rezultirati velikim termalnim oštećenjem tkiva

4. Korištenje vodenog ili zračnog spreja može ohladiti tkivo, što utječe na razinu vaporizacije



Slika 3. Grafički prikaz odnosa između veličine točke i toka. Korištena je ista valna duljina i snaga, ali veličina točke je promijenjena. S lijeve strane, rez je uzak i dubok s manjom veličinom točke, s desne strane, rez je širok i plitak s većom veličinom točke.

Korisnik lasera mora biti svjestan tih čimbenika prije početka liječenja. Ako je moguće, operater tada može izabrati odgovarajuću valnu duljinu, promjer zrake (veličinu točke), fokusiranu ili defokusiranu udaljenost, ponavljanje i količinu i tip hlađenja tkiva. Točna kombinacija svih tih parametara treba osigurati učinkovit i pozitivan ishod. Kritično je važna obuka za rad s laserom kod određivanja kako manipulirati tim parametrima.

U većini zemalja, regulatorne agencije kontroliraju i operatore lasera i proizvođače lasera i standardi se strogo provode. U SAD-u Američki nacionalni institut za standarde (ANSI) daje smjernice za sigurno korištenje laserskih sustava kroz specifično definiranje kontrolnih mjera za lasere (77). Uprava za sigurnost i zdravlje na radu (OSHA) primarno se bavi sigurnom radnom okolinom i brojni preduvjeti postoje za laserske protokole. Centar za uređaje i radiološko zdravlje (CDRH) je ured unutar Administracije za hranu i lijekove (FDA) čija je svrha standardizirati proizvodnju laserskih proizvoda i osigurati sukladnost sa zakonodavstvom o medicinskim uređajima (78). Svi proizvođači lasera moraju dobiti dozvolu CDRH-a da proizvedu i prodaju svaki uređaj za specifičnu svrhu: to znači da FDA mora biti zadovoljna sigurnošću i učinkovitošću proizvoda. Priručnik tada daje upute operatoru kako koristiti uređaj za određeni postupak kojeg regulira CDRH.

1.5. Prednosti i mane stomatoloških lasera

Jedna od glavnih prednosti korištenja stomatoloških lasera je mogućnost selektivne i precizne interakcije s oboljelim tkivom. Laseri također omogućuju liječnicima da smanje količinu bakterija i drugih patogena u kirurškom polju i postignu dobru hemostazu sa smanjenom potrebom za šivanjem (79-82). Mnogi istraživači pokazali su mogućnost lasera da zatvore krvne žile i limfne čvorove što rezultira smanjenim postoperativnim edemima i manjom nelagodom nakon zahvata (28).

Laserski uređaji za tvrda tkiva selektivno uklanjaju oboljele zubne strukture jer karijesne lezije imaju značajno veći udio vode od zdravog tkiva, a voda je primarni apsorber valnih duljina lasera (71, 84-86). Ti isti uređaji pokazuju prednosti pred konvencionalnim uređajima visoke brzine koji se drže u ruci jer međudjeluju s površinom zuba, primjerice, dentin obrađen laserom nema sloj mrlja i priprema šupljine je dezinficirana zbog baktericidne prirode djelovanja laserske svjetlosti (87). Mane današnjih stomatoloških laserskih instrumenata su relativno visoka cijena i potrebno obučavanje (88). Liječnik mora spriječiti pregrijavanje tkiva i paziti na emboliju zraka koju izaziva visoki pritisak zračnog i vodenog spreja tijekom zahvata laserom. Druga mana erbij lasera je nemogućnost uklanjanja metalnih ispuna. Također, unatoč tome što proizvođači lasera tvrde suprotno, niti jedna valna duljina neće sama optimalno liječiti sve dentalne bolesti (89). Zbog toga je valjana obuka za rad s laserom vrlo važna kada se određuje valna duljina i od kojeg proizvođača kupiti (90).

Prednosti korištenja lasera su značajne, i za liječnike i pacijente. Lasersko svjetlo je monokromatično, koherentno i kolimirano, stoga dostavlja precizno energiju na ciljano područje. Laserska svjetlost učinkovitije reže tkivo nego skalpel, stvara potpuno isparavanje i koagulira krvne žile. Za postupke kontura, laser je možda najbolji izbor jer može oblikovati meko tkivo kroz selektivnu ablaciju (91).

Hemostatični učinak omogućuje povećanu preciznost i točnost te značajno poboljšava vidljivost mjesta zahvata. Kada se proučavaju histološki, rane od lasera sadržavaju značajno manji broj miofibroblasta. To dovodi do manjih rana i manje pojave ožiljaka te poboljšanog zacjeljivanja. Mobilnost dinamičnog tkiva (usne, jezik, dno usta, nepce) brže se vraća nakon zahvata. Zbog poboljšanog zacjeljivanja i hemostaze, intraoralne rane izazvane laserom često se mogu ostaviti bez šavova, zacjeljuju same, osim u slučajevima kada je poseban naglasak na kozmetici (92).

Kod laserske tehnologije pacijenti uglavnom iskuse manje postoperativno naticanje i bol. Fiziologija tog učinka još nije poznata, ali najvjerojatnije je u korelaciji sa smanjenom traumom tkiva i promjenom živčanog prijenosa. Budući da su pacijenti imali bezbolna kirurška iskustva s minimalnim postoperativnim komplikacijama, mnogi postupci mogu se obaviti i vanbolnički. Pacijenti se često mogu vratiti na posao jedan dan nakon zahvata, a ponekad čak i odmah nakon zahvata.

Unatoč mnogim prednostima, prilikom izbora odgovarajuće metode liječenja pacijenta, liječnik također mora uzeti u obzir i mane lasera. Iako je proces zacjeljivanja nakon zahvata općenito karakteriziran manjim razvojem ožiljaka i povećanom funkcijom, neki stručnjaci otkrili su da se brzina zacjeljivanja neznatno povećava u usporedbi s drugim tipovima rana. To odstupanje u zacjeljivanju neupitno je izazvano zatvaranjem krvnih žila i limfnih čvorova te kasnijom potrebom za neovaskularizacijom tijekom zacjeljivanja. Tipično intraoralno zacjeljivanje nakon laserske operacije može potrajati čak do 2 tjedna za rane za koje bi inače bilo potrebno 7 do 10 dana. Ako se koriste šavovi potrebno je uzeti u obzir duže vrijeme potrebno za zacjeljivanje kada se računa vrijeme za uklanjanje šavova kako bi se spriječilo preuranjeno puknuće rane.

Kod upotrebe lasera koji postižu adekvatnu hemostazu šavovi nisu potrebni, jer rane zacjeljuju na način da se formira fibrinozni koagul koji funkcionira kao biološki pokrov. Zbog spore epitelizacije rana izazvanih laserom, fibriozni koagul može biti prisutan i više od 2 tjedna (92). Liječnik koji je tek počeo koristiti lasere ne smije smatrati taj proces zacjeljivanja kao infekciju

i nepotrebno provesti čišćenje rane ili prepisati antibiotike kada ne postoje indikacije. Za razliku od postkirurškog zacjeljivanja kod konvencionalnih metoda, moguća je povećana bol 4 do 7 dana nakon zahvata, što se uobičajeno može kontrolirati analgeticima kao što je ibuprofen. Klinički izgled i očekivani osjećaj nelagode nakon laserske operacije trebaju biti teme o kojima se raspravlja s pacijentima kako bi se izbjegle nejasnoće i percipirane komplikacije.

Doslovno sve valne duljine lasera koje se koriste za operacije kako bi evaporirale, koagulirale ili rezale tkivo mogu ostaviti iza sebe nakupinu koja se naziva laserska maglica. Liječnici, asistenti i pacijenti mogu biti izloženi riziku zbog toga jer ta maglica sadrži karcinogene, iritante, prašinu, viruse i spore bakterija, ovisno o zahvatu. Također može sadržavati ugljikov monoksid, poliaromatične ugljikovodike, razne otrovne plinove i kemikalije kao što su formaldehid, vodikov cijanid i benzen. Trenutno ne postoje poznati potencijalni kronični zdravstveni učinci dugotrajne izloženosti toj maglici. Literatura na temu prijenosa infekcija putem laserske maglice je dvosmislena. Nekoliko studija pacijenata pozitivnih na HPV virus nije pokazalo prisutnost čestica virusa u maglici. Ali druge studije su pokazale prisutnost tog virusa u izmaglici (92,93). Niti jedna studija nije uključivala zahvat u usnoj šupljini. Pregledom literature nije pronađen niti jedan slučaj u kojemu se medicinsko osoblje razboljelo kao rezultat udisanja laserske maglice. No, u svakom slučaju, kontaminanti koje stvaraju laseri mogu se i moraju kontrolirati ventilacijom, sigurnim radnim praksama i korištenjem zaštitne opreme.

1.6. Intraoralni laseri

Razumijevanje fizike lasera i biološke interakcije svjetlosti lasera s tkivom ključno je kod određivanja odgovarajućeg lasera za svaki zahvat. Uspješno su korišteni razni mediji s različitim valnim duljinama kod liječenja raznih indikacija i tipova tkiva, uključujući argon (Ar), ugljični dioksid (CO_2), Er:YAG, Er,Cr:YSGG, Nd: YAG, KTP lasere, dugopulsirajuće i diodne lasere (94). Diodni, Nd:YAG, erbijevi i CO_2 laseri najčešći su intraoralni laseri zbog njihovih specifičnih svojstava ovisnih o valnoj duljini.

1.6.1. Diodni laser (805-1064 nm)

Mnogi proizvođači proizvode diodne lasere koji koriste valne duljine od 805 do 1064 nm. Oni su kompaktni, prenosivi i relativno su jeftine kirurške jedinice uz učinkovite i korisne prednosti korištenja kod kirurških zahvata oralnog tkiva. Diodni laseri mogu se koristiti u kontinuiranom ili pulsnom načinu rada te u kontaktu ili bez kontakta s tkivom. Laser s 980 nm diodom ima značajno višu apsorpciju u vodi, što znači da reže više optički nego termički s optičkom

penetracijom od manje od 300 mikrona. Romanos i Nentwig (95) otkrili su da laser s diodom od 980 nm proizvodi preciznije rubove reza nego laseri s drugim valnim duljinama. Uz razne zahvate u oralnoj šupljini i na mekom tkivu, laseri s diodama od 980 nm postali su popularni kao CO_2 laseri u liječenju periimplantitisa jer nude baktericidne učinke bez izazivanja promjena površine implantata (96).

1.6.2. Neodimij: YAG laser (1064 nm)

Nd: YAG laser je laser s krutom jezgrom koji se sastoji od štapića itrij-aluminijevog granata (YAG), dopiranog atomima neodimija. Aktivni medij lasera su trostruko ionizirani ioni neodimija (97). Djeluje u bliskom infra-crvenom dijelu spektra na 1064 nm, ovaj laser pokazuje minimalnu apsorpciju na površini tkiva i maksimalnu penetraciju što omogućuje koagulaciju tkiva u dubini (98). Optičko djelovanje je slobodnog toka, ali mora biti u pulsnom načinu rada zbog sposobnosti ovog lasera da prodire duboko u meko tkivo. Romanos je vjerovao da se većina zahvata može obaviti bez lokalne anestezije jer je trajanje pulsa kraće od vremena potrebnog da se pokrene akcijski potencijal u živcu (99).

Uspoređujući kirurške zahvate pomoću Nd:YAG lasera i konvencionalne zahvate koji koriste skalpel, White i suradnici zaključili su da se laseri mogu uspješno koristiti za liječenje intraoralnog mekog tkiva bez anestezije i uz minimalno krvarenje (100). Kada zahvat uključuje značajnu ablaciju ili resekciju tkiva, nužno je koristiti lokalnu anesteziju kako bi se izbjegao osjećaj nelagode kod pacijenta (98). Kao s diodnim laserima Nd:YAG laser može se koristiti u kontaktnom (izrezivanje) i ne-kontaktnom (koagulacija) načinu rada. Ta svojstva dovela su do korištenja ovog lasera u raznim maksilofacijalnim zahvatima, uključujući koagulaciju angiomatoznih lezija, hemostazu kod poremećaja krvarenja, artoskopsku kirurgiju temporomandibularnog zgloba, resekcije vaskularnog tkiva (u kombinaciji s CO_2 laserom) i palijaciju uznapredovale neoplazme (101). Ng:YAG laser pokazao je određene prednosti kod minimalno invazivnih periodontalnih terapija, uključujući debridment sulkusa i bakterijsku dekontaminaciju, što rezultira potencijalno stvaranjem novog gingivnog pričvrstka, regeneraciju kosti i ponovni rast periodontalnog ligamenta (102).

1.6.3. Erbijev laser (2780 – 2940 nm)

Skupina erbijevih lasera, uključujući dvije slične valne duljine, postala je popularna u dentalnoj implantologiji zbog nekoliko svojstava. Erbijevi laseri su pulsni laseri slobodnog toka s termalnim učincima koji su u interakciji samo s površinskim slojevima mekog i tvrdog tkiva

(103). Zrake se odbijaju od polirane metalne površine kao što je titan, tako da nemaju negativne učinke na dentalne implantate (104). Primjena erbijevih lasera u kirurgiji dentalnih implantata predlaže se za pripremu tvrdog tkiva, operacije drugog stadija, reviziju mekog tkiva i liječenje periimplantitisa (105-107). Iako erbijevi laseri mogu obavljati operacije kostiju, kao što je produljivanje kruna, prikupljanje autogenih graftova kosti i seciranje zubi, ti zahvati zahtijevaju više vremena nego tradicionalne metode. Zbog toga oralni kirurzi koji provode mnogo vremena u liječenju koštanog tkiva nisu još prihvatili tehnologiju erbijevih lasera.

1.7. Termografija

Od drevnih vremena toplina tijela smatrala se važnim indikatorom dobrog stanja i primjena mjerenja temperature i termalno oslikavanje nastavilo se razvijati. Tjekom godina, različitost uređaja poput toplomjera, termistora, termoelementa i sustava oslikavanja od tekućeg kristala korišteni su da bi se mjerila temperatura tijela. U zadnje vrijeme, s napretkom tehnologije, termografija se razvila u korisni uređaj pri dijagnosticiranju.

Termografija je metoda mjerenja distribucije temperature kože na tijelu tijekom nekog vremena. Tijekom zadnja četiri desetljeća, razni uređaji korišteni su da bi se izmjerila količina topline koju troši tijelo. Nepravilnosti koje utječu na protok krvi su posljedice abnormalnosti u distribuciji temperature i čak kad su one vrednovane, pokazat će točne dijagnostične podatke. Od svog početka, termografija se primjenjuje često u stomatologiji; međutim, njena uporaba je ograničena kada se uspoređuje sa drugim metodama dijagnosticiranja.

Procjena tjelesne temperature potječe još od grčke (prije Hipokarata) medicine (600 ± 400 BC) i od tada se to smatra medicinskim dijagnostičkim znakom (108). U svojoj knjizi Indikacija, Hipokrat također spominje da procjena temperature na različitim organima i vidljivim asimetrijama u distribuciji temperature može pomoći kod dijagnosticiranja i prognoziranja medicinskih poremećaja (109). Galileo je 1592. izumio polukvantitivni zračni toplomjer zvan Galileov termoskop koji može prikazati promjene temperature. Santorio Sanctorious je 1611. modificirao termoskop i izumio toplomjer koji pokazuje varijaciju temeljnih temperatura kod ljudi tijekom zdravog i bolesnog stanja. Wunderlich je 1911. uveo mjerenje groznice kao rutinsku kliničku dijagnostičku proceduru (110, 111). Hardy je 1931. pokrenuo modernu dob teletermometrije i opisao fiziološku ulogu infracrvenog zračenja ljudske kože i njenog potencijalnog dijagnostičkog značaja (112, 113). Godine 1986., Američka akademija neuro-mišićne termografije izdala je osnovne smjernice za provođenje termografskih pregleda (114). Temeljeno na metodi primjene, termografija se može kategorizirati u sljedeće vrste. Polu kvantitativna dodirna metoda koja koristi tekuće kristale, zvana termografija tekućeg kristala, kvantitativna detekcija pomoću infracrvenog zračenja bez dodira zvana infracrvena teletermografija i teletermometrija dinamičnog područja (DAT).

Toplomjer od tekućeg kristala sastoji se od fleksibilnih gumenih listića unutar kojih se nalaze kolesterni kristali. Ovi kristali poredani su na nekoliko slojeva i postavljeni u okvir. Listići se također mogu napuhati, tako da se površina osjetljiva na toplinu bolje prilagodi konturama tijela

(115). Da bi se izmjerile temperaturne promjene, kristalni listići stavljaju se preko površine koju treba pregledati. Nakon što se listići stave, kristali mijenjaju boju od svoje neutralne u drugačiju boju kao reakciju na temperaturu površine. Rezultirajući prikaz boje se fotografira pomoću polaroidne fotografije koja prikazuje trenutni tiskani primjerak slike (115).
Takvi sustavi su osjetljivi na tehniku, zahtjevaju da se mjeri vrijeme dodira sa kožom kako bi se zabilježila izvodljiva distribucija temperature. Štoviše, zabilježene temperature nisu točne zbog kontakta kristalnog listića sa površinom tijela što može izazvati kompenzacijsko zagrijavanje/hlađenje dodirnog područja. Drugi nedostaci su osjetljivost na niske temperature ($0.3\text{-}1^0$C) i slaba prostorna rezolucija (odvojenost dviju točaka koje su u blizini) od otprilike >5 mm (115).

Infracrvena termografija, teletermografija, teletermometrija, elektronska termografija ili digitalno infracrveno teletermografsko oslikavanje je nedodirna metoda mjerenja temperature gdje se detektor nalazi udaljen na jednoj točki (115). Sastoji se od infracrvenog detektora, pojačala - digitalizatora, mikroračunala i video zaslona (116). Infracrveni detektori koji se ovdje koriste su različitih vrsta, uključuju infracrveni detektor sa jednom komponentom, detektori sa infracrvenim linearnim nizom i detektori s dvodimenzionalnim nizom (117).

Teletermometrija dinamičnog područja (DAT) napredak je u infracrvenom oslikavanju u kojem se mjeri kvantitativna procjena promjena temperature (temporalno termalno ponašanje) preko područja jednolične temperature. Kako bi se zabilježilo temporalno termalno ponašanje, sa svake pozadine fotografira se niz termalnih slika. Vrijednosti svake jedinice pozadine čine vremenski niz temperatura, dinamiku koja se kvantitivno može analizirati pomoću brze Fourierove transformacije. Karakteristična osobina DAT-a je da spektar brze Fourierove transformacije može projicirati inherentno. DAT tako može utvrditi neurogenski posredovane termalne promjene koje prate autonomnu funkciju živaca i pružaju više fiziološke ili patofiziološke podatke. Kvaliteta DAT-a je i mogućnost utvrđivanja mikro prostorne homogenosti temperature kože (115-117).

Termografski postupak je bezbolan, neinvenzivan postupak koji se može izvršiti za nekoliko minuta i za koji je potrebno sljedeće: obučen teletermografer i visokokvalitetan teletermografski sustav koji se sastoji od infracrvene kamere, jedinice za termalni nadzor i programa za analizu slike. Ordinacija treba biti velika otprilike 2.5 x 3 metara kako bi se održala

jednolična temperatura. Soba ne smije imati propuh, ne smije biti tapecirana i potrebna je zavjesa kako bi se spriječilo da vanjske infracrvene zrake uđu u sobu. Prozori i vrata trebaju biti adekvatno zatvoreni kako bi se spriječio dotok zraka na područje gdje se pacijent nalazi. Standarno fluorescentno osvjetljenje je odgovarajuće i inkadescentno osvjetljenje se ne bi trebalo koristiti tijekom pregleda zbog količine infracrvenog zračenja koje emitira. Tijekom pregleda, pacijent treba biti smješten relativno jednako udaljen i dovoljno razmaknut od svakog zida (118, 119).

Ordinacija mora imati termometar kako bi se procijenila temperatura u sobi. Sobna temperatura treba se održavati između 18 - 23^{0}C i ne smije varirati više od jednog stupnja celzijusa tijekom trajanja ispitivanja. Vlaga sobe se također treba nadzirati (30 - 70%) tako da se vlaga ne nakuplja na koži, jer znoj ili razine isparavanja mogu uzajamno djelovati s infracrvenom svjetlošću (118, 119). Prije pregleda, pacijenti s manjim infekcijama na ili oko lica trebaju biti zabilježeni, kao i oni pacijenti koji imaju akne, porezotine od brijanja i sl. Budući da to može utjecati na dijagnozu i može se pojaviti kao hipertermalna neprirodna smetnja. Slično tome, ožiljci se mogu pojaviti kao patološke hipotermične rane. Pacijenti koji imaju groznicu i opekline od sunca ne mogu se podvrgnuti preciznoj analizi slike i u takvim slučajevima savjetuje se da odgode teletermografsku analizu lica dok se akutna faza ne povuče.

Slično tome, prije pregleda, lice pacijenta mora se očistiti od svih losiona, krema, pudera, dezodoransa ili antiperspiranata s područja koje se treba fotografirati budući da može utjecati na refleksivnost kože. Nikakva fizikalna terapija, ultrazvuk, akupunktura ili vrući / hladni oblozi se ne smiju koristiti 24 h prije pregleda. Područje tijela koje će se pregledati ne smije se brijati četiri sata i pacijent se ne smije prati sat vremena prije pregleda. Prije početka postupka kosa se treba povući unatrag s lica pomoću elastične trake za kosu a odjeća i nakit se trebaju skinuti s mjesta pregleda. Pacijentu treba biti dozvoljeno sjediti u opuštajućoj pozi minimalno 15 minuta prije pregleda kako bi se omogućilo stabilno fiziološko ponašanje. Električni ventilator koji se drži rukom može se koristiti 25 sekundi da bi se lice ohladilo prije inicijalnog postupka (118, 119).

Termografsko mjerenje u kliničkom okruženju može se izvršiti na određenom mjestu ili produženom području interesa. Prva metoda se zove statična termografija, a druga dinamička termografija. Infracrvena teletermografija lica kod normalnih ispitanika pokazala je da muškarci imaju viši bazalni metabolizam od žena i da njihova koža troši više topline po jedinici površine tijela. Slično tome, varijacije dobi i etniciteta kod facijalne temperature se također mogu pojaviti (120-122).

Gratt i njegovi kolege su 1996. godine razvili sustav klasificiranja koristeći teletermografe za pacijente s kroničnim bolovima (123). Klasificirali su ih kao normalne kada su vrijednosti odabranog anatomskog područja (ΔT) varirale od 0.0 do $+0.25^0$C, vruće kada je $>0.35^0$C, i hladno kada je $<0.35^0$C. Kada je vrijednost odabranog anatomskog područja 0.26 - 0.35^0C, pronalazak se klasificira kao nesiguran. Štoviše, također su otkrili da vrući termografi imaju kliničku dijagnozu; 1) simpatički posredovane boli, 2) posredovanu bol perifernih živaca, 3) atrtrofiju tarzometatarzalnog zgloba ili 4) maksilarnu upalu sinusa.
Ispitanici koji su klasificirani s hladnim pozadinama na svojim termografima imali su kliničku dijagnozu; 1) posredovane boli perifernih živaca, 2) simpatički posredovane boli. Ispitanici koji su klasificirani sa normalnim teletermografima uključivali su pacijente sa kliničkom dijagnozom; 1) sindroma napuknutog zuba, 2) trigeminalna neuralagija, 3) pre-trigeminalna neuralagija, 4) psihogenična facijalna bol. Ovaj novi sustav termalne klasifikacije rezultirao je u 92% slaganja kod klasificiranja pacijenata s bolovima čime je postao važan parametar za dijagnosticiranje (118, 123).

Kod pacijenata koji nemaju poremećaj temporomandibularnog zgloba snimljeni termogrami pokazali su simetrične termalne modele sa srednjim ΔT vrijednostima od 0.1^0C (118, 120, 124). S druge strane pacijenti koji imaju unutarnje poremećaje i osteoartrozu temporomandibularnog zgloba pokazali su ΔT vrijednosti od $+0.4^0$C (125, 126). Beth i Gratt su 1996. proveli dvostruko slijepo kliničko ispitivanje kako bi usporedili ΔT vrijednosti kod aktivnih ortodontskih pacijenata, pacijenata s poremećajem temporomandibularnog zgloba i asimptomatičnih pacijenata. Rezultati su pokazali da postoji statistički značajna razlika u ΔT vrijednosti termografski snimljenog temporomandibularnog područja ispitivanih skupina (127). Gore navedeni pronalasci sugeriraju da termografija može razlikovati pacijente koji su podvrgnuti aktivnom ortodonstskom tretmanu i pacijente s temporomandibularnim poremećajem (118, 127).

Pulpno tkivo zuba izloženo je nizu termalnih povreda tijekom različitih načina dentalnih tretmana. U zadnje vrijeme koristi se električno termalna delaminacija (ETD) za delaminaciju ortodontskih nosača, ova tehnika iako ima mnogo prednosti u odnosu na konvencionalnu mehaničku metodu može izazvati ozbiljno termalno oštećenje na pulpi. Cummings i suradnici su 1999. izveli in-vitro ispitivanje na izvađenim ljudskim predkutnjacima primjenom ETD-a.

Termalno oslikavanje napravljeno pomoću detektora od žive, kadmija i telurida pokazalo je da se pulpalna temperatura povećala sa 16.8^{0}C na 45.6^{0}C, što može biti ozbiljna prijetnja vitalnosti pulpe. Iz ispitivanja se može zaključiti da ETD metode trebaju naizmjenično hlađenje zubiju sa istovremenim termalnim oslikavanjem kako bi se izbjeglo oštećivanje pulpe (128). Slično tome uporaba mjernih uređaja ultra visoke brzine koje pokreće zrak tijekom pripreme usne šupljine može rezultirati ozbiljnim termalnim povredama na pulpi. Kako bi se ovo premostilo, vjeruje se da različita rashladna sredstva (zračno vodeni sprej ili samo zrak/voda) mogu se koristiti kako bi se smanjila intrapulpalna temperatura i spriječilo se oštećivanje pulpe. Tek 1979. godine su Carson i suradnici izveli ispitivanje u kojem su koristili termografiju kako bi utvrdili model distribucije i trošenje topline tijekom ultra brze pripreme usne šupljine koristeći ujedno i zračno vodeni sprej i samo zrak kao rashladna sredstva kako bi se utvrdilo je li generirana topline u određenoj točci. Ovo ispitivanje tvrdi da se srednja temperatura povećava s obje vrste rashladnih sredstava, 2.8^{0}C i 3.67^{0}C, i vjerojatno ne prelazi fiziološka ograničenja pulpe (129).

Tijekom godina mnoga ispitivanja pokazala su da tehnika termalnog oslikavanja može imati važnu ulogu kod učinkovitog utvrđivanja nedostatka inferiornog alveolarnog živca (118, 130). Gratt i suradnici su 1994. tvrdili da su pacijenti sa nedostatkom inferiornog alveolarnog živca pokazali da su ΔT vrijednosti od +0.50C na strani koja je oštećena, a ispitanici koji nisu imali nedostatak inferiornog alveolarnog živca pokazali su simetričnu termalnu ΔT vrijednost od +0.10C (131). Autori su tvrdili da su promjene rezultat vaskularno živčane vazokonstrikcije, a to su potvrdili isti suradnici u istoj godini kada je dobivena slična termička slika kod normalnih ispitanika s privremenom blokadom inferiornog alveolarnog živca koristeći 2% lidokaina (132).

N_2O je visoko netopivi plin koji pluća brzo apsorbiraju i eliminiraju, i zato se koristi sam ili u kombinaciji s drugim anestetičkim sredstvima (133). Rezultati različitih ispitivanja pokazali su da curenje N_2O na radnom mjestu može dovesti do ozbiljnih zdravstvenih problema kao što su reproduktivne, hematološke i živčane disfunkcije (134-138). Rademaker je 2009. proveo ispitivanje koristeći infracrvenu termografiju kako bi utvrdio učinkovitost dva N_2O sustava deionizacije - sustav sigurne maske za uspavljivanje The Safe Sedate Dental Mask (Airgas, Radnor, Pa.) (Sustav I) i Porterov sustav za uspavljivanje sa dušikovim oksidom (Porter Instrument, Hatfield, Pa.) (Sustav II). Rezultati upućuju da niti jedan sustav ne može nadzirati izloženosti N_2O oksidu na poslu (139).

Dodatne primjene teletermografije

- procjena kranio-mandibularnih poremećaja
- detekcija začepljenja karotide.
- kvantifikacija učinaka upale nakon operacije.
- kvantifikacija učinaka analgetika, protuupalnih lijekova itd.
- kod dijagnoze miofacijalnih simptoma.

Termografija pomaže u procjeni i postavljanju dijagnoze raznih disfunkcija u području glave i vrata. Jedinstveni značaj termografije je ujedno i kvalitativna i kvantitativna procjena koja pomaže kod utvrđivanja napretka bolesti na sistematičan način. Pomoću invoacije nove opreme i najmodernijih pogodnosti, termografija će se u bliskoj budućnosti zasigurno ponovno pojaviti kao jedinstveno sredstvo za istraživanje u stomatologiji (140).

2. HIPOTEZA I CILJEVI

Hipoteza

Među različitim vrstama visokoenergetskih lasera (diodni, Er:YAG, Er,Cr:YSGG i Nd:YAG) nema razlike u učinkovitosti i invazivnosti u kirurškoj terapiji benignih oralnih lezija, te nema razlike u ishodu cijeljenja u odnosu na konvencionalnu terapiju

Ciljevi:

- Utvrditi razliku u cijeljenju rane nakon kirurškog odstranjenja benignih lezija laserima i konvencionalnom kirurgijom

- Ispitati postoji li razlika u intenzitetu boli nakon zahvata s obzirom na terapijski protokol

- Utvrditi da li je kod svih ispitanika oporavak nakon zahvata i povrat kvalitete života na preoperativnu razinu jednak s obzirom na terapijski protokol

- Ispitati postoji li razlika u zagrijavanju okolnog tkiva s obzirom na vrstu primijenjenog lasera između četiri ispitne laserske skupine

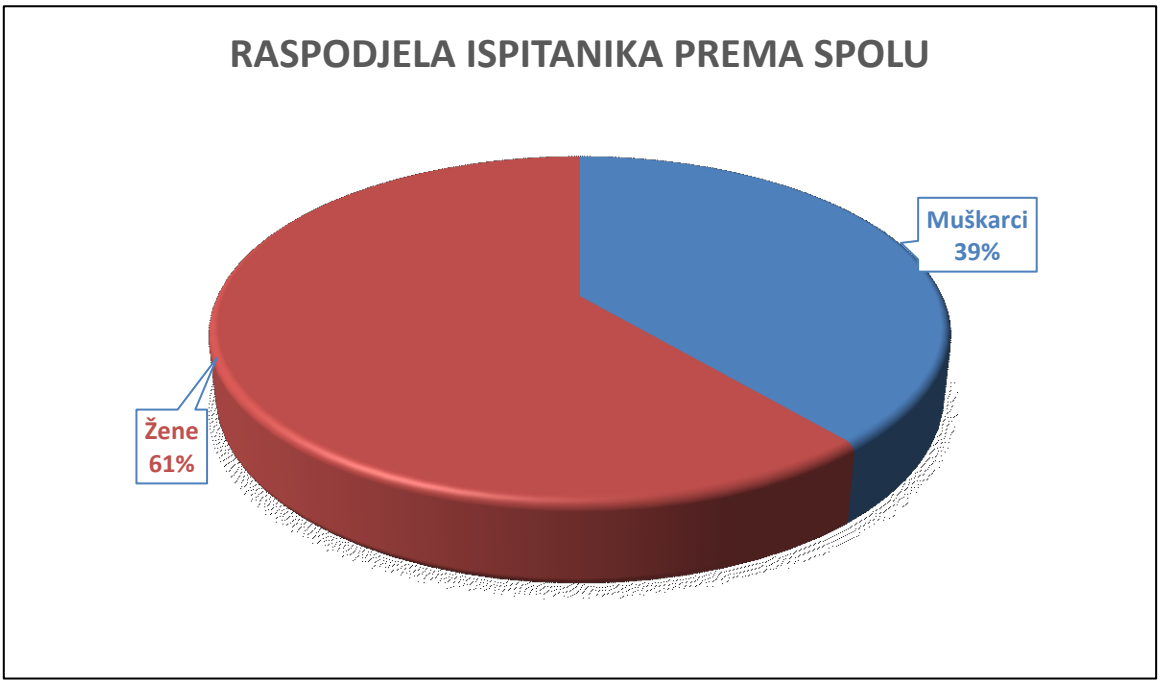
- Ispitati postoji li rasap energije lasera te porast temperature okolnih tkiva nakon terapije diodnim, Er:YAG, Er,Cr:YSGG ili Nd:YAG laserom

3. ISPITANICI I POSTUPCI

3.1. Ispitanici

U istraživanju je sudjelovalo 250 ispitanika, 153 (61%) ženskog spola i 97 (39%) muškog spola (Slika 4). U većem postotku bili su nepušači (64%) (slika 5). Ispitanici su prema dobi u rasponu između 18 - 67 godina uz najveću zastupljenost u dobi između 40 – 50 godina. Niti jedan ispitanik nije bolovao od sistemskih bolesti.

Svi ispitanici bili su pacijenti Zavoda za oralnu kirurgiju Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu i imali su potpune indikacije za kirurško uklanjanje benigne oralne lezije. Prije samog zahvata bili su detaljno obaviješteni o laserskoj terapiji, njezinom tijeku, djelovanju, indikacijama i kontraindikacijama te su nakon toga potpisivali informirani pristanak (Prilog 1) o terapiji laserom.



Slika 4. Raspodjela ispitanika prema spolu.



Slika 5. Raspodjela ispitanika s obzirom na pušenje.

Ispitanici su slučajnim odabirom raspodijeljeni u 5 skupina: prva skupina (u daljnjem tekstu „*Er:YAG skupina*“) sastojala se od 50 pacijenata koji su primili terapiju Er:YAG laserom; u drugoj skupini bilo je 50 pacijenata koji su primili terapiju Nd:YAG laserom (u daljnjem tekstu „*Nd:YAG skupina*“), u trećoj skupini bilo je 50 pacijenata koji su primili terapiju diodnim laserom (u daljnjem tekstu „*diodna skupina*“), u četvrtoj skupini bilo je 50 pacijenata koji su primili terapiju Er,Cr:YSGG laserom (u daljnjem tekstu „*Er.Cr:YSGG skupina*“), dok su preostalih 50 pacijenata činili skupinu u kojoj je zahvat proveden konvencionalnom metodom hladnim nožem (u daljnjem tekstu „*hladni nož skupina*“).

Dopuštenje liječenja te pristanak za sudjelovanje u istraživanju odobrilo je Etičko povjerenstvo Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu na VIII. redovitoj sjednici održanoj 27.veljače 2014.g. Svi pacijenti su preoperativno temeljito anamnestički ispitani, a dobiveni podatci uneseni su u Upitnik za praćenje bolesnika, u rubriku Opći podaci o pacijentu. Anamnestički podaci korišteni u istraživanju su spol, dob, zanimanje, stupanj obrazovanja, pušačke navike, preboljele bolesti, prisutne bolesti, lijekovi koje su pacijenti uzimali u to vrijeme te eventualne alergije.

3.2. Postupci

Svi operativni zahvati izvršeni su u lokalnoj anesteziji (UbistesinTM, 3M ESPE, Espe Plazt, D-82229 Seefeld, Njemačka). Količina lokalnog anestetika pri svim zahvatima iznosila je jednu ampulu. Kako na stupanj traumatiziranosti ne bi utjecalo kirurško iskustvo operatera, svi kirurzi koji su operirali ispitanike svih 5 skupina imali su kirurško iskustvo dulje od 10 godina. Rez je bio dovoljne veličine kako bi se omogućila dobra vidljivost operacijskog polja, kako ne bi bio pod tenzijom i kako bi bio dobro vaskulariziran. U tehnici hladnim nožem nakon uklanjanja lezije, pristupilo se šivanju rane neresorptivnim koncem 4-0 (Johnson & Johnson Ethicon Sutures, SAD) običnim pojedinačnim šavovima. Tijekom svih zahvata koristila se zaštitna oprema za oči koja je specifična za korištenu valnu duljinu jer ona štiti korisnika od laserske svjetlosti. Tijekom korištenja lasera, koristila se sisaljka velike brzine ili evakuator te je osoblje nosilo masku s visokim svojstvom filtriranja kako bi se izbjegle bolesti i udisanje laserske maglice nastale interakcijom tkiva i laserske svjetlosti.

Postoperativni posjet bio je zakazan sedmi dan kada se kod ispitanika koji su primili lasersku terapiju (sve četiri laserske skupine) provodila kontrola i procjena cijeljenja rane, dok se kod skupine hladni nož uz kontrolu i procjenu cijeljenja rane učinilo i skidanje šava. Korištena su dva upitnika, jedan koji su ispunjavali pacijenti i jedan koji je ispunjavao terapeut. Procjena cijeljenja i postoperativnih komplikacija zabilježena je u kliničkom upitniku.

Ispitanici su u svom upitniku ocjenjivali postoperativne tegobe označavajući njihov intenzitet ocjenom od 1 do 4 (1 = nema, 2 = blago izražena, 3 = srednje izražena, 4 = intenzivna). Ocjenjivale su se sljedeće tegobe: bol, oteklina, neugodan zadah, poteškoće pri hranjenju, govoru, spavanju. Nadalje, ispitanici su bilježili radnu sposobnost te postoperativno uzimanje analgetika i antibiotika.

U kliničkom upitniku, liječnik je bilježio u području izvršenog zahvata, krvarenje, hematom, edem, gnoj i cijeljenje rane.

Sedmog postoperativnog dana, pacijenti su osim navedenih tegoba popunjavali i Upitnik o kvaliteti života koja je vezana uz oralno zdravlje: OHIP – CRO 14 (Oral Health Impact Profile) (Prilog 2). On se sastoji od 14 pitanja, a na svako pitanje pacijenti su procjenjivali poteškoće na Likertovoj skali (0 = nema problema; 4 = najveći mogući problem).

Klinička procjena cijeljenja i postoperativnih komplikacija bilježila se u kliničkom upitniku. Operater je bilježio ozbiljnost krvarenja (1=nema, 2=blago, 3=umjereno, 4=jako) i bol tijekom zahvata te trećeg i sedmog postoperativnog dana. Od ispitanika se tražilo da ocijene stupanj boli, prvi, sedmi i četrnaesti postoperativni dan. Bol su procjenjivali tijekom jela ili govora, na analognoj skali koja je duga 10 jedinica, od 0 do 10, na kojoj su oznake između 0 – nema boli i 10 – najteža moguća bol (VAS) (19). Postavljanjem okomite oznake za procjenu položaja između dvije krajnje točke intenzitet boli postaje mjerljiv.

U upitniku za liječnike, liječnik je u području izvršenog zahvata bilježio postoji li krvarenje, hematom, edem i kakva je vrsta cijeljenja te intenzitet upale sluznice perioperativnog područja. Liječnik koji je procjenjivao ranu nije imao informacije o vrsti laserske terapije. Sedmi i četrnaesti postoperativni dan procjenjivana je oteklina i zacjeljivanje rana (1=potpuna epitelizacija, 2=nepotpuna epitelizacija, 3=ulkus, 4=defekt tkiva ili nekroza) Sedmi i četrnaesti postoperativni dan reevaluacije zacjeljivanja rana provedene su pomoću istih indeksa za sve skupine. Oteklina se procijenjivala pomoću skale od 4 stupnja (0=nema, 1=blago, 2=umjereno, 3=jako).

Mjerilo se vrijeme potrebno za kirurški zahvat, kod hladnog noža to je uključivalo i vrijeme za postavljanje šava. Po završetku postupka, od operatera je zatraženo da procijeni jednostavnost tehnike tijekom postupka (1=vrlo lako, 2=lako, 3=teško, 4=nemoguće).

OHIP-CRO 14 se ispunjavao sedmi postoperativni dan u svim skupinama ispitanika. Ispitanici su popunjavali OHIP-CRO 14 upitnik, na način da su na svako pitanje odgovarali koristeći Likertovu skalu od 0 - nema problema do 4 - najveći mogući problem.

U istraživanju su se koristili visokoenergetski laseri:

- diodni LaserHF (975 nm)
- Er:YAG (2940 nm)
- Er,Cr:YSGG (2780 nm)
- Nd:YAG (1064 nm)

U istraživanju u skupini Er:YAG i Nd:YAG koristio se laser Light Walker AT (Fotona, Slovenia) te su se koristili terapijski moduli sa postavkama preporučenim od strane proizvođača. (Slike 6-8.).



Slika 6. Uklanjanje fibroma na desnom obrazu korišten Er:YAG.



Slika 7. Uklanjanje fibroma na tvrdom nepcu korišten Er:YAG.

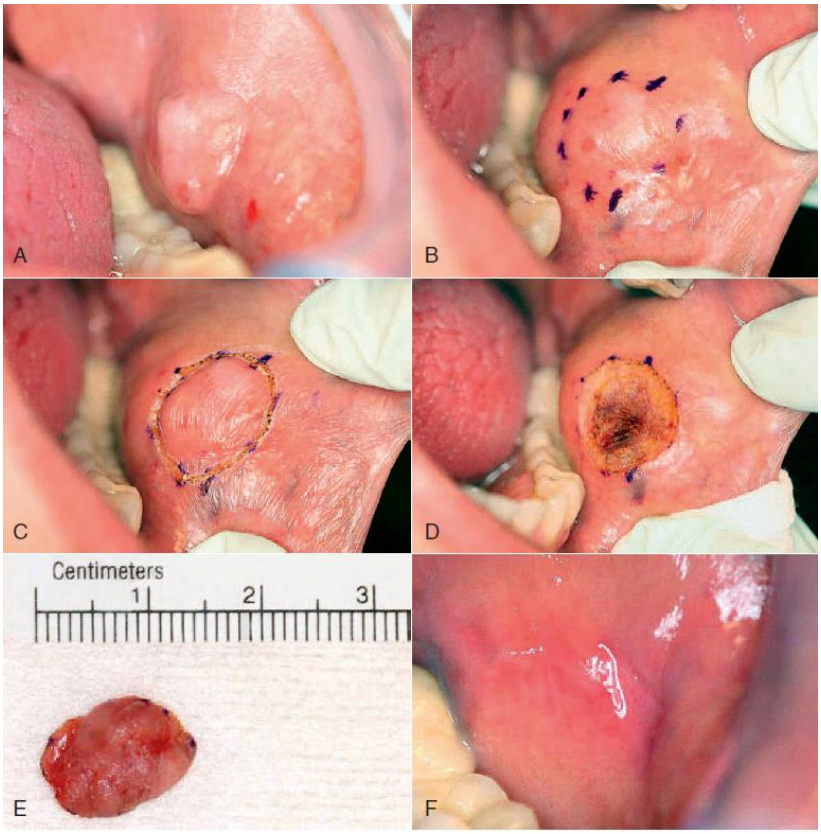


Slika 8. Tri tjedna nakon terapije.

U diodnoj skupini koristio se Laser HF (tvrtke Hager & Werken GmbH & Co. Duisburg, Njemačka), prema preporuci proizvođača valna duljina od 975 nm, snaga 5W, CW (eng. continuous wave - kontinuirani rad lasera). U Er,Cr:YSGG skupini koristio se Er,Cr:YSGG laser (2780 nm) (Waterlase, Biolase, San Clemente, CA, SAD) te se koristio terapijski modul sa postavkama preporučenim od strane proizvođača (frekvencija pulsa Er,Cr:YSGG lasera bila je 50 Hz, a energija pulsa 50mJ) U skupini Er:YAG i Nd:YAG koristio se laser Light Walker AT (Fotona, Slovenia) (frekvencija pulsa Er:YAG lasera bila je 20Hz, a energija pulsa 120mJ, kod Nd:YAG lasera frekvencija pulsa bila je 50Hz, a energija pulsa 50mJ). U skupini hladni nož terapija uklanjanja benignih oralnih lezija provodila se prema konvencionalnoj metodi korištenjem hladog noža te su rane zašivene koncem 4/0 svila. Svi pacijenti bili su detaljno informirani o kirurškom postupku i eventualnim rizicima operacije. Uz sve konvencionalne mjere opreza tijekom operacije laserom pacijenti, kirurg i osoblje nosili su zaštitne naočale. U kontrolnoj skupini zahvat se izvodio prema konvencionalnom protokolu, oralne benigne lezije uklonjene su metodom eliptične ekscizije, te se rana sašila. Cijeljenje rane kontrolne skupine također se uspoređivalo sa skupinama koje su bile u terapiji laserom.

Prvo bi se označile planirane kirurške margine s inkrementalnim razmacima pomoću postavke isprekidanog laserskog pulsa.
Zatim bi se spojile označene margine pomoću jednog ili dva prolaza korištenjem kontroliranih i brzih pokreta. Održavanje konstantne veličine mjesta koje se obrađuje postiglo se izrezivanjem s uniformnom dubinom. Sporije kretanje povećava dubinu reza, energiju koju tkivo upije i lateralno termalno oštećenje. Kada je indicirana dodatna dubina reza, to se najbolje postiže povećanjem razine energije ili dodatnim prelascima, pomičući vrh lasera dublje u rez. Za plitke rezove potrebno je ubrzati kontrolirano kretanje instrumenta umjesto da se smanji razinu energije. Kada se postigne maksimalna brzina kretanja, možda će biti potrebno smanjiti postavke. Dubina reza ovisi o leziji, površinske lezije zahtijevaju 2 do 4 mm mekog tkiva s površine kako bi se dobio točan mikroskopski pregled patologa. Padanje lezije događa se uglavnom na najdubljoj margini zbog pogrešnog kuta lasera, što je često izazvano pokušajima da se uspostavi vizualni kontakt s lezijom. Uspješan pristup postiže se zadržavanjem okomitog položaja lasera u odnosu na površinu tkiva sve dok se ne postigne željena dubina reza. Postupak biopsije kulminira s nježnim odvajanjem spojene površine margine uzorka korištenjem kirurškog instrumenta ili retrakcijskog šava. Tenzija se primjenjuje na retraktirano tkivo, a fokusirana laserska energija omogućuje odvajanje uzorka od nativnog tkiva. Potrebno je

posebno pažljivo potkopati uzorak, pažljivo usmjeriti laser na marginu paralelno s bazom lezije i zadržati željenu dubinu. Operater može lako izgubiti smjer tijekom izrezivanja, slučajno presjeći leziju i može ostaviti patološke stanice u nativnom tkivu, što dovodi do nepotpune biopsije. Blokiranje okolnog tkiva s vlažnom tkaninom ili štitnikom za jezik tijekom horizontalne laserske disekcije pomoći će spriječiti ozljedu pacijenta.



Slika 9. Ekscizijska biopsija. A-E) Tehnika ekscizijske biopsije laserom , F) 2 tjedna nakon operativnog zahvata.

Šavovi su rijetko potrebni kada se koristi tehnika biopsije laserom. Ako su ipak potrebni, najbolje je potkopati periferne margine kako bi se osiguralo zatvaranje bez izazivanja napetosti i optimiziralo liječenje. Isprva rana od lasera pokazuje zakašnjelu epitelizaciju u usporedbi s ranama od skalpela, iako studije pokazuju da vlačna čvrstoća na kraju ostaje ista. Stoga se šavovi koji se postave u ranu izazvanu laserom trebaju ukloniti 7 do 10 dana nakon operacije, za razliku od 5 do 7 dana koliko je potrebno za rane izazvane skalpelom (Slika 9).

Korištenje lasera omogućuje liječniku da oblikuje karbonizirani sloj preko kirurške rane. To se postiže defokusiranjem lasera i izlaganjem cijelog kirurškog područja laserskoj svjetlosti. Odluka hoće li se postaviti tanak zaštitni sloj preko kirurškog područja ili će se ono ostaviti

izravno izloženo subjektivna je odluka koja ovisi o odgovarajućem kliničkom iskustvu. Literatura na temu korištenja ove tehnike je dvosmislena, pri čemu se u prošlosti ova tehnika predlagala za CW CO_2 lasere, ali je vjerojatno nepotrebna za super-pulsirajuće i ultra-pulsirajuće laserske sustave. Lezija se može prekriti vazelinom, uljem vitamina E, ili ostaviti ranu takvom kakva je. U ovom istraživanju lezija se nije ni sa čim prekrivala.

U ovom istraživanju koristile su se postavke lasera koje su omogućavale patohistološku analizu uklonjene lezije, a patohistološka analiza izvršena je i kod svih lezija uklonjenih konvencionalnom metodom.

3.3. Termografsko mjerenje i obrada termograma

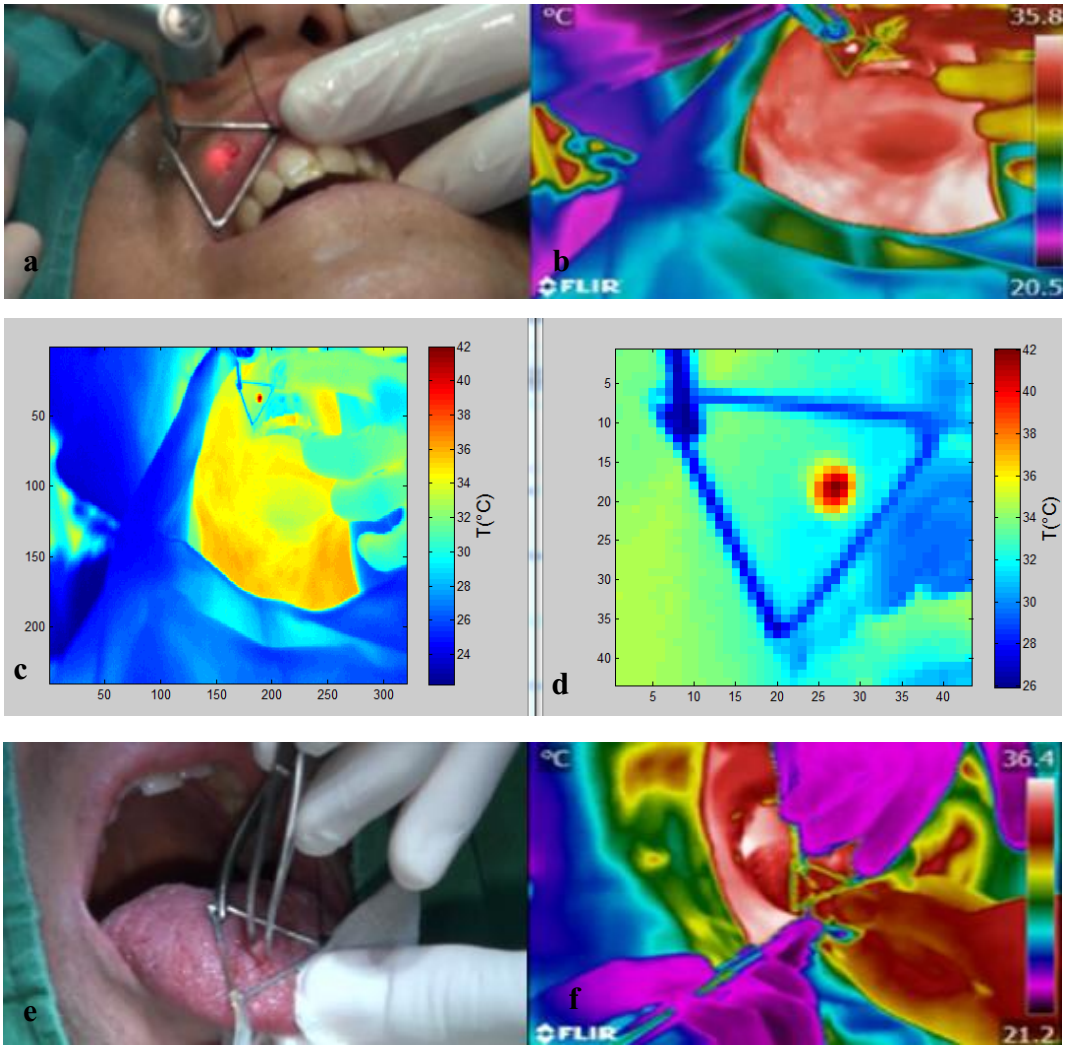
Prije početka zahvata, pacijenti su provodili minimalno 15 minuta u predsoblju operacijske sale u kojoj su temperatura i vlažnost uvijek iste kao u operacijskoj sali jer su obje prostorije kontroliranih uvjeta. Infra crvena kamera (FLIR T335, SAD) koja ima termalnu osjetljivost 0,05 °C, 1 - 2x kontinuirani digitalni zoom, rezoluciju 320 x 240 pixela i raspon mjerenja temperature od -20°C do 650°C bila je postavljena na stativu na fiksnoj unaprijed određenoj udaljenosti, tako da su i postavke kamere bile uvijek iste.

Infracrvena kamera općenito bilježi raspodjelu temperature u prostoru; u ovom slučaju raspodjelu temperature u usnoj šupljini prije, tijekom i nakon tretmana laserom te na dan postoperativne kontrole. Snimanje termograma dakle omogućuje praćenje efekata laserskog tretmana na tkivo, tj. kako se temperatura tkiva osvijetljenog laserom mijenjala zbog djelovanja lasera na tkivo, odnosno tijekom operativnog zahvata.

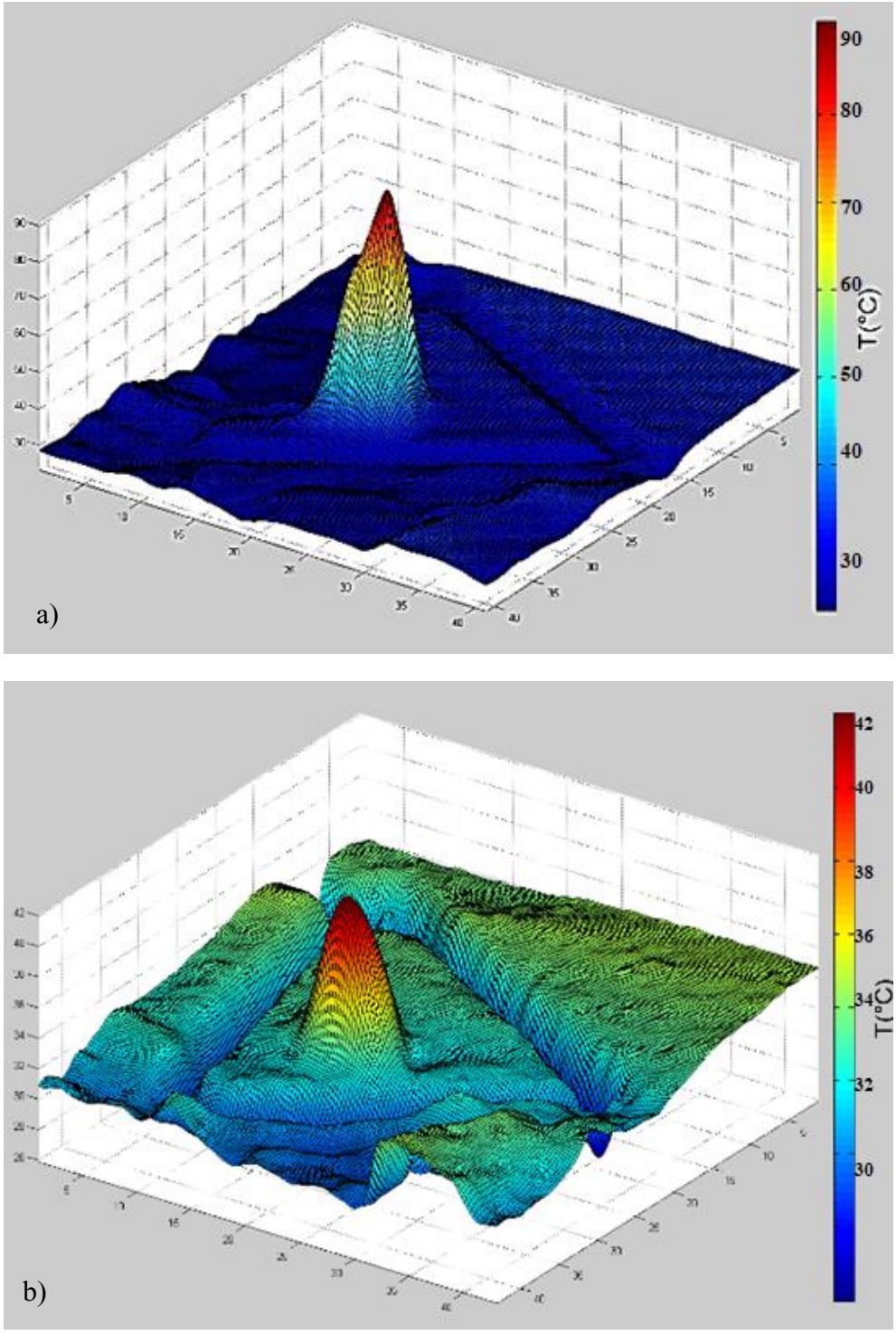


Slika 10. Termalna kamera FLIR T335 (FLIR, SAD).

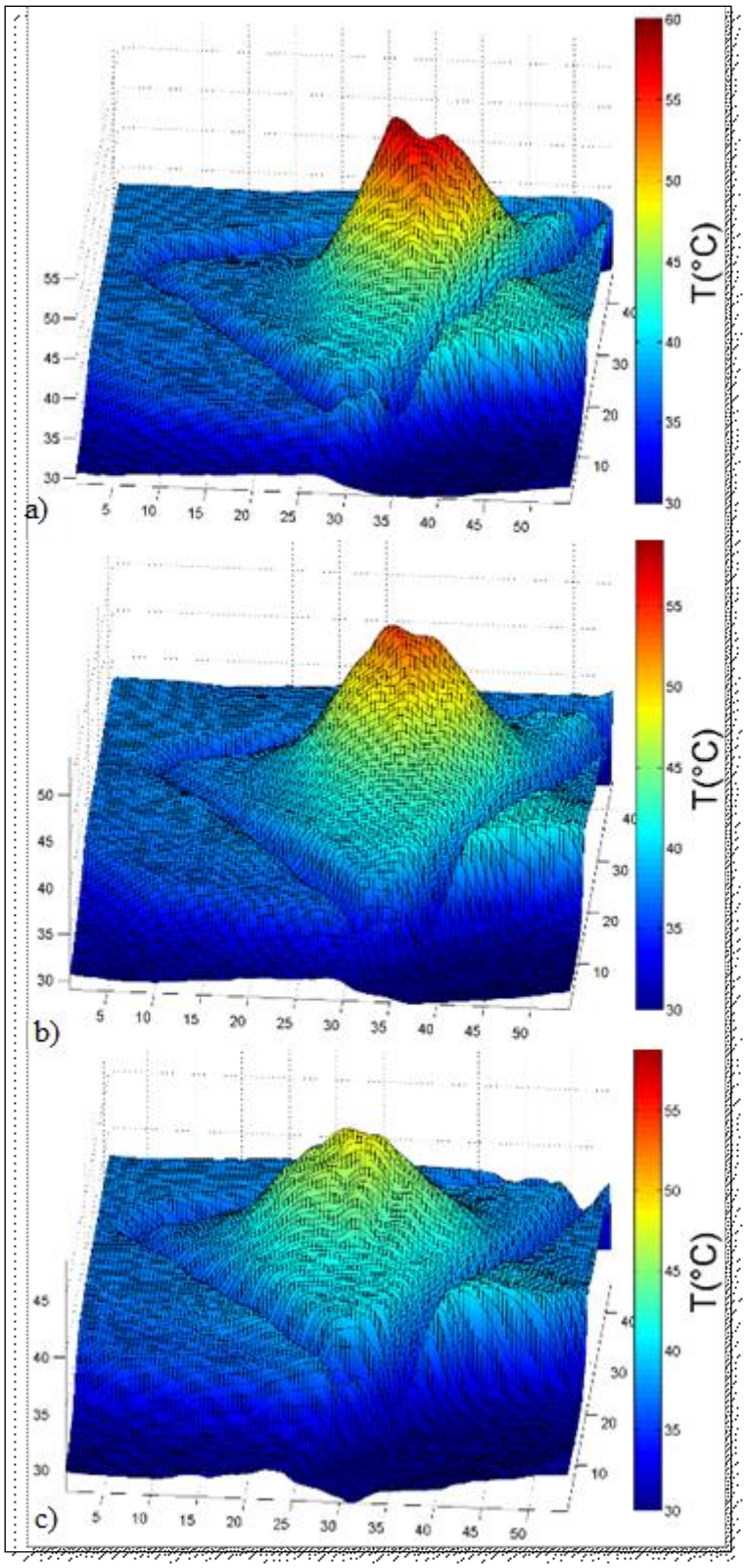
Pri interpretaciji slika ključna je informacija o prostornoj raspodjeli temperature na slici, stoga je svaku sliku prvo potrebno prostorno kalibrirati. U tu se svrhu koristio prostorni marker – metalni jednakostranični trokut poznatih dimenzija (20mm dužina stranice) (slika 11.).
Metalni trokut se na termografskim slikama može jasno razlučiti jer je njegova temperatura u pravilu nekoliko stupnjeva niža od okoline. Kako su dimenzije trokuta poznate i dobro definirane, obris trokuta na slici može poslužiti kao prostorna mjera, tj. za prostornu kalibraciju slike.



Slika 11. a,e digitalna snimka, prikaz metalnog trokuta koji je služio kao prostorni marker; b,c,d,f termogram s prikazom metalnog trokuta koji je služio kao prostorni marker.



Slika 12. 3D prikaz prostorne raspodjele temperature tkiva pri tretmanu Er:YAG laserom. a) mjereno u trenutku djelovanja laserskog svjetla, b) mjereno 15 sekundi nakon djelovanja laserskog svjetla.



Slika 13. 3D prikaz prostorne raspodjele temperature tkiva pri tretmanu Nd:YAG laserom. a) mjereno u trenutku djelovanja laserskog svjetla, b) mjereno 30 sekundi nakon djelovanja laserskog svjetla, c) mjereno 60 sekundi nakon djelovanja laserskog svjetla

3.4. Statističke metode

Napravljena je deskriptivna statistika (frekvencije za kategorije, aritmetičke sredine i standardne devijacije za kontinuirane varijable). X^2-kvadrat test (ili Fisherov egzaktni test u slučajevima kada je kontigencija manja od 5 uzoraka) koristili su se za usporedbu kategorijalnih varijabli. Nezavisni Studentov t – test i jednosmjerna analiza varijance (ANOVA) s post-hoc Scheffe-ovim testovima napravljena je za usporedbu srednjih vrijednosti različitih kontinuiranih normalno distribuiranih varijabli. Studentov t test napravljen je za usporedbu aritmetičkih sredina dviju skupina, a one way ANOVA za usporedbu 3 ili više skupina. Normalnost distribucije napravljena je jednosmjernim neparametrijskim Kolmogorov Smirnovljevim testom. Značajnost razlika bila je postavljena na razini rizika < 5%.

Značajnost razlika između ispitivanih skupina glede pacijentove procjene boli i otekline (VAS ljestvica 0 - 10) testirana je jednosmjernom analizom varijance. Značajnost razlika između srednjih vrijednosti zbroja bodova samoprocijenjene kvalitete života ovisne o oralnom zdravlju pomoću upitnika OHIP- CRO 14 između različitih vremenskih razdoblja proteklim od zahvata testirana je također jednosmjernom analizom varijance (post-hoc Sheffe).

Značajnost razlika srednjih vrijednosti zbroja bodova OHIP-CRO 14 upitnika za procjenu kvalitete života ovisne o oralnom zdravlju (7. dana nakon operacije) između skupina testirana je jednosmjernom analizom varijance (post-hoc Sheffe). Također su zbrojeni bodovi i za svaku od 7 podskupina OHIP-CRO 14 testa (funkcijska ograničenost, fizička bol, psihička nelagoda, fizička onesposobljenost, psihička onesposobljenost, socijalna onesposobljenost i potpuna nesposobnost ili hendikep) te je testirana značajnost razlika za svaku od podskupina OHIP-CRO 14 testa.

Značajnost razlika koje se odnose na kategorijalne varijable, npr. pacijentova stanja povišene temperature (da, ne), uzimanje analgetika (da, ne) i antibiotika (da, ne) između ispitivanih skupina napravljena je χ^2 testom (Fisherovim testom u slučajevima kada je kontigencija bila manja od 5 uzoraka). Značajnost razlika klinički bilježenih stanja između skupina za vrstu cijeljenja napravljena je također χ^2 testom (Fisherovim testom u slučajevima kada je kontigencija bila manja od 5 uzoraka).

4. REZULTATI

Deskriptivna statistika (srednje vrijednosti, standardne devijacije, standardne pogreške i 95% intervali pouzdanosti izmjerenih minimalnih i maksimalnih temperatura) prije postupka, 5, 10, 5, 30 i 60 sekundi nakon postupka, prikazani u u Tablici 2. U svaku skupinu uključeno je po 50 ispitanika (n=50). Prije kirurškog zahvata izmjerene temperature bile su slične u svim skupinama. Tijekom postupka i u razdoblju od 60 sekundi nakon postupka izmjerene su također i minimalne i maksimalne temperature. Diodni laser izazvao je najviši porast srednjih vrijednosti izmjerenih minimalnih i maksimalnih temperatura, a hladni nož najniže srednje vrijednosti. Od lasera, Er:YAG laser izazvao je najmanji porast srednjih vrijednosti minimalnih i maksimalnih temperatura. Hladni nož uvijek je pokazivao najniže vrijednosti izmjerenih temperatura i to u svim mjerenim razdobljima (5 sekundi, 10, 15, 30 i 60 sekundi nakon zahvata). Diodni laser uvijek je pokazivao najviše vrijednosti temperature, osim u razdoblju pet sekundi nakon zahvata kada je vrijednost bila slična temperaturi koju je izazvao Nd:YAG laser (neznatno viša temperatura Nd:YAG lasera).

Grafički prikaz aritmetičkih sredina i standardnih devijacija srednjih vrijednosti temperatura prije početka zahvata u svim ispitivanim skupinama vidljiv je na slici 14. Vidljivo je da su temperature sluznice usne šupljine bile slične prije početka zahvata i prije davanja lokalne anestezije. Grafički prikaz aritmetičkih sredina i standardnih devijacija maksimalno izmjerenih temperatura prilikom uporabe različitih lasera ili hladnog noža vidljiv je na slici 15., pri čemu se jasno vidi kako su diodni i Nd:YAG laser izazvali najviši porast temperature, ali imaju i velike standardne devijacije. Prilikom postupaka sa istim laserima također su izmjerene i najviše srednje vrijednosti najnižih temperatura (slika 16.) uz nešto manje standardne devijacije.

Nakon izvršenih kirurških postupka temperature su postepeno padale (5 sekundi, 10, 15, 30 i 60 sekundi nakon zahvata) (slike 17-22.), ali su pritom i dalje diodni i Nd:YAG laseri pokazivali najviše temperature. Nakon 60 sekundi temperature su se smanjile gotovo na preoperativnu temperaturu (slika 21.), ali su ipak diodni i Nd:YAG laseri pokazivali nešto više vrijednosti i veće standardne devijacije od druga 2 lasera i hladnog noža. Neznatno niže temperature nego preoperativno izmjerene su kod Er:YAG i Er,Cr:YSGG lasera i kod hladnog noža.

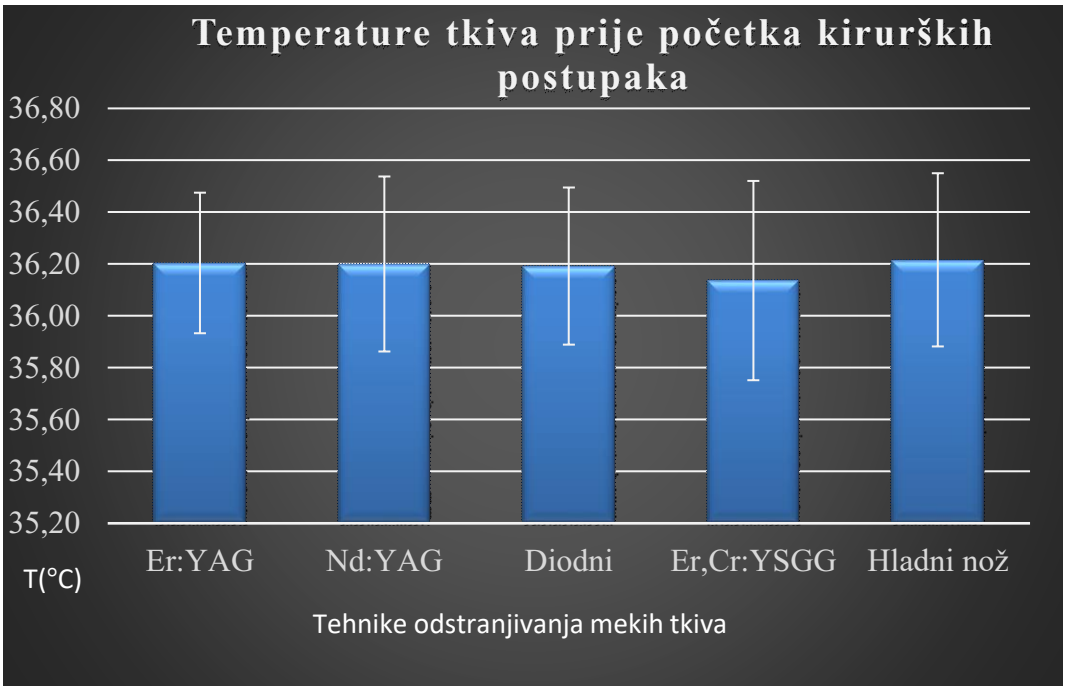
Tablica 2. Deskriptivna statistika za izmjerene temperature prije i prilikom različitih kirurških postupaka uklanjanja mekih tkiva te temperature tijekom pet razdoblja unutar prve minute post operativno.

						95% pouzdanosti	Interval
	Postupci	n	x	SD	SP	Donja granica	Gornja granica
Temperature prije kirurških postupaka	Er:YAG	50	36,20	0,27	0,04	36,13	36,28
	Nd:YAG	50	36,20	0,34	0,05	36,10	36,30
	Diodni	50	36,19	0,30	0,04	36,11	36,28
	Er,Cr:YSGG	50	36,14	0,38	0,05	36,03	36,25
	Hladni nož	50	36,22	0,33	0,05	36,12	36,31
Minimalne temperature tijekom postupaka	Er:YAG	50	52,12	9,41	1,33	49,44	54,79
	Nd:YAG	50	55,17	15,00	2,12	50,91	59,44
	Diodni	50	62,48	13,81	1,95	58,55	66,41
	Er,Cr:YSGG	50	53,62	8,18	1,16	51,30	55,95
	Hladni nož	50	35,39	0,69	0,10	35,20	35,59
Maksimalne temperature tijekom postupaka	Er:YAG	50	55,17	15,00	2,12	50,91	59,44
	Nd:YAG	50	98,26	35,11	4,96	88,29	108,24
	Diodni	50	117,58	57,98	8,20	101,10	134,06
	Er,Cr:YSGG	50	65,20	12,79	1,81	61,57	68,84
	Hladni nož	50	35,55	0,64	0,09	35,37	35,73
Temperatura 5 sekundi nakon postupka	Er:YAG	50	41,19	2,55	0,36	40,46	41,92
	Nd:YAG	50	71,79	11,07	1,57	68,64	74,93
	Diodni	50	70,13	10,43	1,47	67,17	73,09
	Er,Cr:YSGG	50	46,75	4,54	0,64	45,46	48,04
	Hladni nož	50	35,71	0,49	0,07	35,57	35,84
Temperatura 10 sekundi nakon postupka	Er:YAG	50	37,11	0,54	0,08	36,96	37,27
	Nd:YAG	50	57,26	7,47	1,06	55,14	59,39
	Diodni	50	58,40	8,40	1,19	56,01	60,79
	Er,Cr:YSGG	50	41,15	2,83	0,40	40,35	41,96
	Hladni nož	50	35,71	0,46	0,06	35,58	35,84

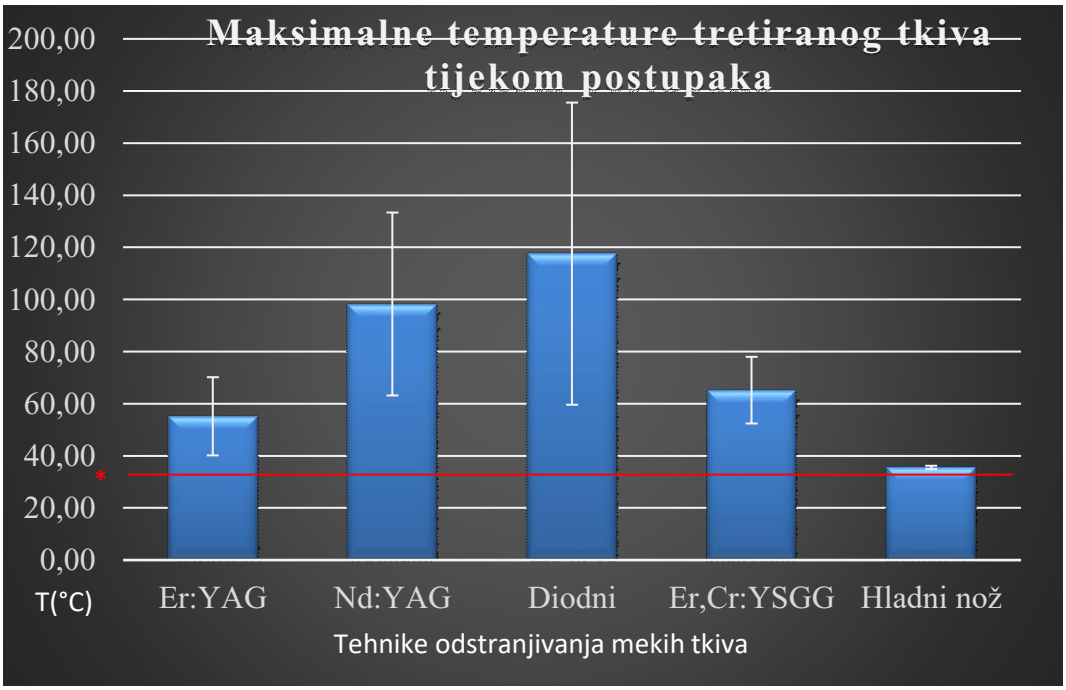
						95% pouzdanosti	Interval
	Postupci	n	x	SD	SP	Donja granica	Gornja granica
Temperatura 15 sekundi nakon postupka	Er:YAG	50	36,36	0,71	0,10	36,15	36,56
	Nd:YAG	50	46,13	3,48	0,49	45,14	47,12
	Diodni	50	47,34	5,80	0,82	45,69	48,99
	Er,Cr:YSGG	50	36,36	0,71	0,10	36,15	36,56
	Hladni nož	50	35,75	0,49	0,07	35,61	35,89
Temperatura 30 sekundi nakon postupka	Er:YAG	50	36,14	0,65	0,09	35,96	36,32
	Nd:YAG	50	40,89	1,74	0,25	40,39	41,38
	Diodni	50	41,15	2,83	0,40	40,35	41,96
	Er,Cr:YSGG	50	36,14	0,65	0,09	35,96	36,32
	Hladni nož	50	35,87	0,44	0,06	35,74	35,99
Temperatura 60 sekundi nakon postupka	Er:YAG	50	36,05	0,53	0,07	35,90	36,20
	Nd:YAG	50	37,11	0,54	0,08	36,96	37,27
	Diodni	50	37,27	0,92	0,13	37,01	37,53
	Er,Cr:YSGG	50	35,74	0,53	0,08	35,59	35,89
	Hladni nož	50	36,12	0,24	0,03	36,05	36,19

x= aritmetička sredina; SD= standardna devijacija; SP=standardna pogreška; N= broj ispitanika

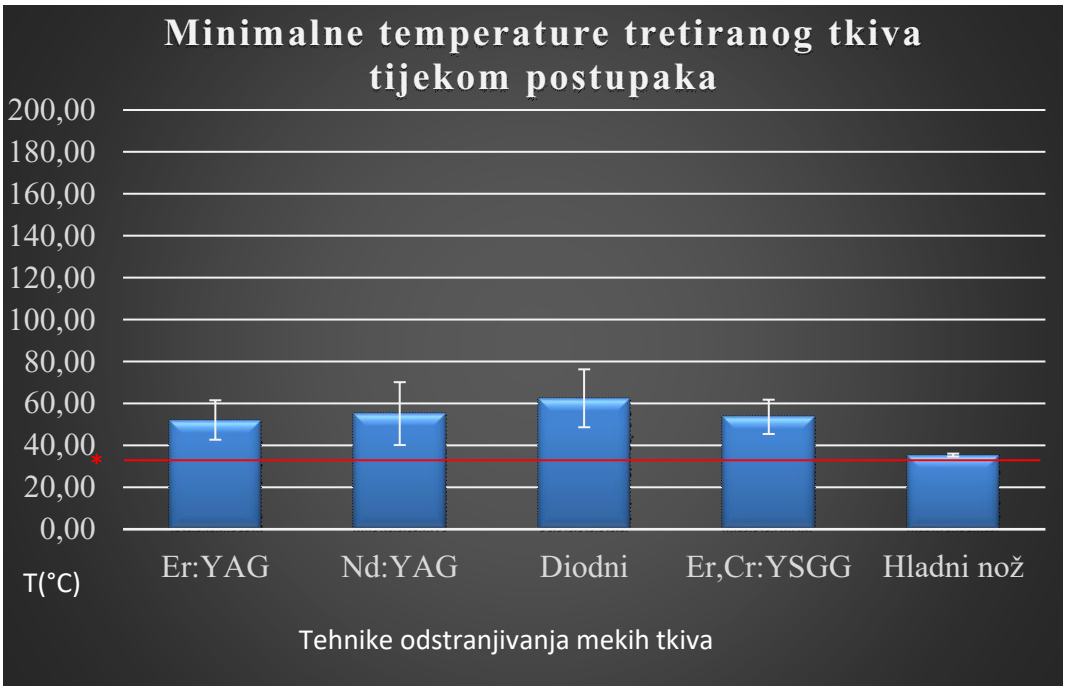
Testiranje kako bi se ustanovilo postoji li značajnost razlika između izmjerenih srednjih vrijednosti temperatura nakon postupaka različitim laserima i hladnim nožem napravljeno je jednosmjenom analizom varijance i prikazano je u Tablici 3., a testiranje između skupina kako bi se ustanovilo koji laseri (ili hladni nož) izazivaju izmjerenu značajnu razliku napravljeno je post-hoc Sheffe testovima i prikazano u Tablici 4. Temperature prije početka kirurških postupaka nisu se značajno razlikovale (Tablica 2.). Međutim nakon učinjenih kirurških zahvata temperature su se značajno razlikovale u svim mjerenim razdobljima što je grafički prikazano na Slici 22. (5 sekundi, 10, 15, 30 i 60 sekundi nakon zahvata) između ispitivanih skupina (4 vrste lasera i hladni nož).



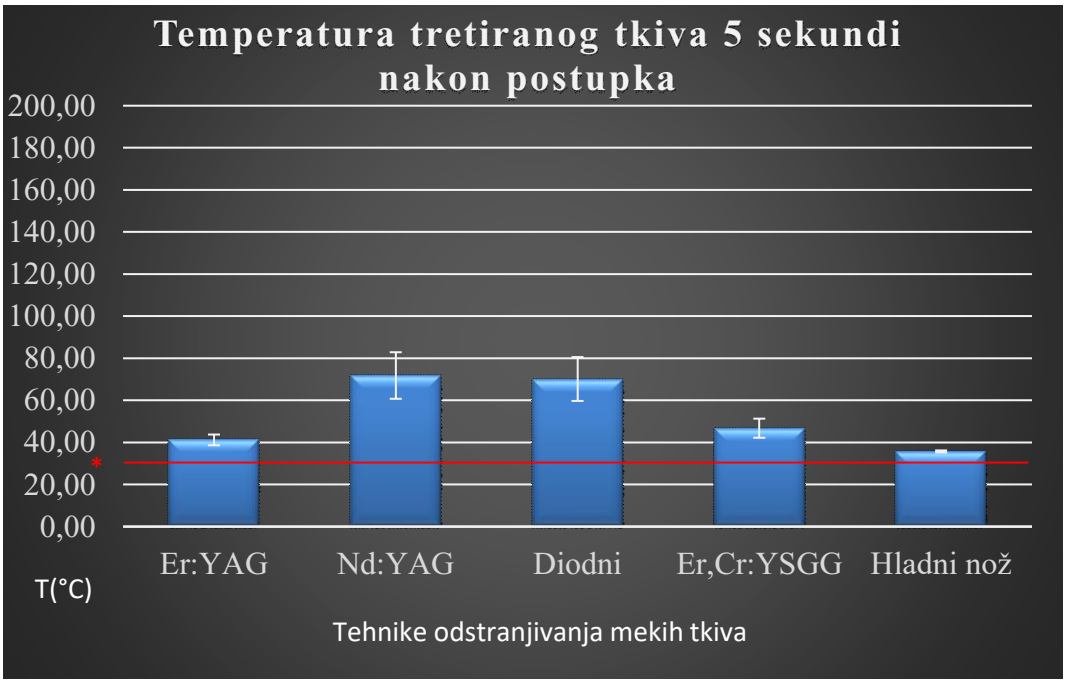
Slika 14. Grafički prikaz aritmetičkih sredina i standardnih devijacija temperatura prije kirurškog zahvata.



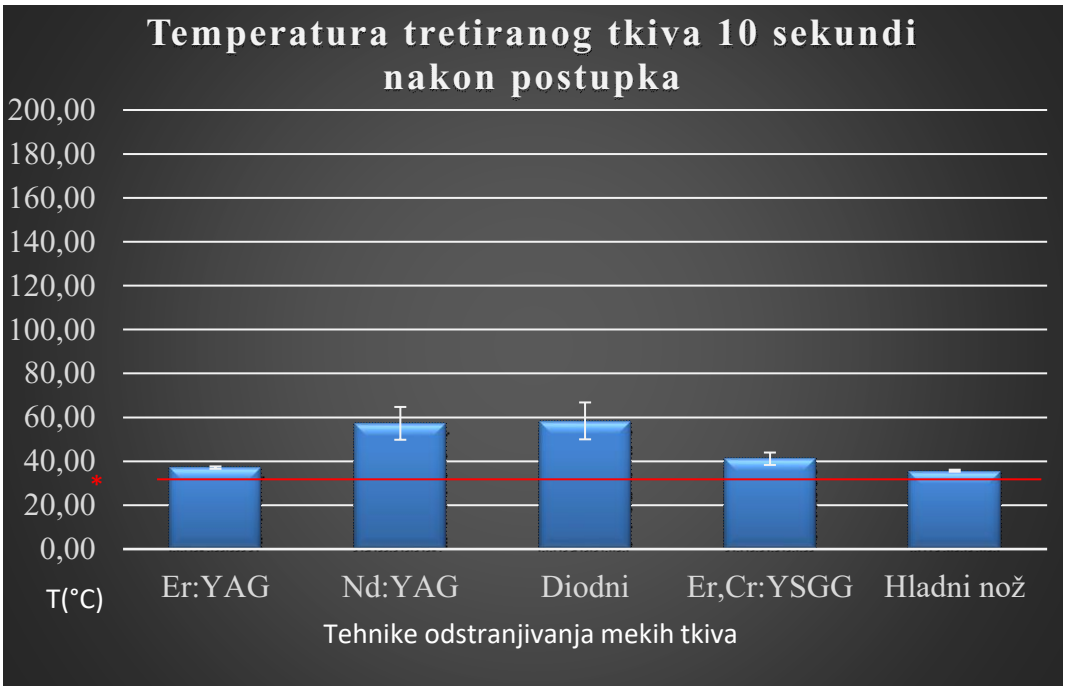
Slika 15. Grafički prikaz aritmetičkih sredina i standardnih devijacija maksimalno izmjerenih temperatura prilikom uporabe različitih lasera (*fiziološka temperatura tkiva).



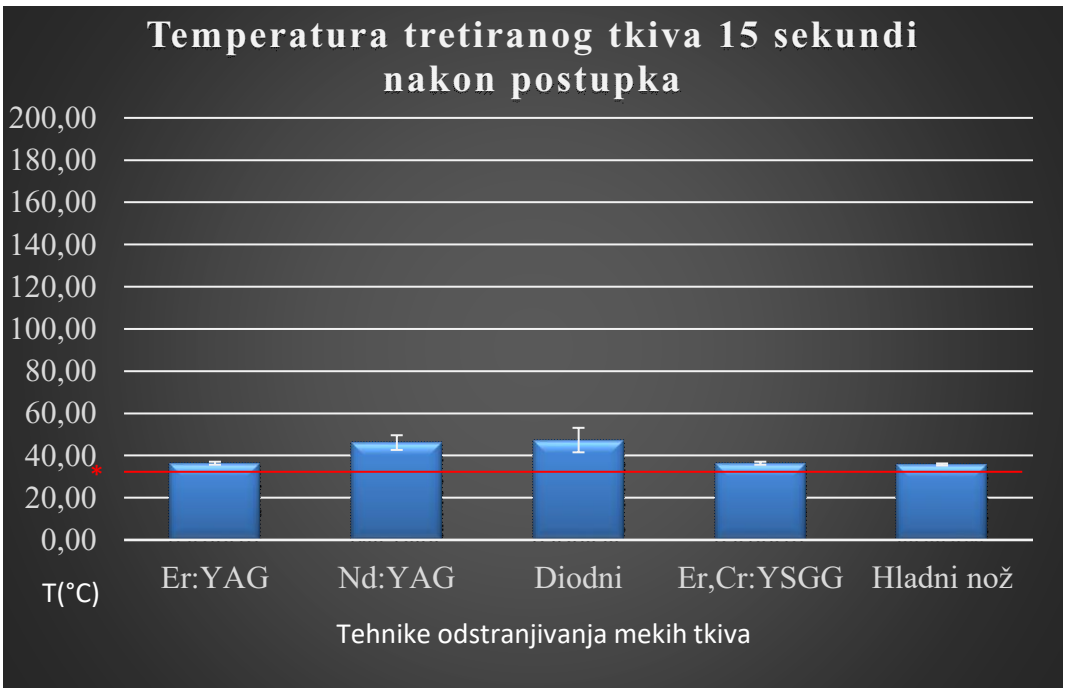
Slika 16. Grafički prikaz aritmetičkih sredina i standardnih devijacija minimalno izmjerenih temperatura prilikom uporabe različitih lasera ili hladnog noža (*fiziološka temperatura tkiva).



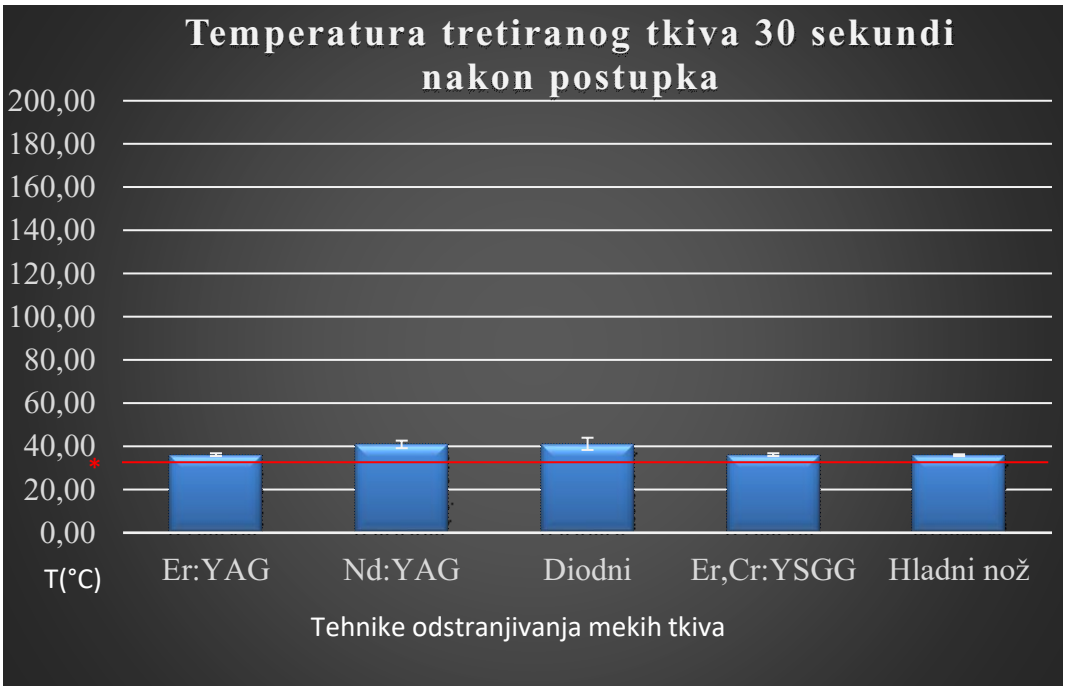
Slika 17. Grafički prikaz aritmetičkih sredina i standardnih devijacija temperatura prilikom uporabe različitih lasera ili hladnog noža 5 sekundi nakon zahvata (*fiziološka temperatura tkiva).



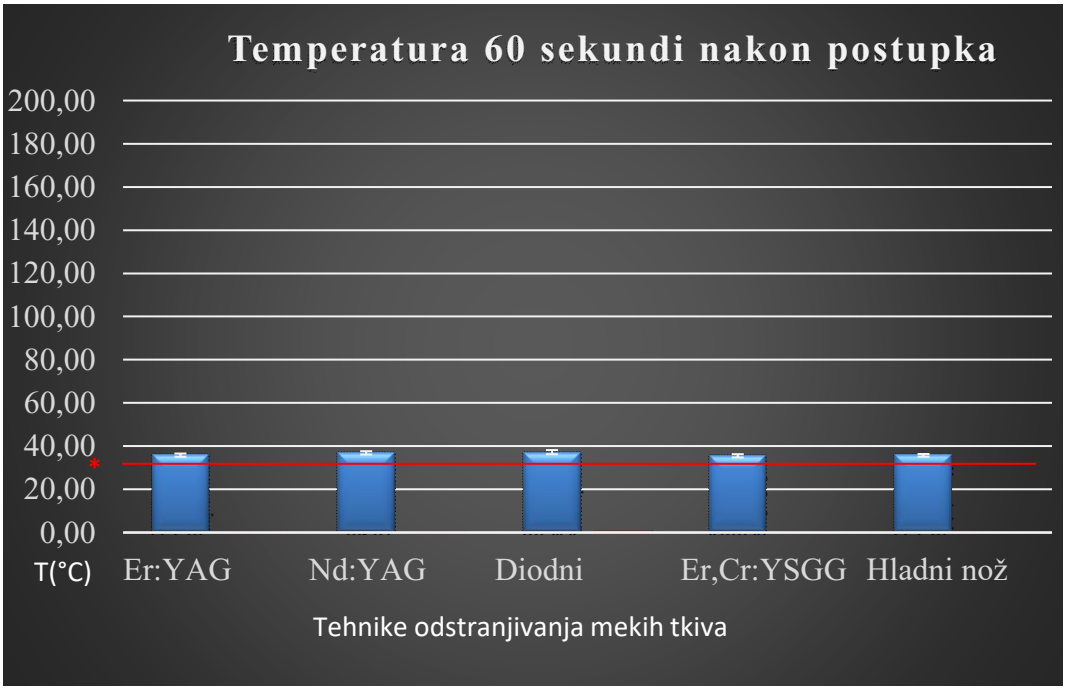
Slika 18. Grafički prikaz aritmetičkih sredina i standardnih devijacija temperatura prilikom uporabe različitih lasera ili hladnog noža 10 sekundi nakon zahvata (*fiziološka temperatura tkiva).



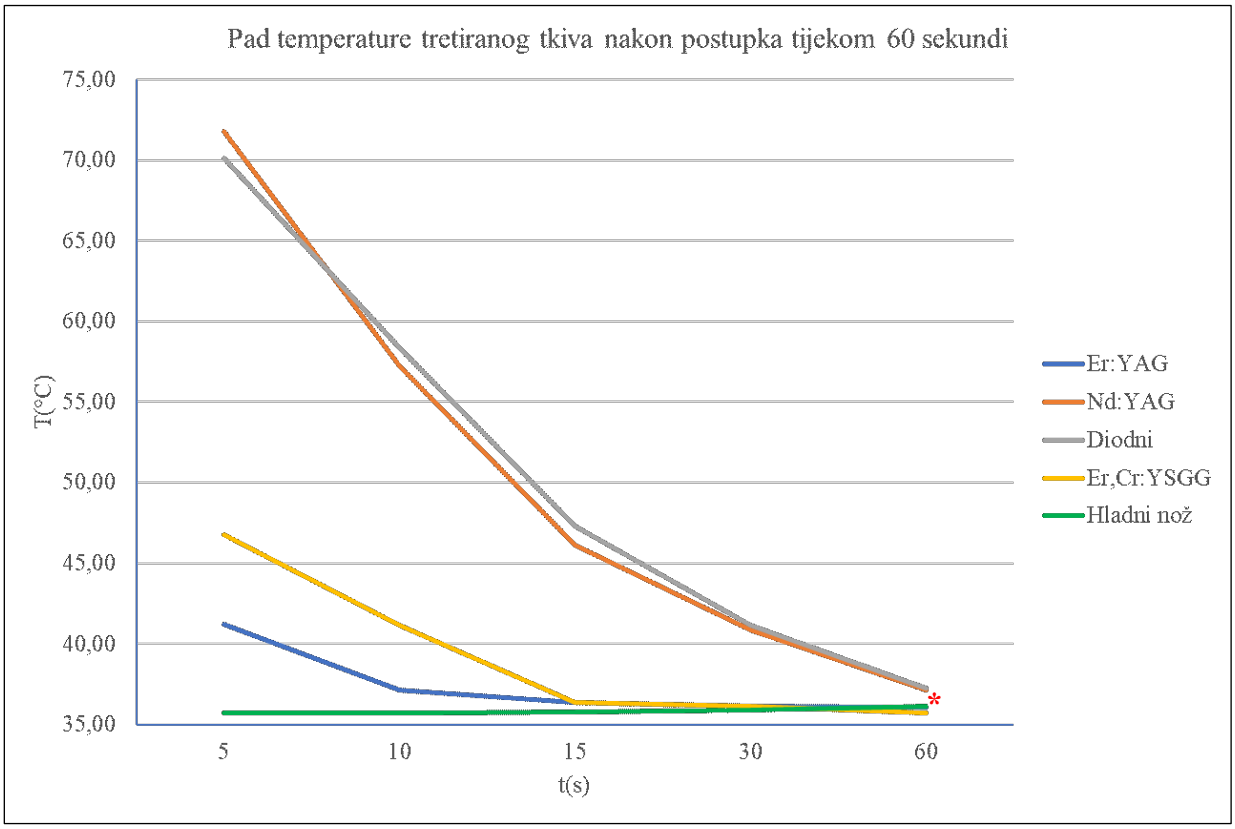
Slika 19. Grafički prikaz aritmetičkih sredina i standardnih devijacija temperatura prilikom uporabe različitih lasera ili hladnog noža 15 sekundi nakon zahvata (*fiziološka temperatura tkiva).



Slika 20. Grafički prikaz aritmetičkih sredina i standardnih devijacija temperatura prilikom uporabe različitih lasera ili hladnog noža 30 sekundi nakon zahvata (*fiziološka temperatura tkiva).



Slika 21. Grafički prikaz aritmetičkih sredina i standardnih devijacija temperatura prilikom uporabe različitih lasera ili hladnog noža 60 sekundi nakon zahvata (*fiziološka temperatura tkiva).



Slika 22. Grafički prikaz hlađenja tretiranog tkiva prilikom uporabe različitih lasera ili hladnog noža 60 sekundi nakon zahvata (*fiziološka temperatura tkiva).

Tablica 3. Jednosmjerna analiza varijance za značajnost razlika između skupina (laseri ili hladni nož) prije i tijekom postupaka.

		Zbroj kvadrata	df	Srednji kvadrat	F	p
Temperature prije kirurških postupaka	Između skupina	0,20	4	0,05	0,452	0,771NS
	Unutar skupina	26,38	245	0,11		
	Ukupno	26,57	249			
Minimalne temperature tijekom postupaka	Između skupina	19901,12	4	4975,28	43,506	<0,001*
	Unutar skupina	28017,53	245	114,36		
	Ukupno	47918,65	249			
Maksimalne temperature tijekom postupaka	Između skupina	219865,31	4	54966,33	55,156	<0,001*
	Unutar skupina	244157,25	245	996,56		
	Ukupno	464022,56	249			
Temperatura 5 sekundi nakon postupka	Između skupina	56200,44	4	14050,11	271,632	<0,001*
	Unutar skupina	12672,56	245	51,73		
	Ukupno	68872,99	249			
Temperatura 10 sekundi nakon postupka	Između skupina	24448,90	4	6112,23	226,475	<0,001*
	Unutar skupina	6612,18	245	26,99		
	Ukupno	31061,08	249			
Temperatura 15 sekundi nakon postupka	Između skupina	6761,29	4	1690,32	179,587	<0,001*
	Unutar skupina	2306,01	245	9,41		
	Ukupno	9067,30	249			
Temperatura 30 sekundi nakon postupka	Između skupina	1487,31	4	371,83	154,057	<0,001*
	Unutar skupina	591,32	245	2,41		
	Ukupno	2078,64	249			
Temperatura 60 sekundi nakon postupka	Između skupina	94,00	4	23,50	66,659	<0,001*
	Unutar skupina	86,37	245	0,35		
	Ukupno	180,37	249			

df= Stupanj slobode, F=F vrijednost; p= p vrijednost, *=statistički značajno uz 99% sigurnosti, NS = nije statistički značajno

Da se ustanovi koji je laser (ili hladni nož) odgovoran za postojanje značajnosti razlike napravljeni su post hoc Sheffe testovi (Tablica 4). Minimalne temperature nakon zahvata bile su značajno niže kod postupka hladnim nožem u usporedbi sa bilo kojim od uporabljenih lasera, dok je Er:YAG izazvao značajno manje povišenje temperature od diodnog lasera, koji je izazvao najviši porast minimalnih temperatura. Nadalje, maksimalno izmjerene temperature također su bile značajno najniže kod hladnog noža, a Nd:YAG i diodni laser imali su značajno veće maksimalne temperature od Er,Cr:YSGG i Er:YAG lasera, između kojih nije bilo značajne razlike. Pet sekundi nakon zahvata međusobno su se razlikovali svi postupci uz značajno najniže temperaturne vrijednosti hladnog noža, a najviši porast temperature izazvali su redom: Nd:YAG, diodni, Er,Cr:YSGG i Er:YAG laser.

Deset sekundi nakon zahvata međusobno su se razlikovale sve skupine kod kojih je postupak napravljen laserom od skupine kod koje je zahvat napravljen hladnim nožem, osim skupine kod koje je postupak napravljen Er:YAG laserom. U toj skupini porast temperature nakon 10 sekundi nije se značajno razlikovao od hladnog noža. I u ovom razdoblju Nd:YAG i diodni laser izazvali su značajno veći porast temperature od Er,Cr:YSGG i ER:YAG lasera, koji je između lasera izazvao najniži porast temperature. Nakon 15 sekundi temperature nakon primjene Er:YAG, Er,Cr:YSGG i hladnog noža nisu se međusobno razlikovale, ali su temperature nakon primjene diodnog i Nd:YAG lasera bile značajno više. Ponašanje porasta temperature bilo je isto i nakon 30 sekundi i nakon 60 sekundi.

Aritmetičke sredine zbroja bodova OHIP-CRO 14 upitnika zajedno sa standardnim devijacijama, standardim pogreškama, 95% intervalima pouzdanosti i minimalnim i maksimalnim vrijedostima kod različitih kirurških postupaka (4 vrste lasera i hladni nož) prikazani su u tablici 5. (manji zbroj bodova = bolja kvaliteta života povezana s oralnim zdravljem). Jednosmjerna analiza varijance između pet kirurških postupaka za srednje vrijednosti zbroja bodova OHIP-CRO 14 upitnika prikazana je u tablici 6., te je ustanovljeno da postoji značajna razlika u vlastitoj percepciji kvalitete života kod pacijenata koji su bili podvrgnuti različitim kirurškim postupcima. Što se tiče kvalitete života pacijenti tretirani Er:YAG i Er,Cr:YSGG laserima imaju značajnu bolju percepciju kvalitete života i manje poteškoća (manji zbroj bodova) od pacijenata podvrgnutim ostalim kirurškim postupcima (diodni, Nd:YAG laser i hladni nož) (tablica 7). Postoji statistički značajna povezanosti između pušenja i otekline prvi i sedmi te boli prvi postoperativni dan. Nema statistički značajne povezanosti između pušenja i boli sedmi postoperativni dan (tablica 8).

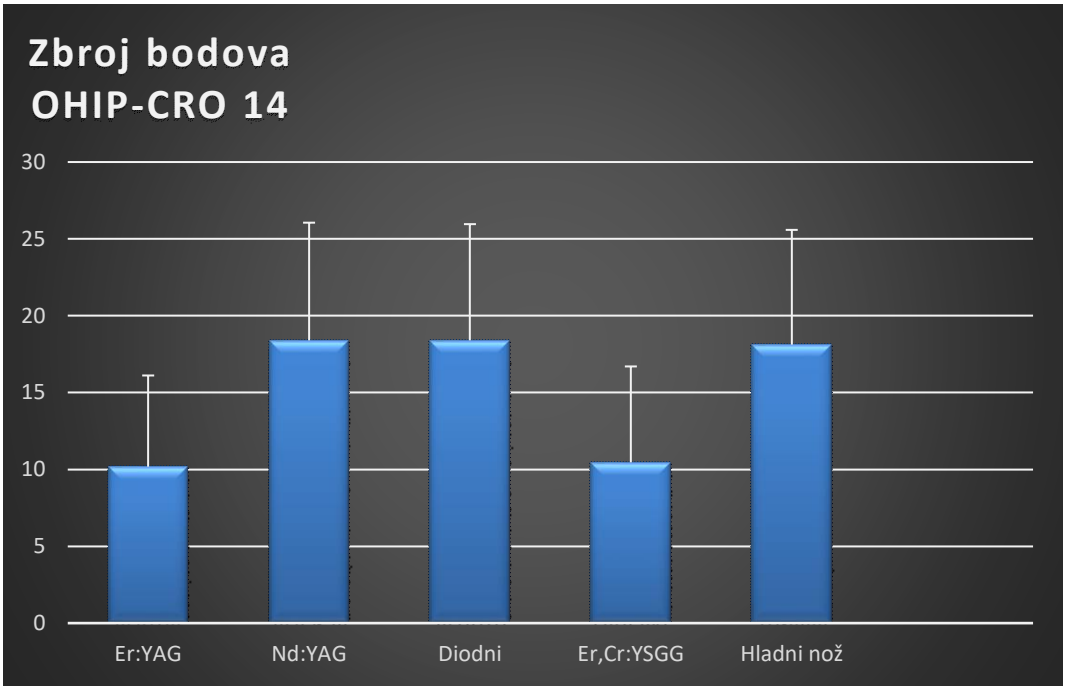
Tablica 4. Post-hoc Sheffe testovi za značajnost razlike između skupina (4 vrste lasera i hladni nož) kada je jednosmjernom ANOVAom ustanovljeno da postoji značajna razlika ($p<0.01$).

Temperatura	Postupak		Srednja vrijednost razlike	Značajnost (p)
Minimalne temperature tijekom postupaka	Er:YAG	Nd:YAG	-3,06	0,728 NS
		Diodni	-10.36*	<0,001*
		Er,Cr:YSGG	-1,51	0,974 NS
		Hladni nož	16.72*	<0,001*
Maksimalne temperature tijekom postupaka	Er:YAG	Nd:YAG	-43.09*	<0,001*
		Diodni	-62.41*	<0,001*
		Er,Cr:YSGG	-10,03	0,641 NS
		Hladni nož	19.62*	0,050 **
Temperatura 5 sekundi nakon postupka	Er:YAG	Nd:YAG	-30.60*	<0,001*
		Diodni	-28.94*	<0,001*
		Er,Cr:YSGG	-5.59*	0,006**
		Hladni nož	5.48*	0,007**
Temperatura 10 sekundi nakon postupka	Er:YAG	Nd:YAG	-20.15*	<0,001*
		Diodni	-21.29*	<0,001*
		Er,Cr:YSGG	-4.04*	0,005*
		Hladni nož	1,40	0,768 NS
Temperatura 15 sekundi nakon postupka	Er:YAG	Nd:YAG	-9.77*	<0,001*
		Diodni	-10.98*	<0,001*
		Er,Cr:YSGG	0,00	1,000 NS
		Hladni nož	0,60	0,914 NS
Temperatura 30 sekundi nakon postupka	Er:YAG	Nd:YAG	-4.75*	<0,001*
		Diodni	-5.01*	<0,001*
		Er,Cr:YSGG	0,00	1,000 NS
		Hladni nož	0,28	0,940 NS
Temperatura 60 sekundi nakon postupka	Er:YAG	Nd:YAG	-1.06*	<0,001*
		Diodni	-1.22*	<0,001*
		Er,Cr:YSGG	0,31	0,140 NS
		Hladni nož	-0,07	0,986 NS

* = statistički značajno uz 99% sigurnosti, ** = statistički značajno uz 95% sigurnosti, NS = nije statistički značajno

Tablica 5. Aritmetičke sredine zbroja bodova OHIP-CRO 14 upitnika.

Vrsta kirurškog postupka	N	x (Zbroj bodova OHIP 14)	SD	SP	95% Interval pouzdanosti		Minimum	Maximum
					Donja granica	Gornja granica		
Er:YAG	50	10,18	5,93	0,84	8,49	11,87	1	29
Nd:YAG	50	18,40	7,66	1,08	16,22	20,58	3	38
Diodni	50	18,40	7,56	1,07	16,25	20,55	3	39
Er,Cr:YSGG	50	10,46	6,24	0,88	8,69	12,23	0	29
Hladni nož	50	18,12	7,47	1,06	16,00	20,24	3	39



Slika 23. Aritmetičke sredine zbroja bodova OHIP-CRO 14 upitnika zajedno sa standardnim devijacijama kod različitih kirurških postupaka (4 vrste lasera i hladni nož).

Tablica 6. Jednosmjerna analiza varijance između pet kirurških postupaka za srednje vrijednosti zbroja bodova OHIP-CRO 14 upitnika.

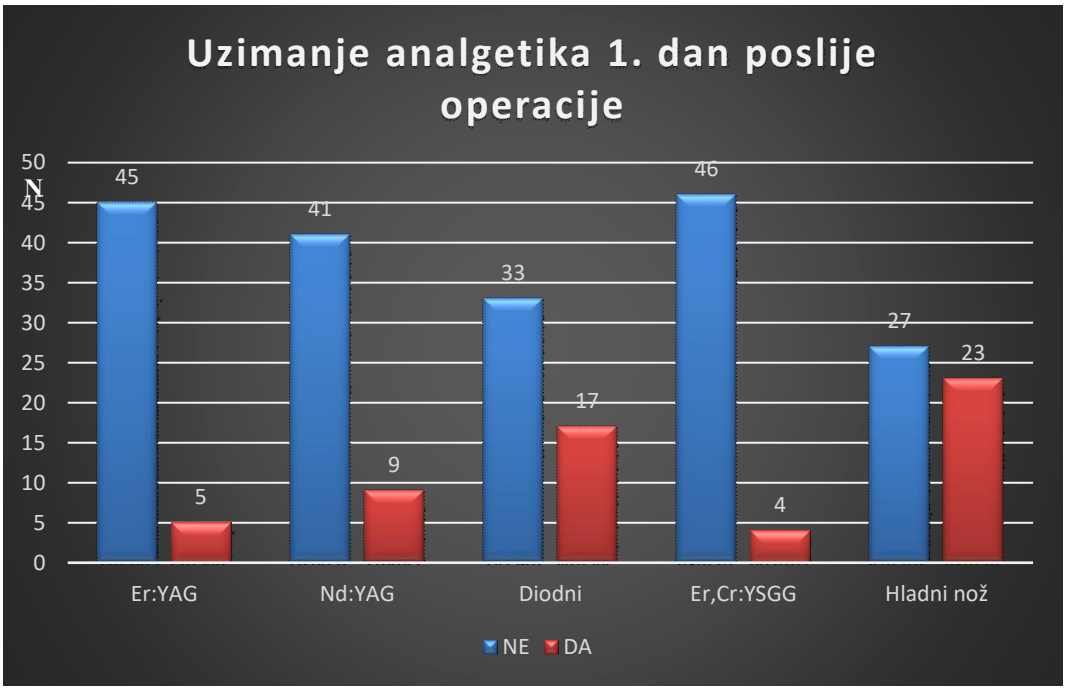
OHIP-CRO 14	Zbroj kvadrata	df	Srednji kvadrat	F	p
Između skupina	3831,78	4	957,95	19,50	<0,001
Unutar skupina	12037,08	245	49,13		

Tablica 7. Prikaz koji postupci čine statistički značaju razliku između skupina.

Skupina		Srednja razlika bodova
Er:YAG	Nd:YAG	-8,22*
	Diodni	-8,22*
	Er,Cr:YSGG	-0,28NS
	Hladni nož	-7,94*
Nd:YAG	Er:YAG	8,22*
	Diodni	0,00NS
	Er,Cr:YSGG	7,94*
	Hladni nož	0,28NS
Diodni	Er:YAG	8,22*
	Nd:YAG	0,00NS
	Er,Cr:YSGG	7,94*
	Hladni nož	0,28 NS
Er,Cr:YSGG	Er:YAG	0,28 NS
	Nd:YAG	-7,94*
	Diodni	-7,94*
	Hladni nož	-7,66*
Hladni nož	Er:YAG	7,94*
	Nd:YAG	0,28 NS
	Diodni	-,0,28 NS
	Er,Cr:YSGG	7,66*

*=statistički značajno uz 99% sigurnosti, NS = nije statistički značajno

Na slici 23. prikazani su podaci o uzimanju analgetika prvi dan nakon izvršene operacije. Najveći broj pacijenata koji su uzeli analgetik su iz skupine nakon tretmana hladnim nožem (23 ispitanika od 50), a zatim iz skupine operirane diodnim laserom (17 od 50).



Slika 24. Uzimanje analgetika prvi dan poslije operacije (N = broj ispitanika po grupama, DA = broj ispitanika koji je prvi dan poslije operacije uzimao analgetike, NE = broje ispitanika koji prvi dan nisu uzimali analgetike).

Tablica 8. Utjecaj pušenja na postoperativnu bol i oteklinu prvi i sedmi postoperativni dan

	Tegobe	p
PUŠAČI	BOL 1. DAN	0,003*
	BOL 7. DAN	0,08NS
	OTEKLINA 1. DAN	0,05*
	OTEKLINA 7. DAN	0,01*

**=statistički značajno uz 95% sigurnosti, NS = nije statistički značajno*

5. RASPRAVA

Novija istraživanja ukazuju na potencijalne prednosti lasera pred konvencionalnom mekotkivnom oralnokirurškom terapijom. Jedna od primjena lasera u stomatologiji je uklanjanje lezija mekog tkiva. U ovom istraživanju pokazalo se da između četiri vrste visokoenergetskih lasera (diodni, Er:YAG, Er,Cr:YSGG i Nd:YAG) postoji statistički značajna razlika u učinkovitosti i invazivnosti u kirurškoj terapiji benignih oralnih lezija.

Rezultati ovog istraživanja ukazuju da ne postoji statistički značajna razlika u duljini cijeljenja rane nakon kirurškog odstranjenja benignih lezija laserima i konvencionalnom kirurgijom. Laseri postižu adekvatnu hemostazu te šavovi nisu potrebni, jer rane zacjeljuju na način da se formira fibrinozni koagul koji funkcionira kao biološki pokrov. Neka istraživanja ukazuju da zbog spore epitelizacije rana izazvanih laserom, fibriozni koagul može biti prisutan i više od 2 tjedna (92), međutim u ovom istraživanju sve rane, neovisno o vrsti terapije, su uredno cijelile nakon dva tjedna.

Diodni laser danas je jedan od najkorištenijih instrumenata, jer pruža mnoge prednosti u usporedbi s konvencionalnim skalpelom ili nekim drugim vrstama lasera. Diodni laser može se koristiti s vrlo dobrim rezultatima u oralnoj kirurgiji za uklanjanje lezija mekih tkiva, a posebno se koristi u malim egzofitnim lezijama. Zbog svoje lake primjene i niske cijene kao i adekvatne koagulacije, nepotrebnog šivanja rane, manje upale i boli, kraćim vremenom liječenja, boljim oporavkom te rijetkim intraoperativnim i postoperativnim komplikacijama, učinkovita je i predvidljiva metoda pri izvođenju operacija u oralnom zahvatu na mekana tkiva. Međutim, usporedne studije još uvijek su potrebne, uglavnom za procjenu njihove dugoročne učinkovitosti. Posljednjih godina sve češće u upotrebi su erbij i neodimij laseri.

U ovom istraživanju pokazala se superiornost diodnog lasera u odnosu na konvencionalni skalpel, a slični rezultati su dobro dokumentirani u literaturi. U usporedbi s konvencionalnim skalpelom, manje intraoperativno krvarenje, manje oticanje operiranog područja, bolja koagulacija i manji ožiljak, bez potrebe za šavom te sa smanjenim operativnim vremenom i manjim stupnjem post-kirurške boli, takve rezultate u svojim istraživanjima navode D'Arcangelo i sur. (141) te Amaral i sur. (142).
Laser odmah dezinficira kiruršku ranu, a manju mehaničku traumu potvrđuju i Bakhtiari i sur. (143) studija. S druge strane, Jin i sur. (144) izvijestili su da je diodni laser proizveo veće oštećenje tkiva u usporedbi s konvencionalnim skalpelom i Er,Cr: YSGG laserom. Rezultati

ovoga istraživanja prikazuju statistički značajno jače zagrijavanje okolnog tkiva prilikom korištenja diodnog i Nd:Yag lasera do temperatura koje nisu fiziološke, tj postizale su se temperature koje uzrokuju trajno oštećenje obasjanog okolnog tkiva, takvi rezultati podudaraju se s istraživanjem Jin i sur. (144).

U ovom istraživanju diodni laser izazvao je najviši porast srednjih vrijednosti izmjerenih minimalnih i maksimalnih temperatura. Diodni laser uvijek je pokazivao najviše vrijednosti temperature, osim u razdoblju pet sekundi nakon zahvata kada je vrijednost bila slična temperaturi koju je izazvao Nd:YAG laser (statistički neznatno viša temperatura Nd:YAG lasera). Diodni i Nd:YAG laser izazvali su najviši porast temperature, uz velike standardne devijacije. Prilikom postupaka sa istim laserima također su izmjerene i najviše srednje vrijednosti najnižih temperatura uz manje standardne devijacije. Nakon izvršenih kirurških postupaka temperature su postepeno padale, ali su pritom i dalje diodni i Nd:YAG laseri pokazivali najviše temperature. Nakon 60 sekundi temperature su se smanjile gotovo na preoperativnu temperaturu, ali su ipak diodni i Nd:YAG laseri pokazivali nešto više vrijednosti i veće standardne devijacije od druga 2 lasera i hladnog noža. Niže temperature postoperativno u periodu mjerenja 60 sekundi od zahvata kod erbij skupina lasera i skupine hladni nož nego preoperativno možemo objasniti učinkom lokalnog anestetika na vazokonstrikciju i nije došlo do prekomjernog zagrijavanja tijekom samog zahvata.

Najčešće ozljede nastale korištenjem lasera izazvane su laserskom svjetlošću izvan radnog područja i pogađanjem okolnog mekog tkiva. Ovo se tipično događa kada je uzorak horizontalno presječen jer je moguće da se laserska svjetlost odbije od reflektivne metalne površine koja se koristi kao oralni retraktor. Te komplikacije uglavnom rezultiraju minimalnim ozljedama ili ozljeda uopće ne bude, ali inicijalna reakcija pacijenta na takav podražaj može se interpretirati kao bol. To se lako može izbjeći ako se udaljeno tkivo obloži vlažnom tkaninom ili štitnikom za jezik i da se koriste matirani, ne-reflektivni instrumenti. Tijekom operativnih zahvata u skupinama Nd:YAG i diodni laser u ovom istraživnju infracrvenom termovizijskom kamerom zabilježeni su kao slučajni nalaz slučajevi kada je dolazilo do trenutnih povećanja temperature unutar usta, ali na lokaciji izvan operativnog područja. To možemo protumačiti reflektiranom laserskom zrakom. Nije bilo klinički vidljivih ozljeda i posljedica, ali pacijenti su reagirali na bol jer to područje nije bilo obuhvaćeno lokalnom anestezijom.

U ovom istraživnju smo usporedili lasere s konvencionalnom kirurgijom. Rezultati ukazuju da postoji razlika u intenzitetu boli nakon zahvata s obzirom na terapijski protokol. Intraoperativno i postoperativno krvarenje bilo je statistički značajno manje u svim laserskim skupinama te u laserskim skupinama dolazi do brže postoperativne hemostaze u odnosu na konvencionalnu skupinu. Razina boli u laserskim skupinama bila je manja od one u kontrolnoj skupini. Slične rezultate nalazimo i u recentnoj literaturi. (145-150).

Kod skupine hladni nož kirurški zahvati izazvali su probleme kao što su: kirurška trauma, krvarenje tijekom operacije, postoperativna bol i oticanje, nisko zadovoljstvo pacijenta. Ti se problemi mogu umanjiti uporabom lasera. Postoje istraživanja koja pokazuju da laserske tehnike produljuju vrijeme zahvata (145). Međutim, u ovoj studiji nije nađena značajna razlika između trajanja operacije između laserskih skupina i skupine hladni nož, što je u skladu s istraživanjem koje su proveli Öncü i sur. (151).

Procjena i prag boli može se razlikovati od pojedinca do pojedinca jer je percepcija boli subjektivna. Postoje istraživanja gdje su se Erbijevi laseri (Er: YAG i Er, Cr: YSGG) koristili u stomatologiji za uklanjanje karijesa i uklanjanje koštanog tkiva (152). Njihova valna duljina dopušta da manje prodire u tkivo, tako da je stupanj ozljede na tretiranom području niži u usporedbi s diodnim laserom i stoga je njegov oporavak brži (144, 153-155). U ovom istraživanju se također pokazalo statistički značajno brži postoperativni oporavak, a zadovoljstvo ispitanika veće što se podudara s rezultatima navedenih istraživanja.

Međutim, Fekrazad et al. (155) otkrili su da je stupanj intraoperativne koagulacije i hemostaze koji erbij laser daje u odnosu na diodni laser niži i, osim toga, njegova pulsna emisija rezultira nejednakim rezom u odnosu na lasere s kontinuiranom emisijom, što je vrlo važno u uklanjanju lezija u estetskim područjima. (155,156).

Što se tiče Nd: YAG lasera, oni se često koriste za uklanjanje hrskavice, kostiju, tetovaže ili kose (152). Njegova valna duljina i njezina sposobnost prodiranja duboko u meka tkiva stvara značajna kolateralna oštećenja u tkivima koja su veća od ostalih visokoenergetskih lasera (154). Asnaashari i sur. (157) pokazali su ga poželjnim za vaskularne ozljede, ali ne i za druge patologije. Stoga se oni ne koriste u uklanjanju egzofitičnih lezija mekih tkiva, jer je diodni laser sigurnija alternativa njima (154,158). Rezultati ovog istraživanja pokazuju da diodni i

Nd:YAG rade najveća kolateralna oštećenja jer postižu puno veće maksimalne temperature tijekom operativnog zahvata na mekim tkivima.
Među navedenim primjenama lasera nalazi se i uklanjanje melanoze gingive. Komparativna studija uporabe 980 nm diodnog lasera i električnog skalpela za liječenje hiperpigmentacije gingive pokazala je statistički značajne rezultate. Skupina ispitanika u terapiji laserom imala je manju postoperativnu bol tijekom prvih 24 sata (159). Takvi rezultati mogu se pripisati analgetičkim učincima tih diodnih lasera, zbog prekida natrijeve i kalijeve pumpe u staničnoj membrani, čime se stvara gubitak impulsa. Također prestanak provođenja impulsa može biti povezan s ablacijom živčanih završetaka. Iako postoji dovoljno studija koje potvrđuju veću prednost lasera u usporedbi s drugim tehnikama, treba uzeti u obzir da su određene studije pokazale recidive u liječenju lezija poput leukoplakije nakon uklanjanja pomoću lasera (160).

Rezultati ove studije pokazuju statistički manje zagrijavnje Er:YAG i Er,CR:YSGG u odnosu na Nd:YAG i diodni laser što može utjecati na brži oporavak i veće zadovoljstvo ispitanika. Postoje istraživanja koja ukazuju da valjna duljina erbij lasera dopušta da prodire manje u tkivo, pa je stupanj ozljede na tretiranom području manji u usporedbi s diodnim laserom i stoga je oporavak od njega brži. (144, 153, 155).

Značajan napredak dentalnih laserskih sustava dogodio se sredinom 1990-ih. Među različitim tipovima lasera s odgovarajućim valnim duljinama, Er: YAG laserski sustavi brzo su se počeli formirati kao kompaktni i svestrani dodaci stomatološkog repertoara, pretežito za primjenu na tvrdom tkivu (161).
Istraživanja su pokazala da su njihove valne duljine idealne za postupke i na mekom i tvrdom tkivu uslijed njihove velike apsorpcije u vodi i hidroksiapatita. Stoga se Er: YAG laser smatra jednim od najsvestranijih s obzirom na broj mogućih liječenja, budući da se njegova valna duljina može učinkovito koristiti u području operacije mekih i tvrdih tkiva, parodontologije, endodoncije, implantologije, preparacija kaviteta i izbjeljivanje zuba (161).

Klinička procjena cijeljenja ukazuje da su nakon terapije erbijevim laserim (Er:YAG i Er;Cr YSSG) kontrakcije ožiljka manje u odnosu na diodni laser, Nd:YAG laser i hladni nož. Hendrick i sur. opisali su u svom istraživanju da rane nakon laserske kirurgije imaju manje kontrakcije ožiljaka nego skalpelove rane (162).

Lopez-Jornet i sur. uspoređivali su 2 skupine bolesnika. U prvoj skupini lezije su tretirane hladnim nožem te su postavljeni šavovi 4/0, dok u skupini koja je tretirana laserom rane nisu šivane. Procjenjivala se oteklina i postoperativna bol pomoću vizualno analogne skale. Smanjenje boli i otekline u skupini liječenoj laserom tijekom prvih 3 dana bilo je statistički značajno $p \leq 0.05$ (163).

Vivek i sur. procjenjivali su korisnost Nd:YAG lasera u skupini od 28 pacijenata s oralnom leukoplakijom. Kod 26 od 28 pacijenata odnosno 92,86 % nije bilo recidiva unutar 6 mjeseci od terapije (164).

Garcia i sur. pratili su postoperativne komplikacije i recidiv nakon ekscizije mukokela. 38 ih je uklonjeno hladnim nožem, a 30 laserom. Rezultati prikazuju 5 recidiva u skupini tretiranoj hladnim nožem, dok u laserskoj skupini postoji samo 1 recidiv. Rezultati također prikazuju da je u laserskoj skupini postoperativna bol i oteklina bila minimalna i nisu uzimali analgetike, dok je u skupini hladnim nožem potreba za analgeticima bila u više od 50% ispitanika (165).

U ovom istraživanju rezultati upitnika procjene oralnog zdravlja na kvalitetu života pojedinca ukazuju da postoji statistički značajna razlika u vlastitoj percepciji kvalitete života kod pacijenata koji su bili podvrgnuti različitim kirurškim postupcima. Er:YAG i Er,Cr:YSGG skupina imaju značajno bolju percepciju kvalitete života i manje poteškoća od ostalih kirurških postupaka (diodni, Nd:YAG laser i hladni nož).

Postoje istraživanja koja ukazuju na superiornost različitih vrsta viokoenergetskih lasera pred tradicionalnom tehnikom kod frenulektomije. U tim studijama većina ispitanika nije imala postoperativno izražene bolove ni potrebu za analgeticima (166, 167).

Rezultati ovog istraživanja ukazuju da postoji statistički značajna razlika u zagrijavanju okolnog tkiva s obzirom na vrstu primijenjenog lasera između četiri ispitne laserske skupine. To se može objasniti time što diodni i Nd:YAG laseri svjetlost emitiraju kontinuirano, dok erbij laseri imaju pulsno emitiranje. Pulsni uređaji proizvode deset do pedeset puta veću snagu, na taj način manje zagrijavaju okolno tkivo te ga manje termički oštećuju (64). Laseri rade na različitim valnim duljinama što za rezultat ima različitu dubinu penetracije u tkivo, ovisno o ciljnim kromoforima (63,73). Ablaciju/vaporizaciju i hemostazu/koagulaciju moguće je postići gotovo svakim laserom, na način da mijenjamo veličinu zrake, snagu i vrijeme ekspozicije, međutim nalazimo statistički značajnu razliku u rasapu energije lasera te porastu temperature okolnih tkiva nakon terapije diodnim, Er:YAG, Er,Cr:YSGG ili Nd:YAG laserom. Diodni i Nd:YAG laser pokazuju najveće zagrijavanje što osim kontinuiranog načina rada, možemo

dovesti u vezu s manjim valnim duljinama te ukupno manjom snagom laserske energije u operativnom području. Voda, koja je prisutna u svim biološkim tkivima, maksimalno apsorbira dvije erbij valne duljine. Suprotno, voda omogućuje transmisiju lasera kraćih valnih duljina (65).

Scoleta i sur. prikazuju da laser ima analgetski učinak što se poklapa s našim rezultatima gdje nalazimo smanjenje postoperativne boli i neugode (168).

Pogerl i sur. u svom istraživanju prikazuju mogući „brtveni" učinak lasera na krvožilni i limfni sustav, što spriječava istjecanje tekućine i upalnih medijatora što smanjuje upalnu reakciju i samim time postoperativnu bol operiranog područja (169).

Smanjenje postoperativne boli može ovisiti o bio-modulacijskom učinku na tkiva koja okružuju područje intervencije. Bio-modulacija tkiva je sekundarni efekt laserske svjetlosti koja djeluje s malom snagom na područje u blizini kirurškog polja. Sastoji se od različitih učinaka, posebice protuupalnog, biostimulacijskog, antibakterijskog i analgetskog.

Protuupalni učinak očituje se povećanjem mikrocirkulacije, smanjenjem edema i suzbijanjem lučenja prostaglandina, interleukina-1 i tumor nekroza faktora α. Biološko stimulativni učinak ima djelovanje na imunološki sustav i kolagen tako što se povećava proliferacijska aktivnost fibroblasta (170,171).

Postoje istraživanja u kojima se diodni laser pokazao kao izvrsna alternativa klasičnim tehnikama skalpelom. U istraživanju Butchibabu i sur. diodni laser korišten za frenulektomiju pokazao je statistički značajne razlike u pacijentovoj percepciji u smislu kraćeg operativnog vremena, smanjenja boli i nelagode (172).

Diodni laser pokazuje superiornije rezultate u odnosu na konvencionalni hladni nož, prvensteveno jer nema potrebe za šivanjem rane, što ujedno ubrzava sam zahvat, dok pacijentu pruža kvalitetniji i brži oporavak.

Posljednjih 30 godina u znanstvenoj literaturi najviše opisan i korišten je CO2 laser. S obzirom da su zadnjih nekoliko godina diodni, neodimij i erbij laseri sve više dostupni i upotrebljivani, nametnula se potreba za njihovom usporedbom i analizom učinkovitosti u oralnoj kirurgiji.

Obzirom na brz razvoj novih, modernih i vrlo snažnih lasera, važno je provesti in vivo ispitivanja koja mogu ukazati na njihov klinički uspjeh te postaviti standardizirane protokole za određene oralnokirurške indikacije.

Upotreba lasera u mekotkivnoj oralnoj kirurgiji ukazuje na prednosti u vidu smanjenja postoperativne boli i nelagode kod pacijenata u odnosu na konvencionalne metode.

Iako postoje različita in vitro i ex vivo istraživanja u kojima su ispitani spomenuti laseri, gotovo svako od tih istraživanja koristi različite valne duljine, te lasere različitih performansi što može utjecati na klinički uspjeh oralno kirurškog postupka. Na porast temperature u in vivo istraživanjima mogu utjecati mnogi čimbenici poput cirkulacije krvi i vode u tkivu, okolina, lokalni uvjeti i sl.

Ovo istraživanje potvrđuje da kada se koriste visokoenergetski laseri vodeno i zračno hlađenje je neophodno kako bi se smanjio porast temperature u operativnom području.
Rizik od trajnih nuspojava i učinkovitost primjene lasera usko je povezana s pažljivim odabirom laserskih parametara i preciznom procjenom anatomskih struktura ciljnog operativnog područja. Ova studija pokazuje da je moguće postići biostimulacijski i baktericidni učinak tijekom terapije benignih oralnih lezija viskoenergetskim laserima ukoliko se poštuju sigurnosni temperaturni protokoli.
Spektar oralnih bolesti uključuje sustavne, infekcijske, mukozne i neoplastične procese. Ti procesi mogu se liječiti nizom kirurških modaliteta. Rezultati terapija u kojima su se koristili erbij laseri su konzistentni, posebno kod liječenja mekog tkiva. Pacijenti imaju minimalno vrijeme oporavka i općenito nema krvarenja, naticanje i bol nakon rutinskih zahvata je smanjena na najnižu razinu. Laserska tehnologija nastavlja se razvijati stoga je imperativno da se lasere uključi u kiruršku praksu.

6. ZAKLJUČCI

U ovom istraživanju procijenjivala se učinkovitost i invazivnost diodnog, Er:YAG, Er,Cr:YSGG i Nd:YAG lasera u kirurškoj terapiji benignih oralnih lezija usporedno s konvencionalnim kirurškim metodama. Mjerile su se i usporedile temperaturne razlike i promjene tijekom operativnih zahvata laserom te se došlo do sljedećih zaključaka:

• postoji razlika u cijeljenju rane nakon kirurškog odstranjenja benignih lezija laserima i konvencionalnom kirurgijom, no nije statistički značajna
• postoji razlika u intenzitetu boli nakon zahvata s obzirom na terapijski protokol
• oporavak nakon zahvata i povrat kvalitete života na preoperativnu razinu nije jednak s obzirom na terapijski protokol
• postoji statistički značajna razlika u zagrijavanju okolnog tkiva s obzirom na vrstu primijenjenog lasera između četiri ispitne laserske skupine
• postoji statistički značajna razlika između četiri ispitne laserske skupine u rasapu energije i temperaturi okolnih tkiva nakon terapije.

7. LITERATURA

1. Daniell MD, Hill JS. A history of photodynamic therapy. Aust N Z J Surg. 1991;61(5):340–8.
2. Fitzpatrick TB, Pathak MA. Historical aspects of methoxsalen and other furocoumarins. J Invest Dermatol. 1959;32(2):229–31.
3. Kalka K, Merk H, Mukhtar H. Photodynamic therapy in dermatology. J Am Acad Dermatol. 2000;42(3):389–413.
4. Wheeland RG. History of lasers in dermatology. Clin Dermatol. 1995;13(1):3–10.
5. Maxwell JC. A Dynamical Theory of the Electromagnetic Field. Philosophical Transactions of the Royal Society of London. 1865;155:459–512.
6. Bohr N. On the constitution of atoms and molecules. The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science. 1913;26(155):857–75.
7. Einstein A. Über einen die Erzeugung und Verwandlung des Lichtes betreffenden heuristischen Gesichtspunkt. Annalen der Physik. 1905;322(6):132–48.
8. Einstein A. Über die Entwicklung unserer Anschauungen über das Wesen und die Konstitution der Strahlung. Physikalische Blätter. 1969;25(9):386–91.
9. Lewis GN. The Conservation of Photons. Nature. 1926;1(118):874–5.
10. Gordon JP, Zeiger HJ, Townes CH. Molecular microwave oscillator and new hyperfine structure in the microwave spectrum of NH_3. Phys Rev. 1954;95(1):282-284.
11. Schawlow AL, Townes CH. Infrared and optical msers. Phys Rev. 1958;112(6):1940-49.
12. Gould, R. Gordon. "The LASER, Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation". In Franken, P.A.; Sands R.H. (eds.). The Ann Arbor Conference on Optical Pumping, the University of Michigan. 1959. p. 128.
13. Maiman TH. Stimulated Optical Radiation in Ruby. Nature. 1960;1:187:493–4.
14. Sorokin PP, Stevenson MJ. Stimulated Infrared Emission from Trivalent Uranium. Phys Rev Lett. 1960;5(12):557–9.
15. Javan A, Bennett WR, Herriott DR. Population Inversion and Continuous Optical Maser Oscillation in a Gas Discharge Containing a He-Ne Mixture. Phys Rev Lett. 1961;1:6(3):106–10.
16. Johnson LF, Nassau K. Infrared fluorescence and stimulated emission of Nd+3 in CaWO. Proc Inst Radio Eng. 1961; 49(12):1704.
17. Snitzer E. Optical maser action of Nd+3 in a barium crown glass. Phys Rev Lett. 1961; 7(12):444-446.

18. White AD, Rigden JD. Continuous gas maser operation in the visible. Proc Inst Radio Eng. 1962; 50(7):1697.
19. Hall RN, Fenner GE, Kingsley JD, et al. Coherent light emission from GaAs junctions. Phys Rev Lett. 1962;9(9):366-368.
20. Geusic JE, Marcos HM, Van Uitert LG. Laser oscillations in Nd-doped yttrium aluminum, yttrium gallium, and gadolinium garnets. Appl Phys Lett. 1954; 4(10):182-184.
21. Patel CKN. Continuous-wave laser action on vibrationalrotational transitions of CO_2, Phys Rev A. 1964;136(5):1187-1193.
22. Bridges WB. Laser oscillation in singly ionized argon in the visible spectrum. Appl Phys Lett. 1964;4(7):128-130, erratum 5(2):39.
23. Silfvast WT, Fowles GR, Hopkins BD. Laser action in singly ionized Ge, Sn, Pb, In, Cd and Zn. Appl Phys Lett. 1966; 8(12):318-319.
24. Sorokin PP, Lankard JR. Stimulated emission observed from an organic dye, chloro-aluminum phthalocyanine. IBM J Res Dev. 1966; 10(2):162-163.
25. Sorokin PP, Lankard JR. Flashlamp excitation of organic dye lasers: a short communication. IBM J Res Dev. 1967; 11(2):148.
26. Ewing JJ, Brau CA. Laser action on the $2\Sigma+ 1/2 \rightarrow 2\Sigma+ 1/2$ bands of KrF and XeCl. Appl Phys Lett. 1975; 27(6):350-352.
27. Madey JMJ. Stimulated emission of bremsstrahlung in a periodic magnetic field. J Appl Phys. 1971; 42(5):1906-1913.
28. Maiman TH. Comments on his precocious five-year old. Laser Focus. 1965; 1(9):2-4.
29. Maiman TH. A look at things to come: biomedical lasers evolve toward clinical applications. Hosp Manage. 1966; 101(4):39-41.
30. Stern RH, Sognnaes RF. Laser beam effect on dental hard tissues. J Dent Res. 1964; 43(5):873.
31. Kinersly T, Jarabak JP, Phatak NM, Dement J. Laser effects on tissue and materials related to dentistry. J Am Dent Assoc. 1965; 70(3):593-600.
32. Goldman L, Gray J, Goldman J, et al. Effect of the laser beam impacts on teeth. J Am Dent Assoc. 1965; 70(3):601-606.
33. Gordon TE. Some effects of laser impacts on extracted teeth. J Dent Res. 1966; 45(2):372-375.
34. Taylor R, Shklar G, Roeber F. The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1965; 19(6):786-795.

35. Yamamoto H, Okabe H, Ooya K, et al. Laser effect on vital oral tissues: a preliminary investigation. J Oral Pathol. 1972; 1(5):256-264.
36. Tanaka H. Effect of ruby-laser irradiation on gingiva. Shigaku (Odontol). 1975; 63(4):355-364.
37. Schafir R, Slutzki S, Bornstein LA. Excision of buccal hemangioma by carbon dioxide laser beam. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1977; 44(3):347-350.
38. Strong MS, Vaughan CW, Jako GJ, Polanyi T. Transoral resection of cancer of the oral cavity: the role of the CO_2 laser. Otolaryngol Clin North Am. 1979; 12(1):207-218.
39. Horch HH, Gerlach KL, Schaefer HE. CO2 laser surgery of oral premalignant lesions. Int J Oral Maxillofac Surg. 1986; 15(1):19-24.
40. Frame JW. Removal of oral soft tissue pathology with the CO_2 laser. J Oral Maxillofac Surg. 1985; 43(11):850-855.
41. Kamami YV. Outpatient treatment of sleep apnea syndrome with CO_2 laser, LAUP: laser-assisted UPPP results on 46 patients. J Clin Laser Med Surg 1994; 12(4):215-219.
42. Benedicenti A, Daneo M, Verrando M, et al. Evaluation of water absorption by a composite: Durafill, polymerized with argon laser light, in relation to normal polymerization. Parodontol Stomatol (Nuova). 1984; 23(3):27-29.
43. Séverin C. The effect of argon laser radiation on the polymerization of photocomposites: bonding of orthodontic brackets. J Biomater Dent. 1985; 1(2):111-112, 161-165.
44. Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses: an initial report. J Prosthet Dent. 1970; 24(4):472-476.
45. Smith DL, Burnett AP, Gordon TE Jr. Laser welding of gold alloys. J Dent Res. 1972; 51(1):161-167.
46. Apotheker H, Nishimura I, Seerattan C. Laser-welded vs soldered nonprecious alloy dental bridges: a comparative study. Lasers Surg Med. 1984;4(2):207-213.
47. Weichman JA, Johnson FM. Laser use in endodontics: a preliminary investigation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1971; 31(3):416-420.
48. Dederich DN, Zakariasen KL, Tulip J. Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following neodymium-aluminum-garnet laser irradiation. J Endod. 1984; 10(9):428-431.
49. Yamazaki R, Goya C, Yu DG, et al. Effects of erbium, chromium:YSGG laser irradiation on root canal walls: a scanning electron microscopic and thermographic study. J Endod. 2001;27(1):9-12.

50. Goldman L. Dental applications of the laser. In Goldman L: Biomedical aspects of the laser: the introduction of laser applications into biology and medicine, New York, 1967, Springer-Verlag. p 183-189.
51. Myers TD. The future of lasers in dentistry. Dent Clin North Am 2000; 44(4):971-980.
52. Myers TD, Myers WD, Stone RM. First soft tissue study utilizing a pulsed Nd:YAG dental laser. Northwest Dent. 1989;68(2):14-7.
53. Bavitz JB, Catone GA, Happel MB, Heine RD. Comparison between CO2 microsurgical laser and conventional meniscectomies in sheep: a preliminary report. J Oral Maxillofac Surg. 1989;47(4):383-5.
54. Clayman L, Fuller T, Beckmann H. Healing of CW and rapid super pulsed CO2 laser induced bone defect. J. Oral Surgery. 1978; 36:932–937.
55. Mathur E, Sareen M, Dhaka P, Baghla P. Diode Laser Excision of Oral Benign Lesions. J Lasers Med Sci. 2015;6(3):129–32.
56. Bhatnagar A, Agrawal RR, Khan F. Diode laser applications in pediatric dentistry. 2016;4: 68-69.
57. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. Dent Clin North Am. 2000; 44(4):717-752.
58. Kumar G, Rehman F, Chaturvedy V. Soft Tissue Applications of Er,Cr:YSGG Laser in Pediatric Dentistry. Int J Clin Pediatr Dent. 2017;10(2):188–92.
59. Myers TD. Lasers in dentistry: their application in clinical practice. J Am Dent Assoc. 122:46-50, 1991.
60. Einstein A. Zur Quantum Theorie Der Stralung, Verk Deutsch Phys Ges. 1916;18:318.
61. Roodenburg JL, Panders AK, Vermey A. Carbon dioxide laser surgery of oral leukoplakia. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1991;71(6):670–4.
62. McDaniel DH, Lord J, Ash K, Newman J. Combined CO2/erbium:YAG laser resurfacing of peri-oral rhytides and side-by-side comparison with carbon dioxide laser alone. Dermatol Surg Off Publ Am Soc Dermatol Surg Al. 1999;25(4):285–93.
63. Manni JG. Dental applications of advanced lasers, Burlington, Mass, 2004, JGM Associates. p 1-18.
64. Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. Dent Clin North Am. 2000;44(4):753–65.

65. Moshonov J, Stabholz A, Leopold Y, Rosenberg I, Stabholz A. Lasers in dentistry. Part B--Interaction with biological tissues and the effect on the soft tissues of the oral cavity, the hard tissues of the tooth and the dental pulp. 2001;18(3-4):21-8, 107-8.
66. Niemz MH. Laser-tissue interaction: fundamentals and applications, ed 3 (enlarged), Berlin, 2007, Springer. p 181-201.
67. McKenzie AL. Physics of thermal processes in laser-tissue interaction. Phys Med Biol. 1990;35(9):1175-1209.
68. Knappe V, Frank F, Rohde E. Principles of lasers and biophotonic effects. Photomed Laser Surg. 2004;22(5):411-417.
69. Springer TA, Welch AJ. Temperature control during tissue welding. Appl Optics. 1993; 32(4):517-525.
70. Bornstein E. Near-infrared dental diode lasers: scientific and photobiologic principles and applications. Dent Today. 2004;23(3):102-104, 106-108.
71. Coluzzi, DJ, Robert A. Convissar R.A. Laser Fundamentals. In: Convissar, R.A., Ed., Principle and Practice of Laser Dentistry, Mosby Elsevier, 2015. p 12-26.
72. White JM, Fagan MC, Goodis HE. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. J Periodontol. 1994;65(3):255-9.
73. Goldman L. Chromophores in tissue for laser medicine and laser surgery. Lasers Med Sci. 1990;5(3):289-292.
74. Coluzzi DJ. Fundamentals of lasers in dentistry: basic science, tissue interaction, and instrumentation. J Laser Dent. 2008;16:4-10.
75. Hale GM, Querry MR. Optical constants of water in the 200-nm to 200-μm wavelength region. Appl Opt. 1973;12(3):555-563.
76. Parker S. Lasers and soft tissue: “loose” soft tissue surgery. Br Dent J. 2007;202(4):185–91.
77. Piccione PJ. Dental laser safety, Dent Clin North Am. 2004;48:795-807.
78. Monaco WA, Barker FM. Laser hazards and safety. Optom Clin. 1995;4(4):1-15.
79. Ando Y, Aoki A, Watanabe H, Ishikawa I. Bactericidal effect of erbium YAG laser on periodontopathic bacteria. Lasers Surg Med. 1996;19:190-200.
80. Moritz A, Gutknecht N, Doertbudak O, Goharkhay K, et al. Bacterial reduction in periodontal pockets through irradiation with a diode laser. J Clin Laser Med Surg. 1997;15(1):33-37.

81. Raffetto N, Gutierrez T. Lasers in periodontal therapy, a fiveyear retrospective. Journal of the California Dental Hygiene Association. 2001;16:17-20.
82. Coleton S. The use of lasers in periodontal therapy. Gen Dent. 2008;56(7):612-617.
83. White JM, Goodis HE, Rose CL. Use of the pulsed Nd:YAG laser for intraoral soft tissue surgery. Lasers Surg Med. 1991;11(5):455-461.
84. Dostalova T, Jelínkova H, Kucerova H, et al. Noncontact Er:YAG laser ablation: clinical evaluation. J Clin Laser Med Surg. 1998;16(5):273-282.
85. Eversole LR, Rizoiu IM, Kimmel AI. Pulpal response to cavity preparation of an Erbium, Chromium:YSGG laser-powered hydrokinetic system. J Am Dent Assoc. 1997;128(8):1099-1106.
86. Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, et al. Effects of Er, Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. J Clin Laser Med Surg. 1999;17(4):155-159.
87. Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, et al. A comparison of conventional handpiece versus Erbium:YAG laser for caries in vitro. J Dent Res. 1998;77(6):1404-1414.
88. Weiner GP. Laser dentistry practice management. Dent Clin N Am. 2004;48:1105-1126.
89. Coluzzi DJ, Rice JH, Coleton S. The coming of age of lasers in dentistry. Dent Today. 1998; 17(10):64-71.
90. Myers TD, Sulewski JG. Evaluating dental lasers: what the clinician should know. Dent Clin North Am. 2004;48:1127-1144.
91. Rechmann P. Dental laser research: selective ablation of caries, calculus, and microbial plaque: from the idea to the first in vivo investigation. Dent Clin North Am. 2004;48(4):1077-1104.
92. Fisher S, Frame J. The effects of the carbon dioxide surgical laser on oral tissues. Br J Oral Maxillofac Surg. 1984;22:414-425.
93. Hughes PS, Hughes AP. Absence of human papillomavirus DNA in the plume of erbium:YAG laser–treated warts. J Am Acad Dermatol. 1998; 38(3):426-428.
94. Wlodawsky R, Strauss R. Intraoral laser surgery. Oral Maxillofac Surg Clin North Am. 2004;16:149-163.
95. Romanos G, Nentwig G. Diode laser (980 nm) in oral and maxillofacial surgical procedures: clinical observations based on clinical applications. J Clin Laser Med Surg. 1999;17:193-197.

96. Kreisler M, Gotz H, Duschner H, d'Hoedt B. Effect of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO_2, and GaAIAs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17:202-211.
97. Bradley P. A review of the use of the neodymium YAG laser in oral and maxillofacial surgery. Br J Oral Maxillofac Surg. 1997; 35:26-35.
98. Strauss R, Fallon S. Lasers in contemporary oral and maxillofacial surgery. Dent Clin North Am. 2004;48:861-888.
99. Romanos G. Clinical applications of the Nd:YAG laser in oral soft tissue surgery and periodontology. J Clin Laser Med Surg. 1994;12:103-108.
100. White J, Goodis H, Rose C. Use of the pulsed Nd:YAG laser for intraoral soft tissue surgery. Lasers Surg Med. 1991;11:455-461.
101. White JM, Chaudhry SI, Kudler JJ, Sekandari N, Schoelch ML, Silverman S Jr. Nd:YAG and CO2 laser therapy of oral mucosal lesions. J Clin Laser Med Surg. 1998;16(6):299-304.
102. Gregg RH, McCarthy DK. Laser periodontal therapy for bone regeneration. Dent Today. 2002;21(5):54-59.
103. Li Z, Reinisch L, van de Merwe W. Bone ablation with Er:YAG and CO_2 laser: study of thermal and acoustic effects. Lasers Surg Med. 1992;12:79-85.
104. Arnabat-Dominguez J, Espana-Tost AJ, Berini-Aytes L, Gay- Escoda C. Erbium:YAG laser application in the second phase of implant surgery: a pilot study in 20 patients. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18:104-112.
105. Ring EF, Ammer K. Infrared thermal imaging in medicine. Physiol Meas. 2012;33(3):33-46.
106. van der Eijk P. On 'Hippocratic' and 'Non-Hippocratic' Medical Writings. Stud Anc Med. 2016;46:17-47.
107. Knopes J. Science, Technology, and Human Health: The Value of STS in Medical and Health Humanities Pedagogy. J Med Humanit. 2019;40(4):461-471.
108. Bedford RE. Thermometry. In: The New Encyclopedia Britannica, 15th ed, Chicago. 1992;11:702-703.
109. Hardy JD. The radiation of heat from the human body: I-IV. J Clin Invest. 1934;13:593-620.
110. Hardy JD, Muschenheim C. The radiation of heat from the human body: V. J Clin Invest. 1936;15:1-8.

111. Weinstein SA. Standards for neuromuscular thermographic examination. Modern Medicine: Supplement. 1986;1:5-7.

112. Anbar M, Gratt BM, Hong D. Thermology and facial telethermography. Part I: history and technical review. Dento maxillofac Radiol. 1998;27:61-67.

113. Anbar M. Fundamentals of computerized thermal imaging. In: Anbar M. Quantitative Dynamic Telethermography in Medical Diagnosis. CRC Press: Boca Raton. 1994, p 99-131.

114. Anbar M. Dynamic area telethermometry: a new field in clinical thermology: Part II. Medical Electronics. 1994;147:73-85.

115. Anbar M. Dynamic area telethermometry and its clinical applications. SPIE Proc. 1995; 2473:312-331.

116. Gratt BM, Anbar M. Thermology and facial telethermography: Part II: Current and future clinical applications in dentistry. Dento maxillofac Radiol. 1998; 27: 68-74.

117. Ongole R, Praveen BN. Chapter 21- Specialized imaging techniques. In: Clinical manual for Oral Medicine and Radiology. Jaypee Brothers, New Delhi. 2007, p 439-441.

118. Gratt BM, Sickles EA. Electronic facial thermography: an analysis of asymptomatic adult subjects. J Orofacial Pain. 1995;9:255-265.

119. Blaxter KL. Techniques in energy metabolism studies and their limitations. Proc Nutr Soc. 1967;26(1):86-96.

120. Blaxter KL. Methods of measuring the energy metabolism of animals and interpretation of results obtained. Fed Proc. 1971;30(4):1436-43.

121. Gratt BM, Graff-Radford SB, Shetty V, Solberg WK, Sickles EA. A six-year clinical assessment of electronic facial thermography Dentomaxillofac Radiol. 1996; 25: 247 -255.

122. Gratt BM, Sickles EA. Thermographic characterization of the asymptomatic TMJ. J Orofacial Pain. 1993;7:7-14.

123. Gratt BM, Sickles EA, Ross JB. Thermographic characterization of an intemal derangement of the temporomandibular joint. J Orofacial Pain. 1994; 8:197-206.

124. Gratt BM, Sickles EA, Wexler CA. Thermographic characterization of osteoarthrosis of the temporomandibular joint. J Orofacial Pain. 1993;7:345-353.

125. McBeth SA, Gratt BM. A cross-sectional thermographic assessment of TMJ problems in orthodontic patients. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1996;109:481-488.

126. Cummings M, Biagioni P, Lamey PJ, Burden DJ. Thermal image analysis of electrothermal debonding of ceramic brackets: an in vitro study. European Journal of Orthodontics. 1991;21:111-118.

127. Carson J, Rider T, Nash D. A Thermographic Study of Heat Distribution during Ultra-Speed Cavity preparation. J Dent Res. 1979;58;16-81.

128. Gratt BM, Shetty V, Saiar M, Sickles EA. Electronic thermography for the assessment of inferior alveolar nerve deficit. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1995; 80: 153-160.

129. Gratt BM, Sickles EA, Shetty V. Thermography for the clinical assessment of inferior alveolar nerve deficit: A pilot study. J Orofacial Pain. 1994;8:369- 374.

130. Shetty V, Gratt BM, Flack V. Thermographic assessment of reversible inferior alveolar nerve deficit. J Orofacial Pain. 1994;8:375-383.

131. Emmanouil DE, Quock RM. Advances in understanding the actions of nitrous oxide. Anesth Prog. 2007;54(1):9-18.

132. Cohen EN, Brown BW Jr, Bruce DL, et al. A survey of anesthetic health hazards among dentists. JADA. 1975;90(6):1291-1296.

133. Suruda AJ, McGlothlin JD. Fatal abuse of nitrous oxide in the workplace. J Occup Med. 1990 Aug;32(8):682-4.

134. Krajewski W, Kucharska M, Pilacik B, et al. Impaired vitamin B12 metabolic status in healthcare workers occupationally exposed to nitrous oxide. Br J Anaesth. 2007;99(6):812-818.

135. Myles PS, Chan MT, Leslie K, Peyton P, Paech M, Forbes A. Effect of nitrous oxide on plasma homocysteine and folate in patients undergoing major surgery. Br J Anaesth. 2008; 100(6):780-786.

136. ADA Council on Scientific Affairs; ADA Council on Dental Practice. Nitrous oxide in the dental office. JADA. 1997; 128(3):364-365.

137. Rademaker MA et al. Evaluation of Two Nitrous Oxide Scavenging systems Using Infrared Thermography to Visualize and Control Emissions. J Am Dent Assoc. 2009;140; 190-199.

138. Biagioni PA, Longmore RB, McGimpsey JG, Lamey PJ. Infrared thermography. Its role in dental research with particular reference to craniomandibular disorders. Dentomaxillofac Radiol. 1996;25:119-124.

139. Friedlander AH, Gratt BM. Panoramic dental radiography and thermography as an aid in detecting patients at risk for stroke. J Oral Maxillofac Surg. 1994;52:1257- 1262.

140. Sudhakar S, Bina kayshap, Sridhar reddy P. Thermography in dentistry-revisited. Int J Biol Med Res. 2011;2(1):461-465.

141. D'Arcangelo C1, Di Nardo Di Maio F, Prosperi GD, Conte E, Baldi M, Caputi S. A preliminary study of healing of diode laser versus scalpel incisions in rat oral tissue: a comparison of clinical, histological, and immunohistochemical results. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007;103(6):764-73.

142. Amaral MB, de Ávila JM, Abreu MH, Mesquita RA. Diode laser surgery versus scalpel surgery in the treatment of fibrous hyperplasia: a randomized clinical trial. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015;44(11):1383-9.

143. Bakhtiari S, Taheri JB, Sehhatpour M, Asnaashari M, Attarbashi Moghadam S. Removal of an Extra-large Irritation Fibroma With a Combination of Diode Laser and Scalpel. J Lasers in Med Sci. 2015;6:182-4.

144. Jin JY, Lee SH, Yoon HJ. A comparative study of wound healing following incision with a scalpel, diode laser or Er,Cr:YSGG laser in guinea pig oral mucosa: A histological and immunohistochemical analysis. Acta Odontol Scand. 2010;68:232-8.

145. Ize-Iyamu IN, Saheeb BD, Edetanlen BE. Comparing the 810nm diode laser with conventional surgery in orthodontic soft tissue procedures. Ghana Med J. 2013;47:107-11.

146. Webert K, Cook RJ, Sigouin CS, Rebulla P, Heddle NM. The risk of bleeding in thrombocytopenic patients with acute myeloid leukemia. Haematologica. 2006;91:1530-7.

147. Kersten P, White PJ, Tennant A. Is the pain visual analogue scale linear and responsive to change? An exploration using Rasch analysis. PLoS One. 2014;9:e99485.

148. Kravitz ND, Kusnoto B. Soft-tissue lasers in orthodontics: an overview. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133:110-4.

149. Yadav RK, Verma UP, Sajjanhar I, Tiwari R. Frenectomy with conventional scalpel and Nd:YAG laser technique: A comparative evaluation. J Indian Soc Periodontol. 2019;23(1):48-52.

150. Patel R M, Varma S, Suragimath G, Abbayya K, Zope S A, Kale V. Comparison of labial frenectomy procedure with conventional surgical technique and diode laser. J Dent Lasers. 2015;9:94-93.

151. Öncü E, Erbeyoğlu AA, Alan R. Comparison of gingivectomy procedures for patient satisfaction: Conventional and diode laser surgery. Selcuk Dent J. 2017;4:6-9.

152. Deppe H, Horch HH. Laser applications in oral surgery and implant dentistry. Lasers Med Sci. 2007;22:217–21.

153. Cercadillo-Ibarguren I, España-Tost A, Arnabat-Domínguez J, Valmaseda-Castellón E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Histologic evaluation of thermal damage produced on soft tissues by CO_2, Er,Cr:YSGG and diode lasers. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2010;15:912–8.

154. Azevedo AS, Monteiro LS, Ferreira F, Delgado ML, Garcês F, Carreira S. In vitro histological evaluation of the surgical margins made by different laser wavelengths in tongue tissues. J Clin Exp Dent. 2016;8:388–96.

155. Fekrazad R, Nokhbatolfoghahaei H, Khoei F, Kalhori KA. Pyogenic Granuloma: Surgical Treatment with Er:YAG Laser. J Lasers Med Sci. 2014;5:199–205.

156. Magid KS, Strauss RA. Laser use for esthetic soft tissue modification. Dent Clin North Am. 2007;51:525–45.

157. Asnaashari M, Zadsirjan S. Application of laser in oral surgery. J Lasers Med Sci. 2014;5:97–107.

158. Akbulut N, Kursun ES, Tumer MK, Kamburoglu K, Gulsen U. Is the 810-nm diode laser the best choice in oral soft tissue therapy?. Eur J Dent. 2013;7:207–11.

159. Chandna S, Kedige SD. Evaluation of pain on use of electrosurgery and diode lasers in the management of gingival hyperpigmentation: A comparative study. J Indian Soc Periodontol. 2015;19:49–55.

160. Kharadi UA, Onkar S, Birangane R, Chaudhari S, Kulkarni A, Chaudhari R. Treatment of Oral Leukoplakia with Diode Laser: a Pilot Study on Indian Subjects. Asian Pac J Cancer Prev. 2015;16:8383–6.

161. Abdulsamee N. "All Tissues Dental Laser Er:YAG laser- Review Article," Biomedical Journal of Scientific & Technical Research. 2017; 1(1):9-17.

162. Hendrick DA, Meyers A. Wound healing after laser surgery. Otolaryngol Clin North Am. 1995;28(5):969-86.

163. Lopez-Jornet P, Camacho-Alonso F. Comparison of pain and swelling after removal of oral leukoplakia with CO_2 laser and cold knife: A randomized clinical trial. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2013;18:38-44.

164. Vivek V, Jayasree RS, Balan A, Sreelatha KT, Gupta AK. Three-year follow-up of oral leukoplakia after neodymium:yttrium aluminum garnet (Nd:YAG) laser surgery. Lasers Med Sci. 2008;23:375-9.

165. Yagüe-García J, España-Tost AJ, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Treatment of oral mucocele-scalpel versus CO_2 laser. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2009;14:e469-74.

166. Kara C. Evaluation of the patient perceptions of frenectomy: a comparison of Nd:YAG laser and conventional techniques. Photomed Laser Surg. 2008;26:147–52.

167. Pié-Sánchez J, España-Tost AJ, Arnabat-Dominguez J, Gay-Escoda C. Comparative study of upper lip frenectomy with the CO_2 laser versus the Er, Cr:YAG laser. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2012;17:228–32.

168. Scoletta M, Arduino PG, Reggio L, et al. Effect of low-level laser irradiation on bisphosphonateinduced osteonecrosis of the jaws: preliminary results of a prospective study. Photomed Laser Surg. 2010;28:179-84.

169. Pogrel MA, Yen CK, Hansen LS. A comparison of car- bon dioxide laser, liquid nitrogen cryosurgery, and scalpel wounds in healing. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1990;69:269-73.

170. Basso FG, Pansani TN, Turrioni AP, Bagnato VS, Hebling J, et al. In vitro wound healing improvement by low-level laser therapy application in cultured gingival fibroblasts. Int J Dent. 2012;2012:719452.

171. Pyo SJ, Song WW, Kim IR, Park BS, Kim CH, et al. Low-level laser therapy induces the expressions of BMP- 2, osteocalcin, and TGF-β1 in hypoxiccultured human osteoblasts. Lasers Med Sci. 2013;28:543-50.

172. Butchibabu K, Koppolu P, Mishra A, Pandey R, Swapna LA, Uppada UK. Evaluation of patient perceptions after labial frenectomy procedure: A comparison of diode laser and scalpel techniques. Eur J Gen Dent 2014;3:129-33.

173. Rener-Sitar K, Petricević N, Celebić A, Marion L. Psychometric properties of Croatian and Slovenian short form of oral health impact profile questionnaires. Croat Med J. 2008;49(4):536-44.

8.0 ŽIVOTOPIS AUTORA S POPISOM OBJAVLJENIH RADOVA

Goran Batinjan rođen je 24. srpnja 1987. godine u Zagrebu. Osnovnu školu i Opću gimnaziju završio je u Sisku. Maturirao je s odličnim uspjehom 2006. godine nakon čega iste godine upisuje studij dentalne medicine na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu. Dobitnik je Rektorove nagrade u akademskoj godini 2011/12. za studentski rad iz područja oralne kirurgije te Colgateove nagrade za najbolji studentski rad, iste akademske godine je i diplomirao. Poslijediplomski doktorski studij dentalne medicine upisao je u akademskoj godini 2012/2013. Rezultate dosadašnjih istraživanja iz područja laserske kirurgije prezentirao je na mnogim međunarodnim i domaćim znanstvenim i stručnim skupovima. Na 8. Hrvatskom međunarodnom Quintessence kongresu 2013. g. u Zagrebu osvojio je prvu nagradu za najbolju poster prezentaciju. Jedan je od prvih termografičara u Hrvatskoj iz područja biomedicine koji su položili stručni tečaj osposobljavanja za medicinsku termografiju u Centru za transfer tehnologije na Fakultetu strojarstva i brodogradnje u Zagrebu.

Specijalistički staž iz područja kirurške i stomatološke protetike obavio je na Klinici za stomatologiju Kliničkog bolničkog centra Zagreb i Kliničkoj bolnici Dubrava te je specijalizirao 2018. godine.

Autor je više znanstvenih, stručnih i preglednih radova u recenziranim domaćim i stranim časopisima te poglavlja u knjizi.

Aktivno se služi engleskim i njemačkim jezikom.

Popis objavljenih radova:

Poglavlja u knjigama

1. Gabrić D, Baraba A, Batinjan G, Blašković M, Vučićević Boras V, Filipović Zore I, Miletić I, Gjorgievska E. Advanced Applications of the Er:YAG Laser in Oral and Maxillofacial Surgery. A Textbook of Advanced Oral and Maxillofacial Surgery Volume 2.Motamedi, Mohammad Hosein Kalantar (ur.). Rijeka: InTech, 2015. str. 799-838.

Znanstveni i pregledni radovi

2. Muhasilović S, Batinjan G, Vodanović M. Is the palatal rugae pattern as unique as a fingerprint?. Asian Academic Research Journal of Multidisciplinary. 2016;2;71-77.

3. Vuletić M, Škaričić J, Batinjan G, Trampuš Z, Čuković Bagić I, Jurić H. A retrospective study on traumatic dental and soft-tissue injuries in preschool children in Zagreb, Croatia. Bosn J Basic Med Sci. 2014;14(1):12-5.

4. Batinjan G, Filipovic Zore I, Vuletic M, Rupic I. The use of ozone in the prevention of osteoradionecrosis of the jaw. Saudi Med J. 2014;35(10):1260-3.

5. Zore Z, Filipović Zore I, Stanec M, Batinjan G, Matejčić A. Association of clinical, histopathological and immunohistochemical prognostic factors of invasive breast tumors and thermographic findings. Infrared physics & technology. 2014;68:201-205.

6. Batinjan G, Zore Z, Čelebić A, Papić M, Gabrić Pandurić D, Filipović Zore I. Thermographic monitoring of wound healing and oral health-related quality of life in patients treated with laser (aPDT) after impacted mandibular third molar removal. Int J Oral Maxillofac Surg. 2014;43(12):1503-8.

7. Batinjan G, Filipović Zore I, Rupić I, Bago Jurič I, Zore Z, Gabrić Pandurić D. Assessing Health-Related Quality of Life with Antimicrobial Photodynamic Therapy (APDT) and Low Level Laser Therapy (LLLT) after Third Molar Removal. J Lasers Med Sci. 2013;4(3):120-6.

Stručni radovi

8. Batinjan G, Gabrić Pandurić D, Filipović Zore I. Mehanizmi djelovanja lasera i aplikacija diodnog lasera u stomatologiji. Sonda: list studenata Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. 2013;26(14):35-37.

9. Rupić I, Batinjan G, Vučićević Boras V. Upotreba i djelovanje propolisa kod oralnih bolesti. Sonda: list studenata Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. 2012;23(13):106-108.

10. Batinjan G, Cupek K, Jurić H. Terapija avitalnih mliječnih zuba. Sonda: list studenata Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. 2011;12:40-47.

Sažeci u zbornicima i časopisima

11. Batinjan G, Zore Z, Filipović Zore I. Application of Infrared Thermography in Dentistry. Interklima 2015. Švaić S, Boras I, Dović D (ur.). Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2015. str 23.

12. Brajdić D, Batinjan G, Varga S, Dediol E, Macan D. Long-term Follow-up of Implant-prosthetic Rehabilitation of Patients With Free Fibula Flap. Abstracts of 8th International Congress of the Croatian Society of Dental Implantology of the Croatian Medical Association, Split, 10.-12.10.2019. Acta Stomatol Croat. 2019; 53(4):398-399.

13. Brajdić D, Macan D, Salarić I, Đanić P, Batinjan G, Biočić J, Dediol E. Dental implants in maxillar reconstruction using osteocutaneous free fibula flap: A 10- year follow-up. Clinical Oral Implants Research. 2019;30(19):74.

14. Kovačić I, Batinjan G, Peršić S, Filipović Zore I, Kranjčić J, Čelebić A. Thermographic monitoring of Thermographic monitoring of temperature changes in mini dental implant overdenture patients. European Prosthodontic Association. 2018;172.

15. Muhasilović, Senad; Batinjan, Goran; Vodanović, Marin. Is the palatal rugae pattern as unique as a fingerprint?. Bull Int Assoc Paleodont. 2014;8(1):136.

16. Batinjan G, Filipović Zore I, Rupić I, Bago Jurič I, Gabrić Pandurić D. Use of diode laser after surgical removal of impacted lower third molars. Photomedicine and Laser Surgary. Brussels, Belgija, 2013. str. 630-647.

PRIVITAK

PRILOG 1

Informirani pristanak

Istraživači:
Goran Batinjan, dr.med.dent.[1]
mail: gbatinjan@sfzg.hr

Mentor:
Prof.dr.sc. Irina Filipović-Zore, Zavod za oralnu kirurgiju,
[1]Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, Gundulićeva 5, 10000Zagreb
Telefon:01/ 4802 – 138

Naziv istraživanja:

Usporedba visokoenergetskog diodnog, Er:YAG, Er,Cr:YSGG, i Nd:YAG lasera u kirurškoj terapiji benignih oralnih lezija metodom infracrvene termografije

Svrha istraživanja:

Svrha ovog istraživanja je procijeniti učinkovitost različitih lasera (diodnog, Er:YAG, Er,Cr:YSGG i Nd:YAG) u terapiji benignih oralnih lezija usporedno s konvencionalnim metodama te praćenje i usporedba promjene temperatura okolnog tkiva tijekom operativnog zahvata laserom.

Svi kirurški postupci i kontrolni pregledi bit će obavljeni na Zavodu za oralnu kirurgiju, Stomatološkog fakulteta Svučilišta u Zagrebu.

Vašim uključenjem u istraživanje i pristankom da ispunite upitnike tijekom postoperativnih kontrolnih pregleda pomoći ćete nam da dobijemo zadovoljavajući uvid u postoperativno razdoblje za navedeni kirurški zahvat. Na taj način usporedit ćemo učinkovitost mekotkivnog diodnog lasera (Hager & Werken, Njemačka), Er:YAG, Er,Cr:YSGG i Nd:YAG lasera (Fotona, Slovenija). Pozitivan utjecaj lasera na cijeljenje rane, smanjenje boli nakon operativnih zahvata, smanjenje količine i vremena korištenja medikamenata nakon zahvata, te brži oporavak i povratak kvalitete života na prijeoperativnu razinu već je poznat i prikazan u brojnoj stručnoj i znanstvenoj literaturi.

Sve će se raditi slijedeći upute o sigurnosti kirurške medicinske opreme i propisanim uputama i protokolima od strane proizvođača lasera. Nisu dokazane nuspojave ili štetnost postupka na zdravlje pacijenata, te sami tretman može samo koristiti u smislu bržeg poslijeperativnog oporavka i vraćanja kvalitete života na prijeoperativnu razinu.

SUGLASNOST ISPITANIKA ZA SUDJELOVANJE U ISTRAŽIVANJU

1. Potvrđujem da sam pročitao/pročitala ovu obavijest za gore navedeno znanstveno istraživanje te sam imao/imala priliku postavljati pitanja i dobio/dobila zadovoljavajuće, jasne i potpune odgovore.
2. Dobro sam razumio/razumjela postupke i svrhu istraživanja. Suglasan/suglasna sam sudjelovati u terapiji laserom.
3. Razumijem da je moje sudjelovanje dobrovoljno te se mogu povući u bilo koje vrijeme, bez navođenja razloga i bez ikakvih posljedica po moje zdravlje ili nastavak liječenja u ovoj Ustanovi.
4. Pristajem da mojoj medicinskoj dokumentaciji imaju pristup odgovorni pojedinci, tj. glavni istraživač i njegovi suradnici. Suglasan/suglasna sam da će podaci zabilježeni u upitniku biti poznati samo liječniku/glavnom istraživaču i meni, biti povjerljivi, a moj identitet zaštićen od javnosti.
5. Suglasan/suglasna sam da se rezultati istraživanja koriste u znanstvene svrhe i objavljuju u znanstvenim časopisima.
6. Pristajem u ovome istraživanju sudjelovati dobrovoljno i ne potražujem nikakvu novčanu naknadu.
7. Pristajem da član moje obitelji/skrbnik bude upoznat s mojim sudjelovanjem u navedenom znanstvenom istraživanju.
8. Potvrđujem da sam sve navedeno dobro razumio/razumjela te da pri punoj svijesti i svojevoljno potpisujem svoju suglasnost za sudjelovanjem u ovome istraživanju.

   Za maloljetne osobe suglasnost potpisuje zakonski zastupnik, roditelj ili skrbnik.

Ime i prezime ispitanika/staratelja: _____

Potpis: _____

Ime i prezime (štampano): _____

Kontakt(telefon i/ili e-mail)_____

U Zagrebu,_____

Osoba koja je vodila postupak obavijesti za ispitanika i suglasnost za sudjelovanje:

_____

Glavni istraživač: _____

Potpis: _____

Ime i prezime (štampano): _____

U Zagrebu, _____

PRILOG 2

Upitnik o zadovoljstvu pacijenta OHIP-CRO 14 (173)

Molimo Vas da slijedeća pitanja odgovorite tako da u kućicu pokraj upišete ocjenu od 0 do 4; 0 = nema problema, 4 = najveći mogući problem

1. Jeste li imali ili imate **poteškoća pri izgovaranju riječi** zbog problema sa zubima, ustima, čeljustima ?	☐
2. Jeste li osjetili ili **osjećate neugodan okus** zbog problema sa zubima, ustima, čeljustima ?	☐
3. Jeste li imali ili imate **jake bolove u ustima**?	☐
4. Je li vam bilo ili vam je **nelagodno jesti pojedinu vrstu hrane** zbog problema sa zubima, ustima, čeljustima?	☐
5. Jeste li bili svjesni da vaši zubi, usta, čeljust "postoje" (Jeste li razmišljali o njima?)?	☐
6. **Osjećate li tjeskobu** zbog problema sa zubima, ustima, čeljustima?	☐
7. Smatrate li da vam je **prehrana nezadovoljavajuća** zbog problema sa zubima, ustima, čeljustima?	☐
8. Jeste li morali **prekidati obrok** zbog problema sa zubima, ustima, čeljustima?	☐
9. Je li vam **se teže opustiti** zbog problema sa zubima, ustima, čeljustima?	☐
10. Jeste li se **osjetili imalo neugodno** zbog problema sa zubima, ustima?	☐
11. Jeste li bili **razdražljivi prema drugima** zbog problema sa zubima, ustima, čeljustima?	☐
12. Jeste li imali **problema u obavljanju svakodnevnih poslova** zbog problema sa zubima, ustima, čeljustima?	☐
13. Smatrate li da vam **život pruža manje zadovoljstva** zbog problema sa zubima, ustima, čeljustima?	☐

14. Je li vam se dogodilo da **uopće ne funkcionirate** zbog problema sa zubima, ustima, čeljustima?	☐