Universidad Nacional de La Plata

Facultad de Odontología

AÑO 2014

TESIS DOCTORAL

**Estudio descriptivo de la capacidad de adaptación
de una resina compuesta en cavidades clase I invitro
preparadas con instrumental de alta rotación y
con láser de Er:YAG en primeros
molares y premolares permanentes**

Doctorando: CANTARINI, LUIS MARTIN
Director de Tesis: Dra. MEDINA María Mercedes

Noviembre del 2014

Dra. María Mercedes Medina, Prof. Titular de Biofísica de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de La Plata

CERTIFICA:

Que el Doctorando Luis Martín Cantarini ha realizado bajo mi dirección el trabajo de investigación titulado: "Estudio descriptivo de la capacidad de adaptación de una resina compuesta en cavidades clase I invitro preparadas con instrumental de alta rotación y con láser de Er:YAG en primeros molares y premolares permanentes" y que este trabajo reúne los requisitos exigidos para ser presentado como Tesis Doctoral.

La Plata 10 Noviembre 2014

Este trabajo se realizó en la Ciudad de La Plata, Buenos Aires, Argentina en las instalaciones de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de La Plata, en el CIOP del CIC-CONICET La Plata Cno. Parque Centenario e/ 505 y 508 Gonnet, y en el Laboratorio de Microscopía Electrónica y Análisis por Rayos X (LAMARX) ubicado en la Universidad Nacional de Córdoba.

ÍNDICE

Agradecimientos	Pág. 11
Resumen	Pág. 15
Abstract	Pág. 18
Capítulo 1. Introducción	Pág. 21
1.1 Justificación	
Capítulo 2. Marco Teórico	Pág. 24
2.1. Introducción	
2.2. Revisión Bibliográfica	
2.3. Estudios preliminares sobre el uso de radiación laser en tejidos dentarios: Efecto de diferentes láseres sobre la dentina	
Capítulo 3. Láser. Historia, conceptos y aplicaciones en Ciencias de la Salud	Pág. 37
3.1. Introducción al Láser y sus propiedades	
3.2. El láser en Odontología	
3.2.1. Componentes del láser	
3.2.2. Medidas de la cavidad resonante	
3.2.3. Propiedades de la luz láser	
3.2.4. Tipos de láser	
3.3. Introducción al Láser y sus propiedades	
3.3.1. Generalidades	
3.3.2. Parámetros físicos del láser	
3.3.3. Parámetros no modificables	
3.3.4. Parámetros modificables	
3.3.5. Propiedades ópticas de los tejidos	
3.4. Aplicaciones del láser	
3.4.1. Aplicaciones del láser en general	
3.4.2. Aplicaciones de los diferentes láseres en Odontología	
3.4.3. Efectos biológicos de la luz láser	
3.5. (Er:YAGyEr, Cr: YSGG)	
3.5.1. Evolución de los láseres de Erbio	
3.5.2. Características del láser de Er:YAG	
3.5.3. Interacción del láser de Er:YAG con la materia	
3.5.4. Fotoablación	
3.5.5. Aplicaciones del láser de Er:YAG en Odontología	
3.5.6. Láser de ER:YAG para realización de cavidades	
3.5.7. Adhesión a la Superficie de Dentina tratada con Láser de Er:Yag	
3.5.8. Uso de láseres en Argentina	
Capítulo 4. Microscopía Confocal	Pág. 61
4.1. Introducción	
4.2. Antecedentes	
4.2.1. Historia de la Microscopía	
4.2.2. Tipos de Microscopios	
4.2.3. Microscopía Confocal	
4.2.4. Resolución Óptica	

- 4.2.5.Detección
- 4.2.6.Edición y Cuantificación de la Imagen
- 4.2.7.Fuente Luminosa
- 4.2.8.Funcionamiento General
- 4.2.9.La Fluorescencia
- 4.2.10.Transmitancia y Reflectancia
- 4.2.11.Ventajas de la microscopía confocal
- 4.2.12.Aplicaciones de la microscopía confocal.
- 4.2.13.Imágenes teñidas con un marcador fluorescente (single labeling).
- 4.2.14.Realización de secciones transversales (x-z).
- 4.2.15.Información tridimensional de la muestra.
- 4.3.Fundamentos de la técnica.

Capítulo 5. Adhesión

Pág. 78

- 5.1.Adhesión
 - 5.1.1.Concepto de adhesión
 - 5.1.2.Factores que influyen sobre la adhesión.
 - 5.1.3.Sustratos de la Adhesión
 - 5.1.4.Adhesión a la dentina
 - 5.1.5.Propiedades físicas de la dentina
 - 5.1.6.Composición de la dentina
 - 5.1.7.Matriz mineralizada
 - 5.1.8.Conductos o Túbulos dentinarios
 - 5.1.9.Adhesivos Dentinarios
 - 5.1.10.Composición de los adhesivos dentinarios
 - 5.1.11.Acondicionamiento de la dentina
 - 5.1.12.Resinas Hidrofílicas
 - 5.1.13.Resinas Hidrofóbicas
 - 5.1.14.Clasificación de los Sistemas Adhesivos

Capítulo 6. Bioseguridad

Pág. 93

- 6.1.Aspectos legales y precauciones de seguridad en odontología asistida con láser
 - 6.1.1.Control y manejo de los aparatos
 - 6.1.2.Seguridad en el ámbito láser
 - 6.1.3.Efectos legales y precauciones de seguridad en odontología asistida con láser.
 - 6.1.4.Requerimientos de seguridad
 - 6.1.5.Aspectos medico – legales
 - 6.1.6.Utilización de protocolos
 - 6.1.7.Documentación del trabajo realizado
 - 6.1.8.Compañías aseguradoras

Capítulo 7. Hipótesis y Objetivos

Pág. 104

- 7.1.Hipótesis Principal
- 7.2.Hipótesis Secundaria
- 7.3.Objetivo General
- 7.4.Objetivos específicos

Capítulo 8. Materiales y Métodos

Pág. 107

- 8.1.Materiales y Métodos
 - 8.1.1.Materiales
 - 8.1.2.Métodos
 - 8.1.3.Preparación de cavidades

Capítulo 9. Resultados

Pág. 151

9.1. Análisis estadístico de los resultados

9.1.1. Datos obtenidos mediante Microscopio Confocal LEXT 3100

9.1.2. Datos obtenidos mediante Microscopio Confocal Olympus IX-81

Capítulo 10. Discusión

Pág. 277

10.1 Discusión

Capítulo 11. Conclusiones

Pág. 288

11.1. Conclusiones

Capítulo 12. Bibliografía

Pág. 290

11.1. Bibliografía

Capítulo 13. Anexos

Pág. 318

11.1. Anexos

Tabla de abreviaturas

T	Prueba T-Student agrupada
n	Cantidad de muestras
Q1	Primer cuartel
Q3	Tercer cuartel
DE	Desviación estandar
F	Varianza
W	Mann-Whitney
TAG	Prolongación de resina entubulos
G1	Grupo 1
G2	Grupo2
FCD	Fallo cohesivo en dentina
FA	Fallo adhesivo
FCR	Fallo cohesivo en resina
GAP	Espacio
Caspe	(Critical Appraisal Skills Programme) (Programa de habilidades en lectura crítica)
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LAMARX	Laboratorio de Microscopía Electrónica y Análisis por Rayos X
UNLP	Universidad Nacional de la Plata
G	Granate
Y	Itrio
RPM	Revoluciones por minuto
X	Magnificación del microscopio
J	Joule
DE	Desviación estándar
Min.	Mínimo
Max.	Máximo
NS	
Nd:YAG	Neodimio, Itrio, Aluminio, Granate
CO2	Dióxido de carbono
Er	Erbio
OH-	Oxidriló
Mm	Milímetros
HZ	Hertz
mJ	Milijoules
W	Watts
Ms	Milisegundos
Nm	Nanometros
MEB	Microscopio Electronico de Barrido
°C	Grados Celsius
Seg	Segundo
MPa	Mega Pascales
Er,Cr:YSGG	Erbium:yttrium-scandium-gallium-garnet
SEM	Siglas en ingles de Microscopia Electronica de Barrido
ArF	Fluor Argon
Nd:YAP	Neodymium: Yttrium-Aluminum-Perovskite
MASER	Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation

Ps	Short Pulse
Ti	Titanio
TEM	Transmission electron microscopy
Cw	Continuous wave
Cu	Cobre
DP	Densidad de potencia
SAEF	Spatial Average Energy Fluence
KTP	titanilfosfato de potasio
Ho	Holmio
PVH	Papiloma virus humano
ANSI	American National Standards Institute
FDA	Food and Drug Administration: Agencia de Alimentos y Medicamentos
WFLD	World Federation of Laser Dentistry
ISLD	International Society of Laser Dentistry
CITEFA	Instituto de Investigaciones Científicas y Técnicas de las FFAA
CIOp	Centro de Investigaciones ópticas
CEILAP	Centro de Investigaciones de Láseres y Aplicaciones
STM	Scanning Tunneling Microscopy
SPM	Scanning Probe Microscopy
AFM	Microscopio de fuerza atómica
MFM	Microscopio de fuerzas magnéticas
SFM	Scanning Force Microscopy
X/Y	Ejes X e Y
UV	Ultra violeta
LSCM	Laser Scanning Confocal Microscope
SSCM	Slit Scanning Confocal Microscope
TSCM	Tandem Scanning Confocal Microscope
NA	Apertura numérica
Z	Eje Z
Bis-GMA	Bisfenol glicidil metacrilato
HEMA	Hidroxietilmetacrilato
PMDM	P-Dimetacrilato pirometilico acido
TBB	Tributil Borano
MDP	Ácida phosphate monomer
pH	Potencial de Hidrogeno
ANMAT	Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica
RES	Resolución
IR	Infra rojo
OD	Densidad Óptica
MPE	Maximum Permissible Exposure
CI	Consentimiento Informado

Las geniales intuiciones que llevaron a Einstein en 1906 a plantear la teoría de las relaciones cuánticas que relacionaban las teorías ondulatorias y las corpusculares suministrando explicaciones definitivas a la conducta de la luz, permitieron, a la física moderna, plantear las bases para la realización del laser. Fue el mismo Einstein, que en 1916 con el trabajo *Zur quantum theorie der strahlung* sembró las bases teóricas para la realización de máquinas con capacidad de emitir luz coherente.

**Para las personas creyentes, Dios está al principio. Para los científicos está el final de todas sus reflexiones.*

Max Planck (1858-1947) Físico alemán.

**Si no conozco una cosa, la investigaré.*

Louis Pasteur (1822-1895) Químico y microbiólogo francés.

**Si no quieres perderte en el olvido tan pronto como estés muerto y corrompido, escribe cosas dignas de leerse, o haz cosas dignas de escribirse.*

Benjamin Franklin (1706-1790) Estadista y científico.

**El experimentador que no sabe lo que está buscando no comprenderá lo que encuentra.*

Claude Bernard (1813-1878) Fisiólogo francés.

La ciencia es la estética de la inteligencia.

Gaston Bachelard filósofo, poeta, físico (1884-1962)

**A mi Hija
Josefina**

A María José

Al finalizar un trabajo tan laborioso y lleno de dificultades como es la elaboración de una tesis, es inevitable no sentirse orgulloso de la increíble hazaña y entonces empezamos a recordar por todos los sacrificios por lo que tuvimos que pasar, por ejemplo estar trabajando en nuestra tesis a altas horas de la noche y descansar dos o tres horas para luego levantarse para ir a clases o a trabajar, malpasarse en las comidas, dejar de hacer otras cosas para estar trabajando en tu proyecto o cuando se te dañó la USB o el disco duro o tu computadora y no respaldaste tu investigación y así puedo contarles de las cosas que suelen pasarnos a la hora de estar con la elaboración de una tesis. Sin duda toda una aventura para contarles a nuestros hijos cuando estén por esta situación.

Pero también en ese momento recordamos que esto no lo hubiéramos podido lograr solos pues muchas veces, nos desanimábamos, perdíamos el entusiasmo y todo lo que tiende a pasar cuando las cosas no se nos están dando como queremos y es cuando entra Dios y nos ilumina, nuestros amigos, compañeros, familia, hijos, esposo o esposa, director de proyecto y toda esa gente que de una manera u otra siempre estuvo a nuestro lado apoyándonos, levantándonos cada vez que nos rendíamos, dándonos ánimo o apoyo económico.

Y qué mejor forma de agradecer por todo ese apoyo que esas personas nos dieron que agregándolos en los agradecimientos de la tesis.

Agradecimientos:

Agradezco a Dios ser maravilloso que me dio fuerza y fe para creer lo que me parecía imposible terminar.

A la Universidad Nacional de La Plata por darme la oportunidad de estudiar y ser un profesional.

A mi directora de tesis, Dra. María Mercedes Medina, por su esfuerzo, dedicación y confianza, quien con sus conocimientos, experiencia, su motivación y su paciencia, mucha paciencia, ha logrado que pueda terminar este proyecto. Porque su ayuda y constancia a lo largo de todos estos años, han servido para formarme como profesional y docente. Es parte de mi familia del corazón, nunca se lo podré agradecer lo suficiente.

También me gustaría agradecer a mis profesores que durante toda mi carrera profesional han aportado con un granito de arena a mi formación, y en especial a mis profes la Dra. Coscarelli Nélide, Dr. Paleo Manuel por sus

consejos, su enseñanza y más que todo por su amistad.

A la Dra. Butler Teresita, por ser un apoyo permanente.

A la Dra. Susana Micinquevich por su tenacidad para conmigo.

A mi grupo de amigos Viky, Yuli y Maxi que sin su apoyo no hubiera tenido el tiempo suficiente para concluir este proyecto.

Al personal del Laboratorio de Microscopía LAMARX.

A mis grandes amigos de la Provincia de Córdoba que con su apoyo y tiempo prestado hicieron que esta investigación pudiera concluir.

Un agradecimiento singular debo al profesor Manuel Suárez que, me ha orientado, apoyado y corregido en mis primeros pasos en la labor científica con un interés y una entrega que han sobrepasado, con mucho, todas las expectativas que, como alumno, deposité en su persona.

Al Dr. Eliseo Gallego Lluesma, por su apoyo desde los inicios de mis primeros pasos en la tecnología Laser.

Muchas veces, los amigos se convierten en una gran fuente de ayudas para alcanzar diversos tipos de objetivos, y uno de ellos por ejemplo, es el proyecto de tesis. Por eso agradezco desde el corazón al apoyo invalorable de I. M., Marcelo Ponce y Gastón Agüero que sin ellos no lo hubiera logrado, un gran abrazo Hermanos del Corazón.

Son muchas las personas que han formado parte de mi vida profesional a las que me encantaría agradecerles su amistad, consejos, apoyo, ánimo y compañía en los momentos más difíciles de mi vida. Algunas están aquí conmigo y otras en mis recuerdos y en mi corazón, sin importar en donde estén quiero darles las gracias por formar parte de mí, por todo lo que me han brindado y por todas sus bendiciones.

Para ellos: Muchas gracias y que Dios los bendiga.

RESUMEN

Resumen

Resumen

La presente investigación tiene como objetivo principal, establecer la capacidad de adaptación de una resina compuesta en cavidades clase I in vitro preparadas con instrumental de alta rotación y con láser de Er: YAG en los primeros molares y premolares. Específicamente se propone, a) evaluar la desadaptación de la interfaz entre el material restaurador y diente receptor, en cavidades elaboradas con láser de Er:YAG y con instrumental rotatorio de alta rotación al Microscopio Olympus LEXT OLS4000 3D Confocal Laser y Microscopio Olympus IX-81 Inverted Confocal Fluorescence; b) analizar la extensión de la interfaz en cortes longitudinales de la corona dentaria con el software Image Pro Plus y Software Olympus LEXT OLS4100 Versión 3.1.1.1 sin tener en cuenta raza y sexo de las piezas provistas para realizar las cavidades elaboradas con el LASER Er:YAG y Turbina KaVo 650B; c) realizar un análisis estadístico de las interfases; d) comparar la longitud de los tags de los complejos de unión cuando la dentina ha sido preparada con láser de Er:YAG y cuando la dentina ha sido preparada con instrumental rotatorio convencional más ácido ortofosfórico antes del sistema adhesivo en ambos grupos y; e) determinar el patrón de fractura de los especímenes, por observación a microscopía Confocal.

Se partió de la hipótesis de que con la utilización del Láser Er:YAG sobre dentina - con baja densidad de potencia y acondicionándola con ácido ortofosfórico - conseguiremos una adaptación similar a las obtenidas con instrumental rotatorio de superalta velocidad utilizando refrigeración y el mismo adhesivo en ambos casos. Además, la dentina sufrirá desecación cuando sea irradiada con el láser de Er:YAG, debido a la absorción de energía por parte del contenido acuoso presente en el interior de los túbulos dentinarios y ello podría evidenciarse por la presencia de resina del

sistema adhesivo en el interior de los mismos por la deshidratación. Pudiendo ser superior la longitud cuando sea utilizado el láser de Er:YAG en la preparación, siempre con el mismo sistema adhesivo. Observándose mayor presencia de fallas cohesiva de la superficie dentinaria irradiada con láser frente a las superficies no irradiadas debido al debilitamiento de la superficie por las microexplosiones de la ablación.

Se realizó un estudio experimental y descriptivo in vitro donde se comparó la adaptación de material de restauración fotopolimerizable sobre cavidades clase 1 de Black realizadas con instrumental de alta rotación y otras realizadas con Láser Er:YAG en molares y premolares. Se procedió inicialmente a realizar una lectura crítica del material bibliográfico y se evaluó la calidad metodológica de los artículos seleccionados en base a los criterios CASPe para pruebas diagnósticas (Critical Appraisal Skills Programme Español) y se diseñó un protocolo de trabajo para nuestro estudio. Se utilizaron 50 dientes humanos, seleccionados según los siguientes criterios de inclusión: pacientes de ambos sexos, primeros molares y premolares superiores e inferiores permanentes con la corona íntegra y sin presencia de caries dental o problemas de desarrollo, que se obtuvieron en la Asignatura de Cirugía A y Hospital Odontológico Universitario de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de La Plata, extraídos con diagnóstico de enfermedad periodontal grave. A los pacientes se les realizó un consentimiento informado que consta de dos documentos, que procedieron a firmar, en donde se dejó constancia en el primero de ellos toda la información sobre la extracción quirúrgica de la o las piezas dentarias y en el segundo se informa al paciente sobre la donación de sus piezas dentarias con problemas periodontales para ser utilizadas en investigación

por propia voluntad y autorizando su uso, respetando las normas de Helsinki sobre principios éticos para la investigación médica sobre sujetos humanos y las buenas prácticas médicas. Se le explican las condiciones del experimento que se realizará con el material extraído (dientes) y se le ofrecen garantías al respecto sobre la no utilización del material para fines genéticos. En caso de que el paciente no acepte las condiciones, se rechaza la muestra y se garantiza al paciente que su tratamiento se realizará en idénticas condiciones y no supondrá ningún trato desigual a efectos médicos ni administrativos.

En el mencionado estudio comparativo "in vitro" se realizó la descripción de las diferencias existentes en la zona de interfase a través del análisis estadístico, por medio de aquellos parámetros que fueron cuantificables, de las desadaptaciones presentes o GAPS entre un Grupo de piezas dentarias tratadas con láser Er: YAG para realizar cavidades clase I y otro Grupo tratadas con instrumental rotatorio de superalta velocidad.

Las comparaciones entre dos grupos de datos se realizaron mediante la prueba T-Student agrupada (estadístico T) cuando se cumplieron los supuestos de normalidad y homogeneidad de varianza. Cuando alguno de estos supuestos no se cumplió, se realizó la prueba de Wilcoxon para muestras independientes (Mann-Whitney) (estadístico W). Los supuestos de normalidad y homogeneidad de varianza se analizaron mediante las pruebas de Shapiro-Wilk (modificada) y F para igualdad de varianza, respectivamente.

El modelo experimental desarrollado y utilizado ha funcionado correctamente y no ha presentado mayores inconvenientes en su ejecución. Todas las muestras utilizadas y las distintas tecnologías empleadas no generaron dificultades en su manipulación.

La mayoría de las microfotografías muestran semejanzas con respecto a la zona de la pared de las cavidades realizadas en ambos grupos con las dos técnicas propuestas, mientras que en la zona de la base de las cavidades realizadas se observaron diferencias en el grado de adaptación de la resina al tejido dentario observándose un leve aumento de la desadaptación en las cavidades tratadas con láser de Er:YAG.

Basándonos en el análisis estadístico de nuestros resultados y con las limitaciones propias de un estudio in vitro (ex vivo), concluimos que:

1.Al utilizar densidad de energía baja por pulso se obtuvieron valores similares de desadaptación (GAP) entre el Grupo de piezas dentarias tratadas con láser de Er:YAG y el Grupo de piezas dentarias tratadas con instrumental rotatorio ambos habiendo utilizado spray, grabado total con ácido orto fosfórico y el mismo sistema adhesivo.

2.Los "tags" resultaron ser hasta 10 veces más largos cuando la dentina se irradió con láser de Er:YAG y se utilizó grabado ácido, que cuando se utilizó instrumental rotatorio y ácido orto fosfórico.

3.El patrón de fractura mostró un mayor porcentaje de fallo cohesivo de dentina en la parte de las muestras que fueron irradiadas con láser, respecto del grupo en que se utilizó instrumental rotatorio.

4.Los resultados obtenidos confirman todas las hipótesis de trabajo, aunque sugiere que no habría marcadas diferencias de adaptación entre ambas técnicas, la técnica con instrumental rotatorio podría producir una adaptación levemente mayor.

En la mayoría de las comparaciones realizadas no se llegaron a encontrar diferencias significativas entre ambas técnicas con respecto al espesor y la superficie. En dos comparaciones se encontraron diferencias significativas de espesor: el láser produjo mayores valores a nivel de base y pared. Por otro lado, en otra comparación también se observó una tendencia a la generación de mayor superficie con láser, aunque no fue estadísticamente significativa.

De esta manera, los resultados obtenidos sugieren que no habría marcadas diferencias de adaptación entre ambas técnicas, aunque la técnica con turbina podría producir una adaptación levemente mayor.

El desarrollo de nuevas investigaciones derivadas del presente trabajo, podrían aportar un mayor número de observaciones, lo cual sería importante para la confirmación de estas conclusiones.

Palabras claves:

Láser

Interfase

GAP

Desadaptación

TAG

Fractura

Abstract

ABSTRACT

Abstract

This research has as main objective to establish the adaptability of a resin composite in class I cavities prepared with instrumental in vitro high turnover and Er: YAG in the first molars and premolars. Specifically proposes a) evaluate the mismatch of the interface between the restorative material and tooth receiver, in cavities prepared with Er: YAG and high turnover rotary instruments to Olympus Microscope Confocal Laser 3D LEXT OLS4000 and Olympus IX-81 microscope Inverted Confocal Fluorescence; b) analyze the extent of the interface on longitudinal sections of the dental crown with the Image Pro Plus Software Version 3.1.1.1 OLS4100 LEXT Olympus software without regard to race and sex of the parts supplied for cavities prepared with Er LASER : YAG and turbine KaVo 650B; c) a statistical analysis of the interfaces; d) comparing the length of the tags of binding complexes when the dentin was prepared with Er: YAG and when the dentin was prepared with conventional rotary instruments more phosphoric acid before the adhesive system in both groups; e) determining the pattern of fracture specimens for Confocal microscopy observation.

It is hypothesized that the use of laser Er: YAG on dentin - low power density and acondicionándola with orthophosphoric acid - get a similar to those obtained with rotary instruments super high speed using cooling and the same adhesive on both adaptation cases. Furthermore, when desiccation suffer dentin is irradiated with the Er: YAG, because the absorption of energy by the water content present within the dentinal tubules and this may be evidenced by the presence of resin in the adhesive system within them by dehydration. May exceed the length is used when the Er: YAG in the preparation, always with the same adhesive system. Observed greater presence of cohesive failure of dentin surface irradiated with laser ver-

sus non-irradiated surfaces due to weakening of the surface by microexplosiones ablation.

YAG molars and premolars: an experimental and descriptive study in vitro where adaptation photopolymerizable material restoration of cavities class 1 instrumental Black made with high rotation and others made with Laser Er was made comparing. It was initially proceeded to a critical reading of bibliographical material and methodological quality of selected items based on the criteria for diagnostic tests CASPe (Critical Appraisal Skills Programme Spanish) and a working protocol for this study was designed was evaluated. Patients of both sexes, first molars and premolars and mandibular permanent with full crown and without the presence of dental caries or developmental problems, which were obtained in the Subject: Surgery: 50 human teeth, selected according to the following inclusion criteria were used a and Dental University Hospital, Faculty of Dentistry, National University of La Plata, extracted diagnosed with severe periodontal disease. Patients underwent an informed consisting of two documents, which proceeded to sign consent, where all information on surgical extraction or the teeth and the second record was left in the first one is informed patient about donating your teeth with periodontal problems for use in research voluntarily and authorizing its use, respecting the rules of Helsinki on ethical Principles for medical research on human subjects and good medical practice principles. He explained the conditions of the experiment to be performed with the extracted material (tooth) and offer guarantees about not to use the material for genetic purposes. If the patient does not accept the conditions, the sample is rejected and the patient ensures that your treatment is performed under identical conditions and without involving any

unequal treatment doctors or administrative purposes.

In the aforementioned comparative study "in vitro" the description of the differences was performed in the interface area through statistical analysis, using those parameters that were measurable, the maladjustments present or GAPS between a group treated teeth laser Er: YAG for class I cavities and another treated with super high speed rotary instruments Group.

Comparisons between two groups of data were performed using Student t-test pooled (statistical T) when the assumptions of normality and homogeneity of variance were met. When any of these assumptions are not met, the Wilcoxon test was performed for independent samples (Mann-Whitney) (Statistical W). The assumptions of normality and homogeneity of variance were analyzed using the Shapiro-Wilk (as amended) and F for equal variance, respectively.

The experimental model developed and used worked properly and has not presented major problems in their implementation. All samples used and the different technologies used not generate difficulties in handling.

Most of the photomicrographs show similarities with respect to the area of the wall of the cavities made in the two groups with the two techniques proposed, while in the area of the base of the cavities made were observed differences in the degree of adaptation of the resin to tooth structure observed a slight increase in the mismatch in treated laser cavities Er: YAG.

We based on the statistical analysis of our results and the limitations of an in vitro (ex vivo) study concluded that:

1. When using low energy density per pulse similar values of mismatch (GAP) were obtained between the Group of teeth treated with Er: YAG and the Group of teeth treated with rotary instruments having used both spray, total recorded with orthophosphoric acid and the same adhesive system.

2. The "tags" were found to be up to 10 times longer when the dentin was irradiated with Er: YAG and etching was used, which was used when rotating instruments and orthophosphoric acid.

3. The fracture pattern was a higher percentage of cohesive failure in the dentin of the samples were

irradiated with laser, compared to the group that was used in rotary instruments.

4. The results obtained confirm all working hypothesis, but suggests that there would be significant differences between the two adaptation techniques, rotary instrumentation technique could produce a slightly greater adaptation.

In most comparisons have reached not find significant differences between the two techniques with respect to the thickness and surface. In two comparisons thick significant differences were found: the laser produced higher values at the base and wall. Moreover, in another comparison also a trend to increased generation laser surface was observed, although not statistically significant.

Thus, the results suggest that there would be significant differences between the two adaptation techniques, although the technique could produce slightly turbine further adaptation.

The development of new research stemming from this work could provide a greater number of observations, which would be important to confirm these findings.

Keywords:

Laser

Interface

Gap

Mismatch

Tag

Fracture

CAPÍTULO

01

Introducción

Justificación

A través de la historia nos hemos enterado de que el hombre busca para su complacencia la armonía de formas y color. Sabemos que nuestros antepasados utilizaban diversos artefactos, como adornos en sus dientes, fuera a manera de incrustaciones o como reemplazo de sus órganos faltantes. En la actualidad, seguimos con la misma idea de adornar nuestra imagen o mejorarla mediante accesorios cosméticos.⁴⁶¹⁻⁴⁶⁹

Los dientes no han sido la excepción al cambio o mejora de nuestra apariencia, y siguen siendo un aspecto fundamental de nuestra personalidad y por lo tanto, el individuo desea la inclusión de materiales estéticos en su tratamiento.

En el medio odontológico la búsqueda del material perfecto y la tecnología ideal, ha sido una inquietud desde tiempos remotos hasta nuestros días. Los materiales de apariencia natural son motivo de estudio, pues brindan la estética y función que la mayoría de los pacientes espera.

El hecho de que exista gran demanda por las restauraciones estéticas, que la amalgama sea considerada como un material que afecta al organismo y el desarrollo mismo de nuevos materiales adhesivos y tecnologías, ha provocado su desmedida utilización, y permitido que se les considere como una alternativa para restauración de dientes posteriores, hecho que generó mayor interés y provocó que se construyan nuevas tecnologías como los LASERes (Amplificación de la luz por emisión estimulada de radiación), más eficientes y conservadoras en la medida en que tiene la capacidad de distinguir el tejido infectado o exceso de éste del tejido sano. Este tipo de tecnología se considera como uno de los mayores avances del siglo XX en Odontología. A diferencia de las técnicas y tecnologías tradicionales, el láser

es de rápida acción reduciendo notablemente los tiempos de tratamiento y acortando el período de recuperación. Por otro lado, no provoca dolor por lo que el uso de anestésicos inyectables suele ser infrecuente en tratamientos con láseres.¹¹⁴⁻¹¹⁷⁻¹⁹⁶

Tal como su nombre lo indica el láser es un haz de luz concentrado que actúa sólo sobre el tejido no deseado, por lo tanto, la precisión es otra de sus características que hace que su utilización se prefiera. Existen distintos tipos de láseres, según la longitud de onda que transmiten (de baja y alta potencia) y en función de esto producirán un efecto u otro, esto será desarrollado oportunamente en el desarrollo de la tesis.

El éxito de una restauración es evidente cuando brinda un servicio, que desde el punto de vista estético es agradable, funcional y no produce daños o reacciones adversas a los tejidos, sin embargo, hasta la fecha sigue mencionándose la falta o ausencia de sellado en las restauraciones de resina compuesta, que en la mayoría de las veces se debe a diferencias en el coeficiente de expansión térmica lineal entre la estructura dental y el material restaurativo, pero a veces también se debe a la técnica utilizada o al tipo de tecnología aplicada.³⁷⁰⁻⁴⁵¹⁻⁵⁸⁶

La unión de los materiales de restauración a las paredes de la cavidad se logra mediante el efecto de traba mecánica, empacado a presión y por medio de adherencia a la superficie de las paredes de la cavidad evitando filtración. Esto último ha sido el reto hasta la fecha.

Moodley¹⁵ (2001) menciona un problema en la adhesión a dentina y dice que, aún cuando las constantes innovaciones han mejorado el desempeño de los adhesivos, el verdadero mecanismo adhesivo continúa con poca claridad y que el tratamiento de la dentina, con el propósito de lograr

adhesión, todavía no ha sido bien específico.

En la actualidad, se ha logrado con relativa eficacia la adaptación y adhesión de los materiales restauradores y se demostró que la técnica utilizada es una razón importante para fallas.¹¹⁸⁻²¹²

Otros materiales como la amalgama también sufre corrosión, pero la constante emisión de iones metálicos, tienen un efecto bactericida que inhibe el desarrollo bacteriano y reincidencia de caries. A diferencia de otros materiales estéticos como el antiguo silicato o el ionómero vítreo, la situación con la resina es totalmente diferente ya que no posee efecto anticaries o cariostático ni liberación de flúor. Las consecuencias de una abertura alrededor de resina, son mayores que en otros materiales y por lo tanto, el diente queda expuesto al paso casi libre de elementos fluidos o líquidos, de iones y moléculas de variados elementos, así como de bacterias no sólo causantes de caries e hipersensibilidad, sino de toxinas capaces de producir lesiones pulpaes severas.

Se define a la abertura o separación (GAP), como el espacio que permite el paso de bacterias, fluidos, moléculas o iones entre las paredes de la cavidad y el material restaurador aplicado a ella. Cuando se polimeriza una resina se produce una reacción química que lleva consigo una contracción volumétrica. Aunque no siempre se puede presentar, es posible la generación de estrés en la interface adhesiva, y si la adhesión no es buena puede ocurrir que se despegue, apareciendo una brecha inicial y posterior filtración.

Götz²⁹ (1999; 1:31-39) experimenta con el efecto de una fuente lumínica para polimerización de resina y utiliza tres tipos para tal efecto, guiando la luz hacia la zona marginal en donde colocó fotodetectores que midieron e indicaron la intensidad de la luz que recibió el material en esa zona. La contracción es atribuida a cambios dimensionales, resultantes de una falla en la ruptura de dobles enlaces entre carbonos responsables de la conversión de uniones simples que sirven para ligar al monómero con los radicales que formarán la cadena del polímero. Asimismo, el efecto de la luz provoca una rápida polimerización y contracción prematura, con lo que a mayor intensidad, se aumenta más la velocidad de reacción y además, el aumento de la contracción.

Aunque existen señalamientos de que la capa híbrida es el punto débil de la unión por donde puede abrirse paso la microfiltración, se dice que las causas más frecuentes de fracaso suelen responder a factores extrínsecos al sistema adhesivo,

tales como las fuentes de fotopolimerizado y los tiempos de su aplicación, o la eliminación incompleta de los solventes del imprimador (alcohol o acetona) así como también, la cada vez más simplificada técnica que no permite la reacción de inducción de las cadenas del polímero o las distintas tecnologías utilizadas para realizar las preparaciones y eliminación del tejido cariado como son el instrumental de alta rotación, el ultrasonido o la luz LASER. Se ha demostrado que la influencia de las distintas tecnologías en variantes de la preparación de cavidades pueden ser responsables de las adaptaciones de los materiales.³¹⁵⁻⁴⁸⁴

Una consideración para el buen resultado de adhesividad es la integridad de la superficie cálcica del esmalte. Pernka (1992), menciona que la ausencia de ese tejido pudiera ser un factor determinante. Asimismo, Panighi & G'Sell (1992) sostienen que la habilidad de dispersión de un adhesivo sobre la dentina va en correlación del contenido de calcio que exista en esa superficie dando la aparición de los GAPS.

CAPÍTULO

02

Marco Teórico

Introducción

En los comienzos de la odontología se encuentran individuos que comenzaron a limitar su ejercicio de curar los dientes y la boca.

De barberos y flebotomianos pasaron a dentistas, odontólogos y estomatólogos; fue así como nació una definición básica de la profesión al descubrirse las estructuras de la cavidad bucal en estado sano y patológico.

La restauración de lesiones cariosas fue resumida en etapas en 1924 por G.V.Black dando ciertos principios y parámetros para crear cavidades de acuerdo al tipo de extensión cariosa. Estos principios se han adaptado con ligeras modificaciones. La odontología restaurativa se basa en principios y preparaciones que día con día se han superado a través del tiempo. Hoy en día las restauraciones tienden a ser más conservadoras y ha aumentado la utilización de resinas compuestas, sistemas de unión, además del mejoramiento continuo de la tecnología. A pesar de la existencia de un mayor y mejor número de medidas dentales preventivas, la terapia restaurativa continúa siendo el tipo de tratamiento comúnmente usado por los dentistas de práctica general.

Son realmente pocos los descubrimientos científicos de este siglo que hayan tenido una repercusión tan profunda en nuestra vida científica y tecnológica como la ocasionada por el láser.

Este instrumento ha permitido en muchas ramas de la ciencia un avance sin precedente que, sin él, no hubiera sido posible. Asimismo, son innumerables las aplicaciones del láser en diferentes campos tecnológicos y científicos.

El interés que suscita el láser está en relación directa con la enorme importancia que su aplicación ha cobrado en la diversidad de actividades de nuestra vida.

El término *láser* es en realidad un acrónimo. Significa amplificación de la luz por emisión estimula-

da de radiación (en inglés Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation).²⁵⁻²⁶⁻⁷⁴

El láser de Er:YAG es efectivamente absorbido en las estructuras duras del diente por el agua. El esmalte y la dentina son removidos por el proceso continuo de vaporización en forma de microexplosiones, promoviendo una buena calidad de paredes en la cavidad.⁴⁶⁻⁴⁷⁻⁴⁸⁻⁴⁹

El tratamiento con láser fue hallado más confortable que el tratamiento mecánico por el 80% de los pacientes y el 82% de las preferían utilizar láser para la preparación de cavidades en un futuro tratamiento de caries.⁶⁹

Una de las grandes preocupaciones en la odontología moderna específicamente en la odontología restauradora es encontrar el material que le devuelva al diente la estructura anatómica perdida, reproducirlo a su anatomía original, y además presentar biocompatibilidad, resistencia a la tracción y fuerte adaptación marginal con la estructura dental remanente. La microfiltración en una interfase diente restauración es el factor más importante en la longevidad de una restauración dental.⁵³⁻⁴²⁻¹²⁵

El objetivo del siguiente trabajo consiste en establecer la capacidad de adaptación de una resina compuesta en cavidades clase I in-Vitro preparadas con instrumental de alta rotación y con láser de Er:YAG en primeros molares y premolares.

Revisión bibliográfica

La utilización de diferentes láser en estructuras duras del diente, ha sido investigada durante varias décadas, las primeras descripciones de la aplicación del láser en la odontología fueron publicadas en 1964, por Stern&Sognaes, los cuales reportaron que el esmalte dental, podía ser vaporizado por el láser de rubí. No obstante, considerables daños fueron observados en el tejido dental, con la formación de cavidades en esmalte se apreciaba tejido fundido y vitrificado y en dentina existían señales de carbonización. Otros estudios fueron realizados con láser de Rubí Nd:YAG y CO₂ y daños semejantes fueron encontrados.

Gordon en 1966 relató la formación de una nube denominada pluma de ablación, compuesta por estructura dental vaporizada en estado ionizado. A partir de la incidencia del láser de rubí en dientes humanos. El autor describió que en las preparaciones de cavidades, observó la formación de material denso y amorfo en la superficie de esmalte dental posterior a la incidencia del láser. Refiriéndose a este como un posible sustituto de la turbina. No obstante en 1974, Stem confirmó la presencia de daños causados al tejido dental luego de la irradiación con láser. Concluyó que el láser no podría sustituir los instrumentos rotatorios, a menos que se produjeran muchas modificaciones en los equipamientos y en las técnicas de aplicación.³⁸

La primera descripción sobre la utilización del láser Er:YAG, era odontológica y fue descripta en 1988 por Hibst y Keller. Estos autores definieron al láser Er:YAG como un sistema láser promisorio, por emitir en una longitud de onda de 2,940 nm, coincidente con el pico máximo de absorción del agua, así como los radicales OH presentes en los minerales del tejido duro, dando una buena absorción en los tejidos biológicos incluidos esmalte y dentina.⁴⁶⁻⁴⁷⁻⁴⁸⁻⁴⁹⁻⁵⁰

Con el propósito de investigar la eficiencia del láser Er:YAG en esmalte y dentina, a través de una tasa de ablación medida, Hibts y Keller, en 1989, utilizaron dientes humanos extraídos cortados en facetas de 2mm de espesor y fijados en formaldehído al 4%. La ablación de esmalte y dentina por la irradiación del láser fue investigada en 5 superficies cariadas y en 25 superficies intactas. La luz láser fue focalizada perpendicularmente sobre los especímenes por medio de una lente biconvexa de cuarzo, con irradiación de 30 a 360 mJ por pulso, con una tasa de repetición de 1Hz.

Los especímenes fueron examinados a través de un microscopio óptico. El diámetro de la lesión producida fue determinado por micrometría ocular y su profundidad fue determinada por focalización de superficie adyacente y la base de la cavidad con un micrómetro unido al microscopio. Para comparar, cavidades del mismo tamaño fueron producidas con un láser de CO₂ con irradiación de 1J de energía total y combinaciones de potencia y tiempo de exposición de 20 W/50ms y 2 W/500ms. Los autores concluyeron que el láser de Er:YAG es efectivamente absorbido en las estructuras duras del diente por el agua. El esmalte y la dentina son removidos por el proceso continuo de vaporización en forma de microexplosiones, promoviendo una buena calidad de paredes en la cavidad. Las medidas de temperatura indicaron que durante la irradiación con láser de Er:YAG una cantidad mínima es transmitida a los tejidos adyacentes por difusión térmica, que comparada con las medidas encontradas con el láser de CO₂ se observan diferencias significativas.⁴⁶⁻⁴⁷⁻⁴⁸⁻⁴⁹⁻⁵⁰

En 1989 Hibst y Keller, estudiaron los efectos del láser de Er:YAG con radiación focalizada y en pequeños pulsos en los tejidos mineralizados adyacentes, comparando los resultados aquí encontrados posterior a la irradiación focalizada con láser

de CO₂.^{46-49, 61-66}

Para este propósito utilizaron 30 dientes humanos seccionados en capas de 2mm, conservados en solución salina y secados con aire. Posteriormente se los trató con los láseres, y los especímenes fueron fijados en formaldehído al 4%. El láser de CO₂ emitido en una longitud de onda de 10600nm fue focalizado en los dientes con la utilización de una pieza de mano de focalización (distancia focal 125mm) la irradiación fue de 1J de energía total, aplicado en combinación de potencia y tiempos de exposición de 20 W/50ms y 2 W/500ms. Las cavidades tuvieron aproximadamente el mismo tamaño que las comparadas con el láser de Er:YAG.

Los dientes tratados con láseres fueron observados a través del microscopio óptico y algunos fueron cubiertos con una capa de oro para ser observados en MEB. Los resultados observados en microscopio óptico mostraron cráteres de diferentes configuraciones causadas por el láser de CO₂, dependiendo de la combinación, del tiempo de exposición y de potencia, una menor o mayor zona de fusión fue observada produciendo variaciones en las zonas de carbonización alrededor de las cavidades.

Las paredes de las cavidades mostraron numerosas fisuras en disposición concéntrica y radial. La ausencia de zonas de carbonización en esmalte es atribuida a una menor cantidad de matriz inorgánica. El examen de los especímenes tratados con el láser de Er:YAG., la microscopia óptica revelaron que no existen zonas de carbonización o fusión, en las piezas observadas a diferencia de los tratados con CO₂, no se observaron fisuras o fracturas alrededor de los tejidos duros del diente, los resultados observados al MEB mostraron configuraciones similares en las cavidades observadas a la microscopia óptica.

Las cavidades irradiadas con láser de CO₂ con 2w/500ms mostraron un esmalte con superficie irregular y paredes vítreas, prismas derretidos y fisuras bastantes claras. Las lesiones dentinarias con la misma potencia mostraron una apariencia de gotas estalladas y fragmentos derretidos como así también fisuras radiales, una zona de carbonización alrededor de la cavidad. La lesión causada con 20w/50ms, mostró cráteres y fracturas en las paredes internas y una menor zona de carbonización alrededor de la cavidad.

En contraste, estos fenómenos no fueron observados en las lesiones producidas con láser de

Er:YAG. Las cavidades se presentaron con aspecto rugoso sin presencia de injurias térmicas ni modificaciones en la disposición de los cristales de hidroxiapatita de esmalte y dentina. Las imágenes dan impresión de que la sustancia dura del diente fue eliminada por un proceso de explosión. Los autores relatan que la mayor parte de la energía incidente fue consumida por el proceso de ablación y solamente una pequeña fracción energética fue absorbida por el tejido remanente, por este motivo no hubo daños. Esto fue claramente observado alrededor de los tejidos adyacentes a las cavidades preparadas por el láser de Er:YAG.

⁴⁶⁻⁴⁷⁻⁴⁸⁻⁴⁹⁻⁵⁰

Analizando, un estudio in-Vitro, el cambio de temperatura en la cámara pulpar de dientes humanos durante la preparación con láser Er:YAG, Hoke en 1990, observó un aumento promedio de temperatura del orden de 2,2°C, cuando fué utilizada refrigeración de agua durante el proceso, el uso de un fino spray de agua aumentó la eficiencia de la ablación del láser Er:YAG. El análisis sobre el MEB mostró túbulos dentinarios intactos a una distancia de aprox. 10 micrómetros de la superficie dentaria irradiada.⁵¹

En 1991, Morioka, con el propósito de investigar las posibilidades de perforación en el tejido duro dental con el láser de Er:YAG y su efecto comparado con otros láseres, utilizó dientes incisivos humanos extraídos con esmalte sano. Las cavidades fueron realizadas en la superficie vestibular del diente, con el foco incidiendo perpendicularmente. La energía total irradiada fue entre 0,5 y 9 J, con una tasa de repetición de 10- Hz. Y tiempo de irradiación de 1 seg.

Posteriormente a la irradiación la superficies de los dientes fueron observadas con una lupa estereoscópica. A continuación de esta observación los dientes fueron cortados longitudinalmente a través del área irradiada por el láser, y observados nuevamente. La profundidad y diámetro de la perforación de las cavidades fueron medidas a través de fotografías. Secciones de 60 micrómetros de espesor fueron preparadas para ser observadas a través del microscopio de luz polarizada. Los efectos del láser de Er:YAG fueron comparados con los efectos producidos por los láseres de CO₂, argón, Nd:YAG pulsado y Nd:YAG continuo. En el caso de los láseres de Argón y Nd:YAG fue utilizada una tinta impermeable colocada sobre la superficie del esmalte antes de la irradiación para aumentar la absorción del láser. El autor concluyó que el láser de Er:YAG fue bien absorbido por el esmalte dental y los resultados sugieren que este láser, tiene la posibilidad de promover las perfo-

raciones en el tejido duro dental, mostrándose como un sistema superior a las preparaciones cavitarias realizadas con láser de CO₂, Argón y Nd:YAG.⁸³

Vickers, en 1992 relató que en un estudio in vitro, el láser de Er:YAG se mostró como un medio eficaz para la ablación de esmalte y dentina con mínima difusión térmica. Los autores realizaron un estudio para determinar los efectos de la ablación sobre esmalte y dentina de dientes humanos extraídos, irradiados con láser de Er:YAG. Los dientes fueron almacenados en solución salina estéril y otros con una solución de formalina al 10%. El láser fue focalizado perpendicularmente sobre los especímenes por medio de una lente biconvexa, con tamaño de foco de 0,6 mm de diámetro. La energía varió de 0,01 a 0,63J/pulso a tasas de repetición de 10,20,30,40 y 50 Hz. La profundidad de cada cavidad fue medida y relacionada a la energía total por análisis de regresión lineal. El análisis en MEB demostró que para dientes almacenados en solución salina, se produjeron fisuras alrededor del esmalte a bajos niveles de irradiación. Los dientes almacenados en formalina presentaron una tasa de ablación menor en esmalte y dentina.¹¹⁹

Con el propósito de comparar la superficie de esmalte y dentina posterior a la irradiación con láser de Er:YAG y posterior a la preparación mecánica, Gross en 1992 utilizó 150 dientes humanos extraídos, libres de caries. Fueron preparadas cavidades estandarizadas, posterior limpieza superficial y con distancia de 2 a 4 mm entre las cavidades. La energía utilizada varió de 50 a 400mJ/pulso, siendo que la mitad de los dientes fueron tratados sin spray de agua. Los resultados fueron comparados con las preparaciones convencionales con una piedra y alta rotación en dentina y puntas diamantadas en esmalte. Para el análisis morfológico de las superficies se utilizó el microscopio óptico y MEB, la dentina fue tratada durante un minuto con ácido cítrico y el esmalte con ácido fosfórico al 37 %. Los autores observaron que los especímenes tratados con Er:YAG sin spray de agua fue inducida una zona más densa de residuos, quedando comparado con el tratamiento con Er:YAG y spray de agua.

Fueron observadas las paredes mas lisas, cuanto mayores energías fueron utilizadas (300mJ/pulso en dentina y 400mJ/pulso en esmalte). Cuando los autores compararon los datos obtenidos en el tratamiento con láser y el tratamiento convencional, observaron que el esmalte se mostraba con una zona de detritos en forma de placas y, en al-

gunos casos con una pequeña zona de prismas desintegrados. La superficie permanecía áspera posterior a la remoción de los fragmentos superficiales con el auxilio de escobas. El tratamiento con láser proporcionaba un ataque adicional a la superficie resultando un patrón microretentivo.³⁹ Tanto los tratamientos convencionales como los tratamientos con láser de Er:YAG el análisis mostró que la superficie de dentina se presentaba cubierta con una zona de detritos.

Los túbulos dentinarios de la zona de preparación, mostraban cambios morfológicos. En ambos grupos la rugosidad superficial es semejante y posterior a la excavación muchos de los túbulos dentinarios se encontraban cubiertos con una camada de fragmentos, los cuales pueden ser removidas y los túbulos parcialmente reabiertos posterior al acondicionamiento ácido de la superficie.³⁹

Wigdor en 1992 investigó los efectos de los láseres de CO₂, Nd:YAG y Er:YAG sobre el tejido dental. Debido a la diferencia de absorción en el tejido duro dental, de los tres láseres utilizados, diferentes potencias fueron utilizadas para crear efectos semejantes. En este estudio no fue comparado el efecto de las potencias sino solamente los defectos creados por los diferentes láseres para evidenciar específicamente los daños térmicos y las modificaciones micromorfológicas de la dentina normal causados por cada uno de ellos. Para esta investigación, fueron utilizados 4 dientes humanos con extracción indicada. Una pieza de mano de alta rotación fue utilizada para remover el esmalte para crear una cavidad circular en la superficie vestibular de aproximadamente 3mm de diámetro y 2 mm de profundidad.¹²⁴

El protocolo de trabajo consistió: 1º- Fueron preparados con una broca esférica. 2º- Fue preparado con láser de CO₂ con 4w de potencia, tomando como foco 1 mm de diámetro. 3º- El tercer diente fue preparado con láser de Nd:YAG continuo con 12,5w de potencia a través de una fibra óptica de cuarzo de 2mm. 4º- El cuarto diente fue tratado con láser Er:YAG con solo 1,5w con 500mJ/pulso a 3Hz.¹²⁴

Hibst&Keller en 1992, realizaron un estudio en dientes humanos extraídos con el propósito de cuantificar el efecto térmico de pulsos simples de láser de Er:YAG, para entender mejor el mecanismo básico de acción de las interferencias causadas por los parámetros definidos del láser y del tipo de tejido utilizado. En el primer grupo, las superficies de esmalte y de dentina de dos dientes seccionados al medio fueron irradiadas con

energía radiante variante de 5 a 500 mJ/pulso. La temperatura de superficie fue medida por un sistema de imagen termográfica en función del tiempo. El segundo grupo se utilizó láser focalizado en una superficie de 2 a 4 mm. Una cavidad fue realizada con un termopar en contacto con la misma. El aumento de temperatura fue grabado durante el procedimiento en varias energías radiantes y distintas tasas de repetición. La radiación láser fue suspendida cuando la energía láser alcanzó el termopar. Los autores observaron que para los pulsos subablativos (37mJ/pulso) el aumento de temperatura es más rápida en dentina que en esmalte, de acuerdo con la gran difusión térmica del esmalte. En cambio cuando la energía excede los (225mJ/pulso y 435 mJ/pulso), el efecto es más pronunciado en esmalte comparado con la dentina. Para pulsos repetitivos, el efecto de la temperatura se establecerá teniendo en cuenta el intervalo de tiempo entre pulso y pulso que se expresa en microsegundos. Estas mediciones se realizan con el termopar, tomando en consideración los pulsos secuenciales, la tasa de repetición es el parámetro mas importante para determinar la temperatura acumulada.⁶¹⁻⁶²⁻⁶³

Un estudio para comparar la adhesión de resina compuesta a dentina posterior a la preparación dentinaria con láser de Er:YAG y con alta rotación con un posterior acondicionamiento ácido de la superficie, fue realizado por Visuri en 1996. Las coronas de molares humanos extraídos fueron removidas, exponiendo la dentina. Una capa adicional fue removida con alta rotación en un grupo mientras que en otro fue removida la capa adicional con láser de Er:YAG, con 350mJ/pulso y tasa de repetición de 6 Hz.

Las rugosidades de la superficie fueron observadas y comparadas entre los grupos. Varios especímenes de cada grupo fueron acondicionados con ácido y un cilindro de resina compuesta fue adherido a la superficie de las paredes preparadas. La adhesión de resina compuesta a dentina fue entonces sometido a test de cisallamiento y los resultados indicaron que hubo menor resistencia a la adhesión en los especímenes irradiados con láser, cuando son comparados con acondicionamiento ácido en preparaciones cavitarias con alta rotación.

Las imágenes de MEB mostraron exposición de túbulos dentinarios en el grupo de tratamiento de láser y como así también en el grupo con alta rotación ambos grupos con acondicionamiento ácido. Los autores concluyeron que las prepara-

ciones realizadas con láser de Er:YAG en dentina son apropiadas para la adhesión de resinas compuestas.¹²⁰

Con el propósito de comparar un estudio experimental en esmalte y dentina de dientes humanos extraídos, la eficiencia de la irradiación con láser de Er:YAG en modos de contacto y no contacto, Altshuler en 1996 concluyó que el uso del láser en modo de contacto es tres veces más efectivo que en modo de no contacto para la remoción de esmalte y dos veces más efectivo para la remoción de dentina.²

Jelinkova en 1996 analizaron la profundidad y diámetro de cavidades preparadas con láser de Er:YAG tomando en consideración el tiempo de irradiación, número de pulsos y tipo de tejido tratado. Los autores observaron que la profundidad de la cavidad varió de 0,14 a 0.9 mm en esmalte y 0,55 a 1,51 mm en dentina, cuando utilizaron 10 pulsos de 70 a 500 mJ de energía y una tasa de repetición de 1 a 2 Hz. El diámetro de la cavidad fue menor en el grupo donde fue utilizado la tasa de repetición de 2 Hz. La profundidad de la cavidad en esmalte fue de 0.2 mm cuando utilizaron 300 mJ de energía fue de 0.6 cuando utilizaron 20 pulsos con la misma energía. En dentina la profundidad fue de 0.4 a 1.5 mm cuando utilizaron respectivamente los mismos parámetros de pulsos de energía entregados en esmalte. Concluyeron, entonces que el láser de Er:YAG puede producir cavidades bien definidas en esmalte y dentina y estas cavidades se presentan limpias sin grandes daños en los tejidos duros adyacentes y sin carbonización en dentina cuando son realizadas con la refrigeración adecuadas.⁵⁵

En 1997 Cozean describió un estudio clínico realizado por investigadores de cinco diferentes centros, que tenía por objetivo estudiar la eficiencia y seguridad del láser de Er:YAG para la remoción de caries en preparaciones cavitarias en dentina y esmalte cuando lo comparamos con el instrumental de alta rotación. Los procedimientos de este estudio se limitaron a la realización de preparaciones cavitarias clase I, II, III, IV y V y restaurados con amalgama o resina compuesta. Este estudio fue dividido en dos fases; la primera fase los investigadores trabajaron con dientes con indicación de extracción, y realizaron la remoción de los dientes en varios períodos de tiempo para exámenes histológicos de tejido pulpar. La segunda fase los investigadores no extrajeron los dientes, para poder estudiarlos en los pacientes por un período superior a los 18 meses. Los resultados

demonstraron que no hubo diferencia significativa entre los tratados con láser y los del grupo control tratados con alta rotación y ningún efecto significativo ocurrió en los dientes tratados con láser de Er:YAG.

En la segunda fase la investigación se indicó que el láser puede realizar procedimientos clínicos testeados tan bien como los instrumentos de alta rotación. Observaron que en ambas fases, algunos pacientes tratados con láser sintieron algún desconfort durante la preparación cavitaria, pero solo el 2% requirió anestesia durante el tratamiento. Concluyeron que el uso del láser de Er:YAG para el tratamiento de tejidos duros dentarios es efectivo y seguro para la remoción de caries, preparación de cavidades y acondicionamiento de esmalte, no habiendo diferencia estadística significativa entre el grupo tratado con láser y el grupo tratado con alta rotación en ambas fases.²⁰

En estudios previos también ha sido demostrado que el láser de Er:YAG puede ser usado eficientemente para la preparación de cavidades, sin causar injurias térmicas a tejidos duros y blandos adyacentes. Con el propósito de investigar la respuesta en la percepción de los pacientes para la preparación de cavidades con láser de Er:YAG y comparar con preparaciones convencionales con alta rotación, Keller en 1998, realizó 206 cavidades en 194 dientes de 103 pacientes. La mitad de las preparaciones fueron realizadas solamente con láser con parámetros padronizados. En la otra mitad de los dientes se realizó la preparación con instrumental rotatorio. La orden secuencial de tratamiento fue randomizada y los parámetros clínicos, como la profundidad y la localización de las cavidades, fueron cuidadosamente balanceados. La validación del resultado de las técnicas fue realizada por el paciente utilizando tres respuestas: Confortable, Desconfortable, Muy desconfortable. Los resultados mostraron que en todos los dientes hubo respuesta vital con el test térmico antes y después de ambos tratamientos. Los tratamientos con láser fueron hallados más confortables que los tratamientos mecánicos por el 80% de los pacientes y el 82% preferían utilizar láser para la preparación de cavidades en un futuro tratamiento de caries.⁶³⁻⁶⁴⁻⁶⁵

Concluyeron que la aplicación de láser de Er:YAG es una alternativa más confortable para los pacientes que los métodos tradicionales de tratamiento de preparación de cavidades.⁶¹⁻⁶²⁻⁶³⁻⁶⁴⁻⁶⁵⁻⁶⁶ Una de las grandes preocupaciones en la odontología moderna específicamente en la odonto-

logía restauradora es encontrar el material que le devuelva al diente la estructura anatómica perdida, reproducirlo a su anatomía original, y además presentar biocompatibilidad, resistencia a la tracción y fuerte adaptación marginal con la estructura dental remanente.

Con la intención de aumentar la fuerza de adhesión entre la estructura dental y el material restaurador, fueron realizados desde 1955, cuando Buonocore utilizó un nuevo método de tratamiento químico sobre la superficie de esmalte dental para promover el aumento de la adhesión a materiales acrílicos. Este autor verificó que la superficie dental se presentaba alterada postcondicionamiento con ácido, proporcionando una mayor adhesión a los agentes resinosos.¹³

En 1968, Buonocore validó que el acondicionamiento de esmalte por un minuto con ácido fosfórico a 50%, con adición de 7 % de óxido de zinc, concluía con un adecuado tratamiento de la superficie dental con ácido, asociado al uso de resinas, podría realizar una restauración más fuerte, sellada y resistente a la microfiltración.¹³

De acuerdo con Gwinnett en 1993 la microfiltración en una interfaz diente restauración es el factor más importante en la longevidad de una restauración dental.⁴³

Eakle en 1986 estudió el efecto del ciclaje térmico sobre la microfiltración y resistencia a la fractura en dientes restaurados con un sistema adhesivo de resina compuesta: fueron utilizados 14 dientes premolares divididos en dos grupos; un grupo fue tratado con 2 baños de agua por un total de 480 ciclos, cada ciclo consistía de 30 segundos a 5 grados centígrados y 30 segundos a 55 grados centígrados, los dientes del segundo grupo fueron mantenidos húmedos a temperatura ambiente, sirviendo como grupo control, ambos grupos de las piezas seleccionadas fueron inmersos en solución de nitrato de plata al 50% para la verificación de la microfiltración marginal e incluidos en cubos de metal para la verificación de la resistencia para la fractura.

El autor observó que los dientes del grupo control, requerían significativamente, más fuerza para inducir a la fractura que los dientes que fueron termociclados, la microfiltración ocurrió extensivamente en ambos grupos.

Crim&Abbott en 1988 también afirmaron que las brechas son causadas por la contracción de las resinas, se perciben en el margen cervical de las

cavidades clase V y lo mismo ocurre en el margen oclusal. Esta afirmación fue basada por un estudio realizado para avalar la influencia del tiempo ideal de polimerización (establecidos en 10, 20, 30, 40 y 50 segundos) de cuatro sistemas adhesivos dentinarios sobre la microfiltración marginal. Los autores realizaron preparados cavitarios clase V en superficies vestibular y lingual de terceros molares humanos extraídos, Fueron utilizados los sistemas restauradores Scotchbond-Silux, Bondlite-Command VF, Dentón Bond-Certain y Quantum Bond-Quantum.

No observándose diferencia estadística significativa entre los mismos tiempos de polimerización utilizados para los diferentes adhesivos dentinarios.²¹

Avalando el efecto de la remoción del smearlayer sobre la microfiltración en restauraciones clase V Srisawasdi en 1988 verificaron que el uso del ácido poliacrílico al 10 % por 20 segundos, para promover la remoción del smearlayer, no afectaba la microfiltración de restauraciones clase V realizadas con el material y procedimientos seleccionados. Concluyeron que estas restauraciones en resina compuesta con remoción de smearlayer presentaban más infiltraciones en el margen gingival que en restauraciones en resina compuesta con base de ionómero vítreo. El autor recomienda que el smearlayer no sea removido cuando se usa resina compuesta con base de ionómero vítreo.

Para Segundo Sparrius & Grossman en 1984, ningún material usado en odontología restauradora ofrece una adecuada adhesión a la estructura dental, algunos materiales restauradores más nuevos como los sistemas basados en acondicionamiento ácido y adhesivos dentinarios para resina tienden a reducir significativamente los microespacios, pero siempre existe brecha microscópica entre la restauración y la cavidad preparada. Las manchas que se observan en los márgenes de las restauraciones con resina son causadas por la penetración de sustancias y productos de su propia degradación depositándose en los microespacios existentes en la interfaz diente-material restaurador.

Reid, en 1991 concluyó que todos los grupos mostraban algún grado de infiltración en el margen gingival y que no hubo infiltración en el margen del esmalte en dichos dientes. El análisis estadístico demostró que una menor infiltración ocurrió en los grupos que fueron usados selladores de fisuras y agentes adhesivos quedando comparados con grupos control, en los cuales los márgenes no fueron sellados.¹⁰²

En 1992 Swift Jr. & Le Valley demostraron que la microfiltración marginal utilizando acondicionamiento ácido en dentina y adhesivos de 3ra. generación (Tenure y Scotchbond 2): concluyeron que esta técnica realmente causa una reducción en la microfiltración marginal, pero no pueden ser eliminadas completamente, principalmente en el margen dentinario.¹¹⁴

En un estudio sobre los efectos del ataque ácido y el complejo dentino-pulpar, Pashley en 1992 relata que el propósito del acondicionamiento ácido en dentina es:

1-Remover el smearlayer para permitir la mejor adhesión a la matriz dentinaria.

2-Desmineralizar la matriz dentinaria superficial para permitir la infiltración de la resina en superficie.

3-Desmineralizar la dentina intertubular y peritubular, para aumentar la porosidad de dentina y consecuentemente la penetración de resina en los túbulos.

4-Limpiar la superficie dentinaria dejándola libre de algún biofilm que interferiría en la infiltración de la resina en la superficie porosa. El autor también relató que el ataque a la dentina no es inocuo, representando una fuente de irritación al complejo dentino-pulpar junto con estímulos térmicos, mecánicos y vibratorios que acontecen durante la preparación cavitaria.

Admitió que el ataque ácido no es tan irritante como pensaba, y posteriormente la misma puede ser sellada con algún sistema adhesivo. Atribuyó la microfiltración a las bacterias y sus productos en la interfase diente restauración.⁹⁰⁻⁹¹⁻⁹²

Gwinnett en 1993 determinó cuantitativamente la influencia de la infiltración de los sistemas adhesivos en dentina. Preparó 4 grupos de 10 molares cada uno, el grupo 1: con smearlayer intacta, el grupo 2 el smearlayer fue removido con Profy Jet, el grupo 3 la dentina fue acondicionada con ácido fosfórico al 10 % por 20 segundos y el grupo 4 la dentina fue fracturada transversalmente. Posteriormente se preparó la dentina de los 4 grupos aplicándose 6 a 8 capas de primer, resina fluida y resina compuesta P50 polimerizándose en incrementos de 1 mm, los molares fueron colocados en agua a 37 °C por 24 horas y sometidos a test de cisallamiento. Los valores obtenidos para cada grupo fueron grupo 1, 10,24 MPa; grupo 2, 20,37 MPa; grupo 3, 32,68 MPa; grupo 4, 26,77 MPa. Diferencias estadísticas significativas fueron obser-

vadas en los cuatro grupos. Concluyéndose que el aumento es significativo de la fuerza de unión a dentina.⁴³

Chan & Swift Jr, en 1994 estudiaron la microfiltración marginal producida en 3 sistemas adhesivos: All Bond 2, Gluma 2000 y Scotchbond Multipurpose. En este estudio el esmalte fue removido de la superficie vestibular de 40 molares extraídos y las cavidades fueron preparadas en la superficie vestibular y lingual de cada diente. Los especímenes fueron divididos aleatoriamente en 3 grupos, para tratarlos con los adhesivos citados.

Un cuarto grupo de dientes fue utilizado como grupo control. Todos los dientes fueron restaurados con resina compuesta fotoactivada, termiciclados e inmersos en colorante de violeta de metilo para detectar la microfiltración marginal. Cuando se estudiaron los grupos que utilizaron sistema adhesivo no hubo diferencia estadística significativa. Los autores concluyeron que los sistemas adhesivos testeados reducen significativamente la microfiltración en los márgenes de esmalte y dentina y la microfiltración en los márgenes de dentina fueron ligeramente mayor que en el margen de esmalte de cada grupo.¹⁹⁻¹¹⁴

En 1996 Carvalho relató que la inclusión de resinas compuestas dentro de cavidades preparadas lleva a una competición entre las fuerzas de contracción de polimerización y la resistencia de adhesión a la estructura dentaria.

Esta competencia entre el stress mecánico y la polimerización de las resinas compuestas y la adhesión de las resinas a las paredes de la restauración es una de las principales causas de falla marginal y subsecuentemente la microfiltración observada en restauraciones de resinas. Los Autores describieron que el grado de desenvolvimiento de este stress puede ser controlado en algún porcentaje, el uso de bases, el tamaño, la forma, la posición de los incrementos de resina colocados en la cavidad y la activación de la resina que es realizada químicamente o por luz.²⁰⁻²¹

Nakabayashi & Pashley en 1998 describieron que anteriormente al descubrimiento del concepto de capa híbrida, los materiales dentales fueron alterados para que pudiesen remover al smearlayer. En la mayoría de los casos la adaptación fracasaba debido que generalmente se producía una brecha entre el material y la estructura dental que era rápidamente colonizada por las bacterias y sus productos de degradación.

Con la hibridización de los tejidos duros dentales se eliminarían las brechas, previniendo las consecuencias clínicas de la microfiltración. Los autores observaron que esto condujo a la realización de preparaciones cavitarias más conservadoras, preservando una mayor cantidad de estructura dental sana.⁸⁵⁻⁹²

Estudios preliminares sobre el uso de radiación laser en tejidos dentarios:

Efecto de diferentes láseres sobre la dentina

A lo largo de la introducción hemos comentado, ampliamente, que el láser de Er:YAG y el láser de Er,Cr:YSGG eran los que más se adecuaban para la eliminación de tejidos duros dentarios.

Para documentar las diferentes interacciones entre láseres de distintas longitudes de onda, hemos seleccionado algunas imágenes de microscopía electrónica de barrido (MEB) obtenidas en los Servicios Científico-Técnicos de la Universidad de Barcelona.

Todas las imágenes, a excepción de las correspondientes al láser de CO₂, se tomaron utilizando el SEM-Leica-Stereoscan, gentileza del Dr. Florencio Sánchez. Las correspondientes al láser de CO₂, se obtuvieron con el MEB Hitachi S-2300, gentileza del Dr. Font-Arnau.

Figura 1. Dentina irradiada con un láser excímero de ArF

La figura 1 muestra el aspecto de la dentina tras ser irradiada con un láser ultravioleta de ArF de 193 nanómetros de longitud de onda. Esta imagen y la siguiente, forman parte del banco documental del trabajo de Sánchez y cols.¹⁸⁷ que no fueron publicadas. La imagen se obtuvo sin metalizar la muestra y a bajo kilovoltaje. El aspecto de la

dentina irradiada, muestra la eliminación selectiva de la dentina intertubular, con permanencia de la dentina peritubular. La interacción de los láseres excímeros se basa en un efecto fotoquímico, si bien pueden apreciarse otros efectos producidos por la interacción del láser.

Figura 2. Dentina irradiada con un láser excímero de Arf, a 3500 aumentos.

En la figura 2 se puede apreciar dicho efecto a mayor magnificación. Estos láseres están muy introducidos en otras especialidades de las Ciencias de la Salud, como por ejemplo la Oftalmología, pero en el ámbito de la Odontología están en fase experimental y es difícil que puedan comercializarse en el mercado odontológico debido al riesgo potencial que comportan, tanto las radiaciones ultravioletas, como las posibles fugas de la mezcla de gases de la cavidad de resonancia.

Las siguientes imágenes figuras 3 y 4, corresponden a dentina irradiada con un láser de Nd:YAP. El láser de Nd:YAP es un láser pulsado que emite con una longitud de onda de 2100 nanómetros, en el infrarrojo del espectro electromagnético. Por su longitud de onda su acción se asemeja mucho a la del láser de Nd:YAG (1064 nanómetros). Figura 3. Dentina irradiada con un láser de Nd:YAP. En la figura 3 podemos ver el efecto de un láser de

Nd:YAP (Lokki, Vienne, Francia), donde la eliminación de la dentina se produce por un claro efecto fototérmico.

Las imágenes se obtuvieron tras metalizar las muestras, por la técnica Diodo de Sputtering, consistente.

Figura 3. Dentina irradiada con un láser de Nd:YAP

En la figura 4 podemos ver el efecto de un láser de Nd:YAP (Lokki, Vienne, Francia), donde la eliminación de la dentina se produce por un claro efecto fototérmico. Las imágenes se obtuvieron tras metalizar las muestras, por la técnica Diodo de Sputtering, consistente en desecar las muestras y recubrir las con una capa de oro de 50 nanómetros de grosor. Todas las muestras se montaron en la platina con el uso de plata coloidal. Rodeando el cráter producido se puede observar

Figura 4. Dentina irradiada con un láser de Nd:YAP, a 10000 aumentos.

Figura 5. Dentina irradiada con un láser de CO₂

un halo, donde la dentina ha quedado afectada por el efecto fototérmico del láser de CO₂.

El láser de CO₂ utilizado es un láser continuo y por ello el tiempo de aplicación no es tan corto como en el caso de los láseres pulsados, cuyo tiempo de emisión por pulso puede ser de pocos centenares de microsegundos, como sucede con los láseres de Er:YAG o de Er,Cr:YSGG.

En la figura 6 se puede apreciar un detalle de la pared del cono ablacionado. El rápido incremento de la temperatura de la zona de impacto, produce una fusión y una recrystalización de la dentina, con

Figura 6. Dentina irradiada con láser de CO₂ a 4000 aumentos.

un aspecto muy distinto al que ofrecía el efecto fototérmico mostrado en la dentina irradiada con láser de Nd:YAP. El láser de CO₂ emite con una longitud de onda de 10600 nanómetros, en el infrarrojo del espectro electromagnético. A pesar de su efecto térmico existen algunos trabajos que abogan por su uso, para conseguir un alto grado de desinfección de las superficies irradiadas. Las siguientes imágenes, figuras 7 y 8, pertenecen a dentina irradiada con láser de Er:YAG.

La figura 7 corresponde a un único pulso de 100 mJ efectuado con el láser de Er:YAG (KEY II, KaVo, Biberach, Alemania) a distancia focal, sobre denti-

Figura 7. Dentina irradiada con un láser de Er:YAG

na, correspondiente a un corte paralelo a los túbulos dentinarios. Las muestras se inspeccionaron con MEB sin metalización previa, a bajo kilovoltaje, y fueron desecadas con anterioridad a su examen. La alta desecación requerida por los especímenes, es necesaria para facilitar el vacío necesario en el interior del microscopio. Ello favorece la aparición, algunas veces durante el examen, de líneas de fractura, que en ningún caso son atribuibles a la acción del láser. Las muestras fueron examinadas con anterioridad con microscopía óptica, y en ningún caso se pudieron apreciar líneas de fractura.

La figura 8 muestra un detalle del interior del cráter producido por un único pulso de 500 mJ del láser de Er:YAG. Podemos observar la gran rugo-

Figura 8. Dentina irradiada con un láser de Er:YAG a 500 aumentos.

sidad que existe, a nivel microscópico, en su superficie. Ni en la figura 7 ni en la figura 8 se puede apreciar ningún efecto térmico atribuible a la acción del láser.

Las siguientes imágenes (figuras 9-12) corresponden a la interacción del láser de Er,Cr:YSGG sobre la dentina. Con el láser de Er,Cr:YSGG se pueden preparar cavidades con mucha precisión, tal como spray de aire y agua (50 %, 50%). Al igual que en imágenes anteriores, las líneas de fractura son debidas a la desecación de las muestras, y no a la acción del láser.

En la figura 10 podemos observar una amplia zona de dentina, irradiada a 2,5 W, con spray de aire y agua (50%, 50 %). Se puede observar como

Figura 9. Detalle de un cráter de 2 mm de diámetro, perforando el esmalte.

la zona de eliminación de dentina, muestra un aspecto de regularización en su superficie, sin escalones.

La figura 11 corresponde a un detalle de la dentina irradiada de la figura 10, con mayor ampliación, correspondiente a las paredes de la cavidad.

Figura 10. Irradiación de dentina Er,Cr.YSGG.

Se puede apreciar una rugosidad más o menos acentuada.

En consecuencia de lo que acabamos de exponer, todo induce a pensar que tras la irradiación con el láser de Erblio obtenemos un sustrato muy

Figura 11. Superficie de dentina irradiada con con láser de Er,Cr.YSGG.

similar al obtenido tras preparar la dentina con instrumental de alta velocidad y grabado ácido. Las principales diferencias estarían en la microrrugosidad de la superficie irradiada y en la no desmineralización de la matriz cálcica de la malla de colágeno.

Keller y cols.¹⁴² estudiaron en incisivos de ratas la afectación pulpar tras la irradiación con láser de Er:YAG. Para ello estudiaron la circulación sanguínea pulpar con mediciones de flujo mediante la técnica de Láser- Doppler. Demostraron que con parámetros de láser apropiados es posible evitar la aparición de daños pulpares durante la preparación de esmalte y dentina.

Los resultados obtenidos por Padrós y cols.¹³⁸ en exposiciones pulpares son muy alentadores.

De 21 exposiciones tratadas con láser de Er:YAG consiguieron mantener vital 17, y sólo cuatro necesitaron tratamiento de conductos. La

Figura 12. Presencia de túbulos destinatarios abiertos en dentina irradiada con el láser de Er,Cr:YSGG.

posibilidad que el efecto germicida del láser sea el responsable de esta cadena de éxitos tan llamativa en las exposiciones pulpares tratadas es una de las más sugerentes expectativas de futuro en operatoria dental. Si a esto añadimos los notables estímulos reparadores de la pulpa conseguidos, al parecer, con el propio láser y con las proteínas morfogenéticas 2 y 4, es posible que estemos a las puertas de los primeros tratamientos pulpares propiamente dichos¹⁴³.

CAPÍTULO

03

Láser:

Historia, conceptos
y aplicaciones en
Ciencias de la Salud.

Introducción al Láser y sus propiedades

El láser (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) se puede definir como un dispositivo que utiliza la emisión estimulada de radiación en un medio apropiado, llamado medio activo, para generar un haz de luz caracterizado por su coherencia temporal y espacial, monocromaticidad y elevada direccionalidad (Schawlow y Townes, 1958). Esta radiación electromagnética es emitida en longitudes de onda entre 100 nm y 1 mm. Existe una gran cantidad de medios activos, sólidos, líquidos y gaseosos, que producen emisión estimulada de luz.

Dependiendo del medio activo, la emisión se produce en diferentes longitudes de onda, lo que hace que hoy en día dispongamos de fuentes láser en cualquier zona del espectro. En el caso del láser empleado para la realización de esta tesis, el medio activo del Er:YAG es medio sólido produciéndose la emisión, a 2940 y por tanto, en el infrarrojo.

Aparte de la longitud de onda, los láseres poseen otras propiedades físicas que determinan de una u otra forma su aplicación tecnológica. Entre ellas, las más relevantes son, probablemente, el tipo de emisión en continuo o de forma pulsada (y, en este caso, la duración de los pulsos), y la potencia de la emisión, es decir, la cantidad de energía que porta la emisión por unidad de tiempo. En nuestro caso, dado que se ha utilizado láser de emisión pulsada, resulta conveniente describir los distintos tipos existentes en función de la duración de los pulsos.

En la Tabla 1 se presentan los tipos de láseres más habituales con la duración de sus emisiones. La duración del pulso es un parámetro muy importante cuando el láser se emplea en el procesamiento de materiales, como es el caso de esta investigación. En los próximos apartados describiremos la influencia de este parámetro en la interacción con la dentina.

Tipo de Láser	Longitud de onda	Duración del pulso
Argón	488/514 nm	CW
He-Ne	633 nm	CW
CO ₂	10.6 μm	CW o pulsado
Diodo	370-2200 nm	CW o pulsado
Rubí	694 nm	1-250 μs
Nd:YAG	1064 nm	100 ns-250 μs
Ho:YAG	2120 nm	100 ns-250 μs
Er,Cr:YSGG	2780 nm	100 ns-250 μs
Er:YAG	2940 nm	100 ns-250 μs
Nd:YAG	1064 nm	30-100 ps
Ti:Zafiro	790 nm	10 fs-100 ps

Tabla 1: Tipos de láseres más habituales con su longitud de onda y duración temporal de la emisión.

El láser en Odontología

Figura 13. Albert Einstein (1879-1955)

Figura 14. Max Planck (1858-1947)

El desarrollo del láser comenzó en la década de los 50 y no puede atribuirse a una sola persona; han sido muchos los físicos que, desde el plano teórico y práctico, han contribuido a su desarrollo.

El procedimiento físico en el que se basa el láser - la emisión estimulada de radiación - fue expuesto teóricamente por Einstein (Fig. 13) en 1916 utilizando la ley de radiación de Max Planck basada en los conceptos de emisión espontánea e inducida de radiación. Su publicación sobre la emisión estimulada se considera la base conceptual de la amplificación óptica, estableciéndose así los fundamentos físicos para el desarrollo de los láseres y de sus predecesores los másers (Sulewski, 2000).

A finales del siglo XIX, Max Planck (Fig.14), físico alemán, formuló la teoría de los cuantos. Según ésta -al igual que la materia está constituida por partículas denominadas átomos- la energía no se distribuiría de una forma regular sino en cantidades bien determinadas denominadas "cuantos". La radiación es energía y por consiguiente también lo es la luz. Para Planck, la luz además de transmitirse en forma de ondas también lo haría en forma de paquetes de energía que son los cuantos. Cuando el cuanto se refiere a la zona del espectro de la luz se le denomina fotón.

Para entender cómo se genera la luz láser hay que tener presente las teorías del átomo de Bohr. Según este autor, el átomo consiste en un núcleo denso alrededor del cual giran los electrones. El átomo tendría un núcleo central, donde se encuentran los protones que son de carga positiva, y en su periferia se hallarían los electrones, que están colocados en diferentes orbitales y que son los que poseen carga negativa. Estos electrones giran alrededor del núcleo central del átomo; la carga negativa de éstos debe ser igual a la de los protones, por lo que el átomo será de carácter neutro. Los electrones de un átomo sólo son capaces de desplazarse en órbitas determinadas, situadas cada una de ellas a diferente distancia del núcleo. Los electrones pueden saltar de una órbita a otra, pero sólo ajustándose exactamente a una de las órbitas posibles. Cada órbita está asociada a una cierta energía fija y definida, y el nivel de energía del átomo dependerá de las órbitas que ocupen sus electrones.

Se considera que un átomo está en "estado fundamental" cuando todos los electrones se hallan en su orbital, o sea en reposo. Estos electrones pueden cambiar de nivel, saltando de un orbital a otro más superior, con lo cual variará el nivel energético del átomo en cues-

Figura 15. Rudolf Ladenburg (1882-1952)

Figura 16 - Charles Hard Townes

ción. Para poder hacer este cambio de orbital se requiere un aporte de energía ya sea en forma térmica, lumínica o eléctrica. Con este cambio el átomo aumenta su valor energético pasando al estado llamado de excitación.

Por lo tanto, existen dos estados bien definidos del átomo: el primero es el estado de reposo y el segundo es el estado de excitación que es cuando los electrones están en un orbital superior. Este estado de excitación es muy inestable y rápidamente el electrón vuelve a su estado fundamental, es decir a su orbital inicial. Este paso (-desde el estado de excitación al estado fundamental-) provoca una liberación de energía por parte del átomo.

A esta liberación de energía se le denomina cuanto o fotón. Como se ve, los átomos tienden a regresar a su estado fundamental y, por consiguiente, los electrones decaen espontáneamente emitiendo fotones: a este proceso se le denomina emisión espontánea.

En 1928 Rudolf Landenburg (Fig.15) reportó haber obtenido la primera evidencia del fenómeno de emisión estimulada de radiación, aunque no pasó de ser una curiosidad de laboratorio, por lo que la teoría fue olvidada hasta después de la Segunda Guerra Mundial, cuando fue demostrada definitivamente por Willis Eugene Lamb y R. C. Rutherford.

Pasaron varias décadas hasta que, en el inicio de los años cincuenta, tres científicos, en 1951 cuando a Charles Hard Townes se le ocurrió la idea de poder amplificar las microondas. Sin embargo, necesitó tres años de investigación en la Universidad de Columbia, junto con James Gordon para lograr la construcción del primer Máser en 1954. En las mismas fechas, pero en el otro lado del "telón de acero" los rusos Nicolay Basov y Aleksandr Prokhorov, en el Instituto Levedev de Moscú, también lograron los mismos resultados con la amplificación de microondas, construyeron un amplificador utilizando la emisión estimulada de radiación en el campo de las microondas denominado MÁSER (por el acrónimo Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation). Este dispositivo es similar al Láser, pero amplifica y genera microondas y ondas de radio que ocupan la banda de 1 a 103 mm. Su contribución fue internacionalmente reconocida cuando se les otorgó el premio Nobel de física en 1964 por su publicación "Los trabajos fundamentales en el campo de la electrónica cuántica, que condujeron a la construcción de osciladores y amplificadores basados en los principios de los máser-láser".

En 1958, dos científicos estadounidenses (Schawlow y Townes) iniciaron un proyecto para lograr un dispositivo que amplificara luz en lugar de microondas y al que le dieron el nombre de Máser óptico. Por aquellos tiempos aparece Gordon Gould que era estudiante de la Facultad de Física en la Universidad de Columbia, donde Townes era catedrático. Gould también intentó desarrollar la construcción del láser a partir de las ideas de Townes. En noviembre de 1957, Gould intenta explicar sus ideas para construir un láser, pero como solo eran ideas, en la agencia de patentes no lograron entenderlas y por ello Gould no puede lograr la patente. Sin embargo en sus notas se describe por primera vez el término láser como un nuevo dispositivo de luz amplificada⁵⁶.(Figura 17)

Figura 17 - Notas de Gould - Palabra Láser en la segunda línea.

En 1960 el físico estadounidense Theodore Maiman (Figura 18), construyó el primer láser utilizando como medio activo el rubí sintético, que emitía una luz de 694 nm.

Un año más tarde se diseñó la primera generación de láseres que utilizaban distintos tipos de gases como medio activo; el láser de Helio-Neón (636 nm).

Los primeros resultados sobre las aplicaciones del láser en Odontología aparecieron en 1964 cuando Stern y Sognnaes estudiaron los efectos del láser de rubí sobre esmalte y dentina, aunque estos primeros resultados no fueron concluyentes en su inicio.

La primera mención de la utilización in vivo de un láser sobre la superficie dental fue en el año 1965, cuando el Dr. Leon Goldman (dermatólogo que realizó múltiples investigaciones sobre los efectos del láser en el campo de la dermatología) empleó en su hermano Bernard (que era odontólogo) el láser de rubí (Goldman y cols, 1963; 1963). Según estos ensayos clínicos la aplicación de un par de pulsos del láser de rubí sobre la superficie dental no produjo dolor y únicamente observaron pequeños daños en la superficie irradiada (Goldman y cols., 1964; 1965).

En la década de los sesenta se diseñaron numerosos aparatos láser tales como los de Nd:YAG, los láseres de colorante y sobre todo el de CO₂; en ese momento se comenzaron a asentar las bases tanto de sus indicaciones como de los mecanismos de acción en los tejidos blandos; las primeras aplicaciones se realizaron fundamentalmente en cirugía y dermatología.

Los láseres se han empleado en Medicina prácticamente desde sus comienzos. La primera cirugía con láser se realizó en el Hospital Presbiteriano de Nueva York en 1961 y consistió en la retirada de un pequeño tumor de retina que impedía la visión. En 1962 se desarrolla el primer láser semiconductor y más tarde, en 1965, Sinclair y Knoll, tras algunas modificaciones, adaptan este tipo de radiación láser a la práctica terapéutica. El desarrollo de la tecnología láser ha supuesto un gran avance en el área médica posibilitando grandes cambios en los procedimientos terapéuticos, reduciendo los tiempos quirúrgicos y mejorando el post-operatorio de los pacientes.⁶²

Los primeros resultados sobre la aplicación del láser de Nd:YAG en Odontología se obtuvieron en un estudio in vitro por Yamamoto y Ooya (1974)

en el que se demostró que este tipo de láser era eficaz para aumentar la resistencia del esmalte al ataque ácido. La década de los setenta fue sin duda la del desarrollo de las aplicaciones del láser especialmente en el campo de la Medicina.

En 1985, se publicaron varios artículos en los que se describía la remoción de tejido dental careado utilizando un láser de Nd:YAG oftalmológico modificado (Myers y Myers, 1985; 1985). Otros tipos de láseres han aparecido posteriormente. Así, constan las aplicaciones en odontología del láser de Er:YAG sobre los tejidos duros dentales que se iniciaron en 1988 (Hibst y cols., 1988) y el de Er,Cr:YSGG que apareció más tardíamente (Eversole y Rizoio, 1995).

En 1993, Niemz y Cols fueron los primeros en proponer la aplicación de láseres de pulso ultracorto para evitar los efectos térmicos sobre la estructura dental. Con la utilización del láser de ps (short pulse) se obtuvo una ablación de mayor calidad (Niemz, 1994; 1995; Willms y cols, 1996).

El láser de Titanio-Zafiro (Ti:Zafiro) fue introducido en 1986 por Moulton. Éste ha sido posteriormente utilizado en estudios experimentales sobre los tejidos dentales en Odontología (Kohns y cols., 1997; Serbin y cols., 2002). En los últimos años, una de las líneas de desarrollo de la tecnología es la producción de fuentes láser pulsadas de alta intensidad, en particular fuentes que producen pulsos extremadamente cortos, por debajo del ps (10-12 s). Estos pulsos láser, amplificados hasta alcanzar energías del orden del mJ y focalizados convenientemente sobre la superficie de los materiales, permiten la ablación (eliminación de material) de esas superficies con extremada precisión, reproducibilidad y con daños colaterales en el material adyacente incomparablemente más leves que con cualquier otra fuente térmica, o proceso químico o mecánico.

Componentes del láser

Los aparatos de láser están formados por 4 elementos básicos: un medio activo, una cavidad de resonancia, un sistema de bombeo, y un sistema de transmisión.

a) Medio activo:

es el elemento básico del que está formado el láser y puede ser un sólido, un gas o un líquido. El elemento activo es el que le dará el nombre al láser. Así, por ejemplo, en el láser de Rubí, el medio activo es el Rubí; en el láser de CO₂ el medio

Figura 18. Theodore Maiman (1927 - 2007)

activo es un gas – básicamente el dióxido de carbono-; en el de Er:YAG es un cristal (Granate) de Ytrio y Aluminio dopado con Erbio, entre otros.

b) Cavity óptica de resonancia:

es donde se aloja el elemento activo y está constituida por una cavidad de resonancia que tiene 2 espejos cóncavos en cada uno de sus extremos. Uno de ellos es totalmente reflectante mientras que el otro sólo lo es en parte. En este segundo espejo existe una zona a través de la cual saldrá el haz de luz láser hacia el sistema de conducción (Figura 19).

c) Sistema de bombeo: puede ser un generador de descarga eléctrica de alta tensión o de alta frecuencia, un flash lumínico, o también otro láser. Este sistema de bombeo es el que produce la "inversión de la población" de los átomos de la sustancia activa que se halla en el interior de la cavidad de resonancia.

Figura 19 - Cavity de resonancia con un espejo reflectante y otro semi reflectante. En su interior se encuentra el medio activo

Así se obtiene un efecto de cascada ya que todos los fotones que se producen son de iguales características. Éste es el efecto de amplificación en cascada⁶².

d) Sistema de transmisión:

es necesario que el haz de luz láser pueda llegar a la zona diana que son los tejidos a tratar. Para ello será necesario disponer de un mecanismo de conducción que será diferente en función del tipo de láser. La fibra óptica de vidrio -y de otras composiciones- así como el brazo articulado hueco con espejos reflectantes son los dos sistemas mayormente utilizados⁷³.

Medidas de la cavidad resonante

Las medidas de una cavidad óptica determinan, en última instancia, los modos de una cavidad óptica. Los modos de una cavidad óptica son todas aquellas distribuciones de campo electromagnético que cumplen las ecuaciones de Maxwell y las ecuaciones de contorno de una cavidad. Estas condiciones de contorno son las siguientes:

1. El cambio de fase total de la onda, al realizar un camino completo de ida y vuelta debe ser $2\pi q$, siendo q un número entero. A q se le conoce con el nombre de modo longitudinal e influye en la monocromaticidad y longitud de onda de la emisión láser. Para que esto se cumpla, la longitud de la cavidad óptica (L) debe ser un múltiplo entero (q) de la semilongitud de onda asociada ($\lambda/2$):

$$q \cdot \frac{\lambda}{2} = L$$

2. En una sección transversal del resonador la distribución de campo debe reproducirse a sí misma después de un camino completo de ida y vuelta. Cada una de las distribuciones de campo se conoce como modo transversal electromagnético, TEM. Cada TEM lleva asociados dos enteros, m y n , que indican el número de nodos en dos direcciones ortogonales contenidas en una sección transversal. Los modos TEM_m_n intervienen en el diámetro del haz a la salida del generador, su divergencia y la distribución de intensidad en una sección transversal. La tabla siguiente (tabla 2) muestra algunos modos TEM_m_n. A mayor orden de modo TEM_m_n más difícil resulta focalizar el haz sobre un punto concreto.⁶

	n = 0	n = 1
m = 0	TEM ₀₀ 	TEM ₀₁
m = 1	TEM ₁₀ 	TEM ₁₁

Tabla 2. Varios modos transversales TEM_m_n.

El modo TEM₀₀ es la distribución de campo más útil en el procesamiento de materiales porque es aquella que presenta una mayor homogeneidad en la distribución de energía.

Propiedades de la luz láser

La luz láser tiene unas características que la diferencian de otros tipos de luz. Es monocromática, coherente y colimada.

-Es monocromática porque emite en una sola longitud de onda. (Figura 20)

Es altamente colimada ya que el haz de láser tiene un mínimo ángulo de divergencia. Se trata pues, de una luz altamente direccionalizada (Figura 21). Esta cualidad convierte al láser en un instrumento que aporta una gran cantidad de energía en un área muy reducida.

La coherencia es una propiedad exclusiva de los láseres. La luz es coherente porque todas las ondas están en una misma fase (Figura 22).

Tipos de láser

Los láseres se pueden clasificar de diversas maneras; las más habituales los diferencian atendiendo a su medio activo, su espectro de emisión, su potencia de emisión, su densidad de potencia y finalmente según su forma de emisión⁷⁴.

a) Según el medio activo se pueden agrupar en:

- Gases (CO₂, Argón, Helio-Neón, vapor de Cu, Kriptón).
- Líquidos (colorantes).
- Sólidos (Nd:YAG, Nd:YAP, Er:YAG, Er,Cr:YSGG, Alejandrita, Rubí, TP).
- Semiconductores o de diodo (AsGa, AsAlGa).

b) Según su espectro de emisión, se clasificarán en función de donde se halle su longitud de onda respecto al espectro electromagnético:

- Infrarrojos (todos los láseres con longitud de onda mayor a 700 nm).
- Visible (todos los láseres con longitud de onda entre 400 y 700 nm).
- Ultravioletas (todos los láseres con longitudes de onda menores de 400 nm).

c) En función de la potencia de emisión:

•Alta potencia:
son los llamados láseres quirúrgicos; actúan sobre los tejidos por medio del efecto térmico produciendo su ablación. Su uso suele ser prioritariamente quirúrgico y sólo en algunos casos se emplean como terapia no invasiva.

•Baja potencia:
se denominan también láseres terapéuticos y su potencia de salida suele ser en milivatios. Su indicación es exclusivamente terapéutica no invasiva puesto que producen un efecto de bioestimulación tisular.

d) Atendiendo a su forma de emitir, los láseres se clasifican según que su emisión se haga en modo:

- Continuo (cw).
- Pulsado: en este caso hay diversos tipos, en función de cómo sean estos pulsos; así existen láseres superpulsados, Q- switched, etc.

Introducción al Láser y sus propiedades

Generalidades

La interacción de la luz láser sobre los tejidos, produce una serie de efectos biológicos que están determinados por diferentes factores. Unos están condicionados en función del tipo de láser que se utiliza mientras que otros dependen del tipo de tejido sobre el que se actúa.

La longitud de onda, la densidad de potencia y de energía, el tipo de emisión (continuo o pulsado), o bien la duración del pulso, son algunos de los parámetros que determinarán los efectos ocasionados sobre los tejidos irradiados.

Otras características que también dependen del láser -como, por ejemplo, si se trabaja en contacto, o no, o bien la distancia focal de trabajo (enfocado o desenfocado) pueden depender del operador que utiliza el láser pero también van a tener una importante repercusión en el efecto que el láser produce sobre los tejidos.

La extensión de los efectos del láser sobre los tejidos vendría determinada básicamente por dos variables⁶⁸

- los parámetros físicos del láser como son la longitud de onda del láser utilizado, y los parámetros de emisión escogidos para cada tipo de intervención.
- las propiedades ópticas de cada tejido en particular.

Parámetros físicos del láser

Existen dos tipos diferentes de parámetros físicos del láser:

- Los que no pueden ser modificados por el operador: la longitud de onda, la forma de distribución del haz y el tiempo de emisión de este haz.
- Los que pueden ser modificables por parte del operador: la frecuencia, la potencia, la densidad de potencia y la densidad de energía.

Parámetros no modificables

La longitud de onda (Figura 23) es la responsable principal de la interacción láser-tejido y los efectos que se producen son altamente dependientes de ella. La longitud de onda viene determinada por el medio activo del cual está construido el láser y no se puede modificar.

El haz de luz láser, formado por fotones, y que transporta la energía desde la cavidad de resonancia, puede presentar diferentes patrones de distribución de los fotones.

La forma más común también llamada "modo fundamental", es aquella en la que el haz presenta una mayor concentración en el punto central (TEM 00). Esta distribución en el reparto transversal de fotones en el eje de avance del haz es lo que se define como TEM (Transverse Electromagnetic Mode) (Figura 24).

Otra forma muy común de la distribución de la energía es la forma en meseta también llamada TEM multimodo. En función del efecto y la aplicación que se quiera obtener se utilizará una o la otra. En los casos en que se requiera un efecto de corte nos interesará el TEM 00, mientras que si se quiere obtener un efecto terapéutico la elección será el TEM en meseta⁷⁵.

El tiempo de emisión del haz se refiere a la energía que se libera durante un periodo de tiempo. La distribución temporal de la liberación de la luz láser puede ser básicamente de dos tipos; los láseres que emiten en modo continuo y los láseres que emiten en modo pulsado (Figura 25).

Parámetros modificables

a) Frecuencia

Cuando se tiene un láser pulsado hay que hacer referencia a la frecuencia; ésta es el número de pulsos que se producen en 1 segundo y se mide en Hertzios (hz). Así pues un hz equivale a un pulso por segundo. Las frecuencias máximas y mínimas suelen estar preestablecidas por el fabricante, pero el operador puede variarlas según su voluntad. De esta forma cuando se mencionan 15 hz, significa que se producen 15 pulsos por segundo de aplicación del láser. En algunos tratados también se encuentra la abreviación pps (pulsos por segundo).

b) Energía y Potencia

La luz emite fotones y cada uno de ellos es una partícula de energía, potencia de emisión se define como la energía emitida en un segundo. Su unidad es el vatio (W) o submúltiplos del mismo (mW).

Potencia= Energía / Tiempo 1 W= 1 julio /1 segundo.

Cuando se irradia con láseres continuos - en los que la emisión de radiación es constante- el dato que se debe especificar siempre es la potencia. En los casos en que la emisión es pulsada se deben tener en cuenta otros conceptos, como son la potencia pico y la potencia media. En estos casos es mejor especificar la energía que se produce por pulso.

La energía es la potencia aportada en un tiempo determinado su unidad es el julio (J); en los láseres con pulsos muy cortos, donde la cantidad de energía por pulso es muy pequeña, las referencias vienen dadas en miljulios (1J = 1000mJ).

La energía se define como la cantidad de potencia (W) por unidad de tiempo (segundos) y viene dada en Julios (J);

Energía = Potencia x Tiempo de aplicación 1 J= 1 W x 1 segundo.

Así, por ejemplo, 10J de energía liberada pueden equivaler a 10 W aplicados durante 1 segundo, pero también pueden equivaler a 1W aplicado durante 10 segundos. En ambos casos, la cantidad total de energía liberada será la misma. Sin embargo, los efectos biológicos que se producen sobre el tejido diana son totalmente diferentes y son muy dependientes del tiempo de irradiación.

c) Densidad de potencia y densidad de energía.

Figura 23: Longitud de onda de diferentes láseres.

Figura 24: Distribución Gaussiana del haz de láser (TEM 00).

Figura 25: Tipos de emisión continuo y pulsado.

Estas medidas son de gran importancia para evaluar el efecto del láser sobre los tejidos sobre los que incide. La densidad de potencia refleja la potencia emitida, es decir la concentración de fotones, por unidad de superficie. Es la relación existente entre la potencia real de salida del emisor láser y la superficie del haz que emite el mismo, no del área total de tratamiento⁷⁶. También se la denomina irradiancia o intensidad.

Se representa por la siguiente fórmula:

$$DP = \text{potencia} / \text{Área del impacto de láser} = W / \text{cm}^2$$

Para poder medir la densidad de potencia es necesario conocer la superficie del haz; ésta se determina por la siguiente fórmula:

$$S = \pi \times r^2$$

De esta forma con un láser que emite 10 W y cuyo diámetro del área del haz sea de 1 cm, la densidad de potencia sería la siguiente:

1 cm de diámetro corresponde a un radio de 0,5 cm, mientras que la constante π es igual a 3,14.

$$DP = 10W / 3,14 \times (0,5)^2 \text{ cm} = 10 / 0,785 = 12,73 \text{ W/cm}^2$$

Si se disminuye el diámetro del haz o spot a 1 mm, la densidad de potencia aumentará de forma muy importante:

$$DP = 10W / 3,14 \times (0,05)^2 \text{ cm} = 10 / 0,00785 = 1273,9 \text{ W/cm}^2$$

La densidad de potencia da el umbral del efecto de la radiación láser indicando que un láser que emite a una misma potencia puede producir diferentes efectos si se varía la superficie irradiada⁷⁵. La densidad de potencia es una buena medida de la rapidez de actuación del efecto láser⁷⁷.

Con la misma potencia se pueden obtener diferentes resultados; ello viene determinado por el cambio de la superficie del haz de irradiación sobre el tejido diana (spot). Esta superficie va a cambiar cuando se varíe la distancia entre el láser y el tejido debido por una parte a la des-focalización del haz y por otra parte a la divergencia del área iluminada.

Se define la distancia focal como aquella distancia que existe entre el láser y el tejido diana con la que se obtiene la menor superficie posible del spot. De esta forma se trabaja en modo focalizado cuando dicha superficie es la menor posible, o de

modo desfocalizado cuando se aumenta dicha superficie. El efecto biológico sobre los tejidos también variará si se trabaja en modo focalizado o desfocalizado.

Tal como se puede observar en la figura 26 cuando se irradia a distancia focal con un láser de CO₂ se produce un corte del tejido ya que se trabaja a la máxima concentración de potencia por unidad de superficie, mientras que si con la misma potencia se desfocaliza el haz, se logra aumentar el diámetro del spot con lo que se está repartiendo la misma cantidad de su potencia en una superficie mayor: en este caso el resultado sobre el tejido será vaporización o coagulación.

Por lo tanto a mayor potencia y menor superficie de impacto del láser, es decir a mayor densidad de potencia la profundidad de penetración será mayor, mientras que si se disminuye la potencia o se aumenta el área de impacto se reduce la profundidad de penetración, siempre que se tenga en cuenta la longitud de onda del láser y las características ópticas del tejido.

Se debe considerar que, la penetración en profundidad del haz es inversamente proporcional a la absorción. En cambio los efectos térmicos que se producen en profundidad (difusión térmica) están en relación directa con el tiempo de irradiación.

La Densidad de energía también es llamada Fluencia. Es la relación que existe entre la energía del láser y la superficie donde impacta el haz -no la del área total del tratamiento- por unidad de tiempo expresada en segundos⁷⁵. Mientras que la densidad de potencia se expresa en vatios /cm² la densidad de energía se mide en julios/cm². Este parámetro indica la dosis a administrar para obtener el efecto deseado y es dependiente tanto

de la densidad de potencia como del tiempo de exposición. Es, por lo tanto, la cantidad total de energía aplicada a una unidad de tejido y reflejaría el volumen total de tejido eliminado por el láser. Se representa por la fórmula siguiente:

$$\text{Fluencia} = \frac{\text{Energía (J)}}{\text{Superficie (cm}^2\text{)}} = \frac{\text{Potencia (W)} \times \text{Tiempo (seg)}}{\text{Superficie (cm}^2\text{)}}$$

Es muy importante comprender que con una misma densidad de energía se pueden obtener efectos biológicos diferentes, ya que éstos van a depender tanto de la propia densidad de potencia utilizada como del tiempo de aplicación.

Existe otro parámetro que es el SAEF (Spatial Average Energy Fluence) que es la relación existente entre la energía total suministrada por el láser y el área total de tratamiento donde ha sido distribuida la misma. Se mide también en J/cm². Como la unidad utilizada es idéntica a la de la densidad de energía (J/cm²) en muchos casos se produce confusión al reflejar este dato SAEF como densidad de energía (DE), especialmente en trabajos con láseres de baja potencia. Debemos discernir ambos términos ya que mientras el SAEF está relacionado con el área de tratamiento, la DE está relacionada con el punto de aplicación. Solamente en una situación ambos parámetros serán los mismos: en el caso que la superficie del haz de irradiación y el área total tratada sean idénticas⁷⁵.

Propiedades ópticas de los tejidos

La energía de un láser interactúa con el tejido diana de cuatro formas distintas, dependiendo de las propiedades ópticas del tejido y de la longitud de onda utilizada⁷⁶ (Figura 27).

La primera interacción es la reflexión. Una porción del rayo incidente puede reflejarse en la superficie sin penetración o interacción de la energía lumínica sobre el tejido, lo que carece de efecto sobre el tejido diana.

La segunda interacción es la absorción de la energía láser por el tejido diana previsto. Depende de las características tisulares, como la pigmentación y el contenido acuoso, y de la longitud de onda del láser y el modo de emisión. Es la interacción más importante desde el punto de vista del efecto de la radiación sobre los tejidos. La luz sólo produce efectos en los tejidos cuando es absorbida. Los diferentes efectos que se pueden producir en los tejidos dependerán de los siguientes factores, características y parámetros: longitud de onda, tiempo de emisión, densidad de potencia y densidad de energía. Cada longitud de onda tiene diferentes coeficientes de absorción en función de la materia con la que interactúa. Las gráficas de absorción (Figura 28) son fundamentales para poder entender los efectos del láser en función de cómo es absorbido por los diferentes tejidos o materiales.

La tercera interacción es la transmisión de la energía láser directamente a través del tejido, sin ningún efecto sobre el tejido diana. Esta interacción también depende en gran medida de la longitud de onda del láser.

Figura 27: Propiedades ópticas de los tejidos. Reflexión, Dispersión, Absorción y Transmisión.

Figura 28: Coeficientes de absorción de las diferentes longitudes de onda respecto al agua, hidroxiapatita, hemoglobina, melanina.

La cuarta interacción es la dispersión de la luz láser. La luz remanente puede penetrar el tejido y dispersarse sin producir un efecto notable sobre el tejido. La dispersión de la luz de láser podría transferir calor a los tejidos adyacentes a la zona de aplicación con aparición de algún tipo de lesión térmica no deseada⁷⁸.

Aplicaciones del láser

Aplicaciones del láser en general

Los posibles usos del láser parecen ser casi ilimitados, y así estos sistemas se han convertido en herramientas valiosas en campos muy distintos: industria, investigación científica, tecnología militar, arte y, cómo no, también en el ámbito de la Ciencias de la Salud, donde tanto en la Medicina como en Odontología tienen actualmente gran variedad de aplicaciones. Veamos algunas de ellas:

a) Industria

Es posible enfocar un haz láser potente sobre un pequeño punto; con ello lo que se logra es disponer de una enorme densidad de energía. Los haces enfocados pueden calentar, fundir o vaporizar materiales de forma altamente precisa. Por ejemplo, los láseres se usan para taladrar diamantes, modelar máquinas o herramientas, recortar componentes microelectrónicos, calentar chips semiconductores, cortar patrones de moda, sintetizar nuevos materiales o intentar inducir la fusión nuclear controlada.

El potente y breve pulso producido por un láser también hace posible obtener fotografías de alta velocidad con un tiempo de exposición de algunas billonésimas de segundo. En la construcción de rutas y edificios se utilizan láseres para alinear las estructuras.

En la industria militar también se han empleado para fabricar los sistemas de guía para misiles, aviones y satélites.

b) Investigación científica

Los láseres se usan para detectar los movimientos de la corteza terrestre y para efectuar medidas geodésicas. También son los detectores más eficaces de ciertos tipos de contaminación atmosférica. Los láseres se han empleado igualmente para determinar con precisión la distancia entre la Tierra y la Luna, así como en experimentos de relatividad. Actualmente se desarrollan conmutadores muy rápidos activados por láser para su uso como aceleradores de partículas, y se han diseñado técnicas que emplean haces láser para atrapar un número reducido de átomos en un vacío, con el fin de estudiar sus espectros con una precisión muy elevada.

Como la luz del láser es muy direccional y monocromática, resulta fácil detectar cantidades muy pequeñas de luz dispersa o modificaciones en la frecuencia provocadas por la materia. Midiendo estos cambios, los científicos han logrado estudiar las estructuras moleculares. Los láseres han hecho que se consiga determinar la velocidad de la luz con una precisión sin precedentes; también permiten inducir reacciones químicas de forma selectiva y detectar la existencia de trazas de sustancias en una muestra.

c) Comunicaciones

La luz de un láser puede viajar largas distancias por el espacio exterior con una pequeña reducción de la intensidad de la señal. Debido a su alta frecuencia, la luz láser puede transportar, por ejemplo, 1000 veces más canales de televisión

que los que transportan las microondas. Por ello, los láseres resultan ideales para las comunicaciones espaciales. Se han desarrollado fibras ópticas de baja pérdida que transmiten luz láser para la comunicación terrestre, en sistemas telefónicos y redes de computadoras. También se han empleado técnicas láser para registrar información con una densidad muy alta. Por ejemplo, la luz láser simplifica el registro de un holograma, a partir del cual puede reconstruirse una imagen tridimensional mediante un haz láser.

d) Ciencias de la Salud

Con haces intensos y estrechos de luz láser es posible cortar y cauterizar ciertos tejidos, en una fracción de segundo, sin dañar al tejido sano circundante. Dejando de lado este aspecto agresivo en el que el láser se emplearía para conseguir fundamentalmente una eliminación del tejido, también se han empleado -en cirugía- con otras finalidades como por ejemplo "soldar" la retina, cauterizar vasos sanguíneos o ayudar a la reparación y cicatrización de las lesiones. Ya en otro ámbito, también se han desarrollado técnicas láser para realizar pruebas de laboratorio en muestras biológicas de tamaño o volumen muy reducido. En Odontología se ha utilizado para muy diversos fines, entre ellos, eliminar caries, blanquear dientes, esterilizar conductos radiculares, efectuar la exéresis de lesiones hiperplásicas o tumorales, entre otros.

Aplicaciones de los diferentes láseres en Odontología

Existen varias revisiones donde se pormenorizan las indicaciones de los distintos tipos de láser en el ámbito odontológico (España y cols. 2004, Oltra y cols. 2004, Larrea y cols. 2004, Zavaleta y cols. 2004, Revilla y cols. 2004, García y cols. 2004, Guinot y cols. 2004).

En los siguientes apartados vamos a detallar cada uno de los láseres que se emplean en Odontología así como sus aplicaciones más importantes.

1. Láser de Argón

De los láseres que se utilizan en Odontología es el único que emite luz visible, ya que todos los demás emiten luz infrarroja.

Existen algunas variedades del láser de Argón que son sustitutos de la lámpara halógena (longitud de onda de 488nm), con las mismas indicaciones que ésta. Son láseres que se han utilizado para la

fotopolimerización de las resinas y composites (Potts y Petrou. 1991) y también para blanqueamientos dentales (Luk y cols. 2004).

La irradiación a baja potencia (250 mW) puede reducir significativamente la desmineralización del esmalte (Blankenau y cols. 1999). También puede tener alguna aplicación en endodoncia, básicamente para la limpieza de los restos del interior del conducto radicular (Harashima y cols. 1998, Moshonov y cols. 1995b).

El láser de Argón de longitud de onda de 514nm tiene aplicaciones en cirugía aunque estas se ven limitadas a lesiones con marcado componente vascular (Sexton y O'Hare 1993) debido a que esta longitud de onda tiene buena absorción por la hemoglobina. También se ha descrito su utilización en otros tratamientos sobre tejidos blandos y en la eliminación de manchas melánicas en las encías (Trelles y cols. 1993, Wilkerson y cols. 1996).

2. Láser de Diodo

Una de las ventajas que tienen los láseres de diodo es que el haz de láser puede ser transmitido a través de una fibra óptica de pequeño diámetro (200-400 micras) que puede introducirse en el interior de los conductos radiculares.

En Odontología los láseres de diodo más utilizados son los comprendidos entre las longitudes de onda de 810nm y 980nm. Estos láseres de diodo, no se absorben superficialmente, y como consecuencia de ello la luz láser penetra en el interior de los tejidos hasta ser absorbida. Esta característica -de absorción en profundidad- es la que se utiliza durante la aplicación del láser de diodo en endodoncia; de esta forma la luz puede penetrar a través de la dentina -de los túbulos dentinarios- consiguiendo así que su efecto térmico produzca un efecto bactericida y que éste actúe más allá de lo que se conseguiría con la irrigación de una solución desinfectante como la de hipoclorito sódico (Kreisler y cols. 2003, Pearson y Schuckert 2003). También se puede aplicar este tipo de láser durante el tratamiento periodontal -ya que debido a su efecto bactericida- reduce el número de microorganismos presentes en las bolsas periodontales (Moritz y cols. 1997a).

Los láseres de diodo también tienen utilidad en la cirugía de los tejidos blandos de la cavidad bucal. Diferentes estudios han evaluado sus aplicaciones clínicas así como las características histológicas de los tejidos tratados con estos láseres de diodo de

810nm y 980nm. Sin embargo, debemos tener en cuenta que estos láseres no son muy bien absorbidos por los tejidos blandos (poca absorción por el agua), por lo que el riesgo de que se produzca un daño térmico en los tejidos adyacentes (en caso de que superaran los 65° C se podría producir su necrosis) es mayor que con otro tipo de láseres (Wyman y cols. 1992, Goharkhay y cols. 1999).

El blanqueamiento dental también es una de las mayores aplicaciones que tienen los láseres de diodo de entre 810 y 980nm. Éstos son actualmente los más utilizados para los blanqueamientos dentales aunque otros láseres como los de Argón o los KTP (Nd:YAG con duplicador de frecuencia de longitud de onda de 532nm) también pueden ser utilizados para los mismos fines.

Debemos recalcar sin embargo, que ningún láser produce efecto de blanqueamiento por sí mismo. Simplemente aceleran los procesos de descomposición del peróxido de hidrógeno utilizado habitualmente en las técnicas de blanqueamiento dentario (Wetter y cols. 2004).

3. Láser de Nd:YAG

Al igual que los láseres de diodos el láser de Nd:YAG (1064nm) puede ser transmitido a través de fibra óptica; ello hace que se pueda aplicar en el interior de los conductos radiculares pudiendo llegar hasta zonas cercanas al ápice. Es un láser poco absorbido por el agua mientras que es bien absorbido por diferentes pigmentos como la melanina y la hemoglobina.

Produce un elevado efecto térmico y se absorbe en profundidad. Debido a estas características ha sido un láser muy utilizado en endodoncia. Durante el tratamiento de conductos se aplica para disminuir de forma muy importante el número de microorganismos presentes en el interior del conducto (Gutknecht y cols. 1996a, Moritz y cols.2000). Como se mencionó anteriormente, su absorción produce un elevado efecto térmico, en el interior del conducto radicular, produciéndose el sellado de los túbulos dentinarios al fusionarse la dentina (Moriyama y cols. 2004).

También se ha empleado en cirugía bucal ya que puede producir corte y hemostasia (White y cols. 1991). En cirugía de tejidos blandos ha sido utilizado con buenos resultados aunque se debe controlar de forma muy cautelosa el efecto térmico residual que produce. Debido a que favorece la hemostasia, una de sus mejores indicaciones son

las lesiones con marcado componente vascular (Bradley 1997).

Este láser se ha empleado en cirugía periapical para eliminar, en lo posible, los microorganismos patógenos que puedan existir tanto en la zona periapical como en el propio diente. Asimismo, se ha propuesto el uso del láser de Nd:YAG para vitrificar la dentina de la zona de la apicectomía, previamente a la obturación retrógrada (Arisu y cols. 2004). También ha sido utilizado en periodoncia puesto que su efecto térmico reduce de forma significativa el número de bacterias en el interior de las bolsas periodontales (Grasssi y cols. 2004), obteniendo buenos resultados en estudios in vivo (Romanos, 1994). Su principal problema radica en la penetración en profundidad de la energía transmitida lo cual puede conllevar una afectación de los tejidos no superficiales y producir lesiones no deseables.

Se ha descrito la utilización del láser de Nd:YAG para la preparación de cavidades, pero para ello requiere un pigmento que cree una barrera óptica. La densidad del pigmento aplicado (tinta china) actúa como iniciador bloqueando el paso de la luz y produciendo efectos por absorción. No obstante el efecto térmico que produce por difusión puede afectar la vitalidad del diente; y por esta razón su aplicación en esta actividad es discutible.

4. Láser de Nd:YAP

El láser de Nd:YAP (1340nm) tiene las mismas indicaciones que el láser de Nd:YAG. A pesar de presentar una diferente longitud de onda, tienen comportamientos muy parecidos.

En Odontología, sus indicaciones se centran en su efecto bactericida. En base a esta aplicación, estos láseres pueden ser utilizados en la desinfección de los conductos radiculares durante la endodoncia (Blum y Abadie 1996, Blum y cols.1997a, Moshonov y cols. 2004), y también para disminuir el número de bacterias en el interior de las bolsas periodontales en periodoncia (El Yazami y cols. 2004). En Odontología restauradora tiene pocas aplicaciones ya que el efecto térmico residual que produce pone en riesgo la vitalidad de los tejidos vecinos.

5. Láser de Ho:YAG

El láser de Ho:YAG ha sido preferentemente utilizado en los antiguos países de la Europa Oriental,

y en la actualidad no está demasiado introducido en el área odontológica ya que no aporta mejoras respecto a los otros láseres existentes en el mercado. Una de sus aplicaciones, es en endodoncia en la cual se ha podido comprobar su efecto bactericida (Gutknecht y cols. 1997, Moritz y cols. 1999b). También ha sido un láser utilizado en artroscopias de la articulación temporomandibular (Hafez y cols. 2002).

La longitud de onda del Ho:YAG de 2120nm que tiene una limitada absorción por el agua, puede transmitirse a través de los fluidos y puede utilizarse directamente dentro del espacio articular lleno de líquido. Al ser transmitido por una fibra óptica, este láser de Ho:YAG puede ser incorporado a través de una aguja de acceso trans-cutáneo secundario. Mediante esta técnica se pueden realizar diferentes tipos de tratamientos en la articulación temporomandibular como: discotomías, discoplastias, sinovectomías o eminectomías (Koslin y Martin 1993).

6. Láser de Er:YAG

Hibst y Keller (1989) iniciaron las investigaciones sobre el láser de Er:YAG (2940nm) en Odontología. Sus trabajos sobre los efectos en esmalte y dentina dieron lugar a toda una serie de estudios para la utilización de este tipo de láser en los tejidos duros dentales (Hibst y Keller 1989).

Esta longitud de onda de 2940nm es bien absorbida por el agua y esta selectividad de absorción por los tejidos con gran cantidad de agua es lo que limita el efecto térmico residual en los tejidos vecinos. Hibst y Keller determinaron las tasas de ablación tanto en el esmalte como en la dentina. La tasa de ablación en la dentina es mayor y más efectiva que en el esmalte y esto es debido a su diferente composición en agua: la dentina tiene un contenido hídrico del 25% mientras que el del esmalte es sólo del 8%. Estos autores también demostraron que la tasa de ablación (en ambos tejidos) se incrementaba linealmente en función del aumento de la energía aplicada (Hibst y Keller 1998).

Diferentes estudios han demostrado que el incremento de temperatura producido en el interior de la cavidad pulpar (al ser irradiada con el láser de Er:YAG conjuntamente con spray de agua) era inferior a los 4° C, lo que explica que su uso no represente ningún riesgo para la vitalidad pulpar (Cavalcanti y cols. 2003, Atrill y cols. 2004). En estos láseres la utilización del spray de agua, además de proteger los tejidos adyacentes al evitar el

efecto térmico, favorece su acción ablativa. Éste es un láser que puede cortar dentina y esmalte pudiendo ser utilizado en Odontología conservadora. Los estudios de microscopía electrónica han podido demostrar que no se produce ni fusión ni carbonización de los tejidos duros dentarios. El esmalte irradiado quedará con una superficie rugosa de forma parecida a como queda con el grabado con el ácido ortofosfórico y en la dentina se puede evidenciar como los túbulos dentinarios quedan abiertos y sin barrillo dentinario (Hibst y Keller 1989).

Con este tipo de láser se puede reducir de forma importante la cantidad de anestesia local necesaria durante el tallado de esmalte o dentina. En el campo de la cirugía bucal el láser de Er:YAG también tiene aplicaciones pudiéndose realizar corte en los tejidos blandos como también la ablación del hueso sin producir ningún tipo de necrosis ósea residual. Al ser un láser con escaso efecto térmico residual, produce poca hemostasia por lo que el sangrado durante la cirugía de los tejidos blandos es habitual (Keller y Hibst 1994). También se ha descrito su uso en la segunda cirugía de los tratamientos implantológicos, concretamente para eliminar el capuchón mucoso que separa el implante de la cavidad bucal (Arnabat y cols. 2003).

Tanto en endodoncia como en periodoncia tiene aplicaciones en base a su efecto bactericida, producido por el incremento térmico, aunque éste puede ser algo inferior a otros láseres como el de diodo (810 y 980nm) o el de Nd:YAG (1064nm) (Ando y cols. 1996).

En endodoncia su aplicación produce un efecto bactericida que ha sido evaluado en diferentes estudios (Hibst y cols. 1997, Mehl y cols. 1999) obteniendo unos resultados muy favorables. Otros autores han estudiado las modificaciones inducidas en el conducto radicular una vez se ha aplicado el láser de Er:YAG apreciando que los túbulos dentinarios quedan abiertos sin la presencia del barrillo dentinario y sin inducir la fusión ni la carbonización de la dentina (Takeda y cols. 1998 c).

En periodoncia, por su selectividad, breve pulso y gran precisión, es capaz de eliminar el cálculo sin lesionar la superficie del cemento radicular a la vez que se puede utilizar para el corte y reconteado del tejido óseo. También, conjuntamente con el efecto bactericida, se produce una reducción de los lipopolisacáridos (Ishikawa y cols. 2004).

7. Láser de Er,Cr:YSGG

El láser de Er,Cr:YSGG es un láser que tiene una longitud de onda (2780nm) muy parecida al láser de Er:YAG (2940nm) y aunque sus aplicaciones clínicas son muy similares, existen algunas pequeñas diferencias.

Las dos longitudes de onda son bien absorbidas por el agua aunque la del Er:YAG lo es 3 veces más que el Er,Cr:YSGG. También hay alguna diferencia en cuanto a la absorción en las capas superficiales de los tejidos vivos; el Er:YAG se absorbe más superficialmente que el Er,Cr:YSGG. La razón de ello es que al comparar el índice exponencial del coeficiente de absorción del agua por ambos láseres, el del Er:YAG es superior al del Er,Cr:YSGG.

La luz de este láser se emite en modo pulsado, y al igual que el de Er:YAG, aprovecha la máxima absorción por el agua para producir su acción. Debido a su buena absorción por el agua y también por la hidroxiapatita es también un láser que puede ser utilizado para el corte de tejidos duros dentales como son el esmalte y la dentina. En estas aplicaciones el láser de Er,Cr:YSGG se aplica conjuntamente con un spray atomizado de agua. Este láser al igual que el de Er:YAG es el más indicado en Odontología conservadora pudiéndose, con él, realizar cavidades dentarias y a la vez acondicionar los tejidos dentarios para poder efectuar las obturaciones adhesivas correspondientes.

Los primeros estudios con el láser de Er,Cr:YSGG se hicieron en 1995 (Eversole y Rizioiu 1995). Se ha comprobado que no existe aumento térmico en el interior de la pulpa durante la preparación de cavidades siempre y cuando se trabaje con el spray de agua (Rizioiu y cols. 1998). La irradiación de la superficie del esmalte produce una rugosidad parecida a la del grabado ácido, mientras que en la dentina los túbulos dentinarios quedan abiertos, libres del barrillo dentinario, sin que existan signos de fusión ni cristalización en ninguna de las dos estructuras descritas (Hossain y cols. 1999).

Se obtienen cavidades similares a las que se pueden preparar con el instrumental rotatorio convencional. Las fuerzas de adhesión obtenidas con el Er,Cr:YSGG no son estadísticamente diferentes de las que se obtienen con el grabado ácido. Usamez y cols., en 2002, presentaron un estudio en el cual la adhesión que se producía era similar en los casos de dientes tratados con láser Er,Cr:YSGG (12.1 +/- 4.4 MPa) que con ácido ortofosfórico al 37% (13 +/- 6.5 MPa)

La mayoría de tratamientos realizados para la

preparación de cavidades se pueden hacer sin necesidad de aplicar alguna técnica de anestesia locorregional. Algunos estudios cifran en un 94% el porcentaje de tratamientos realizados sin la aplicación de anestesia (Rosenberg 2003).

El láser de Er,Cr:YSGG, puede ser utilizado para remover antiguas obturaciones de composite, ionómeros y silicatos; no obstante estará totalmente contraindicado para la eliminación de amalgamas.

En endodoncia, este láser ha sido el primero que se ha utilizado para realizar la preparación biomecánica completa del conducto radicular (Chen 2002). Sin embargo, no existen resultados a largo plazo que demuestren que esta técnica pueda ser superior a las técnicas convencionales de preparación biomecánica. Por ello, se aconseja realizar la técnica convencional de preparación biomecánica y aprovechar solamente el efecto bactericida del láser para disminuir el número de bacterias del interior del conducto radicular.

Las aplicaciones en cirugía bucal incluyen tanto los tejidos blandos como los tejidos duros. El corte de los tejidos blandos con el láser Er,Cr:YSGG tiene la ventaja de solo producir un mínimo efecto térmico residual que se estima entre 20 a 40 micras de profundidad (Rizioiu y cols. 1996). Una de las ventajas que presenta esta longitud de onda de 2780nm, en comparación con la longitud de onda del Er:YAG (2940nm), es que se puede lograr una mayor hemostasia en los tejidos blandos, esta propiedad se debe a la diferencia que existe en el coeficiente de absorción por el agua.

Disminuyendo o eliminando el spray de agua se incrementa el efecto térmico por difusión de tal forma que se consigue una mejor hemostasia sobre el tejido sangrante.

Sin embargo, la hemostasia que se puede obtener con este láser es menor que con la utilización del láser de CO₂.

En cuanto al corte del tejido óseo, este láser no produce ni carbonización ni fusión del hueso por difusión térmica (Wang y cols. 2002), puede comprobarse que no hay alteración del equilibrio fosfocálcico en el hueso vecino al irradiado con este láser (Hossain y cols. 2002).

En periodoncia, puede tener aplicaciones debido a su efecto bactericida y también se ha utilizado para el tratamiento de los tejidos blandos periimplantarios (Miller 2004).

8. Láser de CO2

La longitud de onda del láser de CO2 de 10600nm es bien absorbida por el agua; sólo los láseres de erbio (2940nm y 2780nm) presentan una mayor absorción por el agua. Es un láser muy bien absorbido por los tejidos blandos ya que éstos tienen un alto contenido en agua. La irradiación de esta longitud de onda 10600nm sobre los tejidos blandos produce incrementos de temperatura cercanos a los 1700° C en el punto de aplicación, aunque la zona de necrosis térmica es superficial (entre las 100 a 300 micras de profundidad). Cuando el láser de CO2 se aplica en modo continuo se suele asociar con cicatrices hipertróficas; no obstante, con la aparición de los nuevos láseres de CO2 ultrapulsados se minimiza el daño térmico ya que la duración del pulso es menor que el tiempo de relajación en el tejido diana (Trelles y cols 1996). Existen trabajos en los que se describe el uso del láser de CO2, con la finalidad de vitrificar la dentina y para conseguir un alto efecto bactericida (Turkmen y cols. 2000).

Se ha descrito la utilización del láser de CO2 para el tratamiento de las exposiciones pulpares, con el objetivo de coagular y descontaminar la zona expuesta. Se obtienen buenos resultados cuando la exposición pulpar se ha producido a consecuencia de un traumatismo, siempre que el tratamiento se haga durante las 24 primeras horas. En cambio, cuando la exposición pulpar se ha inducido durante la remoción de una caries, las posibilidades de éxito descienden significativamente (España y cols. 1995).

Se ha propuesto el uso de otros láseres para obtener la descontaminación del conducto radicular. El láser de CO2 sólo produce el efecto bactericida en los puntos donde es aplicado, ya que es altamente absorbido por el contenido en agua del tejido superficial. Tampoco puede ser aplicado con la facilidad del láser de Nd:YAG ya que no puede ser transmitido por fibra óptica. Sin embargo existen diferentes publicaciones en las que se demuestra que su efecto bactericida en el interior de conducto radicular obtiene buenos resultados (Dederich y cols. 1990, Le Goff y cols. 1999).

El láser de CO2 es el láser de elección en la cirugía de los tejidos blandos de la cavidad bucal (España y cols. 1995). Otros láseres también pueden ser utilizados en este cometido, pero el CO2 es el que ofrece mayor rapidez y mayor control del sangrado intra-operatorio (Gaspar y Szabo 1990). Los tejidos blandos que conforman la cavidad bucal pueden desarrollar distintos tipos de tumoraciones de etiologías y características anatomopatológicas diversas. Si bien las más frecuentes suelen corresponder a las hiperplasias fibrosas, también

pueden identificarse, entre otras, lesiones relacionadas con el papiloma virus humano (PVH-1), en las que el láser de CO2 es el más aconsejado para su eliminación debido a la vaporización que produce de la lesión. También se ha utilizado para la descontaminación de implantes en casos de peri-implantitis (Kreisler y cols. 2002).

Efectos biológicos de la luz láser

Cuando la energía del haz de láser es absorbida por un tejido se producen cuatro tipos de interacciones: interacciones fotoquímicas, interacciones fototérmicas, interacciones fotomecánicas, interacciones fotoeléctricas o fotoionizantes.

-Las interacciones fotoquímicas, incluyen la foto-estimulación que conlleva la estimulación de los tejidos interviniendo en los procesos moleculares de cicatrización y reparación que ocurren normalmente en los tejidos. Distinguimos la "terapia fotodinámica" que induce reacciones tisulares para el tratamiento de determinadas condiciones patológicas; y la "remisión fosforescente" o "fluorescencia tisular", la cual puede ser usada como un método diagnóstico para detectar sustancias reactivas a la luz en los tejidos.

-Las interacciones fototérmicas se manifiestan clínicamente como la "fotoablación" o eliminación de tejidos mediante la vaporización, sobrecalentamiento de fluidos tisulares, coagulación y hemostasis, y fotopirólisis⁷⁸. (tabla 3).

-Las interacciones fotomecánicas, inducen la "fotodisociación" que permite la separación de estructuras mediante la luz del láser; y la "fotoacústica" que permite la eliminación de tejidos mediante la generación de ondas de choque.

-Las interacciones fotoeléctricas, incluye la "fotoplasmosis" descrita como la eliminación de tejidos a través de la formación de iones cargados eléctricamente y partículas que existen en estado semi-gaseoso, estado de alta energía.

Temperatura	Efecto en los tejidos
42-45 °C	Hipertermia
> 65 °C	Desecación, desnaturalización de proteínas y coagulación .
70-90 °C	Coagulación y fusión tisular
100 °C	Vaporización
> 100 °C	Carbonización

Tabla 3 - Efecto fototérmico: Temperatura y efecto tisular que se produce.

Láseres de Erblio (Er:YAGyEr, Cr: YSGG)

Evolución de los láseres de Erblio

Los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG son el resultado de investigaciones centradas en conseguir una longitud de onda que sea bien absorbida por los tejidos duros dentarios. Mediante estudios de fotoabsorción se ha determinado que cuando un láser emite el haz de luz con una longitud de onda de 2700-3000 nm es bien absorbido por la dentina, el hueso y por el agua. Los primeros artículos científicos publicados acerca de la utilización del láser de Er:YAG datan de 1989 y confirmaron las expectativas que se tenían sobre su posible utilización en Odontología (Hibst y Keller, 1989; Keller y Hibst, 1989). A partir de entonces, se desarrollan numerosos trabajos de investigación que describen y delimitan las indicaciones, ventajas e inconvenientes de los mismos (Tabla 4) y los efectos que podrían tener sobre las fuerzas de adhesión de las resinas compuestas a las superficies dentinarias irradiadas con estos láseres (Tabla 5).

A principios de 1997, la Food and Drug Administration (FDA) aprobó la utilización del láser de Er:YAG tras un informe elaborado por cinco profesionales de los EE.UU., después de tratar 1300 caries, resaltando que tan sólo tres pacientes solicitaron que se les aplicase anestesia local (Cozean y cols., 1997).

Fue en 1998 cuando el láser de Er,Cr:YSGG también obtuvo la aprobación por parte de la FDA para su aplicación sobre los tejidos

duros dentarios. Posteriormente, este láser ha ido obteniendo diferentes aprobaciones para muchos más procedimientos odontológicos siendo actualmente el láser que tiene mayor número de indicaciones terapéuticas aceptadas por la FDA.

A pesar de que los efectos físicos producidos por el láser de Er:YAG y el láser de Er,Cr:YSGG sobre los tejidos duros dentales son muy similares, su diferente longitud de onda (la longitud de onda del láser de Er:YAG es de 2940 nm, mientras que la emitida por el láser de Er,Cr:YSGG es de 2780 nm) hace que la absorción de su energía por parte de los tejidos irradiados no sea exactamente igual (Apel y cols., 2003; Harashima y cols., 2005; Iaria, 2008).

Características del láser de Er:YAG

Es un láser de emisión pulsada cuyo medio activo es un granate de Ytrio y Aluminio dopado con Erblio. Emite en el infrarrojo con una longitud de onda de 2940 nm. Siguiendo la clasificación en cuanto a medidas de seguridad se refiere, tanto de la Unión Europea, normas ISO, como de los EE.UU., normas ANSI, se le considera un láser de clase IV.

En el presente estudio se ha utilizado el láser de Er:YAG KaVo KEY III (KaVo Alemania) Desde la fuente de emisión, los pulsos se transmiten por medio de fibra óptica o mediante óptica integrada en un brazo articulado. La transmisión por fibra óptica es una gran ventaja con los láseres de pulsos ultracortos,

aún así, es necesaria la refrigeración de la fibra mediante dispositivos de circulación de agua o aire, debido a la alta absorción de la radiación en las paredes de la misma a esa longitud de onda. Así, se puede conducir el haz hasta una pieza de mano y de ahí al tejido diana (Miserendino y Pick, 1995).

Interacción del láser de Er:YAG con la materia

En general, cuando la radiación electromagnética incide sobre la superficie de un material, parte de la onda es reflejada y parte transmitida y de ésta, una parte es a su vez absorbida (Ley de Beer-Lambert) produciendo el calentamiento del material. El coeficiente de absorción lineal depende de la longitud de onda, de la intensidad de la radiación y de las características microscópicas del propio material (Steen, 1998).

El proceso de interacción lineal de la radiación de un láser con un material tiene lugar de la forma que se describe a continuación. Cuando la radiación incide sobre un material, es absorbida por los electrones ligados elásticamente a los núcleos atómicos, de forma que emplean esa energía para realizar un movimiento vibratorio (efecto Bremsstrahlung inverso). El electrón vibrando podrá reemitir esa radiación absorbida en cualquier dirección o bien cederla, por colisiones inelásticas, a los átomos o moléculas de la estructura cristalina. En este último caso, esos átomos o moléculas comienzan a vibrar, vibración que se transmitirá a toda la estructura cristalina por las ligaduras entre átomos y/o moléculas de la misma. Estas vibraciones estructurales elevan la temperatura de la red cristalina y su propagación a lo largo de la misma: es lo que se denomina conducción del calor. Si se absorbe una gran cantidad de energía del láser, entonces la vibración de los átomos y moléculas tiene tal amplitud que fuerza las ligaduras entre ellos hasta el punto en que el material pierde rigidez quedando por tanto fundido (temperatura de fusión). Un incremento aún mayor de la temperatura del material supondrá la desaparición de cualquier ligadura entre átomos o moléculas diciéndose entonces que el material se ha evaporado (temperatura de evaporación).

Existen una serie de parámetros que condicionan cada una de las etapas del proceso descrito anteriormente y que se relacionan con las propiedades del propio material y las

características de la emisión láser. En concreto, cuando deseamos eliminar un material con un láser, las propiedades ópticas (coeficiente de absorción lineal, reflectividad) y térmicas (puntos de fusión y evaporación, conductividad térmica, difusividad térmica) del material son cruciales a la hora de determinar la fuente láser más adecuada y sus características (potencia, longitud de onda, duración de la emisión).

A partir de los años 80 fueron muchas las investigaciones que demostraron que el láser de Er:YAG era adecuado para su utilización en la ablación de los tejidos duros dentales (Hibst y Keller, 1989) debido a que el agua posee un coeficiente de absorción muy elevado a la longitud de onda de emisión de este láser (Figura 29), al igual que sucede con la hidroxiapatita (Parker, 2007).

Figura 29: Coeficiente de absorción lineal de la hidroxiapatita carbonatada en función de la longitud de onda. Tomada de Parker, 2007.

En el caso de la dentina, la energía del láser, aplicada en brevísimos lapsos de tiempo, es absorbida por el agua del tejido superficial, lo que conduce a su calentamiento hasta alcanzar la temperatura de vaporización; el agua, al vaporizarse, se expande dentro del tejido dando lugar a un aumento de la presión en su interior, lo que produce la expansión del material a nivel micrométrico y, por consiguiente, su eliminación sin un excesivo calentamiento del tejido remanente (Hibst y cols., 1988; Frentzch y Koort., 1990). Hibst y Keller (1989) determinaron los niveles de ablación en esmalte y en dentina y observaron que la tasa de ablación en la dentina es mayor y más efectiva que en el esmalte, debido a que su contenido hídrico es mayor.

Fotoablación

En la longitud de onda del laser de Er:YAG

converge la absorción de dos picos importantes, uno de ellos corresponde a la absorción del pico máximo de absorción del agua, esto significa que esta longitud de onda es donde la energía emitida por el laser se absorbe de una manera ideal, por esto, en otras palabras el laser emite donde el agua absorbe.

A la vez esto coincide con uno de los picos importantes de absorción de la hidroxiapatita: sustancia componente de la pieza dentaria. Esto significa que la energía emitida a esta longitud de onda es muy bien captada por esta sustancia. La conjunción de la absorción de esta energía por dos sustancias que componen la estructura básica de la pieza dentaria genera o produce un fenómeno físico denominado Fotoablación o Fototermoablación proceso basado en la absorción de esta energía emitida a 2940 nm por las moléculas de agua que rodean las estructuras prismáticas de la pieza dentaria compuestas fundamentalmente por hidroxiapatita y a su vez por la misma aumentando su energía interna y provocando un fenómeno de reblandecimiento, que sumado a la fuerza generada por el calentamiento de las moléculas de agua y su paso a la fase vapor hacen que se provoque la fractura del material constituyente de dicha pieza dando lugar a la generación de microexplosiones con la abulación de micropartículas, substratos minerales causados por el masivo volumen de expansión del agua y esta expansión masiva causa literalmente la explosión del tejido, proceso ya definido como ablación; provocando, como resultado la erosión y eliminación de material superficial remodelando la superficie. (Figura 30)

Figura 30: Secuencia de imágenes obtenidas por dispersión de la luz, mostrando la eyección de material en zirconia por explosión de fase al ser irradiada la superficie con un pulso ultracorto suficientemente intenso (Tomada de Heiroth y cols., 2010).

Figura 31: (a) Distribución de la energía de un pulso láser gaussiano sobre la superficie de un material al pasar por una apertura circular de diámetro inferior a la sección del haz; (b) Estructuras producidas por ablación con pulsos ultracortos sobre la superficie de nitruro de silicio utilizando la misma apertura circular de (a) y diferentes energías de pulso (Cortesía del Grupo de Microprocesado de Materiales con Láser)

Hemos indicado que en la base de este mecanismo de ablación están implicados procesos fuertemente no lineales con la intensidad o fluencia de los pulsos. Esto hace que al contrario que la ablación convencional con láser, el proceso se desencadene de forma brusca cuando ese parámetro alcanza un valor denominado umbral. Esa es la razón de que el procedimiento sea a su vez tan preciso desde el punto de vista espacial pues, una vez conocido ese valor umbral para un determinado material, el control de la intensidad sobre la superficie del material permite determinar las zonas que se desean ablacionar dejando el resto del material prácticamente inalterado (Figura 31).

Como la dentina tiene un enorme porcentaje de agua, se puede ejercer la ablación mucho mejor que el esmalte; más aún en la dentina cariada donde el porcentaje de agua es superior como también las proporciones orgánicas.

No obstante y como ya se ha descrito anteriormente, el empleo de este láser requiere de la irrigación simultánea del tejido para mitigar el incremento de temperatura que produce la acumulación de pulsos en la zona tratada al aplicarlo en los tejidos duros dentarios (Dostalova y cols., 1996; Cavalcanti y cols., 2003; Attrill y cols., 2004) y en consecuencia, la aparición de microfracturas (Boehm y cols., 1977; Anic y cols., 1992; Sandford y Walsh, 1994; Cox y cols., 1994); así como para favorecer la continuidad del proceso de ablación al retirar el material fundido y resolidificado, o redepositado de la zona de procesado, que podría

entorpecer la absorción de la radiación por la dentina intacta.

Este efecto indeseado, sumado al tiempo que se tarda en realizar la preparación cavitaria, que es comparativamente mayor que el empleado con las técnicas convencionales, hace que no sea un método ideal para la preparación de la dentina y nos anime a buscar nuevos procedimientos que resuelvan dichos inconvenientes.

Aplicaciones del láser de Er:YAG en Odontología

En los últimos años hemos asistido a la irrupción del láser en el ámbito de la Odontología. El láser no es, sin embargo, nuevo en este campo; de hecho la Odontología no se ha mantenido ajena a los avances de la tecnología láser ya que los primeros estudios "in vitro" datan de la década de los años sesenta, pero no es hasta los inicios de los años ochenta cuando se empieza a utilizar el láser en la práctica clínica odontológica⁶³.

Desde la fabricación del primer láser de rubí en 1960 por Theodore Maiman, la Odontología intentó aplicar dicho avance tecnológico en su área de conocimiento.

En 1964, año en que se comienza a utilizar el primer láser de uso médico, el Journal of Dental Research publica un artículo sobre el efecto del láser sobre el esmalte y la dentina dental⁶⁵. Al año siguiente, Sognnaes y Stern continuaron sus trabajos de investigación sobre la utilización del láser en Odontología vaporizando lesiones cariosas con láser de rubí. En sus estudios se pudo observar la mayor resistencia a la disolución por ácidos del esmalte en los dientes que habían sido tratados con láser^{66,67}.

Las investigaciones sobre el uso del láser en el área de conocimiento de la Odontología se fueron sucediendo hasta que en 1988 se celebró el 1º Congreso de Láser en Odontología en Tokyo (Japón) presidido por el profesor Hajime Yamamoto y se fundó la ISLD (International Society of Laser Dentistry)⁶⁸ que en la actualidad se denomina World Federation of Laser Dentistry (WFLD). Sin embargo, no es hasta mayo de 1990, cuando se inicia realmente la aplicación clínica del láser en Odontología al autorizar la FDA (Food and Drug Administration) un láser pulsado de Nd:YAG (Neodimio- Itrio- Aluminio-Granate) para ciru-

gía intraoral en tejidos blandos. Desarrollado por Myers y Myers, es reconocido como el primer láser diseñado específicamente para su uso odontológico.⁶⁹

Actualmente los avances técnicos y científicos se suceden rápidamente, se investigan nuevos tipos de láseres con propiedades y aplicaciones distintas de las que utilizamos, pudiendo ampliar su gama de indicaciones y aplicaciones terapéuticas posibles⁷⁰. La tecnología láser es un campo tan dinámico que lo que era un adelanto de laboratorio hace uno o dos años puede haberse convertido ahora, en un producto comercial de uso clínico habitual. Los láseres de CO₂; Nd:YAG; Er:YAG; Ho:YAG; Er,Cr:YSGG y los láseres de diodo están hoy disponibles para su aplicación en las distintas especialidades odontológicas.

El láser de Er:YAG tiene distintas aplicaciones en Odontología que van desde la cirugía del hueso (Rupprecht y cols., 2003) y los tejidos blandos (Rizoiu y cols., 1996) hasta el acondicionamiento y la realización de cavidades en los tejidos duros dentales (Tabla 4), pasando por la desinfección de bolsas periodontales (Schwarz y cols., 2003) y conductos radiculares debido a su efecto bactericida (Mehl y cols., 1999).

Láser de ER:YAG para realización de cavidades

Debido a que en este estudio se investiga el efecto de los láseres en la ablación de la dentina, en este apartado nos centraremos en dicha aplicación. La Tabla 4 contiene un resumen de algunos artículos que aplican el láser de Er:YAG para la ablación de la dentina.

Una de las principales ventajas del láser de Er:YAG con respecto a la instrumentación mecánica es la posibilidad de realizar tratamientos de terapéutica dental sin la utilización de anestesia local (Hossain y cols., 1999). Para ello es muy importante el uso del spray de agua/aire, tanto para evitar el aumento de la temperatura que provocará dolor, como para favorecer la ablación de los tejidos duros dentales (Cavalcanti y cols., 2003; Attrill y cols., 2004; Colucci y cols., 2012).

Otra ventaja importante de estos láseres es que nos permiten ser más conservadores con la estructura dental ya que con el láser podemos realizar cavidades más pequeñas

que con el instrumental rotatorio (Eberhard y cols., 2008).

Numerosos estudios han descrito la morfología de la superficie dentinaria tras la irradiación con el láser de Er:YAG; esta superficie aparece rugosa, libre de barrillo dentinario y con los túbulos dentinarios abiertos. Además, se observan sobre la superficie dental signos de carbonización y fusión del material y fisuras en el tejido, como consecuencia del daño térmico producido por el aumento de la temperatura (Li y cols., 1992; Hossain y cols., 2003; Harashima y cols., 2005; Zhang y cols., 2011). Si bien la aparición de estos efectos térmicos difieren de unos autores a otros, debido a las distintas combinaciones de parámetros que pueden ser utilizados, parece necesaria la aplicación en todos los casos del spray de aire/agua para minimizar en gran medida este aumento de la temperatura (Hossain y cols., 1999; Cavalcanti y cols., 2003; Attrill y cols., 2004; Colucci y cols., 2012).

Adhesión a la Superficie de Dentina tratada con Láser de Er:Yag

Los resultados existentes en la literatura sobre las fuerzas de adhesión a la superficie dental tratada con láser de Er:YAG son contradictorios (Tabla 5). Mientras que algunos autores obtienen valores de adhesión iguales o superiores a los obtenidos con el instrumental rotatorio (Manhães y cols., 2005; De Carvalho y cols., 2008; Da Silva y cols., 2011; Jiang y cols., 2013), otros obtienen un empeoramiento de la eficacia adhesiva (Kameyama y cols., 2000; De Moor y cols., 2010; Shirani y cols., 2012; Koliniotou-Koumpia y cols., 2013; Davari y cols., 2013). A pesar de que la dentina aparece libre de barrillo dentinario y con los túbulos dentinarios abiertos (Brulat y cols., 2009), según Ceballos y cols. (2002), la dentina irradiada presenta una capa superficial que consiste en una superficie escamosa donde las fibras de colágeno aparecen completamente fundidas y vaporizadas. La presencia de esta capa impide la formación de la capa híbrida, dando lugar a valores de adhesión más bajos (Moretto y cols., 2012; De Oliveira y cols., 2013). A pesar de esta controversia, que puede deberse al amplio rango de parámetros utilizados en los distintos estudios y a la gran variedad de adhesivos disponibles actualmente, los investigadores han alcanzado un cierto grado de acuerdo en el hecho de aceptar que la irradiación de la dentina con láser de Er:YAG

Autor	Título	Año	Resultados y Conclusiones
Colucci y cols.	Effects of water flow on ablation rate and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation.	2012	El aumento de la irrigación con agua durante la irradiación disminuye las zonas de carbonización y las fisuras. Un flujo de agua de 2 ml/min mejora la habilidad de ablación del esmalte y la dentina y disminuye las alteraciones morfológicas de la superficie.
Zhang y cols.	Scanning electron microscopy was used to observe dentin morphology in primary and permanent teeth treated by erbium: yttrium-aluminum-garnet laser.	2011	La dentina irradiada con el láser de Er:YAG aparece libre de barrillo dentinario y con los túbulos dentinarios abiertos. Las fisuras aparecieron al aplicar el láser con una frecuencia de 10 Hz y una energía de 400 mJ.
Eberhard y cols.	Cavity size difference after caries removal by fluorescence controlled Er:YAG laser and by conventional bur treatment.	2008	La preparación cavitaria con el láser de Er:YAG permite una menor pérdida de dentina que cuando se utiliza instrumental rotatorio.
Harashima y cols.	Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers.	2005	Tanto el láser de Er,Cr:YSGG como el de Er:YAG permiten la ablación de los tejidos duros dentales. Las superficies obtenidas se presentan irregulares y rugosas y con los túbulos dentinarios abiertos.
Attrill y cols.	Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray.	2004	El láser de Er:YAG debe ser utilizado con spray de agua durante la preparación cavitaria con el fin de disminuir el aumento de la temperatura.
Cavalcanti y cols.	Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces.	2003	Las preparaciones con instrumental mecánico y con láser producen un aumento similar de la temperatura cuando se utiliza irrigación con agua. La irrigación con agua es esencial para prevenir aumentos de temperatura que puedan ser dañinos.
Hossain y cols.	A study on surface roughness and microleakage test in cavities prepared by Er:YAG laser irradiation and etched bur cavities.	2003	La superficie de la dentina irradiada con láser de Er:YAG se muestra como una superficie irregular, libre de barrillo dentinario y con los túbulos dentinarios abiertos. La rugosidad de la superficie incrementa tras la irradiación.
Autor	Título	Año	Resultados y Conclusiones
Hossain y cols.	Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist.	1999	La relación entre la profundidad de ablación de la dentina con el láser de Er:YAG y la energía utilizada fue casi lineal. La aplicación de un spray de agua durante la irradiación de la dentina redujo la profundidad de ablación y permitió reducir los signos de daño térmico en el tejido adyacente.
Li y cols.	Er:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates.	1992	Al irradiar la dentina con el láser de Er:YAG se observaron mínimos cambios térmicos al utilizar fluencias por debajo de 74 J/cm ² y una frecuencia de 5 Hz. La MEB mostró que la dentina irradiada con láser presentaba un aspecto irregular y serrado.

Tabla 4: Revisión bibliográfica de los artículos referentes a la aplicación del láser de Er:YAG sobre dentina.

Autor	Título	Año	Resultados y Conclusiones
Davari y cols.	Shear Bond Strength of an Etch-and-rinse Adhesive to Er:YAG Laser- and/or Phosphoric Acid-treated Dentin.	2013	Los valores de fuerza de adhesión obtenidos tras el tratamiento con láser o láser + ácido fueron inferiores a los obtenidos tras el grabado ácido.
De Oliveira y cols.	Analysis of the interfacial micromorphology and bond strength of adhesive systems to Er:YAG laser- irradiated dentin.	2013	En los especímenes tratados con Er:- YAG no se observó formación de la capa híbrida.
Jiang y cols.	Comparison of tensile bond strengths of four one-bottle self-etching adhesive systems with Er:YAG laser-irradiated dentin.	2013	El láser de Er:YAG no obtuvo diferencias significativas con el grupo control en los valores de fuerza adhesión obtenidos con los cuatro adhesivos de autograbado en un paso empleados en el estudio.
Kolinitou-Koumpia y cols.	Bonding of adhesives to Er:YAG laser-treated dentin.	2013	Los especímenes tratados con láser son menos receptivos a los procesos de adhesión que los tratados con fresa, independientemente del adhesivo. Los adhesivos de autograbado parece que interaccionan mejor con la dentina irradiada.
Shirani y cols.	Adhesion to Er:YAG laser and bur prepared root and crown dentine.	2012	El láser de Er:YAG afecta negativamente a la adhesión, al utilizar un adhesivo de grabado total y de autograbado en dos pasos, comparado con la técnica tradicional.
Da Silva y cols.	Shear bond strength of two adhesive systems bonded to Er:YAG laser-prepared dentin.	2011	No se observaron diferencias en la fuerzadeadhesionadentinapreparadacon fresa de diamante o con láser de Er:YAG.
Moretto y cols.	Effects of ultramorphological changes on adhesion to lased dentin-Scanning electron microscopy and transmission electron microscopy analysis.	2011	El láser de Er:YAG interacciona con el tejido duro dental irradiado y produce un patrón morfológico específico de dentina y fibras de colágeno que afecta negativamente a la adhesión del composite a la dentina.
Autor	Título	Año	Resultados y Conclusiones
De Moor y cols.	Laser-assisted cavity preparation and adhesion to erbium-lased tooth structure: part 2. present-day adhesion to erbium-lased tooth structure in permanent teeth.	2010	La irradiación del esmalte y la dentina con el láser de Er:YAG produce alteraciones en la estructura dental que afectan negativamente a la adhesión.
Brulat y cols.	Shear bond strength of self-etching adhesive systems to Er:YAG-laser-prepared dentin.	2009	La ausencia de barrillo tras la irradiación con Er:YAG no mejoró los valores de adhesión de los adhesivos de autograbado.
De Carvalho y cols.	Micro-shear bond strength of Er:YAG-laser-treated dentin.	2008	El láser de Er:YAG puede ser una alternativa para el tratamiento de la dentina previo a los procesos de adhesión.
Manhães y cols.	Influence of Er:YAG laser surface treatment and primer application methods on microtensile bond strength self-etching systems.	2005	El láser de Er:YAG y la fresa de diamante crean un barrillo dentinario diferente; sin embargo, la resistencia de la interfase dentina-resina es semejante.
Oliveira y cols.	Microtensile bond strength analysis of different adhesive systems and dentin prepa- red with high-speed and Er:YAG laser: a comparative study.	2005	El adhesivo de autograbado en dos pasos produjo fuerzas de adhesión más estables que el grabado total.
Ceballos y cols.	Bonding to Er:YAG-laser-treated dentin.	2002	El láser de Er:YAG crea sobre la dentina una superficie modificada que afecta negativamente a la adhesión.
Kameyama y cols.	Influence of different acid conditioners on the tensile bond strength of 4-META/ MMA-TBB resin to Er:YAG laser-irradiated bovine dentin.	2000	El efecto de los acondicionadores ácidos sobre las fuerzas de adhesión a la dentina dependen de si la ésta ha sido previamente irradiada o no.

Tabla 5: Revisión bibliográfica de los artículos referentes al estudio de las fuerzas de adhesión obtenidas tras la irradiación con láser de Er:YAG.

afecta negativamente a la eficacia adhesiva resina-dentina (Kameyama y cols., 2000; Ceballos y cols., 2002). Según algunos autores, los adhesivos de autograbado interaccionan mejor con la dentina irradiada (Oliveira y cols., 2005; Koliniotou-Koumpia y cols., 2013).

Uso de láseres en Argentina

Las investigaciones relacionadas con el láser en la Argentina comienzan poco tiempo después de que Maiman hiciera funcionar el primer láser de rubí. Desde 1959 existía en el departamento de física de La Facultad de Ciencias Exactas de la Universidad de Buenos Aires (UBA), el laboratorio de electrónica cuántica con gente que ya estaba en el tema. En 1962 Federico Wasterkamp, miembro de ese laboratorio, trae al país una barra de rubí y un grupo de alumnos comienzan a desarrollar y estudiar láseres de rubí y de Helio-Neón. En el mismo laboratorio se trabaja posteriormente en láseres moleculares de CO₂ y nitrógeno. Eran épocas de un fuerte desarrollo científico en la Argentina y particularmente en la Universidad.

Los potenciales usos militares del láser influyeron en la creación en 1964-del grupo láser del Centro de Investigaciones Científicas y Técnicas de las Fuerzas Armadas (CITEFA), cuyo primer director fue Juan T. D'Alessio, quien había estado trabajando en el tema en los Estados Unidos desde hacía un par de años.

El golpe de estado de junio de 1966 y la represión desatada sobre la universidad iniciada con la "noche de los bastones largos" significaron la destrucción del grupo de la UBA, donde esta actividad dejó de tener lugar.

Por otro lado, físicos formados en el departamento de física de la Universidad Nacional de la Plata, desarrollaron en esos años sus actividades de postgrado, trabajando principalmente en Suecia y Bélgica en temas relacionados con láseres gaseosos y espectroscopías láser, entre ellos, Mario Garavaglia constituye en 1966 junto a Mario Gallardo el Laboratorio de Espectroscopías, Óptica y Láser (LEOL) en el departamento de Física de la UNLP y Eduardo Quel, unos años después en 1973 se hace cargo del grupo láser de CITEFA. En 1977 se crea en La Plata, sobre la base del LEOL, el Centro de Investigaciones Ópticas (CIOp); y en 1980 el grupo láser CITEFA pasa

a constituirse en el Centro de Investigaciones en Láser y Aplicaciones (CEILAP).

Ha sido fundamentalmente en estos dos grupos, el de CITEFA y el de La Pata donde se han desarrollado principalmente, las actividades de investigación y desarrollo en láseres realizadas en el país. Allí, a pesar de las dificultades presupuestarias y los problemas de la Universidad, se formaron la mayoría de los investigadores, profesionales y técnicos con los que la Argentina cuenta en el área láser.

Un relevamiento reciente realizado por la Asociación Física Argentina (AFA), muestra que en la actualidad (1992) los grupos de investigación más importantes vinculados con el láser y sus aplicaciones en la Argentina son:

- El Centro de Investigaciones Ópticas (CIOp) de La Plata.
- El Centro de Investigaciones en Láseres y Aplicaciones (CEILAP), en Villa Martelli, Provincia de Buenos Aires.
- El Laboratorio de Pulsos Ultracortos, División Física del Sólido y el Grupo de Óptica y Técnicas Láser (INEND), ambos dependientes de la Comisión Nacional de Energía Atómica, en la Capital.
- El Instituto de Física "Arroyo Seco" de la Universidad Nacional del Centro de la Provincia de Buenos Aires, en Tandil.
- El Laboratorio de Láser de la Facultad de Ingeniería de la UBA, en la Capital.

Existen además otros grupos de investigación que trabajan con láseres en diversas aplicaciones en óptica, en fisicoquímica y en el estudio de materiales. Se encuentran en las principales Universidades e Institutos de investigación del país y particularmente en Buenos Aires, Córdoba, San Luis, Tucumán, Rosario, Río Cuarto, Salta y La Plata.

Cerca de cien profesionales trabajan actualmente en nuestro país en temas que involucran al láser. La AFA posee además un área denominada fotofísica que organiza reuniones de trabajo y coordina actividades en temas relacionados con el láser y sus aplicaciones.

Estos grupos realizan investigaciones científicas, tecnológicas y aplicaciones en temas tales como: desarrollo y estudio de láseres; física atómica y molecular; métodos y técnicas ópticas con láser; estudio de propiedades

ópticas de materiales, moléculas y sistemas de interés biológico; análisis de procesos fisicoquímicos; generación de pulsos de luz ultracortos, espectroscopías láser y nuevas técnicas de medición.

Algunos ejemplos de trabajos realizados y del esfuerzo por transferir a la sociedad productos y resultados que contribuyan a mejorar la calidad de vida son: desarrollo y construcción de bisturíes láser, desarrollo de métodos de medición e instrumental para la industria siderúrgica, trabajos de alienación de grandes turbinas, ensayos no destructivos en centrales nucleares y controles de calidad aplicados a la industria naval.

Otro campo muy activo de aplicaciones médicas, área donde están instalados la mayoría de los láseres que existen en el país.

Si se exceptúan los láseres de He-Ne y los láseres de diodo, ya que es imposible de evaluar su número, hay funcionando en el país más de 500 láseres (CO₂, Nd-YAG, argón, excímeros). Más del 60% dedicados a aplicaciones médicas; entre un 30% y un 40% dedicado a aplicaciones militares, poco más del 5% en investigación y unos pocos instalados en la industria, en discotecas y en espectáculos de luz y sonido.

Más del 50% de estos láseres dedicados a medicina se utilizan en Oftalmología, el resto en cirugía y unos pocos en Dermatología.

En el área militar la mayoría son láseres de Nd-YAG instalados en telémetros para transportes blindados y en sistemas de guiado de proyectiles.

Algunos láseres de CO₂ utilizados para trabajos de corte y soldadura se encuentran funcionando en aplicaciones industriales.

Hay además una gran variedad de instrumentos ópticos, teodolitos y sistemas de alienación que tienen incorporados láseres de HE-NE, como por ejemplo el empleado en la construcción del túnel subfluvial de Santa Fe-Paraná.

Naturalmente hay miles de díodos láseres instalados en sistemas de impresión, fotocopadores y cosas por el estilo.

Se construyen en el país láseres de potencia de CO₂, de Nd-YAG, de N₂, de colorantes y bisturíes láser.

El resto es historia actual, con el advenimiento de los láseres de diodo, de los KTP, de los láseres de excimeros, de los de Alexandrita, quedo una puerta abierta hacia el futuro.

CAPÍTULO

04

Microscopía Confocal

Introducción

En odontología al igual que en diversas ramas de la medicina, el microscopio electrónico de barrido (MEB) es una herramienta muy útil para observar la morfología de las superficies y los efectos producidos en los diferentes tejidos. Sin embargo, procedimientos adicionales son requeridos para observar las interfaces existentes tanto a nivel dental, como aquellas formadas entre el órgano dentario y los materiales dentales. Por eso, realizando un repaso de la historia de la microscopia pretendemos llegar a valorizar en el contexto odontológico la implementación de nuevas tecnologías como la Microscopia Confocal de campo lejano.

La visión clásica que se tiene de un microscopio es la de un instrumento que está limitado a estudiar objetos que son demasiado pequeños para ser observados a simple vista. Pero, realmente es uno de los desarrollos más relevantes e importantes en la historia de la ciencia con aplicaciones que van desde la medicina y biología hasta la nanociencia.

El primer tipo de microscopio que se inventó fue el microscopio óptico en 1610, probablemente por Zacharias Jansen, aunque también se le suele atribuir a Galileo. Desde entonces la evolución en el campo de la microscopía ha sido espectacular.

Basándose en los avances de la mecánica cuántica, Max Knoll y Ernst Ruska desarrollaron en 1931 el microscopio electrónico de transmisión (T.E.M.) que utiliza un haz de elec-

trones en lugar de luz para enfocar la muestra consiguiendo aumentos de 100.000 X. Posteriormente, en 1942 se desarrolla el microscopio electrónico de barrido (SEM). A principios de los años 80, Binning y Rohrer [Binning 82] revolucionaron la ciencia de superficies con la invención del microscopio de efecto túnel, STM (Scanning Tunneling Microscopy).

El principio de funcionamiento de este sistema es radicalmente distinto a los casos anteriores (cuya resolución está limitada por la longitud de onda de la sonda empleada; luz en el caso del microscopio óptico y electrones en los electrónicos) permitiendo resolver imágenes de átomos individuales. A grandes rasgos, el principio de esta microscopía es muy simple: consiste en colocar con mucha precisión una punta afilada a muy poca distancia de la muestra, del orden de 0.5 nm., y medir en cada caso una magnitud física fuertemente dependiente de la distancia entre ambos, que en el caso del STM es la corriente túnel que circula entre punta y muestra.

La invención de la microscopía de efecto túnel posibilitó el desarrollo de las llamadas Microscopías de Campo Cercano (SPM, Scanning Probe Microscopy). Así aparecieron, entre otros, el Microscopio Óptico de Barrido (SNOM) y el Microscopio de Fuerzas (SFM, Scanning Force Microscopy) entre los que destacan el AFM* (microscopio de fuerzas atómicas) y el MFM (microscopio de fuerzas magnéticas) que surgió en 1987 como una variante del primero para aprovechar todo

el potencial de esta técnica en el campo del magnetismo [Sáenz 87], [Martín 87].

En los últimos años se han producido avances relevantes en el campo de la microscopía. La microscopía confocal (Figura 32) es una técnica relativamente nueva que ha venido creciendo a pasos agigantados en los últimos años, logrando excelentes resultados en diversas ramas de la ciencia (medicina, biología, materiales, geología, etc.), esto, debido a las ventajas que ofrece frente a la microscopía óptica convencional.

Este microscopio ofrece como características esenciales:

- Imágenes con mayor nitidez y contraste
- Mayor resolución
- Imágenes que permiten un estudio tridimensional de las muestras

El principio de operación del microscopio se basa en eliminar la luz reflejada de los planos fuera de foco. Se ilumina cierta área del objeto y sólo se captura el haz de luz reflejado que proviene del plano focal, eliminándose los haces procedentes de los planos ya sean

superiores o inferiores.

La luz procedente del láser pasa a través del divisor de haz, y con la lente objetivo es enfocada en un punto del objeto.

La luz reflejada por el punto iluminado vuelve por el mismo camino óptico y es transmitida por el divisor de haz hacia el sistema confocal el cual se encarga de proyectarla sobre el fotodetector. El diafragma o apertura circular (Pinhole) se encarga de eliminar los haces de luz que provienen de la zona fuera de foco, logrando así una mejor claridad y resolución de la imagen, sobre todo en muestras que tienen diferentes grosores o índices de refracción.

El sistema de detección de la intensidad de luz reflejada por el objeto, utiliza un fotodiodo y un amplificador de transimpedancia (convertidor de corriente a voltaje), la conversión analógica-digital de esta señal, se realiza por medio de una tarjeta de adquisición de datos de National Instruments.

Tanto la digitalización de la imagen, como el control de los movimientos X-Y de la platina y Z del objetivo, la realiza la PC, utilizando el software LabView.

Figura 32. Diagrama a bloques

Antecedentes

Historia de la Microscopía

Un microscopio (palabra griega que significa "para ver lo pequeño"), es un instrumento óptico (conjunto de una o varias lentes) que permite ver objetos muy pequeños o detalles estructurales imposibles de distinguir a simple vista (figuras 33 y 34), debido a que éstos están por debajo del poder de resolución del ojo humano.

En la antigüedad se sabía que los materiales curvos transparentes y las esferas de cristal llenas de agua aumentaban el tamaño de los objetos, sin embargo aún no contaban con los medios tecnológicos y científicos para comprender y hacer uso de tal fenómeno, y así poder desarrollar una tecnología en su beneficio⁴.

Fue en el siglo XVII cuando se iniciaron las primeras experiencias con piezas de vidrio en

forma de lenteja, dándoles por ello el nombre de lentes. Con éstos observaban un aumento en la imagen de los objetos, fenómeno que fue muy apreciado por diversos comerciantes, tales como joyeros y mercaderes de tejido con la finalidad de observar la calidad de los productos. Fue Galileo Galilei (1564-1662) el primero a quien se le acreditó el uso científico de las lentes al hacer observaciones astronómicas.⁴¹⁴

Entre los años de 1591 y 1608, el físico holandés Zacharias Jensen construyó el primer microscopio compuesto, constituido por varias lentes que permitieron corregir las aberraciones esférica y cromática. En la figura 35 se muestra este microscopio que consistía de un lente objetivo convexo y un ocular cóncavo.

Johannes Kepler (1571-1630) diseñó un microscopio compuesto en que el objetivo y el ocular eran del tipo convexo⁸.

Figura 33. Insecto visto a simple vista

Figura 34. Insecto visto a través de una lente

Figura 35. Microscopio de Zacharias Jensen

Figura 36. Microscopio de Leeuwenhoek

Figura 37. Microscopio de Hook

Figura 38. Microscopio acromático de Lister

Anthony van Leeuwenhoek (1632-1723), trabajando en un negocio de tejidos, se interesó por el aspecto que tenían las telas cuando las veía bajo aumento y comenzó a trabajar en el tallado de los vidrios para mejorar las imágenes que observaba, logrando amplificar hasta 270 veces; de esta manera pudo observar diversos tipos de materiales como: musgos, leche, agua, abejas, etc., siendo el primero en observar (año 1675) los infusorios (microorganismos observados en aguas estancadas). La figura 36 muestra su microscopio.

Uno de los descubrimientos más importantes en la historia de observación biológica y médica se produce en 1665, cuando el médico inglés, Robert Hook, utilizando un microscopio óptico rudimentario (figura 37), reportó que todos los seres vivos están formados por unidades estructurales de vida a las que llamó "celdas" o "células".

Con el desarrollo de la teoría de la óptica, Christian Huygens (1629-1695), construyó instrumentos mucho más poderosos que los de Galileo, obteniendo imágenes más nítidas con un nuevo método de pulido de lentes.⁵¹⁴

A diferencia del microscopio de Kepler que consistía en una lente simple plano-convexa, el ocular de Huygens tenía dos lentes plano-convexas, una de mayor diámetro y distancia focal o lente de campo y una segunda de menor diámetro y de distancia focal igual a la mitad de la lente de campo, llamada "lente de ojo".

La microscopía fue perfeccionándose muy lentamente, uno de los defectos de los primeros microscopios era que sus lentes descomponían la luz blanca en los colores que la constituyen. Los objetos pequeños se veían rodeados de anillos de color (aberración cromática) que impedían observar con claridad los detalles.

Alrededor de 1820 se perfeccionaron cuando Joseph Jackson Lister, diseñó un microscopio acromático capaz de eliminar los anillos de color que limitaban la claridad de la imagen. La figura 38 muestra este microscopio.

Carl Zeiss y Ernst Abbe, lograron producir microscopios de gran calidad, gracias a la aplicación de la teoría de formación de imágenes de Abbe, diseñando por primera vez un microscopio basado en cálculos matemáticos y conocimientos de óptica geométrica. Sus microscopios presentaban problemas al tratar de observar muestras transparentes a la luz visible, como es el caso de algunos seres vivos.

En el año 1935, Fritz Zernike desarrolló el Microscopio de Contraste de Fase, apoyándose en la teoría de que las células absorben poca luz, tienen diversos espesores y diversos índices de refracción en sus partes, provocando las diferencias de fase de las ondas de luz que pasan a través de ellas. La fase de un haz de luz no se ve a la vista (apenas se ve

Figura 39. Microscopio de Contraste de fase

Figura 40. Microscopio Confocal, marca Olympus

Figura 41. Microscopio Electrónico de Transmisión

la intensidad, no la fase). Zernike calculó la manera de hacer que las diferencias de fase se observaran en la imagen como diferencias en la intensidad, logrando así, visualizar detalles que no eran posibles apreciar en un microscopio convencional⁸. La figura 39 muestra su microscopio.

El principio de la microscopía confocal fue dado a conocer por Minsk en 1957, aunque los primeros microscopios basados en esta técnica demostraron su validez hasta 1968, gracias a los trabajos de Petran y colaboradores⁸.

Su mayor aceptación tuvo lugar hasta hace unos pocos años con el desarrollo de los láseres y equipos de cómputo. El éxito de este microscopio se debe a las ventajas que ofrece frente a la microscopía óptica convencional: imágenes de mayor nitidez y contraste, mayor resolución vertical y horizontal, posibilidad de obtener imágenes que permiten su estudio en 3D.³⁹⁶

La microscopía confocal es una técnica relativamente nueva que está logrando excelentes resultados en diversas ramas de la ciencia (medicina, biología, materiales, geología, etc.). La figura 40 muestra un microscopio Confocal comercial.

El desarrollo de la microscopía óptica fue un pilar fundamental del conocimiento a principios del siglo XVII de aquello invisible a la vista del ser humano; sin embargo, su límite de resolución de aproximadamente un micrómetro, ya no fue posible mejorarlo debido al factor limitante de la longitud de onda de la luz (450-640 nm).

Fue hasta el año de 1931 cuando se alcanzó a obtener, con la ayuda de otra generación de microscopios, una resolución 1000 veces mayor que la de un microscopio óptico; a ésta generación se le conoce como Microscopía Electrónica y fueron los físicos Max Knoll y Ernst Ruska en Alemania, quienes dieron a conocer el Microscopio electrónico de transmisión (TEM). La figura 41 muestra un TEM comercial.

Posteriormente, en el año 1938, Manfred Von Ardenne construyó el primer Microscopio Electrónico de Barrido (SEM) y comercialmente distribuido hasta 1965. La figura 42 muestra en SEM comercial.

Por su capacidad de proporcionar información morfológica, topográfica, química, cristalina, eléctrica y magnética de los materiales, la microscopía electrónica se ha convertido en herramienta indispensable en el estudio de la física de estado sólido, ciencia de materiales, electrónica, polímeros, metales, textiles, biología, medicina, etc., ya que alcanzan un poder de resolución de hasta 0.1 nm en un TEM y 1.5 nm en un SEM.

La diferencia principal entre microscopía electrónica y óptica es el uso de un haz de electrones en lugar de luz para enfocar la muestra, consiguiendo aumentos de hasta

Figura 42. Microscopio Electrónico de Barrido, marca Zeiss modelo Supra-40

Figura 43. Microscopio de Fuerza Atómica, Agilent modelo 5500

Figura 44: Muestra el principio básico de los microscopios ópticos

2x106 veces.

El Microscopio de barrido por tunelaje (STM) fue desarrollado en 1981 por Gerd Benning y Heinrich Rohrer, logrando imágenes de superficies metálicas a escala atómica. Este tipo de microscopios, surge como una excelente alternativa adicional para los microscopios ópticos, esto, debido a las capacidades de barrer o escanear muestras de mayor tamaño longitudinal (plano X-Y) con un alto poder de resolución.

Se utilizan básicamente para el estudio de materiales conductores y su nombre se debe a que se utiliza el efecto túnel (Mecánica Cuántica) para generar la imagen, además, en los STM la punta piezoeléctrica detectora y el metal a analizar están separados por vacío, así los electrones no tienen la suficiente energía para escapar a través del vacío, pero puede haber intercambio de electrones entre ambos metales por efecto túnel si éstos se encuentran suficientemente próximos.

En 1985, Benning y Rohrer desarrollaron el Microscopio de Fuerza Atómica (AFM); que es un instrumento mecano-óptico capaz de detectar fuerzas del orden de los nm.

Al analizar una muestra, se registran las diferencias de altura entre el objeto de estudio y una punta cristalina de forma piramidal acoplada a un soporte microscópico, muy sensible al efecto de las fuerzas y de sólo unos 200 μm de longitud. La figura 43 muestra en AFM comercial.

La fuerza atómica es detectada cuando la punta está muy próxima a la superficie de la muestra, entonces es posible registrar la pequeña flexión del soporte mediante un haz láser reflejado en su parte posterior.⁴⁹⁸

Un sistema auxiliar piezoeléctrico desplaza la muestra en 3D, mientras que la punta recorre la superficie. Todos los movimientos son controlados a través de una computadora, la resolución del microscopio es alrededor de 0.2 nm, y la pantalla de visualización permite distinguir detalles en la superficie de la muestra con una amplificación de varios millones de veces.

Tipos de Microscopios

Existen dos parámetros importantes que se deben tomar en cuenta cuando se habla de microscopía:

- **La amplificación** (capacidad de aumentar el tamaño de una imagen).
- **La resolución** (capacidad de producir una imagen nítida, o la capacidad del instrumento para dar imágenes bien definidas de puntos situados muy cerca uno del otro).

Los microscopios se clasifican, dependiendo de la fuente de radiación (luz o electrones) que utilizan para iluminar la

muestra, básicamente en dos grupos:

- Microscopios Ópticos, utilizan luz. (Figura 44)
- Microscopios Electrónicos, utilizan electrones. (Figura 45)

Se pueden mencionar los siguientes tipos dentro del grupo de Microscopios Ópticos:

- Campo claro
- Contraste de fase
- Diferencial de contraste de interferencia
- Campo oscuro
- Ultra Violeta (UV)
- Polarización o Petrográfico
- Campo brillante con tinción
- Campo cercano
- Invertido
- Fluorescencia
- Láser: Lámpara de mercurio y Confocal

En la figura 45 se muestra el principio básico de los microscopios electrónicos, de los cuales, se pueden mencionar los siguientes tipos:

- Microscopio electrónico de transmisión (TEM)
- Microscopio electrónico de barrido (SEM)
- Microscopio electrónico de barrido y transmisión

Microscopía Confocal

La microscopía láser confocal es una nueva técnica de observación microscópica que está logrando excelentes resultados en diversas ramas de la ciencia (medicina, biología, materiales, geología, etc.).

El concepto de imagen confocal fue patentado por Marvin Minsky en 1957 y los primeros microscopios basados en esta técnica que demostraron su validez fueron descritos por Petran 1968. La microscopía confocal es un método diagnóstico no invasivo que se encuentra englobado dentro de la microscopía óptica, concretamente de la microscopía de fluorescencia.

Un microscopio confocal es básicamente un microscopio óptico que incluye una fuente de luz láser y un sistema electrónico que ayuda a la captación de imágenes.

Gracias a ello se consigue, por un lado, un aumento en la resolución y por otro, la obtención de imágenes de secciones ópticas extremadamente finas, eliminando así la interferencia que produce la luz que llega de los diferentes campos ópticos de todo el grosor de la muestra a estudio, consiguiendo así que el enfoque se realice sobre un único plano (confocal). Por ello y debido a que las imágenes obtenidas son imágenes digitales, se pueden obtener aumentos superiores a la microscopía óptica.

Figura 45: Muestra el principio básico de los microscopios electrónicos

Figura 46a. Esquema del principio de la microscopía confocal. La luz procedente de los puntos fuera del plano focal es eliminado por el diafragma o pinhole

Figura 46b. Principio de los Microscopios Confocales Carl Zeiss

En la microscopía confocal se reconocen estructuras en las que la luz emitida o reflejada por una muestra es concentrada en un solo plano focal y se superpone a toda la luz que no procede de ese plano. En un barrido puntual confocal, las lentes del microscopio enfocan el haz de luz sobre un solo punto del objeto (el punto focal). Después, el haz explora la superficie del objeto punto por punto y genera la imagen barrida.

El principio básico de operación del microscopio confocal, radica en la capacidad de eliminar la luz reflejada por el objeto de los planos fuera de foco, logrando así, mejorar la relación señal/ruido (S/N) de la imagen. Se ilumina cierta área de la muestra y con la ayuda de un diafragma o apertura, sólo se captura el haz de luz reflejado que proviene del plano focal del objetivo, eliminándose los haces procedentes de los planos ya sean superiores o inferiores. Así pues, el microscopio se basa en eliminar el "velo o sombras", que generan las regiones que se encuentran fuera del plano de foco.

Debido a que la cantidad de luz que incide sobre la muestra es muy pequeña, es necesario utilizar fuentes de iluminación con mucha energía, es por eso que la fuente de luz que se utiliza es la de un láser. El haz de luz se hace pasar por un colimador e incide en un divisor de haz, para enfocarlo posteriormente sobre la muestra utilizando el objetivo del microscopio.

La luz reflejada por la muestra es recolectada por el mismo objetivo y proyectada nuevamente sobre el divisor de haz, la cual es enfocada por una lente al centro de un pinhole, proyectándose directamente hasta el fotodetector.

La luz que incide fuera del plano focal (a menor o mayor profundidad en la muestra), incidirá por delante o por detrás del pinhole.

La figura 46 muestra en esquema general del principio de operación de uno de los microscopios confocales desarrollado por Zeiss.

El detector puede estar constituido por un fotodiodo o por un fotomultiplicador que sólo recibe la luz de un punto de la muestra. De esta forma, el microscopio confocal permite observar sólo un punto de la muestra en cada momento, a diferencia del microscopio convencional con el que se puede ver una zona mayor de la muestra. Así pues, la imagen completa de la muestra sólo se consigue mediante la exploración punto por punto de ésta, para lo cual debe desplazarse ya sea el punto luminoso o la muestra. Ambas posibilidades han conducido al desarrollo de dos tipos diferentes de microscopios confocales:⁵⁰¹

•**Slit Scanning Confocal Microscope (SSCM).** Se emplea un haz de láser fijo y la preparación se rastrea mediante la utilización de una platina motorizada en el microscopio.

•**Laser Scanning Confocal Microscope (LSCM).** En este caso el barrido se realiza moviendo el haz de láser, gracias a unos espejos galvanométricos que permiten modificar el punto de incidencia del haz de láser.

Además, existen otros sistemas de multi-haz, que incluyen:

Disc Scanning Confocal Microscope (DSCM) y el **Tandem Scanning Confocal Microscope (TSCM).** En estos casos el pinhole de detección es sustituido por un disco giratorio con cientos de aperturas agrupadas en pares (disco de nipkow), lo que permite barrer la muestra con múltiples puntos de luz simultáneamente. En los microscopios con platina móvil (barrido en etapas), la platina con la muestra se desplaza un poco tras cada exposición, mientras que el sistema óptico permanece fijo.

En los microscopios con técnica de rayo o de espejo, el punto luminoso se desplaza sobre la muestra que se encuentra fija y la recorre punto por punto con ayuda del movimiento oscilatorio de un pequeño espejo.

La adquisición de una secuencia de "cortes ópticos" de la muestra como grupo de imágenes y su procesamiento digital, tiene la ventaja de que esta serie de datos de varias dimensiones permite generar tanto una imagen bidimensional como una representación en 3D de la muestra en una computadora.

La distinción fundamental entre la microscopía óptica convencional y la microscopía óptica confocal es la manera en la cual se produce la imagen.

Resolución Óptica

El término resolución hace referencia a la capacidad de distinguir entre los detalles más precisos de una muestra.

En un microscopio ideal, el sistema óptico estaría libre de todo tipo de aberraciones, por lo que en éste instrumento hipotético, la resolución estaría limitada únicamente por la difracción.

La resolución puede definirse como la distancia mínima entre dos puntos de una muestra, donde dichos puntos pueden verse siempre como puntos separados (criterio de Rayleigh), a partir de éste límite, ambos puntos se fusionan entre

sí (es decir, los aros de difracción se superponen de forma parcial o total) y no pueden distinguirse como dos puntos independientes.

Esta distancia se calcula a partir del tamaño de una imagen de difracción de un punto minúsculo de la muestra. Se puede decir que la resolución óptica, corresponde al radio del primer mínimo de esta imagen de difracción, y esto a su vez, depende de la apertura numérica (NA) del objetivo y del condensador.

Dado que la apertura numérica básicamente es una medida del diámetro de la apertura comparada con la distancia focal de la lente, ésta relación indica el poder de resolución de la lente.

De acuerdo con la teoría de imágenes de difracción en 3D, se tienen dos tipos de resolución óptica, una para las imágenes que se encuentran en el plano focal (plano xy) y la otra para las imágenes que se encuentran ya sea antes o después del primer plano focal (desplazamiento en el eje z), esta teoría, establece que la resolución óptica a lo largo del eje Z alcanza aproximadamente la mitad de la resolución óptica del plano focal.

La resolución de barrido se refiere a la nitidez de enfoque, la cual está determinada por el número y el tamaño del píxel, esto es, a mayor número de píxeles, mayor el formato de barrido seleccionado, de esta manera, resulta más fácil distinguir entre dos objetos próximos entre sí. La resolución de barrido está limitada por el poder resolutivo óptico máximo.³³⁹

Detección

La formación de imágenes confocales, es decir, la medición de las características ópticas de cantidades muy pequeñas de una muestra, no está limitada únicamente por la calidad óptica del microscopio, existen también otras limitaciones como son:

- El hecho de que las muestras continuas se miden (debido a la toma de puntos y al procesamiento digital) sólo en pequeñas cantidades individuales de la muestra.
- La exactitud con la que se definen estas pequeñas cantidades, que se determina mediante el mecanismo de barrido.
- La potencia de la fuente de luz (láser) en

relación con el potencial de reflexión de la muestra.

- La sensibilidad y el ruido del fotodetector. El fotodetector es un componente clave del microscopio confocal, debido a su elevada relación entre señal y nivel de ruido.

Edición y Cuantificación de la Imagen

En los primeros microscopios confocales, el fotodetector estaba conectado a un osciloscopio con fosforescencia y la imagen se mostraba de la forma en que se producía el barrido, actualmente, primero se procesa digitalmente la señal del fotodetector y después se presenta en el monitor de una computadora.

Debido a la digitalización de la señal, existe la posibilidad de modificar la imagen adquirida de diferentes formas, tales como:

- Incremento del contraste en la imagen.
- Doble exposición de imágenes en experimentos.
- Filtro digital para la ampliación de los bordes, el alisado, la eliminación de interferencias, etc.
- Reconstrucción de vistas en 3D con ayuda de los cortes ópticos adquiridos en grupos de imágenes.
- Presentación de videos digitales mediante las series temporales tomadas con el microscopio.

Este tipo de edición de imágenes no incrementa la calidad de los datos adquiridos, sin embargo, permite mejorar la imagen visual y facilitar la interpretación cualitativa de los datos.

Fuente Luminosa

El láser se adapta como fuente luminosa de forma excepcional a la microscopía confocal, debido a sus propiedades de radiación, como monocromaticidad, coherencia y direccionalidad.

Cabe señalar que la propiedad de direccionalidad es el factor más importante para determinar el uso del haz de luz del láser, ya que la radiación que sale del láser, es en una sola dirección, y se dispersa con un ángulo de divergencia definido, teniendo una dispersión angular tan pequeña, que el haz de luz es casi un haz paralelo que se mueve en la misma dirección del espacio.

Debido a que el láser casi genera un haz de luz con una sola longitud de onda, y que sus haces son prácticamente paralelos, resulta muy sencillo enfocar el haz.

Se sabe que durante la operación del láser, su intensidad sufre ligeras variaciones, pero en términos generales se puede decir que su intensidad es muy estable, resultando un factor que cobra especial importancia para las mediciones cuantitativas.

Funcionamiento General

La imagen que genera el microscopio confocal es simplemente un "pequeño punto" de la muestra, es por eso que para obtener una imagen completa, es necesario mover el punto de iluminación sobre toda la muestra, e ir integrando esta información en una imagen única.

Para llevar a cabo esa tarea, es necesario utilizar un sistema que permita ya sea desplazar la muestra o bien mover el punto de iluminación, para poder barrer toda el área que se desea observar.

Para lograr una imagen bien definida, es necesario barrer de manera uniforme toda la muestra, y que tanto el haz de luz incidente en la muestra como su camino de retorno, estén perfectamente alineadas.

La Fluorescencia

Se denomina fluorescencia a la propiedad que tienen ciertas moléculas de -al absorber luz de una determinada longitud de onda- emitir luz en una longitud de onda superior.

La fluorescencia puede darse de forma natural en determinadas sustancias (clorofila, algunos tejidos frescos, etc.), denominándose fluorescencia primaria o autofluorescencia.

En otros casos, para que la muestra que queremos observar tenga fluorescencia es preciso teñirla con un marcador fluorescente, denominado fluorocromo. En este caso hablaríamos de fluorescencia secundaria.

Existen una gran cantidad de fluorocromos que permiten marcar de forma selectiva la mayoría de los componentes celulares y tisulares, ade-

Figura 47a. Rhodamina B

Figura 47b. Espectro de excitación y de emisión de un fluorocromo. El pico de excitación estaría en 488nm y el de emisión en 525nm.

más podemos asociarlos a proteínas o anticuerpos para estudiar funciones celulares.

Todos los fluorocromos vienen caracterizados por su espectro de excitación y su espectro de emisión (figura 47). El espectro de excitación es el rango de longitudes de onda en las que un fluorocromo absorbe luz, o lo que es el mismo es excitado. El espectro de emisión es el rango de longitudes de onda en las que un fluorocromo emite luz. Ambos espectros presentan dos picos que se corresponden con la máxima absorción y la máxima emisión. El fluorocromo utilizado en esta investigación es la Rhodamina B (Figura 48)

Transmitancia y Reflectancia

La transmitancia (%T) es la fracción de luz incidente, que pasa a través de una muestra y se determina con la ecuación 17.

$$\%T = \frac{4n_i n_t}{(n_i + n_t)^2} \times 100 \dots\dots\dots (17)$$

Figura 49. Ecuación 17

La reflectancia (%R) es la fracción de la luz incidente reflejada por una superficie y se determina con la ecuación 18.

$$\%R = \left(\frac{n_t - n_i}{n_t + n_i} \right)^2 \times 100 \dots\dots\dots (18)$$

Figura 50. Ecuación 18

La figura 3.14 muestra la relación entre estos dos parámetros.

Figura 51. Transmitancia y reflectancia

Donde:

n_i Índice de refracción en el aire ($n_i = 1$)

n_t Índice de refracción en el vidrio ($n_t = 1.5$)

Ventajas de la microscopía confocal

Las principales ventajas de la microscopía confocal frente a la microscopía óptica tradicional son las siguientes:

- **Mayor resolución.** Para un objetivo de inmersión en aceite con una apertura numérica de 1.4 y una longitud de onda de 442 nm es posible alcanzar resoluciones de 0.14 μm en horizontal y 0.23 μm en vertical (Wilson, 1990).

- **Mayor contraste.** Debido a que se elimina la luz procedente de las zonas fuera de foco.

- **Posibilidad de realizar secciones ópticas.** Variando el plano de enfoque el sistema es capaz de tomar imágenes a diferente profundidad. Lo que permite obtener información tridimensional de la muestra.

- **Análisis de imágenes.** Al obtenerse la imagen de modo electrónico es posible digitalizarla y aplicar sobre ella toda una serie de técnicas de análisis de imágenes como: realce de imágenes, para mejorar su calidad, combinación de imágenes para comparar cambios en el tiempo, medida de intensidades, medidas morfométricas, etc.

- **Reconstrucción 3D.** A partir de las secciones ópticas es posible aplicar técnicas de reconstrucción 3D que nos permitan visualizar las estructuras.

- **Imágenes multidimensionales.** El microscopio confocal nos permite estudiar imágenes en 2 y 3 dimensiones a lo largo del tiempo. Es posible programar el equipo para obtener imágenes durante un periodo de tiempo determinado.

- **Imágenes Lambda.** Si el equipo cuenta con un detector espectral podremos tomar imágenes a diferentes longitudes de onda (lambda scan) y a partir de ellas deducir el espectro de emisión de un fluorocromo determinado.

El sistema de barrido punto a punto (scan) utilizado en los microscopios confocales de tipo CLSM comporta una serie de ventajas

adicionales como son:

- Posibilidad de obtener imágenes perpendiculares al plano XY tomando la misma línea a diferentes profundidades.

- Fijar el láser sobre un punto o una pequeña zona de la muestra y tomar imágenes a diferentes tiempos para observar los efectos del láser sobre esa zona.

- Aumentar la resolución mediante zoom del área a barrer tomando mayor número de puntos en áreas más pequeñas.

La velocidad de formación de la imagen depende también del número de puntos que tomemos por imagen, así es mayor en imágenes de 512 x 512 píxeles que en imágenes de 1024 x 1024 píxeles.

Se denomina pixel (del inglés picture element) a cada uno de los puntos que forman la imagen.⁴⁸⁰⁻⁵²⁶

Aplicaciones de la microscopía confocal.

La microscopía confocal es muy útil para el estudio de muchos problemas en biología, permitiendo un nuevo conocimiento de la estructura celular y sus procesos.

Entre otras aplicaciones la microscopía confocal se utiliza en: estudios de estructura celular y citoesqueleto, medida de actividad intracelular (pH e iones), producción de reconstrucciones tridimensionales, etc.

Para trabajar con microscopía de fluorescencia, ya sea convencional o confocal, se ha de

tener en cuenta que la longitud de onda de la fuente de iluminación (el láser en el caso del confocal) se corresponda con la longitud de onda de excitación del fluorocromo utilizado.

La eficiencia es máxima cuando la longitud de onda del láser coincide con el pico del espectro de excitación del fluorocromo (figura 52).

Por lo tanto antes de decidirnos a utilizar un fluorocromo determinado debemos de estar seguros de que alguna de las líneas de láser de nuestro microscopio confocal coincide con su espectro de excitación. La intensidad de la señal fluorescente será mayor cuanto más próxima esté la línea del láser al pico de excitación del fluorocromo.

Imágenes teñidas con un marcador fluorescente (single labeling).

Imágenes de una muestra con autofluorescencia o que están teñidas con un único marcador fluorescente, visualizadas con microscopía confocal presentan una considerable mejora en relación a la misma imagen visualizada con microscopía de fluorescencia convencional.

Esta mejora es más evidente cuanto mayor es el espesor de la muestra a estudiar. En muestras con espesores inferiores a 10 micras apenas hay diferencia entre una imagen de fluorescencia y una imagen confocal, mientras que en una muestra de más de 20 micras la calidad de la imagen confocal es muy superior a la de la imagen de Fig. 52.

Figura 52. Espectros de excitación y emisión del fluorocromo Alexa 594 y diferencias en la intensidad del fluorocromo al ser excitado con un láser verde HeNe de 543 nm (imagen a) y HeNe de 594 nm (imagen b). (Imagen cortesía de Leica Microsystems).

Realización de secciones transversales (x-z).

Con el microscopio óptico siempre observamos la muestra en el plano X-Y. Una característica interesante del microscopio confocal es la posibilidad de realizar secciones transversales de la muestra que nos permiten observar como es su estructura interna sin necesidad de realizar complejas preparaciones.

Para realizar secciones transversales de calidad necesitamos contar con una platina motorizada de alta precisión que nos permita realizar desplazamientos verticales en intervalos muy pequeños, del orden de 0,2 micras.

Fijando el haz de barrido del láser en el punto en el que queremos realizar la sección y desplazando la muestra verticalmente iremos obteniendo un corte transversal de esa zona.

En la figura 53 se muestra un esquema de las diferentes secciones que podemos estudiar con el confocal (x,y) ó (x-z) y un ejemplo de secciones longitudinales y transversales de una fibra de pasta de celulosa (González-Río et al 1997).

Información tridimensional de la muestra.

Como se ha mencionado anteriormente una de las mayores ventajas de la microscopía confocal es la posibilidad de estudiar tridimensionalmente la muestra a partir de secciones ópticas de la misma.

Para ello, se fija la posición de barrido del microscopio en un extremo de la estructura a medir y se van tomando imágenes, corres-

pondientes a diferentes secciones de la misma, hasta llegar al otro extremo. La distancia entre secciones es de 5 μm .

Figura 53. Esquema de las diferentes secciones que podemos obtener con el microscopio confocal y ejemplo de una sección longitudinal (A) y seis secciones transversales (B) de una fibra de pasta de celulosa.

Fundamentos de la técnica. Implementaciones de campo lejano

Figura 54. Límite de resolución lateral

Iluminando toda la muestra:
_ x disco de Airy /magnificación lateral M
(Abbe)

Figura 55. Resolución axial del Confocal

El IX81 comienza con un diseño óptico de dos niveles y forma en V lo que permite imágenes claras con reflejos mínimos.

Este Microscopio dentro de la clasificación anterior se encuadraría en Óptico, Invertido y Fluorescencia.

Microscopio Olympus 3100 LEXT posee una definición de hasta 10nm y la posibilidad de trabajar en tres dimensiones, se lo clasifica dentro de los microscopios ópticos de campo cercano.

LEXT OLS3000/3100		
	Barrido Láser	Universal
Método de Observación	Láser	Láser Láser-DIC Nomarski Campo claro Campo oscuro DIC Nomarski
Cuerpo Principal - Iluminación	Láser LD de 408nm (Clase 2)	Láser LD de 408 nm (Clase 2) Lámpara halógena de 12V100W
Platina Z	Movimiento vertical - 70 mm Altura máxima de la muestra - 100 mm	
Portaobjetivos Giratorio Z	Distancia - 10 mm Resolución - 0.01 μ m	
Objetivo	5X. 10X. 20X. 50X. 100X	
Zoom Óptico	1X - 6X	
Aumentos Totales	120X - 14400X	
Campo de Visión	2560 X 2560 μ m - 21X21 μ m	
Platina	Platina Manual	100 X 100 mm
	Platina Motorizada	150 X 100 mm
Memoria de Cuadros	Intensidad	1024 X 1024 X 12 bits
	Altura	1024 X 1024 X 16 bits
Foco Automático	Tipo de reflejo láser	
Peso	56.9 Kg	57.5 Kg

Tabla 6. Características técnicas del microscopio Lext. OLS 3000 de Olympus.

CAPÍTULO

05

Adhesión

Adhesión

El tratamiento restaurador de los dientes se lleva a cabo, actualmente, gracias a la interacción entre la propia estructura dental y el material destinado a devolverle su integridad morfológica y funcional. Esto se consigue mediante la utilización de diversas sustancias químicas conocidas como sistemas adhesivos o adhesivos dentinarios.

Los sistemas adhesivos utilizados en Odontología tienen como objetivo conseguir la máxima resistencia en la unión entre los materiales utilizados en la restauración y la estructura dental remanente. La adhesión entre el material restaurador y el propio sustrato del diente empezó a considerarse y a tener verdadera importancia en la práctica de la odontología restauradora como resultado de los trabajos de Buonocore en 1955.

Este autor describió los principios físicos en los que se basaba el aumento de la fuerza de adhesión de algunos materiales primero sobre esmalte dental y posteriormente sobre dentina¹. Hasta entonces se utilizaba como únicas opciones para restaurar la función y la forma de las piezas dentales, la retención mecánica y el ajuste del material.

Concepto de adhesión

A pesar de que el término adhesión puede resultar confuso, porque su significado se interpreta de manera diferente según el ámbito de utilización, de manera amplia se puede definir **adhesión** como la propiedad de la ma-

teria por la cual dos sustancias o sustratos, de naturaleza similar o diferente, se mantienen unidos sin separarse cuando se ponen en contacto entre sí.

Esta unión se consigue y se mantiene básicamente a través de dos tipos de mecanismos¹¹:

a) Mecánico o físico: Este mecanismo de adhesión también se conoce como sistema de traba mecánica, y se logra a través de los efectos geométricos y estructurales entre los sustratos adherentes. Es el más elemental de los sistemas y la traba puede lograrse a nivel macroscópico o microscópico según la magnitud de las irregularidades creadas en las superficies de contacto.

b) Específico o Químico: Se consigue mediante la atracción de los átomos y/o moléculas entre dos o más sustratos, a través de enlaces iónicos, covalentes y enlaces secundarios como podrían ser las fuerzas de Van der Waals, las fuerzas polares, los puentes de hidrógeno, la quelación o las fuerzas de dispersión.

En Odontología suele utilizarse con relativa frecuencia el término adhesión para hacer referencia a uniones de tipo mecánico, que utilizan solamente micro-retención, sin que exista ninguna interacción química entre los sustratos.

Sin embargo, solo los mecanismos microscópicos y específicos pueden asegurar la integración estructural entre el diente y el

material restaurador y conseguir así todos los objetivos esperados de una perfecta adhesión, que pueden resumirse en:

- Evitar el desprendimiento del material,
- Conseguir un sellado marginal que evite filtración de sustancias y microorganismos (microfiltración) y,
- Asegurar un comportamiento mecánico entre ambos sustratos como si se tratase de una unidad estructural.

Factores que influyen sobre la adhesión.

Las características de los sustratos que van a unirse influyen en gran medida en el resultado final de adhesión. García Barbero y cols.¹² analizan las siguientes propiedades físicas, que consideran determinantes para conseguir buenos resultados en la adhesión:

Tensión superficial y energía superficial: Los átomos constituyentes de un cuerpo poseen fuerzas electrostáticas de atracción entre sí. Este fenómeno, hace que en el interior del sustrato exista una compensación de fuerzas, mientras que los átomos de la superficie solo mantienen sus fuerzas de atracción en el lado que contactan con otros átomos. Esta energía no contrarrestada en la porción superficial, se denomina tensión superficial o energía superficial, según se trate de líquidos o sólidos.

En gran parte de los sistemas de adhesión se utilizan líquidos para crear interfaces en la unión entre sólidos.

También, en odontología los adhesivos dentinarios son líquidos que ponen en relación dos sustratos sólidos: el diente y el material restaurador.

Para que haya adhesión entre un líquido y un sólido debe haber un íntimo contacto entre las dos superficies, y para ello, la tensión superficial del líquido debe ser menor que la energía libre del sólido¹³.

Humectancia: Es la capacidad de un líquido para mojar un sólido. Depende directamente de las energías superficiales de cada uno de los sustratos, ya que la tensión superficial tiende a mante-

ner el líquido en forma de gota, mientras que la energía superficial del sólido tiende a que se extienda. La humectancia se valora midiendo el ángulo de contacto que forma la tangente a la gota con la superficie del sólido. Cuanto mayor es este ángulo, menos extendida está la gota y, por tanto, menor es la humectancia¹⁴.

Capilaridad: Fenómeno que se observa al contactar un líquido con un tubo de pequeño diámetro, que tiende a introducirse por él. También está directamente relacionado con la tensión superficial¹⁵. Cuanto más baja sea ésta, mayor será la tendencia a introducirse por el capilar.

Otros autores¹⁶ consideran además la viscosidad y la temperatura como factores que influirán en los ya mencionados. La viscosidad condiciona la fluidez del material; una baja viscosidad permite una mejor fluidez y adaptación del material¹⁷.

La temperatura disminuye la viscosidad y aumenta la tensión superficial.

Sustratos de la Adhesión

Por norma general los sustratos de la adhesión en Odontología son:

- La superficie del diente.
- El propio sistema adhesivo.
- El material restaurador.

La superficie del diente

La superficie del diente que sirve como sustrato de adhesión casi siempre forma parte de la corona por ser esta la parte del diente que precisa restaurarse. La porción coronaria dental no es uniforme y su diferenciación anatómica en esmalte y dentina le confiere propiedades distintas.

Adhesión al esmalte

La adhesión a la superficie coronaria recubierta de esmalte es uno de los problemas mejor resueltos en la Odontología moderna. Con la descripción de la técnica de grabado ácido (Buonocuore, 1955) y el descubrimiento posterior de las primeras resinas fluidas (Bowen 1961), se configuró un sistema de fijación de tal eficacia que se sigue considerando, con pocas modificaciones, uno de los pilares del

éxito de la odontología conservadora actual. El efecto que persigue el grabado ácido sobre el esmalte se basa en la modificación de la estructura de los prismas.

Así se consiguen unos microporos que aumentan la retención. Las anfractuosidades que se crean, aumentan la superficie de contacto unas 2.000 veces y elevan la energía superficial a más del doble de la que tiene el esmalte sin grabar¹⁸.

A pesar de estos efectos que favorecen la unión, la adhesión al esmalte puede verse modificada por los siguientes factores:

Tipo de ácido: Desde el inicio de la técnica se utilizó el ácido ortofosfórico.

La utilización de otros ácidos (maléico, cítrico, propiónico, nítrico y clorhídrico) produce diferentes patrones de grabado que hasta la actualidad no han mejorado el efecto del ortofosfórico sobre el esmalte.

Concentración del ácido: La concentración del ácido influye en la descalcificación de los prismas del esmalte. Si es baja no consigue configurar adecuadamente los microporos y es demasiado alta los destruye en exceso. Se considera ideal la concentración de ácido ortofosfórico entre 35 y 37 %.

Tiempo de aplicación: Tiene relación inversa con la concentración. Para el ácido ortofosfórico al 35%, el tiempo suele ser 15 segundos. Sin embargo, puede variar en función del fabricante o del tipo de superficie.

Estructura del esmalte: El esmalte intacto, suele ser más resistente al ataque ácido que el que ha sido cortado. El corte de los prismas, que depende a su vez de la disposición en la corona del diente, mejora el grabado. Cuando el ácido ataca las cabezas de los prismas produce una descalcificación mayor en el centro que en la periferia y crea microporos altamente retentivos. El ataque a prismas cortados longitudinalmente crea erosiones lacunares mucho menos efectivas.

Adhesión a la dentina

La adhesión a la dentina sigue siendo el principal punto de interés de los sistemas adhesivos, habida cuenta que se constatan nume-

rosas variables no controladas que pueden influir negativamente en el proceso y la hacen muy sensible a la técnica usada por cada investigador. Por ello y por ser el sustrato dental objeto de este trabajo, conviene detallar sus características histológicas y las de su composición química con el fin de establecer estrategias de control de dichas variables.

La dentina constituye el volumen principal del diente, proporcionándole la forma y la rigidez necesaria para la masticación eficaz. En la corona está cubierta por el esmalte y en la raíz por el cemento.

La unión que establece la dentina con el esmalte (unión amelo-dentinaria), a nivel de la corona anatómica del diente es, desde el punto de vista histológico, festoneada e interdigitada, mientras que la que se establece con el cemento a nivel de la raíz (unión cemento-dentinaria), es mucho más nítida. A su vez, la dentina recubre y alberga a la pulpa dental en la cámara pulpar y en los conductos radiculares. La pulpa y la dentina deben considerarse como una unidad funcional y de desarrollo: el llamado complejo dentino-pulpar o pulpo-dental, porque comparten origen embrionario común a partir de la papila dental.

La formación de la dentina se inicia por un grupo de células especializadas denominadas odontoblastos, las cuales se diferencian de la papila dental entre la octava y novena semana de vida fetal. Los odontoblastos son células de origen mesodérmico¹⁹, que al diferenciarse dejan de dividirse y producen matriz extracelular, formando un tejido no mineralizado llamado predentina, que se transformará en dentina tras el proceso de mineralización. Cuando estas células elaboran dentina toman una apariencia alargada en forma de columna²⁰.

Desde el punto de vista de su formación la dentina puede clasificarse en primaria, secundaria y terciaria.

Dentina primaria: La dentina primaria forma la mayor parte del diente y delimita la cámara pulpar de los dientes ya formados. Su capa externa, llamada dentina del manto, difiere del resto de la dentina primaria. Ésta es la primera capa de dentina formada por los odontoblastos recientemente diferencia-

dos. Tiene unas 20 micras de ancho y posee una matriz orgánica compuesta por sustancia fundamental y fibrillas colágenas burdas empaquetadas laxamente. Esta matriz es ligeramente menos mineralizada que el resto de la dentina primaria, que en algunas ocasiones se denomina dentina circumpulpar²⁰.

Dentina secundaria: La dentina secundaria es la que se produce después que se ha completado la formación de la raíz del diente. Su deposición es mucho más lenta que la deposición de la dentina primaria, pero su producción continúa durante toda la vida del diente. La distribución de los túbulos en esta dentina es ligeramente menos regular que en la dentina primaria y el límite entre ambas se manifiesta por un cambio en la dirección de los túbulos dentinarios. Como resultado de la continua deposición, el volumen de la pulpa comienza a hacerse más pequeño progresivamente con la edad.

Dentina terciaria: La dentina terciaria también se conoce como dentina reparativa, reactiva, irregular o patológica. Puede deformar la cámara pulpar en los sitios donde existe una noxa o estímulo localizado en un intento por aislar la pulpa de la zona afectada. También se puede producir como reacción a estímulos nocivos tales como caries o los procesos dentales de reparación. Esta dentina es más amorfa, menos tubular y ligeramente menos regular que la dentina primaria. Es hipomineralizada, presentando áreas de hipermineralización.

Propiedades físicas de la dentina

La dentina tiene un color blanco amarillento que depende de su grado de mineralización, de la vitalidad de la pulpa, de la edad del diente y de la presencia o no de pigmentos endógenos o exógenos. Es algo más dura que el cemento y el hueso pero menos que el esmalte y es muy permeable al estar atravesada por conductos llamados túbulos dentinarios. La densidad y tamaño de sus túbulos varía según la zona anatómica analizada.

Una de las principales propiedades físicas de la dentina es la elasticidad que compensa la rigidez del esmalte y así amortigua los impactos de los movimientos masticatorios. Su módulo elástico está asociado al contenido de minerales, así como la porosidad de la estructura²¹. Las propiedades micro mecánicas combinación de dureza y elasticidad de la

dentina, desempeñan papeles importantes en la distribución de la tensión cuando las fuerzas de masticación se aplican también sobre el material de relleno del diente restaurado²².

El espesor de la dentina es variable dependiendo de la pieza dental. En los incisivos inferiores es mínimo (1-1.5 mm), mientras que es máximo en caninos y molares (3mm). En un mismo diente también se aprecian variaciones de espesor siendo máximo en los bordes incisales y cuspídeos, y menor en la raíz²³.

Composición de la dentina

En relación al esmalte, la dentina aumenta su contenido en materia orgánica y agua (70% materia inorgánica, un 18% materia orgánica y un 12% agua).

Tiene una baja energía superficial y es de naturaleza hidrofílica, ya que en su estructura hay una gran cantidad de túbulos que pueden actuar como capilares. Sin embargo, en el interior de dichos túbulos ocupados parcialmente por las prolongaciones citoplasmáticas de los odontoblastos, hay fluido dentinario que tiene un flujo permanente y constante hacia el exterior y ejerce una determinada presión que puede condicionar el proceso de adhesión alterando la posibilidad de penetración de la resina en su interior²⁴. Es importante recordar que el número y diámetro de los túbulos disminuye a medida que la dentina se aleja de la cámara pulpar²⁵.

La dentina tiene dos componentes básicos:

1. Matriz mineralizada formada principalmente por una matriz orgánica de fibras colágenas mineralizada con cristales inorgánicos de hidroxiapatita.

2. Conductos o túbulos dentinarios que alojan en su interior los procesos o prolongaciones odontoblásticas.

Matriz mineralizada

La materia inorgánica que constituye la matriz está formada principalmente por hidroxiapatita en forma de cristales laminares más pequeños que los del esmalte que se orientan paralelos a las fibras de colágeno. También contiene flúor, carbonatos, fosfatos amorfs, sulfatos, Cu, Zn, Fe, Mg²⁶.

El componente orgánico está formado por

colágeno tipo I, pequeñas cantidades de colágenos tipos III, IV, V, VI, otras proteínas estructurales como glicoproteínas y proteoglicanos e iones orgánicos como el lactato y el citrato.

El colágeno Tipo I que supone aproximadamente el 90% de la fase orgánica de la dentina, es un heterotrímero (triple hélice) formado por dos cadenas idénticas $\alpha 1$ y una cadena $\alpha 2$ (Figura 1), con cada uno de sus hilos compuestos de aproximadamente 20 aminoácidos, en los cuáles el tercer aminoácido es la glicina²⁷.

Los puntos reactivos en el colágeno son los grupos carboxilato y los grupos hidroxilo. Algunos residuos de hidroxiprolina de las moléculas de la triple hélice encadenan moléculas de hidrógeno creando una red de hidratación que conecta los residuos de hidroxiprolina y el hidrógeno de las moléculas de agua de la matriz de colágeno no desnaturalizada²⁸.

Las proteínas estructurales exclusivas de la dentina son la fosforina dentinaria, la proteína de la matriz dentinaria I y la sialoproteína dentinaria. Las dos primeras son segregadas por los odontoblastos y participan en el proceso de mineralización y la última, es segregada por los odontoblastos jóvenes y los preameloblastos, y participa en el desarrollo de los dientes²⁹.

Las fibras de colágeno tipo I representan la espina dorsal de la red de la dentina fibrilar orgánica. Los proteoglicanos tienen un papel fundamental en la estabilización del coláge-

no fibrilar. Junto a las fosfoproteínas representan los componentes principales de las proteínas no colágenas de la matriz orgánica³⁰.

Conductos o Túbulos dentinarios

Son pequeñas estructuras cilíndricas que atraviesan todo el espesor de la dentina desde la pulpa hasta la unión esmalte- dentina y cemento- dentina. Los túbulos miden desde 1 micra hasta 3 micras de diámetro a nivel de su extremo pulpar y contienen líquido de una composición similar a la del líquido extracelular. La pared del túbulo está formada por dentina tubular o peritubular que tiene unas características diferenciales respecto a la dentina intertubular. (Figura 57).

Cada túbulo está ocupado por una extensión protoplasmática de la célula odontoblástica. Existe un espacio entre la pared de los túbulos y el citoplasma, denominado espacio periodontoblástico que contiene líquido tisular.

El grosor de la pared de los túbulos así como su diámetro interno disminuyen desde su origen hasta su llegada al esmalte o cemento.

Los túbulos tienen una forma que varía dependiendo de la zona dental que examinemos:

- Trayecto doble curva en "S" itálica en la dentina coronaria.
- Trayecto recto en zonas cuspídeas e incisales.

Figura 56: Estructura del colágeno. La hélice del colágeno posee una estructura secundaria especial que sólo se encuentra en esta proteína. Tomado de Lehninger: Principles of Biochemistry. 3th ed. Nelson DL and Cox. Worth Publishers. 2000.

– Curva de convexidad apical en zonas radiculares.

– Rectos en ápice radicular.

Estas curvas son debidas al fenómeno de apiñamiento tubular que sucede durante la formación de la dentina ya que a medida que los odontoblastos producen sucesivas capas de dentina, la cámara pulpar se reduce y los cuerpos de los odontoblastos van siendo desplazados hacia el interior del diente mientras sus prolongaciones quedan dentro de los túbulos dentinarios. Este fenómeno se conoce como migración de los odontoblastos³¹.

Por la relación entre la superficie externa e interna, que es de 5:1, el trayecto de los túbulos se separa progresivamente, así cerca de la pulpa la densidad de los túbulos es del 80% y cerca del esmalte es del 4%.

La zona transparente que forma las paredes de los túbulos dentinales y se encuentra rodeando al proceso odontoblástico se llama dentina peritubular³².

El espesor de la pared es variable, siendo menor cerca de la pulpa y mayor cerca de la unión amelodentinaria. Con la edad se produce un fenómeno fisiológico de obliteración gradual de la luz del túbulo dentinario que se conoce con el nombre de esclerosis fisiológica. La esclerosis reduce la permeabili-

dad de la dentina y puede ayudar a prolongar la vitalidad de la pulpa³³.

La dentina situada entre la que rodea los túbulos **se conoce como dentina intertubular**³⁴, y constituye la mayor porción de dentina. Este tipo de dentina es menos mineralizada que la peritubular. Su contenido en matriz orgánica se acerca al 50% del volumen y consta de una red de fibras colágenas sobre las que se depositan cristales de apatita. Este tipo de dentina representa el principal producto de secreción de los odontoblastos³⁵. (Figura 57)

De todas las características y propiedades enunciadas se desprende que la dentina no es un tejido uniforme y que tanto el grado de mineralización como las condiciones de humedad, permeabilidad y el resto de los factores analizados lo convierten en un estrato muy variable y en principio, menos idóneo que el esmalte para la efectividad de los sistemas adhesivos.

Adhesivos Dentinarios

Los materiales de restauración dental son muy variados e incluyen metales, cerámicas y resinas. Las resinas compuestas han sustituido prácticamente a los metales (amalgamas e incrustaciones) en la odontología

Figura 57: Imagen de los túbulos dentinarios cortados transversalmente en una imagen de Microscopia electrónica de barrido (MEB). Se observa dentina peritubular e intertubular. MEB x3000 (Cortesía del Dr. Antoni J España Tost)

conservadora actual. Las propias resinas, junto a cerámicas de diversos tipos, llevan camino de sustituir, total o parcialmente, a los metales utilizados en prótesis fijas (coronas y puentes).

Todos estos materiales son de naturaleza distinta a la estructura dental en la que deben adherirse y por ello se han utilizado una serie de sustancias fluidas que mejoran las propiedades de ambos sustratos y favorecen la unión entre ellos. Estos compuestos, se agrupan bajo el nombre genérico de **adhesivos dentinarios o sistemas de adhesión** y se componen básicamente de resina fluida sin carga inorgánica. La primera de ellas fue el Bis-GMA desarrollado por Bowen³⁶.

La adhesión (Figura 58) no es una propiedad intrínseca de los sistemas adhesivos, sino la respuesta a un ensamblaje de cargas moleculares, que en Odontología se conocen como fuerzas de adhesión.

El adhesivo se interpone entre el diente y el material restaurador y provoca dos interfaces: una con el diente (entre la superficie de dentina y/o esmalte y el propio adhesivo) y otra con el material restaurador (entre el adhesivo y la Resina Compuesta y/o Metal y/o Cerámica).

La resina que va a adherirse a las estructuras dentarias tiene que tener una tensión superficial y unas características de humectancia, capilaridad y fluidez que favorezcan

esa unión. Para unirse a la dentina, donde el contenido de agua es elevado, deberán tener una cierta afinidad por el agua y ser por tanto, en lo posible, hidrofílicas. No hay que olvidar que estas resinas fluidas deberán unirse también a las resinas compuestas, y que por lo tanto, sus características deberán permitir de igual manera esa unión.

Composición de los adhesivos dentinarios

A pesar de que existen múltiples fabricantes de sistemas adhesivos, en el momento actual éstos están, básicamente, constituidos por los siguientes elementos¹².

1. Acondicionador de dentina. Es un tipo de ácido similar al que se usa también para grabar el esmalte. El más utilizado es el ácido ortofosfórico a concentraciones que pueden oscilar entre el 30 y el 40%. También se emplean otros, como el ácido cítrico o el maléico. Algunos adhesivos llevan el ácido mezclado con la resina y, en este caso, los ácidos empleados son el nítrico o el salicílico.⁶⁰⁻⁶²⁻⁷⁵

2. Resina hidrofílica. Las más utilizadas son el HEMA (hidroxietilmetacrilato), y el 4-META (4-metacriloetil trimetílico anhídrido) y el PMDM (P- dimetacrilato pirometílico ácido). Hay otras moléculas que utiliza cada fabricante. La gran variedad de ellas complica el conocimiento profundo en este terreno sea muy complicado.

Figura 58.

3. Resina hidrofóbica. Es una resina convencional, sin relleno, similar a la que se utilizaba desde siempre en la técnica de grabado de esmalte. Está compuesta por resina Bis-GMA y/o uretano dimetacrilato. Algunos adhesivos, con la intención de simplificar la técnica clínica, mezclan la resina hidrofóbica con la hidrofílica en un solo componente.⁶⁹

4. Solventes. Para facilitar su difusión por el entramado de colágeno las resinas van disueltas en un transportador. Los dos más empleados son el alcohol etílico y la acetona, si bien la tendencia actual es la de usar el agua para dicho fin. Ambos facilitan la penetración de la resina en un medio húmedo como es la dentina y se eliminan con facilidad, condición trascendental para el uso clínico.

5. Fotoiniciadores. Al igual que en las resinas compuestas, la fotopolimerización se pone en marcha por medio de moléculas de canforoquinona que lleva el adhesivo, cuando es fotopolimerizable. Téngase en cuenta que, para algunas de las aplicaciones de los adhesivos es preferible que sean autopolimerizables, como ocurre en el caso de amalgamas adheridas o de cementación con resinas.

6. Catalizadores. Algunos adhesivos incorporan un catalizador como TBB (Tributil Borano) necesario para alguna de las reacciones químicas que se van a poner en marcha.

7. Relleno inorgánico. Con la idea de fortalecer la interfase y de compensar la contracción de polimerización, algunos adhesivos incorporan pequeñas cantidades de micro relleno, que por lo general es vidrio o sílice coloidal. Los aspectos más importantes de la composición de los sistemas adhesivos tienen relación con el acondicionamiento del sustrato (en este caso la dentina), y la composición de las resinas hidrofílicas e hidrofóbicas que contienen (puntos 1, 2 y 3).

Por ser aspectos que tienen relación con los objetivos de este trabajo, profundizaremos en el análisis de los mismos.

Acondicionamiento de la dentina

El acondicionamiento de la dentina previo a la aplicación de los sistemas adhesivos ha sido uno de los cambios sustanciales en la evolución de los mismos.¹⁰²

Las diferentes estrategias encaminadas a conseguir mayores valores de adhesión a la dentina establecieron la clasificación de los adhesivos dentinarios por generaciones.

Sería necesario un trabajo exhaustivo para enumerar las características de cada una de ellas. Tan solo forma parte de los objetivos de este trabajo enumerar las características de las últimas generaciones de adhesivos, así como ciertos aspectos basados en los mecanismos de acción.

Algunas de las primeras generaciones de adhesivos dentinarios utilizaron el "smear layer" como soporte para adhesión.

El "smear layer" o barrillo dentinario es una capa de restos o residuos en la superficie dental cuando el diente es cortado con un instrumento rotatorio³⁷. Fue descrito por primera vez en 1970 por Eick and cols.⁹ Su composición básica es hidroxiapatita y colágeno alterado con una superficie externa formada por colágeno desnaturalizado³⁸.

Esta capa de restos no está fuertemente adherida a la dentina subyacente pero no se elimina con un simple lavado con spray de agua³⁹, por tanto conforman una capa sobre la dentina que bloquea la entrada de los túbulos dentinarios, reduciendo su permeabilidad⁴⁰. Como el "smear layer" constituye una verdadera barrera física, se debe disolver o hacer permeable para que los monómeros de los adhesivos puedan contactar con la superficie dentinaria directamente. (figura 59).

Su importancia en la adhesión ha sido y es discutida. Al principio fue considerado necesario como aislante frente a los materiales de obturación que se consideraban tóxicos para la pulpa. Después, se le atribuyó una parte de fracasos adhesivos e infecciones pulpares debido a su pobre unión en la dentina y al hecho de estar sistemáticamente contaminado por bacterias, por lo que se consideró más conveniente su eliminación.

Con el advenimiento de los adhesivos autograbantes, que cambian el concepto del acondicionamiento de la dentina, se cuestiona de nuevo su papel y su disolución parcial y la impregnación por resina vuelve a argumentarse como soporte físico de la adhesión. Alrededor del año 1990 los sistemas adhesi-

Figura 59: Imagen de microscopia electrónica del barrillo dentinario Smear layer MEB x3000 (Cortesía del Dr. Antoni J España Tost)

vos evolucionaron de tal manera que transformaron la odontología. Hasta entonces no habían conseguido una fuerza de unión suficiente y provocaban problemas de filtraciones y sensibilidad dental.

A partir de ciertas modificaciones en las técnicas y la composición de los agentes adhesivos se consiguió una fuerza de adhesión suficiente (entre 17 y 25 MPa) y una notable disminución de la sensibilidad postoperatoria en restauraciones con resina. Todo ello impulsó a muchos dentistas a remplazar el uso de las amalgamas de plata por resinas compuestas en obturaciones directas en los dientes posteriores.

La utilización de este grupo de adhesivos requiere que la dentina sea impregnada con un ácido (normalmente ácido ortofosfórico) en una técnica conocida como de "grabado total" preconizada por Fusayama en 1979⁴¹. Esta técnica remueve totalmente la capa de "smear layer" o barrillo dentinario producido por la ablación de la dentina mediante los procedimientos rotatorios o manuales convencionales. La remoción del "smear layer" aumenta la permeabilidad de la dentina al abrir los túbulos dentinarios y descalcifica la dentina peritubular e intertubular. La profundidad de la descalcificación está afectada por factores como el pH, la concentración, la

viscosidad y el tiempo de aplicación del grabador⁴².

Analicemos brevemente los efectos de grabado de la superficie de la dentina mediante ácidos:

•**Eliminación del "smear layer":** Esta eliminación puede ser parcial si se emplean ácidos débiles o fuertes a baja concentración. La técnica del grabado total persigue la eliminación completa del barrillo dentinario ya que los ácidos deben ser lo suficientemente fuertes para conseguir simultáneamente un buen grabado de esmalte. ¹¹³⁻¹³⁵⁻¹⁴²

•**Descalcificación de la dentina intertubular:** La profundidad de esta descalcificación se cifra en 3 ó 4 micras. No es conveniente que sea más profunda, porque la resina que va a infiltrar esa red de colágeno tiene una capacidad de penetración limitada. Si la descalcificación llegara más allá de lo que es capaz de penetrar la resina, quedaría una zona de resina débil debajo la restauración.

•**Descalcificación de la dentina peritubular:** La penetración del ácido en el interior del túbulo también descalcifica sus paredes. Generalmente la descalcificación que se produce en la profundidad del túbulo no es mayor de 4 ó 5 micras. El ataque ácido hace que la en-

trada del túbulo adopte una forma troncocónica en la que la red de colágeno está preparada para recibir a la resina y donde va a tener lugar una parte importante del fenómeno de la adhesión.

El empleo de ácidos demasiado fuertes, demasiado concentrados, o demasiado tiempo, tiene unos efectos negativos, el colágeno se desnaturaliza y se crea una descalcificación demasiado profunda que, a veces, deja un espacio vacío en la zona de transición entre la dentina grabada y la intacta.

La preparación de la dentina previa a la aplicación de los adhesivos sentó las bases de la teoría de hibridación avanzada por Nakabayashi y cols. en 1982⁴³.

La desmineralización ácida de la dentina superficial, elimina el "smear layer" y expone una red de fibrillas de colágeno que deja en su interior microporosidades intrafibrilares. Los monómeros de baja viscosidad se colocan sobre esta superficie difusa en la región desmineralizada y al polimerizar forman una zona de interdifusión dentina-resina conocida como capa híbrida⁴⁴. Esta capa híbrida es una mezcla ácido resistente de estructura dental y polimérica creando un compuesto resina/dentina⁴⁵.

La formación de la capa híbrida es, en la actualidad, el principal mecanismo de adhesión en la mayoría de los sistemas adhesivos⁴⁶, sin embargo no parece ser el único, ya que algunos refieren que la desproteinización de dentina desmineralizada rica en colágeno produce por sí misma una adhesión importante.

Esto indicaría que para algunos sistemas adhesivos, la presencia de la capa híbrida no es estrictamente necesaria para producir un mecanismo de adhesión⁴⁷.

Otro aspecto a considerar en la formación de la capa híbrida es la hidratación de la dentina. Mientras que los primeros sistemas recomendaban el secado con aire de la dentina después del acondicionamiento, este nuevo concepto se apoya en la hidratación de la dentina como un parámetro crítico para la adhesión efectiva.

El acondicionamiento ácido desmineraliza superficialmente la dentina produciendo la

eliminación del barrillo dentinario y dejando una superficie rica en fibras colágenas. El agua en la superficie ayuda a suspender las fibras de colágeno permitiendo espacio para la penetración de las resinas hidrofílicas.

La desecación excesiva de la superficie dentinal causa el colapso de la microestructura y crea una barrera que impide la penetración completa del "primer" hidrofílico, mientras que mantener la dentina húmeda crea espacios vacíos resultantes de una separación entre las fases de los componentes del "primer" que, inducen una emulsión de polimerización de la capa adhesiva.

Resinas Hidrofílicas

El grabado prepara la dentina para recibir la resina. Esta debe tener unas propiedades de fluidez, tensión superficial y afinidad por el agua que le permitan infiltrarse por el entramado de fibras de colágeno. Hasta que se introdujeron las resinas hidrofílicas, la adhesión a dentina siempre fue un fracaso.

La resina hidrofílica tapiza cualquier superficie, pero prácticamente no tiene espesor. Debe ser transportada por un disolvente de muy baja tensión superficial, con afinidad por el agua y que se evapore con facilidad. El alcohol y la acetona han sido los más utilizados, si bien las propiedades de la acetona parecen superiores.

Al aplicar este tipo de resina sin relleno se facilita el proceso de imprimación de la otra resina para que co-polimerice con ella, formándose una capa entremezclada con resina y colágeno llamada zona de resina reforzada, capa de resina infiltrada o capa híbrida⁴⁸.

Aunque existe una interacción química entre la resina, el colágeno y la hidroxiapatita, la adhesión fundamentalmente se produce por una unión micromecánica.

La naturaleza de la adhesión micromecánica se explica por la interdifusión de un adhesivo monómero, (como "4-metacriloyloxyethyl trimellitic acid" (4-MET) o el "acidic phosphate monomer" (MDP)) en los poros del colágeno desnaturalizado por el grabado de la superficie de la dentina. Otros monómeros como el metacrilato actúan como puente de adhesión entre la resina y los materiales de restauración.

La capa híbrida es por tanto un entramado del colágeno con la polimerización del monómero infiltrado. Sin embargo, no toda la zona de interfase que denominamos capa híbrida es homogénea; Van Meerbeeck y cols.⁴⁹ en 1993, describieron tres zonas:

•**Capa Superficial:** fundamentalmente su contenido es resina, con pocas estructuras diferenciadas.

•**Capa Intermedia:** es la verdadera capa híbrida donde se aprecian las fibras de colágeno perpendiculares a los túbulos y rodeadas de resina.

•**Capa Profunda:** donde se aprecia una zona menor de descalcificación, con muchos cristales de hidroxiapatita. Por debajo de ella hay dentina sin alterar, la resina no penetra hasta esta capa.

Resinas Hidrofóbicas

Las resinas clásicas son de naturaleza hidrófoba, sus propiedades no son suficientes para infiltrarse a través de la red de colágeno.

Las resinas hidrofóbicas son necesarias para dar estabilidad a la red de colágeno impregnada de resina hidrofílica, y para hacer de puente entre esta resina y la resina compuesta. Forman una capa gruesa por encima de la zona superficial de la capa híbrida y penetran por los túbulos cuya entrada ha sido tapizada, pero no obturada, por la resina hidrofílica.

En la zona troncocónica de la entrada de los túbulos se adapta muy bien a las paredes, ya que ahí se ha creado una capa híbrida. En el resto de túbulo la falta de adaptación es muy grande, debido a la gran contracción que sufre durante el proceso de polimerización. La profundidad de penetración depende del contenido del túbulo y de la presión intrapulpal. Aunque las penetraciones o "tags" sean

muy profundas, el papel que representan en la adhesión es pequeño.

En un estudio reciente, Malyk y cols⁵⁰ concluyen que con la aplicación de sistemas de grabado y secado los "tags" son más cortos, pero más densos y más completos que si los comparamos con los formados con sistemas adhesivos autograbantes de uno o dos pasos. La capa externa de la resina hidrófoba de la zona híbrida se va a unir a la resina compuesta o material de restauración cuyo contenido orgánico es de naturaleza muy similar, por tanto podemos considerar que la unión entre ambos es muy sólida y fuerte.

Clasificación de los Sistemas Adhesivos

En la actualidad, en vez de clasificar los adhesivos dentinarios por generaciones, es más útil hacerlo atendiendo a las estrategias de adhesión usadas en clínica. Van Meerbeek y cols. en el año 2003⁵¹, agruparon los sistemas adhesivos en tres grandes grupos:

A. Sistemas adhesivos de grabar y enjuagar. (ER) (Etch-and-rinse)

B. Sistemas adhesivos autograbantes (SE) (Self Etching).

C. Ionómeros de vidrio y adhesivos de ionómeros de vidrio

De estas tres categorías, los ionómeros de vidrio, tienen poca trascendencia para el presente estudio pero se mencionan sus características por estar incluidos en la anterior clasificación.

En la tabla 7 se muestra de manera gráfica la composición básica de los dos primeros grupos, el número de pasos para su aplicación en clínica y un esquema de sus componentes cuando se presentan juntos o separados.

Categoría	Técnica	Grabado	Imprimación	Agente
Lavar y Enjuagar	3 pasos	Acido fuerte	Primer	Adhesivo
	2 pasos	Acido fuerte	Primer y Adhesivo	
Autograbantes	2 pasos	Acido débil y Primer		Adhesivo
	1 paso	Acido débil + primer y adhesivo		

Tabla 7: Sistemas Adhesivos de lavar y enjuagar y sistemas autograbantes.

A. Sistemas adhesivos de grabar y enjuagar

Los adhesivos de grabar y enjuagar comprenden dos fases separadas. La configuración más común consiste en la aplicación de un ácido (la mayoría de las veces se trata de ácido ortofosfórico al 30-40%) y su posterior eliminación mediante lavado con spray de aire y agua (enjuagado). A continuación se aplica el "primer" y la resina adhesiva, dando como resultado una metodología en tres pasos¹⁴⁵. Una forma simplificada de este sistema se efectúa en dos pasos: grabado con ácido y enjuagado, y aplicación de una combinación de "primer" y resina adhesiva¹¹.

La característica diferencial de estos sistemas respecto a los de autograbado es la utilización de un ácido fuerte en esmalte y dentina (la técnica que se conoce como grabado total) que elimina por completo el barrillo dentinario. Previo a la aplicación del adhesivo debe eliminarse el agua, mediante spray de aire, pero sin realizar un secado excesivo de la dentina, que perjudique la eficacia del proceso adhesivo.

B. Sistemas adhesivos autograbantes

Están basados en la utilización de monómeros ácidos que no requieren enjuagado posterior a su aplicación, con lo cual a la vez que se acondicionan los tejidos se produce la introducción del "primer", de ahí su nombre de sistemas autograbantes. La estrategia comercial se centra en su facilidad de uso.

Este método elimina la fase de enjuagado, con lo cual no sólo se reduce el tiempo de aplicación del sistema a dos pasos sino que también se reduce el riesgo de cometer errores durante su manipulación.²⁴⁷

Atendiendo a la agresividad del pH ácido que contienen, existen básicamente, dos tipos de adhesivos autograbantes: fuertes y moderados³⁵².

•**Los autograbantes fuertes** poseen un pH muy ácido (< 1) y presentan un mecanismo de unión con una interfase muy parecida a la de los sistemas de grabar y enjuagar.

•**Los autograbantes moderados** (con un pH cercano a 2) disuelven parcialmente la superficie dentinal, de forma que permanecen numerosos cristales de hidroxiapatita en la capa

híbrida. Los carboxilos específicos de los monómeros funcionales pueden interactuar químicamente con la hidroxiapatita residual⁵³.

Los primeros sistemas adhesivos de autograbado que aparecieron en el mercado están compuestos por 2 soluciones, un "primer" que contiene el ácido y una resina de adhesión (2 pasos).

En los más recientes, los fabricantes han incorporado todos los componentes primordiales de un sistema adhesivo (ácido, "primer" y resina de adhesión) en un solo envase. Son sistemas de autograbado de un solo paso, también llamados "all-in-one"

B1. Sistemas Adhesivos Autograbantes de dos pasos

El primer paso consta de un imprimador y algún tipo de ácido débil en el mismo líquido que conjuntamente disuelven el barrillo dentinario tras ser aplicados. El imprimador incorpora parte del barrillo dentinario a su composición. En un segundo paso, se aplica una resina adhesiva.

Los adhesivos autograbantes producen un complejo híbrido que incluye una capa superior de "smear layer" infiltrado y una capa inferior de fibras de colágeno desmineralizadas e infiltradas, mezcladas con grupos calcio y fosfato provenientes de la desmineralización de la hidroxiapatita²⁵.

La utilización de estos sistemas adhesivos que los fabricantes sustentan en gran parte en su facilidad de uso, también aportan algunos argumentos nuevos que cuestionan el acondicionamiento previo de la dentina mediante ácidos fuertes.

Uno de ellos está relacionado con la eliminación por parte del grabado ácido, y su posterior lavado con agua, de los restos minerales contenidos en el barrillo dentinario que hacen posible la interacción química con el sistema adhesivo. Además, el lavado y su posterior secado colapsan en mayor o menor medida las fibras de colágeno impidiendo la penetración de los monómeros de los adhesivos.

Algunos estudios relacionan la exposición del colágeno desnudo por el ácido con un mayor riesgo de degradación hidrolítica a lo

largo del tiempo, por procesos enzimáticos. La mala penetración de monómero hace más frágil la capa híbrida y favorece las microfiltraciones. Otro argumento que cuestiona el grabado total y la utilización los sistemas adhesivos de lavar y enjuagar es el riesgo de sensibilidad dental, consecuencia de la permanencia de algunos túbulos dentinarios abiertos en los que no ha penetrado la resina. Algunos de estos detalles se muestran de manera gráfica en la figura 60.

B2. Sistemas Adhesivos Autograbantes de un solo paso

La solución de los Sistemas Adhesivos Autograbantes de un solo paso ("all-in- one") está compuesta por mezclas acuosas de monómeros ácidos funcionales, como el ácido ortofosfórico o ésteres del ácido carboxílico, con un pH tan bajo como el de los ácidos en gel. El agua es un componente esencial en estos autograbantes ya que participa en la ionización de la fracción ácida.

Debido a la alta concentración de agua que se requiere para la ionización de los monómeros ácidos de este tipo de soluciones, estos materiales son propensos a tener fallos de adhesión a largo plazo: una inadecuada penetración de la resina en los sustratos del

diente puede producir una degradación acelerada de la estructura de la interfase de adhesión. Para evitar estos inconvenientes e incrementar las fuerzas de adhesión algunos estudios proponen una **aplicación activa del adhesivo**, que consiste en frotar continuamente el adhesivo 15 a 20 segundos, seguido de una segunda capa después de un suave secado con aire y la fotopolimerización de la primera capa. Botta y cols⁵⁴ destacan el incremento de las fuerzas de adhesión cuando la aplicación del "primer" se produce de forma activa respecto de cuando ésta se realiza de forma pasiva (aplicación y chorreado con aire).

La utilización de estos dos tipos de sistemas de adhesión tiene ventajas y desventajas (ver la tabla de la tabla 8), por lo que deberían elegirse en función de la situación clínica.

C. Ionómeros de vidrio.

Los ionómeros de vidrio están considerados los únicos materiales de restauración que pueden autoadherirse a los tejidos dentales¹⁵⁵.

Con un corto pre-tratamiento con ácido polialquenoico se limpia la superficie del diente y se elimina el "smear layer", dejando expuestas las fibras de colágeno, aproximadamente entre 0,5 y 1 micra de profundidad; en este

Figura 60: Esquema de los efectos del grabado total sobre la dentina y sus posibles efectos. Tomada de GC Corporation. Japan 2009.

sentido, los componentes del ionómero de vidrio se difunden estableciendo una unión micromecánica siguiendo los principios de la hibridación⁵⁶.

Además, se obtiene unión química debido a la interacción iónica de los grupos carboxilo del ácido polialquenoico con los iones calcio de la hidroxiapatita que permanece sujeta a las fibras de colágeno. Esta adhesión química adicional puede resultar beneficiosa en términos de resistencia a la degradación hidrolítica.³⁹³

El adhesivo utilizado en nuestro estudio es del tipo fotoactivado de dos etapas de aplicación: ácido + primer/bond.

En conclusión, los trabajos consultados permiten afirmar que la adhesión en dentina es ligeramente inferior a la adhesión al esmalte, y eso se debe al hecho de que la técnica de adhesión al esmalte es menos crítica y tiene menor número de variables.

Los adhesivos fotoactivados de frasco único tienen una adhesión a la dentina inferior a la obtenida como los adhesivos de "primer y bond" separados.

Un adhesivo se lo considera eficiente cuando consigue formar una capa híbrida uniforme y continua; vale decir, sin fallas e interrupciones. Una capa híbrida con estas característi-

cas garantiza un total aislamiento de la pulpa del medio externo, lo cual puede percibirse clínicamente por la ausencia de sensibilidad post operatoria.

Podríamos resumir algunos conceptos de adhesión ya expuestos:

- La adhesión tanto en esmalte como en dentina es esencialmente mecánica.
- La adhesión en esmalte es superior a la adhesión en dentina.
- La adhesión a dentina superficial es mejor que a la profunda.
- La adhesión a dentina esclerótica es mas difícil.
- La adhesión a dentina es la misma, sea autocondicionador o con ácido fosfórico.
- En las resinas directas, el adhesivo se debe polimerizar antes de la resina.
- En restauraciones clase I, los adhesivos indicados son los fotoactivos y sin relleno.

	Ventajas	Inconvenientes
Lavar y enjuagar	<ul style="list-style-type: none"> • Alta resistencia en la unión al esmalte. 	<ul style="list-style-type: none"> • Alto riesgo de sensibilidad post operatoria. • Riesgo de micro-fracturas dentarias. • Baja resistencia en la unión a esmalte.
Autograbantes	<ul style="list-style-type: none"> • Facilidad de uso. • Reduce la sensibilidad post-operatoria. • Unión química a la dentina. 	<ul style="list-style-type: none"> • Riesgo de micro-fracturas en esmalte.

Tabla 8: Ventajas y desventajas de los sistemas adhesivos autograbantes de lavar y enjuagar (ER) (Etch-and-rinse) versus sistemas autograbantes (SE) (Self Etching).

CAPÍTULO

06

Bioseguridad

Aspectos legales y precauciones de seguridad en odontología asistida con láser

La protección legal del operador y las precauciones a ser adoptadas suponen una serie específica de consideraciones legales y administrativas. Los puntos que desarrollaremos para aclarar estos asuntos son los siguientes:

1. Control y manejo de los aparatos.
2. Redacción del consentimiento informado.
3. Adopción de protocolos terapéuticos estándares.
4. Documentación del trabajo realizado.
5. Estipulación de una buena póliza administrativa.

CONTROL Y MANEJO DE LOS APARATOS:

LÁSER COMO DISPOSITIVO MÉDICO-QUIRÚRGICO

Se define como dispositivo médico-quirúrgico cualquier aparato, instrumento, establecimiento, sustancia u otro producto destinado a los siguientes usos: diagnóstico, prevención, control, terapia de una enfermedad.

Naturalmente todos los dispositivos deben seguir criterios de tipo biológico, físico, químico y mecánico capaces de garantizar la salud de los operadores y los pacientes; en especial es importante que sean de segura utilización y que presenten confiabilidad durable para las necesidades para los cuales fueron proyectados.

La ausencia de estas características, causada por errores de proyección, producción, utilización y mantenimiento, plantea el problema de la responsabilidad en el caso de daños a personas derivados del uso del dispositivo.

La normativa que regula la fabricación de dispositivos médicos indica que las cuestiones esenciales que deben ser satisfechas para garantizar la seguridad de todos los dispositivos médicos en el respeto de la salud del paciente y la seguridad de los operadores. Establece además los requisitos esenciales que deben ser cubiertos por el

fabricante responsable con el fin de cumplir lo previsto por la ley.

Todos los dispositivos médicos deberán ser puestos en servicio junto con las instrucciones e informaciones necesarias para que el usuario pueda disponer de todas las advertencias de utilización así como de los peligros potenciales.

Las actividades de elaboración y comercialización de productos médicos se encuentran contempladas por la Ley 16463, el Decreto 9763/64, y MERCOSUR/GMC/RES. N° 40/00, incorporada al ordenamiento jurídico nacional por Disposición ANMAT N° 2318/02 (TO 2004). El resto de los requisitos esenciales garantiza el nivel mínimo de seguridad del dispositivo.

No obstante, la seguridad del producto no es como por lo general se piensa una seguridad absoluta, sino que es una seguridad estrechamente ligada con el destino específico de utilización del producto.

En efecto, lo dispuesto por el Ministerio de Salud de la Nación establece que la comercialización de los dispositivos es posible sólo si son adecuadamente instalados, adecuadamente mantenidos y utilizados según el uso para los que han sido destinados los dispositivos deben satisfacer los requisitos esenciales tomando en cuenta su destino.

Posteriormente, en cuanto al destino de su uso se sanciona que se trata del uso para el cual está destinado el dispositivo según las indicaciones proporcionadas por el fabricante en la etiqueta, en la hoja ilustrativa o en el material publicitario. De acuerdo con esto, las informaciones que el fabricante señala en la etiqueta, en la hoja ilustrativa y en el material publicitario son fundamentales para la adecuada utilización del dispositivo médico según el destino de su uso. Utilizar un dispositivo médico en forma diferente a su destino específico o en forma diferente con respecto a las instrucciones de uso es como utilizar un dispositivo fuera de lo indicado en la etiqueta; por lo tanto, no seguro.

Cuando se utiliza un láser de tipo médico es indispensable respetar las normas

que cada país tiene en vigencia en cuanto a su utilización. En la actualidad el ANMAT regula el uso de los láseres médicos.

Algunos casos de responsabilidad profesional son derivados del daño sufrido por el paciente de acuerdo con la selección de productos fuera de la norma establecida y por daños causados por materiales o aparatos en norma utilizados en forma diferente a las indicaciones y advertencias reportadas en la etiqueta.

Seguridad en el ámbito láser

Además de utilizar en forma adecuada los aparatos homologados, es necesario observar algunas normas para la protección del operador, sus colaboradores y los pacientes.

Las medidas de seguridad y los medios de control a ser adoptados en la utilización y en el perfeccionamiento de aparatos láser son especificados en las referencias legislativas emitidas por el Ministerio de Salud de la Nación, desde la Dirección de Radiofísica Sanitaria y en conjunto con el A.N.M.A.T. (Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica)

Mientras que en Europa se basan en las siguientes normativas vigentes:

- D.P.R. de 1955 no. 547: normas para la prevención de los accidentes laborales.
- D.P.R. de 1956 no. 303: normas generales de higiene en el trabajo.
- D.P.R. de 1996 no. 459: reglamento para las normativas 89/392/CEE, reglamentación técnica sobre la seguridad de las máquinas.
- Norma CEI-EN 60825/1 y 1381G: seguridad de los sistemas láser.
- Norma CEI 76 fascículo 3850R de 1998: guía para la utilización de los láseres para los laboratorios de investigación.
- Norma europea CEI EN 60825 de 2003: clasificación de los aparatos, prescripción y guía para el utilizador.

No todos los láseres presentan la misma peligrosidad, lo cual depende de la potencia.

Con este fin existe una clasificación que diferencia los láseres en cinco clases:

LÁSER de CLASE 1: el haz de este tipo de dispositivo es considerado inocuo debido a que la radiación emitida está siempre por debajo de los estándares máximos permitidos. Su potencia no alcanza la MPE (*Maximum Permissible Exposition*, exposición máxima permitida) para los ojos. Forman parte de esta clase los lectores de y CD- ROM.

LÁSER de CLASE 2: los láseres de esta clase pueden emitir radiación peligrosa, pero su potencia es tan baja como para resultar de alguna manera dañina sólo en caso de exposición directa y prolongada, es decir, por un tiempo superior a los 0,25 segundos. Son los láseres que operan sólo en el campo de lo visible (400-700 nm), con una potencia máxima de 1 mW, en modalidad continua. Por ejemplo, los lectores de códigos de barra.

LÁSER de CLASE 3A: son los láseres de potencia media y constituyen un peligro si son enfocados sobre el ojo mediante instrumentos que amplifican o concentran el haz óptico (binóculos, microscopios). Operan en el campo de lo visible y tienen una potencia máxima de 5 mW, en modalidad continua. Por ejemplo, los apuntadores láser utilizados en las conferencias.

LÁSER de CLASE 3B: son láseres de potencia media y son peligrosos para los ojos no protegidos si son observados directamente. Operan con potencias comprendidas entre los 5 mW y los 500 mW, en modalidad continua, con longitud de onda superior a 315 nm.

LÁSER de CLASE 4: son láseres de potencia superior a 0,5 Watt y pueden dañar los ojos no sólo por exposición directa sino también por reflexión. Constituyen un peligro también para la piel y pueden actuar sobre determinados materiales liberando sustancias nocivas o causando incendios.

Los láseres pueden lesionar los tejidos por efecto térmico, acústico y fotoquímico.

TÉRMICO: los efectos térmicos son la causa principal de los daños tisulares por láser.

La energía de la radiación es absorbida por el tejido y convertida en calor. La magnitud del daño térmico varía de acuerdo con la sensibilidad térmica del tejido. Los efectos pueden ir desde el eritema hasta una quemadura.

Los factores que influyen en el daño térmico son: cantidad del tejido involucrado, longitud de onda de la radiación, energía utilizada y tiempo de exposición.

ACÚSTICO: algunos tipos de láser pueden causar una vaporización localizada en los tejidos que a su vez puede generar ondas sonoras que, al propagarse, atraviesan el tejido, causando la ruptura.

FOTOQUÍMICO: la luz láser puede modificar la estructura química de las células y alterar, por lo tanto, el tejido.

Los órganos principalmente expuestos a la posible acción peligrosa son los ojos y, en menor medida, la epidermis.

Efectos legales y precauciones de seguridad en odontología asistida con láser

EFFECTOS SOBRE LOS OJOS

El ojo es seguramente el órgano más vulnerable con respecto a la luz láser y es posible lograr diferentes tipos de daños, a saber: daños a la retina de naturaleza fotoquímica, alteraciones de la retina caracterizadas por pequeñas condensaciones de pigmento, discromías, efectos cataratógenos de origen fotoquímico y térmico, fotoqueratoconjuntivitis, quemaduras de la córnea. Los mayores daños para la estructura ocular se obtienen con longitudes de onda que van desde lo visible al cercano infrarrojo (400-1400 nm) debido a la acción focalizante sobre la retina por parte del cristalino.

La barrera instintiva del cierre del párpado a esta luz (se produce en 0,25 segundos) en la mayoría de los casos no constituye una protección segura.

La porción del espectro electromagnético relacionada con los láseres es denominada porción óptima del espectro y se divide en tres bandas: infrarroja, ultravioleta y visible.

- Infrarroja (780 nm-1 mm), con la distinción entre IR-A (780-1400 nm) e IR-B y C (1400 nm - 1 mm).
- Ultravioleta (200-400 nm), con la distinción entre UV-A (315-400 nm), y UV-b y C (200-315 nm).
- Visible (400-780 nm).

Las estructuras anatómicas del ojo susceptibles a daño por radiación láser son la córnea, el cristalino, el iris y la retina.

Longitudes de onda comprendidas en la luz visible y en los IR-A se transmiten a través de la córnea y son absorbidas por la retina. Por lo tanto, el intervalo comprendido entre 400 nm y 1400 nm es definido como la zona de peligro para la retina.

Los UV-A son absorbidos en mayor parte por el cristalino.

UV- B, UV-C, IR-Be IR-C son absorbidos por la córnea. Una exposición a estas longitudes de onda puede causar una conjuntivitis.

EFFECTOS SOBRE LA PIEL

Varían de acuerdo a la zona afectada. Se tratan de eritemas, quemaduras cutánea superficiales y profunda, cuya gravedad está en relación no sólo con la cantidad de energía incidente sino también con el grado de pigmentación, con la eficiencia de fenómenos locales de termorregulación, con la capacidad de penetración de las radiaciones incidentes.

Epidermis: se encuentra bajo la capa córnea.

Dermis: constituido principalmente por tejido conjuntivo.

Los IR-A son absorbidos por la dermis y pueden causar daño térmico a las capas profundas de la piel.

Los UV- B y C pueden causar eritemas y burbujas una vez absorbidos por la epidermis.

Los UV-B además tienen poder cancerígeno.

Una prevención eficaz de los accidentes por exposición láser puede ser desempeñada siempre y cuando se conozcan las posibles causas.

Algunas de las causas más comunes:

- Objetos reflectores que se interponen entre el haz de luz láser y el tejido objetivo de la terapia láser.
- Alteración de la dirección del haz por daños al sistema de conducción de la radiación.
- Accionamiento accidental del interruptor láser.
- Remoción de los dispositivos de seguridad para alinear el láser.
- Desviación del haz láser por movimientos accidentales de los láseres o de los sistemas de conducción (golpes, desplazamiento, etc.).

DISPOSITIVOS DE PROTECCIÓN INDIVIDUAL

Los anteojos protectores son de fundamental importancia para prevenir los daños oculares. Existen diferentes tipos de anteojos de acuerdo con su poder absorbente o reflector para regiones específicas de la porción óptica del espectro electromagnético.

Un factor importante es la densidad óptica de los lentes (OD). A mayor OD, menor será la luz transmitida. Por lo tanto, debemos buscar una protección que, al permitir sin embargo una buena visibilidad operativa, nos garantice la reducción de la radiación a valores inferiores a la MPE.

Los fabricantes de láser suministran anteojos junto con los aparatos. Debemos tener presentes que, en la medida que operamos con diferentes longitudes de onda, deberemos

utilizar los anteojos específicos para cada tipo de láser, ya que los anteojos estudiados para filtrar longitudes de onda inferiores o superiores a las emitidas por los láseres no desempeñarán adecuadamente su función.

Además, los anteojos deberán ser cómodos y ligeros. Para el paciente aconsejamos anteojos envolventes.

La normativa prevé dos tipos de anteojos de protección:

- UNI E 207, protección de radiaciones láser en todo el rango de longitudes de onda desde 180 a los 10000 nm.
- UNI E 208, sólo para las fuentes que emiten en lo visible.

Los anteojos utilizados en nuestro trabajo presentan una placa, una marca de identificación que reporta en forma indeleble los valores de los parámetros para los cuales se garantiza la protección:

- Abreviatura de las condiciones operativas del láser (pulsado, continuo, etc.) y potencia máxima de ejercicio

- Longitud de onda para la cual el anteojo desempeña su función protectora.
- Número de escala (cuántas veces la radiación se atenúa).
- Marca de identificación del constructor.
- Marca de certificación.

La *Maximum Permissible Exposure* (MPE, exposición máxima permitida) es el nivel máximo de radiación láser en el cual es posible exponer sin causar daños biológicos por cuenta de los ojos y la epidermis. Se determina por tres factores: longitud de onda de la luz láser, energía aplicada, tiempo de exposición.

$\lambda(\text{nm})$	CÓRNEA	HUMOR ACUOSO	CRISTALINO	HUMOR VÍTREO	RETINA
<280	100				
300	92	6	2		
320	45	16	32	1	
340	37	14	48	1	
360	34	12	52	2	
400	18	8	62	0	12
800	6	3	4	2	85
1000	7	12	10	30	41
1200	8	30	18	32	12
1400	36	58	2	0	4
1500	67	33			
1600	32	62	6		
1800	37	58	5		
>1800	100				

Figura 19.1. Absorción porcentual de los componentes del ojo en función de la longitud de onda λ .

La *Nominal Hazard Zone* (área nominal de peligro) es el área en la cual una radiación láser por exposición directa, refleja o difusa excede la MPE.

REQUERIMIENTOS DE SEGURIDAD

Estos varían de acuerdo con el tipo de aparatos.

- CLASE 1: utilización sin prescripción.
- CLASE 2: el láser no deberá nunca ser dirigido hacia los ojos.
- CLASE 3A: estos láseres son potencialmente peligrosos si el haz dirigido o reflejado por una superficie es interceptado por un ojo no protegido. Es necesario evitar el uso de instrumentos ópticos que puedan amplificar la potencia del rayo.
- CLASE 3B: evitar reflejos especulares y utilizar protecciones para los ojos. Acceso controlado a la zona de utilización.
- CLASE 4: tiene la máxima medida de seguridad, ya que para los láseres pertenecientes a esta clase es necesario prevenir daños a los ojos derivados del haz directo o reflejado, daños a la piel y posibles riesgos de incendio.

Para los láseres de clase superior a 3B está previsto el asesoramiento de un técnico especializado en seguridad provisto de las competencias específicas en cuanto a lo problemas con el láser (TSL), que verifique el respeto de las normas y adopte las medidas de prevención necesarias.

El encargado de la seguridad láser:

- Evalúa los riesgos relacionados con la instalación del láser.
- Delimita la zona láser controlada y la ubica con una señalización específica.
- Selecciona los dispositivos de protección individuales adaptados a cada fuente.
- Efectúa la evaluación de las condiciones de seguridad del ambiente y de los operadores.
- Participa en las actividades de formación del personal.
- Efectúa las pruebas de aceptación de cada fuente y los controles periódicos de seguridad.
- Analiza todos los accidentes e incidentes relacionados con los láseres.
- Define los procedimientos de seguridad.

- Define y mantiene el programa de asistencia de la calidad (norma CEI 76-6).

Cuando no esté presente un profesional certificado, el odontólogo puede orientarse en los siguientes profesionales para seleccionar al experto en materia de seguridad:

- Odontólogos de la misma área de trabajo, disponibles para estudiar las normas en materia de seguridad.
- Responsables del servicio de prevención y protección.
- Expertos calificados (certificados por el Ministerio del Trabajo como expertos en radiaciones ionizantes).
- Expertos en física médica que, por experiencia formativa, tengan los conocimientos necesarios en materia de radiaciones ionizantes y no ionizantes.
- Ingenieros biomédicos o de gestión.

Estos profesionales tienen un conocimiento formativo ciertamente adecuado: los primeros por el conocimiento de los aparatos y de las normas que regulan la utilización sobre los pacientes, los segundos por la capacidad de construir el sistema de seguridad.

El equipo médico deberá tomar todas las medidas capaces de reducir el peligro por láser. Por lo tanto, deberán ser señalados mediante carteles especiales los sitios donde se lleva a cabo terapia láser. Todo el personal deberá estar informado acerca de:

- Clase de láseres utilizados.
- Procedimientos operativos.
- Tipos de dispositivos de protección personal a ser utilizados para proteger ojos y piel.
- Control y mantenimiento de los aparatos (inserción y des inserción de piezas de mano y fibra ópticas).

- Posibles causas de accidentes y procedimientos en capacidad de evitarlos.

El usuario del sistema o de los sistemas láser es el primer responsable de las instrucciones al personal y del mantenimiento de los aparatos, que deberán ser regularmente mantenidos y reparados y/o sustituidos según la necesidad. Indicará y hará respetar toda una serie de reglas:

- Definir una zona láser controlada en el interior de la cual podrán ser superados los niveles de MPE.
- Utilizar el láser sólo en una zona controlada.
- El acceso a esta zona debe ser permitido sólo a personas autorizadas.
- Marcar esta zona con señales de advertencia comprensibles a las personas que puedan tener acceso a esta área.
- Impedir el uso del láser al personal no autorizado.
- Excepcionalmente, colocar bloqueos.
- Antes de dejar el consultorio, desconectar el interruptor láser y sacar la llave.
- La instalación eléctrica del quirófano debe estar bajo las normas vigentes.
- Evitar que en el campo de acción del láser estén presentes superficies reflectoras para evitar reflexiones especulares no intencionales.
- Eliminar del campo de acción del láser los objetos metálicos (como relojes, anillos, joyas, etc.).
- Es oportuno no usar el láser en los portadores de marcapasos; sin embargo, es posible pedir una autorización por parte del cardiólogo para poder utilizarlo.
- Los teléfonos celulares pueden crear interferencias electromagnéticas.
- No se aconseja el uso del láser en presencia de gases anestésicos
- Sólo el personal autorizado puede efectuar el mantenimiento de los equipos láser.
- Todos los dispositivos de protección individual deben estar a disposición cuando sea

necesario.

- Utilizar la menor cantidad de energía posible.
- Mantener controlada la zona operativa cuando el láser está en función.
- Jamás direccionar el haz de luz láser sobre objetivos no incluidos en la terapia.
- Trabajar de manera que nunca el camino del haz del láser se tope con los ojos.

Otro riesgo presente con el uso del láser es el del incendio de tejidos, indumentos, gases endógenos o anestésicos, cánulas traqueales o endoscopios.

Durante las intervenciones es posible producir humos tóxicos y puede producirse la dispersión de partículas de material biológico contaminado.

Puede parecer superfluo pero es extremadamente importante recordar que el operador debe utilizar los accesorios protectores suministrados por la empresa fabricante de la máquina: en efecto, no se deben utilizar nunca otros medios que no sean apropiados a la protección de máquinas de otras casas, con características y fundamentalmente, longitudes de onda diferentes.

Otra normativa europea prevé el control anual de la máquina efectuado por un técnico calificado, cuyo resultado debe ser reportado en un registro, ya que la calibración periódica del láser garantiza la calidad de las terapias realizadas por el profesional.

¿Cuáles son las informaciones a ser incluidas en la redacción del C.I.?

- 1) Diagnóstico.
- 2) Técnicas disponibles para la solución del problema.
- 3) Beneficios de la intervención.
- 4) Alternativas eventuales a la intervención en estudio.
- 5) Descripción de los riesgos y exposición detallada de las complicaciones relacionadas específicamente con el procedimiento a seguir. Además de la frecuencia con las que se producen las posibles complicaciones, es necesario dar las indicaciones de las terapias que pueden ser necesarias si éstas ocurren.

- 6) Descripción del tipo de anestesia a ser utilizada durante la intervención y discusión de los posibles riesgos.
- 7) Explicación de las terapias y de los controles clínicos a realizar después de la intervención así como de los riesgos relacionados con el abandono de los controles clínicos postoperatorios

UTILIZACIÓN DE PROTOCOLOS

En la actualidad, la terapia odontológica alcanzó un grado elevado de estandarización, habiendo experimentado cada tipo de patología diferentes alternativas terapéuticas y tratamientos, aclarando las indicaciones, las técnicas, los porcentajes de éxito, los tiempos de cicatrización y la estabilidad clínica en el tiempo.

Todo esto se puede verificar menos en el campo de la odontología asistida con láser, ya que en una disciplina joven como esta aún existe cierto espacio discrecional concedido al operador para aplicar protocolos específicos, que a menudo, entre otras cosas, no han alcanzado todavía una certeza científica definida.

El operador debe utilizar los protocolos no como instrumento de vinculación sino de ayuda con el fin de evitar omisiones y errores, no obstante posteriormente puede ejercer a su discreción una selección diferente en su aplicación siempre y cuando todo se produzca de acuerdo con las reglas habituales de prudencia, diligencia y pericia dictadas por la ciencia y la experiencia.

Debemos tener presente que los protocolos médico-legales y las pautas representan referencias útiles para configurar la responsabilidad profesional en el caso de demandas, ya que representan los procedimientos estándar aceptados por la comunidad científica y son un término de comparación para evaluar la calidad media del servicio realizado.

CAPÍTULO

07

Hipótesis y Objetivos

Hipótesis Principal

Con la utilización del Láser Er:YAG sobre dentina - con baja densidad de potencia y acondicionándola con ácido orto fosfórico - conseguiremos una adaptación similar a las obtenidas con instrumental rotatorio de super alta velocidad utilizando refrigeración y el mismo adhesivo en ambos casos.

Hipótesis Secundaria

La dentina sufrirá desecación cuando sea irradiada con el láser de Er:YAG, debido a la absorción de energía por parte del contenido acuoso presente en el interior de los túbulos dentinarios y ello podría evidenciarse por la presencia de resina del sistema adhesivo en el interior de los mismos por la deshidratación. Pudiendo ser superior la longitud cuando sea utilizado el láser de Er:YAG en la preparación, siempre con el mismo sistema adhesivo. Observándose mayor presencia de fallas cohesiva de la superficie dentinaria irradiada con láser frente a las superficies no irradiadas debido al debilitamiento de la superficie por las microexplosiones de la ablación.

Objetivo General

- Establecer la capacidad de adaptación de una resina compuesta en cavidades clase I invitro preparadas con instrumental de alta rotación y con láser de Er:YAG en los primeros molares y premolares.

Objetivos específicos

- Evaluar la desadaptación de la interfaz entre el material restaurador y diente receptor, en cavidades elaboradas con láser de Er:YAG y con instrumental rotatorio de alta rotación al Microscopio Olympus LEXT OLS4000 3D Confocal Laser y Microscopio Olympus IX-81 Inverted Confocal Fluorescence.
- Analizar la extensión de la interfaz en cortes longitudinales de la corona dentaria con el software Image Pro Plus y Software Olympus LEXT OLS4100 Versión 3.1.1.1 sin tener en cuenta raza y sexo de las piezas provistas para realizar las cavidades elaboradas con el LASER Er:YAG y Turbina KaVo 650B.
- Realizar un análisis estadístico de las interfaces.
- Comparar la longitud de los tags de los complejos de unión cuando la dentina ha sido preparada con láser de Er:YAG y cuando la dentina ha sido preparada con instrumental rotatorio convencional más ácido ortofosfórico antes del sistema adhesivo en ambos grupos.
- Determinar el patrón de fractura de los especímenes, por observación a microscopía Confocal.

CAPÍTULO

08

Materiales y Métodos

Materiales y Métodos

Se realizó un estudio experimental y descriptivo in vitro donde se comparó la adaptación de material de restauración fotopolimerizable sobre cavidades clase 1 de Black realizadas con instrumental de alta rotación y otras realizadas con Laser Er:YAG en molares y premolares.

Se procedió inicialmente a realizar una lectura crítica del material bibliográfico y se evaluó la calidad metodológica de los artículos seleccionados en base a los criterios CASPe para pruebas diagnósticas (Critical Appraisal Skills Programme Español) (Anexo 9) y se diseñó un protocolo de trabajo para nuestro estudio.

Materiales

El presente trabajo fue realizado en la Unidad de Láseres de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de La Plata, en la Asignatura Biofísica de la mencionada Unidad Académica y en el Laboratorio de Microscopia Electrónica y Análisis por Rayos X, LAMARX de la Facultad de Matemática, Astronomía y Física de la Universidad Nacional de Córdoba.

El material empleado se puede clasificar en cuatro apartados:

Sujetos de Estudio:

- Recursos Humanos:

Para la realización de este estudio participa-

ron una muestra de 68 pacientes, que estando en perfecto estado de salud general, fueron remitidos a la Asignatura Cirugía A y al Hospital Odontológico Universitario de la Facultad de Odontología de la UNLP, con indicación expresa para la realización de cirugía de las piezas afectadas por periodontitis severa.

- Piezas dentarias

Material de consumo:

- Agua destilada Estéril
- Solución de Timol al 0.1%
- Instrumental clínico (pinzas, espátulas, pinceles, compresas)
- Lápiz de grafito
- Contenedores estériles
- Historias Clínicas
- Consentimiento Informado
- CompositeZ100 (3M-ESPE USA)
- Adhesivo Adper TM Single Bond Plus (3M etchant®)
- Ácido ortofosfórico al 37% (3M etchant®) en gel
- Discos abrasivos rotatorios de granulometría de 200µm Buehler Co
- Solución de Rhodamina B al 1% (Sigma Co)
- Solución eutéctica hidroalcohólica de agua y alcohol isopropílico 40%
- Sistema de pulido Sof-Lex de acabado y pulido
- Paños rotatorios de pulido
- Pasta diamantada de 0.25µm de granulometría Buehler Co

•Torundas de algodón

Tecnología:

- LASER Er:YAG KEY III KaVo 1243 Alemania
- Receptor de la unidad de calibración Gentec-EO Maestro (Gentec –EO, Quebec, Canadá)
- Pieza de mano KEY modelo E 2051
- Piedra diamantada 4150(KG, Sorensen Brasil)
- Turbina Kavo 650B
- Heladera de 4°C Marca Gafa
- Lavadora por ultrasonido Biosonic UC125
- Lámpara de fotocurado Optilux 501HalogenCuring Light Unit - Demetron/Kerr
- Microscopio Olympus LEXT OLS3100 3D Confocal Laser
- Microscopio Olympus IX-81 Inverted Confocal Fluorescence
- Software Image Pro plus V.
- Software Olympus LEXT OLS4100 Version 3.1.1.1
- Software SPSS Statistics Desktop, V22.0
- Cámara Fotográfica Nikon D90 con sensor de imágenes CMOS de formato DX mejorado y 12,3 megapíxeles
- Computadoras e Internet del Laboratorio de Informática Facultad de Odontología UNLP
- Cortadora metalografica Isomet 1000 Buehler de velocidad variable 0/975Rpm y ajuste micrométrico
- Disco de corte diamantado High Concentration Buehler de 0.5mm de espesor
- Pulidora devastadora MetaServ 250 Buehler Co

Material Complementario:

- Fichas de recolección de datos
- Material Bibliográfico
- Material Fotográfico

Descripciones Importantes:

Unidad de Láser: KEY Láser 3 1243 (KaVo®)

Se utilizó para el presente estudio una unidad láser marca KaVo (Alemania) y como ya se ha descrito, se trata de una unidad emisora de energía láser de alta potencia y cuyo medio activo es un Granate (cristal rombododecaedro, G) que está compuesto por Itrio (Yttrium, Y) y Galio (Gallium, G) contaminado con Erblio (Erbium, Er) que emite en modo pulsado con una longitud de onda de 2940 nanómetros en el infrarrojo del espectro electromagnético.

Este láser utiliza un sistema de transmisión

por fibra óptica y emite luz en modo pulsado, con una duración del pulso que oscila entre el pulso 200-700 μ s y una frecuencia de repetición seleccionable entre 1 disparo por segundo (1 Hz) hasta 25 pulsos por segundo (25 Hz).

La potencia de salida puede variar entre 0.10W y 1.5KW, con la posibilidad de hacer incrementos sucesivos.

La unidad permite ajustar los niveles de spray de aire y de agua de forma independiente y con total precisión.

La energía láser es conducida desde la unidad emisora hasta la pieza de mano a través de una fibra óptica. Para nuestro experimento se utilizó la pieza de mano acodada 2060. La pieza de mano se inserta en el extremo de la fibra, y a su vez se coloca un elemento óptico (Ventana de Emisión), para conducir la energía hasta la zona de aplicación. (Anexo 6)

Contamos con el aparato móvil KEY Láser 3 1243 (KaVo®), que presenta las siguientes características:

- Láser de medio sólido: Láser de Erblio YAG clase 4
- Longitud de onda: 2.940nm
- Modo de operación: en pulsos
- Potencia de radiación: 50-500mJ
- Frecuencia de pulsos: 1-25Hz
- Rayo guía: He-Ne 650mm/1mw
- Potencia de entrada: máximo 1,5Kw
- Conexión de entrada: 230V, 50/60Hz/10
- Duración del pulso 200-700 μ s

Arriba Figura 61a - Abajo Figura 61b

- Turbina Kavo 650B
- Botón de extracción
- Súper Torque
- 350000 Rpm
- Spray
- Anatómica
- Rodamientos de cerámica

Figura 62

Pieza de mano 2060 KaVo (Figura 63)

- Pieza de mano operatoria acoplable al Laser 1243
- Ventana de emisión intercambiable de Zafiro
- Salida de Spray

Figuras 63a - 63b - 63c

Microscopio Olympus LEXT OLS3100 3D Confocal Láser . (Anexo 4)

LEXT OLS3100		
	Barrido Láser	Universal
Método de Observación	Láser	Láser Láser-DIC Nomarski Campo claro Campo oscuro DIC Nomarski
Cuerpo Principal - Iluminación	Láser LD de 408nm (Clase 2)	Láser LD de 408 nm (Clase 2) Lámpara halógena de 12V100W
Platina Z	Movimiento vertical - 70 mm Altura máxima de la muestra - 100 mm	
Porta objetivos Giratorio Z	Distancia - 10 mm Resolución - 0.01 μ m	
Objetivo	5X, 10X, 20X, 50X, 100X	
Zoom Óptico	1X - 6X	
Aumentos Totales	120X - 14400X	
Campo de Visión	2560 X 2560 μ m - 21X21 μ m	
Platina	Platina Manual	100 X 100 mm
	Platina Motorizada	150 X 100 mm
Memoria de Cuadros	Intensidad	1024 X 1024 X 12 bits
	Altura	1024 X 1024 X 16 bits
Foco Automático	Tipo de reflejo láser	

Tabla 11. Características técnicas del microscopio Olympus LEXT OLS 3100 3D Confocal Láser

Figura 64a

Figura 64b

Microscopio Olympus IX-81 Inverted Confocal Fluorescence. (Anexo 3)

IX81			
Cuerpo del Microscopio	Revólver Portaobjetivos	Mecanismo de 6 posiciones motorizado con retacción de objetivo. Mecanismo simple a prueba de agua incorporado	
	Foco	Distancia de 9mm (desde superficie de platina, 7mm hacia arriba y 2mm hacia abajo), perillas de enfoque micro y macrométrico coaxial (gradaciones de enfoque micrométrico mínimas: 1mm, rotación total de perillas de enfoque micrométrico: 100mm), límite superior, ajuste de momento torsor para enfoque macrométrico	
	Puerto de Imagen Primaria	Puerto inferior (puerto lateral izquierdo estándar: S1F 100% o S8F 80%, o puerto trasero inferior opcional seleccionable, selección de camino óptico de 2 pasos), Puerto superior cuando el cambiador de aumentos incorporado de 1x/1.6x es reemplazado (puerto lateral derecho opcional o puerto trasero superior seleccionable, selección de camino óptico de 2 pasos). Puerto inferior (opcional)	
	Utilización Frontal	Selector de camino óptico, control de intensidad de luz transmitida e interruptor de enc/apag de luz. Selector macrométrico/micrométrico. Interruptor de control de pulso TTL	
Iluminador de Luz Transmitida	Pilar de Iluminación de Luz Transmitida de 100W	IX2-ILL100	Mecanismo inclinable de columna (ángulo de inclinación de 30°, con mecanismo de reducción de shock). Soporte de condensador (con distancia de 50mm, mecanismo swing-in/out). Diafragma de iris de campo ajustable. 4 soportes de filtro ((ϕ 45mm, t=6mm o menos)
	Fuente de Alimentación Externa	IX2-UCB	DSelector automático de tensión (100V y 200V), interfaz RS232C para PC, Software IX2-BSW
Tubo de Observación	Tubo Binocular Inclinable	U-TBI90	Ángulo continuo ajustable de 35°-85° (rango del punto de mira: 406mm-471mm). Distancia interpupilar ajustable entre 50-76mm, función de ajuste de dioptría, imagen derecha, F.N.22
	Tubo Binocular	U-BI90CT	Telescopio de enfoque incorporado, distancia interpupilar ajustable de 50-76mm, función de ajuste de dioptría, F.N.22
		U-BI90	Distancia interpupilar ajustable entre 50-76mm, función de ajuste de dioptría, F.N.22
	Tubo Trinocular	TR30H + IX-ATU	Camino óptico de 3 pasos seleccionable (observación: puerto recto = 100:0, 20:80, 0:100). Distancia interpupilar ajustable entre 50-76mm, función de ajuste de dioptría, F.N.22
Platina	Platina Cruzada con Mango Derecho Flexible	IX2-SFR	Distancia de 50mm(X) x 50mm(Y), placa de inserción de platina intercambiable (ϕ 110mm)
	Platina Cruzada con Mago Izquierdo Corto	IX-SVL-2	Distancia de 50mm(X) x 43mm(Y), placa de inserción de platina intercambiable (ϕ 110mm)
	Platina Simple	IX2-SP	Tamaño de platina de 232mm(X) x 240mm(Y), placa de inserción de platina intercambiable (ϕ 110mm)
		IX-MVR	Platina mecánica para usar con el IX2-SP, distancia de 130mm(X) x 85mm(Y)
	Platina Simple Estrecha	IX2-KSP	Tamaño de platina de 160mm(X) x 240mm(Y), placa de inserción de platina intercambiable (ϕ 110mm)
		CK40-MVR	Platina mecánica para usar con el IX2-KSP, distancia de 120mm(X) x 78mm(Y)
	Platina Deslizante	IX2-GS/	Platina circular superior giratoria 360°, movimiento de 20mm (X/Y)
Condensador	Larga Distancia de Trabajo Universal	IX2-LWUCD	Torre motorizada de 6 posiciones para dispositivos ópticos (3 posiciones para ϕ 30mm y 2 posiciones para ϕ 38mm), diafragma de iris de apertura ajustable, N.A. 0.55/W.D. 27mm
	Contraste de Relieve de Larga	IX2-MLWCD	4 posiciones para dispositivos ópticos (para ϕ 50mm, dispositivos ópticos de contraste de relieve giratorios), diafragma de iris de apertura ajustable, N.A. 0.5/W.D. 45mm

Tabla 12. Características técnicas del microscopio Olympus IX-81 Inverted Confocal Fluorescence

Figura 65 Equipo Microscopio Olympus IX-81 Inverted Confocal Fluorescence

Figura 66 Estructura química del copolímero de Metacrilato de ácido poliacrílico y ácido politacónico

Figura 67 Material restaurador Z100 de la compañía 3M-ESPE USA

Figura 68 Equipamiento para realizar el fotocurado de la resina utilizada, Optilux 501 Kerr de rango de emisión entre 400 y 505 nm

Sistema Adhesivo

Se utilizó para este estudio el sistema adhesivo Adper™ Single Bond Plus (3M etchant®) es un agente adhesivo dental de grabado total, activado por luz visible que incorpora un relleno de sílica de 5 nm de diámetro que representa un 10 por ciento de su peso Composición: BisGMA, HEMA, diemtacrilatos, etanol, agua, sistema fotoiniciador y un copolímero funcional de metacrilato de ácido poliacrílico y ácido politacónico³⁹¹⁻³⁹³(ver la estructura en la Figura 66).

Sistema de Grabado ácido

Ácido Fosfórico 3M ESPE Scotchbond™: El grabador de ácido fosfórico Scotchbond desmineraliza la superficie del esmalte y la dentina a fin de prepararlos para la adhesión. Dicho grabador contiene 35% de ácido fosfórico y tiene un pH de aproximadamente 0.6. El gel grabador de ácido fosfórico se espesa con sílice pirógena y un surfactante soluble al agua para lograr una consistencia altamente viscosa. El surfactante permite que el grabador se pueda enjuagar con mayor facilidad.

Material restaurador

Para la restauración de las cavidades de ambos grupos se utilizó composite Z100 (3M-ESPE USA). Es una resina fotopolimerizable que está compuesta por un relleno de partículas de zirconia de 0.6µm de tamaño.

Lámpara de polimerización

Utilizada tanto para los procedimientos de adhesión como para la solidificación de la resina durante los procedimientos de obturación de las cavidades realizadas.

Emite en el rango de los 400 a 505nm.

Tiene una potencia de 850m mW/cm² (mW/cm² = milivatios por centímetro cuadrado).

Hay cuatro ciclos estándar de polimerización. Las teclas del teclado están identificadas con los números 10, 20, 30 y 40. Cada una de ellas selecciona un ciclo de polimerización fijo medido en segundos.

Aspectos Éticos y Legales

En todos los trabajos de investigación médica (clínica o biomédica), en los que se involucre a seres humanos, deben anteponerse aspectos éticos y legales, que salvaguarden la integridad física, psicológica y social de los sujetos que en ella intervengan. Para este propósito en la 18ª Asamblea Mundial de Helsinki, Finlandia (Anexo 10), en 1964, se preparó la Declaración que lleva el epónimo de esta ciudad y fue ratificada en Tokio, Japón, en 1975.

Las recomendaciones de la Declaración de Helsinki, son en extremo detalladas con la finalidad de no prestarse a con-

fusiones ni a malos entendidos.

La introducción de la Declaración hace notar en forma clara, que la salud del paciente es la primera consideración de los médicos y que el progreso médico en los aspectos terapéuticos, profilácticos, etiológicos y patogénicos de la enfermedad, se basa en la investigación clínica y biomédica en seres humanos. Además manifiesta que en estos tipos de investigaciones deben distinguirse aquellas con fines de diagnóstico y tratamiento de las de interés puramente científico; que la finalidad de las investigaciones debe aplicarse para la ayuda de los humanos, la precaución de no afectar el medio ambiente y respetar el bienestar de los animales de experimentación; finalmente, la conveniencia de que los médicos de todo el mundo tomen en cuenta estas recomendaciones, que no están relegadas de las responsabilidades éticas, civiles y criminales de sus países.

La primera parte de la Declaración (Anexo 10), enuncia 12 principios básicos que tienen que existir para iniciar trabajos de investigación, la competencia y total responsabilidad de los médicos que participan, la supervisión clínica, el diseño del experimento a través del protocolo aprobado por un comité de expertos, la predicción de riesgos, el respeto a la integridad y privacidad del sujeto para minimizar el impacto del estudio sobre la personalidad del sujeto. La información que deberá proporcionarse a los individuos que participen en los proyectos de investigación, hasta las características de las publicaciones resultantes.

La segunda parte se refiere a la investigación clínica combinada con cuidados profesionales por el médico, la finalidad de los estudios, la obtención del consentimiento informado o no y la existencia de la relación médico-paciente.

En la última parte, en relación con la investigación biomédica no terapéutica con humanos, se analiza el cuidado que los investigadores deben tener para preservar la integridad física de los sujetos de experimentación voluntarios, sanos o enfermos, y que los intereses de la sociedad y la ciencia, no deben anteponerse a la seguridad y bienestar del sujeto.

Se adjunta dicha declaración en el capítulo de Anexos.

Métodos

Selección de la muestra:

En este trabajo se utilizaron 50 dientes humanos, seleccionados según los siguientes criterios de inclusión: pacientes de ambos sexos, primeros molares y premolares superiores e inferiores permanentes con la corona íntegra y sin presencia de caries dental o problemas de desarrollo, que se obtuvieron en la Asignatura de Cirugía A y Hospital Odontológico Universitario de la Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de La Plata, extraídos con diagnóstico de enfermedad periodontal grave. A los pacientes se les realizó un consentimiento informado que consta de dos documentos, que procedieron a firmar, en donde se dejó constancia en el primero de ellos toda la información sobre la extracción quirúrgica de la o las piezas dentarias y en el segundo se informa al paciente sobre la donación de sus piezas dentarias con problemas periodontales para ser utilizadas en investigación por propia voluntad y autorizando su uso, respetando las normas de Helsinki sobre principios éticos para la investigación médica sobre sujetos humanos y las buenas prácticas médicas. Se le explican las condiciones del investigación que se realizará con el material extraído (dientes) y se le ofrecen garantías al respecto sobre la no utilización del material para fines genéticos.

En caso de que el paciente no acepte las condiciones, se rechaza la muestra y se garantiza al paciente que su tratamiento se realizará en idénticas condiciones y no supondrá ningún trato desigual a efectos médicos ni administrativos.

Ambos documentos están incluidos en el Anexo.

Criterios de Inclusión:

- Ambos Sexos.
- Entender los procedimientos de este estudio.
- Padecer periodontitis severa en primeros molares o premolares.
- Piezas dentarias sanas.

- Sin patología evidente al estudio radiográfico.
- Rango de edad entre 20 y 30 años para unificar el grado de calcificación de la dentina.

Criterios de Exclusión:

- Dentinogénesis imperfecta
- Hipoplasia
- Alteraciones morfológicas
- Presencia de caries
- Destrucción de tejido por fracturas o atrición

Almacenamiento

Se almacenaron en una tina cerrada con solución acuosa de timol al 0.1% realizada con agua destilada estéril y colocaron en heladera a 4°C hasta el momento de ser utilizados sin superar los 4 meses de la extracción.

Figura 69 a) Contenedor de la solución de Timol al 0.1%, b) y c) Imágenes esquemáticas de la molécula de Timol observándose la presencia de un anillo aromático

Figura 70 Agua destilada estéril utilizada en los contenedores de las piezas estudiadas en esta investigación

Figura 71. Contenedores estériles utilizados para la recolección de las piezas dentarias

Figura 72. Equipamiento para el mantenimiento de las piezas dentarias, a) Sistema de control de temperatura a 4°C de forma constante, b) Heladera utilizada en la investigación unida al sistema de control térmico.

Se lavaron los dientes, con agua corriente durante 24 horas, con el objetivo de eliminar trazas de la sustancia antiséptica.

Del conjunto de piezas dentarias que fueron almacenadas según criterios de inclusión, se separaron al azar los 50 molares y premolares siendo aleatoriamente divididos en dos grupos. (Figuras 74a y 74b).

Figuras 74a. y 74b. Clasificación aleatoria de las piezas dentarias en dos grupos

Preparación de cavidades

Preparación con instrumental de alta rotación

Al Grupo 1 se lo trató con instrumental de alta rotación marca Kavo 650B Alemana de 350.000 rpm, y se talló las cavidades clase 1 oclusales simples estandarizadas y en dentina profunda con piedra diamantada 4150 de 91µm de granulometría (KG, Sorensen Brasil) figura 75b refrigerada con spray de agua, se realizará en la cara oclusal de cada pieza dentaria habiendo marcado previamente con una lapicera de grafito de 0.5mm

(Figura 75a , 75b y 75c) de diámetro, una cavidad de:

- (a) 4mm en dirección mesio distal por
- (b) 4mm vestibulo lingual por
- (c) 5mm de profundidad ocluso cervical.

El procedimiento se realizó íntegramente con refrigeración de Spray para disminuir los efectos térmicos del tratamiento. Todas las preparaciones fueron realizadas en una sola sesión y por un único operador para disminuir errores de técnica. (Figuras 76a y b)

Figuras 75a, 75b y 75c. a) Demarcación de la zona de trabajo para ambos grupos, b) Piedra diamantada 4190 de 91 micras, c) Esquema de trabajo para la realización de las cavidades en las piezas del Grupo 1

Figura 76. ayb) Cavidades realizadas con instrumental rotatorio de alta velocidad del Grupo 1

Preparación con láser Er:YAG

Al Grupo 2 se le realizó una cavidad de las mismas características dimensionales que el Grupo 1 a cada pieza dentaria, con láser de Er:YAG marca Kavo modelo KEY Láser 1243 y con pieza de mano de focalización modelo E 2051 se procedió a ablacionar el tejido dentario utilizando spray (Figura 78 a,b y c). Para la aplicación de la radiación láser de 2940 nm en la superficie oclusal fueron utilizados los siguientes parámetros: 250 microsegundos por pulso, 12 mm de focalización con incidencia per-

pendicular a la superficie oclusal, frecuencia de 6Hz, energía de 350 mJ y 400 pulsos, con una energía total de 140 Joules por cavidad. La energía se transmite a una pieza de mano mediante una fibra óptica.¹⁴¹⁻³⁸³⁻¹⁸⁰⁻²⁵²⁻²⁵³⁻³⁸¹

Cuando se realizó la cavidad, debido a la dilatación de la superficie tratada, el haz de luz láser se dirigió a lo largo del perímetro externo delimitado por la marca realizada con grafito, los pulsos se distribuyeron uno al lado de otro. Repitiendo la operación 3 veces logrando más profundidad.

La profundidad se forma capa por capa, mediante la ablación. Por lo tanto, el proceso de ablación comienza cuando se supera una densidad de energía específica (umbral de ablación). Este umbral es de 3.3J / cm² para el esmalte, y 2.8J / cm² para la dentina, de lo contrario haremos una irradiación subablativa (por debajo del umbral de ablación), y el tejido se calienta deshidratándose y observándose presencia de carbonización.

Trabajando desde el interior al exterior resultaría en una cavidad en forma de embudo y su profundidad sería difícil de controlar.

Cuando la ablación es en esmalte, el haz de luz láser se dirigió en un ángulo de $\pm 10^\circ$ de la perpendicularidad con la superficie de esmalte de manera que no redujimos la densidad de energía en el sitio de ablación.

El procedimiento se realizó íntegramente con refrigeración de Spray para disminuir los efectos térmicos del tratamiento.

Posición de enfoque

La posición del eje de trabajo para el Laser KaVo KEY III de longitud de onda de 2940nm invisible al ojo humano se logra mediante un haz de luz piloto de un Laser de He:Ne rojo de 650nm de longitud de onda. La óptica (Anexo 6) de la pieza de mano láser contra-ángulo 2060 se han diseñado de tal manera que la distancia de trabajo óptima es de aprox. 12 a 15 mm por delante de la ventana de emisión de láser. Por lo tanto la distancia de trabajo del láser CLAVE es aproximadamente idéntica a la de los instrumentos mecánicos de motor. (Figura 77)

Se evitó que la ventana de emisión del láser se coloque demasiado cerca del punto de ablación, donde se produjo la eyección de material

de los dientes puede provocar un aumento de desgaste en la ventana de emisión.

Todas las preparaciones fueron realizadas en una sola sesión y por un único operador para disminuir errores de técnica.

Refrigeración de spray de agua

Se hizo hincapié en la refrigeración de las preparaciones para asegurar la eficiencia de los procedimientos como se menciona a continuación:

a) Limpieza Láser: Limpieza del sitio de la ablación y la disminución de los ditritus eyectados hacia la ventana óptica de la pieza de mano del láser Er:YAG que disminuiría la eficiencia de la energía entregada a la superficie.

Turbina: Disminuye el material desprendido y expulsado del tratamiento.

b) La eficiencia Láser: El spray de agua aumenta la eficiencia de ablación en el esmalte.

Turbina: Permite mantener controlada la temperatura del instrumento de corte evitando la disminución de la eficiencia de los filos del mismo.

c) Proceso de ablación Láser: Mantener el sitio de ablación húmedo permite que el proceso de ablación se produzca de manera eficiente, en particular en el esmalte que posee un escaso contenido de agua, y evita que el diente se deshidrate.

d) Enfriamiento Láser: El spray proporciona una refrigeración eficiente del tejido durante el proceso de ablación evitando el sobrecalentamiento de los tejidos dentarios.

Turbina: El spray proporciona una refrigeración eficiente del tejido durante el proceso de ablación evitando el sobrecalentamiento de los tejidos dentarios.

Limpieza de las muestras

Se limpiaron las cavidades realizadas tanto con Láser de Er:YAG como con turbina KaVo modelo de alta rotación con un cepillo y se enjuagó con agua destilada estéril, preparándolas en un vaso de precipitados para realizar la limpieza final con ultrasonido en una Lavadora por ultrasonido Biosonic UC125.

La posición de enfoque

La posición del eje de trabajo en el Láser es in-

Figura 77. Esquema del ángulo de incidencia del laser Er:YAG de 2940nm utilizando la pieza de mano 2060 del KEY III KaVo

Figura 78. a,b,c) Imágenes de cavidades realizadas con laser Er:YAG en piezas dentarias del Grupo 2

Figura 79. Esquema de un laser tomado de Pick y Powel 1993

visible por lo que se la identifica mediante un haz piloto rojo de un láser secundario. La óptica de la pieza de mano 2060 se ha diseñado de tal manera que la distancia de trabajo óptima es de aprox. 12 a 15 mm por delante de la ventana de emisión de láser.

Por lo tanto, la distancia de trabajo del láser de Er:YAG clave para controlar la fluencia de la energía en la superficie irradiada, es aproximadamente idéntica a la de los instrumentos mecánicos de motor. (Anexo 6)

Para facilitar el manejo de la energía entregada a las superficies tratadas, la pieza de mano 2060 posee una distancia de focalización similar al instrumental rotatorio que llamaremos plano focal. (Ver figura 79, cintura del haz de láser KEY contra-ángulo 2060).

Cuando la ventana de emisión de láser se coloca demasiado cerca del punto de ablación, el material eyectado de los dientes puede provocar un aumento de desgaste en la ventana de emisión.

Cálculo de la densidad de energía por pulso

Tal como hemos citado previamente²⁵⁷⁻²⁵⁸, la cantidad de energía liberada por unidad de superficie en cada pulso es un parámetro de gran interés para la evaluación de los efectos producidos. Teniendo en cuenta que la pantalla de la unidad emisora indica la potencia en (mJ) milijulios de cada disparo, no tenemos que calcular la

energía que se libera en cada pulso. Por ello, sólo es necesario calcular la potencia total entregada a la superficie en vatios multiplicando el número de disparos que se efectúan en un segundo.

Calibración de la unidad Láser

Para el cálculo de la potencia real en la que emite el láser usado en este experimento, se utilizó el medidor Gentec-EO Maestro (Gentec-EO, Quebec, Canadá) con su sensor de potencia, capaz de medir la potencia emitida por cualquier láser infrarrojo cuando se aplica la energía en el interior de su sensor.²⁵⁵⁻²⁵⁶⁻²⁵⁷

El medidor consta de un receptor (figura 29) donde se proyecta el haz de luz y se registra digitalmente en una pantalla. Esta pantalla registra la energía en vatios y va aumentando progresivamente hasta un máximo.

La calibración se realizó a salida de la pieza de mano 2060. Se obtuvo una pérdida elevada mayor del 35% del valor mostrado en pantalla por la unidad. La pérdida se justificó porque la unidad se ha utilizado durante un período prolongado, pero como se pretendía utilizar una determinada densidad de energía por pulso, el dato fue considerado acorde a los objetivos del estudio.

En el proceso de calibración se probaron distintas potencias hasta conseguir la potencia de trabajo deseada.

Cálculo de la superficie del impacto

Es importante conocer con exactitud el diáme-

Figura 80. Receptor de la unidad de calibración Gentec-EO Maestro (Gentec -EO, Quebec, Canadá)

Figura 81. Focalización de la luz emitida por la unidad laser (diagrama), Dr. España Tost.

tro del impacto, ya que el valor de densidad de potencia varía si se modifica el valor de la superficie de aplicación.³³⁷⁻³⁸⁵⁻⁴⁵⁴

El efecto ablativo de este láser es mayor cuanto más nos acerquemos a su distancia focal de aplicación. Por ello, al igual que tantos otros trabajos, se optó por su utilización en modo focalizado. (figura 31).

Según los datos facilitados por el fabricante, la distancia focal para la pieza de mano 2060 es 12mm y el diámetro del impacto de 1,5mm, cuando la energía se libera perpendicularmente sobre el tejido diana.

Para ajustar la distancia entre la ventana de emisión y la superficie de aplicación se calibró la técnica para mantener la distancia focal.

Los impactos se registraron a las distancias preestablecidas, con un papel termográfico. Se empleó papel térmico para fax Paperfax 110 E (Xerox, San Diego, EE.UU.) (Figura 33) para calibrar la técnica.

Deberíamos tener en cuenta que la distribución de los fotones no es homogénea, y que en el caso de esta unidad emisora de láser, la zona central del área de impacto presenta mayor efecto físico que la periferia debido al mayor número de fotones que circulan por el eje central del haz de luz (Figura 34) A pesar de ello los cálculos se efectúan a partir del diámetro del impacto, considerando que la energía se ha distribuido de forma uniforme.⁹⁶⁻⁹⁹⁻³⁹⁰

Figura 82. Muestra de los impactos del láser sobre papel termográfico

*Figura 83a y b. a) Perfil Gaussiano de los Spot y áreas de incidencia de la energía de una onda laser
b) Perfil transversal de la distribución de energía en la evaporación explosiva*

Figura 84. ayb) Calibre de medición digital para el diámetro de los impactos del laser sobre un papel termográfico utilizado para la calibración de la técnica

Figura 85. Observación de la distribución de energía de una emisión de luz laser en una termografía, observándose la distribución Gaussiana de la misma sobre la superficie

$$E(r, z) = E_0 \frac{w_0}{w(z)} \exp\left(\frac{-r^2}{w^2(z)}\right) \exp\left(-ikz - ik\frac{r^2}{2R(z)} + i\zeta(z)\right),$$

$k = 2\pi / \lambda$ es el número de onda (en radianes por metro), $E_0 = |E(0,0)|$, $w(z)$ es el radio en el que la amplitud del campo y la intensidad gota a $1/e$ y $1/e^2$ de sus valores axiales, respectivamente, $w_0 = w(0)$ es el tamaño de la cintura, $R(z)$ es el radio de curvatura de los frentes de onda del haz, y $\zeta(z)$ es el desplazamiento de fase Gouy, una contribución adicional a la fase que se ve en las vigas de Gauss. (Figura 85)

xSuperficie del spot (1.5mm= 0.015cm²)

E_{pp}= 0,350J (350,0mJ)

Densidad de energía por pulso:

0,350J/ 0,015cm² = 23,33J/cm²

Figura 86. Panel de control y calibración de la emisión de energía del KEY III, obsérvese la regulación de energía y Frecuencia de las emisiones

Figura 87. Clasificación de las piezas dentarias del Grupo 2 en contenedores individuales y rotulados

Las cavidades serán acondicionadas con ácido ortofosfórico al 37% (3M etchant®) en gel, durante 15 segundos y se realizará un grabado total de sus superficies. El esmalte siempre necesita mayores tiempos de grabado que la dentina, por eso se empezará a aplicar el ácido en el esmalte y luego en la dentina, nunca empezando en el fondo de la cavidad.

Figura 88. a,b,c) Grabado con ácido ortofosfórico de las piezas dentarias

Figura 89 a,b,c) Aplicación del adhesivo

Se lavarán con abundante spray agua con la jeringa triple y con posterioridad se secará levemente con torundas de algodón. Se colocará adhesivo Adapter™ Single Bond Plus (3M-ESPE) en dos capas, luego de la primera capa se insuflará aire con la jeringa triple para homogeneizar el adhesivo en la superficie, a continuación se fotopolimerizará durante 10 segundos, luego se agregará la segunda capa y fotopolimerizará durante 40 segundos. (Figura 90)

Colocaremos la resina compuesta microhíbrida Z100 (3M-ESPE USA) en capas finas (Técnica incremental), siendo incrementos horizontales, de 1 milímetro de espesor, serán finos en pico de flauta (Técnica de Uribe) que cubrirán el fondo de la cavidad y pared interna.

Condensándolos con espátula de Nitruro de Titanio marca Hu-friedy. Se fotopolimerizará cada capa durante 40 segundos/capa con lámpara de fotocurado Optilux 501 Halogen Curing Light Unit - Demetron/Kerr con filtro de luz en la banda de 470 a 488 nm. (Figura 66)

Adecuamos la anatomía y realizamos un buen pulido con sistema de pulido Sof-Lex y pulido con cepillos de acabado que contienen óxido de aluminio. (Figura 91, seguir tabla 13)

Figura 90. Esquema Uribe Pico de flauta.

Figura 91. Serie de los discos de pulido Sof-Lex

		Sof-Lex™ discos	Sof-Lex™ XT discos	Sof-Lex™ tiras	Sof-Lex™ ruedas Spiral	Anterior	Posterior	Interproximal
REDUCCIÓN GRUESA	<ul style="list-style-type: none"> Retirada del exceso Anatomía de la forma Retirar capa inhibida 					Sof-Lex™ discos, grueso, Instrumentos rotatorios de contorneado grueso o medio (ej. Diamantes, fresas de carburo, piedras)	Instrumentos rotatorios de contorneado grueso o medio (ej. Diamantes, fresas de carburo, piedras)	Sof-Lex™ XT discos, grueso Sof-Lex™ tiras • grueso/medio, fino
CONTORNEADO FINAL	<ul style="list-style-type: none"> Reducir la rugosidad superficial Completar y refinar el contorno y los márgenes 					Sof-Lex™ discos, medio, Instrumentos rotatorios para contorneado medio o fino (por ej. Diamantes de anilla amarilla o roja)	Instrumentos rotatorios de contorneado medio o fino (por ej. Diamantes de anilla amarilla o roja)	Sof-Lex™ XT discos, medio Sof-Lex™ tiras • grueso/medio • grueso/medio, estrecho
ACABADO	<ul style="list-style-type: none"> Remover marcas y rayas Superficie suave Pre pulido 					Sof-Lex™ Spiral ruedas de acabado, Sof-Lex™ discos, fino	Sof-Lex™ Spiral ruedas de acabado	Sof-Lex™ Spiral ruedas de acabado Sof-Lex™ XT discos, fino Sof-Lex™ tiras, fino/Superfino
PULIDO	<ul style="list-style-type: none"> Pulido final hasta conseguir alto brillo 					Sof-Lex™ Spiral ruedas de pulido, Sof-Lex™ discos, Superfino	Sof-Lex™ Spiral ruedas de pulido	Sof-Lex™ Spiral ruedas de pulido Sof-Lex™ XT discos, Superfino Sof-Lex™ tiras, fino/Superfino

Tabla 13. Características de los discos Soft-Lex

Figura 92. Microtomo Isomet 1000 Buehler Co y sus accesorios

Figura 93. Panel de control Isomet 1000

Figura 94. ayb) Accesorios utilizados para la sujeción de las piezas dentarias de ambos grupos para realizar los cortes, cyd) Regulación de la presión de corte a 50gr,e) Disco diamantado Diamond 15HC colocado en Isomet 1000

Las coronas de ambos grupos serán seccionadas longitudinalmente en sentido buco lingual por medio de un micrómetro Isomet 1000 (Buehler. Co ⁷¹⁻³⁴⁵) (Figura 92) con micrómetro digital y una precisión de medida de 10-3 mm a 400 Rpm de velocidad continua y una presión de corte de 50gr, utilizando una solución eutéctica hidroalcohólica para la refrigeración (H₂O + Alcohol Isopropílico). Se obtendrán cuatro cortes por corona de un espesor de 1,5 mm $\pm$ 0.1mm y se utilizará un disco de corte diamantado Diamond Wafering high concentration Blade Series 15HC Diamond No. 11-4246 (Buehler Ltda, Illinois, EUA), para materiales cerámicos y huesos.

Figura 94. C

Figura 94. D y E.

Figura 95. Disco de corte diamantado Diamond Wafering high concentration Blade Series 15HC Diamond No. 11-4246 (Buehler Ltda, Illinois, EUA), para materiales cerámicos y huesos

Figura 95. a,b,c,d) Realización de 4 cortes sobre el eje mesio distal de las piezas dentarias de ambos grupos

Figura 95. eyf) Realización de 4 cortes sobre el eje mesio distal de las piezas dentarias de ambos grupos

Figura 97. Esquema de clasificación y rotulado de piezas dentarias del Grupo 1

Figura 98. Esquema de clasificación y rotulado de piezas dentarias del Grupo 2

Los cortes de cada muestra del Grupo 1 y del Grupo 2 se desbastarán sobre discos abrasivos rotatorios de granulometría de 200 μ m y luego con disco de 120 μ m se utilizará irrigación permanente por medio de Pulidora devastadora MetaServ 250 Buehler Co hasta tener un espesor aproximado de 500 μ m. (Figuras 99,100 y 101)

A las muestras desbastadas se las pulirá utilizando paños rotatorios con pasta diamantada de 50 μ m de granulometría Buehler Co. (Figura 102)

Figura 99. Pulidora de los cortes dentarios Metaserv 250

P/0.25 μ m.

Jeringa conteniendo 5 grs de pasta diamantada para pulido general. "ALTA CONCENTRACION" de granulometría 1/4 μ m. Soluble en hidrocarburos.

Figura 100. a) Panel de control pulidora Metaserv 250, b) Pasta de pulido Prazis 1/4 micrometros de particulado

Figura 101. ayb) Pulido de los cortes dentarios realizados en ambos grupos de trabajo realizados

Figura 102. ayb) Imágenes de los discos de pulido de distinta granulometría

Los cortes de cada muestra serán seleccionados y clasificados tomando como referencia al primer corte como corte 1 al más mesial y corte 4 al más distal.

Se lavarán con abundante agua y se realizará la profilaxia final a través de lavado con ultrasonido en Lavadora por ultrasonido Biosonic UC125 para eliminar restos a una frecuencia de operación de 55 KHz.

Figura 103. ayb) Equipamiento de ultrasonido Biosonic UC125 de 55Hz para la eliminación de los restos del pulido

Los cortes 1, 2, 3 y 4 de cada muestra se procesarán para ser observados con Microscopía Confocal, sumergiéndolos en Rhodamina B al 1% (Sigma Co) por 24hs para su evaluación y cuantificación. (Figura 104)

Figura 104. Contenedor de Rhodamina b al 95% de pureza USA de los restos del pulido

Figura 106. Obsérvese cómo se activan las propiedades ópticas de la Rhodamina b frente a un haz de luz laser verde

Figura 105. Esquema de la molécula de Rhodamina b

Los cortes fueron clasificados y rotulados en contenedores independientes con marcador indeleble con la letra L para el grupo de muestras de Láser y con la letra T para el grupo de muestras de instrumental rotatorio (Turbina), continuado luego de la letra mayúscula con el número que indica el corte (1,2,3 ó 4).

Figura 107. Proceso de tinción de los cortes de muestras dentarias para la observación al microscopio

Figura 108. Extracción de los contenedores, respetando el rotulado para su posterior lavado y eliminación de los excesos de Rhodamina b

Figura 109. Corte dentario pulido y con tinción de Rhodamina b al 1%

Figura 110. Corte dentario pulido y con tinción de Rhodamina b al 1%

Figura 111. Cortes realizados, pulidos e impregnados de Rhodamina b para la observación al microscopio

Los cortes 1 y 3 serán analizados al Microscopio Olympus IX-81 Inverted Confocal Fluorescence (ICF) a 428X y 2132X de aumento y los cortes 2 y 4 al Microscopio Olympus LEXT OLS4000 3D Confocal Laser a 428X y 2132X de aumento. (Anexo 4)

Figura 112. Microscopio Olympus LEXT OLS3100 del Laboratorio LAMARX Córdoba

Figura 113. Obsérvese los cortes sobre la platina del Microscopio para su observación

Figura 114. Obsérvese los cortes sobre la platina del Microscopio para su observación habiéndose absorbido con papel tissu el exceso de humedad

Figura 115. Calibración de la altura de la platina para la observación y captura de las imágenes

Figura 116. Software para el manejo del Microscopio Olympus LEXT OLS3100

Figura 117. Cortes colocados sobre la platina del microscopio

Figura 118. Cortes colocados sobre la platina del microscopio

Figura 119. Pantalla y panel de control para la captura de las imágenes observadas en el Microscopio

Figura 120. Imagen de la interfase de uno de los cortes observados con la escala colocada (obsérvese de izquierda a derecha el material de restauración, el adhesivo, la interfase y el diente)

Figura 121. Microscopio Olympus IX-81 Inverted Confocal Fluorescence

Figura 122. Observación de cortes dentarios en el Microscopio Olympus IX-81

Figura 123. Observación de cortes dentarios en el Microscopio Olympus IX-81

Figura 124. Utilización del Software Image Pro Plus V para realizar toma de medidas

Se determinarán los valores de desadaptación de la resina (Interfase) a través de mediciones en la zona de interfase. Para los datos se procedió a realizar una planilla que permitió tabular los datos obtenidos en las mediciones realizadas en ambos microscopios.

Para la recolección de datos se tomó la decisión de obtener los valores según el siguiente criterio:

Microscopio Confocal ICF:

Se realizó la toma de medidas sobre el eje perpendicular a la superficie de desadaptación (Interfase) también llamado eje X y medidas sobre el eje Y (figura 125 y 126) que permite incorporar el análisis de la desadaptación en el plano observación, por tal motivo se obtuvieron como mínimo 5 medidas de desadaptación en la zona de la base (Pared Cervical) de la muestra a analizar y dos medidas sobre las paredes laterales de la restauración en ambos ejes.

Figura 125. Registro de medidas de la zona de interfase de la muestra estudiada en ambos ejes, también obsérvese la presencia de zonas de fractura de materiales y la presencia de los ambos objetos del presente estudio

Figura 126. Análisis de la muestra en ambos ejes

Microscopio Olympus LEXT OLS4000 3D Confocal Láser:

Se realizó recolección de datos sobre el eje perpendicular a la superficie de desadaptación (Figura 127) también llamado anteriormente eje X, medidas sobre el eje Y que permite incorporar el análisis de la desadaptación en el plano observación y se incorporó este Microscopio en el análisis por la posibilidad de realizar las mediciones de la superficie de desadaptación en 3 dimensiones. Por tal motivo, se obtuvieron como mínimo 5 medidas de desadaptación en la zona de la base (Pared Cervical) de la muestra a analizar y dos medidas sobre las paredes laterales de la restauración en ambos ejes y la superficie de desadaptación en la zona de medición.

Todas las medidas fueron calibradas en micrómetros (μm). Cada etapa realizada se registrará fotográficamente utilizando Cámara Fotográfica Digital Nikon D90 con sensor de imágenes CMOS de formato DX mejorado y 12,3 megapíxeles.

Figura 127. Estudio tridimensional de la muestra utilizando el Software del Microscopio Olympus LEXT

La Morfometría de las microfotografías de los cortes en cada muestra de los dos grupos fueron estudiados por medio de Microscopía con Microscopio Olympus IX-81 Inverted Confocal Fluorescence (ICF) a 428X y 2132X de aumento los cortes 1 y 3, mientras que los cortes 2 y 4 al Microscopio Olympus LEXT OLS4000 3D Confocal Laser a 428X y 2132X de aumento. Fueron fotografiados digitalmente y evaluada su adaptación con el software Image Pro Plus V (Media Cybernetics, USA) para determinar el grado de adaptación de la resina incorporada y la pared dentaria en los cortes de cada muestra en el plano de corte midiendo la desadaptación en micrómetros (μm) en los ejes X e Y, en los márgenes de la cavidad realizada, con los distintos equipamientos para observar la existencia o no de Interfase y se realizó la medición en 2 y 3 dimensiones de los cortes 2 y 4 con el Software Olympus LEXT OLS4100 Versión 3.1.1.1 (software analizador de imágenes).

Tomando en consideración que la medición de 0 (cero) μm^2 se considerará como 100% de adaptación y ausencia de Interfase (ausencia de desadaptación de la resina)

Figura 128. Toma de medidas a través del Software Image Pro Plus V

Figura 129. Toma de medidas a través del Software Image Pro Plus V

Figura 130. Toma de medidas a través del Software Image Pro Plus V

Figura 131. Realización de tablas en el Software Image Pro Plus V

Análisis estadístico

En el estudio sobre la adaptación de una resina fotopolimerizable únicamente se ha efectuado un análisis descriptivo puesto que sólo se quería objetivar la magnitud de la zona de interfase que se generaba con la aplicación del láser de Er:YAG para la confección de una cavidad clase I y cavidades realizadas con instrumental rotatorio.

Introducción de datos

Los datos obtenidos de las mediciones realizadas se volcaron a una hoja de cálculo del Software Microsoft Excel 2010, incorporándose en 2 tablas diferentes en razón del tratamiento efectuado. En cada una de estas tablas los datos se agruparon en una serie de columnas cuyo contenido era:

- Primera columna: Número de muestra
- Segunda columna: Número de corte
- Tercera columna: Eje de análisis
- Cuarta columna: Dimensión estudiada (Espesor/Superficie)
- Quinta columna: Tipo de microscopio
- Sexta columna: Magnificación del microscopio.
- Séptima/undécima columna: Valores medidos en la zona cervical de la cavidad o Base
- Duodécima y treceava columna: Valores de desadaptación medidos en las paredes de la cavidad.

Estrategia de análisis

La verificación y tabulación de los datos de la hoja de cálculo Excel, permitió hacer un análisis inicial de los mismos. Éstos se volcaron al paquete de análisis estadístico SPSS Statistics Desktop, V22.0 para su tratamiento.

Análisis de la relación entre variables

Se comparó el espesor y la superficie (variables dependientes) entre las técnicas de láser y turbina. Se obtuvieron datos con microscopios LEXT y Confocal. Se midieron espesores y superficies a niveles base y pared, utilizando el eje Y y el eje transversal. Los valores de espesores y superficies analizados se obtuvieron como el promedio de las mediciones en varios puntos aleatorios, tanto a nivel base (hasta siete puntos), como a nivel pared (hasta 3 puntos).

Para cada conjunto de datos se informaron los siguientes parámetros: número de observaciones (n), media, desviación estándar (D.E.), mínimo (Mín), máximo (Máx), mediana, primer cuartil (Q1) y tercer cuartil (Q3).

Las comparaciones entre dos grupos de datos se realizaron mediante la prueba T-Student agrupada (estadístico T) cuando se cumplieron los supuestos de normalidad y homogeneidad

de varianza. Cuando alguno de estos supuestos no se cumplió, se realizó la prueba de Wilcoxon para muestras independientes (Mann-Whitney) (estadístico W). Los supuestos de normalidad y homogeneidad de varianza se analizaron mediante las pruebas de Shapiro-Wilk (modificada) y F para igualdad de varianza, respectivamente.

La descripción de los resultados se complementó mediante gráficos de cajas y de densidad de puntos. Los gráficos de cajas presentan las siguientes características: los extremos inferior y superior de cada caja corresponden a mínimo y máximo, respectivamente; los bordes inferior y superior, a Q1 y Q3, respectivamente; la línea interna de la caja corresponde a la mediana; el punto indica la posición de la media. En los gráficos de densidad de puntos, cada punto corresponde a una observación.

Se fijó un nivel de significación del 5% ($\alpha = 0,05$) en todas las pruebas estadísticas. Es decir, $p < 0.05$ indica un resultado significativo (S); $p \geq 0.05$, no significativo (NS).

Figura 131. ayb) Elaboración de cálculos estadísticos y realización de gráficos utilizando el Software SPSS 22.0

Bioseguridad:

El laser será utilizado de acuerdo con las normas de bioseguridad establecidas por el Ministerio de Salud de la Nación Argentina.

Figura 131. c) Gafas de Seguridad para el LASER Er:YAG de 2940nm, d) Gráfico de la zona de absorción de la energía laser de las gafas utilizadas, obsérvese el rango de protección

CAPÍTULO

09

Resultados

Análisis estadístico de los resultados

Para terminar se procedió al análisis estadístico de los resultados obtenidos en nuestra investigación.

El modelo experimental desarrollado y utilizado ha funcionado correctamente y no ha presentado mayores inconvenientes en su ejecución. Todas las muestras utilizadas y las distintas tecnologías empleadas no generaron dificultades en su manipulación.

La Estadística es la ciencia que se encarga de recolectar datos de una población o muestra. La metodología estadística empleada es la Estadística descriptiva. Ésta constituye una gran parte de la estadística que se dedica a recolectar, ordenar, analizar y representar un conjunto de datos, con el fin de describir apropiadamente las características del mismo. Este análisis es concreto y muy bien definido. Aunque hay tendencia a generalizar a toda la población, las primeras conclusiones obtenidas tras un análisis descriptivo, es un estudio que calcula una serie de medidas de tendencia central, para ver en qué medida los datos se agrupan o dispersan en torno a un valor central.

Dado que las variables examinadas son cualitativas, los resultados de cada muestra analizada en los Microscopios utilizados informan la desadaptación obtenida en ambas técnicas estudiadas.

Se calcularon para cada conjunto de datos y se informaron los siguientes parámetros: número de observaciones (n), media, desvia-

ción estándar (D.E.), mínimo (Mín), máximo (Máx), mediana, primer cuartil (Q1) y tercer cuartil (Q3).

Las comparaciones entre dos grupos de datos se realizaron mediante la prueba T-Student agrupada (estadístico T) cuando se cumplieron los supuestos de normalidad y homogeneidad de varianza. Cuando alguno de estos supuestos no se cumplió, se realizó la prueba de Wilcoxon para muestras independientes (Mann-Whitney) (estadístico W).

Los supuestos de normalidad y homogeneidad de varianza se analizaron mediante las pruebas de Shapiro-Wilk (modificada) y F para igualdad de varianza, respectivamente.

La mayoría de las microfotografías muestran semejanzas con respecto a la zona de la pared de las cavidades realizadas en ambos grupos con las dos técnicas propuestas, mientras que en la zona de la base de las cavidades realizadas se observaron diferencias en el grado de adaptación de la resina al tejido dentario observándose un leve aumento de la desadaptación en las cavidades tratadas con láser de Er:YAG.

1.Datos obtenidos mediante Microscopio Confocal LEXT 3100

Evaluación del espesor de la desadaptación de la resina en cavidades realizadas con láser Er:YAG e Instrumental rotatorio de superalta velocidad.

Figura 132. Imagen de la cavidad estandarizada, realizada con Instrumental rotatorio Turbina KaVo 650B a 432X MCL3100

Figura 133. Imagen de la cavidad realizada con Laser Er:YAG Key III KaVo a 432X MCL3100, obsérvese las rugosidades de la superficie.

Figura 134. a,b,c,d) Imágenes tridimensionales de las cavidades realizadas MCL3100 432X

Figura 135a.

Figura 135b.

Figura 135c.

Figura 135. a) Corte tridimensional de la cavidad estandarizada MCL3100, b) Selección de plano de estudio para corte tridimensional de la cavidad estandarizada, c) Corte del plano de estudio en la imagen 3D aplicando la función Wireframe 432X

Figura 136. Vista frontal del plano de corte de la cavidad en la imagen en 3D utilizando la función wireframe con escalas de control

Figura 137. a) Análisis sobre plano X, b) Análisis sobre plano Y, c) y d) Análisis de la rugosidad (Función Roughness) de la superficie por medio del MCL3100 utilizando Gaussian Filter en los planos XeY -2132X-

Figura 138. Selección de zonas de estudio en las cavidades estandarizadas -2132X-

Figura 139. ayb) Análisis de la profundidad de las cavidades a estudiar, obsérvese las escalas en ejes X,Y y Z además de la escala para la determinación de la profundidad del estudio -2132X-

Figura 139. ayb) Análisis de la profundidad de las cavidades a estudiar, obsérvese las escalas en ejes X,Y y Z además de la escala para la determinación de la profundidad del estudio -2132X-

Figura 140. Análisis combinado de profundidad con la selección de un plano de estudio -2132X-

Figura 141. Pantalla de Software de estudio del MCL3100

Figura 142. Análisis tridimensional en un plano de estudio seleccionando el plano sobre el eje X

Figura 143. Análisis tridimensional en un plano de estudio seleccionando el plano sobre el eje Y

Figura 144a.

Figura 144b.

Comparación de espesor de la desadaptación entre láser Er:YAG e Instrumental rotatorio de superalta velocidad a nivel de la base de la cavidad realiza usando medidas en el eje Y a través del estudio tridimensional.

Dimensión	Eje de medición	Microscopio	Magnif	Interfase	Interfase	Interfase	Interfase	Interfase	Pared1	Pared2
				B1	B2	B3	B4	B5		
Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	31.344	37.157	37.916	52.450	39.685	10.696	2.951
Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	139.950	42.237	78.801	40.346	31.520	11.702	3.596
Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	42.466	41.328	41.960	43.603	40.111	6.006	0.598
Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	75.502	106.332	76.760	86.198	86.827	4.668	2.226
Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	11.800	12.094	26.088	9.353	0.897	1.643	5.940
Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	27.055	30.201	21.392	18.875	10.696	0.958	1.368
Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	10.209	8.230	1.100	11.954	15.100	1.112	2.554
Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	320.900	328.501	42.889	56.794	0.3714	12.100	28.313
Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	29.848	166.303	62.776	36.624	7.142	2.841	1.368
Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	8.988	16.105	21.879	36.851	12.273	1.115	0.889
Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	10.800	16.094	26.188	7.540	5.432	2.396	1.258
Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	13.891	13.029	12.716	10.320	6.799	0.097	2.698

Tabla 14

Análisis 1. Descripción del espesor en eje Y a nivel de la base con técnicas láser y turbina, utilizando microscopio Olympus LEXT 3100.

Microscopio	Eje	Técnica	Variable	n	Media	D.E.	Mín	Máx	Mediana	Q1	Q3
M.O. LEXT 3100 3100	Y	láser	Espesor Base (µm)	12	30,61	15,75	6,79	59,43	30,38	15,24	35,51
		turbina		12	47,66	50,58	9,32	187,27	30,68	13,21	60,54

MUESTRAS LASER	Dimensión	Eje de medición	Microscopio	Magnif	Interfase B1	Interfase B2	Interfase B3	Interfase B4	Interfase B5	Pared1	Pared2
1	Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	21.392	13.842	47.818	34.605	25.163	1.981	5.987
2	Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	20.474	33.619	45.246	44.488	33.745	5.992	31.237
3	Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	27.299	12.639	40.949	35.767	40.064	7.005	4.247
4	Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	25.163	62.485	25.796	61.031	122.690	3.899	7.005
5	Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	54.739	42.501	50.964	39.009	29.572	5.682	1.911
6	Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	26.541	16.177	24.013	22.623	25.151	4.024	6.559
7	Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	40.897	35.234	18.240	13.213	22.021	0.951	1.021
8	Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	5.699	5.193	5.699	10.385	6.966	6.039	3.812
9	Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	11.954	11.988	15.730	17.617	18.885	7.550	1.559
10	Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	5.940	12.386	16.936	14.282	12.639	5.814	4.009
11	Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	6.917	46.528	31.561	63.019	13.431	7.100	3.975
12	Espesor	Eje Y	LEXT 3100	2132X	15.166	53.535	93.994	69.791	31.204	8.908	8.986

Tabla 15

No se encontraron diferencias significativas entre ambas técnicas (Análisis 1 y 2; Grafico 1).

Análisis 2. Comparación del espesor en eje Y a nivel de la base entre técnicas realizadas con láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando microscopio Confocal Olympus LEXT 3100, mediante la prueba estadística de Wilcoxon para muestras independientes.

Distribución de la prueba estadística de Wilcoxon:

Sea $X_1, X_2, \dots, X_n$ una muestra aleatoria.
 $W = \sum R_i I\{X_i > 0\}$,
 Donde R_i es el rango de X_i e $I\{\cdot\}$ es la función indicadora

Microscopio	Eje	Variable	Grupo 1	Grupo 2	n(1)	n(2)	W	p
M.O. LEXT 3100 3100	Y	Espesor Base (μm)	Laser	Turbine	12	12	144	0,729 (NS)

Gráfico 1. Gráfico de cajas. Espesor a nivel de la base de la cavidad en el eje Y con las técnicas de láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando Microscopio Confocal Olympus LEXT 3100.

Figura 145. Estudio tridimensional de la zona de interfase GAP(G) entre el material de restauración (M) y estructura dentaria (D), obsérvese la presencia de TAGS (T) y zonas de fractura (F)

Figura 146. Estudio tridimensional de la muestra cavitada con instrumental rotatorio coloreada

Figura 147. Ampliación del GAP en la muestra, obsérvese la escala

Figura 148. Contorno del GAP utilizando la función Contourn para determinar mediciones

Figura 149a.

Figura 149b.

Figura 149c.

Figura 149. Análisis Gaussiano (histograma) de la zona de GAP sobre los ejes XeY (byc), observe-se el perfil de desadaptación de la zona de interfase

Figura 150a.

Figura 150b.

Figura 150. Selección de plano de estudio en vista 3D (a) para la aplicación del perfil Gaussiano (b)

Figura 151. Análisis tridimensional del GAP producido en la muestra realizada con instrumental rotatorio (ayb), histograma del GAP en el plano de estudio (c)

Figura 152. Análisis tridimensional vista superior observándose a través del Cross Seccional View el plano de estudio seleccionado para toma de medidas

Figura 153. Análisis tridimensional vista inferior observándose a través del Cross Seccional View el plano de estudio seleccionado para toma de medidas

Figura 154. Estudio en dos dimensiones del GAP de una muestra tratada con Laser Er:YAG a) eje X, c) eje Y, b y d) Aplicando Gaussian Filter se observa la superficie de desadaptación en los ejes XeY

Figura 155. Estudio de la muestra tratada con laser Er:YAG a través del Software Olympus para el MOL3100

Figura 156. Análisis del GAP (G) de la muestra, obsérvense las zonas de fracturas (F), la presencia de TAGs(T), se ve la zona de adhesivo (A), el material de restauración (M) y la dentina (D)

Figura 157. Utilización del Cross Seccional View para observar el GAP del plano de estudio

Figura 158. Obsérvese el plano de estudio seleccionado (P) para determinar las medidas de desadaptación del GAP (G) en la muestra tratada con laser Erbío

Comparación de espesor de la desadaptación de la resina entre cavidades realizadas láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad a nivel de la base de las cavidades realizadas usando las medidas obtenidas en el eje Transversal del estudio tridimensional al Microscopio Confocal Olympus LEXT 3100.

Dimension	Eje de medición	Microscopio	Magnif	Interfase B1	Interfase B2	Interfase B3	Interfase B4	Interfase B5	Pared1	Pared2
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	28.749	21.910	25.404	20.854	29.636	2.707	5.146
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	27.107	78.648	3.101	37.122	42.784	1.100	4.220
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	36.273	35.514	42.971	39.811	41.075	5.095	3.004
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	44.043	76.131	76.760	95.006	85.569	6.029	4.367
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	3.419	12.191	21.961	24.613	2.138	2.528	1.108
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	38.380	18.875	11.205	15.730	11.954	4.944	12.083
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	11.293	6.921	13.238	14.988	16.359	1.853	0.374
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	28.000	35.446	36.724	40.937	23.569	5.149	6.214
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	24.948	38.914	37.851	15.274	13.029	7.358	5.658
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	5.952	6.777	7.540	8.674	4.943	7.894	3.486
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	8.209	8.630	10.821	9.861	5.949	4.297	7.854
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	10.691	13.042	15.810	17.714	5.147	6.259	10.110

Tabla 17

Dimensión	Eje de medición	Microscopio	Magnif	Interfase B1	Interfase B2	Interfase B3	Interfase B4	Interfase B5	Pared1	Pared2
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	15.730	22.021	12.584	22.021	10.067	2.136	6.806
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	35.388	39.306	20.348	128.204	34.377	6.319	7.296
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	38.295	26.415	28.563	37.778	36.778	6.741	4.169
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	49.076	134.016	90.602	59.772	66.693	4.008	6.147
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	30.009	45.301	20.134	13.213	11.954	5.982	2.359
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	30.333	21.738	15.798	12.007	16.430	3.843	11.228
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	22.682	11.978	5.674	2.583	3.181	1.058	0.685
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	9.873	10.765	7.092	7.096	12.486	5.699	4.053
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	12.589	10.696	16.359	14.471	6.934	3.358	1.034
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	7.457	6.319	7.962	12.891	21.038	7.562	4.782
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	33.852	39.417	27.459	59.793	12.129	6.841	4.295
Espesor	Transversal	LEXT 3100	2132X	13.743	48.412	91.712	66.784	28.101	9.451	11.539

Tabla 18

No se encontraron diferencias significativas entre la desadaptación de la resina en cavidades realizadas láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad (Análisis 3 y 4; Grafico 2).

Análisis 3. Descripción del espesor de la desadaptación a nivel de la base de la cavidad, en eje transversal con técnicas láser Er:YAG y turbina superalta velocidad, utilizando Microscopio Confocal Olympus LEXT 3100.

Microscopio
M.O. LEXT 3100

Eje	Técnica	Variable	n	Media	D.E.	Mín	Máx	Mediana	Q1	Q3
Transversal	láser	Espesor Base (µm)	12	29,15	21,92	9,22	80,03	21,69	11,13	34,53
	turbina		12	25,77	19,21	6,78	75,5	22,27	12,48	32,94

Tabla 19

Análisis 4. Comparación del espesor en eje transversal a nivel de la base de las cavidades entre técnicas realizadas láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando microscopio Confocal Olympus LEXT 3100, mediante la prueba estadística T-Student agrupada.

Distribución t de Student:

$T \sim t_v$ Siendo v los grados de libertad.
 $p = P(T \leq t) = \int_{-\infty}^t \phi_T(u) du = 1 - \alpha$

donde:

$$\phi_T(u) = \frac{1}{\sqrt{\nu\pi}} \frac{\Gamma(\frac{\nu+1}{2})}{\Gamma(\frac{\nu}{2})} \left(1 + \frac{u^2}{\nu}\right)^{-\frac{\nu+1}{2}}$$

Microscopio	Eje	Variable	Grupo 1	Grupo 2	n(1)	n(2)	T	gl	p
M.O. LEXT 3100	Transversal	Espesor Base (µm)	láser	turbina	12	12	0,4	22	0,6921 (NS)

Tabla 20

Gráfico 2. Gráfico de cajas. Espesor a nivel de la base de la cavidad en eje transversal del estudio tri-dimensional con las técnicas de láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando microscopio Confocal Olympus LEXT 3100

Comparación de espesor de la desadaptación de la resina entre cavidades realizadas con láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad a nivel pared de la cavidad usando medidas en el eje Y del estudio tridimensional utilizando Microscopio Confocal LEXT 3100.

Los datos descriptivos sugieren un mayor espesor de desadaptación con láser Er:YAG, sin embargo la diferencia entre ambas técnicas no llegó a ser estadísticamente significativa (Análisis 5 y 6, Gráficos 3 y 4).

Análisis 5. Descripción del espesor a nivel de la pared de la cavidad en el eje Y con las técnicas de láser de Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando microscopio Confocal Olympus LEXT 3100.

Microscopio	Eje	Técnica	Variable	n	Media	D.E.	Mín	Máx	Mediana	Q1	Q3
M.O. LEXT 3100 3100	Y	láser	Espesor Pared (µm)	12	6,05	4,34	0,99	18,61	5,11	3,98	5,54
		turbina		12	4,73	5,39	1,00	20,21	2,70	1,40	6,00

Tabla 21

Análisis 6. Comparación del espesor de desadaptación de la resina en el eje Y a nivel de la pared de la cavidad entre las técnicas de láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando microscopio Confocal Olympus LEXT 3100, mediante la prueba de Wilcoxon para muestras independientes.

Microscopio
I.O. LEXT 3100 3100

Eje	Variable	Grupo 1	Grupo 2	n(1)	n(2)	W	p
Y	Espesor Pared (µm)	Laser	Turbina	12	12	172	0,204 (NS)

Tabla 22

Gráfico 3. Gráfico de cajas. Espesor de desadaptación a nivel de la pared de la cavidad en el eje Y con técnicas de láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando microscopio Confocal Olympus LEXT 3100.

Gráfico 4. Gráfico de densidad de puntos. Espesor de la desadaptación a nivel de la pared de la cavidad en el eje Y del estudio tridimensional con técnicas de láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando microscopio Confocal Olympus LEXT 3100.

Comparación del espesor de la desadaptación de la resina entre cavidades realizadas con láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad a nivel pared de la cavidad usando medidas en eje Transversal del estudio tridimensional con Microscopio Confocal Olympus LEXT 3100.

No se encontraron diferencias entre ambas técnicas (Análisis 7 y 8; Gráfico 5).

Análisis 7. Descripción del espesor a nivel de la pared en eje transversal con técnicas láser y turbina, utilizando microscopio LEXT 3100.

Microscopio
M.O. LEXT 3100
3100

Eje	Técnica	Variable	n	Media	D.E.	Mín	Máx	Mediana	Q1	Q3
Transversal	láser	Espesor Pared (µm)	12	5,32	2,43	1,06	10,50	5,27	4,17	6,17
	turbina		12	5,06	2,15	1,85	8,51	5,44	2,66	6,08

Tabla 23

Análisis 8. Comparación del espesor de la desadaptación de la resina en el eje transversal del estudio tridimensional a nivel de la pared de las cavidades realizadas entre las técnicas de láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando microscopio Confocal Olympus LEXT 3100, mediante la prueba estadística T-Student agrupada.

Microscopio	Eje	Variable	Grupo 1	Grupo 2	n(1)	n(2)	T	gl	p
M.O. LEXT 3100 3100	Transversal	Espesor Pared (μm)	láser	turbina	12	12	0,28	22	0,7849 (NS)

Tabla 24

Gráfico 5. Gráfico de cajas. Espesor de la desadaptación de la resina a nivel de la pared de la cavidad en el eje transversal con técnicas láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando microscopio Confocal LEXT 3100.

Comparación de superficie de desadaptación entre cavidades realizadas con láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad a nivel de la base de la cavidad usando medidas en eje Y con Microscopio Confocal Olympus LEXT 3100.

	Dimensión	Eje de medición	Microscopio	Magnif	Interfase B1	Interfase B2	Interfase B3	Interfase B4	Interfase B5	Pared1	Pared2
1	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	318.534	486.613	366.336	533.131	428.808	0	0.678
2	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	1192.64	583.322	1149.84	656.574	0.911	0.328	0.009
3	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	541.177	861.928	643.074	126.245	246.614	0.501	0.406
4	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	454.412	199.656	22.558	1.224	18.716	0.964	0.016
5	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	25.013	20.163	0.641	15.140	0.02	4.01	7125
5	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	194.626	180.751	235.207	263.156	433.106	0	0.468
7	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	11.141	28.073	15.951	136.666	51.234	0.790	0
3	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	196.561	106.814	82.630	60.111	38.093	80.700	15111
9	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	136.143	89.931	96.019	526.713	2.666	0	0
0	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	17.693	20.913	35.077	49.129	6.354	0.956	1.023
1	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	25.013	20.163	0.641	8.134	3.791	0	1.345
2	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	20.136	4.342	3.943	12.699	0.669	0.258	0

Tabla 25

	Dimensión	Eje de medición	Microscopio	Magnif	Interfase B1	Interfase B2	Interfase B3	Interfase B4	Interfase B5	Pared1	Pared2
1	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	154.415	28.495	298.439	144.880	0.024	0.951	15.730
2	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	43.756	152.799	148.008	94.045	96.874	0.526	0
3	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	40.022	44.448	201.495	284.764	64.570	1.025	0.287
4	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	622.593	683.019	129.464	415.079	758.055	0	0.555
5	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	1493.24	1371.92	1947.60	576.235	273.584	0.358	1.027
6	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	251.782	164.831	166.573	101.443	230.596	0.689	0
7	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	30.236	36.242	6.356	26.339	13.702	0	0.158
8	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	2.608	0.184	0.097	4.825	0.680	0.688	0.369
9	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	56.901	27.622	135.864	73.748	63.152	8.700	0.400
0	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	19.870	69.816	147.39	108.648	12.498	21.309	0
1	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	3.918	216.213	73.914	336.197	1.863	1.563	1.000
2	Superficie	Eje Y	LEXT 3100	2132X	5.910	189.117	763.541	341.665	9.001	0.038	0

Tabla 26

No se encontraron diferencias significativas entre ambas técnicas (Análisis 9 y 10; Grafico 6).

Análisis 9. Descripción de la superficie de desadaptación en el eje Y a nivel de la base de las cavidades realizadas con técnicas de láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando microscopio Confocal Olympus LEXT 3100.

Microscopio	Eje	Técnica	Variable	n	Media	D.E.	Mín	Máx	Mediana	Q1	Q3
A.O. LEXT 3100 3100	Y	láser	Superficie Base (μm^2)	12	172.70	158.09	3,72	521,64	126,74	66,11	183,05
		turbina		12	193,11	209,50	10,28	619,95	118,08	20,11	261,37

Tabla 27

Análisis 10. Comparación de la superficie de desadaptación en el eje Y a nivel de la base de las cavidades realizadas entre las técnicas de láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando microscopio Confocal Olympus LEXT 3100, mediante la prueba estadística de Wilcoxon para muestras independientes.

Microscopio	Eje	Variable	Grupo 1	Grupo 2	n(1)	n(2)	W	p
M.O. LEXT 3100 3100	Y	Superficie Base (μm^2)	Laser	Turbina	12	12	153	0,8625 (NS)

Tabla 28

Gráfico 6. Gráfico de cajas. Superficie de desadaptación a nivel de la base de las cavidades en el eje Y con técnicas láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando microscopio Confocal Olympus LEXT 3100.

Comparación de superficie de desadaptación de la resina entre cavidades realizadas láser de Er:YAG y turbina de superalta velocidad a nivel de la base de la cavidad usando medidas en el eje Transversal del estudio tridimensional con Microscopio Confocal Olympus LEXT 3100.

MUESTRAS LASER	Dimensión	Eje de medición	Microscopio	Magnif	Interfase B1	Interfase B2	Interfase B3	Interfase B4	Interfase B5	Pared1	Pared2
1	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	56.429	75.483	46.588	113.758	36.464	0.547	2.248
2	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	61.325	159.16	61.896	44.235	117.622	1.296	4.221
3	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	306.140	249.780	165.514	205.609	228.052	2.039	0.298
4	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	242.936	721.789	751.789	333.967	344.318	0.156	8.412
5	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	926.889	1575.97	240.761	180.262	171.698	1.295	0.982
6	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	405.906	158.693	125.910	111.202	40.967	0.369	3.298
7	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	15.342	11.841	0.113	0.232	0.181	0	0
8	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	12.786	3.898	0.136	0	17.028	0.231	0.316
9	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	17.998	39.972	153.652	20.816	14.985	8.558	5.561
10	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	17.858	38.504	26.659	147.523	10.150	4.222	2.368
11	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	168.159	170.112	66.998	289.771	1.635	3.247	1.025
12	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	4.881	126.947	691.499	301.412	8.601	2.037	4.864

Tabla 29

MUESTRAS TURBINA	Dimensión	Eje de medición	Microscopio	Magnif	Interfase B1	Interfase B2	Interfase B3	Interfase B4	Interfase B5	Pared1	Pared2
1	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	288.910	326.004	326.855	171.796	283.537	3.027	5.055
2	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	337.435	318.324	8.194	616.022	885.346	0.998	0.564
3	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	616.796	670.909	319.275	382.352	822.733	10.238	7.568
4	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	508.697	25.735	0	181.139	0	2.358	0.571
5	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	13.615	8.130	6.821	19.861	0.538	7.944	0.608
6	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	358.677	469.067	331.604	258.722	354.987	17.444	22.389
7	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	90.418	2.840	0	211.194	96.392	11.287	0
8	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	112.111	66.571	44.443	66.451	66.991	31.159	9.871
9	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	46.991	86.413	50.664	6.914	3.006	12.284	1.800
10	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	12.916	10.191	21.661	34.613	5.653	19.047	18.109
11	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	19.141	18.073	0.894	3.667	0.034	2.356	5.448
12	Superficie	Transversal	LEXT 3100	2132X	8.041	3.004	2.707	8.942	0.031	8.246	0

Tabla 30

No se encontraron diferencias significativas entre ambas técnicas (Análisis 11 y 12; Grafico 7).

Análisis 11. Descripción de la superficie de desadaptación a nivel de la base de la cavidad en el eje transversal del estudio tridimensional utilizando técnicas de láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando Microscopio Confocal Olympus LEXT 3100.

Microscopio	Eje	Técnica	Variable	n	Media	D.E.	Mín	Máx	Mediana	Q1	Q3
M.O. LEXT 3100 3100	Transversal	láser	Sup. Base (µm²)	12	157,24	149,13	8,43	478,96	105,30	48,14	226,67
		turbina		12	167,61	191,81	5,67	562,41	75,74	13,63	279,42

Tabla 31

Análisis 12. Comparación de la superficie de desadaptación en eje transversal a nivel de la base de la cavidad realizada entre técnicas de láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando Microscopio Confocal Olympus LEXT 3100, mediante la prueba estadística de Wilcoxon para muestras independientes.

Microscopio	Eje	Variable	Grupo 1	Grupo 2	n(1)	n(2)	W	p
LEXT 3100 3100	Transversal	Superficie Base (μm^2)	láser	turbina	12	12	153	0.8625 (NS)

Tabla 32

Gráfico 7. Gráfico de cajas. Superficie de desadaptación a nivel de la base de la cavidad, analizando medidas en el eje transversal del estudio tridimensional, con técnicas de láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando Microscopio Confocal Olympus LEXT 3100.

Comparación de la superficie de desadaptación entre las técnicas de láser Er:YAG y turbina superalta velocidad a nivel pared de la cavidad usando medidas en eje Y del estudio tridimensional utilizando Microscopio Confocal LEXT 3100.

No se encontraron diferencias significativas entre ambas técnicas (Análisis 13 y 14; Gráfico 8).

Análisis 13. Descripción de la superficie a nivel de la pared en eje Y con técnicas láser y turbina, utilizando Microscopio Confocal LEXT 3100.

Microscopio	Eje	Técnica	Variable	n	Mediana	D.E.	Mín	Máx	Mediana	Q1	Q3
M.O. LEXT 3100	Eje Y	láser	Superficie Pared (μm^2)	3	15,33	6,03	9,00	21,00	16,00	9,00	21,00
		turbina		2	27,85	28,37	7,79	47,91	27,85	7,79	47,91

Tabla 33

Análisis 14. Comparación de la superficie en eje Y a nivel de la pared entre técnicas láser y turbina, utilizando Microscopio Confocal LEXT 3100, mediante la prueba estadística T-Student agrupada.

Microscopio	Eje	Variable	Grupo 1	Grupo 2	n(1)	n(2)	T	gl	p
M.O. LEXT 3100	Eje Y	Superficie Pared (μm^2)	láser	turbina	3	2	-0.8	3	0.4815 (NS)

Tabla 34

Gráfico 8. Gráfico de densidad de puntos. Superficie de desadaptación a nivel de la pared de la cavidad en el eje Y con técnicas láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando Microscopio Confocal LEXT 3100.

Comparación de la superficie de desadaptación de la resina en cavidades realizadas con láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad a nivel pared de la cavidad usando medidas en el eje Transversal del estudio tridimensional utilizando Microscopio Confocal LEXT 3100.

Los parámetros descriptivos sugieren que la superficie es mayor con láser: la mediana para láser es más del doble de la mediana para turbina (Análisis 15, Gráfico 9 y 10). Sin embargo, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas (Análisis 16).

Análisis 15. Descripción de la superficie de desadaptación de la resina a nivel de la pared de las cavidades realizadas con técnicas de láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad en el eje transversal del estudio tridimensional, utilizando microscopio Confocal LEXT 3100.

Microscopio	Eje	Técnica	Variable	n	Media	D.E.	Mín	Máx	Mediana	Q1	Q3
M.O.LEXT 3100	Transversal	láser	Superficie Pared (μm^2)	12	16,50	20,22	0,00	70,60	11,54	2,14	18,34
		turbina		12	8,40	7,11	0,78	20,52	5,29	3,90	8,90

Tabla 35

Análisis 16. Comparación de la superficie en eje transversal a nivel de la pared entre técnicas láser y turbina, utilizando microscopio Confocal LEXT 3100, mediante la prueba estadística de Wilcoxon para muestras independientes.

Microscopio	Eje	Variable	Grupo 1	Grupo 2	n(1)	n(2)	W	p
M.O. LEXT 3100	Transversal	Superficie Pared (μm^2)	láser	turbina	12	12	158	0,6442 (NS)

Tabla 36

Gráfico 9. Gráfico de cajas. Superficie de desadaptación a nivel de la pared de la cavidad en el eje transversal del análisis tridimensional con técnicas de láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando microscopio Confocal LEXT 3100.

Gráfico 10. Gráfico de densidad de puntos. Superficie de desadaptación a nivel de la pared de la cavidad en el eje transversal del estudio tridimensional con técnicas láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando microscopio Confocal LEXT 3100.

Figura 159. Corte dentario de una muestra tratada con instrumental rotatorio para el estudio en dos dimensiones con el MCO-IX81. Obsérvese la presencia de GAP (G), TAGs (T) y zonas de fractura (F)

2. Datos obtenidos mediante Microscopio Confocal Olympus IX-81

No se realizaron medidas de superficie con Microscopio Confocal Olympus IX-81. Solamente se midió el espesor.

Turbina

Figura 160. Análisis con el MCO-IX81, Obsérvese la presencia de GAP (G), Capa Inhibida (Ci) y zonas de fractura (F)

Figura 161. Análisis con el MCO-IX81, obsérvese la presencia de GAP (G), TAGs (T), Capa Inhibida (Ci) y zonas de fractura (F)

Figura 162. Análisis de muestra en zonas laterales de la cavidad, obsérvese la dirección de los túbulos dentarios, obsérvese la presencia de G y F

Figura 163. Zona de material de restauración adaptada a esmalte dentario (E), existe presencia de G y F, (D) Dentina

Figura 164. Zona de desadaptación G en muestra tratada con instrumental rotatorio, obsérvese la presencia de T y una zona F perteneciente a la dentina

Figura 165. Zona de desadaptación G en muestra tratada con instrumental rotatorio, obsérvese la presencia de T, una zona F perteneciente a la dentina y muy claramente unas zonas de Ci

Figura 166. Desadaptación observada en pared cavitaria, véase la presencia de T en la zona inferior y la disminución del G hacia oclusal

Figura 167. Zona de desadaptación G en muestra tratada con instrumental rotatorio, obsérvese la presencia de T y una zona F perteneciente a la dentina

Figura 168. Zona de desadaptación G en muestra tratada con Laser Er:YAG, obsérvese la presencia de una zona F perteneciente al adhesivo

Figura 169. Obsérvese la G y la presencia de F perteneciente al adhesivo, por medio de la Rhodamina se genera fluorescencia a través del laser del MOC-IX81, se ve claramente la presencia de T en la D

Figura 170. Obsérvese la gran penetración del adhesivo en los tubulillos dentinarios por medio de la fluorecencia generada por la Rhodamina b, también se encuentra una amplia zona de G y la presencia de F

Figura 171. Zonas de Ci rodeando el G, se ve claramente la presencia de T en la muestra tratada con Laser de Er:YAG de 2940nm

Figura 172. Se observan varias zonas de F, gran penetración de adhesivo (PA) en los tubulillos dentinarios y la presencia de G

Figura 173. Zona de desadaptación G del material de restauración y presencia de T en muestra tratada con laser Er:YAG

Figura 174. Obsérvese la pequeña zona de desadaptación G en la zona de las paredes dentinarias de la cavidad realizada y la presencia de T observada con MOC-IX81

Figura 175. Obsérvese la gran presencia de F y de T en la muestra tratada con Laser, también se encuentra presente una amplia zona G

Figura 176. Delimitación de zona de mediciones realizadas a través del software image Pro Plus V, para realizar cálculos estadísticos en muestras tratadas con instrumental rotatorio

Figura 177. Delimitación de zona de mediciones realizadas a través del software image Pro Plus V, para realizar cálculos estadísticos en muestras tratadas con instrumental rotatorio

Figura 178. Delimitación de zona de mediciones realizadas a través del software image Pro Plus V, para realizar cálculos estadísticos en muestras tratadas con laser Er:YAG

Figura 179. Delimitación de zona de mediciones realizadas a través del software image Pro Plus V, para realizar cálculos estadísticos en muestras tratadas con laser Er:YAG

MUESTRAS TURBINA	Dimensión	Eje de medición	Microscopio	Magnif	Interfase	Interfase	Interfase	Interfase	Interfase	Pared1	Pared2
					B1	B2	B3	B4	B5		
13	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	31.920	34.721	33.880	82.120	26.335	16.211	0
14	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	6.786	21.043	30.188	19.719	15.235	0	3.999
15	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	18.446	8.887	7.208	14.703	5.171	5.095	4.200
16	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	12.198	12.111	29.934	46.486	28.266	7.844	0
17	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	19.359	10.161	42.937	48.446	34.204	0.985	8.329
18	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	22.894	41.391	34.914	22.795	18.099	9.899	0
19	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	55.896	2.994	46.257	54.086	22.352	3.165	1.589
20	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	69.413	10.011	49.990	66.523	42.300	16.549	0
21	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	46.370	22.714	67.375	71.344	12.111	1.269	3.394
22	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	20.641	18.661	34.900	74.298	34.914	11.114	0
23	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	34.171	4.411	28.081	34.298	15.235	12.661	1.568
24	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	27.176	36.948	30.063	29.814	21.043	0	11.555
25	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	49.216	41.776	32.238	36.686	19.359	7.031	0

Tabla 37

Espesor de la desadaptación de la resina en cavidades realizadas con láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad analizadas con Microscopio Confocal Olympus IX-81 en dos dimensiones

Comparación de espesor de la desadaptación de la resina entre cavidades realizadas con láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad a nivel de la base de la cavidad usando medidas en eje Y del estudio en dos dimensiones utilizando Microscopio Confocal Olympus IX-81.

MUESTRAS LASER	Dimensión	Eje de medición	Microscopio	Magnif	Interfase	Interfase	Interfase	Interfase	Interfase	Pared1	Pared2
					B1	B2	B3	B4	B5		
13	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	27.451	34.721	33.185	66.517	31.075	0	0.347
14	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	7.600	18.096	33.811	20.119	12.340	0.222	0.489
15	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	21.766	8.887	5.838	12.644	5.792	0	1.021
16	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	14.393	11.911	33.523	37.653	22.895	1.062	0
17	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	15.680	8.230	36.925	54.260	38.308	0.998	0.954
18	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	25.641	48.841	39.104	26.898	14.660	0.357	0
19	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	62.604	2.594	51.808	60.576	19.222	0.025	0.564
20	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	56.224	10.011	42.991	53.883	47.376	0	0.258
21	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	37.559	19.534	75.460	57.788	11.911	1.008	0
22	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	23.118	23.118	18.661	39.088	87.671	0	0.269
23	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	27.678	4.940	22.745	38.414	20.119	0.259	0
24	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	27.176	27.176	41.382	35.474	33.392	0.587	0.347
25	Espesor	Eje Y	CONFOCAL	2132X	55.122	41.776	38.040	25.640	19.232	0	0.159

Tabla 38

No se encontraron diferencias significativas entre ambas técnicas (Análisis 17 y 18; Gráfico 11).

Análisis 17. Descripción del espesor de la desadaptación en el eje Y a nivel de la base de las cavidades realizadas con técnicas de láser Er:YAG y turbina, de superalta velocidad utilizando microscopio Confocal Olympus IX-81 en dos dimensiones.

Microscopio	Eje	Técnica	Variable	n	Media	D.E.	Mín	Máx	Mediana	Q1	Q3
M.O. IX-81	Y	láser	Esp. Base (µm)	13	32,53	10,72	10,99	47,59	34,36	24,07	40,14
		turbina		13	32,72	11,43	10,88	51,95	31,02	25,80	39,98

Tabla 39

Análisis 18. Comparación del espesor de la desadaptación de la resina en el eje Y a nivel de la base de las cavidades realizadas técnicas con láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando Microscopio Confocal Olympus IX-81 en dos dimensiones, mediante la prueba estadística T-Student agrupada.

Microscopio	Eje	Variable	Grupo 1	Grupo 2	n(1)	n(2)	T	gl	p
M.O. IX-81	Y	Espesor Base (µm)	Láser	Turbine	13	13	-0,04	24	0,9649 (NS)

Tabla 40

Gráfico 11. Gráfico de cajas. Espesor de la desadaptación a nivel de la base de la cavidad en el eje Y con láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando Microscopio Confocal Olympus IX-81.

MUESTRAS	Eje de medición				Interfase	Interfase	Interfase	Interfase	Interfase		
TURBINA	Dimensión	medición	Microscopio	Magnif	B1	B2	B3	B4	B5	Pared1	Pared2
13	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	28.854	23.594	27.333	45.302	14.219	2.707	1.898
14	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	5.171	13.024	15.014	8.239	2.929	0.207	1.566
15	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	8.256	4.943	7.003	40.189	6.029	2.420	0.951
16	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	14.359	5.949	21.943	38.676	6.835	0.998	0.568
17	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	18.099	5.146	29.007	37.432	5.899	3.095	1.699
18	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	12.422	14.219	15.745	27.133	4.367	9.238	6.894
19	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	41.374	2.929	30.001	49.507	34.938	4.000	6.358
20	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	43.171	6.029	38.666	57.691	31.553	2.358	1.598
21	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	35.105	6.835	50.438	68.023	16.63.03	8.528	5.015
22	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	29.890	5.899	32.007	52.207	16.105	6.921	5.368
23	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	22.283	4.367	29.087	28.133	16.094	4.927	2.269
24	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	21.054	34.938	27.843	29.133	13.029	7.064	5.487
25	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	36.152	31.553	33.186	33.200	9.870	1.723	1.868

Tabla 41

2.1.2. Comparación del espesor de la desadaptación de la resina en cavidades realizadas con láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad a nivel de la base de la cavidad usando medidas en eje Transversal del estudio en dos dimensiones con Microscopio Confocal Olympus IX-81.

MUESTRAS		Eje de medición	Microscopio	Magnif	Interfase	Interfase	Interfase	Interfase	Interfase	Pared1	Pared2
LASER	Dimensión				B1	B2	B3	B4	B5		
13	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	22.921	27.310	19.476	16.551	32.430	9.567	6.024
14	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	29.96	30.914	43.460	50.143	12.456	7.996	5.668
15	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	20.30	6.331	29.413	15.166	13.267	9.579	4.689
16	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	14.30	17.001	16.543	20.013	10.984	8.569	7.001
17	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	14.06	24.550	24.404	18.671	6.104	6.583	3.269
18	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	17.24	80.075	110.371	76.311	68.160	12.189	5.489
19	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	87.98	89.890	90.487	63.079	47.333	10.287	4.532
20	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	59.31	77.761	110.981	101.435	55.561	11.296	5.555
21	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	73.10	80.459	35.813	25.674	22.403	8.995	6.498
22	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	27.32	53.519	64.858	12.170	10.797	6.005	2.369
23	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	36.84	71.891	64.984	97.060	38.050	8.069	4.667
24	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	54.90	63.690	56.700	43.004	27.390	11.284	3.289
25	Espesor	Transversal	CONFOCAL	2132X	42.36	56.084	64.987	36.776	21.294	10.586	4.005

Tabla 42

Se encontró una diferencia estadísticamente significativa del espesor de la desadaptación de la resina en cavidades realizadas con láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, a nivel de la base de la cavidad, utilizando medidas en eje transversal del estudio en dos dimensiones, con Microscopio Confocal Olympus IX-81: el espesor de la desadaptación en cavidades realizadas con láser Er:YAG fue mayor que con turbina de superalta velocidad (Análisis 19 y 20; Gráficos 12 y 13).

Análisis 19. Descripción del espesor de la desadaptación a nivel de la base de las cavidades en el eje transversal del estudio en dos dimensiones con realizadas con técnicas de láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando Microscopio Confocal Olympus IX-81.

Microscopio	Eje	Técnica	Variable	n	Media	D.E.	Mín	Máx	Mediana	Q1	Q3
M.O. IX-81	Transversal	láser	Espesor Base (µm)	13	45,26	25,12	16,04	86,44	41,09	23,74	68,00
		turbina		13	23,84	9,17	8,88	40,10	25,20	17,55	28,79

Tabla 43

Análisis 20. Comparación del espesor de la desadaptación en el eje transversal a nivel de la base de la cavidad entre técnicas láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando Microscopio Confocal Olympus IX-81, mediante la prueba estadística de Wilcoxon para muestras independientes.

Microscopio	Eje	Variable	Grupo 1	Grupo 2	n(1)	n(2)	W	p
CONFOCAL	Transversal	Espesor Base (µm)	láser	turbina	13	13	220	0,0225 (S)

Tabla 44

Gráfico12. Gráfico de cajas. Espesor de la desadaptación de la resina a nivel de la base de la cavidad en el eje transversal con láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando Microscopio Confocal Olympus IX-81. El asterisco (*) indica diferencias significativas al 5% ($p < 0,05$; prueba de Wilcoxon para muestras independientes).

Gráfico 13. Gráfico de densidad de puntos. Espesor de la desadaptación de la resina a nivel de la base de las cavidades en eje transversal con láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando Microscopio Confocal Olympus IX-81. El asterisco (*) indica diferencias significativas al 5% ($p < 0,05$; prueba de Wilcoxon para muestras independientes).

Comparación de espesor de la desadaptación de la resina en cavidades realizadas con láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad a nivel de la pared usando medidas en el eje Transversal del estudio en dos dimensiones por medio del Microscopio Confocal Olympus IX-81.

Los resultados obtenidos fueron análogos a los que se reportaron en la sección 2.1.2. Se encontró una diferencia estadísticamente significativa del espesor de la desadaptación de la resina entre cavidades realizadas con láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, a nivel de la pared, utilizando medidas en eje transversal, con Microscopio Confocal Olympus IX-81: el espesor de la desadaptación de la resina con láser fue mayor que con turbina (Tablas 45 y 46; Gráfico 14 y 15).

Tabla 45. Descripción del espesor de la desadaptación de la resina a nivel de la pared de la cavidad en eje transversal del estudio en dos dimensiones con las técnicas de láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando Microscopio Confocal Olympus IX-81.

Microscopio	Eje	Técnica	Variable	n	Media	D.E.	Mín	Máx	Mediana	Q1	Q3
M.O. IX-81	Transversal	láser	Espesor Pared (µm)	13	7,08	1,30	4,19	8,84	7,30	6,83	7,79
		turbina		13	3,68	2,48	0,78	8,07	2,40	1,80	6,14

Tabla 45

Tabla 46. Comparación del espesor de la desadaptación de la resina en el eje transversal a nivel de la pared de la cavidad realizadas con técnicas láser Er:YAG y turbina de superalta velocidad, utilizando Microscopio Confocal Olympus IX-81, mediante la prueba de Wilcoxon para muestras independientes en el estudio sobre dos dimensiones.

Microscopio	Eje	Variable	Grupo 1	Grupo 2	n(1)	n(2)	W	p
M.O.IX-81	Transversal	Espesor Pared (µm)	láser	turbina	13	13	240	0,0009 (S)

Tabla 46

Gráfico 14. Gráfico de cajas. Espesor a nivel de la pared en eje transversal con láser y turbina, utilizando microscopio CONFOCAL. El asterisco (*) indica diferencias significativas al 5% ($p < 0,05$; prueba de Wilcoxon para muestras independientes).

Gráfico 15. Gráfico de densidad de puntos. Espesor a nivel de la pared en eje transversal con láser y turbina, utilizando microscopio CONFOCAL. El asterisco (*) indica diferencias significativas al 5% ($p < 0,05$; prueba de Wilcoxon para muestras independientes).

Analisis de los "tags"

Tal como se ha descrito en el apartado referente a la metodología, las muestras que se prepararon para el estudio de los "tags" fueron divididas en dos grupos G1 para los tratados con instrumental de superalta velocidad y G2 los que fueron irradiados con Laser Er:YAG KaVo III de 2940nm, para su posterior examen con Microscopia Confocal.

Las muestras observadas del Grupo 1, dio como resultado de las mediciones que la longitud de los "tags" examinados se cifró entre 20 y 40 μm usando como instrumento de medida al software Image pro plus.

Las muestras del Grupo 2 fueron irradiadas con el láser de Er:YAG a baja densidad de energía por pulso, y posteriormente se les aplicó el sistema adhesivo a ambos Grupos con la utilización del ácido ortofosfórico. La longitud de los "tags" examinados en el Grupo 2 se cifró entre 200 y 400 μm (Tabla 47).

GRUPO	TRATAMIENTO	LONG. DE LOS TAGS
1	Instrumental rotatorio+acido+adhesivo	20/40 μm
2	Laser+acido+adhesivo	200/400 μm

Tabla 47

Estudio del patrón de fractura

Se examino en forma aislada cada uno de los cortes realizados en los grupo 1 y 2, para establecer el patrón de fractura.

Realizando la observación directa de las imágenes y recorriendo toda la longitud de la interfase observada en la microfotografía. Se volcó las observaciones a una tabla en donde se clasificaron los defectos como FCD: al fallo cohesivo en dentina, FA: al fallo adhesivo y FCR: al fallo cohesivo en resina.

Obteniéndose los promedios observados:

Grupo	FCD	FA	FCR
1	4.6%	72.2%	23.2%
2	27.5%	63.8%	8.7%

Tabla 48. Resumen de los porcentajes obtenidos para cada patrón de fractura y Grupo de estudio.
FCD = Fallo Cohesivo en Dentina. FA = Fallo Adhesivo. FCR = Fallo Cohesivo en Resina.

El grupo en el que no se utilizó láser mostró mayor cantidad de fallos cohesivos de resina que el grupo 2. Los fallos cohesivos en dentina fueron más evidentes en el grupo en el que se utilizó el láser.

El fallo adhesivo fue el más común de los patrones encontrados en todos los grupos de estudio.

Figura 180. Estudio de muestras tratadas con Instrumental rotatorio observando las zonas de fracturas y presencia de TAGs

Figura 181. Estudio de muestras tratadas con Laser Er:YAG de 2940nm observando las zonas de fracturas y presencia de TAGs

Todos los datos fueron tratados estadísticamente con el programa SPSS versión 11.5

De la observación conjunta de los diagramas de cajas se deduce claramente el mejor comportamiento que poseen las resinas de fotopolimerización al adaptarse con mayor eficacia a las cavidades realizadas con instrumental rotatorio de superalta velocidad frente a las realizadas con Láser de Er:YAG en el orden del 5% ($p < 0,05$), lo que deja entrever como la más efectiva de las técnicas es con Instrumental rotatorio.

En todos estos análisis de relación entre variables se consideraron como valores de p estadísticamente significativos los iguales o inferiores a 0.05.

GRUPO

1

Análisis

Instrumentación Rotatoria.

Grupo 1 se lo trató con instrumental de alta rotación marca
Kavo 650B

	Width[μm]
3	24,617
4	41,637

Figura 182. ayb) Interfase tratada con instrumental rotatorio, visualizadas a través de la coloración obtenida con el MOLS3100 LEXT 2132X , Se observa en el análisis de parámetros del Software

Figura 183. Olympus LEXT con el Gaussian Filter la presencia de zonas de desadaptación como en la Microfotografía (c)

Figura 184a.

Figura 184b.

Figura 184. Estudio tridimensional del plano de desadaptación de la cavidad tratada con instrumental rotatorio evidenciándose la presencia de GAPS que continua en profundidad del corte realizado en la vista Gaussiana del plano, por medio del Cross Sectional View

Figura 186a.

Figura 186b.

Figura 186. Vista ampliada del plano seleccionado para la toma de medidas de desadaptación y su perfil Gaussiano (ayb)

Width[μm]	
1	72,468
2	22,661

Figura 188. Toma de medidas en plano de estudio, obsérvese en la vista superior (a) el GAP presente y en la vista inferior (b) los volúmenes presentes de desadaptación profunda (b)

Figura
188a.

Figura
188b.

Figura 188. Toma de medidas en plano de estudio, obsérvese en la vista superior (a) el GAP presente y en la vista inferior (b) los volúmenes presentes de desadaptación profunda

Figura 189. a,b,c) Muestran el estudio realizado a la muestra tratada con instrumental rotatorio obsérvese la interfase generada entre dentina y material de restauración

Figura 190. Análisis dimensional a través del Software Olympus LEXT, obsérvese la disminución del GAP sobre la pared cavitaria tomando como referencia la dirección de los túbulos dentinarios

Figura 191. Análisis tridimensional a través del Software Olympus LEXT, obsérvese la disminución del GAP sobre la pared cavitaria tomando como referencia la dirección de los túbulos dentinarios

Figura 192. Análisis Gaussiano (histograma) de la zona de GAP sobre los ejes XeY (byc), obsérvese el perfil de desadaptación de la zona de interfase (ayb) y (cyd)

Figura
195a.

Figura
195b.

Figura 195. Microfotografía de un corte realizado de una muestra tratada con instrumental rotatorio (a), selección del plano de estudio de la desadaptación de la muestra (b)

Figura 196b.

Figura 196a.

Figura 196c.

Figura 196. Resultados obtenidos del análisis tridimensional del GAP observado en el plano seleccionado (a), Histograma Gaussiano (b), observación del plano de estudio a través de Cross Seccional Filter función del MOLS3100

Figura 197. Adaptación de la resina de restauración sobre la pared de la cavidad (M) con escasa presencia de GAP (G), obsérvese la dirección vertical de los conductillos dentinarios (D), se evidencia claramente la capa de adhesivo presente (A), en la microfotografía (b) se seleccionó aleatoriamente el plano de estudio, (c) Histograma que muestra la zona de adaptación

Figura 198. Vistas en 3D de la zona de desadaptación con la utilización del Cross Sectional Filter permitiendo ver de forma directa el área de desadaptación pudiendo compararlo con (c) Histograma del perfil seleccionado

Width[μm]

333.773.449.947.262

33,773

392.889.188.825.446

39,289

Figura 199. Delimitación de áreas para toma de medidas a través del Software Image Pro Plus V, observándose en las microfotografías (a-f) la presencia de GAPs

Figura 200. Análisis de la microfotografía obtenida por medio del MCOIX-81, evidenciándose amplias zonas de F sobre la zona de GAP, gran presencia de T. b) Ampliación de zona de ruptura mostrando fallo cohesivo tipo FA y FCD

Figura 201. Microfotografía tomada con MCOIX-81 se observa la presencia de FCD en la zona de GAP y los TAGs formados por el adhesivo

Figura 202. Presencia de patrones de fractura tipo FCD y FCR, b) ampliación del patrón de fractura mixto observado

Figura 203. Microfotografía de la base de la cavidad en donde encontramos un amplio GAP, TAGs y zonas de fractura FA

Figura 204. Microfotografía de la base cavitaria donde se evidencia una amplia zona del GAP y patrones de fractura mixtos. Se evidencia gran cantidad de T

Figura 205. Microfotografía de la sección de la pared cavitaria donde se evidencia una disminución del GAP y pequeños patrones de fractura

Figura 206. Microfotografía de la sección de la pared cavitaria donde se evidencia una disminución del GAP y pequeños patrones de fractura

Figura 207. Sección de muestra de la base cavitaria y su pared, donde se evidencia un GAP pequeño y patrones de fractura mixtos.b) ampliación de patrón de fractura mixto

Figura 208. Obsérvese la presencia de GAP, TAGs y patrones de fractura tomadas con MCOLS3100 a 2132X

Figura 209. Obsérvese la presencia de GAP, TAGs y patrones de fractura tomadas con MCOLS3100 a 2132X.b) Ampliación de zona de patrón de fractura

Figura 210. Obsérvese la presencia de GAP, TAGs y patrones de fractura tomadas con MCOLS3100 a 2132X

Figura 211. Obsérvese la presencia de GAP, TAGs y patrones de fractura tomadas con MCOLS3100 a 2132X,b) ampliación

Figura 212. Obsérvese la presencia de GAP, TAGs pequeños y patrones de fractura tomadas con MCOLS3100 a 2132X,b) ampliación

Figura 213. Microfotografía de la sección de la pared cavitaria donde se evidencia una disminución del GAP y pequeños patrones de fractura

Figura 214. Obsérvese la presencia de GAP, TAGs y patrones de fractura tomadas con MCOLS3100 a 2132X

Figura 215. Microfotografía de la sección del ángulo entre la pared cavitaria y la base donde se evidencia una disminución del GAP y pequeños patrones de fractura

Figura 216. Microfotografía de la sección del ángulo entre la pared cavitaria y la base donde se evidencia una disminución del GAP y pequeños patrones de fractura

Figura 217. Microfotografía de la sección del ángulo entre la pared cavitaria y la base donde se evidencia una disminución del GAP y pequeños patrones de fractura

Figura 218. Obsérvese la presencia de GAP, TAGs y patrones de fractura en la base de la cavidad, tomadas con MCOLS3100 a 2132X

Figura 219. Obsérvese la porción de dentina fracturada y la longitud de los TAGs encontrados

Figura 220. Microfotografía obtenida a través del MCOIX-81 utilizando como activador de la fluorescencia el fotocromo Rhodamina b

Figura 221. Microfotografía obtenida a través del MCOIX-81 utilizando como activador de la fluorescencia el fotocromo Rhodamina b

Figura 222. Microfotografía obtenida a través del MCOIX-81 utilizando como activador de la fluorescencia el fotocromo Rhodamina b

Figura 223. Microfotografía obtenida a través del MCOIX-81 utilizando como activador de la fluorescencia el fotocromo Rhodamina b

Figura 224. Microfotografía obtenida a través del MCOIX-81 utilizando como activador de la fluorescencia el fotocromo Rhodamina b

Figura 225. Microfotografía obtenida a través del MCOIX-81 utilizando como activador de la fluorescencia el fotocromo Rhodamina b

Figura 226. Microfotografía obtenida a través del MCOIX-81 utilizando como activador de la fluorescencia el fotocromo Rhodamina b

Figura 227. Microfotografía obtenida a través del MCOIX-81 utilizando como activador de la fluorescencia el fotocromo Rhodamina b

Figura 228. Microfotografía obtenida a través del MCOIX-81 utilizando como activador de la fluorescencia el fotocromo Rhodamina b

Figura 229. Microfotografía obtenida a través del MCOIX-81 utilizando como activador de la fluorescencia el fotocromo Rhodamina b

Figura 230. Microfotografía obtenida a través del MCOIX-81 utilizando como activador de la fluorescencia el fotocromo Rhodamina b

Figura 231. Microfotografía obtenida a través del MCOIX-81 utilizando como activador de la fluorescencia el fotocromo Rhodamina b

Figura 232. Microfotografía obtenida a través del MCOIX-81 utilizando como activador de la fluorescencia el fotocromo Rhodamina b

Figura 233. Microfotografía obtenida a través del MCOIX-81 utilizando como activador de la fluorescencia el fotocromo Rhodamina b

Figura 234. Microfotografía obtenida a través del MCOIX-81 utilizando como activador de la fluorescencia el fotocromo Rhodamina b

GRUPO

2

Análisis

Instrumentación con
Láser Er:YAG

Grupo 2 se le realizará con laser de Er:YAG marca Kavo

Figura 235. a) Microfotografía preparada para análisis de rugosidades a través de Roughness en el software Olympus LEXT, b) Vista 3D de la misma para selección del plano de estudio con Cross Sectional View, c) Análisis de contornos, d) Histogramas obtenidos con Gaussian filter de 2 planos de estudio observándose el GAP y el área de desadaptación

Figura
236a.

Scanning mode:XYZ fine scan
+ Color
Image size[pixels]:1024X1024
Image size[µm]: 130x129
Objective
lens:MPLAPONLEXT100
Zoom:1X

Figura
236b.

Figura
236c.

Figura
236d.

Figura 236. Muestra tratada con Laser Er:YAG observada a 2132X ayb) imágenes en 2D, c) Microfotografía en 3D y selección de planos de estudio, d) Histogramas para observar el perfil de desadaptación y medición del área desadaptada

Figura 237. Microfotografía en 3D con selección de plano de análisis a 2132X y Gaussian filter aplicado para determinar el área de desadaptación

Figura 238. Microfotografía 3D con análisis de perfil de desadaptación

Figura
239a.

Figura
239b.

Figura
239c.

Figura 239. Análisis de microfotografía 3D en varios planos (a,b,c)

Figura 240. Análisis Gaussiano de la desadaptación GAP en los ejes XeY de los planos de estudio

Figura
241a.

Figura
241b.

Figura 241. Análisis de microfotografía 3D en varios planos (a,b)

Figura 242. Microfotografía a 2132X en 2D muestra tratada con laser Er:YAG

Figura 243. Microfotografía a 2132X en 3D muestra tratada con laser Er:YAG

Figura 244. Análisis por medio de Gaussian Filter en histogramas correspondientes a los planos de estudio

Figura 245. Microfotografía en 3D a 2132X

Figura 246. Microfotografía en 3D a 2132X utilizando 3D setting para determinar nivel de rugosidades

Figura 247. Análisis de microfotografía 3D a 2132X en eje X y su estudio Gaussiano del Histograma

Figura 248. Análisis de microfotografía 3D a 2132X en eje Y y su estudio Gaussiano del Histograma

Figura 249. Microfotografía muestra tratada con laser Er:YAG en 2D (a), Vista 3D con plano de análisis (b), Histograma del GAP (c), Análisis paramétrico por medio de Cross Sectional View del GAP(d,e,f), análisis de contornos del GAP (g), análisis de rugosidades (i), Histograma del GAP (j)

Figura
249d.

Figura
249e.

Figura 249. Microfotografía muestra tratada con laser Er:YAG en 2D (a), Vista 3D con plano de análisis (b), Histograma del GAP (c), Análisis paramétrico por medio de Cross Sectional View del GAP(d,e,f) , análisis de contornos del GAP (g), análisis de rugosidades (i), Histograma del GAP (j)

Figura
249f.

Figura
249g.

Figura 249. Microfotografía muestra tratada con láser Er:YAG en 2D (a), Vista 3D con plano de análisis (b), Histograma del GAP (c), Análisis paramétrico por medio de Cross Sectional View del GAP(d,e,f) , análisis de contornos del GAP (g), análisis de rugosidades (i), Histograma del GAP (j)

Figura 249. Microfotografía muestra tratada con láser Er:YAG en 2D (a), Vista 3D con plano de análisis (b), Histograma del GAP (c), Análisis paramétrico por medio de Cross Sectional View del GAP(d,e,f) , análisis de contornos del GAP (g), análisis de rugosidades (i), Histograma del GAP (j)

Figura 250. Microfotografía realizada con MCOIX-81 obsérvese el GAP y los patrones de fractura mixtos

Figura 251. Microfotografía realizada con MCOIX-81 obsérveae el GAP y los patrones de fractura mixtos

Figura 252. Microfotografía realizada con MCOIX-81 obsérvese el GAP y los patrones de fractura mixtos

Figura 253. Microfotografía realizada con MCOIX-81 obsérvese el GAP y los patrones de fractura mixtos

Figura 254. Microfotografías tratadas con Image Pro Plus para determinar área de medidas

Figura 255. Microfotografías tratadas con Image Pro Plus para determinar área de medidas

Figura 256. Microfotografías tratadas con Image Pro Plus para determinar área de medidas

CAPÍTULO

10

Discusión

Discusión

Los resultados obtenidos en el presente estudio son de una gran relevancia clínica al poner de manifiesto que la capacidad de adaptación de las resinas compuestas a superficies de dentina tratadas con láser. A su vez, la relación directa que tiene la aparición de Gaps con la adhesión de la resina utilizada y las posibles filtraciones marginales.

Con ello se apoya una alternativa real a las preparaciones convencionales utilizadas por la mayor parte de los clínicos.⁹⁻¹²⁻²⁴²

Los tejidos duros dentales irradiados con láser pueden sufrir modificaciones capaces de alterar los resultados obtenidos al aplicar técnicas adhesivas convencionales.

Durante la elaboración de este trabajo son muchos los aspectos que se han tratado en relación al uso del láser Er:YAG e instrumental rotatorio y la adaptación de resinas en las cavidades realizadas, relacionando la misma con la adhesión del material restaurador.^{121-263-311.}

Basados en la bibliografía consultada y a través de un hilo argumental que hemos expuesto, hemos diseñado un experimento "in vitro" que nos ha aportado, a nuestro entender, unos resultados que ayudan a comprender los parámetros en los que debería basarse un clínico que utilice dicha tecnología en su trabajo cotidiano.⁴⁰⁷⁻⁴⁰⁸⁻⁵⁰⁶

Debido a las grandes diferencias entre los sistemas adhesivos existentes, que afectan a la

composición¹²⁸, a las características técnicas y a los modos de aplicación, muchos de los trabajos de características similares consultados para la presente discusión carecen de uniformidad y la interpretación de los resultados puede presentar dificultades¹³⁵⁻¹⁴¹⁻¹⁹⁶. No obstante, algunos datos revelan aspectos importantes de las características generales de la adaptación de las resinas compuestas en las cavidades estudiadas.⁶⁵⁻⁷¹

Algo similar ocurre cuando se analizan los diferentes parámetros de utilización de láser en la bibliografía. Encontramos muchos errores en la definición de la densidad de energía por pulso y poca precisión en algunos aspectos como la distancia focal, el tiempo de irradiación, entre otros¹⁹¹⁻²⁹⁰⁻³⁰¹. Todo ello sin cuestionar que la utilización de los equipos de láser disminuye su eficiencia energética con el uso, lo que hace imprescindible su comprobación mediante la calibración de la unidad como se realizó en la presente investigación⁹⁵.

De todo ello, y apoyándonos en nuestros resultados, se deduce la importancia de utilizar bajas densidades de energía por pulso, cuando lo que se pretende es mejorar la capacidad de adaptación de las resinas en detrimento de la capacidad ablativa o el tiempo empleado en la preparación de las cavidades. Los detractores del uso del láser se amparan en algunos "malos" resultados publicados por algunos investigadores para desaconsejar su uso, pero creemos que dichos resultados pueden mejorarse adecuando no sólo los pa-

rámetros de emisión sino seleccionando un sistema adhesivo más conveniente ³⁶¹⁻³⁵⁰.

En la actualidad los sistemas adhesivos comercializados están diseñados para el clínico que utiliza el instrumental rotatorio convencional, y en nuestra opinión debería existir algún sistema adhesivo pensado para aquellos profesionales que trabajen con láseres de Er:YAG, ya que a pesar de la aparente gran similitud entre la dentina irradiada y la dentina fresada -cuando a esta última se le ha aplicado el ácido ortofosfórico-, existen diferencias que pueden propiciar que ciertos sistemas adhesivos se comporten mejor o peor que otros ⁴⁰⁶⁻⁴³¹.

Así pues, este trabajo ha sido diseñado en base a esclarecer hasta qué punto una resina compuesta mejora la capacidad de adaptación en una cavidad realizada con láser de Er:YAG, utilizando el sistema adhesivo seleccionado, pudiendo apoyar la hipótesis de que la densidad de energía baja por pulso utilizada puede influir en los valores de adaptación y por ende en la adhesión.

Por todo ello, y amparándonos en los resultados obtenidos en nuestro estudio, abordaremos la discusión con la intención de obtener las pertinentes conclusiones de este trabajo.

Dentina irradiada

Anteriormente, en el apartado referente a los estudios preliminares, hemos mostrado imágenes obtenidas por microscopía electrónica de barrido (donde pudimos apreciar el aspecto que ofrece la dentina tras ser irradiada).

Sin más consideraciones que las ya mencionadas y en coincidencia con la opinión de otros autores ^(6, 12, 13, 146, 184) la dentina irradiada ofrece un aspecto muy similar al de la dentina grabada después de utilizar el instrumental rotatorio convencional. Cabe destacar que casi nadie menciona una posible debilitación de la capa más superficial de la dentina irradiada, punto sobre el que haremos alguna reflexión en la interpretación de los resultados.

Numerosos estudios han cuestionado hasta la fecha la capacidad de adhesión de los materiales sobre una superficie dental preparada mediante irradiación por láser. Aspectos como la potencia para el corte o la elimina-

ción de caries, el daño térmico y la propia efectividad de la adhesión han sido algunos de los aspectos analizados por ellos ¹⁶⁹⁻¹⁷⁵⁻¹⁷⁸.

A tenor de los resultados obtenidos en el presente trabajo, vamos a centrar la discusión analizando los siguientes aspectos básicos:

•¿Es eficaz el láser en la preparación de la superficie dentinaria donde se aplicarán los Sistemas Adhesivos?

Y si esto es así,

•¿Qué parámetros de utilización del láser son capaces de mejorar la adaptación?

•Una vez definidos los parámetros más adecuados:

¿Podemos potenciar la eficacia de la adhesión utilizando un determinado Sistema Adhesivo?

Eficacia del láser en la preparación de la superficie dentinaria.

Algunos estudios sobre la utilización de láser en odontología restauradora tratan simplemente de probar la efectividad del láser en la preparación de cavidades. Este aspecto está plenamente demostrado en la literatura.

Yu y cols. ⁵⁹⁵⁻⁵⁹⁶, presentaron un estudio analítico atómico y morfológico de la irradiación con el láser de Er,Cr:YSGG sobre esmalte y dentina. Utilizaron 6 W 20Hz 5 seg en esmalte y 5,0 W 20 Hz 5 seg en dentina, con spray de aire y agua. Constataron que es efectivo para cortar tejidos duros dentales y como ventaja observaron que no produce quemaduras ni fusión en las zonas irradiadas.

Li y cols. ³⁵⁵, determinaron la ratio de ablación, a diferentes densidades de energía por pulso y diferentes frecuencias, sobre esmalte y dentina humanos utilizando el láser de Er:YAG. Entre otras conclusiones relacionadas con la profundidad de acción y la densidad de energía por pulso, observaron que no se producía daño térmico con spray de agua y que las superficies pueden ser óptimas para los procedimientos de adhesión.

La ablación de la dentina pretende la eliminación de alteraciones de la misma (caries, roturas, protección del diente o mejoras esté-

ticas) y suele tener como objetivo final la restauración del diente y, en ese sentido, la adhesión juega un papel fundamental. Por tanto, el quid de la cuestión es averiguar si la capacidad ablativa del láser convierte a la dentina en un sustrato idóneo para la acción de los agentes adhesivos.

De Souza y cols.¹⁴¹, argumentan en su artículo que el láser actúa sobre la dentina causando una ablación termo-mecánica, consecuencia de las micro-explosiones continuadas, que vaporizan su contenido en agua¹⁷⁴.

Como la irradiación por láser actúa principalmente sobre la parte de hidroxiapatita hidratada, hay liberación de apatita, que da lugar a una apariencia en micro-cráteres¹⁸⁵.

En la evaluación de las superficies de cavidades preparadas con láseres de Erbium mediante MEB, los primeros trabajos de investigación ya apreciaron cambios sustanciales en la apariencia de la dentina tratada con láser si se comparaba con la preparada con instrumentos rotatorios.

Las microexplosiones alteran la su-

perficie y le confieren un aspecto rugoso capaz de favorecer la unión adhesiva, según algunos trabajos. Otros, sin embargo, entre ellos los de Visuri y cols.⁵⁶⁸, el de Ceballos y cols.⁹⁹, y el de Hossain y cols.²⁷⁰⁻²⁷¹, constatan la ausencia de la capa de barrillo dentinario (smear layer) y mayores aperturas de los túbulos. Todo ello provocó y sigue provocando grandes discrepancias en la valoración de la eficacia del láser respecto a una preparación de una dentina idónea para la adhesión.

Los resultados de los estudios que valoran la eficiencia de la adhesión relacionada con microfiltración en preparaciones con láser son controvertidos.

Mientras que algunos estudios, como los de Hossain y cols.²⁷², Niu y cols.⁴⁰⁸, o el más reciente de Marrotti y cols.⁸², no encuentran diferencias entre cavidades preparadas por láser y las preparadas por turbina de aire en términos de filtración, otros como Palma-Dibb y cols.⁸³, o Bertrand y cols.¹⁴⁹, afirman que los láseres tienen una influen-

cia negativa en el sellado marginal y se asocian con mayor filtración. Tampoco existe uniformidad en los resultados que valoran la eficacia de la adhesión a través de las tensiones o fuerzas ejercidas sobre los sustratos.

Las tensiones de cizallamiento se consideran uno de los principales factores involucrados en los fallos de adhesión de los materiales de restauración in vivo, debido a la similitud con las fuerzas masticatorias y compresión dental. Varios investigadores han sugerido que los ensayos in vitro de la resistencia a las fuerzas de cizalla son un método válido de cribado para la predicción de situaciones clínicas.⁴⁸⁵

En nuestro trabajo se describió y valoró la adaptación que se produce en la resina compuesta, seleccionada a través de la valoración de los GAPS producidos. La tabla 49 muestra algunos estudios que utilizaron la resistencia a las fuerzas de cizalla como método experimental para testar diferentes sistemas adhesivos y se puede apreciar la poca uniformidad de los resultados.

El análisis de los factores de discrepan-

Primer autor y año	Sistema Adhesivo	Valoración
<u>Burnet LH 2001</u>	Single Bond	Buena
<u>Ceballos L 2002</u>	Single Bond	Mala
<u>Ramos R 2002</u>	<u>Clearfil</u> <u>Liner bond SE</u>	Regular
<u>Gonçalves 2002</u>	<u>Optibond solo</u>	Regular
<u>Ramos R 2002</u>	<u>Gluma One Bond</u>	Aceptable
<u>Palma Dibb 2002</u>	Prime &Bond NT	Excelente
<u>De Souza AE 2004</u>	Prime and Bond NT	Excelente
<u>Donadio Moura J 2005</u>	Excite	Regular
<u>Dunn WJ 2005</u>	<u>Scotch bond MP</u>	Mala
<u>Corona S 2005</u>	Single Bond	Regular

Tabla 49: Estudios de valoración de las fuerzas de adhesión mediante fuerzas de cizalla, que utilizan diferentes sistemas adhesivos en dientes preparados con láser. En la columna de valoración se expresa la opinión de los autores.

cia entre los estudios sugiere dos posibles causas que pueden justificar el éxito o el fracaso de la adhesión: el láser o los propios sistemas adhesivos.

En relación al láser, podríamos preguntarnos si mantiene alguna relación con los parámetros de utilización del mismo en la preparación de la superficie de dentina y como podría mejorarse la preparación de la misma.

A pesar de esta gran similitud, la primera incógnita que se nos plantea es en relación a las diferencias. La acción del ácido ortofosfórico sobre la dentina, además de eliminar el barrillo dentinario, produce la disolución de algunos minerales presentes, como los cristales de hidroxiapatita^{161, 190-192}. Este efecto es de gran importancia según el sistema adhesivo que se vaya a utilizar; algunos sistemas requieren el grabado para la posterior difusión del monómero, mientras que otros principios químicos van a aprovechar la hidroxiapatita para establecer enlaces químicos.

La dentina fresada, cuando es examinada muestra la presencia de barrillo dentinario¹²⁴, el cual, tal como hemos mencionado en la descripción de la dentina, no desaparece tras el lavado con un chorro de agua. Los detritus producidos por la acción del fresado quedan retenidos por las propias fibras de colágeno parcialmente arrancadas de la dentina durante la acción mecánica de la fresa¹²⁵.

Cuando se aplica el ácido ortofosfórico el barrillo se disuelve, y la dentina peritubular e intertubular se desmineraliza, exponiendo una malla de fibras de colágeno adheridas a la dentina remanente. Estas fibras son de crucial importancia para establecer la capa híbrida que describieran Nakabayashi y cols.⁴⁰⁰⁻⁴⁰¹ y Van Meerbeek y cols.

Cuando en lugar de fresar la dentina producimos su eliminación por el efecto ablativo del láser, los detritus no quedan retenidos en la superficie, ya que incluso las mismas fibras de colágeno también sufren el proceso de ablación.

No obstante, la dentina está formada principalmente por colágeno, y sus fibras pueden ser evidenciadas por microscopía electrónica de barrido tras su irradiación, pero no queda matriz desmineralizada en la que se evidencie la malla de colágeno, tal como ocurre tras

el grabado ácido.

Cuando se evalúa el complejo de unión, entre resina y dentina, se aprecian grandes diferencias entre la dentina preparada de uno u otro modo, encontrando en la literatura descripciones tales como ausencia de capa híbrida^{153, 193} o incluso afirmaciones sobre que el uso del láser impide la formación de dicha capa¹⁵⁴. La posible interpretación de estos hallazgos parece simple; se trata de dos vías completamente opuestas de eliminación de dentina, que producen efectos físicos distintos, y que por lo tanto, creemos, deben ser interpretadas de manera diferente.

De la misma forma que la dentina irradiada y la dentina fresada, sin aplicar el ácido ortofosfórico, no tienen similitudes, los complejos de unión que pueden formar tampoco tienen que ser parecidos. Simplemente son diferentes, y son distintas porque la dentina remanente es diferente en cuanto a la presencia de fibras de colágeno parcialmente expuestas se refiere.

Cuando examinamos la dentina fresada y grabada, con microscopía electrónica de barrido, el aspecto sin el "smear layer" y sin los "smear plugs", es muy similar al aspecto que ofrece la dentina irradiada^{6, 12, 13, 146, 184}, pero hay que recordar que para poder observar los especímenes, previamente, éstos deben ser desecados.

Ello favorece que las fibras de colágeno se colapsen contra la superficie de la dentina, y por lo tanto que su aspecto sea muy similar. En el supuesto de que fueran iguales, todo iría a favor de utilizar sistemas adhesivos basados en el grabado total, eliminando el ácido ortofosfórico en la lista de pasos que se debe seguir sobre la dentina irradiada. Esto no sucede así ya que muchos de los investigadores que han estudiado estos aspectos parecen desaconsejar el uso del láser, o aconsejar la utilización del ácido ortofosfórico tras la irradiación.

Independientemente del aspecto que pueda ofrecer la dentina irradiada, y a tenor de todo lo expuesto, tanto en la introducción como en las consideraciones previas a la elaboración de la hipótesis de trabajo, creemos, y así lo interpretamos por los resultados obtenidos, que la cantidad de energía liberada en

cada pulso y la superficie donde se aplica, es decir la densidad de energía por pulso, es un parámetro importantísimo para la obtención de un buen complejo de unión entre la dentina irradiada y el material de obturación.

Por lo tanto, tras la actualización bibliográfica sobre el tema, son varios los enigmas que se plantean:

¿Qué sistema adhesivo podemos utilizar? ¿Cómo influye la “fluence” sobre la adhesión? ¿Tenemos que grabar la dentina irradiada?, cuestiones que vamos a tratar a continuación.

Parámetros de utilización del láser capaces de mejorar la adhesión

Esta discusión hace referencia en alguno de sus puntos a los parámetros de utilización del láser y guarda estrecha relación con muchos aspectos del apartado anterior.

Efectivamente, se necesita cierta potencia en la utilización de los láseres para conseguir la eficacia ablativa, pero **¿existe una densidad de energía más favorable para la obtención de un buen complejo de unión entre la dentina irradiada y el material de obturación, aunque sea en detrimento de la capacidad de ablación?**

Al intentar responder esta pregunta mediante una revisión bibliográfica nos encontramos con un inconveniente inicial al que hemos hecho mención con anterioridad: la mayor parte de los trabajos consultados no conceden un papel determinante a la densidad de energía por pulso utilizada en su metodología, y algunos incurren en defectos a la hora de calcularla ²³¹⁻³⁰⁶.

Las tabla 50 muestran algunos estudios y la valoración metodológica después de realizar los cálculos de muchos de ellos.

Primer autor y año	Láser	Energía por pulso (mJ)	Diám.Spot (mm)	Fluence	Valoración
Bertrand MF 2004	Er:YAG	500	1,2	44,21 J/cm ²	Mala
Bumett LH 2001	Er:YAG	450	0,63	144,44 J/cm ²	Buena
Ceballos L 2001	Er:YAG	250	0,7 (?)	64,96 J/cm ²	Buena
Ceballos L 2002	Er:YAG	180	aprox. 1-2 (?)	6 -23 J/cm ²	Mala
Corona S 2005	Er:YAG	80	0,8-1,2 (?)	7-16 J/cm ²	Regular
De Munde J 2002	Er:YAG	80	0,8 (?)	15,91 J/cm ²	Mala
De Souza AE 2004	Er:YAG	80	0,63 (?)	25,66 J/cm ²	Excelente
Donadio-Moura J 2005	Er:YAG	100	0,63	37,04 J/cm ²	Buena
Donadio-Moura J 2005	Er:YAG	250	0,63	92,60 J/cm ²	Buena
Dunn WJ 2005	Er:YAG	140	0,6	49,51 J/cm ²	Mala
Dunn WJ 2005	Er:YAG	35	0,6	12,38 J/cm ²	Mala
Giachetti L 2004	Er:YAG	200	0,63 (?)	64,16 J/cm ²	Regular
Giachetti L 2004	Er:YAG	400	0,63 (?)	128,32 J/cm ²	Regular
Gonçalves M 2002	Er:YAG	140	0,6	49,51 J/cm ²	Excelente
González Bahillo J 2002	Er:YAG	300	0,7	77,95 J/cm ²	Excelente
Gutknecht N 2001	Er,Cr:YSGG	150	0,8	29,84 J/cm ²	Buena
Hossain M 2001	Er,Cr:YSGG	250	0,75	56,6 J/cm ²	Buena
Hossain M 2001	Er,Cr:YSGG	300	0,75	67,9 J/cm ²	Buena
Kameyama A 2002	Er:YAG	100	0,6	35,37 J/cm ²	Mala
Lin S 1999	Er,Cr:YSGG	200	0,77	43,5 J/cm ²	Excelente
Manhaes L 2005	Er:YAG	250	0,63	80,3 J/cm ²	Regular
Niu W 1998	Er:YAG	200	0,7	51,97 J/cm ²	Buena
Oliveira D 2005	Er:YAG	250	0,62 (?)	83 J/cm ²	Buena
Palma Dibb RG 2002	Er:YAG	500	1	63,66 J/cm ²	Buena
Palma Dibb RG 2002	Er:YAG	120	1	15,28 J/cm ²	Buena
Ramos R 2002	Er:YAG	80	0,63 (?)	25,66 J/cm ²	Regular
Sassi JF 2004	Er:YAG	80	0,71 (?)	20,24 J/cm ²	Mala
Schein MT 2003	Er:YAG	250	0,7 (?)	64,96 J/cm ²	Mala
Visuri SR 1996	Er:YAG	350	1	44,56 J/cm ²	Excelente

Tabla 50: Resumen de Fluences utilizadas por diferentes autores, y la valoración que hacen de la acción del láser en sus trabajos con aquellas que no están bien descritas en la metodología.

Parece probado que la eficacia de ablación de la dentina, que puede definirse en términos de la cantidad de tejido dental eliminado en función de la energía que incide sobre el tejido (mm^3/J) o en términos de volumen de ablación por segundo (mm^3/seg)⁸⁶, muestra una correlación lineal con la potencia de emisión de energía del láser tal como afirmaron Eversole y cols.¹⁸⁶ y han confirmado más recientemente Ekworapoj y cols., pero estos últimos cuestionan, aunque no resuelven tras el estudio de los análisis microscópicos de las superficies, irradiadas a varias densidades de energía por pulso, que la potencia de corte no se corresponde necesariamente con la mejora de la superficie para la adhesión.

Basaran y cols. sugieren que cuando se usa en las dosis apropiadas, los láseres de Er: YAG y Er, Cr: YSGG, pueden eliminar selectivamente cristales de hidroxiapatita presentes en la superficie del esmalte, lo que resulta en un patrón de superficie irregular que podría potencialmente mejorar la retención micromecánica de los sistemas adhesivos. Los resultados mostraron que la irradiación láser a 1,5 W y 1,75 W durante 15 segundos era adecuada para resistencia de la unión.

Otros estudios han utilizado potencias de salida máxima (6 W), proporcionando valores mayores de densidad de energía y, como consecuencia, una mayor eficiencia de ablación láser¹²²⁻¹²³⁻¹⁸⁰⁻³⁸³. En algunos se ha notificado la presencia de microfisuras y restos de partículas del tejido dental que permanecen parcialmente unidas a él y pueden proporcionar un sustrato debilitado, lo que es más propenso a la aparición de fracturas durante la prueba de resistencia a las fuerzas de cizalla³⁶³⁻³⁶⁴.

Otros estudios revelaron que un aumento de la energía de irradiación puede provocar una disminución en la microdureza de la dentina, debido al aumento de la temperatura (sobre todo si no se utiliza refrigeración por aire y agua), y ello influir negativamente en la adhesión⁹⁰.

Por todo ello, la hipótesis de utilización de bajas densidades de energía por pulso tendría mayor fuerza al intentar evitar estos inconvenientes.

En la mayoría de los estudios las potencias de utilización no fueron calibradas, lo cual hace suponer que se refieren a las que aparecen en pantalla. Esta falta de información, a nuestro entender, puede conducir a importantes errores.

Cuando se trata de equipos nuevos, la correspondencia entre los datos aparecidos en pantalla se aproxima al valor real de salida, aun así los fabricantes admiten pérdidas de un 10 por ciento; pero como la utilización de los equipos láser disminuyen su eficiencia con el tiempo en realidad no conocemos el valor real de irradiación que reciben las superficies dentales tratadas.

En el equipo que utilizamos en el presente estudio, la pérdida de energía se calibró mediante medidor Gentec-EO Maestro de la consignada en pantalla y se realizaron los cálculos en función de ella³⁸³⁻³⁸⁵.

Si hubiésemos pretendido medir la potencia ablativa del láser, seguramente hubiéramos encontrado pobres resultados pero, en nuestro caso la potencia real era más acorde con nuestras hipótesis para mejorar la preparación de la dentina y evitar las consecuencias negativas sobre la capa adhesiva del sustrato que reflejan algunos estudios, y esto, creemos, mejoró los resultados del estudio.

Ya se ha mencionado con anterioridad que todos los láseres producen un efecto térmico que puede inducir cambios físicos y químicos en los tejidos dentales duros⁹¹ y que conviene minimizar mediante la refrigeración con aire y agua. Cuando se calienta tejido dental duro a una temperatura superior a los 400°C la fase mineral se descompone para formarse una nueva que es mucho más resistente a la disolución por ácido⁹². Como existe una correlación entre las propiedades mecánicas (dureza y elasticidad) y el contenido mineral del tejido dentario, podemos deducir que tanto la dureza como la elasticidad del diente podrían verse afectadas tras la irradiación por láser⁹³.

El Láser de Er:YAG puede utilizar agua durante la irradiación y además de minimizar los daños térmicos, jugar un papel importante en la ablación de la dentina. Este láser obtiene mayor volumen de ablación en dentina húmeda y, la utilización de agua nos permitirá conseguir una preparación de la superficie dentinaria más idónea trabajando a menor densidad de energía.

En este sentido, podría consignarse cierta dificultad experimental por el hecho de utilizar muestras in vitro que siempre están más desecadas (a pesar de la hidratación durante el

almacenamiento), que las muestras in vivo y las posibles consecuencias de esto en su relación con la baja densidad de energía. No se analizaron estas posibles variaciones.

España Tost¹⁷⁹⁻¹⁸¹ incorpora en la discusión el argumento de que la cantidad de energía liberada en cada pulso y la superficie donde se aplica, es decir la densidad de energía por pulso, es un parámetro importantísimo para la obtención de un buen complejo de unión entre la dentina irradiada y el material de obturación. Sugiere que, en el análisis estadístico de sus resultados, parece deducirse que en los grupos que utilizó baja densidad de energía por pulso obtuvo mejores resultados. Algunos estudios refuerzan esta hipótesis. B. Bahrami y cols. trabajando con láser de Er:YAG apuntan que el acondicionamiento de la dentina a una baja fluencia de 12,58 J/cm² por pulso, con 80 mJ de energía de salida y 50 µseg de duración del pulso puede mejorar significativamente la resistencia de la unión a la tracción de un material compuesto¹⁵⁰.

En este mismo sentido, Delme y cols., confirman los mejores resultados obtenidos con bajas fluencias y añaden que ello puede permitir una reducción en las fisuras y micro-rugeosidades, haciendo la superficie más homogénea. Crean también los autores que, el acondicionamiento con láser utilizando estas bajas densidades de energía pueden ayudar a eliminar la capa más profunda de la dentina alterada, descrita por Ceballos y cols.⁹⁹ o al menos reducir su espesor.

En un análisis ultra-estructural y de resistencia a la tracción realizado por Ramos y cols.⁴⁵⁴, utilizando el láser de Er:YAG a dos diferentes densidades de energía por pulso (250 mJ/2 Hz) y (400 mJ/4 Hz), apreciaron notables diferencias en la observación de las imágenes de las superficies irradiadas obtenidas por microscopía electrónica. Mientras las tratadas a una densidad de energía más baja presentaban una capa granular de 1 µm, y contenían algunas fibras de colágeno, las tratadas con mayor irradiación presentaron una capa de dentina granular más gruesa.

En el análisis de resistencia a la tracción (tensile bond strength) no encontraron diferencias significativas entre ambos grupos pero la presencia de las fibras de colágeno presupone para los autores la mejor infiltración por mo-

números y hace suponer un mejor sellado y durabilidad de la restauración.

Nosotros buscábamos resultados coincidentes con estos estudios, y después de la revisión bibliográfica optamos por utilizar una densidad de energía por pulso baja.

Estamos convencidos que pueden conseguirse mejores resultados, la mayor parte, mejoras en la resistencia a las fuerzas de adhesión observándose esto en la desaparición o disminución de los GAPS, con este tipo de fluencias.

Corona y cols.¹²⁴⁻¹²⁵, también conceden importancia a la densidad de energía por pulso. Señalan que se obtienen mejores resultados con densidades de energía inferiores aumentando la distancia de aplicación³⁹⁰. Concluyen que aumentando la distancia de aplicación del láser se obtienen mejores resultados en términos de resistencia.

Esta actitud metodológica, que no es compartida por nuestro trabajo ya que supone alejarse de la distancia focal y por tanto de la eficacia del efecto del láser, podría interpretarse sin embargo, como la búsqueda de una menor densidad de potencia y en ese sentido confirmar los beneficios de la misma³⁸¹. Este trabajo, como gran parte de los mencionados, utiliza grabado ácido (ortofosfórico al 35%) en todas las muestras; aspecto que se analizará a continuación.

Cuando se aplica el ácido ortofosfórico sobre la dentina preparada mediante la técnica rotatoria convencional el smear layer o barrillo dentinario se disuelve, y la dentina peritubular e intertubular se desmineraliza, exponiendo una malla de fibras de colágeno adheridas a la dentina remanente. Estas fibras son de crucial importancia para establecer la capa híbrida que describieran Nakabayashi y cols. y Van Meerbeek y cols. La acción del ácido ortofosfórico sobre la dentina, además de eliminar el barrillo dentinario, produce la disolución de algunos minerales presentes, entre ellos los cristales de hidroxipatita⁹⁸.

Cuando en lugar de fresar la dentina producimos su eliminación por el efecto ablativo del láser, el detritus que formaría el smear layer no queda retenido en la superficie, y por tanto el aspecto de la dentina es similar a la grabada. Este aspecto se evidencia en imá-

genes obtenidas por microscopía electrónica de barrido y lo constatan algunos investigadores. La similitud en la microscopia de ambas superficies también podría deberse, simplemente, a la desecación previa que deben sufrir las muestras. Esta desecación favorece que las fibras de colágeno se colapsen contra la superficie de la dentina, y por lo tanto que su aspecto sea muy similar.

Sin embargo si analizamos con mayor profundidad y rigor esta similitud encontraremos notables diferencias entre ambas superficies. La ablación que provoca el láser en la dentina incluye también la mayor parte de las fibras de colágeno (aunque no todas: pequeños residuos de las mismas pueden evidenciarse por microscopía electrónica de barrido tras la irradiación).

Por eso no queda matriz desmineralizada en la que se evidencie la malla de colágeno, tal como ocurre tras el grabado ácido. Éste parece ser el mejor argumento que se encuentra en la literatura: descripciones de ausencia de capa híbrida¹⁰⁰ o incluso, estudios que afirman que la utilización del láser en la preparación de la dentina impide la formación de dicha capa¹⁰¹.

Sin embargo, otros investigadores cuestionan estas afirmaciones al considerar que aunque la capa híbrida es la base principal de la mayor parte de los sistemas adhesivos. Como ya se ha mencionado con anterioridad, no toda la fuerza de adhesión se confía a este tipo de unión. Los adhesivos suelen incorporar en su formulación otros componentes que establecen otras uniones entre los cuales destacan los que se adhieren a la hidroxiapatita. Los monómeros funcionales como el 4-META interaccionan con la hidroxiapatita logrando una quelación del ión Ca presente en su molécula, es decir estableciendo una unión química⁴⁰².

Esta capacidad de unión podría ser determinante en el establecimiento de fuerzas de adhesión en dentina preparada con láser. Por lo que, la extensión de nuestro estudio a otros sistemas adhesivos, es materia pendiente para proponer nuevos experimentos y obtención de nuevos resultados de comparación.

Yoshida y cols.⁵⁹⁰, (Yoshida, Nagakane et al. 2004) en un estudio comparativo sobre los mecanismos de adhesión de los monómeros funcionales, evidenciaron que el calcio disponible en los cristales de hidroxiapatita puede

servir como receptor de la formación de una fuerte unión iónica.

La Fluence o fluencia baja al irradiar la dentina podría ser el motivo por el cual los resultados obtenidos permiten establecer que la adaptación podría ser igual que la que se genera con instrumental rotatorio, a pesar de que en la mayoría de las comparaciones realizadas no se llegaron a encontrar diferencias significativas entre ambas técnicas con respecto al espesor y la superficie. En dos comparaciones se encontraron diferencias significativas de espesor: el láser produjo mayores valores a nivel de base y pared. Por otro lado, en otra comparación también se observó una tendencia a la generación de mayor superficie con láser, aunque no fue estadísticamente significativa.

De esta manera, los resultados obtenidos sugieren que no habría marcadas diferencias de adaptación entre ambas técnicas al analizar las adaptaciones de la resina en los Grupos 1 y 2 con Microscopía Confocal en 2D y 3D, aunque la técnica con turbina podría producir una adaptación levemente mayor.

El porqué de este resultado podría explicarse por una posible disminución de la resistencia de la propia dentina como consecuencia de las múltiples microexplosiones que acompañan al proceso ablativo.

Los resultados obtenidos en el presente trabajo podrían justificarse por el hecho de que la baja densidad de energía mejora el efecto que el láser ejerce sobre la dentina, respetando muchos de sus componentes colagenosos y provocando una descalcificación con mayores restos de apatita, que habrían sido muy bien aprovechados por los monómeros existentes en el adhesivo utilizado.

Dando lugar al rechazo del argumento de muchos autores que descalifican la utilización de la tecnología láser para la preparación de cavidades, validando la Hipótesis de que el Láser de Er:YAG aplicado con baja fluencia es una alternativa válida para la preparación de cavidades dentarias.

El desarrollo de nuevas investigaciones derivadas del presente trabajo, podrían aportar un mayor número de observaciones, lo cual sería importante para la confirmación de esta conclusión.

Por ello, se deja planteado la continuación de nuestro estudio a través del desarrollo de un análisis químico de la superficie irradiada con de láser Er:YAG y las superficies tratadas con instrumental rotatorio por medio de una Microsonda de RX (Microsonda JEOL JXA 8230), realizando un Microanálisis con Sonda de Electrones en el Laboratorio LAMARX de la Universidad Nacional de Córdoba; con quienes la Universidad Nacional de La Plata tiene convenio y actúa como uno de los nodos en el país.

Patrón de fractura

En relación a la observación de los patrones de fractura quisiéramos hacer ciertas aclaraciones; se trata de un método poco objetivo para valorar un grupo de muestras.

Revisando la literatura, los diferentes autores ^{80, 156-159, 183, 198, 200} se limitan a expresar el tipo de patrón que ven en cada muestra clasificándolos en fallo adhesivo, fallo cohesivo de dentina y fallo cohesivo de resina.

Si coexisten dos o más tipos de fallos en una misma muestra, la denominan como patrón mixto. No todos los autores utilizan la misma clasificación. Atendiendo a estos criterios, prácticamente no podríamos hablar de diferencias en nuestros resultados, ya que la mayoría de ellas presentaban un patrón mixto.

En cualquier caso, el análisis del patrón de fractura de las muestras, en nuestro estudio, simplemente, tenía el interés de constatar mayor presencia de fallo cohesivo en dentina el grupo en el que se utilizó el láser, respecto del grupo en el que no se utilizó. Y este parámetro, creemos, queda sobradamente demostrado por la simple observación a microscopía de los bloques de resina en las cavidades tratadas ¹⁸⁴.

En nuestra opinión, se podría incorporar un nuevo vocablo para describir a la dentina irradiada con láser. Al igual que la dentina fresca presenta una película de detritus que se conoce con el nombre de barrillo dentinario o "smear layer", a la dentina más superficial de la zona irradiada se le podría llamar de alguna forma, como por ejemplo "dentina laseada", ya que la resina se adhiere a la dentina, pero ésta no está bien integrada al sustrato y aparece adherida en la superficie de los bloques de resina.

El Grupo que presentó menor porcentaje de fallo cohesivo de dentina fue el único que no sufrió la acción del láser.

Nuestras observaciones en relación con el patrón de fractura coinciden relativamente con las presentadas por otros autores.

Longitud de los Tags

En principio, el estudio no está basado en la medición de la longitud de los tags producidos pero - siendo un trabajo descriptivo -, en las observaciones realizadas y, planteando esto como una forma indirecta de estudiar a la interfase y generar una profundización de la justificación en los resultados obtenidos, se evidenció que la longitud de las prolongaciones de resina que penetran en el interior de los túbulos dentinarios es hasta diez veces mas largos en el Grupo que utilizamos láser para realizar la cavidad y en la que luego le realizamos el grabado total de la superficie, antes de incorporar la resina.

La longitud de los "Tags" no repercute en los valores de fuerza de adhesión ⁽¹⁷⁹⁻¹⁸⁰⁻¹⁸¹⁻¹⁸²⁾, incluso los propios Tags tampoco tienen gran relevancia en cuanto a la fuerza total de adhesión ¹⁷⁸.

Como posible explicación a este hallazgo, cabría destacar la posible desecación que se produce en la zona irradiada.

Recordemos que la energía del láser de Er:YAG es altamente absorbida por el agua, y que el interior de los túbulos dentinarios está repleto de contenido acuoso, siendo posible que dicho contenido sufra una evaporación en la parte más cercana a la superficie durante la irradiación.

En este sentido, sería pertinente comentar los resultados de Iwaku y cols. que estudiaron la longitud de los "tags" en dientes recién extraídos y en dientes almacenados en seco durante meses, encontrando diferencias entre sus longitudes muy parecidas a las que nosotros hemos observado. A este hallazgo, los autores lo relacionan con la deshidratación que ha sufrido el diente durante su almacenamiento. También hay que destacar que, en condiciones de trabajo clínico sobre dientes vitales, la presión intrapulpal se distribuye hacia los

fluidos presentes en los túbulos dentinarios, evitando que la resina pueda fluir a mayor profundidad¹⁸⁰.

Quizás la acción del ácido ortofosfórico, sobre la dentina irradiada, permitió el paso de líquido, desde el gel hacia los túbulos y por ello la longitud de los "tags" en este Grupo sea mucho mayor que en el Grupo en el que no se aplicó láser. Evidentemente, si esto fuera así, se debería estudiar el posible daño pulpar por la acción del ácido ortofosfórico, pudiendo ser un argumento para omitir su uso sobre la dentina preparada con el láser de Er:YAG.

Cálculo de la muestra

Después del estudio estadístico de las desadaptaciones (GAPS) y valorando las tendencias en los resultados, creemos que quizás aumentando el número de muestras se hubiesen podido encontrar más diferencias

estadísticamente significativas entre los grupos de estudio.

Ya se ha descrito cómo se efectuó el cálculo del número de muestras en relación a los artículos consultados, y cuáles fueron dichos trabajos. En un principio, nos pareció un número aceptable, incluso exagerado, incluir 50 muestras divididas en dos grupos de estudio, puesto que en muchos de los trabajos precedentes el volumen muestral, dada la varianza observada, era inaceptable en cuanto a la fiabilidad del resultado obtenido.

En la tabla 51 se muestran los diferentes autores referenciados anteriormente, y el número de grupos y muestras por grupo en los que se basaron sus estudios.

Primer autor y año	nº de grupos	nº de muestras por grupo
Burnett LH 2001	3	15
Ceballos L 2002	3	20
Corona S 2005	6	10
De Munck J 2002	6	4-21 (*)
De Souza AE 2004	3	12
Donadio-Moura J 2005	6	15
Dunn WJ 2005	6	20
Gonçalves M 2002	6	7
Kameyama A 2002	5	8
Lin S 1999	2	6
Manhaes 2005	6	30-36 (*)
Oliveira D 2005	8	2
Ramos R, 2002	6	10
Visuri SR 1996	4	11-21 (*)

Tabla 51 : Resumen del número de grupos y número de muestras por grupo utilizado en estudios de dentina irradiada. (*) Distinto número de muestras en cada grupo.

CAPÍTULO

11

Conclusiones

Conclusiones

Se llevó a cabo un estudio comparativo “in vitro” donde se realizó la descripción de las diferencias existentes en la zona de interfase a través del análisis estadístico, por medio de aquellos parámetros que fueron cuantificables, de las desadaptaciones presentes o GAPS entre un Grupo de piezas dentarias tratadas con láser Er:YAG para realizar cavidades clase 1 y otro Grupo tratadas con instrumental rotatorio de superalta velocidad.

Basándonos en el análisis estadístico de nuestros resultados y con las limitaciones propias de un estudio in vitro (ex vivo), concluimos que:

1.Al utilizar densidad de energía baja por pulso se obtuvieron valores similares de desadaptación (GAP) entre el Grupo de piezas dentarias tratadas con láser de Er:YAG y el Grupo de piezas dentarias tratadas con instrumental rotatorio ambos habiendo utilizado spray, grabado total con ácido orto fosfórico y el mismo sistema adhesivo.

2.Los “tags” resultaron ser hasta 10 veces más largos cuando la dentina se irradió con láser de Er:YAG y se utilizó grabado ácido, que cuando se utilizó instrumental rotatorio y ácido orto fosfórico.

3.El patrón de fractura mostró un mayor porcentaje de fallo cohesivo de dentina en la parte de las muestras que fueron irradiadas con láser, respecto del grupo en que se utilizó instrumental rotatorio.

4.Los resultados obtenidos confirman todas las hipótesis de trabajo, aunque sugiere que no habría marcadas diferencias de adaptación entre ambas técnicas, la técnica con instrumental rotatorio podría producir una adaptación levemente mayor.

El desarrollo de nuevas investigaciones derivadas del presente trabajo, podrían aportar un mayor número de observaciones, lo cual sería importante para la confirmación de esta conclusión.

Bibliografía

BIBLIOGRAFIA

Bibliografía

1. ABDALLA, A.I.; DAVIDSON, C.L. Effect of mechanical load cycling on the marginal integrity of adhesive class I resin composite restoration. J. Dent., v.24, n.1-2, p.87-90, Jan./Mar. 1996.
2. ABREU RODRÍGUEZ, R.J. Adhesión en Odontología Contemporánea Universidad de Valencia, España. On-Line Buscador MSN abril 2003.
3. ADAMS, T.C. Lasers in aesthetic dentistry. Dent Clin North Am 2004; 48:833-60.
4. ADEPT REPORT, ALBERTS, HF, editor. Direct Composite Restoratives. 1991; 2 (4):53-65.
5. ADRIAN, J. C. Laser and the dental pulp. J Am Dent Assoc, 1977; 83: 113- 7.
6. ADRIAN, J.C.; BERNIER, J.L.; SPRAGUE, W.G. Laser and the dental pulp. J Am Dent Assoc. 1971 Jul; 83(1):113-7.
7. AKYOL, A.; ANADOLU, R.; ANADOLU, Y.; EKMEKCI, P.; GURGEY, E.; AKAY, N. Multifocal papillomavirus epithelial hyperplasia: successful treatment with CO2 laser therapy combined with interferon alpha-2b. Int J Dermatol 2003; 42:733-5.
8. ALANI, A.H.; TOH, C.G. Detection of microleakage around dental restorations: a review. Oper. Dent., v.22, n.4, p.173-85, July/Aug. 1997.
9. ALBALADEJO, A.; OSORIO, R.; TOLEDANO, M.; FERRARI, M. Hybrid layers of etch-and-rinse *versus* self-etching adhesive systems. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2010; 15(1): 112-8.
10. ALBRECHT, J.; MANHART, H.; CHEN, H.; FLESSA, P.; HICKEL, R. Marginal Adaptation of AdheSE Self-etching Primer after artificial aging. IADR (Abstract) #0930 Convención Anual San Antonio TX, marzo de 2003.LMU University, Munich, Germany, Dental School of LMU, Munich, Germany.
11. AL-HAMADANI, K. K.; CRABB, H. S. M. Marginal adaptation of composite resin.
12. AL-SALEHI, S.K.; BURKE, F.J. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. Quintessence Int1997; 28:717-23.
13. ALTSHULER, G.B.; BELASHENKOV, N.R.; KARASEV, V.B.; SKRIPNIK, A.V.; SOLUNIN, A.A. Application of ultra-short laser pulses in dentistry. Proc SPIE. 1993; 2080:77-81.
14. ALTSHULER, G.B.; BELIKOV, A.V.; EROFEEV, A.V. Comparative Study of non contact operation mode of hard tooth tissues Er-laser processing. In: International congress on laser in dentistry, 1996, Jerusalem. Proceeding Bologna: Monduzzi, 1996, p.21-26.
15. ALVES, J.; WALTON, R.; DRAKE, D. Coronal leakage: Endotoxin penetration from mixed bacterial communities trough obturated post prepared root canals. J. Endod., v. 24, n.9, p.587-91, 1998.
16. ALVES, S.; OLIVEIRA, V.; VILAR, R. Femtosecond laser ablation of dentin. J Phys D: Appl Phys. 2012; 45(24): 5401.
17. AM J NEWMAN, R.A.; NEWMAN, G.V.; SENGUPTA, A. In vitro bond strengths of resin modified glass ionomer cements and composite resin self-cure adhesives: introduction of an adhesive system with increased bond strength and inhibition of decalcification. Angle Orthod 2001; 71:312-7.
18. ANA, P.A.; BACHMANN, A.; ZECELL, D.M. Lasers effects on enamel for caries prevention.

- Laser Physics, 2006 16, 5, 865-75.
19. ANIC, I.; VIDOVIC, D.; LUIC, M.; TUDJA, M. Laser induced molar tooth pulp chamber temperature changes. *Caries Res.* 1992; 26: 165-9.
20. ANON, J. Update-Esthetic & Restorative-Lactic Acid effective in removing dentin smear layer. *Compendium.* 1997; 18 (9):938.
21. ANUSAVICE KENNETH, J. *La Ciencia de los materiales dentales de Ralph Phillips*. 10a Edic. Ed. México: Mc.Graw-Hill Interamericana, 1998.
22. ANUSAVICE, K. Phillips. *Ciencia de los Materiales Dentales*. Undécima edición. Elsevier, Madrid, (2004) 2 Jackson, R D., DDS Indirect Resin Inlay and Onlay Restorations: A Comprehensive Clinical Overview. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1999; 11(8):891-900 3
23. AOKI, A.; SASAKI, K.M.; WATANABE, H.; ISHIKAWA I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontology* 2000, 36, 59-97.
24. APEL, C.; BIRKER, L.; MEISTER, J.; WEISS, C.; GUTKNECHT, N. The caries-preventive potential of subablative Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in an intraoral model: a pilot study. *Photomedicine and Laser Surgery*, 2004; 22, 4, 312-17.
25. APEL, C.; MEISTER, J.; GOTZ, H., DUSCHNER, H.; GUTKNECHT, N. Structural changes in human dental enamel after subablative erbium laser irradiation and its potential use for caries prevention. *Caries Research*, 2005; 39, 65-70.
26. APEL, C.; MEISTER, J.; SCHMITT, N.; GRABER, H.G.; GUTKNECHT, N. Calcium solubility of dental enamel following sub-ablative Er:YAG and Er:YSGG laser irradiation in vitro. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2002; 30, 5, 337-41.
27. APEL, C.; SCHAFER, C.; GUTKNECHT, N. Demineralization of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser prepared enamel cavities in vitro. *Caries Res* 2003; 37:34-7.
28. APEL, C.; SCHAFER, C.; GUTKNECHT, N. Structural Changes on Human Dental Enamel Treated with Er:YAG, CO₂ Lasers and Remineralizing Solution: EDS Analysis *Caries Res* 2004; 73:315-27
29. Araki AT, Ibraki Y, Kawakami T, Lage-Marques JL. Er:Yag laser irradiation of the microbiological apical biofilm. *Braz Dent J.* 2006; 17(4): 296-9.
30. ARAUJO, R. M.; DA SILVA FILHO, F. P. M.; MENDES, A. J. D. Estudo da infiltração marginal em restaurações de resinas compostas para dentes posteriores. Efeito do material, preparo cavitário e condicionamento do esmalte a nível cervical. *Rev. Odont. UNESP*, v.19, n.1, p.191-201, 1990.
31. ARAUJO, P.A.; ASMUSSEN, E. Effect of dentin adhesives on contraction of restorative resins in cavities surrounded by acid-etched enamel. *Acta odont. scand.*, v.48, n.5, p.333-6, 1990.
32. ARISU, H.D.; BALA, O.; ALIMZHANOVA, G.; TURKOZ, E. Assessment of morphological changes and permeability of apical dentin surfaces induced by Nd:YAG laser irradiation through retrograde cavity surfaces. *J Contemp Dent Pract* 2004; 5:102-13.
33. ARMENGOL, V.; JEAN, A.; MARION D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. *J Endod* 2000; 26:138-41.
34. ARMSTRONG, S.; GERALDELI, S.; MAIA, R.; RAPOSO, L. H.; SOARES, C. J.; YAMAGAWA, J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater.* 2010; 26(2): e50-62.
35. ARMSTRONG, S.R.; KELLER, J.C.; BOYER, D.B. Mode of failure in dentin-adhesive resin-resin composite bonded joint as determined by strength based (mTBS) and fracture-based (CNSB) mechanical testing. *Dent Mater.* 2001; 17: 201-10.
36. ARNABAT DOMINGUEZ, J.; ESPAÑA TOST, A.J.; BERINI AYTÉS, 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; 18:104-12.
37. 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; 18:104-12.
38. ART, J. J.; GOODMAN, M.B.; (1993). *Rapid Scanning Confocal Microscopy. Cell Biological Applications of Confocal Microscopy*. Edited by M. Matsumoto. Academic
39. ASMUSSEN, E. Composite restorative resins. Composition versus wall to wall polymerization contraction. *Acta odont. scand.*, v.33, n.6, p.337-44, 1975.
40. ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A. Resin composites: strength of the bond to dentin versus surface energy parameters. *Dent Mater* 2005; 21:1039-43.
41. ASTERIS, J. D., WOPENKA, B.; VALSAMI-JONES, E. (2008). Bone and tooth mineralization: why apatite? *Elements*, 4, 2, 97-104.

42. ATEYAH, N. Z.; ELHEJAZI, A. A. Shear bond strength and microleakage of four types of dentin adhesives materials. *The Journal of Contemporary Dental Practice* 2004; 5(1):2.
43. ATSÜ, S. S.; GELGÖR, I. E.; SAHIN, V. Effects of silica coating and silane surface conditioning on the bond strength of metal and ceramic brackets to enamel. *Angle Orthod* 2006; 76:855-60.
44. ATTRILL, D. C.; DAVIES, R. M.; KING, T. A.; DICKINSON, M. R.; BLINKHORN, A. S. Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray. *J Dent* 2004; 32:35-40.
45. BAHAR, A.; TAGOMORI, S. The effect of normal pulsed Nd-YAG laser irradiation on pits and fissures in human teeth. *Caries Research*, 1994 28, 460-467.
46. BAKER, J. T. Rhodamine B MSDS. S/f. Available from: <http://www.jtbaker.com/msds/englishhtml/r5400.htm>
47. BARATIERI, L.; CHAIN, M. Restauraciones estéticas con resina compuesta en dientes posteriores. Primera Edición. Artes Médicas 2001.
48. BARATIERI, L.N.; RITTER, A.V. Four year clinical evaluation of posterior resin-based composite restorations placed using the total etch technique. *J Esthet Restorative Dentistry*. 2001; 13(1):50.
49. BARBERÍA, E.; MAROTO, M.; ARENAS, M.; SILVA, C.C. A clinical study of caries diagnosis with a laser fluorescence system. *J Am Dent Assoc*. 2008 May; 139(5):572-9.
50. BARBIZAM, J. V. B, FARINIUK, L. F.; MARCHESAN, M. A.; PECORA, J. D.; SOUSA NETO, M. D. Effectiveness of manual and rotary instrumentation techniques for cleaning flattened root canals. *J Endod*, in press, 2001.
51. BARBIZAM, J. V. B. Estudo "in vitro" da infiltração marginal apical em canais radiculares obturados. 2001. 87 p. Dissertação (Mestrado). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
52. BARCELEIRO, MO.; DE MIRANDA, M.S.; DIAS, K.R.; SEKITO, T. Shear bond strength of porcelain laminate veneer bonded with flowable composite. *Operative Dentistry*, 2003; 28:423-428.
53. BARKMEIER, W.W.; LOS S. A.; TRIOLO, P. T. Bond strength and SEM evaluation of Clearfil Liner Bond 2 Am J. Dent, v.8, n.6, p.289-293, Dec.1995
54. BARNES, D. M.; THOMPSON, V. P.; BLANK, L. W.; MC DONALD, N. J. Microleakage of Class 5 composite resin restorations: a comparisons: between in vivo and in vitro. *OperDent*, n v.18, n.6, p.237-250, Nov./Dec.1993.
55. BARRANCOS MOONEY, L.: *Operatoria Dental*. Tercera Edición. Buenos Aires. Editorial Panamericana. 1999.
56. BARRANCOS MOONEY, L. *Caries en Dentina: Colágeno*. *Operatoria Dental*, 1999; 3ra Edición: 259.
57. BAUER, J. G.; HENSON, J. L. Microleakage: a measure of the performance of direct filling materials. *Oper. Dent.*, v.9, p.2-9, 1984.
58. BAUSCH, J. R. Et al Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resin. *J. prosth. Dent.*, v.48, n.1, p.59-67, July 1982.
59. BAYNE, S.C. et al. Update on dental composite restorations. *J. Amer. Dent. Assoc*. 1994;125:687-701.
60. BAYSAN, A.; LYNCH, E. The use of ozone in dentistry and medicine. Part 2. *Prim Dent Care* 2006 Jan; 13(1):37-41.
61. BECKER, J.; SCHRIEVER, D.; HEIDEMANN, D. Randdichte von plastischen füll ungennach computer gesteuerter Er YAG Laser präparation. *Dtsch Zahnärztebl Z*, v.51, n.8, p.448-451, Aug. 1996.
62. BEHNAN, S.M.; ARRUDA, A.O.; GONZÁLEZ-CABEZAS, C.; SOHN, W.; PETERS, M.C. In-vitro evaluation of various treatments to prevent demineralization next to orthodontic brackets. *American Journal Orthodontics and Dento facial Orthopedics*, 2010; 138, 6, 712. e 1-712. e 7.
63. BERTOLOTI, R. L. Posterior composite technique utilizing directed polymerization shrinkage and a novel matrix. *Pract. Period. Aesthet. Dent.*, v.3, n.4, p.53-8, June/July 1991.
64. BERTRAND, M.F.; PIZZARDINI, P.; MULLER, M.; MÉDIONI, E.; ROCCA, J.P. The removal of the smear layer using the Quantec system. A study using scanning electron microscope. *Int Endod J* 1999; 32:217-24.
65. BERTRAND, M. F.; HESSLEYER, D.; MULLER-BOLLA, M.; NAMMOUR, S.; ROCCA, J.P.

- Scanning electron microscopic evaluation of resin-dentin interface after Er:YAG laser preparation. *Lasers Surg Med* 2004; 35:51-7.
66. BISHARA, S. E.; VONWALD, L.; LAFFOON, J. F.; JAKOBSEN, J. R. Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000; 118:288-94.
67. BÓRQUEZ, C. A. Estudio comparativo in vitro de la profundidad de fotopolimerización de resinas compuestas fluidas a través de bloques de 62 porcelana. Trabajo de investigación requisito para optar al título de Cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago 2006.
68. BOTELLA, J. M.; JIMÉNEZ, V.; SALA, S. El láser de Er:YAG en los tejidos duros dentarios. Evaluación clínica. *Quintessence*, 1998; 11: 264-79.
69. BOTTA, S. B.; VIEIRA, S. N.; CORDON, R.; MARQUES, M. M.; MATOS, A. B. Can the method of primer application influence adhesion to Er:YAG-laser irradiated dentin? *J Contemp Dent Pract* 2009; 10:49-57.
70. BOUILLAGUET, S.; DUROX, B.; CIUCCHI, B.; SANO, H. Ability of adhesive systems to seal dentin surfaces: an in vitro study. *Journal of adhesive Dentistry* 2000 otoño; 2 (3):201-8
71. BOUSCHLICHER, M. R.; VARGAS, M. A.; BOYER, D. B. Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces. *Amer. J. Dent.*, v.10, n.2, p.88- 96, Apr.1997.
72. BRADLEY, P. F. A review of the use of the neodymium YAG laser in oral and maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1997; 35:26-35.
73. BRAUN, A.; KRILLKE, R. F.; FRENTZEN, M.; BOURAUDEL, C.; STARK, H.; SCHELLE, F. Heat generation caused by ablation of dental hard tissues with an ultrashort pulse laser (USPL) system. *Lasers Med Sci*. 2013 [Epub ahead of rint].
74. BRESCHI, L.; MAZZONI, A.; RUGGERI, A.; CADENARO, M.; DI LENARDA, R.; DE STEFANO DORIGO, E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008; 24:90-101.
75. BRUGNERA JÚNIOR, A. Estudo da ação dos lasers Er:YAG e Nd:YAG sobre a permeabilidade da dentina das paredes dos canais radiculares instrumentados. Rio de Janeiro, 2001. 119p. Tese (Doutorado) - Universidade Federal do Rio De Janeiro Centro de Ciências da Saúde - Faculdade de Odontologia.
76. BRUGNERA, A.; PINHEIRO, A. L. Lasers na odontologia moderna. Sao Paolo: Pancast; 1998.
77. BRULAT, N.; ROCCA, J. P.; LEFORESTIER, E.; FIORUCCI, G.; NAMMOUR, S.; BERTRAND, M. F. Shear bond strength of self-etching adhesive systems to Er:YAG-laser-prepared dentin. *Lasers Med Sci*.2009; 24: 53-7.
78. BRUNDLE, C. R.; EVANS, C. A.; WILSON S. Encycopedia of Materials Characterization: Surfaces, Interfaces and Thin films. Butterworth-Heinemann, ISBN 0-7506-9168-9, USA, 1992; 120-33.
79. BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materias to enamel surfaces. *J Dent Res*, v.34, n.6, p.849-853, Dec. 1955.
80. BUONOCORE, M. G.; MÁSTUI, A.; GWINNETT, A. J. Penetration of resin dental material into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol*, v.13, n.1, p.61-70, reed. Jan. 1998.
81. BUONOCUORE MICHAEL, G. Adhesive retention and adhesive restorative materials. *Journal of the American Dental Association* 1963; 67:382-391.
82. BURGESS J.; NORLING B.; SUMMITT J. Materiales restauradores de ionómero y resina. La nueva generación. *J. Esth. Dent. Ed. Esp*. 5(1): 21-33, 1995.
83. BURKE, T.F.J. Et al. Restoration longevity and analysis of reasons for the placement and replacement of restorations provided by vocational dental practitioners and their trainers in the United Kingdom. *Quintessence Int.*, v.30, n.4, p.234-42, Apr. 1999.
84. BURKES, E. J.; HOKE, J.; GOMES, E.; WOLBARSH, M. Wet tissue versus dry enamel ablation by ER-YAG laser. *J Prosthet Dent*, v.67, n.6, p.847-85, 1, June 1992.
85. BURKES, E. J.; HOKE, J.; GOMES, E.; WOLBARSH, M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. *J Prosthet Dent* 1992; 67:847-51.
86. BUSATO, A. L. S.; BARBOSA, A. N.; BUENO, M.; BALDISSERA, R. A. Dentística: restauracoes, emdentes anteriores. São Paulo: Artes Médicas, 1997. 481p.
87. CAL NETO, J. P.; MENDES MIGUEL, J. A. Scanning electron microscopy evaluation of the bonding mechanism of a self-etching primer on enamel. *Angle Orthod* 2006; 76:132-6.

88. CALDERÓN, E. J. Estudio comparativo in vitro de la profundidad de polimerización de resinas compuestas fluidas a través de bloques de resina compuesta previamente polimerizados trabajo de investigación requisito para optar al título de cirujano dentista. Universidad de Chile. Santiago 2004.
89. CALTABIANO, C.; LEONARDI, R.; MARTINEZ, G.; VISCUSO, O.; ROMERO M.; CALTABIANO, R. (1996). "Carious" and "noncariious" lesions of the hard dental tissues. Ultrastructural (SEM) and microanalytical (EDS) analyses of teeth the 3rd century B.C. *Minerva Stomatologica*, 45, 5, 1 97-204.
90. CARDOSO, M.; VIEIRA, L. C. C. Infiltração marginal em cavidades classe II MOD em pré-molares. *Rev. Ass. paul. cirurg. Dent.*, v.52, n.1, p.65-9, jan./fev. 1998.
91. CARVALHO, R. M. Adesivos dentinários, fundamentos para aplicação clínica. *RDR*, v.1, n.2, p.62-96, abril, maio, junho 1998.
92. CARVALHO, R. M. Adesivos dentinários. Fundamentos para aplicação clínica. *Ver. Dentística Restauradora*, v.1, n.2, p.62-96, abr/jun. 1998.
93. CARVALHO, R. M. Et al. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper. Dent.*, v.21, n.1, p.17-24, Jan./Feb. 1996.
94. CARVALHO, R. M.; PEREIRA, J. C.; YOSHIYAMA, M.; PASHLEY, D. H. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress-, relief. *Oper Dent*, v.21, n.1 p.17-24, Jan./Feb. 1996.
95. CASEY, K. G.; QUITEVIS, E.L. Effect of solvent polarity on nonradiative processes in xanthene dyes: Rhodamine B in normal alcohols. *J. Phys. Chem.*, 92, 6590-6594, 1988.
96. CASTELLAN, C. S.; LUIZ, A. C.; BEZINELLI, L. M.; LOPES, R. M. G.; MENDES F. M.; EDUARDO C. DE P.; DE FREITAS P.M. (2007). In vitro evaluation of enamel demineralization after Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation on primary teeth. *Photomedicine and Laser Surgery*, 25, 2, 85-90.
97. CAVALCANTI, B. N.; LAGE MARQUES, J. L.; RODE, S. M. Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces. *J Prosthet Dent* 2003; 90: 447-51.
98. CAVANAGH, H. D.; EL AGHA, M. S.; PETROLL, W. M.; JESTER, J. V. Specular microscopy, confocal microscopy, and ultrasound biomicroscopy: 2000; 19(5):712-722.
99. CEBALLOS, L.; TOLEDANO, M.; OSORIO, R; TAY, F.R.; MARSHALL, G.W. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res.* 2002; 81: 119-22.
100. CECCHINI, R.C.M.; ZEZELL, D.M.; DE OLIVEIRA, E.; DE FREITAS, P.M. ; EDUARDO, C. DE P. (2005). Effect of Er:YAG laser on enamel acid resistance: Morphological and atomic spectrometry analysis. *Lasers in Surgery and Medicine*, 37, 5, 366-72
101. CEHRELI, Z.C.; KECIK, D.; KOCADERELI, I. Effect of self-etching primer and adhesive formulations on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2005;127: 573-9.
102. CHAN, K.C.; SWIFT Jr., E.J. Marginal seal of new-generation dental bonding agents. *J Proathet Dent*, v.72, n.4, p.420-423, Oct. 1994.
103. CHAPPELL, R.P.; COBB, C.M.; SPENCER, P; EICK, J.D. Dentinal tubule anastomosis: a potential factor in adhesive bonding? *J Prosthet Dent* 1994; 72:183-8.
104. CHEN, H.; J.MANHART, M.THUM, R.HICKEL. *Determination of Microleakage of Xeno III Self-etching Adhesive*. (Abstract) #934 Convención Anual San Antonio TX, Marzo de 2003, LMU University, Munich, Germany, Dental School of LMU, Germany.
105. CHEUNG, G.S.P. Reducing marginal leakage of posterior composite resin restorations: a review of clinical techniques. *J. prosth. Dent.*, v.63, n.3, p.286-8, Mar. 1990.
106. CHIMELLO, D.T.; CHINELATTI, M.A.; NONAKA, T.; PECORA, J.D.; PALMA DIBB, R.G. Effect of Er:YAG laser on bond strength to dentin of a self-etching primer and two single-bottle adhesive systems. *Lasers Surg Med* 2002; 31:164-70.
107. CHIN-YING, S.H.; GAO, X.L.; PAN, J.S.; WEFEL, J.S. (2004). Effects of CO₂ laser on fluoride uptake in enamel. *Journal of Dentistry*, 32, 2, 161-67.
108. CHOHAYEB, A. A.; EICHMILLER, F. C.; RUPP, N. W. Factors affecting microleakage of composite restorations, *J. dent. Res.*, v.69, p.128, Mar. 1990. Special issue. / Abstract n.160/.
109. CHOI KK; CONDON JR; FERRACANE, JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res* 2000; 79: 812-817.
110. CHRISEY, D.B.; HUBLER, G.K. (eds.), *Pulsed Laser Deposition of Thin Films*. Wiley-Interscience, New York, 1994.
111. CHRISTENSEN, G.J. Prevenindo a sensibilidade nas restaurações de classe II em resina composta, *JADA-Brasil*, v.2, n.1, p.40-1, jan./fev. 1999.
112. CHRISTENSEN, G.J. Preventing postoperative tooth sensitivity in class I, II and V

- restorations. Journal of the American Dental Association 2002; 1-4.
113. CHUANG, SF.; JIN, Y. T.; CHANG, CH.; SHIEH, DB. *Influence of flowable composite lining thickness on class composite restorations*. (Abstract) Oper Dent 2004; 29(3):301-308
114. CIVELEK, A; ERSOY, M; L'HOTELIER, E; SOYMAN, M; SAY, EC. Polymerization shrinkage and microleakage in class II cavities of various resin composites. Oper Dent 2003; 28: 635-641.
115. COCHRANE, N.J.; CAI, F.; HUQ, N.L.; BURROW, M.F. ; REYNOLDS, E.C. (2010). New approaches to enhanced remineralization of tooth enamel. *Journal of Dental Research*, 89, 11, 1187-1197.
116. COLUCCI, V; DO AMARAL, F.L.; PÉCORA, J.D.; PALMA DIBB, R.G.; CORONA, S.A. Effects of water flow on ablation rate and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation. Am J Dent. 2012; 25(6): 332-6.
117. COLUCCI, V; DO AMARAL, F.L.; PÉCORA, J.D.; PALMA DIBB, R.G.; CORONA, S.A. Water flow on erbium:yttrium-aluminum-garnet laser irradiation: effects on dental tissues. Lasers Med Sci 2009; 24:811-8.
118. COLUZZI, D. J. An overview of laser wavelengths used in dentistry. Dent Clin North Am 2000; 44(4):753-65.
119. COLUZZI, D. J. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. Dent Clin North Am 2004; 48:751-70.
120. COLUZZI, D. J. What laser does your practice need? Advantages, considerations, and practice integration of laser dentistry. Alpha Omegan 2008; 101:202-5.
121. COLUZZI, D. Láseres y amplificación de la luz en odontología. En: Convisar R., Ed. Clínicas Odontológicas de Norteamérica. México DF: Mc Graw-Hill interamericana; 2000.p.819-32.
122. COLUZZI, D.: Er:YAG Laser caries and composites removal and enamel preparation. Wavelengths, 2002; 10(3): 11-31.
123. CONVISSAR R. Principles and Practice of Laser Dentistry. Mosby, Inc., St. Louis, 2001.
124. CORONA, S.A.; DE SOUZA, A.E; CHIANELATTI, MA; BORSATTO, MC.; PECORA, J.D ; DIBB, R.P. Effect of energy and pulse repetition rate Er:YAG Laser dentin ablation ability and morphological analysis of the Laser irradiated substrate. Photomedicine & Laser Surgery, 2007.v. 25, p. 26-33,
125. CORONA, S.A; ATOUI, J.A.; CHIMELLO, D.T.; BORSATTO, M.C.; PECORA, J.D.; DIBB, R.G. Composite resin's adhesive resistance to dentin: influence of Er:YAG laser focal distance variation. Photomed Laser Surg 2005; 23:229-32.
126. CORREA, I.L.V. Influência na infiltração marginal de diferentes formas de tratamento da umidade em cavidades restauradas com Scotchbond multi-uso / Z-100. Bauru, 1996, 140p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
127. COZEAN, C.; ARCORIA, C. J.; PELAGALLI, J.; POWELL, L.: Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. J Am Dent Assoc, 1997; (128): 1080-1087.
128. COZEAN, C.; ARCORIA, C.J.; PELAGALLI, J.; POWELL, G.L. Dentistry for the 21st century? Erbium:YAG laser for teeth. J Am Dent Assoc 1997; 128:1080-7.
129. COZEAN, C.; ARCORIA, C.J.; PELAGALLI, J.; POWELL, G.L. Dentistry for the 21st century?: Erbium:YAG laser for teeth. J Am Dent Assoc, v.128, n.8, p.1080-1087.
130. CRIM, G. A. Influence of bonding agents and composites on microleakage. J. prosth. Dent., v.61, n.5, p.571-4, May 1989.
131. CRIM, G.A. Microleakage of three resin placement techniques. Amer. J. Dent., v.4, n.2, p.69-72, Apr. 1991.
132. CRIM, G.A.; ABBOT, L.J. Effect of curing time on marginal sealing by four dentin bonding agents. Am J Dent, v. 1, n. 1, p. 12-14, Feb. 1988.
133. DA SILVA, J.M.; RODRIGUES, J.R.; CAMARGO, C.H.; FERNANDES, VV JR; HILLER, K.A.; SCHWEIKL, H.; SCHMALZ, G. Effectiveness and biological compatibility of different generations of dentin adhesives. Clin Oral Investig. 2013 [Epub ahead of print].
134. DAVID, H. Sliney. Journal of Laser applications: Laser safety. Laser institute of America, obtenible en Home page <http://www.laserinstitute.org>. (Consulta: 12 Diciembre 2002)
135. DAVIDSON, C.L. Handling of polymerization stresses in composite restorations, In: International symposium reconstructions whit carbon fiber posts and the adhesive systems today, 2, S. Margherita Ligure, 1998. Proceedings. Milano, Hippocrates Edizioni Medico Scientifiche, p.22.

136. DAVIDSON, C.L. Resisting the curing contraction with adhesive composites. J. prosth. Dent., v.55, n.4, p.446-7. Apr. 1986.
137. DAVIDSON, C.L.; DE GEE, A.J. Relaxation of polymerization contraction stresses y flow in dental composites. J. dent. Res., v.63, n.2, p.146-8, Feb. 1984
138. DAVIDSON, C.L.; DE GEE, A.J.; FEILZER, J. A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. J. dent. Res., v.63, n.12, p.1396-9, Dec. 1984.
139. DAVIDSON, C. L.; FEILZER, J. Polymerization shrinkage and Polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J. Dent., v.25, n.6, p.435-40, Nov. 1997.
140. DE MUNCK, J.; VAN LANDUYT, K.; PEUMANS, M.; POITEVIN, A.; LAMBRECHTS, P.; BRAEM, M.; VAN MEERBEEK, B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res 2005; 84:118-32.
141. DE SOUZA, A.E.; CORONA, S.A.; DIBB, R.G.; BORSATTO, M.C.; PECORA, J.D. Influence of Er:YAG laser on tensile bond strength of a self-etching system and a flowable resin in different dentin depths. J Dent 2004; 32:269-75.
142. DEDERICH, D.N.; BUSHICK. (2004). Lasers in dentistry separating science from hype. *Journal of the American Dental Association*, 135, 2, 204-12.
143. DELBEM, A.C.B.; CURY, J.A.; NAKASSIMA, C.K.; GOUVEIA, V.G. ; THEODORE, L.H. (2003). Effect of Er:YAG laser on CaF₂ formation and its anti-cariogenic action on human enamel: An in vitro study. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 21, 4, 197-201.
144. DELIPIERI, S.; BARDWELL, D.; PAPATHANASSIOU, A.; FALCONE, K.; CONGIU, M.; KASTALI, S. Microleakage of resin liners and packable composites using filled and 65 unfilled adhesives. Tufts University School of Dental Medicine. IADR/AADR/CADR 80TH General Session San Diego Marzo 2002
145. DELIPIERI, S.; BARDWELL, DN.; PAPATHANASSIOU, A.; KASTALI, A.; GARCÍA-GODOY, E. Microleakage of a microhybrid composite resin using three different adhesive placement techniques. (Abstract) J Adhes Dent 2004; 6(2):139-139.
146. DELLA BONA, A.; MECHOLSKY, J.J. JR.; BARRETT, A.A.; GRIGGS, J.A. (2008). Characterization of glass-infiltrated alumina-based ceramics. *Dental Materials Journal*, 24, 11, 1568-74.
147. DERHAMI, K.; COLI, P.; BRANNSTRÖM, M. Microleakage in class 2 composite resin restorations. Oper. Dent., v.20, n.3, p.100-5, May/June 1995.
148. DIETSCHI, D. Et al Marginal adaptation and seal of direct and indirect class II composite resin restorations: an in vitro evaluation. Quintessence Int., v.26, n.2, p.127-38, Feb. 1995.
149. DIVITO, E.E.; COLONNA, M.P. The Photoacoustic Efficacy of an Er: YAG Laser with Radial and Stripped Tips on Root Canal Dentin Walls: An SEM Evaluation. J of Laser Dent. 2011; (19)1.
150. DIXON, J. M.; TANIGUCHI M.; LINDSEY, J. S. "PhotochemCAD 2. A Refined Program with Accompanying Spectral Databases for Photochemical Calculations, Photochem. Photobiol. 2005; 81, 212-213.
151. DOMÍNGUEZ J. Aplicaciones del láser de CO₂ en Odontología. Madrid: Ergon, 1995.
152. DOSHI, R.; PARMAR, A. Laser dentistry in general practice. Int Dent SA 2009; 11:52-6.
153. DOSTALOVA, T. Evaluation of the surface changes in enamel and dentin due possibility of thermal overheating induced by Erbium:YAG laser radiation. Scanning Microsc, 1996; 10 (1): 285-290.
154. DOSTALOVA, T.; JELINKOVA, H.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHAZKA, S.; HIMMLOVA, L. Dentin and pulp response to Er:YAG laser ablation: a preliminary evaluation of human teeth. J Clin Laser Med Surg, v.15, n.3, p.117-121, 1997.
155. DREVEN, L.; READER, A.; BECK, M.; MEYER, W.; WEAVER, J. An evaluation of an electric pulp tester as a measure of analgesia in human vital teeth. JOE, 1987; (13): 233-236.
156. DROBNE, D.; MILANI, M.; ZRIMEC, A.; LESER, V.; BERDEN ZRIMEC, M. Electron and ion imaging of gland cells using the FIB/SEM system. J Microsc 2005; 219:29-35.
157. DU, H.; FUH, J.; LI, L.; CORKAN A.; LINDSEY, J. S. (1998) PhotochemCAD: A computer-aided design and research tool in photochemistry. Photochem. Photobiol. 68, 141-

- 142.
158. DUANE, H.; BEERS; STUART; COLETON; PARKER, S. The Carbon dioxide laser in Dentistry. *Wavelengths*, 2002; 10(2): 10-11.
159. DUNN, W. J. (2007). Shear bond strength of an amorphous calcium phosphate containing orthodontic resin cement. *American Journal Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131, 2, 243-7.
160. DUNNE, S.; MILLAR, B. Effect of Distance from Curing Light Tip to Restoration Surface on Depth of Cure of Composite Resin. *Primary Dental Care* 2008;15(4); 147-52
161. EAKLE, W.S.; ITO, R. K. Effect of insertion technique on microleakage in mesio-occluso-distal composite resin restorations. *Quintessence Int.*, v.21, n.5, p.369-74, May 1990.
162. EAMES, E. D. (1979). Enamel Apatite: Chemistry, Structure and Properties. *Journal of Dental Research*, 58, B, 829-34.
163. EASTMAN LABORATORY CHEMICALS. Catalog No. 55 (1993-94), Fisher Scientific.
164. EDUARDO FTOP; NOGUEIRA, A. L. F.; ZECELL, D. M.; LAGE MARQUES, J. L. S.; NOGUEIRA, G.E.C. A Comparison of the performances of three dental pulp vitality tests based on the laser Doppler flowmetry. *Artigo aceito para publicação no Braz Dent J.* 2007; 18(3).
165. EDUARDO, C.P.; MYAKI, S.I.; OLIVEIRA Jr., W.T.; ARANA-CHAVEZ, V.E.; TANJI, E.Y. Micro morphological evaluation of enamel surface and the shear bond strength of a composite resin after ER:YAG irradiation: a in vitro study. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1996, Jerusalem. *Proceedings*. Bologna: Monduzzi, 1996. p.41-44.
166. EDUARDO, P.L.P.; RAMOS, A.C.B.; EDUARDO, C.P. The use of the ER:YAG laser in cavity preparation - Clinical cases. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1998, Maui: In-ternational Society for Lasers In Dentistry, 1998. p.62.
167. EDUARDO, P.L.P.; RAMOS, A.C.B.; EDUARDO, C.P. The use of the ER:YAG laser in cavity preparation - Clinical cases. In: International congress on lasers in dentistry, 1998, Maui. *Resumos*. Maui: In-ternational Society for Lasers In Dentistry, 1998. P62.
168. EICK, J. D.; WELCH, F. H.: Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int.*, v.17, n.2, p.103-11, Feb. 1986
169. EICK, J.D.; WILKO, R.A.; ANDERSON, C.H.; SORENSEN, S.E. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res* 1970; 49: Suppl: 1359-68.
170. EINSTEIN, A. Zur quantum theorie der strahlung. *Phys Z*, v.18, p.121, 1917.
171. EIRIKSSON, J.; PERDIGAO, B.T.; ROSA, M.; LOPES, G.; GOMES. *Effect of Calcium Removal on Microtensile Dentin Bond Strength*. *J. Dental Research (IADR abstracts)* 2000, p195, #411 Univ of Minnesota (USA), Private Practiced (Portugal), Univ. of North Carolina (USA).
172. EINSTEIN, A.V. *Deustsh. Phys. Ges*, v.18, p.318, 1916.
173. ELAGALLI, J.; GIMBELL, C.B.; HANSEN, R.T.; SWETT, A.; WINN II, D.W. Investigational study of the use of ER:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation - Phase I. *J Clin Laser Med Surg*, v. 15, n.3, p. 109-115, 1997.
174. ELÍADES G: Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. *J Dent* 22: 73-81, 1994
175. ENNES, J.; LAGE MARQUES, J.L. Análise qualitativa de alguns materiais utilizados em retro-obturaço – estudo *in vitro*. *RPG Rev Pós-Grad.* 2000 jan/mar; 7(1):57-63.
176. ERICKSON RL: Surface interactions of dentin adhesive materials. *Operat Dent (Suppl.* 5): 81-94, 1992
177. ERICSON, D.; DÉRAND, T. Reduction of cervical gaps in class II composite resin restorations. *J. prosth. Dent.*, v.65, n.1, p.33-37, Jan. 1991.
178. ERNEST, T.; KOTTER, K.; CANBEKY; WILLERSHAUSEN, Y. *Marginal Integrity of Self etching Adhesives in Two Different Applications Protocols*. IADR (Abstract) #1268 Convención Anual San Antonio TX, marzo de 2003 Johannes Gutenberg-University Mainz Germany.
179. ESPAÑA TOST, A.; VELASCO VIVANCOS, V.; GAY ESCODA, C.; BERINI AYTÉS, L.; ARNABAT DOMÍNGUEZ, J.; BERINI-AYTÉS, L.; GAY ESCODA, C. Aplicaciones del láser en odontología. *RCOE* 2004; 9:477-511.
180. ESPAÑA TOST, A.J. Estudio comparativo de las fuerzas de adhesión obtenidas

- sobre dentina preparada con láser Er, CR:YSGG. Barcelona: Universitat de Barcelona. Facultat d'Odontologia; 2006. <http://www.tdx.cat/handle/10803/1191>.
181. ESPAÑA TOST, A.J.; ARNABAT DOMÍNGUEZ, J.; BERINI AYTÉS, L.; GAY ESCODA, C. Aplicaciones del láser en Odontología. RCOE 2004; 9:497-511.
182. ESPAÑA TOST, A.J.; VELASCO VIVANCOS, V.; BERINI AYTÉS, L.; GAY ESCODA, C. Tratamiento de los angiomas bucales con láser CO2. Rev Actual Odontoestomatol Esp 1994; 43:34-8.
183. ESPAÑA TOST, A.J.; VELASCO VIVANCOS, V.; GAY ESCODA, C.; BERINI AYTÉS, L.; ARNABAT DOMÍNGUEZ, J. Aplicaciones del láser de CO2 en Odontología. Madrid: Ergon; 1995.
184. ESPINOSA, J.C.C. Avaliação da microinfiltração em restaurações mistas de classe V. Influência da contração de polimerização da resina composta, associada ao desenho cavitário, ao tratamento da superfície do cimento de ionómero de vidro e à ciclagem térmica. Bauru, 1991. 201p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
185. ESTEVES OLIVEIRA, M. Precise ablation of dental hard tissues with ultra-short pulsed lasers. Preliminary exploratory investigation on adequate laser parameters. Lasers Med Sci. 2013; 28(1): 171-84.
186. EVERSOLE, L.R.; RIZOIU, I.M. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG laser. J Calif Dent Assoc 1995; 23:41-7.
187. F.R.TAY. *Bonding of Some Self-etch Adhesives to Ungrounded Enamel*. (Abstract) #027 Convención Anual San Antonio TX, Marzo de 2003, The University of Hong Kong, China, Medical College of Georgia USA.
188. FEATHERSTONE, J.D.B. ; BARRETT-VESPONE, N.A.; FRIED, D.; KANTOROWITZ, Z. ; SEKA, W. (1998). CO2 Láser inhibition of artificial caries-like lesion progression in dental enamel. *Journal of Dental Research*, 77, 6, 1397-1403.
189. FEILZER, A. J.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L. Curing contraction of composites and glass ionomer cements. J. prosth. Dent. v.59, n.3, p.297- 300, Mar. 1988.
190. FEILZER, A.J.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L. Increased wall-to wall curing contraction in thin bonded resin layers. J. dent. Res., v.68, n.1, p.48-50, Jan. 1989.
191. FEILZER, A.J.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L. Setting stress in composites resin in relation to configuration of the restoration. J. dent. Res., v.66, n.11, p.1636-9, Nov. 1987.
192. FEILZER, A.J.; DE GEE, A.J.; DAVIDSON, C.L. Setting stresses in composites for two different curing modes. Dent. Mat., v.9, n.1, p.2-5, Jan. 1993.
193. FERRACANE, J.L. Current trends in Dental Composites. CritRev.OralBiol Med. 1995; 6(4):302-318.
194. FERRARI, M.; MANNOCCI, F.; VICHI, A. Simplification of restorative procedures: an overview. In: International symposium reconstructions whit carbon fiber posts and the adhesive systems today. Margherita Ligure, 1998. Proceedings. Milano, Hippocrates Edizioni Medico Scientifiche, p.41-3.
195. FIFECE, T.; ZWAHLEN B, J.; LUDLOW, T. N.; WHITE, J. M.: Preparation time and pulpar temperature effects of Er:YAG laser treatment. J Dent Res. Spec. Issue A, 1998:11-77.
196. FITCHIE, J.G. Micro leakage of two new one-step' primer/adhesive/resin system. J Dent Res, v.75, p.388, 1996. [Resumo n.2693].
197. FITCHIE, J.G.; REEVES, G.W.; SCARBROUGH, A.R.; HEMBREE, J.H. Microleakage of two new dentinal bonding systems. Quintessence Int, v.21, n.9, p.749-752, Sept. 1990.
198. FLESSA, J. MANHART, A. ALBRECHT, H. CHEN Y R. HICKEL. *Determination of Microleakage of AhdeSE Self-etching Primer after artificial aging*. IADR (Abstract) #0931 Convención Anual San Antonio TX, Marzo de 2003. LMU University, Munich, Germany, Dental School of LMU, Munich, Germany.
199. FORTIN, D.; SWIFT JR., E.J.; DENEHY, G.E., REINHARDT, J.W. Bond strength and microleakage of current dentin adhesives. Dent Mater, v.10, n.4, p.253-258, July 1994.
200. FOWLER, B.O.; KURODA, S. (1986). Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. *Calcified Tissue International*, 38, 4, 197-208.
201. FRANCHI M., BRESCHI L. Efecto de las soluciones de grabado ácido sobre el esmalte y dentina humanos. Quintessence Int. Vol 26: 421, 1995.
202. FRANCISCHETTI, M. Utilización del Láser de Erbio en Operatoria dental. Obtenible en Home Page <http://www.aalo.com.ar>. (Consulta: 12 Octubre 2002).
203. FRANCO, E.B.; LOPES, L.G. Influência da configuração cavitária na microinfiltração

- de materiais restauradores estéticos. Brazilian oral Rev., v.14, suplemento, p.76, 2000.
204. FRIED, D.; ASHOURI, N.; BREUNIG, T.; SHORI, R. Mechanism of water augmentation during IR laser ablation of dental enamel. *Lasers Surg Med* 2002; 31:186-93.
205. FRIED, D.; FEATHERSTONE, J.D.B.; LE, C.Q. ; FAN, K. (2006). Dissolution studies of bovine dental enamel surfaces modified by high-speed scanning ablation with a $\lambda=9.3\text{-}\mu\text{m}$ TEA CO₂. *Lasers in Surgery and Medicine*, 38, 837-45.
206. FRIED, D.; FEATHERSTONE, J.D.B.; VISURI, S. R.; SEKA, W. & WALSH, J. T. (1996). The caries inhibition potential of Er:YAG and Er:YSGG laser radiation. In: Wigdor, H. A., Featherstone, J.D.B., White, J.M., Neev, J., editors. *Lasers in Dentistry II. Proceedings of SPIE*, 2672, 73-8.
207. FRIED, D.; GLENA, R.E.; FEATHERSTONE, J.D.; SEKA, W. Permanent and transient changes in the reflectance of CO₂ laser-irradiated dental hard tissues at $\lambda=9.3, 9.6, 10.3$, and 10.6 microns and at fluences of $1\text{-}20\text{ J/cm}^2$. *Lasers Surg Med*. 1997; 20(1):22-31.
208. FRIEDMAN, S.; KOMOROWSKI, R.; MAILLET, W.; KLIMAITE, R.; NGUYEN, H.; TORNECK, C. D. In vivo resistance of coronally induced bacterial ingress by na experimental glass ionomer cement root canal sealer. *J. Endod.*, v.26, p.1-5, 2000.
209. FUJI, T.; BAEHNI, P. C.; KAWAI, O.; KWAWKAMI, T.; MATSUDA, K.; KOWASHI, Y. Scanning electrón microscopic study of the effects of Er:YAG laser on root cementum. *J Periodontal*, 1998 (69):1283-1290.
210. FUSAYAMA, T. Indications for self-cured and light-cured adhesive composite resins. *J. prosth. Dent.* v.67, n.1, p.46-51, Jan. 1992.
211. G.-L. WALDMAN, T. K. VAIDYANATHAN, Z. SHEY, J. VAINYANATHAN, M. HOUPY S. VON HAGEN. *Microleakage and adhesive - Dentin interface Morphology of Self - etch Dentin Bonding Systems*. IADR (abstract) #926, Convención Anual San Antonio TX, Marzo de 2003 UMDNJ-NJ Dental School, Newark, NJ, USA, UMDNJ-NJ Medical School, Newark, NJ, USA.
212. GANGE, P. Bonding in today's orthodontic practice. In Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled. *J Clin Orthod* 2006; 40:361-7.19
213. GARCÍA, J.; KESSLER, F. Adhesión. En *Patología y Terapéutica Dental*. García J. Editorial Síntesis. Madrid. España. 2000. Cap 32, pág 467-482. I.S.B.N.: 84-7738-545-9.
214. GARDNER, A.; HOBSON, R. Variation in acid-etch patterns with different acids and etch times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2001; 120: 64-67.
215. GC LOPES, LCC VIEIRA, MONTEIRO JR, M CALDEIRA DE ANDRADA, CM BARATIERI. *Dentin Bonding: Effect of Degree of Mineralization and Acid Etching Time*. Vol. 28:4. Operative Dentistry
216. GIACHETTI, L.; SCAMINACI RUSSO, D.; SCARPELLI, F.; VITALE, M. SEM analysis of dentin treated with the Er:YAG laser: a pilot study of the consequences resulting from laser use on adhesion mechanisms. *J Clin Laser Med Surg* 2004; 22:35-41.
217. GIANNINI, M. Analysis of the interfacial micromorphology and bond strength of adhesive systems to Er:YAG laser-irradiated dentin. *Lasers Med Sci*. 2013; 28(4): 1069-76.
218. GIMBLE, C.; HANSEN, R.; SWETT, A.; WINN, D.; PELAGALLI, J.; COZEAN, C. ER:YAG clinical studies for hard tissue applications. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1994, Singapore. Proceedings Bologna: Monduzzi, 1994. p. 267-271.
219. GLOCKNER, K.; RUMPLER, J.; EBELESENDER, K.; STADTLER, P. Intrapulpartemperatura during preparation with the ER:YAG laser compared to the conventional burr: an in vitro study. *J Clin Laser Med Surg*, v.16, n.3, p.153-157, June 1998.
220. GLOCKNER, K.; RUMPLER, J.; EBELESENDER, K.; STADTLER, P. Intrapulpal temperatura during prepreparation with the ER:YAG laser compared to the convencional burr: an in vitro study. *J Clin Laser Med Surg*, v.16, n.3, p.153-157, June 1998.
221. GOLDMAN, L., GRAY, J.A., GOLDMAN, J., GOLDMAN, B., MEYER, R. Effects of laser impacts on teeth. *J. Am. Dent. Ass.*, v.70, p.601-6, 1965.
222. GOLDMAN, M. Polymerization shrinkage of resin based restorative material. *Aust. dent. J.*, v.28, n.3, p.156-61, June 1987.
223. GOLDSTEIN, J.; NEWBURY, D. E.; JOY, D. C.; LYMAN, C. E.; ECHLIN, P.; LIFSHIN, E.; SAWYER, L. ; MICHAEL, J.R. (2003). *Scanning Electron Microscopy and X-ray Microanalysis*. 3rd. Kluwer Academic/Plenum Publishers, ISBN 0-306-47292-9, New York, 297-355.

224. GÓMEZ DE FERRARIS, M.; CAMPOS MUÑOZ, A. Histología y embriología bucodental. Madrid: Médica Panamericana; 1999.
225. GONZÁLEZ RÍO, F.; MARTÍNEZ NISTAL, A.; ALONSO, M.; ASTORGA, R. Caracterización de fibras de celulosa mediante microscopía láser confocal y proceso digital de imágenes. *Inv. Téc. Papel*, núm 131, pp. 112-129. 1997.
226. GORACCI, G. The latest discoveries in adhesion: recent studies. In: International symposium reconstructions whit carbon fiber posts and the adhesive systems today, 2, S. Margherita Ligure, 1998. Proceedings. Milano, Hippocrates Edizioni Medico Scientifiche, p.36-40.
227. GORDON Jr., T.E. Some effects of laser impact on extracted teeth. *J. DENT. RES.*, v.5, n.2, p. 372-375, Mar/Apr. 1996.
228. GORTON, J.; FEATHERSTONE, J. (2003). In vivo inhibition of demineralization around orthodontic brackets. *American Journal Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 123, 1, 10-4.
229. GÖTZ M. LÖSCHE. Marginal Adaptation of Class II composite Fillings: Guided Polymerization vs. Reduce Light Intensity. *J. Adhesive Dentistry* 1999; 1:31-39.
230. GOUW SOARES, S.; TANJI, E.; HAYPEK, P.; CARDOSO, W.; EDUARDO, C. P. The use of Er:YAG, Nd:YAG and Ga-Al-As lasers in periapical surgery: a 3 year clinical study.
231. GOUW SOARES, S.C.; PELINO, J.E.P.; HAYPEK, P.; BACHMAN, L.; EDUARDO, C.P. Temperature rise in cavities prepared by Er:YAG laser. *J Oral Laser Applic.* 2000; 1:119-23.
232. GOW, A.M.; MC DONALD, A.V.; PEARSON, G.J.; SETCHELL, D.J. An in vitro investigation of the temperature rises produced in dentine by Nd:YAG laser light with and without water cooling. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1999; 7:71-7.
233. GROSS, D.; RAAB, W. H-M; KELLER, U.; HIBST, R. Surface morphology of dental hard tissues after Er:YAG laser treatment. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992. Salt Lake City: International Society of Lasers in Dentistry, 1992, p. 133-134.
234. GROTH, E. B. Estudo comparativo do condicionamento do esmalte dental com ER:YAG azor o ácido fosfórico: análise morfológica e resistencia á tração. São Paulo, 1997, 98p. Tese (Doutorado em Dentística) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
235. GROTH, E.B.; TANJI, E.Y.; ZECELL, D.M.; MATSON, E.; EDUARDO, C.P. The pre-treatment of enamel surface in vitro with ER:YAG laser for bonding composite resin. In: International congress on lasers in dentistry, 1996, Jerusalem. Proceedings. Bologna: Monduzzi, 1996. p.53-57.
236. GUINOT MOYA, R.; ESPAÑA TOST, A. J.; BERINI AYTÉS, L.; GAY ESCODA, C. Utilización de otros láseres en odontología: Argón, Nd:YAP y Ho:YAG. *RCOE* 2004; 9:581-86.
237. GUTIERRE TIBÓN. El mundo secreto de los dientes. Editorial Posada, México 1984; 4:18.
238. GUTKNECHT, N.; APEL, C.H.; CARTSBURG, S.; LAMPERT, F. Bond strength of composite on ER:YAG laser - Er,CrYSGG laser and acid etched enamel. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1998, Maui: Internacional Society for Lasers In Dentistry, 1998. p.57.
239. GUTKNECHT, N.; EDUARDO, C.D.P. A Odontologia e o Laser. Sao Paolo: Quintessence Editora Ltda.; 2004.
240. GWINETT, A.J. Quantitative contribution of resin infiltration/hybridisation to dentin bonding. *Am J Dent*, v.6, n.1, p.7-9, Feb. 1993.
241. HAFEZ, M. I.; COOMBS, R.R.; ZHOU, S.; MC CARTHY, I.D. Ablation of bone, cartilage, and facet joint capsule using Ho:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg* 2002; 20:251-5.
242. HANNIG, M. ; HANNIG, C. (2010). Nanomaterials in preventive dentistry. *Nature Nanotechnology*, 5, 8, 565-69.
243. HANSEN, E.K Effect of three dentin adhesives on marginal adaptation of two light-cures composites. *Scand J Dent Res*, v.94, n.1, p.82-86, Feb. 1989.
244. HANSEN, R. ER:YAG clinical results on hand tissues: Phase I. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1998, Maui: International Society for Lasers In Dentistry, 1998. p.63.
245. HARASHIMA, T.; KINOSHITA, J.; KIMURA, Y.; BRUGNERA, A.; ZANIN, F.; PECORA, J.D.; MATSUMOTO, K. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. *Photomed Laser Surg* 2005; 23:52-5.

246. HARRIS, N.O.; GARCÍA-GODOY F. (1999). Primary Preventive Dentistry 5 th. Appleton & Lange, ISBN 0-8385-8129-3, USA, 41-47, 279-285.
247. HASEGAWA, T.; ITOH, K.; YUKITANI, W.; WAKUMOTO, S.; HISAMITSU, H. Depth of cure and marginal adaptation to dentin of xenon lamp polymerized resin composites. *Oper Dent* 2001; 26: 585-590.
248. HASEGAWA T; ITOH K; YUKITANI W; WAKUMOTO S; HISAMITSU H. Effects of soft-start irradiation on the depth of cure and marginal adaptation to dentin. *Oper Dent* 2001; 26: 389-395.
249. HASSAN, K. Et al. A modified incremental filling technique for class II composite restorations. *J. prosth. Dent.*, v.58, n.2, p.153-6, Aug. 1987
250. HAUGLAND, R. Intracellular Ion Indicators. Fluorescent and Luminiscent Probes for Biological Activity. Edited by W.T. Mason. Academic Press. 1992.
251. HIBST, R.; KELLER, U. (1989). Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers in Surgery and Medicine*, 9, 4, 338-44
252. HIBST, R., KELLER, U.; STEINER, R. Die Wirkunggepulster ER:YAG Laserstrahlung auf zahngewebe. *Lasers Med Surg*, v.4, p.163-165, 1988.
253. HIBST, R.; KELLER, U. Bond strength and Microleakage of composite restorations after ER:YAG laser preparation and conditioning. In: International congress on lasers in dentistry, 1994, Singapore. Singapore: ISLD, 1994.
254. HIBST, R.; KELLER, U. Dental ER:YAG laser application: evaluation of thermal side effects. In: International congress on lasers in dentistry, 1992, Salt Lake City. Proceedings. Salt Lake City: International Society of lasers in Dentistry, 1992. p.231-232.
255. HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med* 1989; 9:338-44.
256. HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of the ER:YAG laser on dental hard substances: I. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg Med*, v.9, n.4, p.338-344, 1989.
257. HIBST, R.; KELLER, U. The effect of pulsed Er:YAG laser radiation on dental hard tissues. *Laser Med Surg*, 1988; 4: 163- 5.
258. HIBST, R.; KELLER, U.; BRAUN A.; SCHRODER, D. ER:YAG laser etching of dental hardsubstances. In: Annual Meeting. American Society Laser Medicine and Surgery, 1993, New Orleans: American Society Laser Medicine and Surgery, 1993. [Res. 71].
259. HIBST, R.; SÉLLER, U. Medición de la tasa de ablación. Universidad de ULM. Alemania. 1989, obtenible en Home page <http://www.uni.ulm>. (Consulta: 2 de Noviembre 2002).
260. HOHLWEG-MAJERT B, DEPPE H, METZGER MC, STOPP S, WOLFF KD, LUETH TC. Bone treatment laser-navigated surgery. *Lasers Med Sci*. 2010; 25(1):67-71.
261. HOKE J. A., Erbium: YAG (2, 94 mum) laser effects on dental tissues. *J Laser Appl*, 1990, 2(3): 61-65.
262. HOKE, J.; BURKES, E.; GOMES, E.; WOLBARSHT, M.L. Erbium-YAG (2.94 microm.) laser effects on dental tissues. *J Laser Appl* p.61-65, Summer/Fall, 1990.
263. HOKE, J.A.; BURKES, E.J.; GOMES, E.D.; WOLBARSHT, M.L. Erbium:YAG (2.94 mum) laser effects on dental tissues. *J Laser Appl* 1990; 2:61-5.101. Asmussen E, Peutzfeldt A. Resin composites: Strength of the bond to dentin versus surface energy parameters. *Dent Mater* 2005; 21:1039-43.
264. HOLCOM, D.W.; YOUNG, R.A. (1980). Thermal decomposition of human tooth enamel. *Calcified Tissue International*, 31, 1, 189-201.
265. HOLTAN J.R., y Col. "Influence of different etchans and etching times on shear bond strength" *Operative Dent* Vol 20: 94. 1995
266. HOSSAIN, M.; KIMURA, Y.; YAMADA, Y.; KINOSHITA, J. I.; MATSUMOTO, K. (2001). A study on acquired acid resistance of enamel and dentin irradiated by Er,Cr:YSGG laser. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 19, 3, 159-63.
267. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; KIMURA, Y.; YAMADA, Y.; ITO, M.; MATSUMOTO, K. (2000). Caries- preventive effect of Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 18, 2, 61-5.
268. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; KIMURA, Y.; YAMADA, Y.; KAWANAKA, T.; MATSUMOTO, K. (2001). Effect of pulsed. Nd: YAG laser irradiation on acid demineralization of enamel and dentin. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 19, 2, 105-8.
269. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; TAMAKI, Y.; YAMADA, Y.; MURAKAMI, Y.; MATSUMOTO, K.

- Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation in vitro. *J Oral Rehabil* 2003; 30:515-21.
270. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; KIMURA, Y.; NAKAMURA, G.; MATSUMOTO K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg* 1999; 17:105-9.
271. HOSSAIN, M.; NAKAMURA, Y.; YAMADA, Y.; SUZUKI, N.; MURAKAMI, Y.; MATSUMOTO, K. Analysis of surface roughness of enamel and dentin after Er,Cr:YSGG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg* 2001; 19:297-303.
272. HOSSAIN, M.M.I.; HOSSAIN, M.; KIMURA, Y.; KINOSHITA, J.-I.; YAMADA, Y.; MATSUMOTO K. (2002). Acquired acid resistance of enamel and dentin by CO₂ laser irradiation with sodium fluoride solution. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 20, 2, 77-82.
273. HSU, C.Y.S.; JORDAN, T.H.; DEDERICH, D.N.; WEFEL, J.S. (2000). Effects of low-energy CO₂ laser irradiation and the organic matrix on inhibition of enamel desmineralization. *Journal of Dental Research*, 79, 9, 1725-30.
274. INOUE S, VARGAS MA, ABE Y, YOSHIDA Y, LAMBRECHTS P, VANHERLE G, SANO H, VAN MEERBEEK B. *Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin*. *J Adhesive Dent* 2001 Fall; 3(3):237-45
275. INOUE, H.; IZUMI, T.; ISHIKAWA, H.; WATANABE, K. Short-term histomorphological effects of Er:YAG laser irradiation to rat coronal dentin-pulp complex. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004; 97:246-50.
276. ISHIKAWA, I.; AOKI, A.; TAKASAKI, A.A. (2004). Potential applications of Erbium:YAG laser in periodontics. *Journal of Periodontal Research*, 39, 4, 275-85.
277. ISHIKAWA, I.; AOKI, A.; WATANABE, H.- ANDO, Y.; YAMADA, T.; y OTSUKI, M. TAGAMI J. ER-YAG laser: The promising procedure for root caries treatment. In: WIGDOR, H.A.; FEATHERSTONE, J.D.; WHITE J.M.; NEEDV, J. (Eds) *Lasers In dentistry II*. Laguna Beach: SPIE 2672 1996. p.131-134
278. J.MANHART, M. THUM, H. CHEN R. HICKEL. *Marginal Adaptation of Xeno III Self-etching Adhesive after Artificial Aging*. (Abstract) #935 Convención Anual San Antonio TX, Marzo de 2003, LMU University, Munich, Germany, Dental School of LMU, Germany.
279. J.PERDIGAO, G GOMES, B.T. ROSA, M.LOPES, P.E.C. CARDOSO, P.E.F. SANTOS. *Effect of Conditioning on the μ -Tensile Dentin Bond Strength* *J. Dental Research* (IARD Abstract) 2000, p194, #408. Univ. of Minnesota (USA), Private Practiced (Portugal), Univ. of North Carolina (USA), Univ. of Sao Paulo (Brasil).
280. JACBOSON, B.; BERGER, J.; KRAVITZ, R.; KO, J. Laser pediatric Class II composites utilizing no anesthesia. *J Clin Pediatr Dent* 2004; 28:99-101.
281. JAWAD, M.M.; QADER, S.T.A.; ZAIDAN, A.A.; et al. An Overview of Laser Principle, Laser-Tissue Interaction Mechanisms and Laser Safety Precautions for Medical Laser Users. *International Journal of Pharmacology*. 2011; 7(2):149-60.
282. JEAN, A.; ARMENGOL, V.; ASSOUMOU, M.; HAMEL, H. Microleakage along composite restoration following ER:YAG laser irradiation versus acid-etched. *J Dent Res*, v. 77, p. 937, 1998. [Resumo n. 2447].
283. JELÍNKOVÁ, H.; DOSTÁLOVÁ, T.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S. The influence of ER:YAG laser ablation on cavity surface and cavity shape. In: WIGDOR, H.A.; FEATHERSTONE, J.D.; WHITE, J.M.; NEEV, J. (Eds.) *Lasers in dentistry II*. Laguna Beach: SPIE 2672, 1996., p.193-199.
284. JELÍNKOVÁ, H.; DOSTÁLOVÁ, T.; KREJSA, O.; HAMAL, K.; KUBELKA, J.; PROCHÁZKA, S. The influence of ER:YAG laser ablation on cavity surface and cavity shape. In: WIGDOR, H.A.; FEATHERSTONE, J.D.; WHITE, J.M.; NEEV, J. (Eds.) *Lasers in dentistry II*. Laguna Beach: SPIE 2672, 1996., p.1, 93-199.
285. JENSON, L.; BUDENZ, A.W.; FEATHERSTONE, J.D.; RAMOS-GOMEZ, F.J.; et al. Clinical protocols for caries management by risk assessment. *J Calif Dent Assoc*. 2007 Oct; 35(10):714-23.
286. JIANG, Q.; CHEN, M.; DING, J. Comparison of tensile bond strengths of four one-bottle self-etching adhesive systems with Er:YAG laser-irradiated dentin. *Mol Biol Rep*. 2013; 40(12): 7053-9.
287. K.-H. KUNZELMANN, K.BADER, R, HINKEL. Fissure sealing with self-etching primers. Dental School of the LMU, Germany. Convention annual de IADR (abstract#1891), Marzo 2002, San Diego, CA. USA.

288. K.HAGEN, A.DAVIS, M BELCHERY J.POOHAM. *Microleakage of class II restorations*. IADR (Abstract) #0933 Convención Anual San Antonio TX, Marzo de 2003, Southern Illinois University, School of Dental Medicine, Alton, USA.
289. KALKWARF, K.L.; KREJCI, R.F.; EDISON, A.R.; REINHARDT, R.A. Lateral heat production secondary to electrosurgical incisions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1983; 55:344-8.
290. KAMINER, R.; LIEBOW, C.; MARGARONE, J.E.; ZAMBON, J.J. Bacteremia following laser and Conventional surgery in hamsters. *J Oral Maxillofac Surg* 1990; 48:45-8.
291. KANCA, J. III.; MIDDLEBURY, C. T. Autocured vs. light-cured composites: rate of polymerization effect on dye penetration. *J. dent. Res.*, v.74, p.150, 1995. Special issue. /Abstract n.1111/.
292. KANCA, J. One-year evaluation of a dentin-enamel bonding system. *J Esthet Dent*, v.2, n.4, p.100-103, July-Aug. 1990.
293. KANCA, J.T.; SANDRIK, J. Bonding to dentin. Clues to the mechanism of adhesion. *Am J Dent* 1998; 11:154-9.
294. KANTOLA, S. Laser induced effects on tooth structure 6 and 7. *Acta OdontolScand*, v.30, p.463-84, 1972.
295. KANTOROWITZ, Z.V.I.; FEATHERSTONE, J.D.B. ; FRIED, D. (1998). Caries prevention by CO₂ laser treatment: dependency on the number of pulses used. *Journal of the American Dental Association*, 129, 585-91.
296. KARLSSON, L. Caries Detection Methods Based on Changes in Optical Properties between Healthy and Carious Tissue. *Int J Dent*. 2010; 2010: 270729. Epub 2010 Mar 28.
297. KARSTENS, T.; KOBBS, K. Rhodamine B and Rhodamine 101 as reference substances for fluorescence quantum yield measurements. *J. Phys. Chem.* 1980; 84, 1871-1872.
298. KATAUMI, M.; YAMADA, T.; INOKOSHI, S.; TAGAMI, J. ANDO, Y.; AOKI A.; WATANABE, H.; ISHIKAWA, I. SEM observations ER:YAG laser irradiated dentin-resin interface. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1996, Jerusalem. Bologna: Mondui, 1996. p.63-66.
299. KATAUMI, M.; YAMADA, T.; INOKOSHI, S.; TAGAMI, J. ANDO, Y.; AOKI A.; WATANABE, H.; ISHIKAWA, I. Sem observations ER:YAG laser irradiated dentin-resin interface. In: International congress on lasers in dentistry, 1996.
300. KATO, I.T.; KOHARA, E.K.; SARKIS, J.E.S.; WETTER, N.U. (2006). Effects of 960-nm Diode laser irradiation on calcium solubility of dental enamel: An *in vitro* study. *Photomedicine and Laser Surgery*, 24, 6, 689-93.
301. KATO, J.; MORIYA, K.; JAYAWARDENA, J. A.; WIJEYEWEERA, R.L.; AWAZU, K. (2003). Prevention of dental caries in partially erupted permanent teeth with a CO₂ laser. *Journal Clinical Laser of Medicine & Surgery*, 21, 6, 369-74.
302. KAYANO, T.; OCHIAI, S.; KIYONO, K.; YAMAMOTO, H.; NAKAJIMA, S.; MOCHIZUKI, T. (1989). Effects of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. *Kokubyo Gakkai Zasshi*, 56, 2, 381-92.
303. KAYANO, T.; OCHIAI, S.; KIYONO, K.; YAMAMOTO, H.; NAKAJIMA, S.; MOCHIZUKI, T. Effect of ER:YAG laser irradiation on human extracted teeth. *J Clin Laser Med Surg*, v.4, p. 147-150, Apr. 1991.
304. KEILER, U., HIBST, R.; GEURTSSEN, W.; SCHILKE, R.; HEIDEMANN, D; KLAIBER, B., RAAB, W.H.M. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent*, v.26, n.6, p.649-656, Nov. 1998.
305. KEINAN, D.; MASS, E. ; ZILBERMAN, U. (2010). Absorption of nickel, chromium, and iron by the root surface of primary molars covered with stainless steel crowns. *International Dental Journal of Dentistry*, 326124, 4.
306. KELLER U, HIBST R, GEURTSSEN W, SCHILKE R, HEIDEMANN D, KLAIBER B, RAAB WH. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J. Dent* 1998; 26:649-56.
307. KELLER, U.; HIBST, R. (1989). Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II Light microscopic and SEM investigations. *Lasers in Surgery and Medicine*, 9, 345-51.
308. KELLER, U. HIBST, R. Effects of ER:YAG laser on enamel bonding of composite materials. In: GAL, D; O'BRIEN, S.J.; VANGSNESS, C.T.; WHITE, J.M.; WIGDOR, H.A. (Eds.) *Lasers in orthopedic, dental, and veterinary medicine II*. Los Angeles: SPIE 1993. p.163-168.
309. KELLER, U. HIBST, R. ER:YAG laser effects on oral hard and soft tissues. In MISERENDINO,

- L.J.; PICK, R.M. Lasers in dentistry. Carol Stream: Quintessence, 1995b. p.161-172.
310. KELLER, U. Indicaciones y aplicaciones clínicas del KEY-láser en la cirugía mucogingival. Maxillaris, 1998; Jul.: 22-8.
311. KELLER, U. Láser en Odontología. Universidad de ULM. Facultad de Odontología, Dpto. de Cirugía oral y radiología. Hannover, Alemania. 1989.
312. KELLER, U.; HIBST, R. Erbium:YAG laser in caries therapy: Indications and first clinical results. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City. Salt Lake City: Internacional Society of Lasers in Dentistry, 1992. p.151-152.
313. KELLER, U.; HIBST, R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. Lasers Surg Med 1989; 9:345-51.
314. KELLER, U.; HIBST, R. Histological findings of pulpar changes after ER:YAG laser irradiation. J Dent Res, v.74, p. 5451, 1995a. Resúmen n. 1159.
315. KELLER, U.; HIBST, R.: Ablative effects of an Er: YAG laser on enamel and dentin. Dtsch Zahnärztl. Hannover. 1989.
316. KELLER, U.; HIBST, R.: Ultrastructural Changes of enamel and dentin following Er:YAG Laser Radiation on teeth. Laser Surgery. Advanced characterization, therapeutics and systems II. En: Joffe SN, Atsumik SPIE 1200.1990: 408-415.
317. KELLER, U.; RAAB, M.; HIBST, R. Tooth pulp reaction following Er:YAG Laser application. SPIE, 1991; 1424: 127-33.
318. KELLER, U.; HIBST, R. Experimental studies of the application of the ER:YAG laser on dental hard substances: Light microscopic and SEM investigations. Lasers Surg Med, v 9, n.4, p.345-351, 1989.
319. KELLOGG, R. E.; BENNETT, R. G. Radiationless intermolecular energy transfer. III. Determination of phosphorescence efficiencies. J. Chem. Phys. 1964; 41, 3042-3045.
320. KELLOGG, R. E.; BENNETT, R. G. Radiationless intermolecular energy transfer. III. Determination of phosphorescence efficiencies. J. Chem. Phys., 41, 3042-3045, 1964.
321. KEMP-SCHOLTE CM; DAVIDSON CL. Complete seal of class V resin composite restorations affected by increased flexibility. J Dent Res 1990; 69: 1240-1243.
322. KHAYAT, A.; LEE, S. J.; TORABINEJAD, M. Human saliva penetration of coronally unsealed obturated root canals. J. Endod., v.19, n.9, p.458-60, 1993.
323. KIM, I.S.; CHO, T.H.; KIM, K.; WEBER, F.E.; HWANG, S.J.; High power-pulsed Nd:YAG laser as a new stimulus to induce BMP-2 expression in MC3T3-E1 osteoblasts. Lasers Surg Med. 2010 Aug;42(6):510-8.
324. KIM, M.J.; LIM, B.S.; CHANG, W.G.; LEE, Y.K.; RHEE, S.H.; YANG, H.C. Phosphoric acid incorporated with acidulated phosphate fluoride gel etchant effects on bracket bonding. Angle Orthod 2005; 75: 678-84.
325. KIMURA Y, WILDER-SMITH P, MATSUMOTO K. Lasers in endodontics: a review. Int Endod J 2000; 33:173-85.
326. KINOSHITA, J.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Comparative study of carious dentin removal by Er,Cr:YSGG laser and Carisolv. J Clin Laser Med Surg 2003; 21:307-15.
327. KITTELBERG, K. P.; LE BEL, A. A.; BORSOOK, D. Valoración del dolor. Borsook D; Le Bel, A. A.; Mc Peek, B. editores. Massachusetts general hospital tratamiento del dolor. España. 1999; 26-39.
328. KLEIN, A.L.L.; RODRIGUES, L.K.A.; EDUARDO, C.P.; Nobre dos Santos, M.; Cury JA. (2005). Caries inhibition around composite restorations by pulsed carbon dioxide laser application. *European Journal of Oral Sciences*, 113, 239-44.
329. KOENIGSBERG, S.; FUKS, A.; GRAJOWER, R. The effect of three filling techniques on marginal leakage around class II composite resin restoration in vitro. Quintessence Int., v.20, n.2, p.117-21, Feb. 1989
330. KOLINIOTOU-KOUMPIA E, DIONYSOPOULOS P, KOUMPIA E. *In Vivo evaluation of microleakage from composites with new dentine adhesives*. (Abstract) J.Oral Rehabilitation 2004; 31 (10): 1014-22.
331. KOMORI, T. YOKOYAMA, K.; MATSUMOTO, Y.; TOKATO, T.; MATSUMOTO, K. Treatment of hard tissue lesions With ER:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1996, Jerusalem. Bologna: MonduzziEditore, 1996. p.67-71.
332. KOTLOW, L. Lasers and pediatric dental care. Gen Dent. 2008 Nov-Dec;56(7):618-27.
333. KRIETE, A. New Dimensions of Visualization in Microscopy. Visualization in Biomedical Microscopies. 3D Imaging and Computer Applications. Edited by Kriete, A. VCH Publishers, Cambridge UK. 1992.

334. KUBIN, R. F.; FLETCHER, A. N. Fluorescence quantum yields of some rhodamine dyes. *J. Luminescence* 1982; 27, 455-462.
335. KUBIN, R. F.; FLETCHER, A. N. Fluorescence quantum yields of some rhodamine dyes. *J. Luminescence* 27, 455. 1982.
336. KUBO S, YOKOTA H, HAYASHI Y. *The effect of light-curing modes on the microleakage of cervical resin composite restorations.* (Abstract) *J Dent* 2004; 32(3): 247-54.
337. KUMAZAKI, M. Removal of hard dental tissue (cavity preparation) with the ER:YAG laser. In: International congress on lasers in dentistry, 1994, Singapore. Bologna: MonduzziEditore, 1994. p.151-157.
338. KUMAZAKI, M. Results of etching with the ER:YAG laser. In: International congress on lasers in dentistry, 1992, Salt Lake City. Salt Lake City: Internacional Society of Lasers in Dentistry, 1992. p.141-142.
339. KURARAY, A. What is "self-etching"? J.Morita. Mayo 2003.
340. KUTTENBERGER JJ, STÜBINGER S, WAIBEL A, et al. Computer-guided CO₂-laser osteotomy of the sheep tibia: technical prerequisites and first results. *Photomed Laser Surg.* 2008; 26(2):129-136.
341. KWON, Y.H.; LEE, J-S.; CHOI Y-H.; LEE, J-M. ; SONG K-B. (2005). Change of enamel after Er: YAG and CO₂ laser irradiation and fluoride treatment. *Photomedicine and Laser Surgery*, 23, 4, 389-94.
342. LARREA OYARBIDE, N.; ESPAÑA TOST, A.J.; BERINI AYTÉS, L.; GAY ESCODA, C. Aplicaciones del láser de diodo en Odontología. *RCOE* 2004; 9:529-34.
343. LARREA OYARBIDE, N.; ESPAÑA TOST, A.J.; BERINI AYTÉS, L.; GAY ESCODA, C. Aplicaciones del láser de diodo en odontología. *RCOE* 2004; 9:529-34.
344. LASALA, A. Endodoncia. Tercera Edición México. Editorial Salvat. 1988.
345. LATTA, MA.; RM PITRUZZELLO, MN KELSEY, WW BARKMEIER. *Laboratory Evaluation of the KBN Adhesive System.* *J.Dent Research* 78 (IADR Abstracts) 1999, p392 #2293 Creighton Univ. (USA).
346. LAUNAY Y, MORDON S, CORNIL A, BRUNETAUD J, MOSCHETTO Y: Thermal effects of lasers on dental tissues. *Lasers Surg Med* 7: 473-477, 1987
347. LEAL, F.R.; BOUSCHLICHER, M.R. Microleakage in class V restoration using varying power densities and duration. *J. dent. Res.*, v, 79, p.535, 2000, Special issue. /Abstract n. 3132.
348. LEE, B.S.; HSIEH, T.T.; LEE, Y.L.; LAN, W.H.; HSU, Y.J.; WEN, P.H; LIN, C.P. Bond strengths of orthodontic bracket after acid-etched, Er:YAG laser-irradiated and combined treatment on enamel surface. *Angle Orthod* 2003; 73:565-70.
349. LEE, B.S.; LIN, C.P.; HUNG, Y.L.; LAN, W.H. Structural changes of Er:YAG laser-irradiated human dentin. *Photomed Laser Surg* 2004; 22:330-4.
350. LEE, E.A. Predictable elastomeric impressions in advanced fixed prosthodontics: A comprehensive review. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11 (4):497-504.
351. LEINFELDER, K.F. Posterior Composites. State of the art, clinical applications. *Dent. Clin. N. Amer.* 1993;37(3):411-418.
352. LEONARD, J. E.; GUTMANN, J. L.; GUO, I. Y. Apical and coronal seal of obturated with a dentine bonding agent and resin. *Int. Endod. J.*, v.29, n.2, p.76-83, 1996
353. LEONARD, J. E.; GUTMANN, J. L.; GUO, I. Y. Apical and coronal seal of obturated with a dentine bonding agent and resin. *Int. Endod. J.*, v.29, n.2, p.76-83, 1996.
354. LI, H.; BURROW, MF; TYAS, MJ. Nanoleakage of cervical restorations of four dentin bonding systems. *Journal Of. Adhesive Dentistry* 2000 Primavera; 2(1):57-65.
355. LI, H.; BURROW, MF; TYAS, MJ. The effect of load cycling on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dental Materials* 2002 Mar; 18(2):111-9
356. LI, H.; BURROW, MF; TYAS, MJ. Nanoleakage patterns of four dentin bonding systems. *Dental Materials* 2000 Jun; 16(1):48-56.
357. LIEMBERG, WH. Probationary Adhesive Dentistry. *J Canadian Dent Assoc.* 1999; 65:882
358. LIN, S.; LIU, Q.; PENG, Q.; LIN, M. et al. The ablation threshold of Er:YAG laser and Er,Cr:YSGG laser in dental dentin. *Scientific Research and Essays.* August 2010 Vol. 5(16):2128-2135.
359. LIU, J.F.; LIU, Y.Y.; STEPHEN, H.C.Y. (2006). Optimal Er:YAG laser energy for preventing enamel demineralization. *Journal of Dentistry*, 34, 1, 62-66.

360. LIU, Y.Y.; HSU, C.Y.S. (2007). Laser-induced compositional changes on enamel: a FT-Raman study. *Journal of Dentistry*, 35, 3, 226-230.
361. LMAN, M.; POIMAN, D.; JACOBSON, B. Laser Gingivectomy for Pediatrics. A case report. *NYSJ* 2009;26-9.
362. LUTZ, F.; KREJCI, I.; OLDENBURG, T. R. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restoration: a new restorative technique. *Oper. Dent.*, v.17, n.12, p.777- 84, Dec. 1986.
363. MACARI, S.; GONCALVES, M.; NONAKA, T.; SANTOS, J.M. Scanning electron microscopy evaluation of the interface of three adhesive systems. *Braz Dent J* 2002; 13:33-8.
364. MACCHI, R.L. *Materiales dentales*. Buenos Aires: Médica Panamericana; 2007.
365. MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, v.187, n.4736, p.493-494, Aug. 1960.
366. MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature* 1960; 187:493-4.
367. MALMSTROM, H. S.; MC CORMACK, S. M.; FRIED, D.; FEATHERSTONE, J.D. Effect of CO₂ laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study. *J Dent* 2001; 29:521-9.
368. MANNI, J. *Dental Applications of Advanced Lasers*. JGM Associates, Inc., Burlington, MA, 2004.
369. MARKOVIC, D.LJ.; PETROVIC, B.B. ; PERIC, T.O. (2008). Fluoride content and recharge ability of five glassionomer dental materials. *BioMed Central Oral Health*, 8-21.
370. MARSHALL JR, GW. Dentin: microstructure and characterisation. *Quintessence Int* 24: 606-617, 1993
371. MARSHALL, G. W. JR., MARSHALL, S. J.; BAYNE, S. C. (1988). Restorative dental materials: scanning electron microscopy and X-ray microanalysis. *Scanning Microscopy*, 2, 4, 2007-28.
372. MARTELLI, F.; DE LEO, A.; ZINNO, S. *Laser in odontostomatología*. Milan. Masson s.p.a. 2000.
373. MATSON, J.R.; MATSON, E.; NAVARRO, R.S.; BOCANGEL, J.S.; JAEGER, R.G.; EDUARDO, C.P. (2002). Er:YAG laser effects on enamel occlusal fissures: An in vitro study. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 20, 1, 27-35.
374. MATSUMOTO, K. Laser treatment for hard tissue. In *INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY*, 1998, Maui. International Society for Lasers In Dentistry, 1998. [P. xiv].
375. MATSUMOTO, K.; NAKAMURA, Y.; WAKABAYASHI, H. A morphological study on the cavity preparation by ER:YAG laser. *J Japan Soc Conserv Dent*, v.34, n.3, p.729-733, June 1991.
376. MELCER, J.; CHAUMETTE, M.T.; MELCER, F.; DEJARDIN, J.; HASSON, R.; MERARD, R.; PINAUDEAU, Y.; WEILL, R. Treatment of dental decay by CO₂ laser beam: preliminary results. *Lasers Surg Med* 1984; 4:311-21.
377. MELZACK, R.; CASEY, K. L. Sensory, motivational and central control determinants of pain: a new conceptual model. Kenshalo D. Editores. *The skin senses*. C. Thomas, Springfield. Illinois, 1968: 423-443.
378. MENDEZ, J.C.; PABON, G.E.; HILGENBERG, S.P; GARCIA, E.J.; ARANA CORREA, B. Effect of water storage on microtensile bond strength of a two-step self-etch adhesive and a two-step etch- and-rinse adhesive. *Acta Odontol Latinoam*. 2012; 25(2): 176-80.
379. MIGUEL, R. *Consentimiento informado*. En *Odontología*. 1ª Edición, EduFOLP – Universidad Nacional de La Plata, 2004.
380. MILLER, M.; TRUHE, T.: Lasers in dentistry: an overview. *J Am Dent Assoc* 124: 32-35, 1993.
381. MILLER, M.B; B. CASTELLANOS, J.G. SANCHEZ, K.L. MARINO C.P. DIAZ, A. *White Lines=Microleakage - Fact or Fiction?* IADR (Abstract) #924 Convención Anual, San Antonio, TX, Marzo de 2003. Reality Publishing Co., Houston Texas, USA.
382. MIR, M.; MEISTER, J.; FRANZEN, R.; SABOUNCHI, S.S.; LAMPERT, F.; GUTKNECHT, N. Influence of water-layer thickness on Er:YAG laser ablation of enamel of bovine anterior teeth. *Lasers Med Sci* 2008; 23:451-7.
383. MISERENDINO, J.L. SEM and dye penetration comparison of ER:YAG laser versus traditional treatment. In *INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY*. 1998. Maui: International Society for Laser In Dentistry, 1998. p.34.

384. MISERENDINO, J.L.; COZEAN, C.D. Histologic results following in vivo cavity preparation With an ER:YAG laser. Lasers in dentistry II. San Jose,CA: SPIE 3248,1998. p.46-50.
385. MISERENDINO, L.J.; PICK, R.M. Lasers in Dentistry, Quintessence Publishing, 1995.
386. MIYAZAKI, A.; YAMAGUCHI, T.; NISHIKATA, J.; OKUDA, K.; SUDA, S.; ORIMA, K.; KOBAYASHI, T.; YAMAZAKI, K.; YOSHIKAWA, E.; YOSHIE H. Effects of Nd:YAG and CO2 laser treatment and ultrasonic scaling on periodontal pockets of chronic periodontitis patients. J Periodontol 2003; 74:175-80.
387. MOCHIZUKI, T. Effect of ER:YAG laser irradiation on human extracted teeth. J. Clin; Laser Med Surg, v.4, p. 147-1 SO, Apr. 1991.
388. MONDELLI, J.; FRANCO, E.B.; VALEA R.C.; ISHIKIRIAMA, A. PEREIRA, J.C.; FRANCISCHONE, C.E. Dentística: procedimento pre-clínicos. São Paulo: Premier, 1998. p.260.
389. MOODLEY D, GROBLER SR. *Dentine bonding agents—a review of adhesion to dentine*. SADJ jun. 2002; 57(6): 234-238. (Convención en San Diego CA)
390. MORIOKA, T.; TAGOMORI, S. ; OHO, T. (1991). Acid resistance of laser human enamel with Erbium:YAG laser. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 9, 3, 215-17.
391. MORIOKA, T.; TAGOMORI, S.; OHO, T. Acid resistance of lased human enamel With Erbium:YAG laser. J Clin Laser Med Surg, P215-217, June 1991.
392. MORITZ, A.; DOERTBUDAK, O.; GUTKNECHT, N.; GOHARKHAY, K. et al. Nd:YAG laser irradiation of infected root canals in combination with microbiological examinations. J Am Dent Assoc. 1997 Nov; 128(11):1525-30.
393. MORIYAMA, E. H.; ZANGARO, R. A.; VILLAVARDE, A. B.; LOBO, P.D.; MUNIN, E.; WATANABE, I. S. Et al. Dentin evaluation after Nd:YAG laser irradiation using short and long pulses. J Clin Laser Med Surg 2004; 22:43-50.
394. MOTA, L. Odontología Operatoria Conceptos básicos. Universidad Central de Venezuela. Cátedra de Odontología Operatoria. Caracas. 1984.
395. MUÑOZ, C.A., J.R DUNN, N. JESSOP, K CARAMBOT, Loma Linda University (USA) *Shear bond strength and microleakage of self etching dental adhesives*. J. Dent Research 79 (IARD Abstracts) 2000, p374.
396. MURRAY PETER, ABOUT I, FRANQUIN JC, REMUSAT M, SMITH AJ. *Restorative pulpal and repair responses*. Journal of the American Dental Association 2001; 132:482.
397. MYERS TD, MYERS WD. In vivo caries removal utilizing the YAG laser. J Mich Dent Assoc 1985; 67:66-9.
398. MYERS TD. What lasers can do for dentistry and you. Dent Manage 1989; 29:26
399. NADARAJAH, V. et al. Local inflammatory effects of Composte Resins. Compendium. 1997;18(4):367-374.
400. NAKABAYASHI, N.; NAKAMURA, M.; YASUDA, N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. J Esthet Dent 1991; 3: 133-8.
401. NAKABAYASHI, N.; PASHLEY, D.H. Hybridisation of dental hard tissue. Tokyo: Quintessence, 1998.125 p.
402. NAKATSUKA, K.; ARIKAWA, K. *Adhesive characteristics of a new bonding system "KBN"* J Dental Research 78 (IADR Abstracts) 1999, p392, #2291.
403. NALLA, R. K.; PORTER, A. E.; DARAIO, C.; MINOR, A. M.; RADMILOVIC, V.; STACH, E.A. et al. Ultrastructural examination of dentin using focused ion-beam cross-sectioning and transmission electron microscopy. Micron 2005; 36:672-80.
404. NAMMOUR, S.; ROCCA, J-P.; PIREAUX, J-J.; POWELL, G.L.; MORCIAUX, Y. ; DEMORTIER, G. (2005). Increase of enamel fluoride retention by low fluence argon laser beam: A 6-month follow-up study in vivo. *Lasers in Surgery and Medicine*, 36, 3, 220-24.
405. NANDINI S. Indirect resin composites. J Conserv Dent 2010; 13:184-94 4 Manso, A.P., et al, Cements and adhesives for all-ceramic restorations. Dent Clin North Am. 2011; 55(2):311-32.
406. NAVAL, JELLY. Msds with Rhodamine B, Brown University, s/f. Available from: http://www.brown.edu/Departments/Visual_Art/documents/NavalJelly.pdf
407. NEIVA, I.F. Et al. An in vitro study of the effect of restorative technique on marginal leakage in posterior composites. Oper. Dent., v.23, n.6, p.282-9, Nov./Dec. 1998.
408. NIU, W.; ETO, J.N.; DIMURA, Y.; TAKEDA, F.H.; MATSUMOTO, K A study on microleakage after resin filling of class V cavities prepared by ER:YAG laser. J Clin Laser Med Surg, v.16, n.4, p.227-231, 1998.
409. NOGALES, C.G.; FERRARI, P.H.; KANTOROVICH, E.; LAGEMARQUES, J.L.S. Ozonotherapy

- in Dentistry. Artigo aceito para publicação no Journal of Contemporary Dental Practice, 2007.
410. OLIVEIRA, D.C.; MANHAES, L.A.; MARQUES, M.M.; MATOS, A.B. Microtensile bond strength analysis of different adhesive systems and dentin prepared with high-speed and Er:YAG laser: a comparative study. *Photomed Laser Surg* 2005; 23:219-24.
411. OLTRA ARIMON, D.; ESPAÑA TOST, A. J.; BERINI AYTÉS, L.; GAY ESCODA, C. Aplicaciones del láser de baja potencia en odontología. *RCOE* 2004; 9:517-24. *Oper. Dent.*, v.12, p.140 – 5, 1987
412. OTT, G. Composites filling materials-Ivoclar-Vivadent. Report No. 5.1990; pp: 3-5.
413. OUDHOF, H.A.J.; BEART, M.; SAMY, C.; DE GEE, A.J.; VAN DE KUIJ, P. The comparison of adhesive dentin bonding with ER:YAG laser and conventional techniques. In *INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY*, 1996, Jerusalem. Bologna: MonduzziEditore, 1996. p.103-105.
414. OWENS BM. *The effect of different drying methods for single step adhesive systems on microleakage of tooth colored restorations*. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2002; 3(4):2-3.
415. PADRÓS, E.; ARROYO, S. El láser de Er:YAG en la práctica odontológica general. *Quintessence*, 1999; 12: 61- 76.
416. PAGHDIWALA, A.F., VAIDYANATHAN, M. PAGHDIWALA, M.F. Evaluation, of, Erbium:YAG laser radiation of hard dental tissues: analysis, of temperatura changes, depth of cuts and structural effects. *ScannMicroscop*, v.7, n.3, p.989-997, 1993.
417. PAN, H.; TAO, J.; YU, X.; FU, L.; ZHANG, J.; ZENG, X.; XU, G. ; TANG, R. (2008). Anisotropic demineralization and oriented assembly of hydroxyapatite crystals in enamel: smart structures of biominerals. *Journal of Physical Chemistry*, 112, 24, 7162-65.
418. PAPAGIANNOULIS, L.; KAKABOURA, A.; ELIADES, G. (2002). In vivo vs in vitro anticariogenic behavior of glass-ionomer and resin composite restorative materials. *Dental Materials Journal*, 18, 8, 561-9.
419. PARADELLA, T.C.; KOGA-ITO, C.Y.; JORGE, A.O.C. (2008). Ability of different restorative materials to prevent in situ secondary caries: analysis by polarized light-microscopy and energy-dispersive X-ray. *European Journal of Oral Sciences*, 116, 375-80.
420. PARK, C.Y; KIM, S.G.; KIM, M.D.; EOM TG, et al. Surface properties of endosseous dental implants after NdYAG and CO2 laser treatment at various energies. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005 Oct; 63(10):1522-7.
421. PARKER, S. (2007). Introduction, history of lasers and laser light production. *British Dental Journal*, 202, 1, 21-31.
422. PARKER, S. (2007). Surgical lasers and hard dental tissue. *British Dental Journal*, 202, 8, 445-454.
423. PASCOTTO, R.C. Avaliação da infiltração marginal em nível de esmalte e cimento em cavidades de classe II MOD restauradas com resina composta pela técnica incremental direta e com incrustações de resina composta e de porcelana. Bauru, 1991, 142p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
424. PASHLEY, D. H. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent*, v. 17, n-6, p.229-292, Nov./Dec. 1992.
425. PASHLEY, D.H. Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent*, v.66, n.6, p.777-781, Dec. 1991.
426. PASHLEY, D.H.; CARVALHO, R.M. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent*, v.25, n.5, p.355-372, Sept. 1997.
427. PATINO MG, NEIDERS ME, ANDREANA S, NOBLE B, COHEN RE. Cellular inflammatory response to porcine collagen membranes. *J Periodontal Res* 2003; 38 (5):458-64
428. PAWLEY, J. B. *Handbook of Biological Confocal Microscopy* (3rd ed. edición). Berlin: Springer. ISBN 038725921X.g; 2006.
429. PEARSON, G.J.; SCHUCKERT, K. H. The role of lasers in dentistry: present and future. *Dent Update* 2003; 30:70-6.
430. PÉCORA, J.D.; BRUGNERA-JUNIOR, A.; CUSSIOLI, A.L.; ZANIN, F.; SILVA, R. Evaluation of dentin root canal permeability after instrumentation and Er:YAG application. *Lasers Surg. Med.*, v.26, n.3, p.277-281, Mar. 2000b
431. PÉCORA, J.D.; MARCHESAN, M.A.; SOUSA NETO, M.D.; GUERISOLI, D.M.Z.; SILVA, R.S. Effect of Ricinuscommunis detergent and papaine gel on radicular dentine

- permeability. J. Isr. Dent. Assoc., v.17, n.2, p.8-11, April 2000c
432. PELAGALLI, J. Investigational study of the use of the Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation. Phase I. J Clin Laser Med Surg, 1997; (15): 109-115.
433. PELAGALLI, J.; GIMBELL, C. B.; HANSEN, R.T.; SWETT, A.; WINN LI, D.W. Investigational study of the use of ER:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation - Phase 1. J Clin Laser Med Surg, v. 15, n.3, p. 109-115, 1997.
434. PERDIGAO, J. New developments in dental adhesion. Dent Clin North Am 2007; 51:333-57, VIII.
435. PERDIGAO, VAN MEERBEEK, LOPES, AMBROSE. *The effect of a re-wetting agent on denting bonding*. Dent. Mater. 1999 15(4):282-95.
436. PEREZ GOMEZ, I. Microscopía confocal. Ver y oír. 2004;21:416-21.
437. PETERS, O.A.; BARDSLEY, S.; FONG, J.; PANDHER, G.; DIVITO, E. Disinfection of root canals with photon-initiated photoacoustic streaming. J Endod. 2011 Jul;37(7):1008-12. Epub 2011 May 7.
438. PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 1997;105:97-116.
439. PHILLIPS, RW: Bonding agents and adhesives y Composites resin System. Annals Academy of Medicine, 15(3):1996.
440. PICK, R.; POWEL, G.L. Láser en Odontología: Procedimientos en tejidos blandos. Clínic Odont Nort Amer, 1993, 2: 263-77.
441. PIERCE, M.G.; W.W. BRACKETT; L.D.HAISCH. *Microleakage of class V resin composite restorations placed using self-etching adhesives*. IADR (Abstract) #1267 Convención Anual San Antonio TX, Marzo de 2003 University of Nebraska Medical Center College of Dentistry, Lincoln, USA.
442. PINELLI, C.; LOFFREDO, C.; SERRA, M.C. Effect of drying on the reproducibility of DIAGNOdent to detect caries-like lesions. Braz Dent J. 2010;21(5):405-10.
443. PINHEIRO, A.L.; CAVALCANTI, E.T.; PINHEIRO, T.I.; ALVES, M.J.; MIRANDA, E.R.; DE QUEVEDO, A.S.; MANZI, C.T.; VIEIRA, A.L.; ROLIM, A.B. Low-level laser therapy is an important tool to treat disorders of the maxillofacial region. J Clin Laser Med Surg 1998; 16:223-6.
444. PIOCH, T.; STAEHLE, H.J.; WURST, M.; DUSCHNER, H.; DORFER, C. The nanoleakage phenomenon influence of moist vs. dry bonding. J Adhes Dentistry. Primavera 2002; 4(1):23-30.
445. PLATA BEDMAR, A.; ARAGUÁS ARAGUÁS, L. Detection and prevention of leaks from dams disorders of the maxillofacial region. Taylor & Francis, 2002, ISBN 9058093557, 9789058093554
446. POLLACK, B. Composite resin fundamentals and techniques restorations. N.Y. St. dent. J., v.53, n.5, p.25-7, May 1987.
447. PORTO NETO, S.T. Avaliação da microinfiltração marginal nas paredes de "malte e cimento em cavidades de classe V restauradas com resina composta e cimento de ionomero de vidro. Araraquara, 1990. 16p. Tese (Doutorado em Dentística) Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista.
448. POSKUS, L.T.; ACCETTA LATEMPA, A.M.; ALVES CHAGAS, M.; MOREIRA DA SILVA, E.; DA SILVA LEAL, M.P.; ANTUNES GUIMARÃES, J.G. Influence of post-cure treatments on hardness and marginal adaptation of composite resin inlay restorations: an in vitro study J. Appl. Oral Sci. 2009;17(6) 617-22.
449. POSKUS, LT.; PLACIOD, E.; CARDOSO, PE. *Influence of adhesive system and placement technique on microleakage of resin-based composite restorations*. (Abstract) J Adhes Dent 2004; 6(3):227-32.
450. PRADELLE PLASSE, N.; BESNAULT C, SOUAD N, COLON P. *Influence of a new light curing units and bonding on the microleakage of class V composite restorations*. (Abstract) American Journal Dent 2003; 16 (6):409-13.
451. PRATI, C; CHERSONI, S.; CRETTI, L.; MONGIORGI, R. Marginal morphology of class V composite restorations. Am J Dent, V.10, n.5, p.231-236, Oct. 1997.
452. Press, Inc. Boyde, A. (1988). Confocal optical microscopy. Microscopy and analysis, Enero, pp 7-13.
453. QVIST VIBEKE. *Resin restoration: leakage, bacteria, pulp*. Endodontics and Dental Traumatology 1993; 9: 127-152 Munksgaard, 1993.
454. RAMOS, A.C.B; EDUARDO, C.P; TANJI, E.Y; ZECELL, D. M. Microleakage in class V restorations prepared with the Er:YAG laser. An in vitro study. In: INTERNATIONAL

- LASER CONGRESS, 1996, Athens. Bologna: Monduzzi, 1996, p.257-261.
455. RAPHAEL PILO Y ARIEL BEN-AMAR. *Comparison of Microleakage for three one bottle and three multiple-step dentin bonding agents*. The Journal of Prosthetic Dentistry 1999; 82:209-13.
456. RAUHAMAA-MAKINEN, R.; MEURMAN, J.H.; LUOMANEN, M.; TORKKO, H.; VIHHERKOSKI, E.; PAUNIO, I. Irradiation of human dental tissues with CO₂-, Nd:YAG-, and CO₂-Nd:YAG combination laser. Scand J Dent Res 1991; 99:470-5.
457. RAY, NJ. Updates in Dental Materials-Part 1: Dental Composites. J. Irish Dent Assoc. 1992; 39 (1):5-11.
458. RECHMANN, PETER. Er:YAG Caries removal and cavity preparation and light microscopic and Scanning Electron Microscopic studies of Er:YAG Laser-prepared surfaces. Wavelengths, 2002; 10(3): 9-11.
459. REEVES, G.W. Et al. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. Oper. Dent., v.20, n.6, p.230-5, Nov./Dec. 1995.
460. REID, J.S.; SAUNDERS, W. P.; CHEN, Y.Y. The effect of bonding agent and fissure sealant on microleakage of composite resin restorations. Quintessence Int, v.22, n.4, p.295-298, Apr. 1991.
461. REITZNWROVÁ, E.; AMARASIRIWARDENA, D.; KOPČÁKOVÁ, M.; BARNES, R.M. (2000). Determination of some trace elements in human tooth enamel. *Fresenius' Journal of Analytical Chemistry*, 367, 8, 748-54.
462. REVILLA GUTIÉRREZ, V.; ESPAÑA TOST, A.J.; BERINI AYTÉS, L.; GAY ESCODA, C. Aplicaciones de los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG en Odontología. RCOE 2004; 9: 551-62.
463. REVILLA GUTIERREZ, V.; ARNABAT DOMÍNGUEZ, J., ESPAÑA TOST, A.J.; GAY ESCODA, C. Aplicaciones de los láseres de Er:YAG y de Er,Cr:YSGG en odontología. RCOE 2004; 9:56.
464. RIBEIRO, A.C.; NOGUEIRA, G.E.C.; ANTONIAZZI, J.H.; MORITZ, A.; ZECELL, D.M. Effects of diode laser (810 nm) irradiation on root canal walls: Thermographic and morphological studies. J Endod. 2007 Mar; 33(3):252-55.
465. RODRIGUES, L.K.A.; DOS SANTOS, M.N.; PEREIRA, D.; ASSAF, A.V.; PARDI, V. (2004). Carbon dioxide laser in dental caries prevention. *Journal of Dentistry*, 32, 7, 531-40.
466. RODRÍGUEZ-VILCHIS, L.E.; CONTRERAS-BULNES, R.; OLEA-MEJIA, O.F.; SÁNCHEZ-FLORES, I.; CENTENO-PEDRAZA, C. (2011). Morphological and structural changes on human dental enamel after Er:YAG laser irradiation: AFM, SEM and EDS. *Photomedicine and Laser Surgery*, 29, 7, 493-500
467. RODRÍGUEZ-VILCHIS, L.E.; CONTRERAS-BULNES, R.; SÁNCHEZ-FLORES, I.; SAMANO, E.C. (2010). Acid resistance and structural changes of human dental enamel treated with Er:YAG laser. *Photomedicine and Laser Surgery*, 28, 2, 207-11.
468. ROODENBURG, J.L.; PANDERS, A.K.; VERMEY, A. Carbon dioxide laser surgery of oral leukoplakia. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1991;71:670-4.
469. ROSALES LEAL, J. I. *Los nuevos sistemas adhesivos autograbadores*. Departamento de Estomatología, Universidad de Granada, España. On-Line Buscador MSN abril 2003.
470. ROSIN GRGEWT, K.; LINCIR, I.; TUDJA, M. (2006). Effect of amine fluoride on enamel surface morphology. *Collegium Antropologicum*, 24, 2, 501-8.
471. ROSSMANN, J.A.; COBB, CM. Lasers in periodontal therapy. Periodontol 2000 1995; 9:150-64.
472. ROSSOMANDO, K.J.; WENDT, S.L. Jr. Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. Dent. Mat., v.11, n.1, p.47-51, Jan. 1995.
473. RUPPRECHT, S.; TANGERMANN-GERK, K.; WILTFANG, J.; NEUKAM, F.W.; SCHLEGEL, A. Sensor-based laser ablation for tissue specific cutting: an experimental study. *Lasers Med Sci*. 2004; 19 (2):81-88.
474. S.KUBO, Y.KONISHI, H.YOKOTA, YHAYASHI. *Effect of one bottle self-etching primer on microleakage of cervical restorations*. J Dent Res 78 (IADR Abstracts) 1999, 476, #2965 (Reunión en San Diego CA)
475. S.OSHITA, T.MASEKI, Y.NARA, H.TANAKA Y L.DOGON. *Correlation between bond strength and microleakage of latest resin adhesive systems to enamel*. IADR (Abstract) #366 Convención Anual, San Diego CA, Marzo de 2002 Nippon Dental University, Japón, Harvard University, USA.
476. SÁBIO, S.S. Avaliação da infiltração marginal de restaurações com resina composta em função do tipo de ativação. Bauru, 1996, 119p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

477. SAKAVJBARA, Y.; ISHIMARU, K.; ASANO, S.; TAKAMIZU, M.; GOTOH, S.; KOHNO, A. Morphological change of tooth surface irradiated by ER:YAG Laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1994 Singapore Bologna: Monduzzi 1994. p.163-166.
478. SANARES, E. al. chemical-cured composite weaken bonding of adhesive by surface interaction. J. dent. Res., v, 79, p.356, 2000, Special issue. /Abstract n. 1700.
479. SANO H, YOSHIYAMA M, EBISU S, BURROW MF, TAKATSU T, CIUCCHI B, CARVALHO R, PASHLEY DH. *Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hibrid layer*. Operative Dent 1995 Jul-Aug;20(4):160-7
480. SANO, H.; SHONO, T.; TAKATSU, T.; HOSODA, H. Microporous dentin zone, beneath resin-impregnated layer. Oper Dent, v.19, n.2, p.59-64, Mar/Apr. 1994.
481. SANO, H.; TAKATSU, T.; CIUCCHI, B.; HORNER, J.A.; MATTHEWS, W.G.; PASHLEY, D.H. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. Oper Dent, v.20, n. 1, p. 1 8-25, Jan./Feb. 1995.
482. SANTINI A, IVANOVIC V, IBBETSON R, MILIA E. *Influence of marginal bevels on microleakage around class V cavities bonded with seven self-etching agents*. (Abstract) Am J Dent. 2004 17 (4):257-61.
483. SAQUY, P.C. in vitro evaluation of adhesion to human dentine of different canal sealers after Er:YAG laser application. Lasers in Dentistry VI, v.1, n.4, p.106-11, 2000.
484. SASAKI, K.M.; AOKI, A.; ICHINOSE, S.; YOSHINO, T. et al. Scanning electron microscopy and Fourier transformed infrared. spectroscopy analysis of bone removal using Er:YAG and CO2 lasers. J Periodontol. 2002 Jun;73(6):643-52.
485. SAUNDERS, W.P.; SAUNDERS, E.M. Microleakage of bonding agents with wet and dry bonding techniques. Am J Dent, v.9, n.1, p.34-36, Feb. 1996.
486. SAURO, S.; OSORIO, R.; WATSON, T.F.; TOLEDANO, M. Assessment of the quality of resin-dentin bonded interfaces: an AFM nano-indentation, μ TBS and confocal ultramorphology study. Dent Mater. 2012; 28(6): 622-31.
487. SCELZA, M.; ANTONIAZZI, J.H.; SCELZA, P. Efficacy of final irrigation - a scanning electron microscopic evaluation. J Endod. 2000 Jun; 26(6):355-5.
488. SCHILKE, R.; LISSON, J.A.; BAUSS, O.; GEURTSSEN, W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. Arch Oral Biol 2000; 45:355-61.
489. SCHILKE, R.; LISSON, J.A.; BAUSS, O.; GEURTSSEN, W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. Arch Oral Biol. 2000; 45: 355-61.
490. SCHMIT, J.L.; STALEY, R.N.; WEFEL, J.S.; KANELIS, M.; JAKOBSEN, J.R.; KEENAN, P.J. (2002) Effect of fluoride varnish on demineralization adjacent to brackets bonded with RMGI cement. *American Journal Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122, 2, 125-34.
491. SCHULZE, K.A.; MARSHALL, S.J.; GANSKY, S.A.; GRAYSON, W.M. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. Dental Materials 2003; 19(7):612-619
492. SCOUGALL-VILCHIS, R. J.; HOTTA Y.; HOTTA, M.; IDONO, T. ; YAMAMOTO, K. (2009). Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive X-ray microanalyzer. *Dental Materials Journal*, 28, 1, 102-12.
493. SEKA, W.; FEATHERSTONE, J.D.B.; FRIED, D.; VISURI, S.R.; WALSH, J.T. Laser ablation of dental hard tissue: from explosiva ablation to plasma-mediated ablation. In: WIGDOR, H.A.; FEATHERSTONE, J.D.; WHITE, J.M.; NEEV, J. (Eds.) *Lasers in dentistry II*. Laguna Beach: SPIE 2672, 1996. p. 144-158.
494. SEKINE, Y.; EBIHARA, A.; TAKEDA, A.; SUDA, H. Erbium:YAG laser application to cavity, preparation: light microscopy investigation of the tooth pulp. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1994.pp163-166.
495. Sengun A, Unlu N, Ozer F, Ozturk B. *Bond strength of five current adhesives to caries-affected dentin*. J Oral Rehabil 2002 Aug; 29(8):777-81
496. SHILLINGBURG, H.T. JR; HOBBS, S.; WHITSETT, L.D.; JACOBI, R.; BRACKETT, S.E. Fluid control and soft tissue management. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rd ed. Quintessence Publishing Co, Carol Stream, IL; 1997:257-79.
497. SHINCHI, M.J.; SOMA, K.; NAKABAYASHI, N. The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel. Dent.

521. STERN, R.H.; SOGNNAES, R.F; Laser Effect on Dental Hard Tissues. A Preliminary Report. J South Calif Dent Assoc. 1965 Jan; 33:17-9.
522. STOPP, S.; DEPPE, H.; LUETH, T. A new concept for navigated laser surgery. *Lasers Med Sci.* 2008; 23(3):261–266.
523. STOPP, S.; SVEJDAR, D.; DEPPE, H.; LUETH, TC. A new method for optimized laser treatment by laser focus navigation and distance visualization. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2007; 2007:1738–1741.
524. STOPP, S.; SVEJDAR, D.; VON KIENLIN, E.; DEPPE, H.; LUETH, TC. A new approach for creating defined geometries by navigated laser ablation based on volumetric 3-D data. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2008; 55(7): 1872–1880.
525. STÜBINGER, S.; DISSMANN, JP; PINHO, N.C.; SALDAMLI, B. et al. A preliminary report about treatment of bisphosphonate related osteonecrosis of the jaw with Er:YAG laser ablation. *Lasers Surg Med.* 2009 Jan;41(1):26-30.
526. SUDJALIM, T.R.; WOODS, M.G. ; MANTON, D.J. (2006). Prevention of white spot lesions in orthodontic practice: a contemporary review. *Australian Dental Journal*, 51, 4, 284-89.
527. SUH, B. et al. The effect of total energy input on physical properties of restorative composites. *J. dent. Res.*, v.78, p.370, Mar. 1999. Special issue/ Abstract n.2117.
528. SULEWSKI, J. G. Revisión histórica de la odontología de láseres. En: Convissar RA, ed. *Clínicas Odontológicas de Norteamérica. Láseres y amplificación de la luz en odontología.* México DF: McGraw-Hill interamericana; 2000. p. 781-817.
529. SULEWSKI, J.G.; Historical survey of laser dentistry. (2000). *Dental Clinics of North America*, 44, 4, 717-52.
530. SULEWSKI, JG. Clearing the FDA Hurdle, from Initial Device Application through Regulatory Approval to the Clinical Operatory: An Update on Dental Laser Marketing Clearances. *J Laser Dent* 2009 17 (2):81-6.
531. SUMMERS, A.; KAO, E.; GILMORE, J.; GUNEL, E.; NGAN, P. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: an in vitro and in vivo study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 126:200 6.
532. SUN, Y.C.; VOROBYEV, A.; LI, H.; GUO, C.L.; LÜ, P.J. Femtosecond pulsed laser ablation of dental hard tissues with numerical control: a roughness and morphology study. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2012; 18; 47(8): 486-9.
533. SWIFT Jr., E.; Le VALLEY, B. Microleakage of etched dentin composite resin restorations. *Quintessence int*, v.23, n.7, p.505-508, July 1992.
534. SWIFT, EJ JR. *Dentin bonding: What is the state of the art?* *Compend Contin Educ Dent* 2001 Dec; 22(12 Suppl):4-7.
535. T.MASEKI, S.SUDA, T.NITTA, Y.NARA, H. TANAKA, I.L.DOGON. *Bond Strength and Microleakage of Resin Adhesive Systems adopting "One Bottle" Self-etching Primer.* *J Dent Res* 78 (IADR Abstracts) 1999, p 534, #3426.
536. TAGLIAFERRO, E.P.S.; RODRIGUES, L.K.A.; DOS SANTOS, M.N.; SOARES, L.E.S. ; MARTIN, A.A. (2007). Combined effects of carbon dioxide laser and fluoride on demineralized primary enamel: an in vitro study. *Caries Research*, 41, 1, 74-76.
537. TAKAMORI, K.J. Detection of occlusal caries by use of laser fluorescence system. *Clin laser Med Surg*, 2000; (5): 267-271.
538. TANJI, E.Y.; MAT'SUMOTO, K.; EDUARDO, C.P. Scanning electron microscopic observation of dentin surface conditioned with the ER:YAG laser. *Deutagesellschaft Laser News Letteer*, v.8, p.6, Jan./Feb. 1997.
539. TAY FR, PASHLEY DH, YOSHIYAMA M. *Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives.* *J Dent Res* 2002 Jul; 81 (7): 472-6.
540. TEPPER, S.A.; ZEHNDER, M.; PAJAROLA, G.F. ; SCHMIDLIN, P.R. (2004). Increased fluoride uptake and acid resistance by CO₂ laser-irradiation through topically applied fluoride on human enamel in vitro. *Journal of Dentistry*, 32, 8, 635-41.
541. TITLEY, K. CHERNECKY, R.; MARIE, B.; SMITH, D.C. Penetration of a dentin bonding agent into dentin. *Am J Dent*, v.7, n.4, p.190-194, Aug. 1994.
542. TJAN, A.H.L.; KLOOSTER, J.; TAN, D.E. Microleakage of class V composite restorations using various placement methods, *J. dent. Res.*, v.74, p.494, June 1995. Special issue. /Abstract n.748/.
543. TOKONABE, H.; KOUJI, R.; WATANABE, H.; NAKAMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Morphological changes of human teeth with Er:YAG laser irradiation. *J Clin Laser Med Surg* 1999; 17:7-12.
544. TOLEDANO, M.; R.OSORIO, G.LEONARDI, L.CEBALLOS Y F.R.TAY. *Micro and Nanoleakage*

- of Self-etching primers.* (Abstract) #3826 Convención Anual San Antonio TX, Marzo de 2003, Univ. De Granada España, Universidad Nacional de Córdoba Argentina, The University of Hong Kong. China.
545. TORTENSON, B.; BRANNSTROM, M. Contraction gap under composite resin restorations: Effect of Hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent*, v. 13, n. 1, p.24-31, 1990.
546. TRELLES, M. A.; VÉLEZ, M.; RIGAU, J. Interacción de la luz con los tejidos. En: Cisneros, J. L.; Camacho, F., Eds. *Láser y fuentes de luz pulsada intensa en dermatología y dermocosmética*. Madrid: Aula Médica Ediciones; 2000. p.41-55.
547. TSAI, C-L.; LIN, Y-T.; HUANG, S-T. ; CHANG, H-W. (2002). In vitro acid resistance of CO₂ and Nd-YAG laser-treated human tooth enamel. *Caries Research*, 36, 6, 423-9.
548. TUMENAS, I. Avaliação da infiltração marginal em cavidades de classe II restauradas com resina composta em função de diferentes técnicas de inserção e polimerização: estudo in vitro. Bauru, 1993. 101p. Dissertação (Mestrado) –Facultad de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
549. UNO S, ABOT, TANAKA T, SANO H. *In vitro sealing performance of two one-step adhesive system cervical cavities.* (Abstract) *J Adhes Dent*; 6(3):211-9.
550. URIBE ECHEVARRIA, J. Capa de hibridación dentina-resina, es una adhesión efectiva? *Odontologia Clinica a Fines del Milenio*. 1997. Ed. Kent-von 237.
551. URIBE ECHEVARRIA, J.; PRIOTT, G.E. *Operatoria Dental*. Ciencia y Práctica. Editorial Ediciones Avances 1995.
552. USUMEZ, S.; ORHAN, M.; USUMEZ, A. Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002; 122:649-56.
553. VAN, A.S; KOTLOW, L.; PANG, P.; CHEN, W.; DARBAR, A.; PARKER, S.; AOKI, A. The Erbium Lasers in Dentistry Part 1 of 2. Wavelengths, 2002; 10(1): 9-24.
554. VAN MEERBEEK, B.; CONN LJ, J.R.; DUKE, E.S.; SCHRAUB, D.; GHAFGHAI, F. Demonstration of a focused ion-beam cross-sectioning technique for ultrastructural examination of resin- dentin interfaces. *Dent Mater* 1995; 11:87-92.
555. VAN MEERBEEK, B.; DE MUNK, J.; YOSHIDA, Y.; INOUE, S.; VARGAS, M.; VIJAY, P.; VAN LANDUYT, K.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Operative Dentistry*, 2003, 28-3:215-235.
556. VAN MEERBEEK, B.; DHEM, A.; GORET NICAISE, M.; BRAEM, M.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res* 1993; 72: 495-501.
557. VAN MEERBEEK, B.; VARGAS, M.; INOUE, S.; YOSHIDA, Y.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Adhesives and Cements to Promote Preservation Dentistry. *Operative Dentistry Supplement* 6, 2001, 11-144.
558. VAN MEERBEEK, B.; YOSHIDA, Y.; SNAUWAERT, J.; HELLEMANS, L.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G.; WAKASA, K.; PASHLEY, D. *Hybridation effectiveness of a two-step versus a three step smear layer removing adhesive system examined correlatively by TEM and AFM*. *Journal of Adhesive Dentistry* 1999; 1:7-23.
559. VANMEERBEEK, B. et al. The clinical performance of adhesives. *J. Dent.*, v.26, n.1, p.1-20, Jan. 1998.
560. VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; DOUGLAS, W.H. Do dental composites always shrink toward the light? *J. dent. Res.*, v.77, n.6, p.1435-45, June 1998.
561. VESCOVI, P.; MERIGO, E. MANFREDI, M.; MELETI, M. et al. Nd:YAG laser biostimulation in the treatment of bisphosphonate-associated osteonecrosis of the jaw: clinical experience in 28 cases. *Photomed Laser Surg.* 2008 Feb; 26(1):37-46.
562. VESCOVI, P.; MERIGO, E.; MELETI, M.; FORNAINI, C. et al. Nd:YAG laser biostimulation of bisphosphonate-associated necrosis of the jawbone with and without surgical treatment. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2007 Dec;45(8):628-32. Epub 2007 May 23.
563. VESCOVI, P.; MANFREDI, M.; MERIGO, E.; MELETI, M.; et al. Surgical approach with Er:YAG laser on osteonecrosis of the jaws (ONJ) in patients under bisphosphonate therapy (BPT). *Lasers Med Sci.* 2010 Jan;25(1):101-13. Epub 2009 Jun 19.
564. VESCOVI, P.; MERIGO, E.; FORNAINI, C.; ROCCA, J.P; NAMMOUR, S. Thermal increase in the oral mucosa and in the jawbone during Nd:YAG laser applications. Ex vivo study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012 Feb 9.

565. VICENTE, A.; BRAVO, L.A.; ROMERO, M. Influence of a nonrinse conditioner on the bond strength of brackets bonded with a resin adhesive system. *Angle Orthod* 2005; 75:400-5.
566. VICENTE, A.; BRAVO, L.A.; ROMERO, M.; ORTÍZ, A.J.; CANTERAS, M. Effects of 3 adhesion promoters on the shear bond strength of orthodontic brackets: an in-vitro study. *Angle Orthod* 2007; 165-178.
567. VICKERS, V.A.; JACQUES, S.L.; POWERS, J.M.; MARTIN, J.W. Ablation of hard dental tissues with the ER:YAG laser. In: International congress on lasers in dentistry, 1992, Salt Lake City.: International Society of Lasers in Dentistry, 1992: 257-258.
568. VISURI, S.R.; GILBERT, J.L.; WRIGHT, D.D.; WIGDOR, H.A.; WALSH Jr. Shear strength of composite bonded to ER:YAG laser - prepared dentin. *J Dent Res*, v.75, n.1, p.599-605, Jan. 1996.
569. VOJINOVIC, O.; NYBORG, H.; BRÄNNTROM, M. "Acid treatment of cavities under resin fillings: Bacterial growth in dentinal tubules and pulpal reactions" *J Dent. Res.* Vol 52(6): 1993.
570. WALDMAN, G.-L., VAIDYANATHAN, SHEY, y col. *Microleakage and adhesive-Dentin interface Morphology of Self-etch Dentin Bonding Systems*. 32nd annual convention IADR/AADR/CADR. Marzo 2003 San Antonio TX.
571. WANG, L.; TANG, R.; BONSTEIN, T.; ORME, C. A.; BUSH, P. J.; NANCOLLAS, G. H. (2005). A new model for nanoscale enamel dissolution. *Journal of Physical Chemistry*, 109, 999- 1005.
572. WEERASINGHE, D.D.; NIKAIDO, T.; ICHINOSE, S.; WAIDYASEKARA, K.G.; TAGAMI, J. (2007). Scanning electron microscopy and energy-dispersive X-ray analysis of self-etching adhesive systems to ground and unground enamel. *Journal of Materials Science*, 18,6, 1111-6.
573. WELSH, E.L.; HEMBREE, J.H.Jr. Microleakage at the gingival wall with four class V anterior restorative materials. *J. prosthet. Dent*, v.54, n.3, p.370-2, Sept. 1985.
574. WESTERMAN, G.H.; FLAITS, C.M.; POWELL, G.L.; HICKS, M.J. (2006). In vitro caries formation in primary tooth enamel - Role of argon laser irradiation and remineralizing solution treatment *Journal American Dental Association*, 137, 5, 638-44.
575. WESTERMAN, G.H.; HICKS, M.J.; FLAITS, C.M.; POWELL, G.L. ; HICKS, J. (2002). Enamel caries initiation and progression after argón laser irradiation: in vitro argon laser systems comparison. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 20, 5, 257-62.
576. WETTER, N. U.; BARROSO, M. C.; PELINO, J. E. Dental bleaching efficacy with diode laser and LED irradiation: an in vitro study. *Lasers Surg Med* 2004; 35: 254-8.
577. WIECZKOWSKY, G.; YU, X.; DAVIS, E.L.; JOYNT, R.B. Microleakage in various dentin bonding agent/composite resin systems. *Oper Dent*, p.62-67, 1992. Suplemento 5.
578. WIECZKOWSKY, G.; YU, X.; JOYNT, R.B.; DAVIS, E.L. Microleakage pathway in restorations using a smear layer-mediated dentin bonding agent. *J Dent Res*, v.70, p.396, 1991. [Res. 1041].
579. WIGDOR, H.; ASHRAFI, S.; ABT, E. SEM evaluation Of CO2, ND:YAG and ER:YAG laser irradiation of dentin in vitro. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City.: International Society of Lasers in Dentistry, 1992. p. 131-132.
580. WILDER-SMITH, P.; DANG, J.; KUROSAKI, T. Investigating the range of surgical effects on soft tissue produced by a carbon dioxide laser. *J Am Dent Assoc*. 1997 May; 128(5):583-8.
581. WILLEMS, G. et al. Clasificación de Composites in: State of the Art on Direct Posterior Filling Materials and Dentin Bonding. Proceedings of the International Symposium Euro Disney, Paris. 1993, March 24-25, pp: 76-105.
582. WILLIAMS, D. B.; CARTER, C.; BARRY. (1996). *Transmission Electron Microscopy*. Plenum Press. ISBN 0-306-45324-X, New York, 589-617.
583. WOELFEL, JB. Dental anatomy: its relevance to dentistry. 4th ed. Lea and Febiger, Philadelphia, 1990
584. WRIGHT, G.Z.; McCONNELL, R.J.; KELLER, U. Microleakage around resin restorations prepared With an ER:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1992, Salt Lake City.: International Society of Lasers in Dentistry, 1992. p.99-100.
585. WRIGHT, G.Z.; McCONNELL, R.J.; KELLER, U. Microleakage of class V composite restorations prepared conventionally With those prepared With an ER:YAG laser: a

- pilot study. *Pediatric Dent*, v. 15, n.6, p.425-426, Nov./Dec. 1993.
586. YAMAMOTO, H.; OOOYA, K. Potencial of yttrium-aluminium garnet laser in caries prevention. *J Oral Pathol*, v.38, p.7-15, 1974.
587. YAMAUT, M. Avaliação da infiltração marginal em restaurações de resina composta empregando-se diferentes técnicas de inserção e de ativação da polimerização do material. Bauru, 1999, p.141. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
588. YING, D.; CHUAH, G.K. ; HSU, C.Y.S. (2004). Effect of Er:YAG laser and organic matrix on porosity changes in human enamel. *Journal of Dentistry*, 32, 1, 41-46.
589. YOKOYAMA, K.; KOMORI, T.; MATSUMOTO, K.; Clinical study of class V cavity preparation with the ERYAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASERS IN DENTISTRY, 1996, Jerusalem. Proceedings. Bologna:Monduzzi, 1996. p. 139-143.
590. YOSHIDA, Y.; NAGAKANE, K.; FUKUDA, R.; NAKAYAMA, Y.; OKAZAKI, M.; SHINTANI, H.; INOUE, S.; TAGAWA, Y.; SUZUKI, K.; DE MUNK, J.; VAN MEERBEEK, B. *Comparative study on adhesive performance of functional monomers*. Dpt Biomat Okayama University, Japón. (Abstract); *Biomaterials* 2004; 25(25):5565-74.
591. YOSHIDA, Y.; VAN MEERBEEK, B.; NAKAYAMA, Y.; SNAUWAERT, J.; HELLEMANS, L.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G.; WAKASA, K. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res* 2000; 79:709-14.
592. YOSHIKAWA, T. et al. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J. dent Res.*, v.78, n.4, p.898-905, Apr. 1999.
593. YOSHIYAMA, M.; TAY, FR.; DOI, J.; NISHITANI, Y.; YAMADA, T.; ITOU, K.; CARVALHO, RM.; NAKAJIMA, M.; PASHLEY, DH. *Bonding of self-etch adhesives to carious dentin*. *J Dent Research* 2002 Aug; 81(8):556-60
594. YOUNG, D.A.; FRIED, D.; FEATHERSTONE, J.D.B. Treating occlusal pit and fissure surfaces by IR laser irradiation. (2000). In: Featherstone, J. D. B., Rechmann, P., Fried, D., J., editors. *Lasers in Dentistry VI. Proceedings of SPIE*. 3910, 247-253
595. YU, X.Y.; DAVIS, E.L.; JOYNT, R.B.; WIECZKOWSKI Jr., G. origination and progression of microleakage, in a restoration With a smear layer-mediated dentinal bonding agent. *Quintessence int*, v.23, n.8, p.551-555, Aug. 1992.
596. YU, X.Y.; WIECZKOWSKI, G.; DAVIS, E.L.; JOYNT, R.B. Scanning electron microscopic study of dentinal surfaces treated with various dentinal bonding agents. *Quintessence Int* 21: 989-999, 1990.
597. ZAVALETA DE LA HUERTA, D.; ESPAÑA TOST, A.J.; BERINI AYTÉS, L.; GAY ESCODA, C. Aplicaciones del láser de Nd:YAG en Odontología. *RCOE* 2004; 9:539-45.
598. ZECELL, D.M.; CECCHINI, S.C.M.; EDUARDO, C.P.; MATSUMOTO, K; DE ROSSI, W.; NOGUEIRA, G.E.C.; BERRETTA, J.R.; VIEIRA, N.D.; MORATO, S.P. Experimental studies of the applications of the Holmium laser in dentistry. *J Clin Laser Med Surg*, v.13, n.4, p.283-289, 1995.
599. ZHANG, S.; CHEN, T; GE, L.H. Scanning electron microscopy was used to observe dentin morphology in primary and permanent teeth treated by erbium: yttrium-aluminum-garnet laser. *Beijing Da Xue Xue Bao*. 2011; 43(5): 766-9.
600. ZHAO ZHANG, L.; CODE, J.E.; VAN DE MERWE, W.P. ER:YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: Determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates. *Lasers Surg Med*, v.12, p.625-630, 1992.
601. ZIMMER, B. W.; ROTTWINKEL, Y. Assessing patientspecific decalcification risk in fixer orthodontic treatment and its impact on prophylactic procedures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 2004 126: 318-24.