

52



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

EFFECTO DEL RAYO LASER EN LA ESTRUCTURA Y COMPOSICION QUIMICA DEL ESMALTE DENTAL HUMANO

T E S I S
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A N :
DULCE MARIA CRUZ VILLASEÑOR
ESTELA HERNANDEZ TREJO

DIRECTORES DE TESIS: DR. JOSE REYES GASCA
DR. RAMIRO GARCIA GARCIA



MEXICO, D. F.

257465

2000



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

DEDICATORIA

Primero, le doy gracias a Dios por darme la oportunidad de vivir, de tener una familia maravillosa y por estar conmigo siempre.

A mi mamá, por disfrutar de su amor, ternura y comprensión, por saber escucharme y apoyar mis decisiones.

A mi papá y a mis hermanos Paco, Carlos y Rita por aceptarme en su vida y por tener paciencia conmigo.

A toda mi familia, pero principalmente a Meyo por ayudarme y darme un consejo en el momento preciso.

A ti Estela, por soportarme todos estos años, por ser mi amiga y guardar todos mis secretos.

A mis amigos Milton Barrera, Hugo Herrera y Alfredo Rojo, que aunque estén lejos de mí, siempre los llevo en mis recuerdos.

A J. Cesar, por darme la oportunidad de conocerte y desde entonces no me has dejado sola y porque celebrarás este logro conmigo.

A ti Marco A., por formar parte de tu vida, amarme y cuidarme, por apoyarme en todos los aspectos, pero sobre todo para terminar este proyecto e iniciar muchos más.

A todos aquellas personas que me dieron su amor, cariño, comprensión y cuidados, pero ya no están entre nosotros, a papá Tico, a Mamita y Gustavo M., pero estoy segura que festejarán y permanecerán conmigo toda la vida.

Dulce Maria Cruz Villaseñor.

GRACIAS

A DIOS

Por haber guiado mis pasos hasta donde me encuentro ahora.

A MIS PADRES

No tengo palabras para agradecerles toda la comprensión, apoyo y amor que han tenido para guiarme en el sendero del camino y que mis logros son el reflejo de los suyos.

A MIS HERMANOS

OLGA: Por que me has abierto los ojos ante muchas situaciones y por darme consejos cuando más lo he necesitado.

BRENDA: Creces pronto y te esfuerzas mucho.

JAIME: Te agradezco la tolerancia y ayuda que nos prestaste para la realización de esta tesis.

DULCE

Que me has escuchado, comprendido y el haber trabajado juntas en este año ha significado una etapa mas de nuestra amistad. Recuerda que los obstáculos están ahí para hacernos madurar.

Dr. ENRIQUE RUBIN IBARMEA

Que como ser humano es muy valioso y que para mi es un ejemplo a seguir.

A MIS COMPAÑERAS DEL S. S.

TÍA SAM: Me has alegrado la vida y te considero una persona excepcional.

GABY: Me sorprende tu entereza para afrontar la vida y te agradezco el apoyo que me has dado.

YURI: Me has brindado tu ayuda cuando lo he necesitado.

SRA. ELISA: Sus consejos me guian para la superación.

Gracias a ustedes que han influido en mi vida y forman parte de ella.

Estela

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos al Dr. José Reyes Gasga y al Dr. Ramiro García García por el asesoramiento y la dirección otorgada para la elaboración de este trabajo, por su amistad y dedicación, que son fundamentales para el trabajo de investigación.

Gracias a la maestra Jaquelin Cañetas por su colaboración, ayuda, amistad y compañía incondicional para la realización de este proyecto.

A la Dra. Laura Vargas Ulloa, al Dr. Raúl García Aranda, al Dr. Miguel A. Díaz Maya y Dr. Quezada de la División de estudios de Postgrado de la Facultad de Odontología, gracias por sus consejos y ayuda para iniciar este proyecto.

Al Dr. Juan Antonio Zurita y la Enfermera Gabriela Zúñiga Trejo del Hospital San Martín de Porres, gracias por concedernos el uso de sus instalaciones para llevar a cabo los estudios correspondientes.

Al Dr. David M. Tobey (Premier Laser System Inc.) por prestarnos el equipo Er:YAG Centauri, así como su ayuda y orientación para realizar el presente trabajo. A Lic. Daniel Stern (Dentadec) por sus amables atenciones.

Agradecemos al laboratorio de Microscopía Electrónica del IFUNAM. En particular a Pedro Mexia, Carlos Flores, Fis. Roberto Hernández, Dr. Luis Rendón y J. Angel Flores Orozco.

Al Dr. Carlos Angeles, Dr. Jesús Arenas, M.C. Gilberto Mondragón, Leticia Carapia y Juan Flores por brindarnos su ayuda en el ININ.

Al Ing. Samuel Tehuacanero, Ing. Cristina Zorrilla (IFUNAM), al L.C. Jaime Hernández Trejo (FCA-UNAM) y al Profesor Miguel A. Mendoza (IPN), gracias por darnos sus puntos de vista para editar esta tesis.

A C.D. Jaquelin Peralta Martínez, C.D. Laura Hernández Belmont (FO), Fis. Rosario Ledezma y Fis. Marisol Reyes (IFUNAM) que sin su ayuda incondicional no se hubiera podido terminar este trabajo.

Gracias a la Facultad de Odontología y al Instituto de Física de la UNAM (Proyecto CONACYT 31695-N) por la oportunidad de superación.

Vuelve a empezar

**Aunque sientas el cansancio,
Aunque el triunfo te abandone,
Aunque un error te lastime,
Aunque un negocio se quiebre,
Aunque una traición te hiera,
Aunque una ilusión se apague,
Aunque el dolor queme tus ojos,
Aunque ignoren tus esfuerzos,
Aunque la ingratitud sea la paga,
Aunque la incomprensión corte tu risa,
Aunque todo parezca nada...
Vuelve a empezar...**

Anónimo

INDICE

RESUMEN	1
INTRODUCCIÓN	
ANTECEDENTES, OBJETIVOS, JUSTIFICACIÓN E HIPÓTESIS	2
CAPÍTULO I	
LÁSER	
I. 1 Antecedentes	9
I. 2 Conceptos de "láser"	9
I. 3 Características del rayo láser	12
I. 4 Clasificación	12
I. 5 Componentes del sistema láser	15
I. 6 Láser de CO ₂	18
I. 7 Equipo de Er: YAG (Itrio, Aluminio, Granate)	19
I. 8 Interacción del rayo láser en los tejidos	21
I. 9 Aplicación del rayo láser en odontología	23
I.10 Medidas preventivas al aplicar el rayo láser	28
I.11 Sistema láser e instrumentos rotatorios	30
CAPÍTULO II	
MICROSCOPIA FOTÓNICA Y ELECTRÓNICA	
II.1 Microscopio fotónico	35
II.2 Microscopio electrónico de barrido	37
II.3 Microscopio electrónico de transmisión	40
II.4 Conceptos básicos de la microscopía electrónica	45
CAPÍTULO III	
DESARROLLO EXPERIMENTAL	
III.1 Tipo de muestra	55
III.2 Preparación de muestras	55
III.3 Esmalte irradiado con láser de CO ₂	57

III.4 Esmalte irradiado con láser de CO ₂ e interacción con agua	58
III.5 Esmalte irradiado con láser Er: YAG	60
III.6 Preparación de muestras irradiadas con láser de CO ₂ para observarlas por MET	62
III.7 Observación al microscopio fotónico	62

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

IV.1 EDH irradiado con láser de CO ₂	63
IV.2 EDH irradiado con láser de CO ₂ -H ₂ O	79
IV.3 EDH irradiado con láser dental Er: YAG-H ₂ O	90
IV.4 Análisis en MET del EDH irradiado	102

CAPÍTULO V

DISCUSIÓN

V.1 La superficie del esmalte dental humano	104
V.2 El rayo láser y el esmalte dental humano	105
V.3 Interpretación de resultados	114

CONCLUSIONES	120
CONSIDERACIONES PARA TRABAJO A FUTURO	121
BIBLIOGRAFÍA	123

RESUMEN

Se estudió la interacción de dos tipos de rayo láser sobre la superficie del esmalte dental humano (EDH): el láser de CO₂ de uso quirúrgico, y el láser Er:YAG, de uso odontológico. Se observó que el láser de CO₂ produce cavidades poco profundas, fusión de los prismas del esmalte y fractura la superficie de éste; el láser Er:YAG produce cavidades más profundas, disminuye la fractura del esmalte pero continúa presentando la fusión de los prismas. De la misma manera se analiza en microscopía electrónica de barrido el efecto del agua en el proceso de interacción del láser con el EDH, y se describe detalladamente el proceso. Encontramos un comportamiento interesante en la formación de cavidades dependiendo del tipo de láser y la aplicación simultánea de agua.

INTRODUCCIÓN

El esmalte dental es la primera línea de defensa del órgano dentario contra los procesos cariosos; existen factores sistémicos, morfológicos, posición dental, hábitos, etc., que propician la evolución de la enfermedad. Por lo tanto, el estudio de las propiedades físicas y químicas del esmalte dental humano (EDH) es un aspecto muy importante, no sólo para combatir las enfermedades, sino para prevenirlas. En el presente trabajo se establece mediante la microscopía electrónica el comportamiento del EDH con la interacción del rayo láser en su superficie, lo cual nos permite establecer las ventajas y desventajas que este método nos proporciona para el tratamiento.

Actualmente el estrés generado en los pacientes por la pieza de mano de alta velocidad es un factor importante del ausentismo en la consulta dental. Las técnicas de prevención y tratamiento deben evolucionar para una mejor atención. Nuestra tarea como Cirujanos Dentistas es involucrarnos directamente en la atención odontológica de primer nivel; para lo cual el rayo láser ofrece alternativas como es la disminución del estrés generado en la consulta por la pieza de mano de alta velocidad, ya que el tratamiento con láser en la mayoría de casos no produce dolor, evitando casi en un 98% el uso de anestésicos locales, además de obtener esterilización del campo operatorio. El uso del rayo láser en la odontología ha tomado gran importancia en los últimos años en diversas especialidades. La tecnología moderna ha permitido diversas aplicaciones y un aprovechamiento más racional del láser.

Nuestro trabajo de tesis está integrado de la siguiente manera: Incluye antecedentes, objetivos, justificación e hipótesis del trabajo. Capítulo I presentamos

las bases históricas y científicas en las cuales se ha desarrollado el uso de la tecnología láser enfocadas en la práctica odontológica. Capítulo II se explican los conceptos básicos de microscopía electrónica. Capítulo III se reporta el procedimiento aplicado en la elaboración de muestras, así como la técnica aplicada en el uso del rayo láser de CO₂ y Er:YAG. Capítulo IV reporta el análisis de los resultados obtenidos. Capítulo V discusión y las conclusiones, finalmente la bibliografía consultada.

ANTECEDENTES

El esmalte dental humano es un tejido ectodérmico, el más mineralizado del cuerpo y se compone de 97% material inorgánico, 1.5% de material orgánico y 1.5% de agua. Es policristalino, lo cual determina su dureza en la escala de Koop Hardness Number (KHN) de 200-500 Kg/m², pero a la vez es muy frágil. Su componente inorgánico es básicamente fosfato de calcio y el componente orgánico es en un 58% proteínas, 40% lípidos y el resto son iones de azúcar, citrato y lactato.

1.3

La unidad estructural micrométrica del esmalte son los prismas, que siguen una dirección radial con respecto a la dentina. Los prismas a su vez están formados por cristales nanométricos de hidroxiapatita (HAP). Estos tienen celda unitaria hexagonal y su composición química es $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$.

La necesidad de restaurar los daños ocasionados por la caries dental obligaron al hombre a colocar diversos materiales de relleno en las cavidades, las cuales al paso del tiempo adquirieron ciertas características. La invención de la turbina de alta velocidad vino a revolucionar el tratamiento de la caries dental, creando de esta forma todo un sistema que sigue ciertas normas para un adecuado diseño de las cavidades.

El rayo láser ha surgido como una nueva alternativa para la preparación de cavidades, la cual ofrece esterilización de la cavidad, disminución en el uso de anestésicos, el esmalte adquiere una superficie rugosa que en ciertas ocasiones hace innecesario el gravado ácido del tejido. Estas cualidades ofrecen una nueva alternativa de tratamiento en la práctica odontológica.

El principio del rayo láser lo propuso A. Einstein en 1917 cuando establece que el átomo en estado base es capaz de absorber energía y en estado excitado es capaz de emitirla (fotón).³ Con base a este principio, se realizaron varios experimentos, hasta que en 1960. EL Dr. Theodoro Maiman construyó el primer láser de uso médico. La aplicación dental se realiza hasta 1965 con el Dr. Gordon T.E. y desde entonces han existido reportes de su efecto en el esmalte dental humano.⁴

Desde el punto de vista médico hay dos tipos de láser: suaves o terapéuticos y duros o quirúrgicos. Los suaves se utilizan para bioestimulación celular, desinflamación y control del dolor; el segundo se utiliza para tejidos blandos y duros, para remover tejido cariado, grabar esmalte, esterilizar conductos, etc.⁵

Una gran desventaja del uso del láser en el EDH por el momento, son las altas temperaturas producidas durante la aplicación del rayo láser sobre la superficie del esmalte, ya que éstas alcanzan el intervalo de 800°C a 1200°C, en donde se localiza el punto de fusión de la hidroxiapatita y se produce apatita carbonatada.^{6,7,8} E. J. Burkes, et al., en 1992, fueron los primeros en usar el láser de Er:YAG, determinando que las interacciones que ocurren son pequeñas explosiones y vaporizaciones del tejido, además de que se llega a una temperatura de 1°- 6.6°C para evitar un daño pulpar.⁹ Estos estudios los apoyó Cozean, en 1994, al determinar aumentos de temperaturas de 3°C.¹⁰ Sin embargo, la cuestión de la temperatura que se logra alcanzar en esta práctica todavía es un punto de discusión. Para minimizar la destrucción del tejido algunos han sugerido adaptar un vaporizante de agua como refrigerante. Actualmente en el mercado existen muchos tipos de rayo láser que se

OBJETIVO GENERAL

El estudio de la interacción entre el rayo láser y la superficie del esmalte dental humano (EDH) es el principal objetivo del presente trabajo. Se estudiarán los posibles efectos físicos, químicos y estructurales que se producen cuando esta interacción se realiza con un láser de uso quirúrgico con y sin la aplicación refrigerante del agua y su comparación con los efectos producidos por el láser de uso odontológico, con aplicación de agua. Los cambios más importantes son los físicos (morfológicos) y químicos asociados a los parámetros en la emisión del rayo láser, como son: tipo de láser, potencia, tiempo de aplicación y técnicas de aplicación.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Analizar los posibles daños estructurales que se produzcan en el esmalte dental humano al interaccionar con el rayo láser a diferentes voltajes y tiempos de aplicación.
2. Determinar las características físicas y químicas de los orificios producidos por el láser de uso quirúrgico y por el láser de uso odontológico.
3. Estudiar el efecto que tiene el agua en la interacción del láser con el EDH.

JUSTIFICACIÓN

La tecnología del rayo láser se encuentra a la vanguardia en los tratamientos de Odontología ya que se aplica en cirugía, prevención de caries dental, grabado de esmalte, ubicación de implantes, hipersensibilidad, resinas compuestas, etc. Es sin duda un instrumento importante en la odontología actual que no debe pasar desapercibido. Por tal motivo nos hemos interesado en el estudio de sus

características y en los efectos que puede ocasionar sobre la estructura y composición química del esmalte dental humano, así como encontrar las condiciones adecuadas para su manejo en el tratamiento clínico.

Entre los efectos que se han comentado que ocasiona el uso del rayo láser está el disminución a la solubilidad, mayor permeabilidad por el cambio de la estructura prismática (fusión), así como la esterilización de la zona, entre otras. Estas ventajas nos abren nuevas perspectivas hacia técnicas de prevención y tratamiento, beneficiando a la consulta dental. Por esta razón debemos además conocer su funcionamiento y determinar el efecto del rayo láser en el esmalte para tener un mejor aprovechamiento de su uso.

HIPÓTESIS

1. El esmalte dental humano sufre cambios en su estructura al aplicar el rayo láser, entonces sus características físicas (morfológicas) y químicas, varían de tal forma que aparecen nuevas estructuras y fases de la familia de los fosfatos de calcio, de los cuales la hidroxiapatita es el componente mineral mayoritario del esmalte dental.
2. El rayo láser no modifica en lo más mínimo la estructura y química del esmalte dental humano, sobrepasando la utilidad de la pieza de mano de alta velocidad.
3. La aplicación del rayo láser sobre la superficie del esmalte dental debe de realizarse de acuerdo con ciertas reglas para evitar o reducir al mínimo, los daños estructurales y químicos.

CAPÍTULO I

L Á S E R

En este capítulo se presenta el concepto del fenómeno LASER, para conocer sus características, propiedades y aplicación clínica en el campo de la Odontología.

I.1 ANTECEDENTES

Las primeras contribuciones que se tienen sobre la generación del rayo láser datan de 1917, cuando Albert Einstein estudió teóricamente el fenómeno de la emisión estimulada en los átomos, concluyendo que la probabilidad que tiene un átomo de absorber un haz de luz es la misma para emitir.³

Alfred Kastle (1902-1984) y Lean Brossel descubrieron el *bombeo óptico*, que consiste en obtener irradiación intensa de láser con radiación auxiliar, la cual excita a muchos átomos a un estado de energía más elevado.³

Charles H. Townes, en los años 50's, diseñó un dispositivo que amplificaba micro-ondas, llamado MASER.³ Este resultado llevó a realizar muchas investigaciones, pero fue hasta el año 1960, cuando Theodore H. Maiman logra construir el primer láser de rubí para aplicaciones médicas.¹¹

En 1964, Pately y colaboradores desarrollaron el láser de dióxido de carbono, que posteriormente tendría gran importancia en el campo odontológico.

I.2 CONCEPTO DE "LASER"

El acrónimo LASER está formado con la primera tetra de cada palabra de la frase en inglés "*Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*", (amplificación de luz por emisión estimulada de radiación).¹¹

Para entender el concepto Láser se debe recordar que la emisión de luz

depende de la estructura de los átomos, la cual consiste de un núcleo, donde se encuentra la mayor cantidad de masa con carga positiva, alrededor del cual giran los electrones con carga negativa. Los electrones determinan el estado químico y físico de la materia, ya que son capaces de moverse de una órbita a otra y unir átomos de diferentes formas.¹²

Si el electrón de un átomo se encuentra en una órbita interior y pasa a una órbita exterior, *absorbe energía* del medio que lo rodea, determinando la absorción de un *fotón luminoso*. Si el electrón está en una órbita exterior (o en estado superior) y cae a una inferior, se pierde energía produciendo la *Emisión de un fotón*. Debido a que el electrón no puede estar por tiempos prolongados en un estado superior, éste tiende a caer a uno inferior emitiendo un fotón en tiempos muy cortos (menor a un milisegundo). A esto se le llama Vida Media del Estado o *Emisión Espontánea*.¹¹(Fig.I.1)

Por otra parte, en la *emisión estimulada* se producen dos fotones: un electrón en estado superior recibirá a un fotón para que emita energía y baje a un nivel inferior, desestabilizando al átomo para que inmediatamente emita. Este tipo de emisión necesita ser largo para que se dé en estado superior y el fotón estimulado tenga tiempo de llegar al átomo.¹¹ (Fig.I.1)

La energía necesaria para que un electrón se encuentre en estado superior, se puede adquirir por la colisión entre electrones con otros átomos. Por lo tanto, si los átomos excitados están constantemente en estado superior, caerán a un estado inferior emitiendo *LUZ*. A este proceso se le llama *Bombeo Optico*.¹²

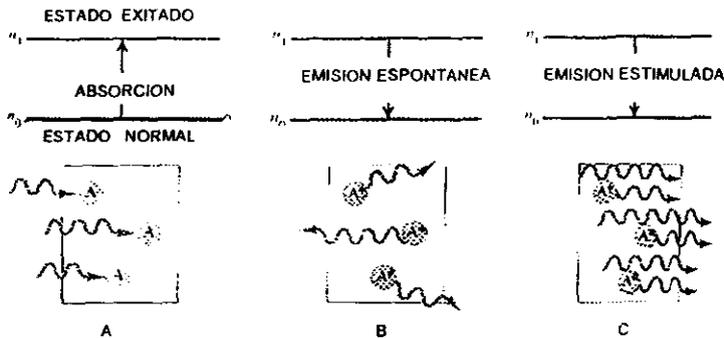


Fig. 1. 1 A) Cuando un electrón pasa de una órbita interior a una órbita exterior, se da el fenómeno de absorción. B) Cuando el electrón está en una órbita exterior y cae a una inferior, se pierde energía y se emiten fotones; a esto se le llama *emisión espontánea*. C) Cuando un electrón en estado superior recibe un fotón, caerá a un nivel inferior, pero se emitirán dos fotones; a esto se le denomina *emisión estimulada*.

Ahora, como los átomos tienden a permanecer en estado de mínima energía, llegará el momento en que la mayoría de ellos estará en esa condición. Lo que produce el bombeo óptico, es mantener a los átomos en estado superior; a este fenómeno se le llama *Inversión de población*, siendo la responsable de sostener la emisión láser.¹² Así el bombeo óptico provoca la emisión estimulada, la salida de los fotones no será uno a uno, sino en multitud, amplificándose la luz por medio de la emisión estimulada.¹¹

Para que este procedimiento sea continuo, se colocan dos espejos a los extremos del medio amplificador; uno de ellos debe ser semitransparente y el otro totalmente reflejante.

Cabe señalar, que el láser no es una fuente de energía. Es un convertidor de

energía en el que se aprovecha el proceso de estimulación de la emisión para concentrar cierta parte de su energía (1%) en radiación de una sola frecuencia que se mueve en una sola dirección. Por lo que, el láser no puede entregar más energía que la que recibe.

I.3 CARACTERÍSTICAS DEL RAYO LÁSER

El rayo láser tiene tres características muy importantes. La radiación es:

- 1. Monocromática:** Debido a que emite una sola longitud de onda del espectro electromagnético.
- 2. Coherente:** Significa que ondas de energía están sincronizadas unas con las otras en tiempo y espacio, de tal manera que coincidan sus crestas y valles para reforzar la radiación.
- 3. Colimada:** Es una propiedad de la energía láser, que se debe al desplazamiento de los fotones de manera paralela y en una sola dirección a todo lo largo de su trayectoria.^{12, 13} (Fig.1.2)

I.4 CLASIFICACIÓN

El rayo láser se puede clasificar según su potencia, la forma de operación y el material del medio amplificador. Explicaremos estas clasificaciones.

Clasificación según su potencia

En el campo de la medicina se pueden definir dos tipos:

- A) Los de alta potencia** que se utilizan en la aplicación de tejidos duros; también son llamados quirúrgicos.
- B) Los de baja potencia** que son llamados suaves o terapéuticos aplicándose en tejidos blandos.

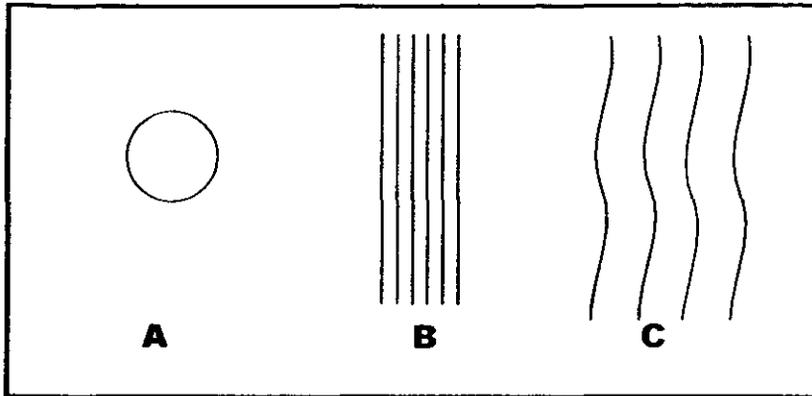


Fig. 1.2 El rayo láser posee tres características: A) Monocromático, B) Colimada y C)Coherente.

Clasificación según la forma de operación

Es debida a los niveles de la energía liberada, y son:

Onda continua (CW): El rayo es estable, es el más alto del sistema de energía.

Pulso Normal o Simple (Modo Simple): La pulsación es menor a 100µs y milisegundos.

Pulso Simple Q-Switch: Los láseres guardarán en la celda Q-Switch un máximo de energía potencial, siempre dando pulsaciones con duración de 8-10s, teniendo un alto nivel de energía a 106-109W.

Pulso Repetitivo o Scanning: Las pulsaciones duran desde segundos hasta 20,000 pulsaciones por segundo. La onda continua explora rápidamente provocando pulsos repetitivos.¹²

Clasificación según el material como medio amplificador

Se dividen en cuatro grupos:

Láseres de Estado Sólido: Su medio activo está distribuido en una matriz sólida. Por ejemplo, el láser de rubí, Nd:YAG, Er:YAG. El primero está formado por una barra de rubí, rodeada por una lámpara de xenón, que da descargas luminosas a los átomos de cromo y de rubí, para realizar el bombeo óptico (Fig.1.6). Es un láser pulsado, de color rojo con una longitud de onda de 694.3nm. El Nd:YAG (Neodio: itrio, aluminio, galio) es un rayo infrarrojo no visible, con una longitud de onda de 1,064 μ m, tiene un dispositivo en la salida para convertir el rayo en visible o con longitud de onda ultravioleta. Los iones Nd dan electrones a la ionización y el cristal YAG actúa como enrejado para estos iones. El Er:YAG utiliza un cristal de itrio, aluminio y granate, cubierto con erbio, está cerca del espectro infrarrojo, con una longitud de onda de 2.94 μ m.

Láseres de Gas: Es un gas o una mezcla de ellos dentro de unos tubos. Necesita energía eléctrica para ionizar el gas y producir la energía láser. Por ejemplo, CO₂, Argón (Ar), He-Ne, Kriptón (Kr) y Excimer; el láser de CO₂ tiene una longitud de onda de 10.6 μ m, con espectro lejano al infrarrojo, su elemento activo es el bióxido de carbono y el nitrógeno, actúa a niveles de energía molecular (N₂) en vez de atómicos. Su forma de operación puede ser continua o pulsada. Los láseres Ar y Kr operan con emisión de frecuencia múltiple, con espectro visible y una longitud de onda de 488nm y 514nm respectivamente. El láser He-Ne es el más común, es de color rojo, siendo su elemento activo el Ne, su longitud de onda es 632,8nm y opera de forma continua.

Láser Líquido o de Tinta: Su medio amplificador es un complejo orgánico en una solución líquida o en una suspensión. La tinta adecuada y su concentración permite la producción de la luz láser, cerca del espectro visible; utiliza bombeo óptico. El más común es el de Rodamina GG, con longitud de onda de 200nm y su espectro infrarrojo es de 620nm.

Láseres Semiconductores: No se deben confundir con los de estado sólido. El dispositivo semiconductor son dos capas intercaladas de material semiconductor. Es un láser muy pequeño físicamente y en su energía. Ej. Láser Do:GA (Diodo:galio, arseniuro), con emisión de 846nm; es excitado por corriente eléctrica, puede ser pulsado o continuo.^{11,12}

I.5 COMPONENTES DEL SISTEMA LÁSER

Existen tres componentes importantes del sistema láser: componente óptico, mecánico y eléctrico.

Componente Óptico. Incluye la cavidad óptica, el tren óptico externo y sistema de distribución óptica.¹²

Cavidad Óptica. En ella está la fuente de energía, la creación de fotones, cavidad óptica, medio amplificador, espejos y lentes (Fig. I.3).

En la fuente de energía, la energía se dará por el bombeo, creando inversión de población. Para que éste estado se mantenga, se debe bombear dentro de la población atómica.

En la cavidad óptica se encuentra el medio amplificador (sólido, líquido o gas), estimulando y emitiendo fotones. Posee 2 espejos a los extremos esta cavidad, uno es 100% reflejante y otro parcialmente reflejante; ellos van a reflejar a los fotones,

activando al medio y estimulando a los demás átomos. Por un agujero pequeño en el espejo parcialmente reflejante, sale la energía de la cavidad con una longitud de onda, creando así el rayo láser (Fig.1.3).

Tren Óptico Externo. Consiste en una caja resonadora combinada con lentes y/o espejos y la propia constitución externa del tren. Según la dirección de estos elementos será la salida del rayo.

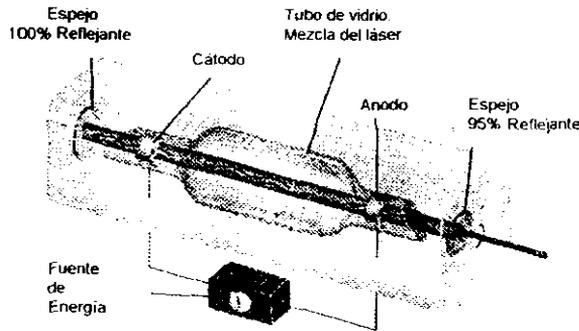


Fig. 1.3 Cavidad óptica en donde se encuentra el medio amplificador del láser, la creación de fotones, la fuente de energía, espejos y lentes.

Sistema de Distribución Óptica. Sirve para guiar el rayo láser desde la cavidad óptica hasta el sitio de aplicación. Existen dos sistemas:

Serie de tubos huecos articulados y unidos a espejos.

Guía de onda flexible o fibra óptica flexible.

Componentes Mecánicos. Comprende la consola, panel de control y mecanismos de enfriamiento.

Consola. Es un armazón donde se encuentran todos los componentes del láser.

Panel de Control. Sirve para seleccionar el nivel de funciones:

I. La potencia es medida en Watt (w) o miliwatt (mW) y la energía aplicada en Joules (J).

II. Se puede seleccionar el tiempo de exposición del rayo al tejido.

III. Forma de operación: ya sea continuo o pulsado.

IV. Todos los láseres tienen *Standby* (en espera) y *Ready* (listo). El primero es un mecanismo de seguridad, porque estando en uso el rayo, es inactivo; pero con el segundo, el láser se activa con un pedal.

Sistema de Enfriamiento. Es para evitar el sobrecalentamiento de la caja óptica. Comúnmente se utiliza aire y vapor de agua que proviene de la fuente de bombeo externo.¹²

Componentes Eléctricos. Se refiere a la fuente de poder que necesita 110-220 Volts y el aparato de activación (pieza de mano y pedal protegido por una caja de metal).

1.6 LÁSER DE CO₂ (Dióxido de Carbono)

Este láser produce un rayo invisible, con una longitud de onda de 10.6 μ m en el espectro electromagnético. Por tal motivo es considerado de alta absorción y es el indicado para procedimientos quirúrgicos.

Su medio activo es una combinación de carbono, nitrógeno y gases de He, siendo excitados por corriente eléctrica. Su sistema de penetración óptica es por medio de los brazos articulados unidos a espejos, que dirigen el rayo hasta los tubos de operación o puntas con lentes. Se dispersa mínimamente. Su poder de penetración es dado por la intensidad de energía y la duración de exposición. Cuando se desea cortar tejido, la energía es muy alta y requiere un tiempo de exposición muy corto. (Fig.III.2.A)

Especificaciones del equipo de CO₂

- ◆ Gases: Combinación de carbono, nitrógeno y de helio, siendo excitados por corriente eléctrica.
- ◆ Longitud de onda: 10.6 μ m
- ◆ Panel de control: Con microprocesador, tono audible. Los parámetros con que cuenta son Scan, Rayo, Medida, Densidad, Alineación.
- ◆ Patrones de tratamiento al usar Scan: cuadrado, hexágono, línea, paralelogramo, rectángulo, triángulo, con dimensiones de 6-22mm.
- ◆ Necesita 2 suministros de energía: Para la operación debe de tener un rango de 8 30kVolts y 0-30mAmps, y para el láser He-Ne, opera con rangos de 1.7-2.2kVolts y 5 Amps.
- ◆ Sistema de liberación: Pieza de mano con longitud de onda colimada.

Sistema de enfriamiento: Opera con agua ionizada, cuenta con un reservorio de agua y una bomba. Cuenta con un switch en caso de un mal funcionamiento de este sistema.

- ◆ Requerimientos eléctricos: 100-240VAC, 50/60 Hz
- ◆ Accesorios: Pieza de mano, micromanipulador, guía de onda, evacuador de vapores, Scan dérmico.

I.7 EQUIPO DE Er:YAG (Erbio: Itrio, Aluminio, Granate)

Está en el espectro infrarrojo con $2.94\mu\text{m}$, es invisible por lo que necesita He-Ne. Su energía liberada depende de la frecuencia y pulsaciones de 250nseg y las puntas de zafiro llegar a tener energía a $200\mu\text{seg}$. Su sistema de distribución óptica, consiste en conducir el láser desde la cavidad óptica hasta el tejido, por medio de la fibra óptica y micromanipuladores (puntas de zafiro)¹² (Fig. I.4).

Especificaciones del equipo de Er:YAG

- ◆ Cristal: Er: YAG (Erbio: Itrio, Aluminio, Granate)
- ◆ Longitud de onda: $2.94\mu\text{m}$
- ◆ Rango de pulsaciones: Repeticiones de 1-30Hz.
- ◆ Energía utilizada: 350mJ a 10 Hz, daño a 3 Watts
- ◆ Fibra óptica portátil
- ◆ Guía de Onda: Láser He-Ne color rojo.
- ◆ Sistema de enfriamiento: se utiliza agua desionizada con filtro de partículas. Se puede trabajar 2 a 15 minutos, donde se apagará automáticamente.³ (Fig. III.2.B)



Fig. 1.4 La distribución óptica consiste en conducir el rayo láser desde la cavidad óptica hasta el tejido. A) El equipo tiene una pieza de mano con contra-ángulo para tener un fácil acceso en la elaboración de las cavidades. B) Es una imagen de una cavidad realizada con este equipo. C) Son puntas de zafiro intercambiables de diferentes formas.

I.8 INTERACCIÓN DEL RAYO LÁSER EN LOS TEJIDOS

Se puede dar una de las siguientes posibilidades al ser aplicado el rayo láser sobre algún tejido.¹²

Reflexión. Depende del tipo de tejido y de su pigmentación. Los láseres de 50nm, se reflejan más; y en los pigmentos de color oscuros se reflejan los de nivel 1 000, teniendo alta absorción (Fig.I.5.A).

Absorción. Por la longitud de onda, la composición del tejido, pigmentación y contenido de agua en el tejido se puede establecer este punto. Cuando hay una alta absorción es por la poca penetración al tejido, y la baja absorción se da por una profunda penetración a una baja temperatura (Fig.I.5.B).

Dispersión. Es la desviación de la energía desde una referencia de origen. Si la longitud de onda está localizada en la región infrarroja, se dará dispersión mínima; si la luz es de la región visible, se dispersará más y la dispersión de los rayos UV es más constante.

La dispersión no se ve cuando se realiza una gran absorción; cuando el tejido tiene baja absorción la dispersión es grande (Fig. I.5.C).

Transmisión Es la capacidad de la energía que atraviesa al tejido. Depende del tipo de tejido y de la longitud de onda, la energía sólo actuará en el tejido específico según las características de absorción (Fig. I.5.D).

Estas cuatro características dependen directamente de la longitud de onda, considerándose incontrolables en los parámetros del sistema láser.¹²

Efecto Térmico en los Tejidos. Se da por el calentamiento de la estructura celular, viniendo desde el sistema de salida y la cantidad de carbonización del tejido.

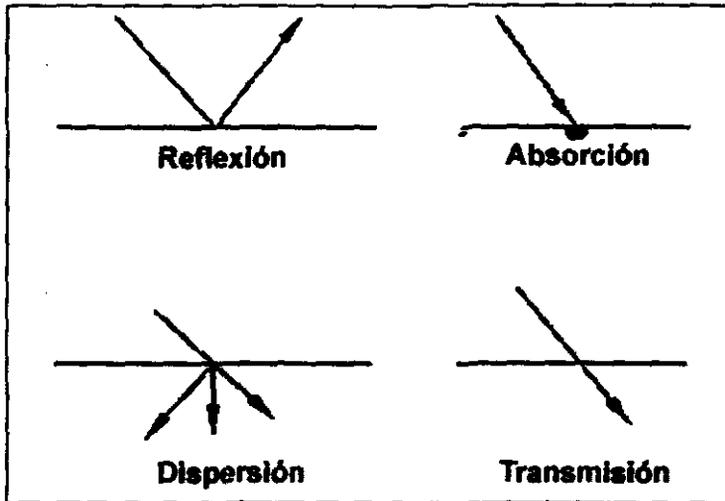


Fig. 1.5 Estas son las cuatro posibilidades que pueden producirse al interactuar el rayo láser sobre los tejidos. Dependen de la longitud de onda.

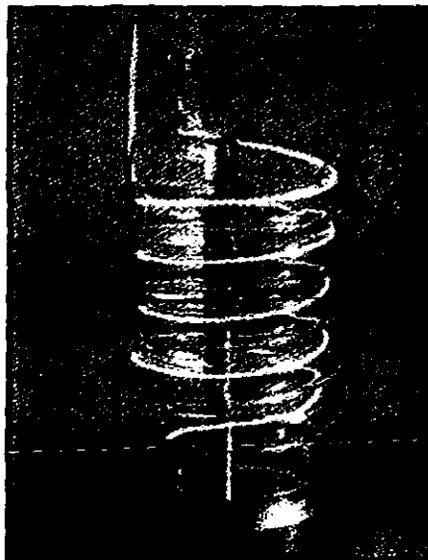


Fig. 1.6 Imagen del láser de rubí que diseñó T.H. Maiman para aplicarlo en el campo de la medicina.

El tejido removido depende de la longitud de onda, energía aplicada, tiempo de exposición, absorción, conductividad del tejido y del sistema de distribución (Tab.I.1).

I.9 APLICACIÓN DEL RAYO LÁSER EN ODONTOLOGÍA

A través del tiempo, el hombre siempre a descubierto avances en todos los campos laborales; esto sin duda lo ha llevado a puntos inimaginables. Como un ejemplo de esto es la aplicación del rayo láser en medicina por T.H. Maiman en 1960¹¹ (Fig. I. 6).

En cuanto a la práctica clínica odontológica, las investigaciones empiezan con Gordon (1964) y Stern et al. (1966), quienes establecieron el impacto que tiene el rayo láser sobre el diente y el comportamiento de la permeabilidad y solubilidad que adquiere después de ser irradiado el esmalte. Estos dos trabajos fueron el principio de trabajos importantes posteriores.^{14,15}

En los años 80's, el doctor mexicano Martínez Arizpe⁵, describe los 2 tipos de rayo láser que se utilizan en odontología: los terapéuticos y los quirúrgicos. Los terapéuticos, también son llamados suaves, se utilizan para la bioestimulación celular, desinflamación de tejidos y control del dolor. Los quirúrgicos o duros, se utilizan para tejidos blandos y duros, para remover tejido cariado, prevención de caries, grabado del esmalte, en procedimientos endodónticos (esterilización de conductos radiculares), así como en periodoncia (curetajes y alisado radicular, gingivectomías, gingivoplastías, alargamiento de coronas, frenilectomías, remoción de tejido de granulación), en procedimientos quirúrgicos (biopsias, eliminación de lesiones en lengua y mucosa bucal, úlceras aftosas, colocación de implantes de

titánio, cirugía preprotésica) y fotopolimerización de materiales estéticos.^{5,15-19} El rayo láser más utilizado para estos procedimientos es el de CO₂ (de onda continua), que fue desarrollado por Patel y colaboradores en 1964,¹⁵ el Nd:YAG (onda pulsátil), para coagular, vaporizar y cortar tejidos y el láser He-Ne, principalmente se utiliza como orientador de longitud de onda.^{5,15-19}

Se ha demostrado que la radiación láser, al interactuar sobre algún tejido, la interacción dependerá de la absorción, estructura química y cantidad de agua.^{12,15}(Tab.I.1)

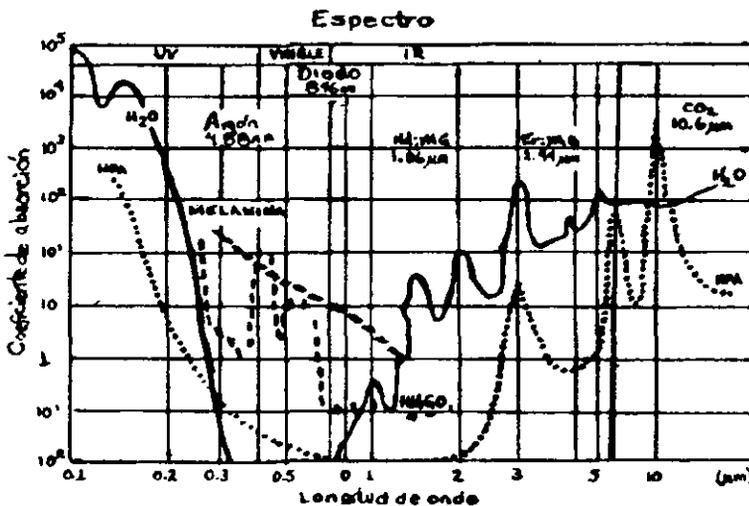


Tabla I.1 Al aplicar un rayo láser sobre algún tejido dependerá del agua contenida en él, ya que el coeficiente de absorción de este elemento es muy alto.

Los efectos que se producen sobre el esmalte dental, según Ferreira, et al(1992),⁷ dependerá de la densidad de energía y la orientación de los prismas del

esmalte.

Otros estudios concluyen que el esmalte irradiado tiene la capacidad de aumentar su resistencia a la disolución y a disminuir la desmineralización, por lo tanto, a la prevención del proceso carioso,⁹ influyendo de manera importante el tiempo de exposición y el número de pulsaciones empleadas.²⁰ Otras investigaciones revelan que al aplicar fluoruro estañoso después de interactuar el rayo láser, se obtiene mejores resultados en la prevención de caries, ya que la estructura adquiere un 30% más de resistencia.²¹ En otros estudios demuestran que, al ser aplicado el rayo láser como selladores de fosetas y fisuras para prevenir el proceso carioso, también se observan resultados satisfactorios.

La interacción que se da sobre la estructura dental es por microexplosiones, las cuales originan el desgaste y microespacios que son ocupados posteriormente, iónicamente; disminuyendo la permeabilidad,^{5,9,22-24} perdiendo agua, carbonatos y sustancia orgánica. Por lo tanto, en la estructura se observaron fracturas de 2 μ de profundidad y un aspecto "esmerilado".^{6,23,25-26} Se observa también la fusión de los cristales o ablandamiento de la estructura y estructuralmente cambia el tamaño del cristal y se pierde la estructura prismática.^{6,26,28} Se presume que estos cambios son por la generación de altas temperaturas, aunque su aplicación haya sido muy breve. Se considera que las temperaturas van desde 800° a 1280°C,^{6,7,26,28} por lo que puede alcanzar el punto de fusión de la hidroxiapatita. Por tal desventaja se sigue investigando en el diseño y para la construcción de un rayo láser que no provoque tal efecto.

Es hasta el 7 de mayo de 1997, cuando la FDA de Estados Unidos concede la

certificación al primer rayo láser dental para tejidos duros, indicado para la prevención de caries, preparación de cavidades (clase I, III,IV,V), grabado del esmalte, etc. Según C. Cozean et al (1997)¹⁰ y Gimble et al (1994),²⁹ demuestran que este sistema láser produce temperaturas de 3°C, debido a que cuenta con un sistema de enfriamiento (aire-vapor de agua), generando una buena penetración a los tejidos, y así poder elaborar cavidades similares a las hechas con la pieza de mano de alta velocidad.^{9,10,29,30} Otro dato importante de aplicación clínica es que, con dicho sistema láser, los tratamientos no necesitan la aplicación de anestesia; al menos en un 98%.^{10,31}

Existe comercialmente el sistema hidrocínético Er,Cr:YSGG (Erbio, Cromo: itrio, escandio, galio, granate), ofreciendo más ventajas que el Er:YAG; el cual tiene algunas restricciones con la aplicación en tejidos blandos. En cambio aquél se puede aplicar tanto en tejidos blandos como en tejidos duros.³²

Ventajas y desventajas del rayo láser en el campo odontológico

Dadas las características del rayo láser, en el campo odontológico, presenta las siguientes ventajas:^{9,12,15}

1. Permite realizar cirugías en un campo visible (Fig.1.7).
2. La aplicación del rayo sobre tejido suave, es limpio y preciso.
3. Una esterilización del campo operatorio.
4. Ahorro de tiempo operatorio, ya que los procedimientos se pueden realizar sin anestesia.
5. Al ser aplicados a pacientes ansiosos ante tratamientos operatorios, disminuye esta actitud, ya que el tratamiento con láser no produce dolor ni ruido.

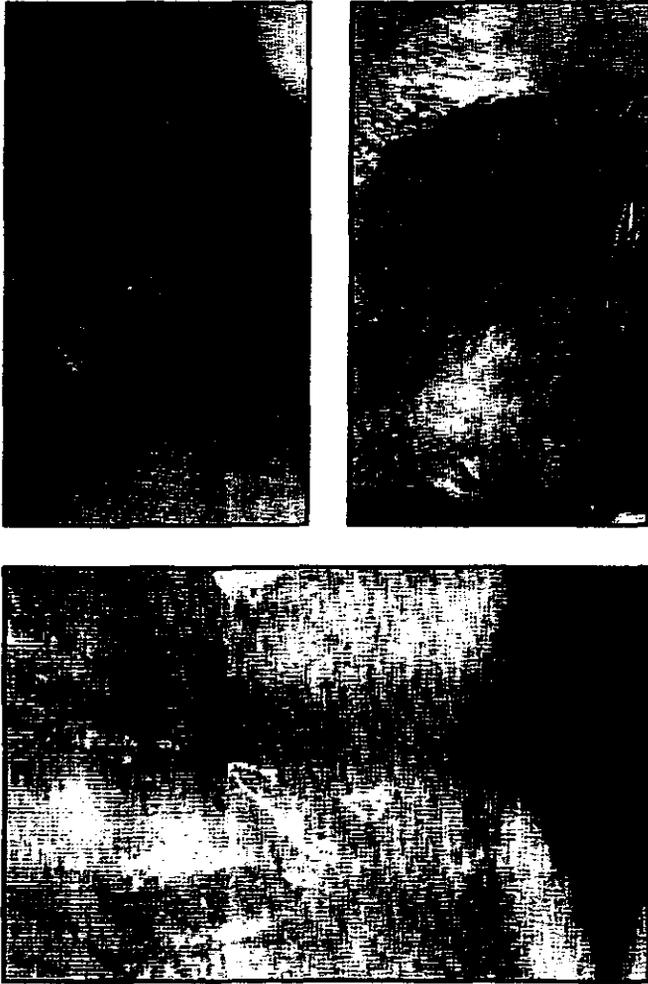


Fig. 1.7 Algunas de las ventajas que nos proporciona el láser dental son: al momento de realizar una cirugía en tejidos blandos, tenemos un campo operatorio visible, limpio y preciso, así como la esterilización de la zona. Las imágenes nos muestran la eliminación de un fibroma (A) En mucosa bucal, B) Después de la biopsia con láser no se colocaron suturas, C) El tejido un mes después del tratamiento con láser.

6. Los tiempos operatorios son menos dolorosos y más rápidos.
7. Se promueve más la odontología preventiva.
8. Las propiedades de las resinas compuestas polimerizables con láser, las propiedades del material se mejoran, y se ahorra tiempo de operación.

Las desventajas del uso del rayo láser en odontología son:

1. Por el costo elevado no es accesible a todos los profesionistas.
2. Aumento de temperatura al ser aplicado sobre los tejidos duros (esmalte dental), produciendo microfracturas y un posible daño pulpar.
3. Su aplicación requiere de ciertos conocimientos teóricos y prácticos sobre su funcionamiento.
4. Su uso solo se limita a la elaboración de cavidades pequeñas, de tamaño mediano y poco profundas.
5. No se puede elaborar preparaciones para tratamientos protésico (inlay y onlay).
6. No se pueden remover curaciones o restauraciones que permanecen en boca (cementos, amalgamas, etc.)

1.10 MEDIDAS PREVENTIVAS AL APLICAR EL RAYO LÁSER

El uso del rayo láser, tanto en medicina como en odontología, implica riesgos que se pueden prevenir con las siguientes medidas:^{12,15}

- a) Si estamos conscientes que se puede causar daños en boca del paciente, los riesgos oculares pueden ser mayores sino se usan lentes con filtros adecuados a la longitud de onda del láser empleado. Esta protección ocular debe ser aplicada para el operador, asistente y el paciente. El láser de Ar necesita lentes de seguridad de color verde oscuro, el láser Nd:YAG, CO₂, y Er: YAG requieren lentes de seguridad

claros.(Fig. 1.8)

b) No utilizar instrumentos metálicos o cromados, para evitar algún reflejo, por lo que se sugieren materiales opacos.

c) Es indispensable un mecanismo de extracción de humos, ya que el láser al estar en interacción con los tejidos, se producen vaporizaciones y algunos virus pueden transmitirse por tal forma.

d) El operador debe saber el tiempo y la capacidad adecuados al utilizar el rayo láser, para evitar algún daño al paciente.

e) Se deben colocar señalamientos y/o letreros de advertencia en las puertas para indicar los lugares donde se aplica.



Fig. 1.8 Algunas medidas preventivas que se deben de tomar en cuenta al momento de operar con el láser, son: protección de lentes con filtro para el operador, asistente y paciente. NO utilizar instrumentos metálicos.

I.11 SISTEMA LÁSER E INSTRUMENTOS ROTATORIOS

Como se pudo analizar, el sistema láser tiene algunas desventajas para la elaboración de cavidades, entonces tenemos que mencionar algunos aspectos que tiene la pieza de mano de alta velocidad al ser utilizada para tales fines.

Recordemos que desde la época Medieval (siglo XVI), Plinio, Galeno, Paré, Jean de Vigo, entre otros autores, han estudiado la fisiología dental.³³

Desde el siglo XVIII Fauchard determina ciertas características en la preparación de cavidades, agrupadas en cinco pasos:

1. Separar los dientes con limas para asegurar el acceso en cavidades interproximales.
2. Ensanchar la cavidad.
3. Remover del material extraño que está en la cavidad.
4. Retirar la dentina dañada.
5. Eliminar las partículas de la estructura dental con algodón.³⁴

Pasos para preparación de cavidades

Para el tratamiento de esmalte y dentina con procesos cariosos se deben seguir algunos pasos para la eliminación de tejido y preparación de cavidades, de acuerdo al Dr. Black:

Paso 1: Contorno de la restauración propuesta. Se debe imaginar la preparación terminada en el diente, en relación con sus límites, teniendo la necesidad de modificar la cavidad, en ciertos casos.

La fresa se utiliza para tener acceso a la cavidad, hasta obtener la profundidad deseada y efectuar cortes laterales en varias direcciones para obtener

la forma final.

Paso 2: Consideraciones sobre la resistencia y retención.

- a) La pared pulpar y gingival deberán ser planas para resistir fuerzas oclusales y las paredes adyacentes deberán tener ángulos rectos con respecto a las paredes oclusales, para que las restauraciones no se desplacen.
- b) Elaborar retenciones adecuadas para evitar que las restauraciones se muevan al ser sometidas a fuerzas de masticación.

Paso 3: Acceso para eliminar la dentina cariada y para colocar la restauración.

Se debe tener la visibilidad suficiente, desde el primer momento de estar eliminando el proceso carioso, de lo contrario, se tendría que eliminar más tejido del esmalte.

Paso 4: Eliminación de dentina cariada.

Paso 5: Refinamiento de la parte interna de la cavidad. Este paso se obtienen superficies precisas y bien cortadas.

Paso 6: Refinamiento de los márgenes de la preparación. Las ondulaciones o irregularidades que deja la fresa, deben reducirse, para dejar márgenes, ya sea con instrumentos manuales o rotatorios

Es muy importante mencionar que, todo esmalte sin soporte de dentina sana deberá ser eliminado, lo cual influirá en el contorno final de la preparación. Sin embargo, los fragmentos de dentina cariada bajo las crestas oclusales del esmalte no son evidentes, por lo que se tiene que realizar una inspección minuciosa, para poder excavar ese tejido ³⁴

Las restauraciones para lesiones profundas con un acceso oclusal mínimo, requieren de diseños de cavidades restringidos, al eliminar solamente el tejido

cariado y al esmalte sin soporte de dentina, es decir, la preparación se restringe a la forma del proceso carioso.³⁵ En este caso resulta útil el sistema láser. Para su restauración se utilizan composites fluidos combinados con materiales de viscosidad normal. Nos referimos al uso de Tetric Flow y Tetric Ceram.³⁶

Las características de los nuevos materiales para la restauración obligan a cambiar las preparaciones clásicas (que ya fueron mencionadas) por lo que, los conceptos fundamentales dan paso a nuevas técnicas de tallados y las formas de realizarlos. Por ejemplo, una preparación para una incrustación- puente, será:

1. Evitar ángulos y márgenes internos marcados y redondeados, evitando socavados. Evitar áreas retentivas o eliminarlas si se han producido.
2. En las cajas proximales, evitar hombros biselados o filos de cuchillo ya que no deben quedar paredes demasiado lisas, por lo que se debe evitar fresas diamantadas con grano fino.
3. Considerar un espacio adicional para conseguir la estética óptima y la resistencia intracoronal. Los márgenes deben quedar fuera de impactos oclusales.
4. Elaborar un istmo de no menos de 1.5 mm en la preparación para inlays.
5. Evitar profundidades menores a 1.5 mm.
6. Mantener márgenes gingivales o supragingivales.
7. Las paredes axiales deberán ser ligeramente más divergentes (8°) para facilitar la inserción o eliminación de la restauración.^{36,37}

Todos estos pasos no se pueden realizar con el sistema láser.

Para éste tipo de preparación está indicado el uso de una restauración con cerámicas optimizadas con polímeros (Cerómero) y con una fibra impregnada de

composite, es decir, del sistema Targis-Vectris.³⁸

Instrumentos rotatorios para la elaboración de cavidades

Durante mucho tiempo no se contaba con un instrumento idóneo para el desgaste y la eliminación de tejido cariado; sin embargo con la pieza da mano de alta velocidad, junto con las fresas de tungsteno, carburo y diamante, el esmalte se puede cortar y modelar, incluso cortar o pulir otros materiales como la resina, porcelana y metales, aunque hay que considerar el uso de instrumentos manuales como los excavadores.

Hasta la fecha, todas las preparaciones de cavidades dentales, así como el perfeccionamiento y uso de nuevos instrumentos, como es el caso del rayo láser dental, no descarta la necesidad de los instrumentos convencionales.

Características de instrumentos rotatorios

La pieza de mano de alta velocidad es un instrumento eléctrico o neumático que sirve como propulsor de la fresa de alta velocidad. Ellas son impulsadas por turbinas de aire, con diámetros de 1/16 in. y sujeta a un mandril.

Su velocidad es de 19,000-30,000 r.p.m.

El ruido que produce, debe ser menor a 70 decibeles a 30 cm. de distancia.

Cuenta con una refrigeración agua-aire constante sobre la fresa.³³

Debe ser esterilizable y/o desechable (NOM)

Ventaja: Se emplea menos fuerza sobre la pieza a tratar.

Desventaja: Pérdida del tacto.

Las fresas dentales, son instrumentos para desgaste que pueden girar en cualquier dirección. Tienen partículas de diferentes tamaños de diamante, granate

o arena. Una característica deseable de un instrumento cortante es la de ser más duro que la sustancia a tallar.

Presentan hojas metálicas cortantes, girando en forma contraria a las manecillas del reloj.

Generación de calor y lesión térmica

Si el corte es continuo de la fresa en largos periodos de trabajo, se produce calor, provocando alguna irritación pulpar. Si la fresa que se está utilizando no cuenta con filo, la generación de calor aumenta. También, es importante mencionar que, la velocidad de rotación es tan importante como la presión aplicada al instrumento giratorio o manual.

Refrigerantes

El objetivo de uso de un refrigerante es reducir el calor generado y aumentar la velocidad de corte, así como la eliminación de tejido.

El cirujano dentista cuenta con tres tipos de refrigerantes:

1. Chorro de agua, es el más eficaz. Su desventaja es que disminuye la visibilidad.
2. Aire-agua
3. Aire solo.

La norma es hacer cortes separados por intervalos de segundos.

Separar la fresa del diente, intermitentemente durante pocos segundos.

Aunque la temperatura se mantenga baja, una aplicación prolongada causa mayor daño pulpar, que si se aplica mayor temperatura durante tiempos cortos.²

CAPÍTULO II

MICROSCOPIA FOTÓNICA Y ELECTRÓNICA

En este capítulo analizaremos algunos conceptos de microscopía para entender su mecanismo de acción y la forma en la cual va a interactuar con la muestra; esto es con el fin de interpretar los resultados que estos métodos nos proporcionan.

II.1 MICROSCOPIO FOTÓNICO (M/F)

En 1590 Zacharias Janssen de Middleburg, fabricante de anteojos inventa el primer microscopio fotónico con una lente convergente y una lente divergente. En 1610 Galileo lo utilizó con propósitos científicos y en 1611 Kepler utilizó dos lentes convergentes. Estableciendo de esta manera las bases de un microscopio compuesto. En 1665 Robert Hooke publica "Micrographia" en donde estudia las fibras de algodón (Fig. II.1) y de esta manera da inicio la observación microscópica. Anton Van Leeuwenhoek describió con dibujos sus observaciones y fabricó más de 250 microscopios que consistían en lentes montados sobre bronce y plata, con aumentos de 200 a 300 veces.

El microscopio actual alcanza de 1000 a 3000 aumentos y se caracteriza por utilizar luz visible para crear una imagen del objeto. Se compone de dos o más lentes, lo que lo distingue de la lupa común, que tiene una sola lente. El microscopio compuesto consiste en dos sistemas: El mecánico y el óptico.

Sistema mecánico: Este sistema consta de un armazón con un soporte que sostiene el sistema óptico, consta de una columna apoyada sobre un pie.

La columna sostiene un tubo cilíndrico y una platina cuadrada o rectangular que tiene en su centro un orificio de un centímetro de diámetro aproximadamente, el microscopio puede contar con una fuente de luz eléctrica que dirige la luz a través de la muestra.

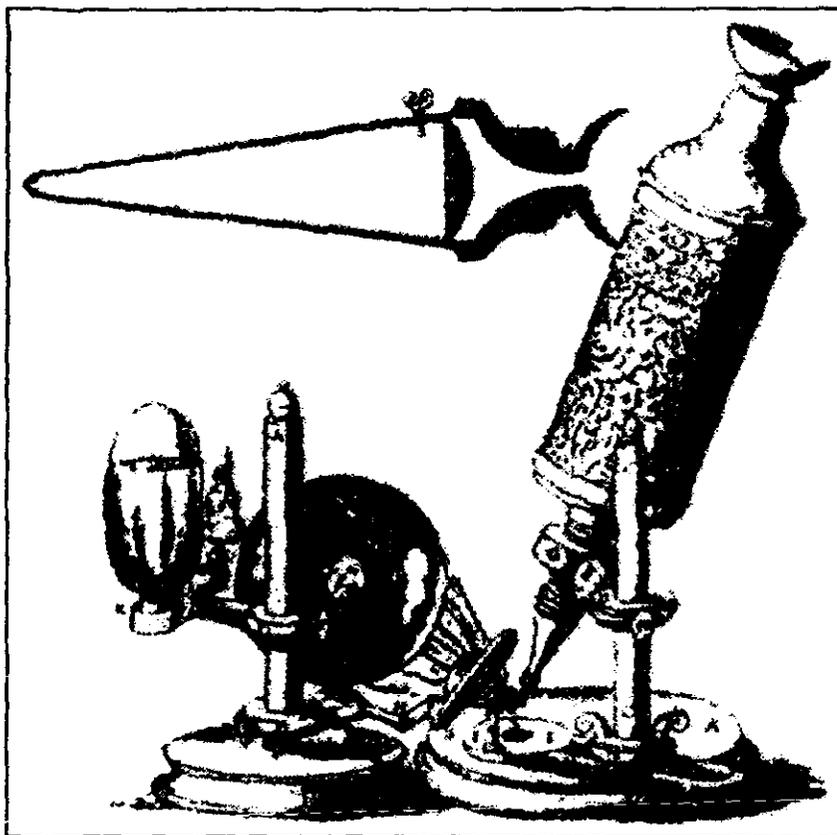


Fig. II.1 Microscopio compuesto usado por Robert Hooke que consiste en dos lentes plano convexas.

Sistema óptico: Constituido por lentes en el objetivo y en el ocular, montados en extremos opuestos de un tubo cerrado.

Las lentes de los microscopios están dispuestas de forma que el objetivo se encuentre en el punto focal del ocular de tal manera que cuando se mira a través del ocular se ve una imagen virtual aumentada de la imagen real. El aumento total del microscopio depende de las longitudes focales de los dos sistemas de las lentes.

El ocular aumenta el tamaño de la imagen que el objetivo ya ha aumentado. El objetivo está compuesto por lentes que crean una imagen real aumentada del objeto, su función es colocar una imagen aumentada del objeto en un punto más cercano que la longitud focal del ocular, las longitudes focales menores producen ampliificaciones mayores.

La fotomicroradiografía consiste en fotografiar objetos a través de un microscopio. Esta se encuentra montada por encima del ocular del microscopio, la cámara suele carecer de objetivo, ya que el microscopio actúa como tal.

Los microscopios de investigación cuentan con tres o más objetivos montados en un cabezal móvil que permite variar la potencia de aumento.^{39, 40, 41}

II.2 MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO (MEB)

En 1920 se demostró, que la trayectoria de los electrones al pasar por una bobina de corta deflexión magnética, producía el mismo efecto que el de una lente enfocando así un haz de electrones. Esto llevó a los ingenieros Max Knoll y Ernst Ruska a construir el primer microscopio electrónico en 1931, utilizando el principio establecido en 1924 por Louis De Broglie, quien enunció que los electrones tienen

características similares a las ondas luminosas. Davisson y Germer lo comprobaron experimentalmente al formar los anillos de difracción de electrones.

En 1899 Bush utilizó una lente electrónica. Garbor en 1927 aumentó considerablemente la curvatura de las líneas de fuerza y acortó la bobina. En 1931 Ruska y Knoll constituyen el primer prototipo de microscopio electrónico, empleando lentes magnéticas, aumentando el trayecto de las líneas de fuerza que circulan dentro del hierro y así reducir su dispersión. En 1934 Ruska construyó lentes similares a las que actualmente componen a los microscopios electrónicos. En 1938 Manfred Von Arden construye un microscopio electrónico y se distribuyó comercialmente en 1965 por la "Cambridge Instrument Company". Su función es estudiar la superficie de los sólidos como se hace con el microscopio óptico, pero con mayor interacción de los electrones con la muestra (Fig II.2). Podemos estudiar en este microscopio la orientación cristalina, composición química, estructura magnética, potencial eléctrico y conductividad de la muestra. Este microscopio vino a revolucionar la ciencia que hasta entonces se auxiliaba del microscopio fotónico que tiene una resolución reducida comparada con la alcanzada por el microscopio electrónico.^{2, 39, 40, 42, 44, 48}

El microscopio electrónico permite formar imágenes detalladas de la topografía de la muestra en donde el haz se mueve y detecta en cada zona una intensidad de electrones secundarios, las microfotografías permiten una profundidad focal considerable.^{47, 48}

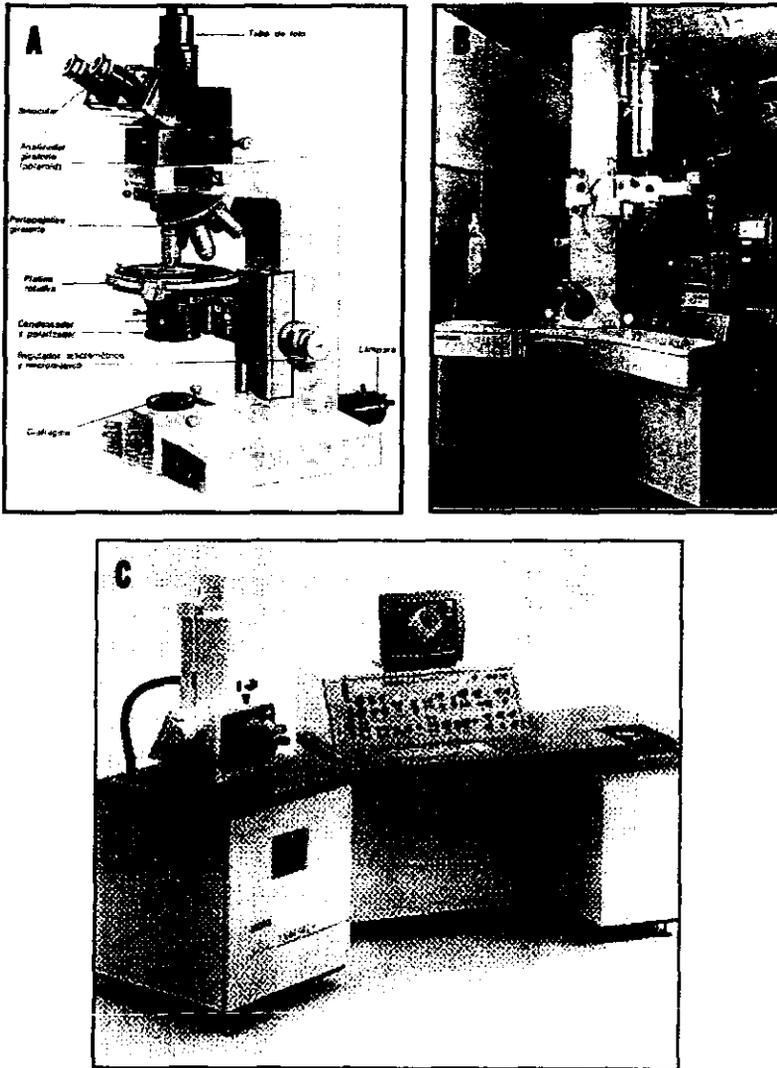


Fig. II.2 A) Microscopio fotónico (M/F), B) Microscopio electrónico de transmisión (MET). C) Microscopio electrónico de barrido (MEB).

II.3 MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE TRANSMISIÓN (MET)

Los microscopios electrónicos constan esencialmente de tres partes: Sistema óptico, Sistema de vacío y Sistema eléctrico.

Sistema óptico: Se compone del cañón electrónico (filamento, cilindro Wehnelt y ánodo acelerador). Lentes condensadoras, aberturas de iluminación, lente objetiva, abertura de contraste, lentes intermedia, protectora, pantalla fluorescente y cámara fotográfica, los cuales describiremos a continuación:

Cañón electrónico: En él se encuentra la fuente de emisión de electrones y consta del filamento, cilindro Wehnelt y ánodo acelerador. (Fig. II.3)

Filamento: Es la fuente del haz de electrones los cuales se producen al recibir una corriente que calienta la resistencia con lo cual emite electrones por termoemisión; está fabricado de tungsteno.

Cilindro Wehnelt: Es un cilindro conductor y de control cuyo potencial es negativo al filamento y su función es de una lente electrostática que produce concentración de electrones (Crossover) en un punto por debajo del cilindro con un diámetro menor que el del filamento.

Anodo acelerador: Electrodo situado por debajo del cilindro Wehnelt. Su potencial es positivo de miles de volts con respecto al filamento que es del orden de 40 a 100 Kv en los microscopios más comunes y de 400 Kv en los más actuales. Su función es acelerar los electrones a cierta energía, que se mantienen hasta interactuar con la muestra.

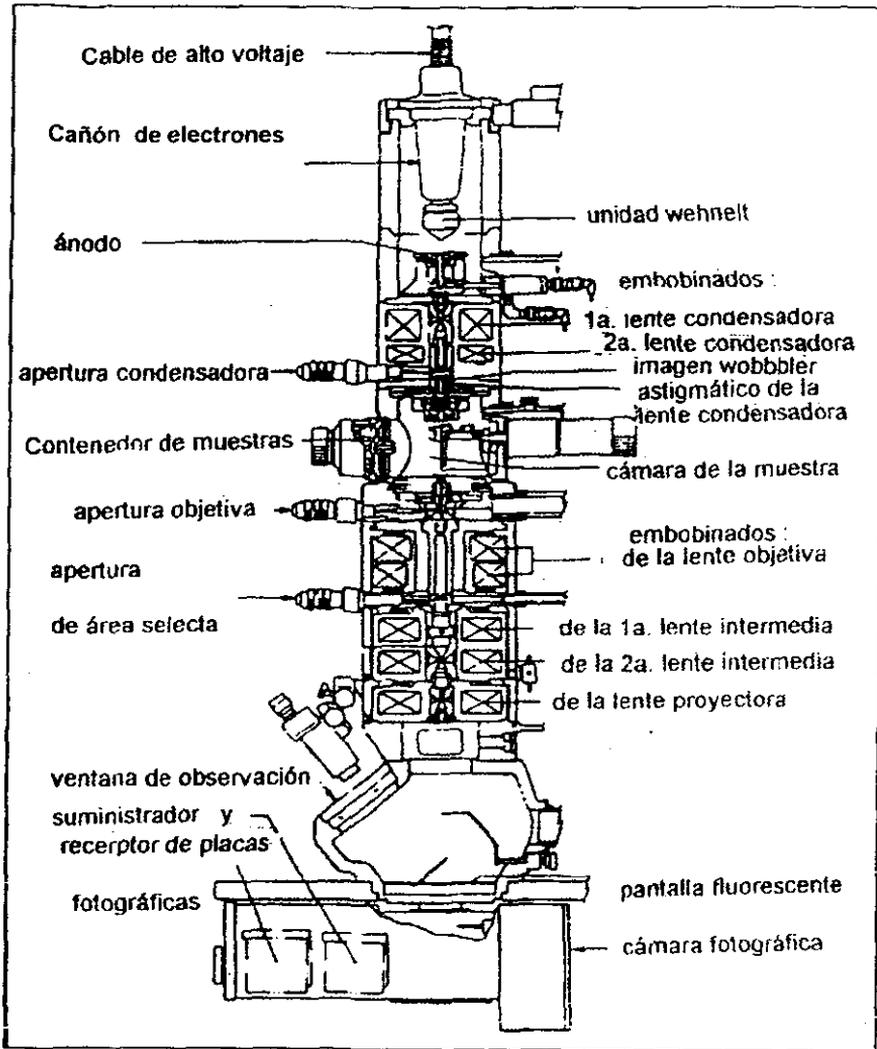


Fig. II.3 Columna del Microscopio electrónico de transmisión

Lentes condensadoras y aperturas de iluminación (apertura del condensador): Tienen un diámetro de apertura del condensador que varía de un equipo a otro con un rango de 40 a 100 μm . Su función es iluminar la muestra mediante los controles externos en la columna del microscopio. Esta operación permite obtener un haz electrónico lo más homogéneo posible ya que se obstruye al paso de electrones que se han desviado bastante del eje óptico y reduce mucho la aberración cromática.

Lente objetiva y apertura de contraste: Cuando el haz de electrones interacciona con la muestra, parte del haz pasa a través de ésta y otra fracción es dispersada.

Los electrones dispersados llegan a la pantalla fluorescente del microscopio donde se observaría una imagen borrosa de la muestra, y perdería el contraste. La apertura de contraste u objetiva detiene estos electrones dispersados y permite el paso solamente de los haces difractados y del haz transmitido. Sus diámetros son del orden de 0.01 y 0.1 mm, pudiéndose seleccionar por el operador, se situará en el plano focal de la lente objetiva

La lente objetiva obtiene la primera imagen ampliada de la muestra y se construye con perfección y es la que determina el poder de resolución del microscopio

Lentes intermedia y proyectora: Obtienen en aumento final de la muestra en la pantalla fluorescente. Estas lentes no tienen que ser de tan alta calidad como la objetiva porque no aumentará la imagen, estas lentes junto a las objetivas obtendrán ampliaciones de aproximadamente de 8,000 a 200, 000 x. (Fig. II.4)

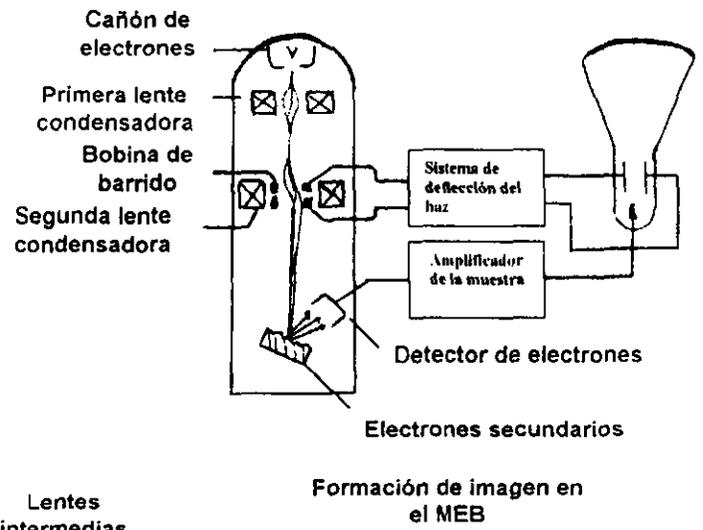
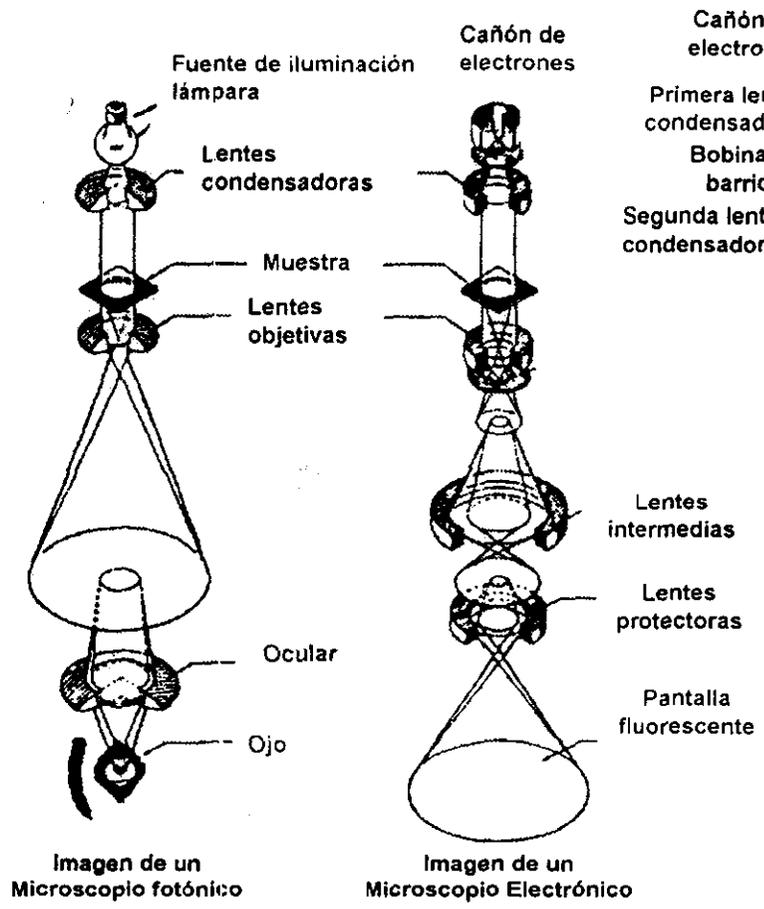


Fig. II.4 Esquema que muestra las características del microscopio fotónico y los microscopios electrónicos, así como la formación de imágenes.

Pantalla fluorescente: Es una placa recubierta de una sustancia electron-sensible de "Sulfuro de zinc" que se ilumina al interactuar con los electrones (similar a un tubo de rayos catódicos con la pantalla de un osciloscopio) al chocar contra la pantalla debido a que los cristales son fluorescentes emiten luz visible, la cual es percibida por el ojo humano. Es de color verde normalmente.

Cámara fotográfica: Se coloca debajo de la pantalla fluorescente. Su posición permite que los electrones puedan llegar a la placa fotográfica ya que el microscopio tiene un manipulador externo que permite levantar la pantalla fluorescente.

En el MEB, el haz al ser enfocado en un área de la muestra detecta una cantidad de electrones secundarios los cuales arrojan una información topológica de la muestra. Las bobinas de barrido son la sección transversal del haz y tienen un diámetro de 10 a 20 nm; su función es barrer la muestra. La imagen es formada al detectar los electrones secundarios, los cuales son conducidos por medio de detectores y su función será modular la polarización de la rejilla de un tubo de rayos catódicos es decir un monitor de T. V. Los puntos representados en la imagen son el resultado del análisis topográfico de la superficie. Entonces podemos definir que la imagen es el resultado de un mapa de las intensidades de los electrones emitidos por la superficie de la muestra. El voltaje esta dado por 10, 15, 20, y 25 Kv. La fotografía es un método tradicional y su ventaja es que se toma externa al sistema de vacío del microscopio eliminando contaminaciones, así como fotografía instantánea obtenida de la imagen congelada de la pantalla.^{42, 43}

Sistema de vacío: Consta de una bomba mecánica y una bomba difusora, lo cual permite que la columna alcance un vacío mínimo de 10^{-7} Torr (1 Torr = 1 mm de Hg). De no contar con este intervalo de vacío el haz electrónico se pierde en el aire fácilmente (por que interactúan con las moléculas del mismo), perdiendo partículas cargadas "iones" y esto genera dispersión y reducción de energía. Por otro lado el filamento en presencia de oxígeno del aire se quemaría rápidamente.

Sistema eléctrico: En esencia se compone del sistema de alto voltaje, las fuentes de corrientes e interruptores.

La estabilidad de la fuente de alto voltaje no debe ser menos de 10^{-5} V y la corriente en las lentes de 10^{-6} A, esto evita aberración cromática de las lentes.

El alto voltaje calienta el filamento de tungsteno hasta la incandescencia y oscila entre 2-3 volts, produciendo una brillantez de 5×10 amp/ cm.^{42, 43, 44, 45, 46}

II.4 CONCEPTOS BÁSICOS DE MICROSCOPIA ELECTRÓNICA

Resolución: Es la mínima distancia de separación entre dos puntos que un instrumento puede discernir. Si la distancia entre los dos es menor que la resolución, entonces los objetos aparecerán como una sola mancha difusa. (Fig II.5) Si la distancia entre los dos puntos es mayor que la resolución, éstos aparecerán separados y bien definidos. Existen factores como la difracción, aberración y ruido que limitan la resolución. La difracción provoca alrededor del punto un disco de confusión (disco de Airy) el cual representa el efecto de la difracción de las lentes y de las aperturas presentes en el sistema óptico.^{41, 42}

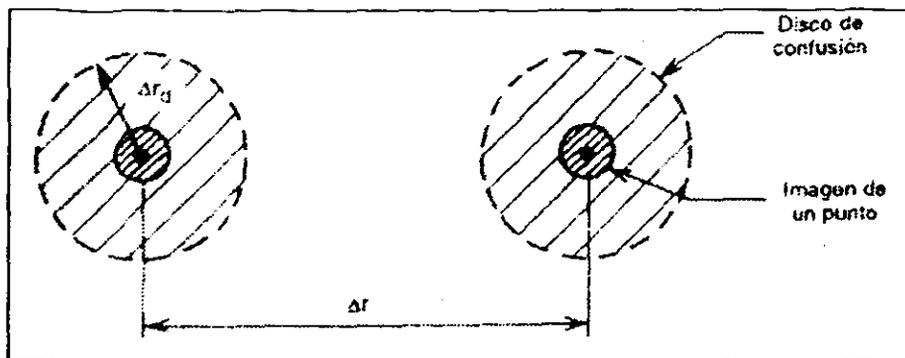


Fig. II.5 Representación esquemática de la resolución.

Interacción del haz electrónico con la muestra: Para interpretar las imágenes creadas por la interacción de los electrones de alta energía y los átomos de la muestra es necesario identificar las señales producidas descritas a continuación: (Fig II.6)

- a) **Electrones secundarios:** Son aquellos que emergen de la muestra con energías de 50 eV; estos electrones que al final de sus trayectos alcanzan la superficie con menor energía que la inicial, se usan como señal para producir imágenes en MEB de la topografía y densidad de la superficie de la muestra.
- b) **Electrones retrodispersados:** Son los electrones reflejados por la muestra, su energía es cercana al haz incidente. Son menos numerosos y también informan de la topografía de la muestra. (Fig. II.7)
- c) **Electrones absorbidos:** Pierden energía y no pueden salir de la muestra, se detectan al colocar electrodos a la muestra, con un amplificador de la

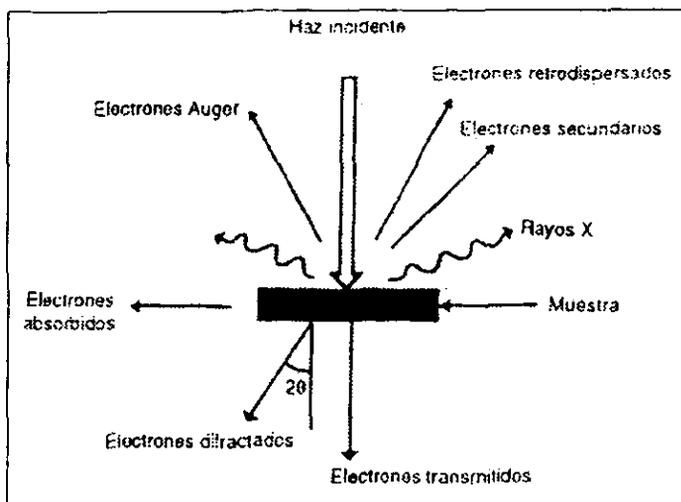


Fig. II. 6 Interacción del haz electrónico con la muestra.

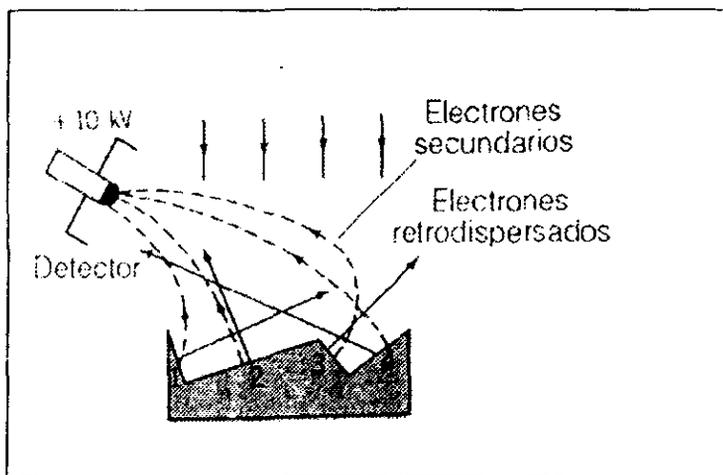


Fig. II.7 Interacción del haz con la muestra en un microscopio electrónico de barrido

corriente absorbida. Con ellos se puede observar la resistividad de la muestra.

- d) **Electrones Auger y los rayos X característicos:** se producen por el bombardeo de electrones a la muestra. Se generan cuando los electrones del haz incidente chocan contra los electrones ubicados en los orbitales de los átomos de la muestra y son expulsados de su órbita creando un espacio vacío. Los rayos X resultan de la transición de electrones de otros niveles a los espacios vacíos de un nivel más interno. Estos rayos X son únicos de cada elemento, por lo que nos dan una información de la composición química de la muestra.

Electrones que atraviesan la muestra y son utilizados en el MET:

- e) **Electrones transmitidos:** pasan la muestra sin desviarse en su dirección incidente
- f) **Electrones difractados:** son desviados de la dirección de incidencia.

Estos dos tipos de electrones al atravesar la muestra informan sobre la estructura de la muestra. Si se enfoca el plano focal observamos un arreglo de puntos luminosos que representan el patrón de difracción de electrones donde el punto más intenso representa al haz transmitido y los puntos que lo rodean, a los haces difractados.

Microanálisis: El microanálisis es una técnica que permite correlacionar el análisis químico y la microestructura de la muestra, proporcionando datos cuantitativos de los elementos componentes de la muestra. El principio radica en la emisión de rayos X generada por la muestra al interactuar con el haz

electrónico, donde se realiza la colisión de electrones, al sacar un electrón de la capa interna del átomo. La emisión de fotones produce un espectro característico de rayos X; los electrones emitidos son electrones Auger (1925), estos dos fenómenos crean energías características de los elementos químicos que los emitieron.

Rayos X característicos

La radiación electromagnética tiene una región en el espectro electromagnético. El átomo se encuentra en su "estado base" cuando su energía total es mínima. Cuando los electrones son movidos en los niveles de energía dejan un hueco en un nivel inferior, entonces se dice que el átomo se encuentra "excitado".

El haz que excita a un átomo debe tener energía mayor a la crítica para sacar un electrón de un nivel dado, la cual es llamada; energía crítica o borde de absorción.

Existen cuatro técnicas de análisis químico en el intervalo de micrómetros, son cualitativos y cuantitativos:

Microsonda electrónica; mide la intensidad y longitud de onda de la radiación característica de un elemento. Se compone de dos tipos de espectrómetros;

1) El espectrómetro de dispersión de energía (EDS). Se usa un detector de estado sólido colocado cerca de la muestra. Al momento de interaccionar con los rayos X, se produce un pulso eléctrico proporcional a la energía del rayo X característico. Si se sabe el número de pulsos y su intensidad se puede medir

la energía de los rayos X y la composición química de la muestra, permite detectar elementos de poco peso atómico hasta elementos muy pesados.

2) Los dispersores de longitud de onda (WDS) analiza la composición química difractando la radiación utilizando la ley de Bragg y la geometría detector-contador.

Campo claro y campo oscuro: La imagen de campo claro es producida en el MET al dejar pasar el haz transmitido donde se han excluido los haces difractados, los cuales se observan como zonas oscuras en la imagen.

El campo oscuro, entonces, se refiere a la imagen formada por el haz difractado y la imagen mostrará, predominando entonces la imagen oscura.

Índices de Miller: Describen por medio de símbolos la orientación en los cristales en forma tridimensional e identifican sus planos y direcciones cristalográficas.

Los índices de Miller para planos cristalográficos se obtienen de la intersección que forman los planos con los ejes coordenados, pero en este caso éstos son proporcionales a sus recíprocos. Los índices de Miller son números enteros, los más pequeños que tengan la misma relación que estos recíprocos. Los cristales se organizan en celdas unitarias las cuales se colocan unas junto a otras sin cambiar su orientación formando una red cristalina, existen siete sistemas cristalinicos: triclínico, monoclínico, ortorrómbico, trigonal, tetragonal hexagonal y cúbico.

La celdilla es un paralelepípedo que para describirlo requiere de tres longitudes y de tres ángulos en el sistema triclínico simétrico más pequeño.

Las direcciones se denotan [uvw] y los planos por (hkl) en un sistema de coordenadas (Fig. II.8). El procedimiento para establecer y asignar los índices de Miller, es el siguiente:

1. Se miden las distancias de un punto a otro, denominados punto R1 y R2, respectivamente, los cuales separan al punto central (haz transmitido) de los dos puntos más cercanos G1 y G2.
2. La constante de cámara λ (que se obtiene con el voltaje del microscopio) se convierte a distancias interplanares d_1 y d_2 . Se checan las tablas interplanares y se eliminan todos los planos que se encuentren muy alejados.
3. Se mide el ángulo alfa que hay entre los puntos elegidos y se compara con los ángulos de las tablas, y quedan sólo 2 o 3 familias que se acoplan tanto a las distancias como a los ángulos.
4. Se suman los vectores de los planos, se compara el valor obtenido con la distancia del punto central a los puntos G1 y G2, y se eliminan las combinaciones para que quede sólo una.

Para seleccionar la dirección del haz, se efectúa el producto vectorial entre dos puntos del patrón de difracción. La dirección perpendicular al plano de red recíproca (la fotografiada) es casi paralela a la dirección del haz, siendo los ángulos muy pequeños. Existen programas computacionales que calculan las distancias interplanares, como son el MACTEMPAS, ALAEP e INXPAN, que facilitan estos cálculos.^{42,49}

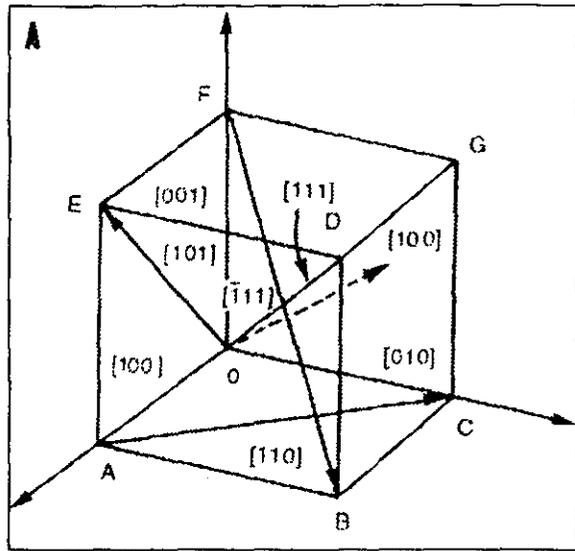
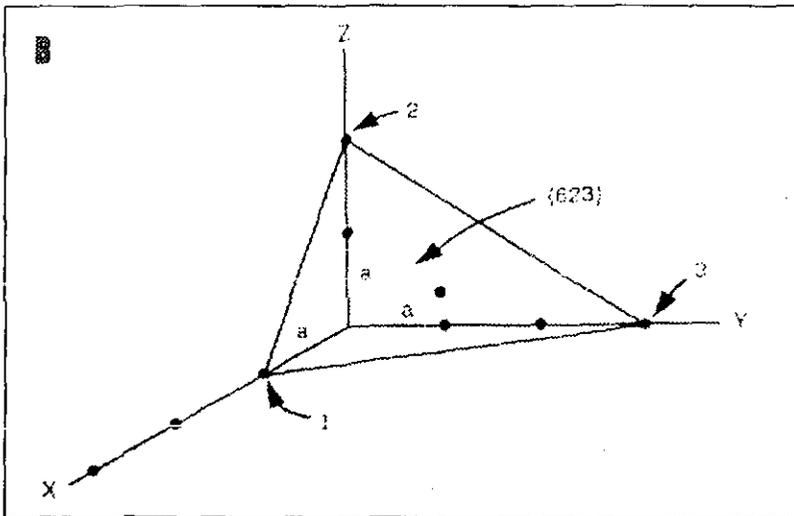


Fig. II.8 Índices de Miller. A) Se muestran las direcciones de los planos en un cubo.



B) Representación en el sistema cartesiano del plano (623)

Difracción de electrones: Los patrones de difracción constan de un arreglo de puntos, con formaciones y configuraciones de acuerdo a las orientaciones de los cristales.

En 1665 Grimaldi, Huygens (1690) y Young (1807) hasta Rowland (1881) y Kirchhoff (1876) consolidaron la naturaleza de la radiación de los rayos X. En 1924, L. de Broglie asocia al electrón con un movimiento ondulatorio. El patrón de difracción se compone de un arreglo de puntos que forman una figura geométrica, producida por el choque del haz de electrones con los átomos de la muestra. El haz se difracta debido a las vibraciones de los distintos puntos de la superficie de la onda. Las ondas siguen una relación en su dirección.^{39, 49} (Fig. II.9)

Ley de Bragg: En la difracción existe una relación entre la dirección del haz incidente y la orientación del cristal con la dirección de difracción, la cual condiciona la interferencia constructiva de la radiación incidente después que ha interactuado con la muestra, lo cual podemos representar de la siguiente forma:

$$2d \operatorname{sen} \theta = n\lambda$$

donde d es la distancia entre los planos de la red en la dirección de incidencia y θ es el ángulo entre el haz incidente y la superficie del cristal

La interferencia constructiva entre los rayos AC y DF (Fig. II.9) se da cuando la diferencia de caminos ópticos de la radiación dispersada por planos sucesivos es un múltiplo entero n de la longitud de onda: el rayo DF recorre una distancia mayor, por $GE + EH$, que el rayo AC y por lo tanto la diferencia de distancias recorridas es

$$2d \operatorname{sen} \theta.$$

La reflexión de Bragg sólo ocurre para longitudes de onda tales que $\lambda < 2d$. En los sólidos cristalinos d es del orden de angstroms y esto explica porque la luz visible no presenta difracción de éstos.⁴²

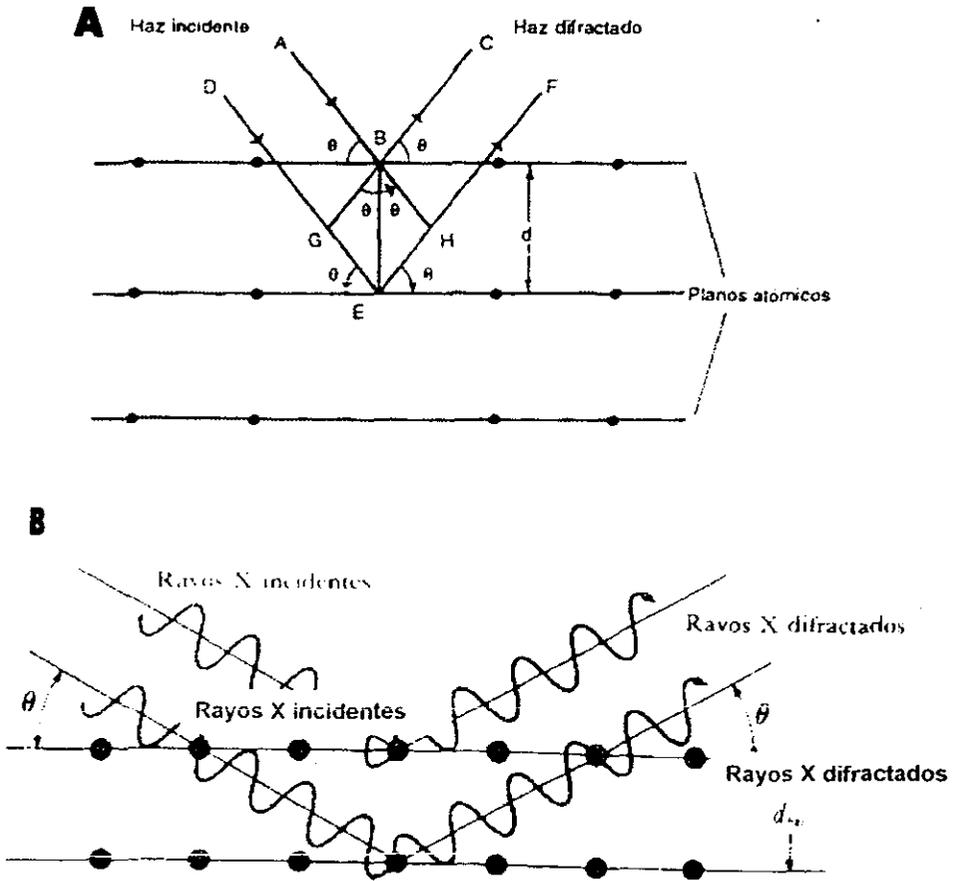


Fig. II.9 Esquema que representan la Ley de Bragg, A) Arreglo geométrico. B) Interferencia constructiva.

CAPÍTULO III

DESARROLLO EXPERIMENTAL

En este capítulo describiremos, en forma sencilla, el método experimental que realizamos para obtener las muestras para MEB, MET y M/F. Así como el procedimiento seguido para producir las muestras irradiadas con láser.

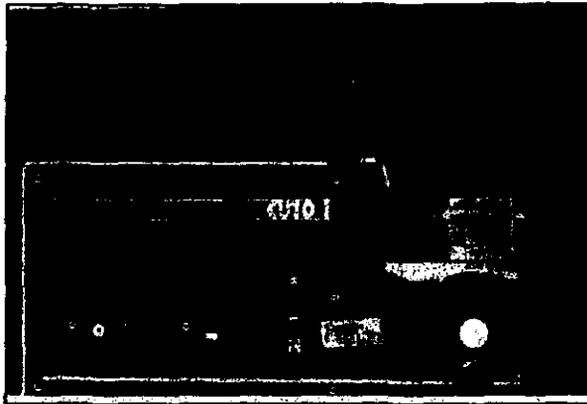
III.1 TIPO DE MUESTRA

Se utilizaron dientes sanos, obtenidos por extracción indicada y recolectados en la clínica de exodoncia de la Facultad de Odontología de la UNAM. Una vez extraídos, se lavaron con agua corriente y se colocaron en agua destilada. Posteriormente se trasladaron al Instituto de Física de la UNAM para obtener muestras en forma de paralelepípedos, los cuales serían irradiados en la clínica con los diferentes equipos láser.

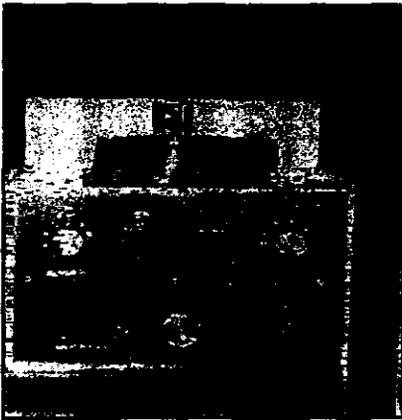
III.2 PREPARACIÓN DE MUESTRAS

El esmalte dental se obtuvo de cortes en las coronas dentales en sus caras proximales y en sus tercios medios, realizados con una cortadora (Marca Jean Wirtz) y disco de diamante de 3x4 pulgadas de diámetro. De esta forma se obtuvieron paralelepípedos de esmalte con dimensiones de 3x 4x 1 mm. Estos paralelepípedos se pulieron a espejo con un pulidor, (Marca Buehler. Minimet) usando paños y alúmina. Posteriormente se atacaron con ácido fosfórico al 20% por 60 segundos con la finalidad de revelar el arreglo prismático de la superficie^{50, 51, 52} (Fig. III.1).

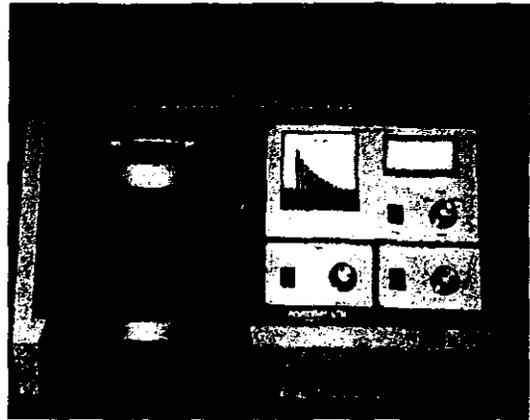
Los paralelepípedos se lavaron con agua bidestilada y fueron observados en el microscopio fotónico para testificar su calidad y ausencia de daños producidos por



Cortadora marca Jean Wirtz.



Pulidor marca Buehler Minimet



Evaporadora marca Ernest F. Fullam.

Fig. III.1 Equipo utilizado en la elaboración de las muestras.

el método de preparación y se sometieron a diferentes tipos de ataques con rayo láser que se describen a continuación.

III.3 ESMALTE IRRADIADO CON LÁSER DE CO₂

Una vez obtenidas las muestras de esmalte se colocan a una distancia de 8 cm aproximadamente al tubo emisor del rayo láser de CO₂ quirúrgico, como lo especifica el fabricante, y se elige una radiación pulsada en todos los casos. Se procedió a la emisión de la radiación de acuerdo a la siguiente tabla:

Muestra	Potencia Watts	Tiempo Segundos	Observaciones
1	3	10	Clinicamente no ocurrieron cambios
1	3	15	Clinicamente no ocurrieron cambios
2	3	20	El ataque no se realizó adecuadamente
5	3	20	Se observan pequeñas erosiones de tejido
2	3	25	Se observan pequeñas erosiones de tejido
3	5	5	Se observan pequeñas erosiones de tejido
3	5	10	Existe una erosión y fracturas
5	5	15	La erosión se acompaña de fracturas
4	10	2	Existe erosión de tejido
4	10	5	La erosión se acompaña de fracturas

Tabla III.1 Muestras radiadas con láser de CO₂

Esto se realizó con la idea de obtener la relación que existe entre el volumen eliminado de esmalte en función de estos dos parámetros: potencia y tiempo.

Después se montaron en un portamuestras de MEB por medio de un pegamento colodion conductor, el cual es basado en plata (pintura de plata), se preparó la muestra para ser conductora por el método de evaporación (sublimación) con Carbón y se observó al MEB (JEOL-5400).

La muestra tres en la cual obtuvimos los ataques de 5w a 5 segundos y 5w a 10 segundos, realizamos un desbaste de 30 µm en la pulidora con lijas para analizar los

daños producidos en los prismas. Después se lavó con agua destilada, se pulió a espejo, posteriormente se grabó con ácido fosfórico H_3PO_4 al 20% por 60 segundos para observar los cambios estructurales en estas zonas en el MEB.

En la muestra cuatro con ataque de 10W por 5 segundos se realizó un mapeo químico en el MEB (JEOL-6400). La preparación de la muestra no varió a la ya mencionada para su observación en el MEB JEOL 5400.

III.4 ESMALTE IRRADIADO CON LÁSER DE CO_2 E INTERACCIÓN CON AGUA

Se realizaron muestras las cuales siguieron los procedimientos descritos anteriormente, pero difieren en que interaccionaron con H_2O . El agua se aplicó manualmente simulando la irrigación que existe en el equipo de rayo láser Er: YAG, de acuerdo a las indicaciones mostradas en la tabla III.2.

Muestra	Potencia Watts	Tiempo Segundos	Observaciones
1	5	5	Esta muestra se mantuvo rodeada por agua y húmeda.
2	5	5	La muestra se rodeó y se mojó con agua.
3	10	2	Sólo se humedeció la muestra.
4	10	5	Se irrigó la muestra, se evaporó y actuó el láser.
5	30	25	Se irrigó constantemente en todo el tiempo de interacción.

Tabla III.2 Muestras radiadas con láser de CO_2 y H_2O . Las muestras fueron sometidas a diferentes interacciones con agua.

En la muestra irradiada con una potencia de 5w por 5 segundos proporcionamos un medio en el cual la muestra estuvo rodeada por agua y la

superficie irradiada la humedecemos con algodón de tal forma que al actuar el rayo láser permaneció rodeada en su base por agua.

En la muestra dos no varió la potencia del láser y el tiempo de aplicación; cambiamos el proceso de interacción con agua, la cual permaneció "inundada" por agua, es decir colocamos la muestra de tal forma que el agua y la muestra permanecieron al mismo nivel en sus superficies.

El ataque producido en la muestra tres con una potencia de 10w por 2 segundos se realizó al humedecer la muestra en su base, es decir el agua permaneció en la caja de petri hasta el nivel en el cual se encontraba la base. Esto se realizó colocando la muestra en el portamuestras dentro de la caja de petri y se procedió a llenar con agua la caja hasta el nivel deseado.

La muestra cuatro, a diferencia de las anteriores no se rodeo por agua, ya que se irrigó de forma manual. Se creó una gota por tensión superficial en la superficie de la muestra, entonces el rayo láser la evaporó e inmediatamente actuó el rayo láser sobre el EDH.

En la muestra cinco irradiado con una potencia de 30w por 25 segundos, se realizó una irrigación constante del tejido por medio de una jeringa que se dirigía paralela el trayecto del rayo láser. Comenzamos por aplicar el rayo durante 5 segundos; no se mostraron cambios clínicos. Entonces irradiamos por 5 segundos más. Después irradiamos por 15 segundos más hasta obtener resultados visibles, teniendo un total de 25 segundos.

III.5 ESMALTE IRRADIADO CON LÁSER Er: YAG

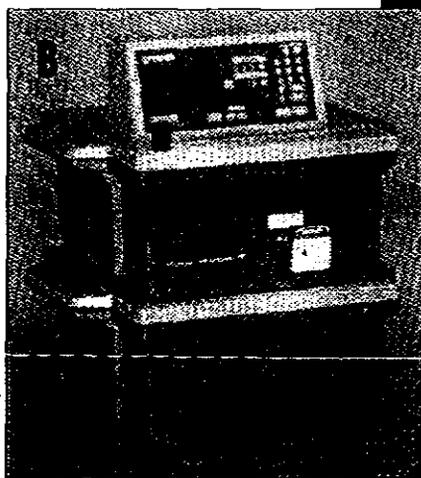
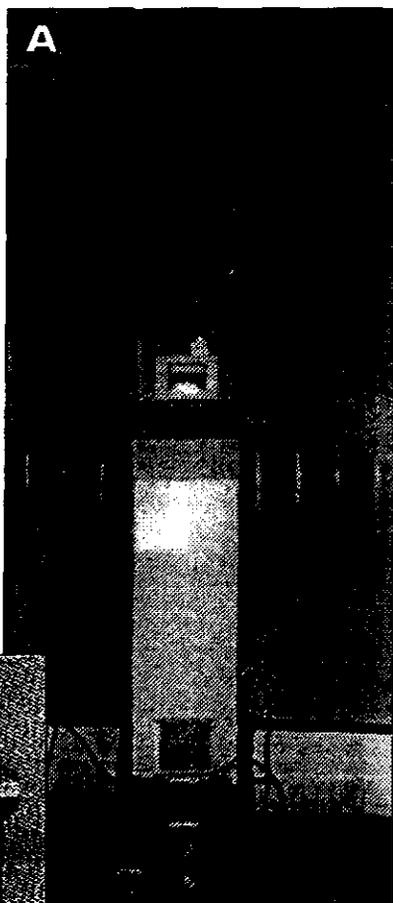
El equipo de rayo láser consistió en un Sistema Láser dental Erbium: YAG Modelo Centauri para tejidos duros y blandos (Fig. III. 2). La preparación de estas muestras varió considerablemente con respecto a las otras debido a la disponibilidad del equipo de rayo láser, las muestras se fracturaban, debido a su tamaño y al rocío generado por el rayo láser de esta forma recurrimos al empleo de coronas dentales de dientes anteriores, las cuales después de la radiación láser se cortaron en bloques y se colocaron en los portamuestras de MEB, se les colocó una fina capa de carbón para hacerlas conductoras para su observación en el MEB ¹² (Tabla III.3).

En la muestra tres con ataque de 200mJ por 6 segundos se realizó un desbaste de 30µm y se pulió a espejo y se grabó con ácido fosfórico. Se depositó una fina capa de carbón para observar la estructura del esmalte después de la interacción con el rayo láser.

Muestra	Potencia Mw	Tiempo segundos	Comentarios
1	50	2	
6	50	2	Muestra preparada con corte sagital.
5	38	4	Son dos ataques con las mismas características
2	38	4	
3	33	6	Se desbastó para observar los prismas después del ataque
4	25	10	

TABLA III.3 Muestras radiadas con láser Er: YAG

Fig. III.2 Equipo láser.
A) Equipo láser de CO₂
quirúrgico. Marca Topaz 30.



B) Sistema láser Erbium
YAG Modelo Centauri para
tejidos duros y blandos

III.6 PREPARACIÓN DE MUESTRAS IRRADIADAS CON LÁSER DE CO₂ PARA OBSERVARLAS POR MET

En la preparación de estas muestras se realizaron cortes de esmalte dental con el disco de diamante hasta obtener bloques de 0.3 x 0.3 x 0.1 cm. Se hizo el proceso de pulido a espejo, se grabaron con ácido y se realizó el ataque con rayo láser de CO₂. Para su observación por MET, estas muestras se prepararon por la técnica de polvos, la cual consiste en triturar el esmalte para obtener partículas de EDH que se colocaron en una rejilla de cobre. Se tuvo mucho cuidado que los polvos provinieran de la zona de irradiación. Las muestras se cubrieron con carbón mediante la evaporadora con el objeto de hacerlas conductoras y de esta forma poder observarlas en el microscopio electrónico de transmisión (JEOL 100CX). Se obtuvieron patrones de difracción del esmalte irradiado, imágenes de campo claro e imágenes de campo oscuro.

III.7 OBSERVACIÓN AL MICROSCOPIO FOTÓNICO

Se utilizó este tipo de microscopio para observar las muestras del EDH comprobando la ausencia de daños (fracturas) por la preparación de paralelepípedos y comprobar el efecto del ácido fosfórico.

Posteriormente, con el M/F se tomaron fotografías a las muestras de EDH irradiadas con láser, destacando que no se realizó un proceso adicional sobre ellas.

CAPÍTULO IV

RESULTADOS

En este capítulo presentamos los resultados obtenidos en el desarrollo experimental y está dividido en cuatro secciones:

IV.1 EDH irradiado con láser de CO₂

IV.2 EDH irradiado con láser de CO₂ - H₂O

IV.3 EDH irradiado con láser dental Er: YAG- H₂O

IV.4 Análisis en MET del EDH irradiado

IV.1 EDH IRRADIADO CON LÁSER DE CO₂

El láser de CO₂, al interactuar con la superficie del EDH forma cráteres con bordes irregulares, de aspecto rugoso, escalonados, fracturas convergentes, fusión de prismas del esmalte y contaminación de carbón. Todos se presentaron como efectos superficiales.

La superficie del EDH atacado con láser de CO₂ a una potencia de 3w durante un tiempo de 20s (Fig. IV.1) presenta un cráter superficial poco profundo formado por capas muy definidas. La superficie del fondo del cráter es altamente rugosa. Las capas tienen estrías formadas por los prismas que se levantaron en esta zona. La presencia de fracturas se muestra con una flecha en la Fig. IV. 1.A.

La poca profundidad del cráter se observa claramente en la Fig. IV.2, donde al EDH se le aplicó el rayo láser con potencia de 3w por 25 segundos. Se ve además un fenómeno interesante: la fractura es la que provoca el levantamiento de las capas. El escalón formado es parecido a la muestra anterior (Fig.IV.2.C).

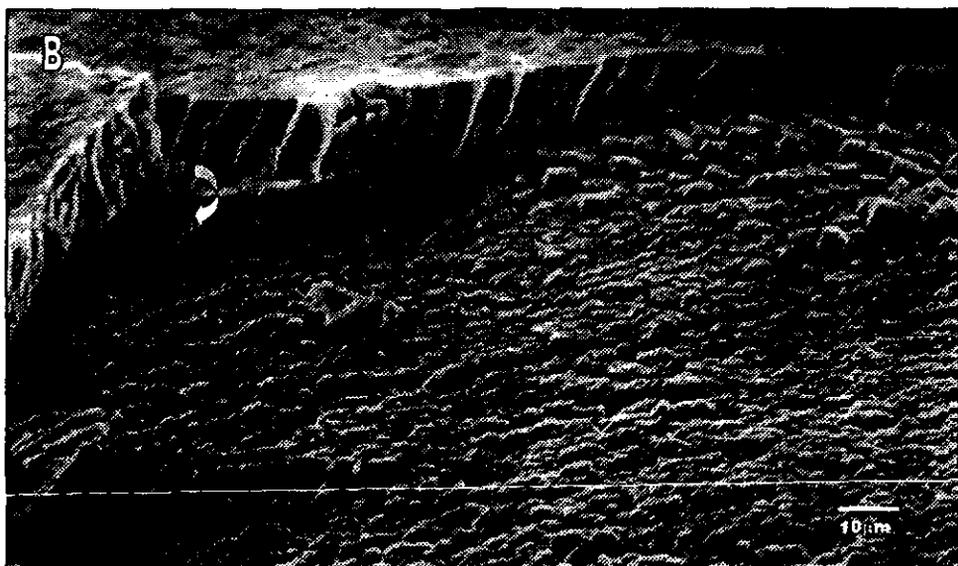
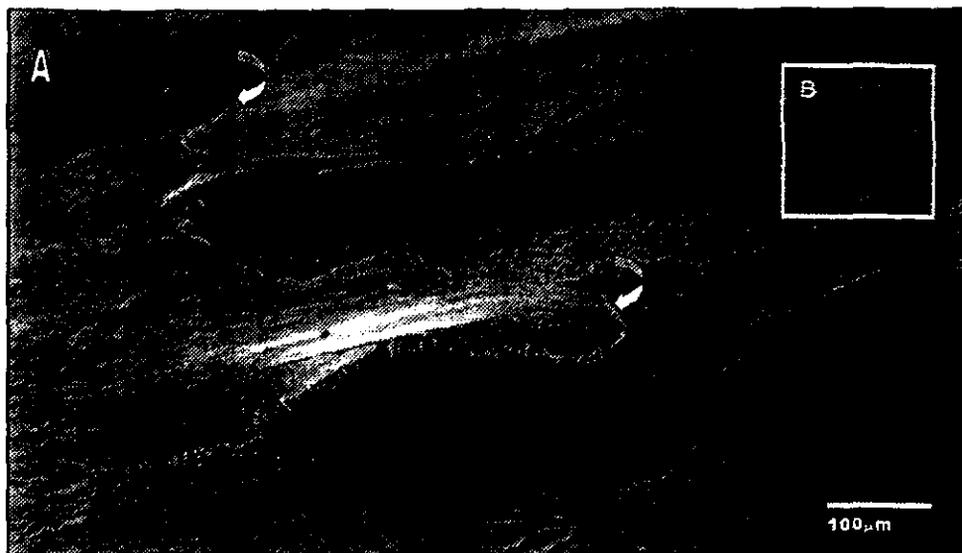


Fig. IV.1 Superficie del EDH atacado con rayo láser de CO_2 a 3 w por 20 seg. observada por MEB. A) Vista del ataque de la normal a la superficie, obsérvese el cráter irregular y el levantamiento por capas, la presencia de fracturas esta indicada por las flechas, nótese su extensión. B) Acercamiento del recuadro "B" en la Fig. A, donde se aprecia el levantamiento de capas y un escalón producido por la fractura indicada en la flecha.

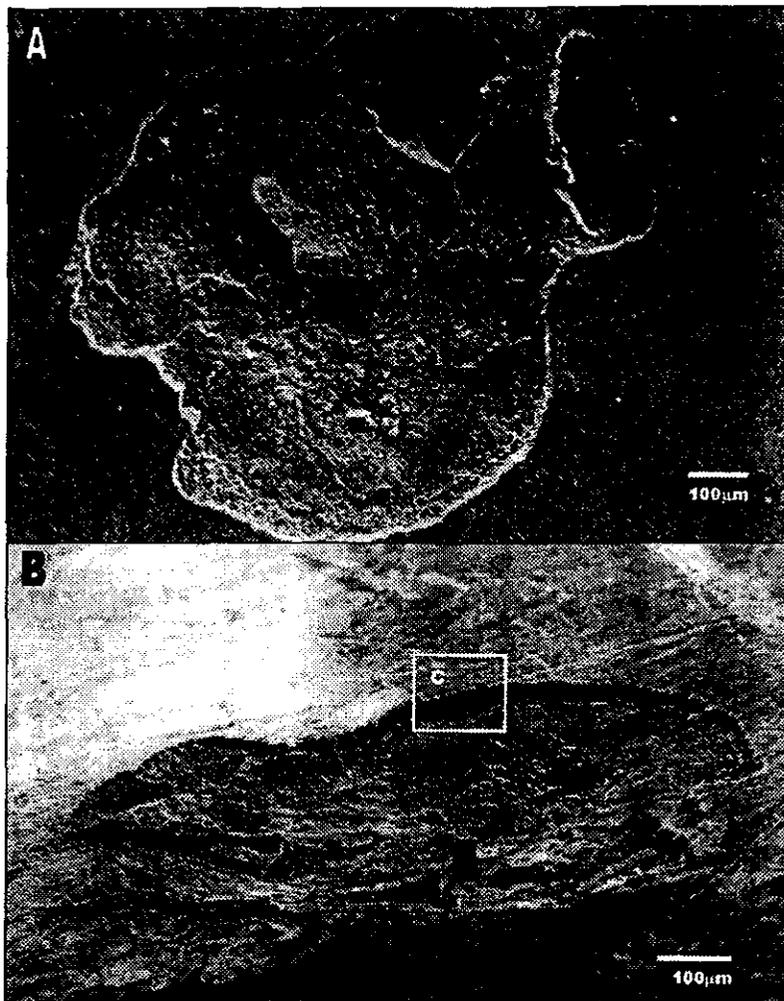


Fig. IV.2 Efecto del rayo láser a 3w por 25 segundos en la superficie del EDH. A) Vista en la dirección normal a la superficie. B) Vista del cráter a 68° de la inclinación de A, formado por la incidencia del rayo láser y donde se observa la profundidad.

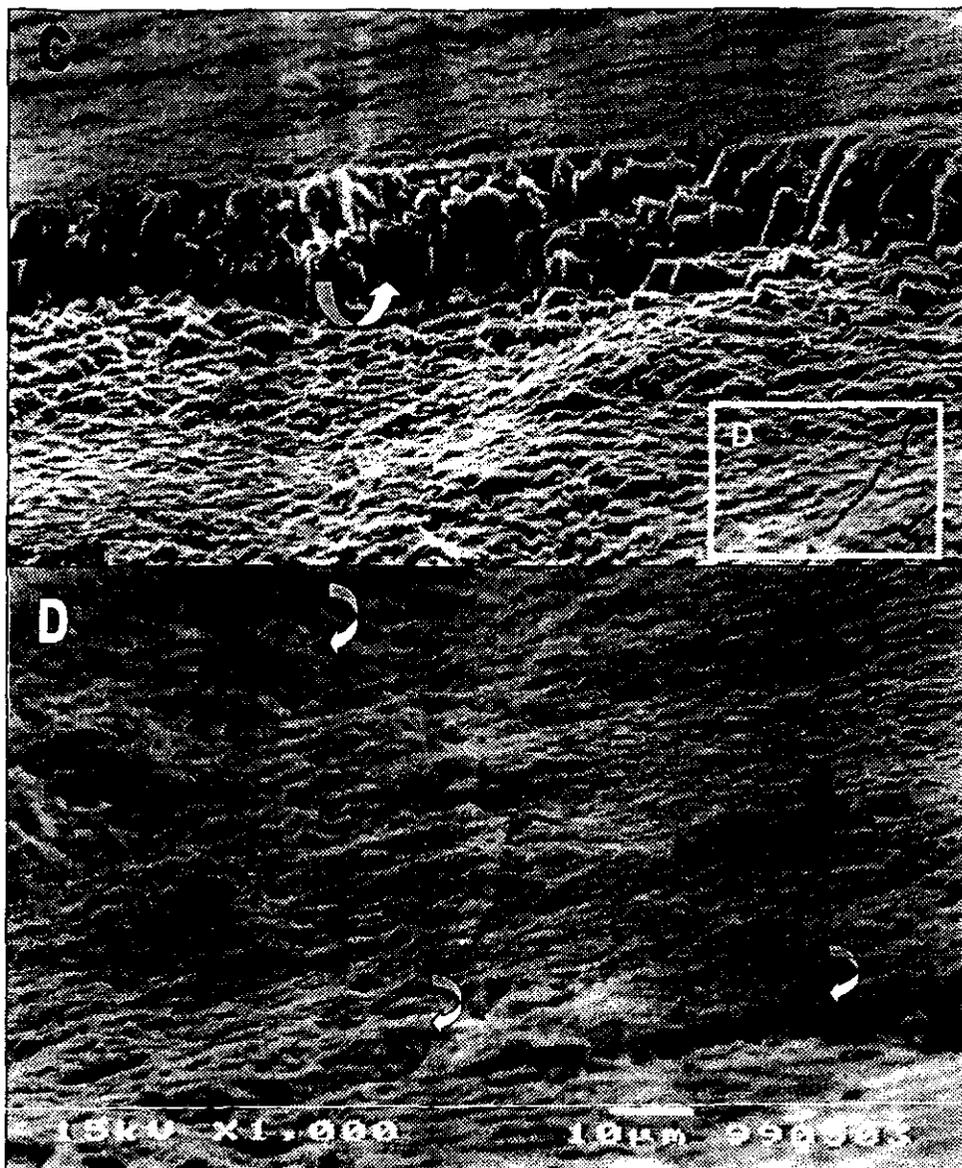


Fig. IV.2 C) Amplificación del recuadro en la Fig. B. Nótese la formación de un escalón y la fractura indicada por la flecha. D) Amplificación del recuadro en C, obsérvese la rugosidad del esmalte y la fractura indicada por la flecha, la cual recorre el piso del cráter.

También se observa un fenómeno muy importante que es la producción de una fractura que terminará en el levantamiento de una capa. Debido al comportamiento térmico del esmalte podemos pensar en un calentamiento localizado, produciendo inmediatamente un choque térmico con el resto del material y generando la separación observada. El cráter que se produjo tiene una superficie rugosa desbastada por capas. Las flechas de la imagen muestran el recorrido de la misma (Fig.IV.2.D).

La superficie del EDH que interactuó con el láser a una potencia de 5w durante 5 segundos presenta fracturas con una profundidad considerable, pero con una distribución casi radial. Las flechas muestran la trayectoria que presentaron (Fig.IV.3.A) y fundición del material.

La fundición del EDH se distribuye en forma continua. A partir de los experimentos realizados anteriormente,⁵³ se deduce que en el punto de contacto entre láser y la superficie se genera una temperatura muy alta que llega a fundir los prismas del esmalte, estimándose 1,200°C en ese punto. Ahora, por el comportamiento del choque térmico en el punto de interacción, da como resultado las fracturas distribuidas alrededor de esta área (Fig. IV.3.B).

En la Fig.IV.4 irradiada a una potencia de 5w durante un tiempo de 10 segundos se observa la fundición del EDH de forma esferoidal, localizada en el punto de interacción, causando un daño severo. Este fenómeno quizá se produjo al fundirse una cantidad considerable de material, de tal forma que al convinarse la fuerza de gravedad y la tensión superficial, se forma una esfera. Aunque no se muestra claramente la fractura alrededor del cráter, se puede comparar la estructura

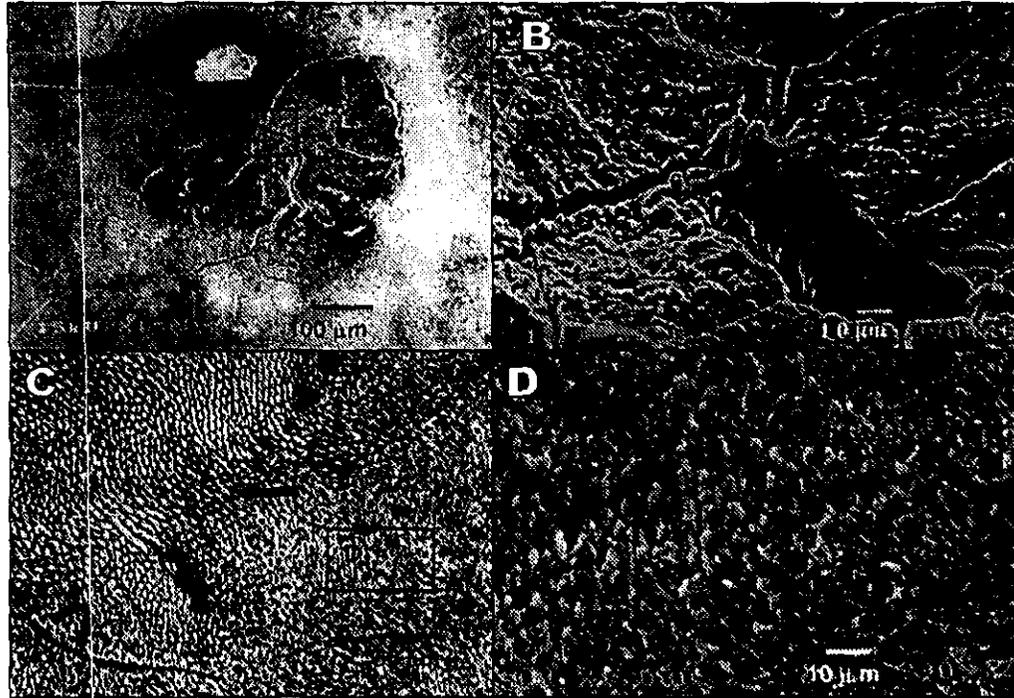


Fig. IV. 3 Superficie de EDH atacado con láser de CO₂ a 5w durante 5 seg. Se observó en MEB. A) Imagen vista en la dirección normal a la superficie, nótese las fracturas producidas. B) Amplificación del recuadro en A, obsérvese la fusión del esmalte. El ataque fue muy superficial, observe en "C" la superficie ligeramente pulida, C) la flecha indica la interfase entre el cráter y la superficie sin radiar y la otra flecha  - indica que la fractura es más profunda, por ser tan marcada, y D) amplificación del recuadro en C, mostrando los prismas del esmalte intactos.

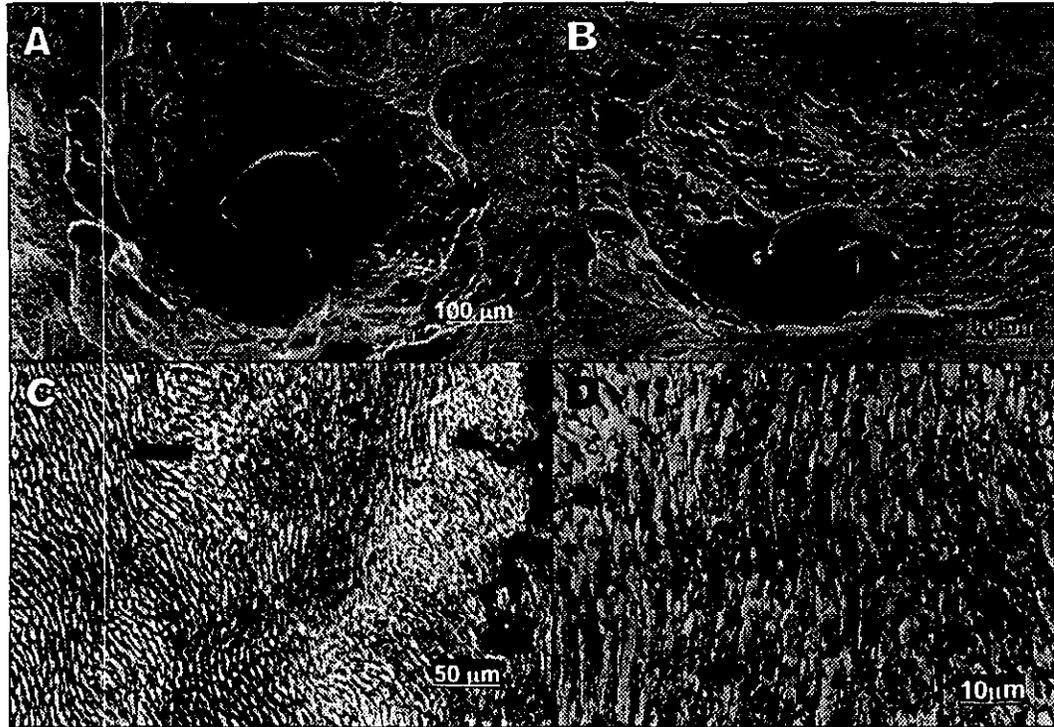


Fig. IV.4 Superficie de EDH irradiado con láser de CO₂ a 5w por 10 segundos, observada por MEB. A) Imagen a 45° de la normal a la superficie, se observa una "perla" de cristales fusionados. B) Imagen a 68°, apreciándose la profundidad de la cavidad producida. C) Aplicación de H₃PO₄ a la superficie después de ser irradiada; la flecha indica la interfase entre el esmalte irradiado y el sano. D) Amplificación de la zona irradiada.

presentada con la descrita en la figura anterior. Esto quiere decir, una vez más que el rayo láser produjo un choque térmico, alcanzando el punto de fusión del EDH.

Después de someterse a un pulido, de entre 1 y 2 micrómetros, para poder observarse otra vez por MEB, se determinó que la profundidad del ataque fue muy superficial. El punto de interfase entre el esmalte no dañado y la zona irradiada, no presentan cambio considerable, ya que permanecen con su continuidad y dirección que caracterizan al tejido. El EDH radiado con una potencia de 10w por 2 segundos (Fig. IV.5.A) muestra un cráter poco profundo, bien delimitado, fusión uniforme del material y fracturas extensas. En la misma muestra se realizó otro ataque con la misma potencia pero aumentando el tiempo de aplicación a 5 segundos y se observa el cráter con características similares al anterior, pero mayor cantidad de fracturas y mayor extensión (Fig. IV. 5. B, D).

Por otra parte, se realizaron análisis químicos de este ataque, demostrándose que el calcio y el fósforo son los principales componentes de ésta.

En la Fig.IV.6 se muestra el microanálisis de la zona 1. La gráfica indica la presencia de un fosfato de calcio, presumiblemente HAP. Sin embargo, es difícil determinar, por la interacción del haz electrónico con la muestra, si el material fundido es otra estructura diferente debido a la cantidad de tejido superficial atacado y de que los prismas encontrados por debajo de éste se encuentran intactos. Al momento de someterse al microanálisis toma información de estas zonas y se obtiene fósforo en un 17.5% en peso y el calcio en 32.92% es decir con una relación Calcio/Fósforo (Ca/P) de 2:1 y la presencia de carbono. Se debe aclarar que el carbón se utiliza durante la preparación de la muestra para hacerla conductora y

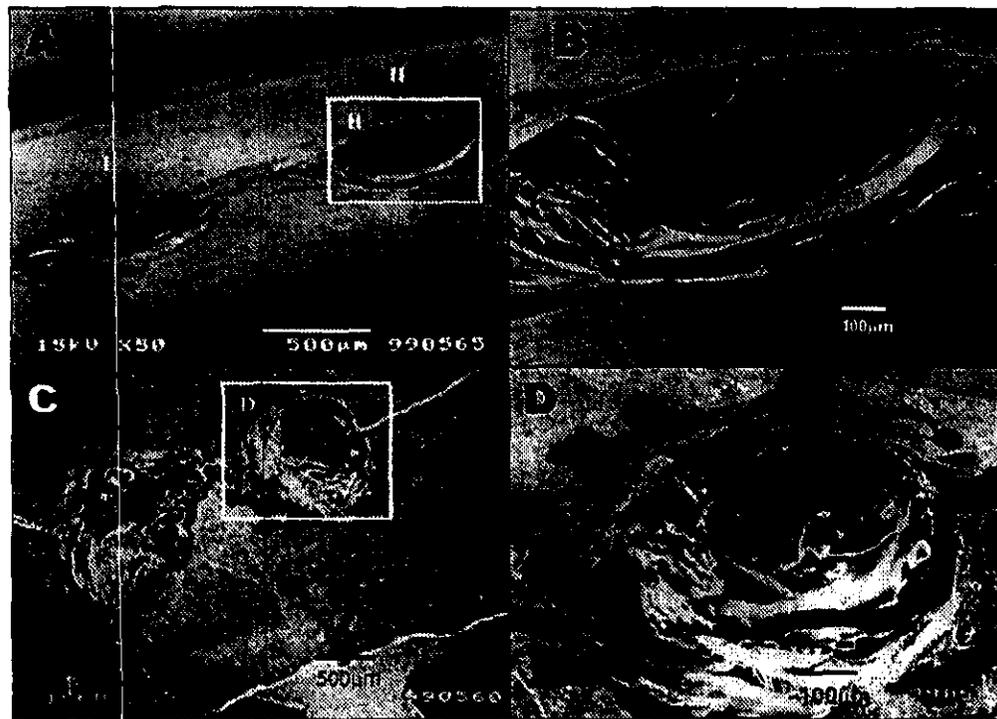
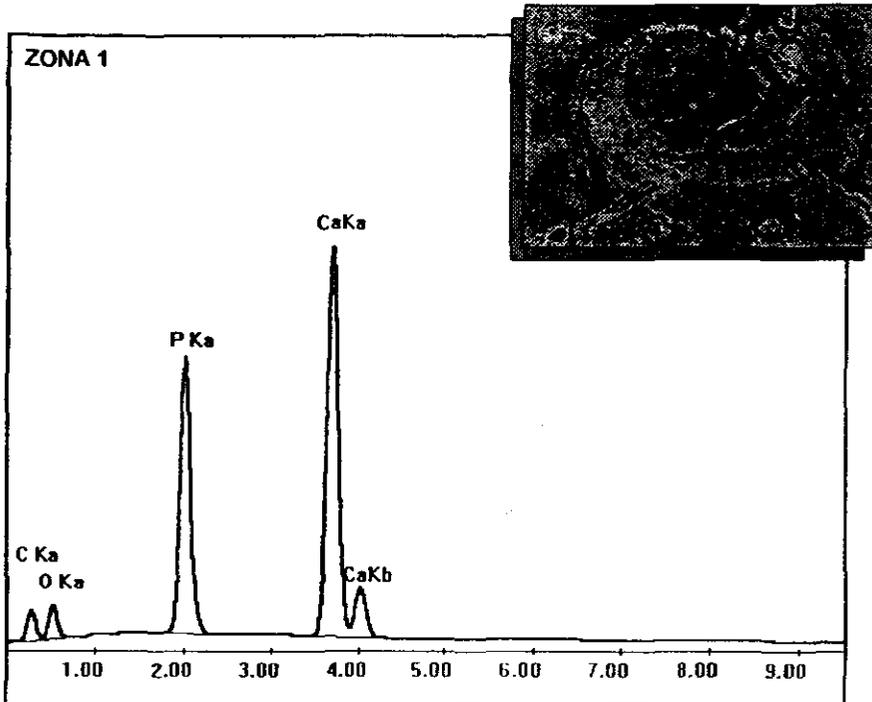


Fig. IV.5 Superficie del EDH irradiada con láser de CO₂ a 10w por 2 segundos (I) y 5 segundos (II), observada por MEB. A) Imagen a una inclinación de 75° de la normal a la superficie. B) y D) Amplificación del ataque de 5 (II) segundos, observada a 75° y 45° de inclinación, respectivamente. Se aprecia la profundidad de la cavidad. Imagen a 45° de inclinación de los dos ataques observados en A.



Element	Wt %	At %	K. Ration
C K	29.00	47.48	0.0611
O K	20.51	25.21	0.0230
P K	17.57	11.15	0.1431
CaK	32.92	16.16	0.3025

Fig. IV.6 En la gráfica se observa la relación Ca/P, que pertenece a 2:1. El depósito de carbón en esta zona es de mediana cantidad comparada con las siguientes gráficas.

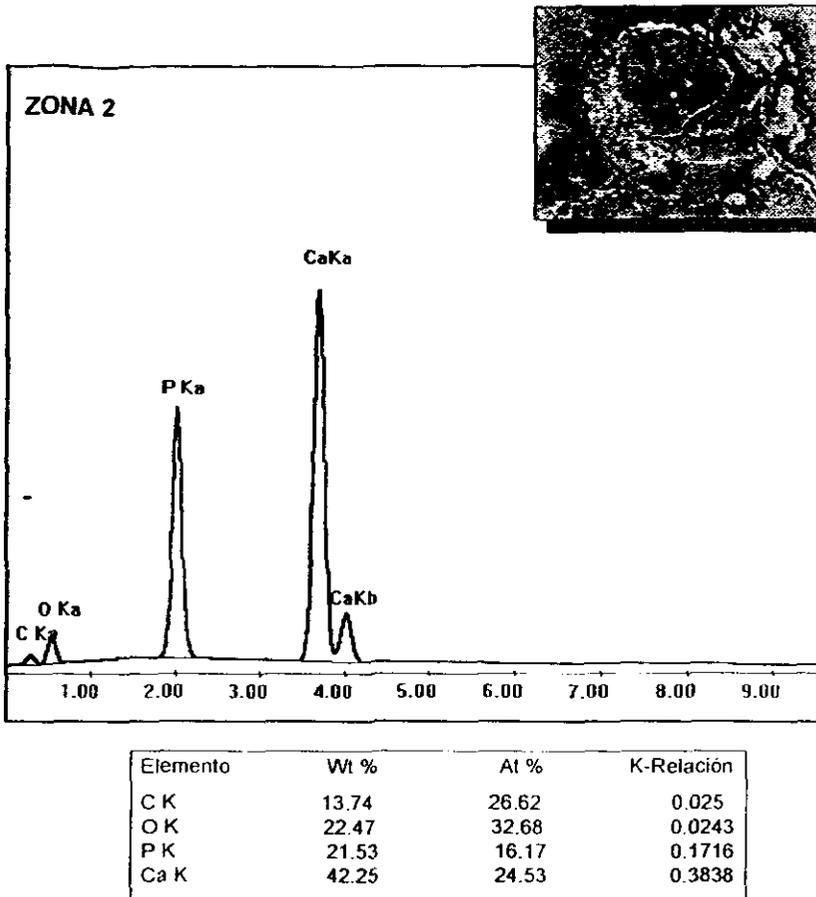
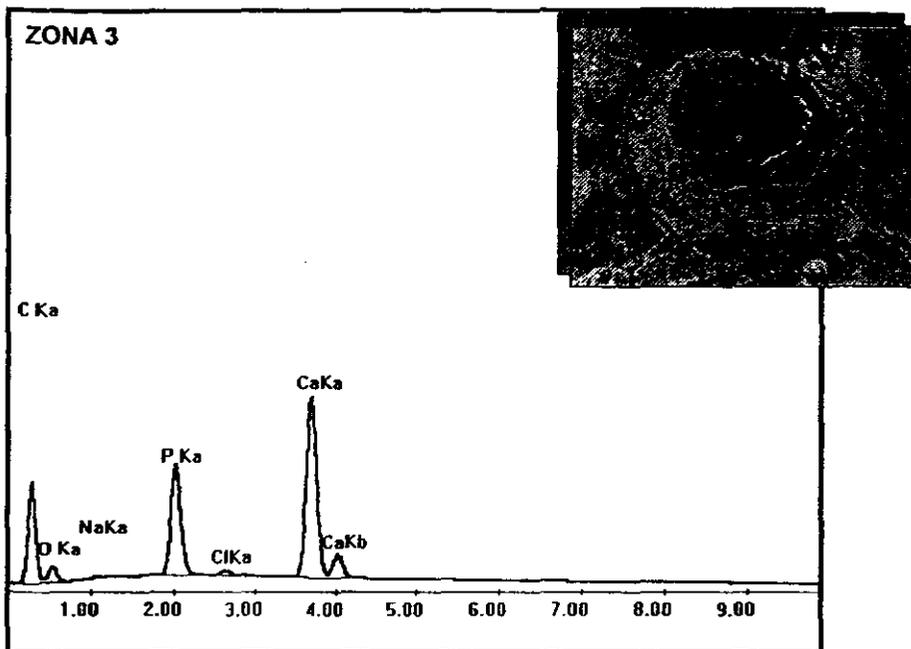


Fig. IV.7 Esta zona es la que tiene menos cantidad de carbono, en comparación a las demás gráficas. La relación Ca/P es de 2:1, por lo que se determina que se trata de HAP.



Elemento	Wt %	At %	K-Relación
C K	64.54	79.96	0.229
O K	10.7	9.95	0.0121
Na K	0.22	0.15	0.0008
P K	7.55	3.63	0.0649
Cl K	0.29	0.12	0.0025
Ca K	16.69	6.2	0.1587

Fig. IV.8 En esta gráfica también se observa la relación Ca/P de 2:1 aproximadamente, pero la zona analizada posee mayor cantidad de carbón en comparación a las figuras anteriores.

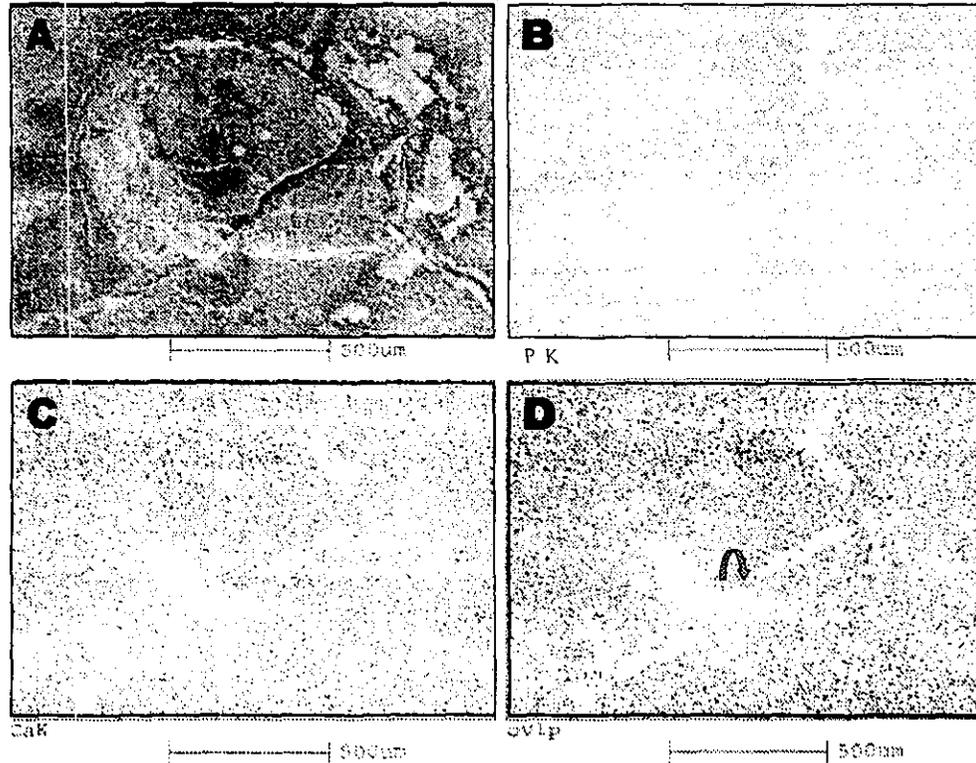


Fig. IV.9 A)Esta imagen se refiere al mapeo químico de la muestra atacada con rayo láser de CO_2 , con una potencia de 10w durante 5 segundos. B) es la representación de P presente en la muestra. C) Es la cantidad de Ca que tiene la muestra, se puede observar la densidad del material con relación al P. D) Se superpusieron las imágenes B) y C) Se observa que la muestra en su mayoría está constituida de estos dos elementos, principalmente. Las zonas indicadas por la flecha, son las fracturas de la muestra, por lo que no se registra ningún elemento.

la deposición sobre la muestra no fue uniforme, ya que en la Fig. IV.7 posee un 29% de peso de carbón. Esto quiere decir que varía, ya que la Fig. IV.8 que muestra la cantidad de carbón aumentada considerablemente en la zona 3, con 64,54%. Para explicar el fenómeno, podemos decir que el rayo láser es una onda electromagnética y no produce ningún recubrimiento con éste elemento.

Lo que sí se puede asegurar es que una fuente altamente probable de carbón la representa el material orgánico remanente en el esmalte dental analizado. De esta forma, al interaccionar el láser con la superficie del EDH, el material orgánico es "quemado".

La Fig. IV.9 muestra el mapeo químico de ese cráter, determinando la presencia de Ca-P que constituyen principalmente a la muestra, la ausencia de dichos elementos fue debida a una fractura.

Por lo tanto, podemos mencionar que el material fundido no se pudo analizar con las técnicas que se utilizaron, quizá si hay una transición del fosfato de calcio en esta zona. Pero el microanálisis y el mapeo químico por difracción no muestran alguna diferencia importante (Fig. IV.25).

En la Tabla IV.1 se resumen los resultados obtenidos para el láser de CO₂; a diferentes potencias y tiempos de exposición, se producen cráteres de poca profundidad y decapamiento, y a medida que aumentan estos parámetros se tiende a fundir el material.

Por los resultados obtenidos se puede concluir que el uso del rayo láser de CO₂, produce cambios físicos por el aumento de temperatura generada por el choque térmico, hace conductor en un momento dado la superficie del EDH.

Aparentemente no sufre la superficie del EDH cambios en la estructura química, ya que el elemento predominante en su composición es la HAP, aunque falta determinar si cambia de fase durante la aplicación del rayo láser. En cuanto a los cambios morfológicos, los desbastes se observan en forma de capas y al ir aumentando la potencia se hacen evidentes las fracturas, el ablandamiento y fusión completa de los prismas.

Tabla IV. 1
Tabla de resultados
Láser CO₂

Figura	Potencia watts	Duración Segundos	Observaciones
IV. 1	3	20	Pérdida de tejido en forma de cráter y en capas, bordes irregulares. Presencia de escalones con fracturas, y el esmalte dentro del cráter es de aspecto rugoso.
IV. 2	3	25	Formación de cráter de bordes irregulares, ausencia de fracturas, presencia de capas y una pérdida de tejido en forma cóncava, poco profunda donde el esmalte adquiere una superficie rugosa. Se observan microfracturas.
IV. 3	5	5	<i>Cráter poco profundo con bordes irregulares. Fracturas convergentes y fusión del esmalte al centro del cráter. Ataque superficial, es decir, los prismas del ataque se muestran intactos.</i>
IV. 4	5	10	Cráter poco profundo con bordes irregulares. Fusión del esmalte dentro del cráter y en sus bordes. Presencia de fracturas. Ataque superficial, es decir, los prismas se muestran intactos.
IV. 5. A , B	10	2	Cráter con bordes definidos y poco profundo. Presencia de fracturas dentro y fuera del cráter. Presencia de carbono sobre el cráter.
IV. 5.C, D	10	5	Cráter con bordes poco definidos pero de mayor profundidad, presencia de fracturas dentro y fuera del cráter. Mayor fusión de los prismas y mayor contaminación de carbón.

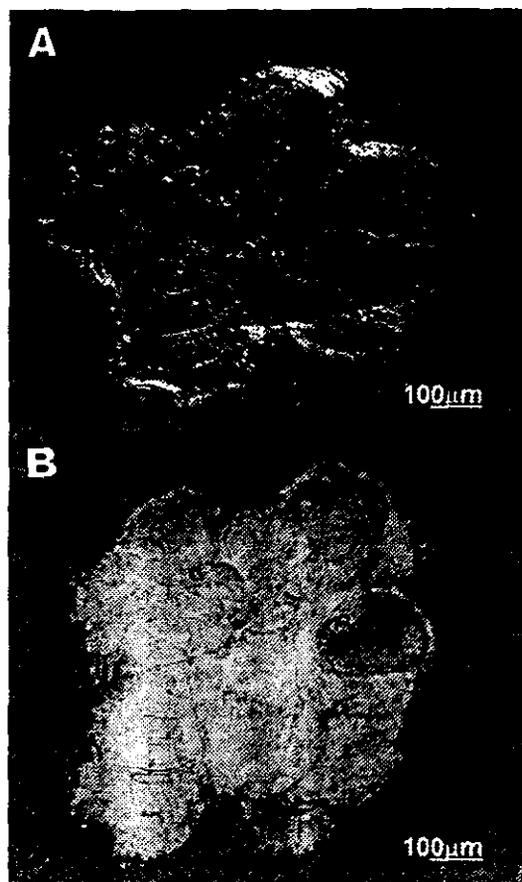


Fig. IV.10 Superficie del EDII irradiado con láser de CO_2 a 5w durante 5 segundos, interactuando con agua, se observó en microscopio fotónico. A) Con luz polarizada. B) Imagen en campo oscuro.



Fig. IV.11 Superficie de EDH irradiado con láser de CO_2 a 5w por 5 segundos interactuando con agua, observada por MEB. A) Vista en dirección normal de la superficie. B) Imagen a una inclinación de 68° . C) Amplificación del recuadro en A. Obsérvese la fusión del material del esmalte y la poca profundidad de la cavidad.

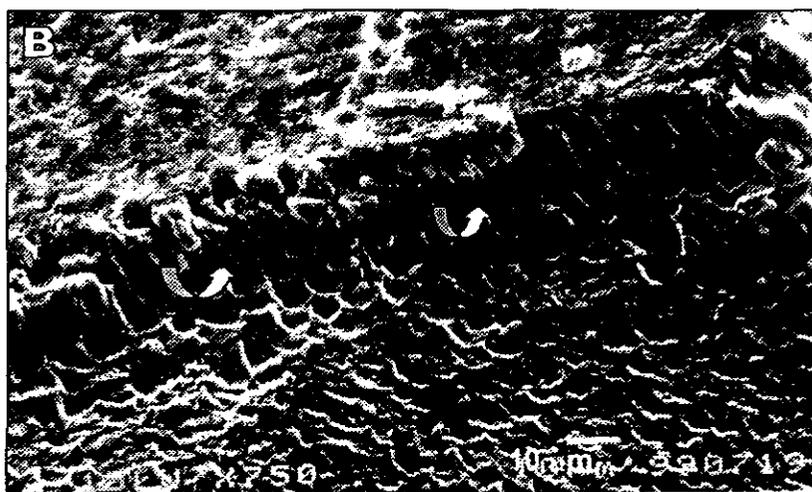
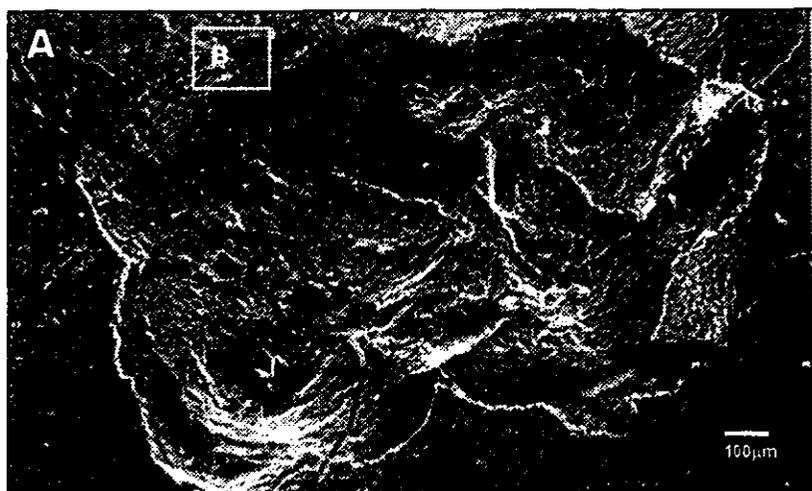


Fig. IV.12 Superficie del EDH atacada con láser de CO₂ a 5w por 5 segundos aplicando H₂O por MEB. A) Imagen vista a 45°. B) Ampliación del recuadro en "A", nótese las fractura producida indicada por la flecha y el decapamiento de la superficie más exterior en la normal de la superficie.

en la Fig. IV.12.B los prismas siguen presentes y la superficie es muy rugosa. Hay que señalar que el esmalte no presenta rasgos de fusión, el choque térmico es tan alto que la fractura es mayor, inclusive comparándola con los ataques producidos por el láser sin agua con las mismas características (Fig. IV.3).

La Fig. IV.13 muestra los efectos del rayo láser aplicado a una potencia de 10w durante 2 segundos, donde sólo se mantuvo rodeada en su base por agua, existen fracturas y poca profundidad en el cráter.

Si se mantiene la misma potencia (10w) y aumentamos el tiempo de aplicación hasta 5 segundos, la profundidad del cráter aumenta considerablemente. Este fenómeno se da por la fácil absorción del agua con el rayo láser, donde se irrige la muestra se evaporó el agua y después actuó el rayo láser, (Fig. IV. 14) se puede ver en M/F que por contraste de fase de y luz polarizada se observa el daño producido alrededor del cráter y fracturas alrededor de éste. Sin embargo en MEB (Fig. IV.14.A) se ve que el cráter producido es completamente uniforme y en este caso hay presencia de material fundido alrededor de él, siendo homóloga la Fig. IV.5.D, comparando la interacción del EDH con agua, podemos observar que las fracturas de menor profundidad y el daño es menor.

En las Fig. IV.15 y 16. La superficie del EDH fue irradiada a una potencia de 30w por 25 seg. Durante la interacción la presencia de agua fue constante en forma de rocío. Se observa que el material en la parte central se fundió (Fig. IV.15.C), y podemos determinar que se alcanza una temperatura de 1200°C y alrededor de éstas lesiones hay una estructura de capas y escalones parecidas a la sección anterior.

En resumen, podemos decir que durante la interacción del rayo láser y EDH la presencia de agua determinó las características particulares de los ataques. Es importante controlar la cantidad de agua para determinar los daños más favorables para propósitos de aplicación clínica, como es la fundición de los prismas. El resumen de esta sección se describe en la tabla IV. 2.

Con estos resultados podemos analizar, que los efectos del rayo láser de CO₂ con presencia de agua, son menores en comparación con aplicaciones anteriores, ya que el choque térmico varía en presencia de agua, hay mayor penetración a la estructura; pero los cambios morfológicos aún se dan, por la fusión de los prismas del esmalte y la presencia de fracturas superficiales. No se producen "perlas" en el EDH.

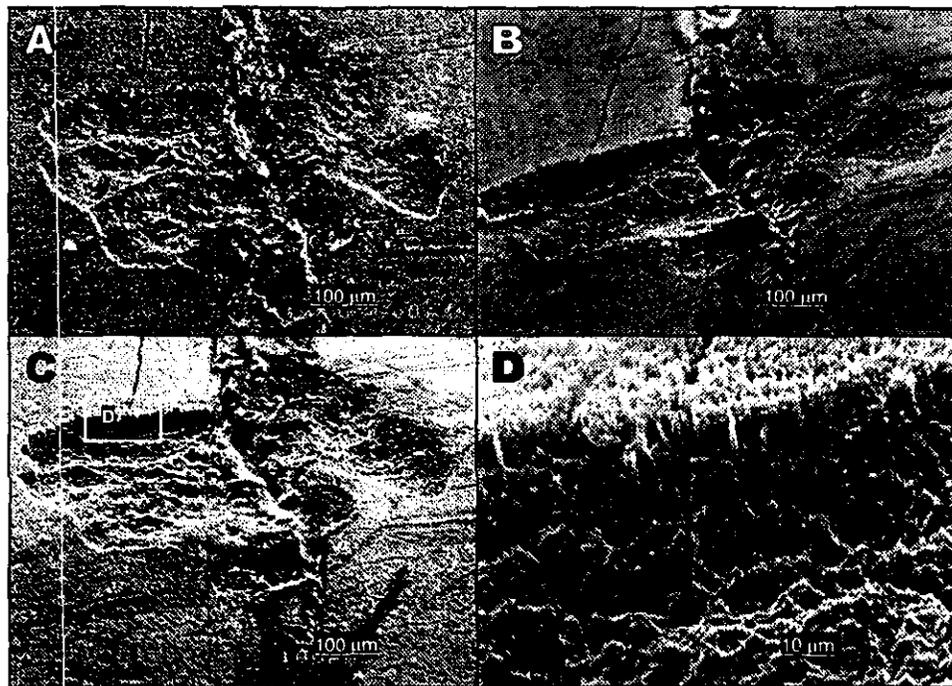


Fig. IV.13 A) Superficie de EDH atacada con láser de CO₂ a 10w por 2 segundos interactuando con agua y fué observada por ME:B. B) Imagen a 68° para observar la profundidad del ataque. C) Imagen a 45°. D) Amplificación del recuadro en C, obsérvese la microfractura producida.

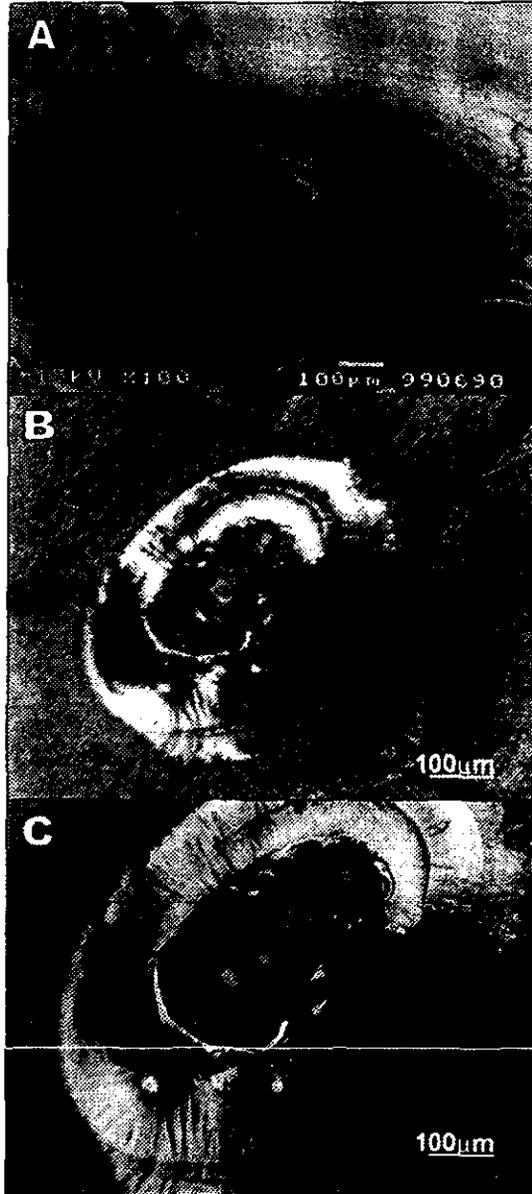


Fig. IV.14 Superficie de EDH irradiada con láser de CO_2 con una potencia de 10w durante 5seg., interactuando con agua. A) Imagen de MEB. B) y C) Observación en campo oscuro y contraste de fase con luz polarizada, respectivamente. Obsérvese la fundición del material del esmalte.

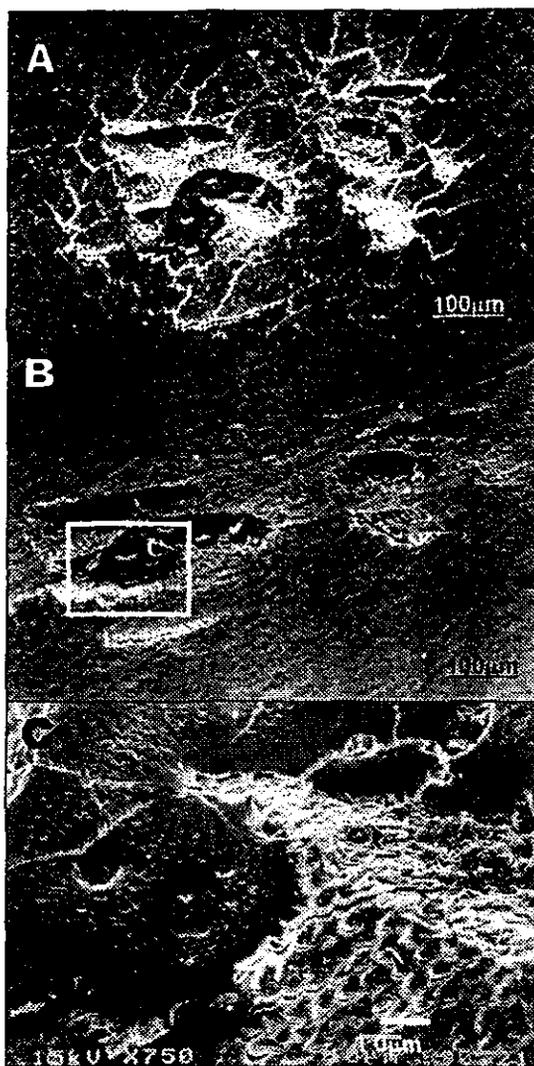


Fig. IV.15 Superficie del EDH atacado con láser de CO_2 a 30w durante 25 segundos y observada por MEB. Durante la interacción con el láser, la superficie se mantuvo húmeda rociándola con agua. A) Imagen a 45° de la normal a la superficie. B) La misma imagen vista desde un ángulo de 68° C) Amplificación del recuadro en B, se observa el material fusionado y las fracturas producidas. El esmalte que está alrededor de la lesión se ve en forma de escamas.



Fig. IV.16 La muestra fue atacada con láser de CO_2 y agua, se observó en M/F con aumento de 20x. D) Campo oscuro, E) Campo claro.

IV.3 EDH IRRADIADO CON LÁSER DENTAL Er: YAG - H₂O

Por último, vamos a comentar los resultados obtenidos con el láser de Er:YAG en presencia de agua. Este es un sistema utilizado en la odontología, y es el indicado para la preparación de cavidades dentales, el cual nos permitirá observar los efectos que causa el rayo láser en la práctica odontológica. El agua se encuentra integrada al sistema y sale en forma paralela al haz del rayo láser en forma de rocío. El equipo esta formado por una fibra óptica que termina en una punta que dirige el haz. El agua debe estar dirigida paralela junto con la fibra óptica, de tal manera que donde se aplica la fibra óptica debe incidir el agua y esto se controla manualmente en la zona de interés.

Las imágenes de la superficie de EDH irradiadas con una potencia de 50 mw durante 2 seg. (Esta potencia es muy pequeña comparada con la utilizada con el láser quirúrgico de CO₂; al actuar en un área pequeña, la energía es mayor). La cavidad que se produjo es muy profunda (Fig. IV. 17), con bordes regulares y paredes limpias. No existen fracturas aparentes (fig. IV. 18). En un corte transversal al ataque, se puede determinar que su profundidad fue de 500 μ m aproximadamente.

Las Fig. IV.19 y 20 muestran la superficie del EDH atacada con una potencia de 38mw pero durante 4 seg. En el M/F se puede observar que la profundidad del orificio es mayor y presenta el EDH fracturas en su superficie (Fig. IV. 20.A).

La Fig. IV.21. muestra las fotografías de MEB y se puede apreciar en los incisos E y F las zonas que fueron fundidas durante la interacción del rayo láser-EDH. Por lo tanto podemos decir que el EDH no presenta cambios tan drásticos como los presentados en las secciones anteriores en las cuales se alcanza la

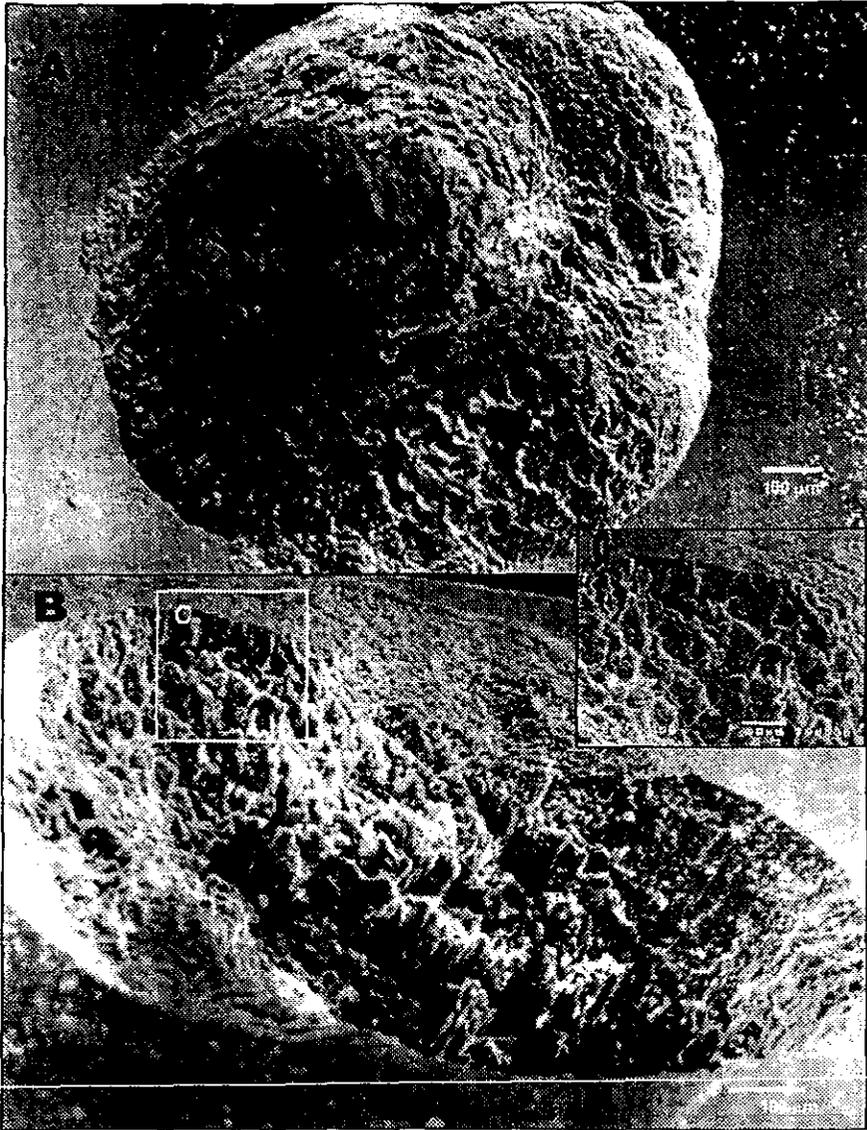


Fig. IV.17 Efecto del rayo láser sobre la superficie del EDH utilizando láser dental Er:YAG a 50mw por 2 seg. A) Vista en la dirección normal a la superficie. B) Vista a 45°, obsérvese la profundidad del ataque y la limpieza del proceso. C) Amplificación de la pared de la cavidad, nótese la estructura del esmalte dental que se preserva y la ausencia de fracturas.

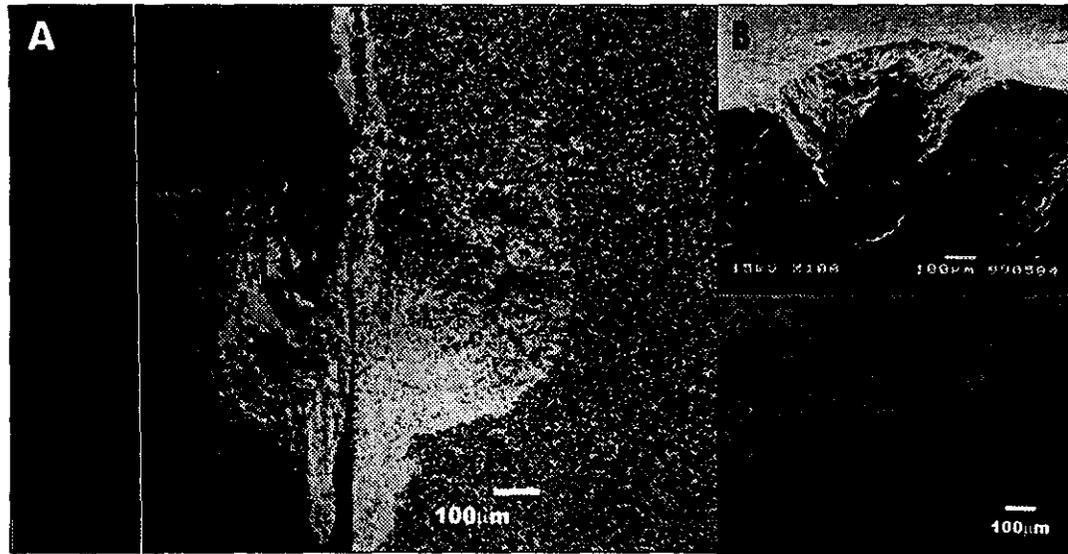


Fig. IV.18 Superficie del EDH atacada con láser Er: YAG a 50mw durante 2 seg. A) Imagen en la dirección normal de la superficie. B) Vista a 90° de la normal, obsérvese el ataque en forma de cono y la profundidad de éste. C) La fractura que se observa fue producida por el método de preparación de la muestra para su análisis.

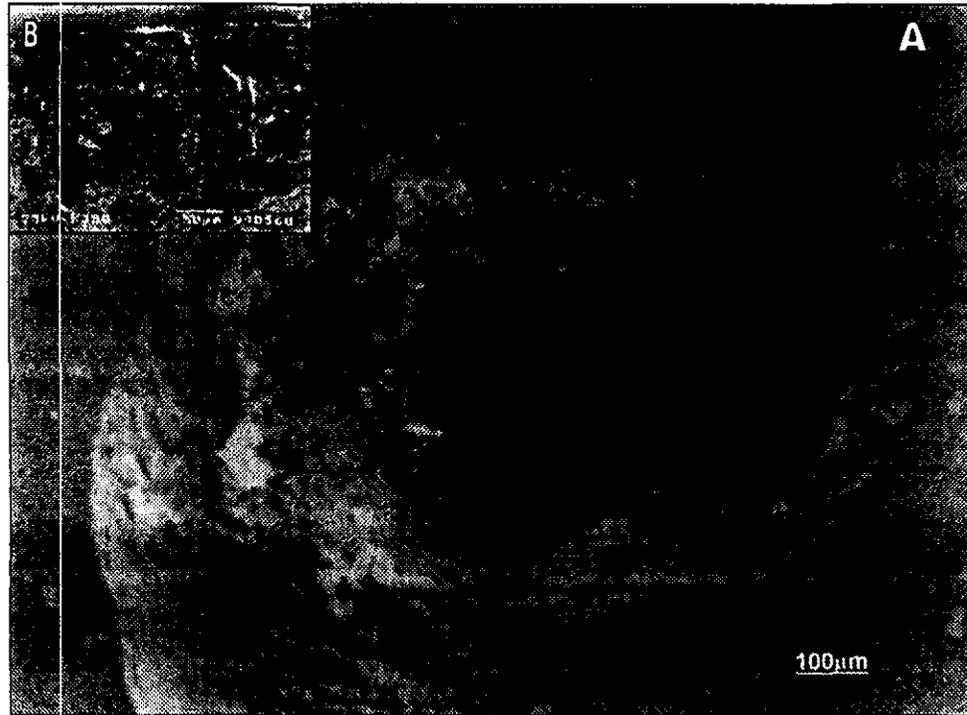


Fig. IV.19 Efecto del rayo láser Er:YAG en la superficie del EDH. El ataque fue de 38mw por 4 segundos. A) Nótese la ausencia de fracturas en el orificio producido. B) Amplificación de la pared, obsérvese la estructura, que presenta superficie irregular con fusión de los prismas.

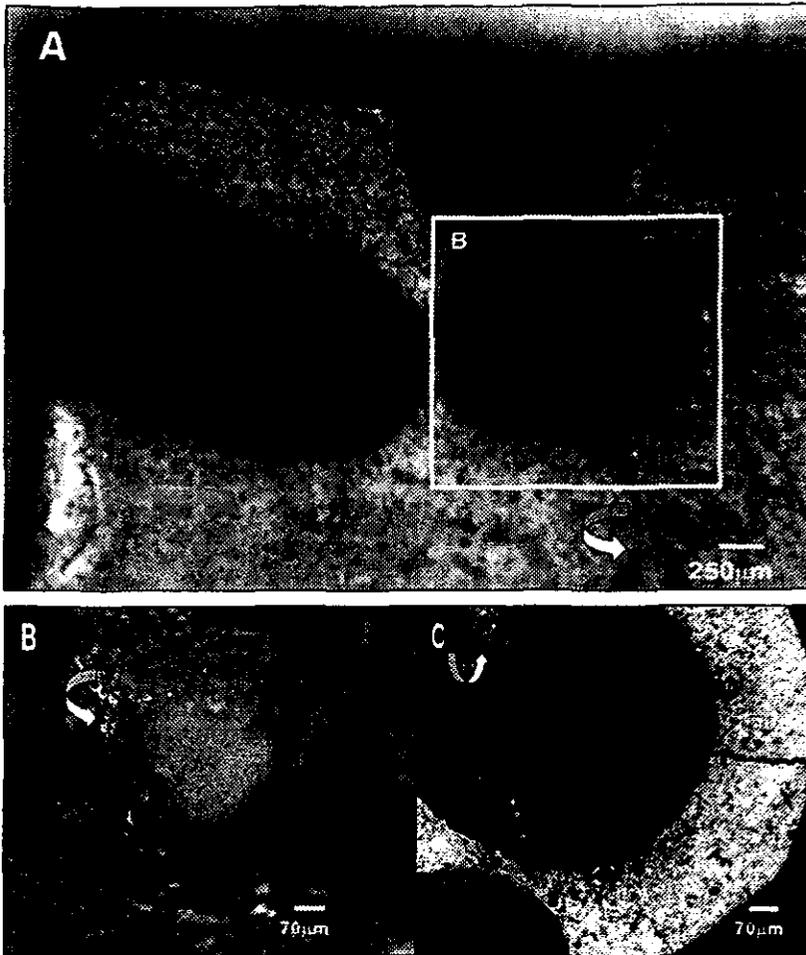


Fig. IV.20 Superficie del EDH atacada con láser Er:YAG a 38mw por 4seg. Observada por microscopio óptico. A) Imagen en campo claro, observe la fractura indicada por la flecha. B) Amplificación del recuadro en la Fig. A. Campo claro, obsérvese el tejido en la pared del ataque indicado por la flecha. C) Imagen en Contraste de fase.

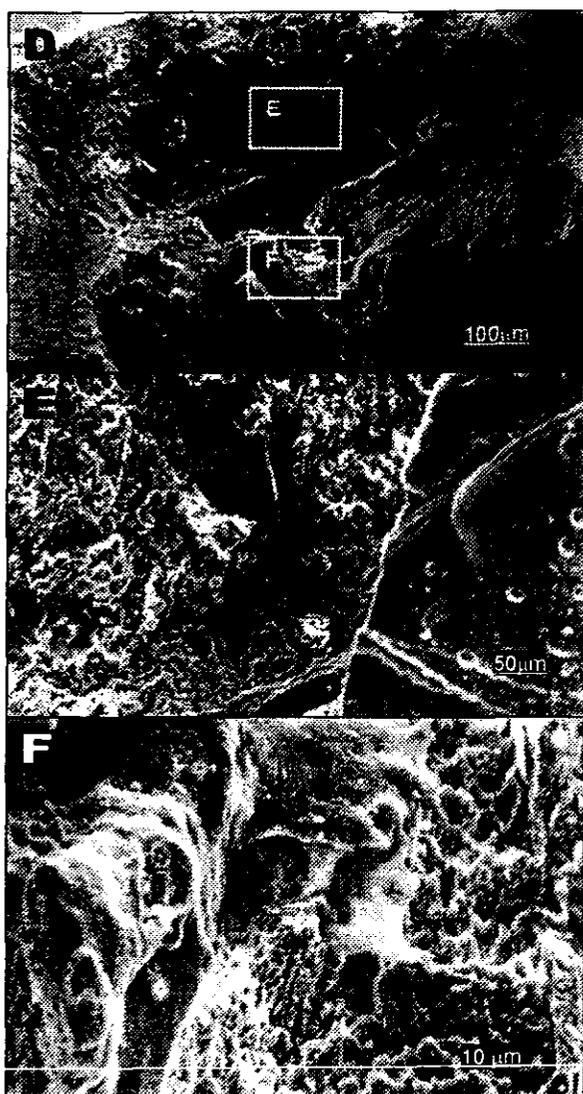


Fig. IV.21 Superficie de EDH irradiado con láser dental Er: YAG a 38mw durante 4 segundos, observada por MEB. D) Imagen a 68° de inclinación, se aprecia la profundidad de la cavidad. E) y F) Amplificación de los cuadros en D. Se observa claramente la fusión del material.

temperatura de fusión del EDH que oscilan en los 1200°C, a pesar de que el agua se encuentra presente.

En la Fig. IV.22 analizamos por medio de MEB las paredes del orificio que muestran fracturas, las cuales son de dimensiones menores a las ya observadas en las secciones anteriores. Son fracturas muy finas. Las paredes en este caso muestran zonas que han sido fusionadas como se muestra en los incisos H y J.

Al aplicar el rayo láser dental a una potencia de 33mw durante 6 segundos (Fig. IV.23) la cavidad que se produjo es limpia y muy profunda. Para observar los prismas irradiados se procedió a pulir superficialmente la muestra y posteriormente se le aplicó H_3PO_4 para poder observarse por MEB. Los resultados fueron prismas intactos ilustrado en la Fig. IV. 23 B, C, D.

En la interacción de 25mw durante 10 segundos, se origina un orificio de dimensiones considerables, tal y como se presenta en la Fig. IV.24. En este caso existe la presencia de fracturas y también existe la fusión del material. Por tanto, podemos decir que este rayo láser hace orificios profundos, limpios pero con la presencia de fracturas alrededor y dentro de la cavidad. Además los prismas en la pared muestran fusiones, indicios de que la temperatura alcanzada es muy alta.

Los resultados de ésta sección se resumen en la tabla IV. 3. Se puede concluir que los daños con éste láser son menores, pero también se alcanzan temperaturas de 1200°C aún con presencia del chorro de agua constante. Aunque el material fundido es reducido, también cabe hacer notar que la presencia del haz aplicada en una zona muy reducida nos conduce a preparaciones limpias y controladas en comparación con el láser quirúrgico de CO_2 , que presenta un área

mayor de ataque. Los efectos con mayor daño los encontramos en el ataque realizado con una potencia de 25mw por 10 segundos, donde la cavidad es profunda y se acompaña de fusiones y algunas fracturas sin embargo debemos hacer notar que este láser presenta un haz bien colimado como una limitante para el tratamiento de los tejidos duros en el consultorio dental.

En conclusión, podemos decir que el láser dental Er:YAG, produce cambios físicos a la estructura del EDH, por la generación de altas temperaturas, aún con la presencia del rocío de agua. Los cambios morfológicos son evidentes por la fusión de los prismas en algunas zonas de las cavidades (principalmente en las paredes y en el fondo), así como las pequeñas fracturas.

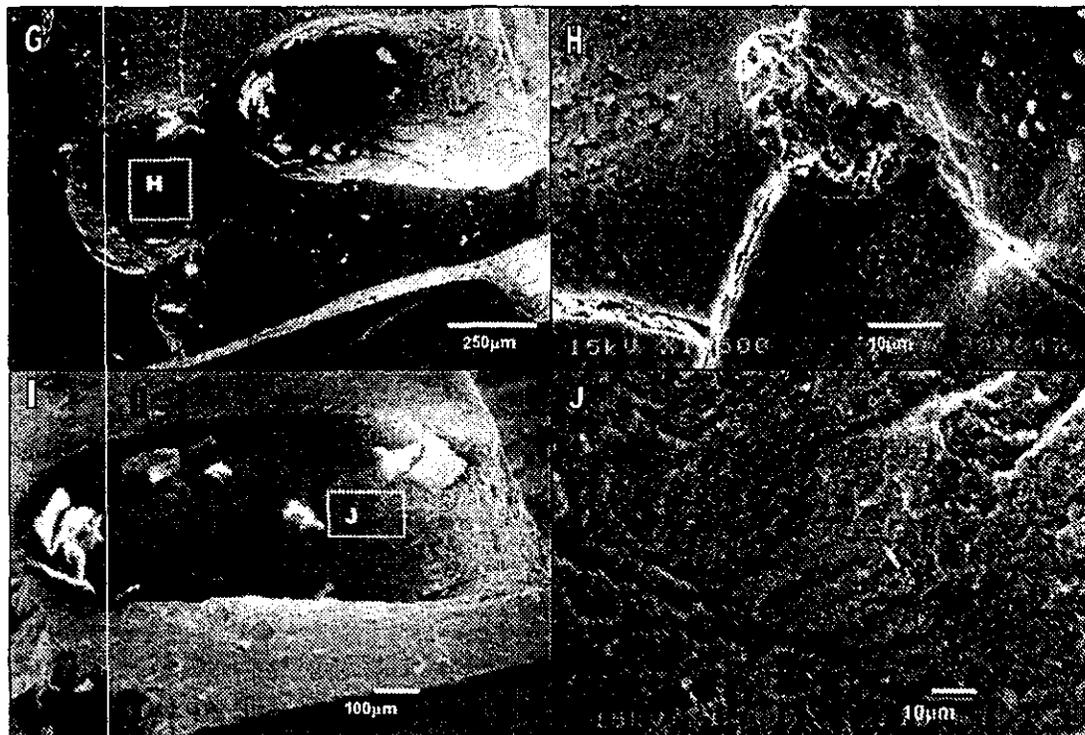


Fig. IV.22 G) Ataque a la superficie del EDH con láser Er:YAG a 38mw por 4 segundos, donde se presentan 2 ataques con el mismo procedimiento. H) Amplificación del recuadro en G, observe las fracturas. I) Amplificación del ataque observado en G. J) Amplificación del recuadro en I; obsérvese las fracturas producidas.

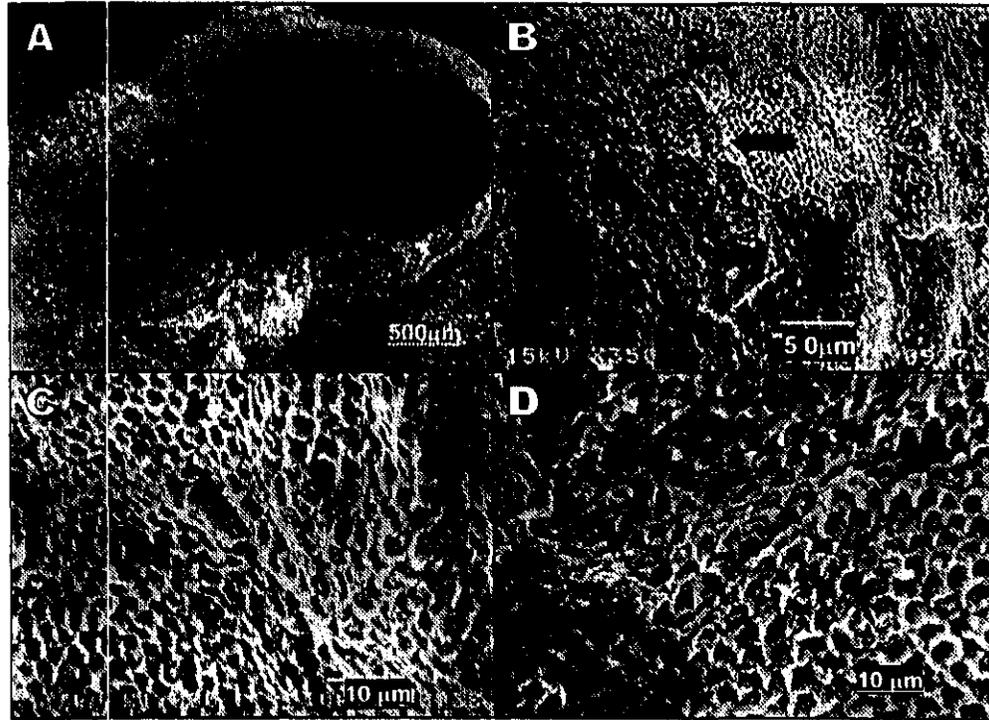


Fig. IV.23 Superficie de EDH irradiada con láser dental Er: YAG a 33 mw por 6 segundos. A) Imagen de la cavidad producida. Después se aplicó H_3PO_4 . B) Interfase entre el esmalte irradiado y el sano, indicado por la flecha. C) Prismas de la superficie sin irradiar. D) Prismas de la zona irradiada.

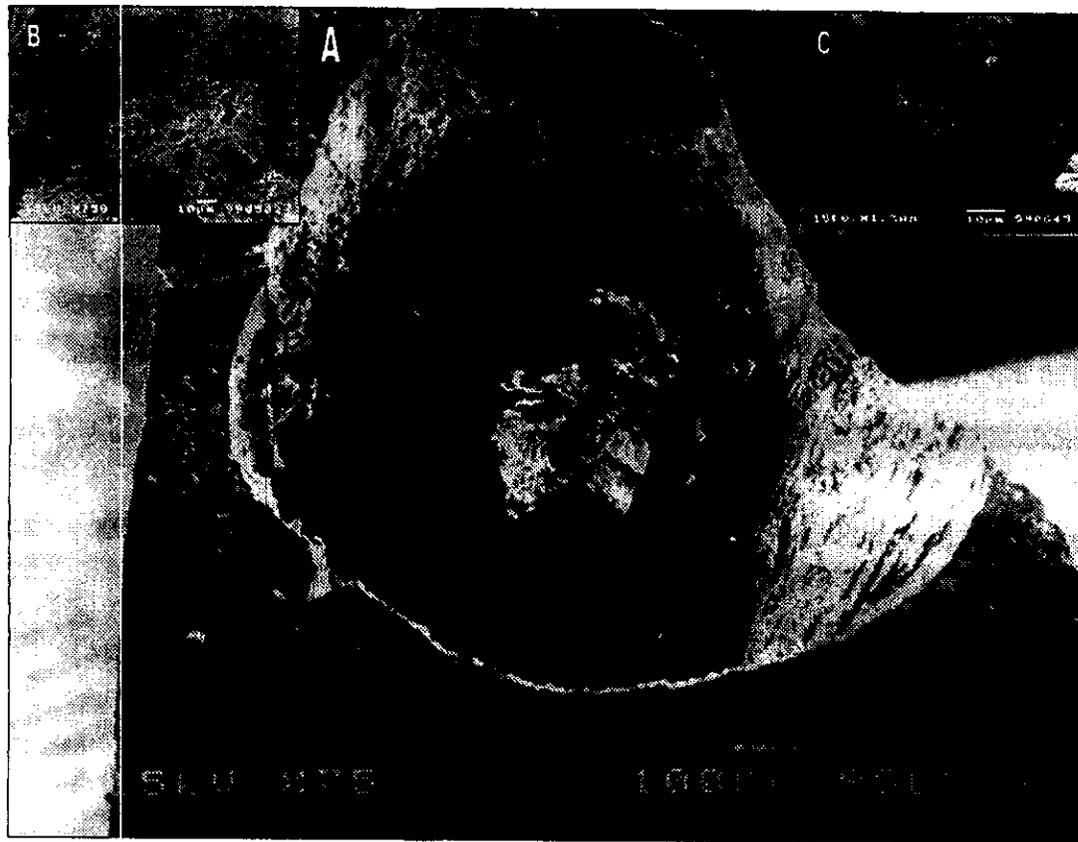


Fig. IV.24 Ataque por láser Er:YAG en el EDH a 25mw durante 10 seg. A) Obsérvese la casi ausencia de fracturas y la limpieza del proceso. B) Pared de la cavidad, donde se observa la fusión del esmalte y su superficie irregular. C) Fondo de la cavidad, donde se observa tejido dental fusionado en una masa homogénea.

IV.4 ANÁLISIS EN MET DEL EDH IRRADIADO

Un intento por conocer el esmalte dental fundido, se realizó análisis en MET. En este caso la muestra se pulverizó, se colocó sobre una rejilla de cobre y se observó en el microscopio electrónico de transmisión. Los resultados se observan en la Fig. IV.25, mostrando el patrón de difracción de área selecta y una imagen en campo claro del EDH. Como era de esperarse, tomando en cuenta la cantidad de material fundido con respecto al volumen del material no irradiado, tenemos una cantidad muy pequeña de material fundido, por lo tanto, no fue posible saber mediante esta técnica, si hay un cambio estructural entre el material fundido y el EDH, ya que al indexar el patrón de difracción, dió las mismas características de la HAP, por lo que no se puede saber si el material fundido presenta una estructura diferente o es exactamente el mismo.

Por estudios realizados anteriormente,⁵³ se sabe que el EDH al ser fundido o calentado pasa de ser HAP a un fosfato octacálcico. Sin embargo, se da un proceso reversible cuando se deja de aplicar la temperatura. Por lo tanto el material a temperatura ambiente vuelve a tener la estructura de la HAP. En este caso, se tiene el inconveniente, de que no se puede asegurar si es un fosfato octacálcico o HAP. Dada la experiencia adquirida, todo indica que es HAP fundida, perdiendo su estructura de prisma hexagonal y convirtiéndose en una masa sin forma. Pero esto no quiere decir que sea un material amorfo, ya que es solamente un material cristalino que su hábito ha dejado de ser el prisma que conocemos del EDH.

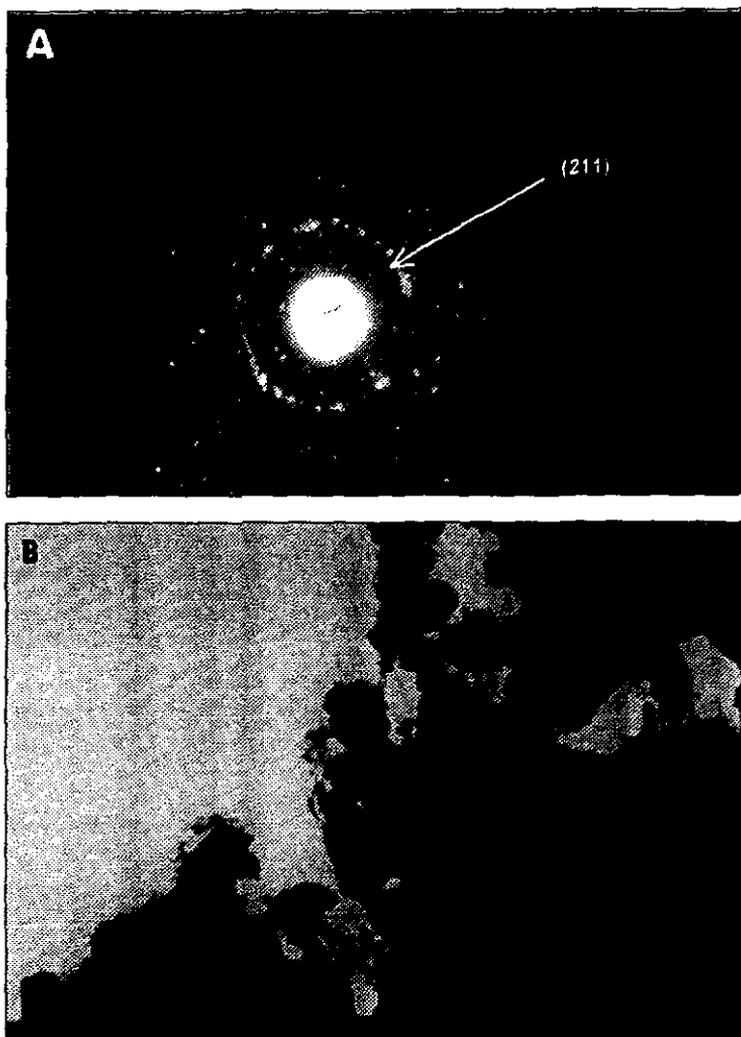


Fig. IV.25 imágenes de MET que muestran la estructura del EDH. A) Patrón de difracción del esmalte radiado con láser de CO_2 a 10 w por 5 seg. B) Imagen de campo claro, al analizar el patrón de difracción concordó con la estructura de la hidroxiapatita.

CAPÍTULO V

DISCUSIÓN

Resumiendo los resultados obtenidos y comentados en el capítulo anterior podemos decir que al aplicar el rayo láser a la superficie del EDH, la topografía del orificio que se produce va a depender de varios parámetros, entre los que se encuentra el tipo de láser, potencia, tiempo de aplicación y el medio ambiente del sistema. En general, el rayo láser de CO₂, al aplicarlo sin agua, produjo cavidades poco profundas, y fracturas en el EDH. Sin embargo, cuando este mismo láser es aplicado con agua, la profundidad aumenta, las fracturas son menos severas y la fundición de los prismas se aumenta considerablemente (Fig. IV.10, 11 y 14). El rayo láser Er:YAG produjo cavidades más profundas, con una menor densidad de fracturas, además de disminución de la fundición del tejido. En este caso, la aplicación del agua juega un papel crucial para la obtención de los mejores resultados.

En este capítulo discutiremos los resultados observados y se dará su interpretación a partir de los conocimientos que del proceso de interacción entre el rayo láser y la superficie del EDH se tienen. Se pone un gran énfasis en la interpretación física del proceso.

V.1 LA SUPERFICIE DEL ESMALTE DENTAL HUMANO

El esmalte dental humano está constituido por material inorgánico en un 95%, material orgánico en 4% y agua en 1% aproximadamente. El material inorgánico se encuentra distribuido principalmente en cristales nanométricos alargados de hidroxiapatita y cubiertos de una capa de material orgánico de espesor atómico.

Millones de estos cristales de hidroxiapatita forman el prisma del esmalte, el cual ya

presenta dimensiones de micrómetros en sección transversal y de milímetros en sección longitudinal (Fig. V.1). Estos prismas tienen su origen en la unión amelodentinaria; cruzan todo el espesor del esmalte (aproximadamente 1 a 1.5 mm en promedio) y cubren a la dentina.

A nivel atómico, los cristales de hidroxiapatita son formados por átomos de Ca, P, O e H ordenado en una celda unitaria de forma hexagonal de dimensiones $a=0.9\text{nm}$ y $C=0.68\text{nm}$. El arreglo es tal que se obtiene la composición química $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, que corresponde a la hidroxiapatita (Fig. V.2). Si se ataca la superficie del esmalte dental con ácido orthofosfórico con el objetivo de revelar su estructura, se observa el arreglo de prismas que lo constituyen. El prisma tiene forma de un "ojo de cerradura" o de "cuchara" y el arreglo que se presenta conforma el esmalte. Los prismas están envueltos por tejido orgánico, que forma las vainas. En la Fig. V.1 se observan los cristales de hidroxiapatita que conforman los prismas. Esta estructura es la que interacciona con el rayo láser al ser aplicado.

V.2 EL RAYO LÁSER Y EL ESMALTE DENTAL HUMANO

El rayo láser es una onda amplificada de radiación electromagnética y hace uso de la energía interna de los átomos para producir un haz de luz coherente de una determinada frecuencia caracterizada por la casi nula dispersión. Esta coherencia de la luz emitida es la que permite el uso del láser en campos de la ciencia y la industria.

Existen varios tipos de láser. Para el estudio realizado en este trabajo se utilizó un rayo láser de estado sólido Er:YAG, es decir de granate, aluminio e itrio que, contiene impurezas de erbio, el cual es de alta potencia y opera con una longitud de onda de $3\mu\text{m}$ aproximadamente. También se utilizó un láser de CO_2 . La

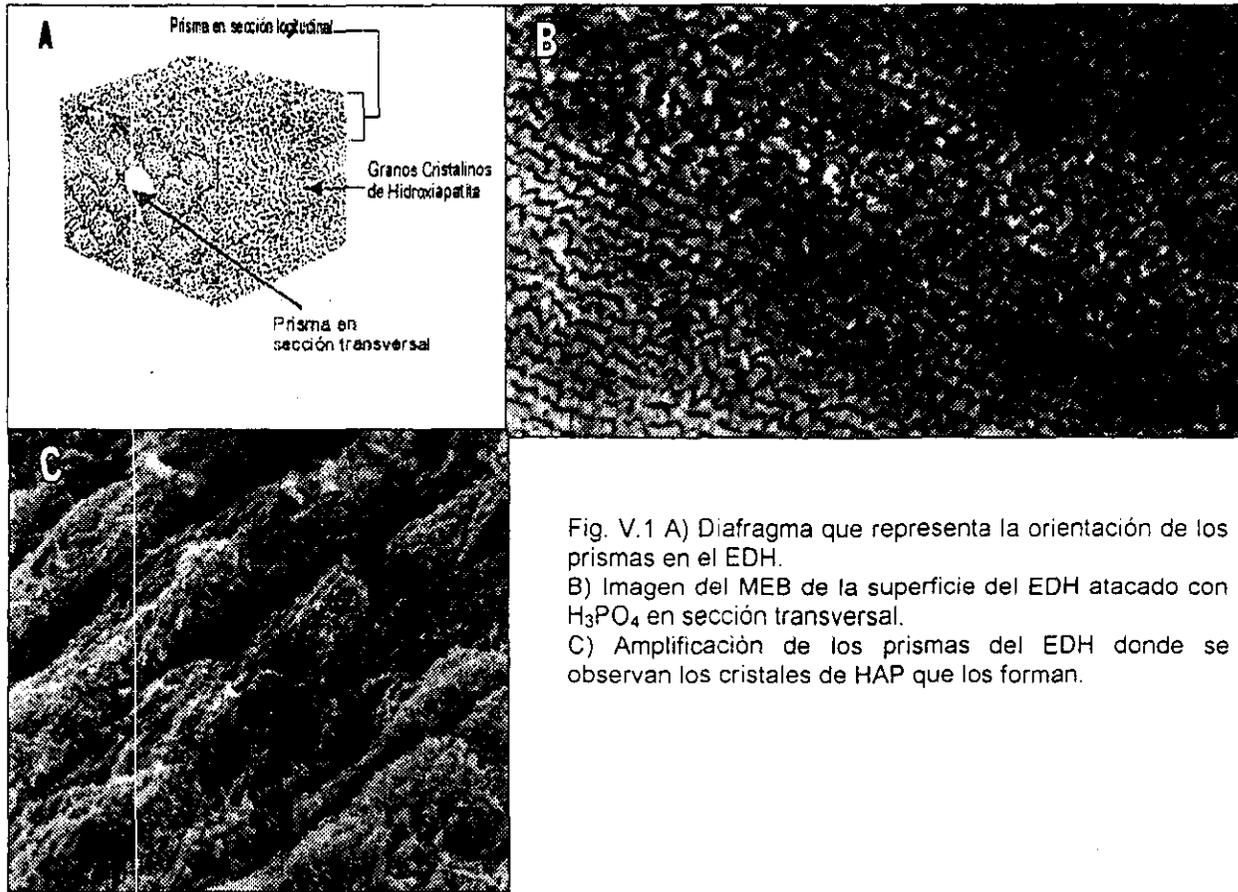


Fig. V.1 A) Diafragma que representa la orientación de los prismas en el EDH.
 B) Imagen del MEB de la superficie del EDH atacado con H_3PO_4 en sección transversal.
 C) Amplificación de los prismas del EDH donde se observan los cristales de HAP que los forman.

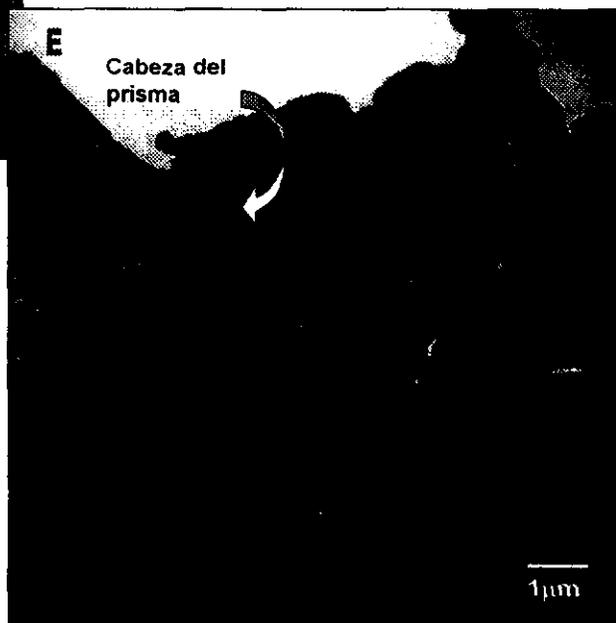
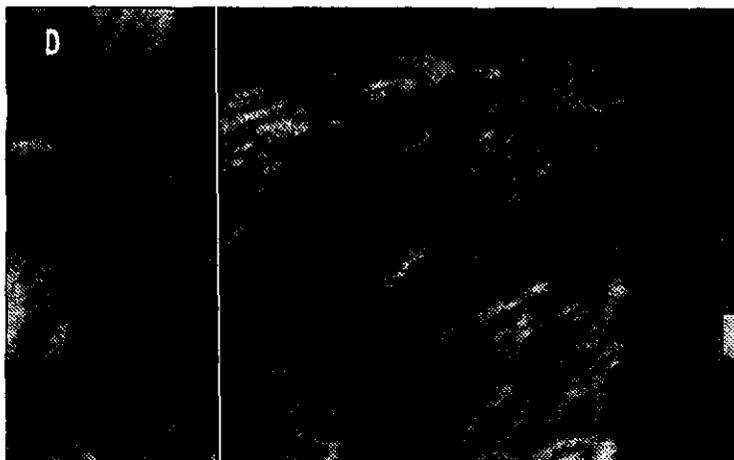


Fig. V.1 D) Amplificación del prisma visto por MEB. E) Imagen de MET del corte transversal de uno de los prismas del EDH en donde se observan los cristales de HAP.

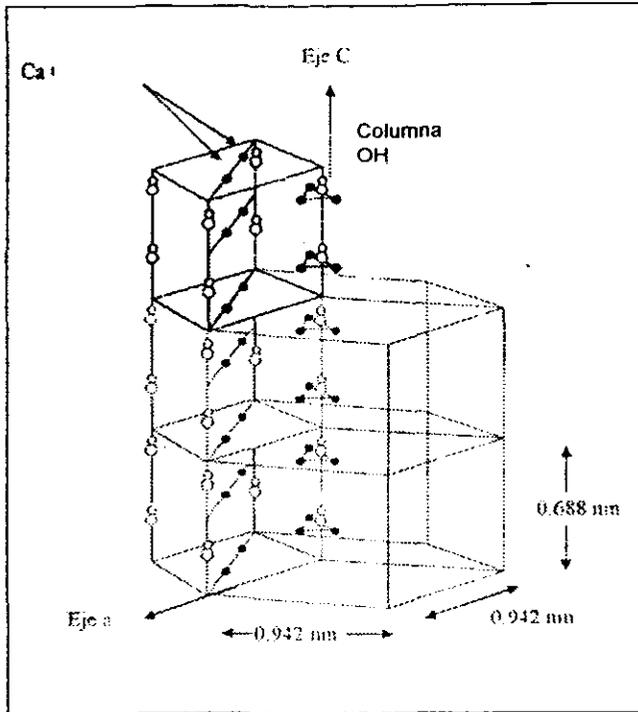


Fig. V.2 Celda unitaria de la estructura hexagonal de la hidroxiapatita, donde sólo se muestran las posiciones de los átomos de Ca, O e H.

molécula de dióxido de carbono emite en el infrarrojo con longitud de onda de 10.6 μm aproximadamente.

El rayo láser es una onda electromagnética, por lo tanto es de especial interés el analizar la respuesta de los materiales dieléctricos, o no conductores, a los campos electromagnéticos. Cuando un dieléctrico se somete a un campo eléctrico, la distribución interna de carga se distorsiona. Esto corresponde a la generación de momentos eléctricos dipolares, los cuales, a su vez, contribuyen al campo interno total. Resulta, por lo tanto, una polarización iónica o atómica.

Entonces, si el dieléctrico se somete a una onda electromagnética incidente, la estructura de las cargas eléctricas experimenta fuerzas y/o torques variables con el tiempo (Fig. V.3). Las fuerzas que surgen dependen de la parte eléctrica y magnética de la onda (Fig. V.4). La componente magnética de la fuerza ejercida por la onda tienen la forma:

$$F_M = qV \times B$$

En comparación con la componente eléctrica de la fuerza que es:

$$F_e = q E$$

Donde la relación entre el campo eléctrico y el magnético es:

$$E = c B$$

$$\text{pero } v \ll c$$

Por lo que F_M es despreciable. Por lo tanto, lo que importa es la respuesta al campo eléctrico.

Imaginemos que los electrones exteriores, o de valencia, están ligados a los núcleos por una fuerza restauradora que es proporcional al desplazamiento de los

electrones del punto de equilibrio (Fig. V.3.A). Al interactuar con el campo eléctrico, el átomo se comporta como un oscilador que esta siendo impulsado por el campo eléctrico (Fig. V.3.B).

La fuerza F_E ejercida sobre un electrón por el campo $E(t)$ del láser es una onda armónica de frecuencia ω es de la forma

$$F_e = q_e E(t) = q_e E_0 \cos(\omega t), \text{ donde } q_e \text{ es la carga del electrón.}$$

Mientras que la fuerza restauradora es: $F_R = -m_e \omega_0^2 x(t)$, donde m_e es la masa del electrón y la constante ω_0 es la frecuencia natural del oscilador sin la interacción del campo; es la frecuencia con la cual un átomo puede absorber o emitir energía radiante y por lo tanto, la ecuación de movimiento está dada por la segunda ley de Newton:

$$F_t = F_e - F_r = m_e a$$

Podemos anticipar que el electrón oscilará con la misma frecuencia que el campo externo $E(t)$ y así podemos tener la solución de la forma:

$$X(t) = X_0 \cos(\omega t)$$

$$\text{Donde } X_0 = \left(\frac{q_e / m_e}{\omega_0^2 - \omega^2} \right) \cdot E_0$$

$$\text{y así } X(t) = \left(\frac{q_e / m_e}{\omega_0^2 - \omega^2} \right) E(t)$$

Por lo tanto, en la presencia de un campo eléctrico del láser cuya frecuencia sea menor que ω_0 , $E(t)$ y $X(t)$ tienen el mismo signo, lo que significa que la carga puede seguir la fuerza aplicada (estarán en fase). Sin embargo, cuando $\omega > \omega_0$, el

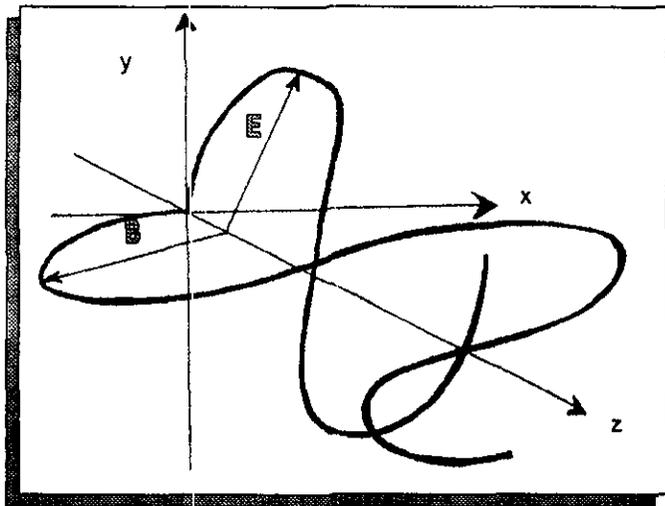
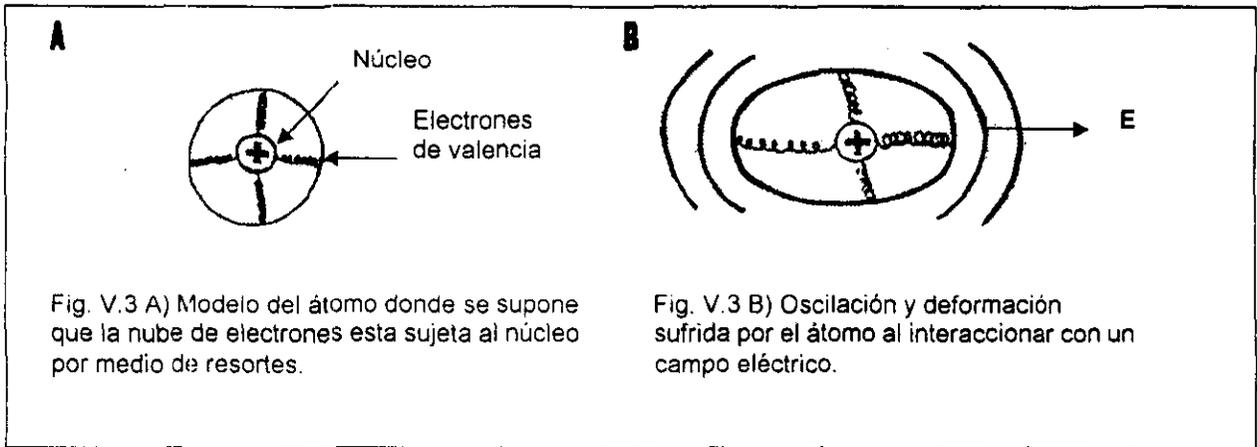


Fig. V.4 Representación esquemática de la onda del rayo láser en donde se aprecia su componente eléctrica "E" y magnética "B".

desplazamiento $x(t)$ esta en la dirección opuesta a la de la fuerza (180° fuerza de fase).

Una molécula tiene, entonces, muchos modos de oscilación pero cada uno de ellos tiene una frecuencia e intensidad bien definida.

En la región ultravioleta, cuando ω se aproxima a una frecuencia natural, los osciladores comenzarán a resonar, sus amplitudes aumentaran marcadamente y esto será acompañado por amortiguamiento y una fuerte absorción de la energía de la onda incidente. De hecho, cuando $\omega = \omega_0$, el amortiguamiento de la energía se hace dominante, esta es una barra de absorción. Todas las sustancias poseen bandas de absorción en alguna región del espectro electromagnético de frecuencia. Las moléculas de H_2O y CO_2 tendrán resonancia tanto en el infrarrojo como en el ultravioleta (Fig. V.5). Por lo tanto se observará una banda de absorción en el infrarrojo en las moléculas de H_2O .

Resumiendo, en el material se pueden imaginar osciladores electrónicos vibrando a la frecuencia de la onda incidente. Cuando $\omega > \omega_0$ las oscilaciones son pequeñas y hay poca absorción. En resonancia, las amplitudes de las oscilaciones aumentan. La energía electromagnética removida de la onda incidente y convertida en energía mecánica se disipa térmicamente dentro del material.

Una de las propiedades más significativas de la onda electromagnética es que transporta energía. Por consiguiente, es muy importante considerar la energía radiante por unidad de volumen, es decir la densidad de energía u . Esta es:

$$u = \epsilon_0 E^2$$

Donde ϵ_0 es la permeabilidad eléctrica del medio.

$$\epsilon_0 = K_e \epsilon_v$$

Donde K_e es la constante dieléctrica (es una cantidad adimensional) y ϵ_v es la permeabilidad del vacío ($= 8.85 \times 10^{-12} \text{C}^2 / \text{Nm}^2$). K_e para el aire es aproximadamente 1 y para el agua es 80.

El flujo de energía electromagnética S , por unidad de tiempo (la potencia) a través de un área unitaria tiene unidades de w/m^2 en el sistema MKS y se representa como:

$$S = c^2 \epsilon_0 E \times B$$

Donde c es la velocidad de la luz. S se conoce como el "vector de Poynting".

De aquí, la irradiancia es:

$$I = \langle S \rangle = \frac{c \epsilon_0}{2} E_0^2$$

Donde $\langle S \rangle$ es el valor promedio en el tiempo del vector de Poynting. La rapidez de flujo de la energía radiante es la potencia o flujo radiante y es expresado en watts. Si se divide el flujo radiante que incide sobre la superficie por su área, tenemos la densidad de flujo. Esta tiene unidades de w/m^2 .

Si una onda electromagnética incide sobre un objeto, se impartirá un momentum a los átomos del material y por consiguiente, éste será transmitido a la red estructural del objeto en su conjunto. La velocidad promedio de transferencia de momentum por unidad de área, o equivalente la fuerza por unidad de área, se conoce como la presión de radiación P_r . En el caso especial de incidencia normal y

absorción completa de la luz que llega, $P_r = I/c$, donde I es la irradiancia y c la velocidad de la luz.

V.3 INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

El láser de CO_2 tiene una longitud de onda $\lambda = 10600\text{nm}$, y el láser de uso dental Er:YAG $\lambda = 2940\text{nm}$. Esto significa que en ambos casos la longitud de onda es mucho mayor que las dimensiones de los parámetros de red de la HAP ($a=b=0.94\text{nm}$; $c=0.68\text{nm}$) por lo que gran parte de la energía de estos interacciona con el EDH cubriendo un área micrométrica y hacer vibrar la red calentándola. La parte restante, de acuerdo a su frecuencia, excita los niveles de energía molecular generalmente imprime un momentum a estados repulsivos en la zona irradiada de los fragmentos que se separan.

Es lógico, que a medida que se requieran áreas más pequeñas, la longitud de onda del láser que se utilice debe ser más pequeña. Es decir, el área de interacción es directamente proporcional al tamaño de la longitud de onda en uso.

De las observaciones de fundición de los prismas del EDH se deduce que la interacción del rayo láser con el cristal pone a vibrar la red hasta calentar y fundir el área, aunque todo parece indicar que al solidificarse se reconstruye de nuevo el cristal hexagonal de la HAP. Sin embargo, las dimensiones del cristal de HAP deben ser diferentes a las iniciales debido a que en este sistema reconstruido la estabilidad del ion $(\text{PO}_4)^{3-}$, cuya energía de amarre es de 58.3 eV , la del anion Ca^{2+} con energía de amarre de 34.8 eV , y la del $(\text{OH})^-$, con energía de amarre que es de 11.5 eV , ha sido modificada. El ion $(\text{OH})^-$ es el primero que se desprende por el efecto térmico, recombinándose en forma de vapor de agua.

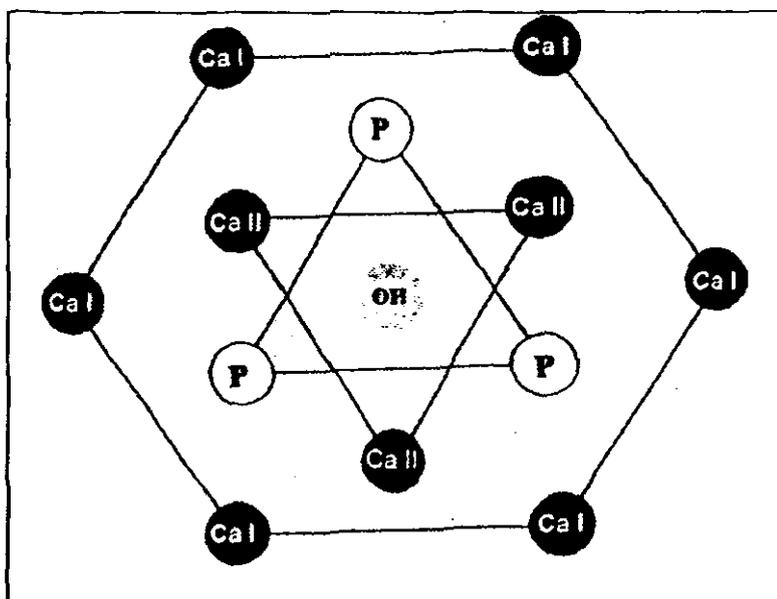


Fig. V.6 Representación esquemática de la proyección de la celda unitaria de la HAP a lo largo del eje hidroxilo, donde se presentan las posiciones de los átomos de Ca, P, O e H.

En la Fig. V.6 se muestra esquemáticamente la estructura de la HAP en la dirección del eje de los OH; es decir, en la dirección hkl, a igual a [001]. En esta figura se muestra el equilibrio de cargas de los átomos Ca, P, O y H. Sabemos que los iones tienen carga Ca^{+2} , P^{+5} , $(\text{PO}_4)^{-3}$, y $(\text{OH})^{-1}$ y, por lo tanto la carga eléctrica neta del sistema es cero. Si se modifica este sistema quitando el ion $(\text{OH})^{-1}$, la carga se modifica y el hexágono presentará dimensiones mayores.

Por otro lado, el electron-volt (eV) equivale a 1.6×10^{-19} Joules; es decir, 1 Joule = 6.2×10^{18} eV. Entonces, la energía inicial del láser que incide sobre la superficie del EDH es por mucho mayor a las energías de amarre de los átomos en la celda unitaria de la HAP.

Aparte del efecto anterior, en cuanto al desprendimiento del material para formar cavidades, la interacción tiene que ver con los enlaces de la red cristalina y moleculares ya que el láser los debilita si las frecuencias de vibración en el potencial de amarre son del orden de los del láser. El efecto total es que la cohesión queda en desventaja ante la repulsión del potencial que los liga a la celda unitaria hexagonal de la HAP y las moléculas de $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ son separadas. En segunda alternativa, las moléculas pueden recrystalizarse y los fragmentos presentarse como HAP. Kuroda y Fowler²⁴ no encontraron otro material diferente a la HAP, pero establecieron la presencia de α -fosfato tricálcico o fosfato tetracálcico en esmalte tratado con láser de CO_2 de alta densidad.

Estas observaciones quedan apoyadas por los resultados obtenidos de la estructura de las cavidades, que en todos los casos es cristalina y formada de HAP

aún cuando se haya fundido. En el análisis químico no se observó la formación de CaO que sugeriría la descomposición del fosfato de calcio.

En los sistemas láser comerciales de uso odontológico el efecto térmico se disminuye considerablemente debido a la aplicación del rocío con agua que es el mejor absorbente de radiación láser. En este caso no se suprime el efecto de la radiación sobre los enlaces y amarres de la estructura del EDH, lo cual hace que el desgaste del esmalte pueda llevarse a cabo sin efecto considerable de fusión. Las fracturas creadas con este tipo de láser son de dimensiones menores a las creadas por el láser de CO₂ (Fig. IV. 2, 3, 17 y 21). Por esto mismo, las perforaciones pueden hacerse más profundas ya que la energía del haz no tiene efecto térmico importante por la presencia del agua. De esta manera la energía del rayo láser puede enfocarse solamente en erosionar el esmalte. Si la energía del haz es más alta, puede ser distinta de los estados cristalinos o moleculares y entonces no rompe los enlaces; y los efectos se vuelven térmicos y solamente superficiales. Compartimos el punto de vista de E.J. Burkes et al⁹, al establecer que hay mayor penetración del rayo láser, ya sea el de Er: YAG o de CO₂, cuando se aplican junto con agua y/o la superficie del EDH se mantiene húmeda. Así mismo, disminuye la temperatura generada, evitando un daño a tejidos adyacentes.

En los trabajos de Bahar y Tagomori,²² así como Nelson et al.,⁵⁴ se observa el tejido fundido con aspecto esmerilado o rugoso después de la radiación láser en fosetas y fisuras. En este trabajo realizamos la interacción de agua con láser de CO₂ sobre la superficie del EDH y observamos que al permanecer mojado el EDH e interactuar con el láser se produce una fundición de tejido en forma muy uniforme. Además se observó que dependiendo de la potencia y el tiempo de aplicación del

láser ocasiona pérdida de tejido (Fig. IV. 10 y 14). Sugerimos que si se calcula la potencia y tiempo adecuado podríamos aplicar la radiación láser con agua como un sellador de fosetas y fisuras, con características de mayor fusión superficial y menor daño al EDH. Es claro que el tema nos ofrece alternativas de seguir investigando, especialmente las características del material fundido durante el proceso.

CONCLUSIONES

1. El rayo láser de dióxido de carbono sin agua produce cavidades no bien definidas y poco profundas, fracturas y fundición de los prismas al ser aplicado a la superficie de EDH.
2. El rayo láser de dióxido de carbono interactuando con agua, produce cavidades no bien definidas pero más profundas, disminuyendo el tamaño de las fracturas y la fundición de los prismas fue más uniforme.
3. El rayo láser de Er:YAG con agua produce cavidades profundas y bien definidas. La fundición se observa en las paredes y las fracturas disminuyen considerablemente.
4. En la base de las propiedades de absorción de la radiación, el agua es el mejor medio para aplicar la radiación láser a la superficie del EDH. Su uso es crucial para la mejor elaboración de cavidades de acuerdo a los estándares odontológicos.
5. El rayo láser de Er:YAG a una potencia de 50mw durante 2 segundos al aplicarlo sobre el EDH, no produce fracturas, entonces nosotros recomendamos estos parámetros para aplicarlos en la clínica dental y evitar dicha desventaja.
6. En la estructura química de la superficie del EDH no se observa un cambio notable en la familia de los fosfatos, ni nuevas estructuras, ya que el componente mayoritario siguió siendo la hidroxiapatita.

CONSIDERACIONES PARA TRABAJO A FUTURO

1. Aún con los avances tecnológicos en el campo odontológico, incluyendo el uso del rayo láser, no se ha podido eliminar por completo el uso de instrumentos rotatorios como la pieza de mano de alta velocidad, para dar un terminado óptimo al momento de preparar cavidades.
2. Se puede decir que, aún hay mucho por investigar, como lo es la resistencia que adquiere el EDH después de ser irradiado con rayo láser, y si hay realmente un intercambio iónico.
3. Si varios autores determinan que el esmalte irradiado adquiere resistencia, entonces, se podrían realizar más estudios para establecer la potencia y tiempos adecuados, para poder aplicar el rayo láser de dióxido de carbono como sellador de fosetas y fisuras y poder emplearlo como método preventivo contra el proceso carioso.
4. Si realmente se alcanzan temperaturas tan altas (1200°C), entonces el EDH en un momento dado se convierte conductor y por lo tanto en la práctica clínica puede afectar directamente a los tejidos adyacentes, principalmente al tejido pulpar y si esto es comprobable, debe tenerse mucho cuidado al aplicar el rayo láser.
5. Por tales consideraciones, nosotros como Cirujanos Dentistas, debemos informarnos e incluso tratar de tener la posibilidad de practicar con algún aparato *y/o medicamento que vayamos a aplicar en la clínica para poder ver los efectos, ventajas y desventajas que pueda tener y así determinar su aplicación o su*

desecho en la práctica profesional y sobre todo no dejarnos influenciar por los criterios comerciales. Es importante mencionar que el único equipo de láser dental certificado por los Estados Unidos de Norteamérica por la FDA es el Er: YAG Centauri® para ser aplicado en tejidos blandos y duros. Aunque la Asociación Dental Americana (ADA), sólo recomienda su uso para eliminar caries poco profundas en pacientes adultos.

BIBLIOGRAFIA

1. LE GEROS R.Z. "Calcium phosphates in Oral Biology and Medicine". Suiza: Karger (1991).
2. ALCÁNTARA RODRÍGUEZ C.M. Caracterización del esmalte dental humano por microscopía electrónica de transmisión. México D. F.:Universidad Nacional Autónoma de México, 1993. 104pp. Tesis (Cirujano Dentista)
3. MALACARA D. Óptica tradicional y moderna. México:F.C.E (1989).
4. GORDON T.E. "Some effects of laser impacts in extracted teeth" J.Dent. Res. 45(2) 1964; 372-375.
5. ODONTODOSMIL. "Entrevista al Dr. Héctor Martínez Arizpe, el láser dental en México". Odontodosmil. 1993; año 1 No. 2: 6-8
6. FEATHERSTONE J. D. B., y Nelson D. G.A. "Laser effects on dental hard tissues ". Adv. Dent. Res. 1987; 1 (1):21-26.
7. McCORMACK S.M., Fried D., Featherstone J.D.B., Glana R.E., y Seka W."Scanning Electron Microscope observations of CO₂ laser effects on dental enamel". J.Dent. Res: 1995. 74 (10): 1702-1708
8. MEURMEN J.H., Hemmerle J., Voegel J.C. Rauhamaa-Mäkiren R., y Loumanem M. "Transformation of hidroxiapatite to fluoroapatite by irradiation with hig-energy CO₂ laser" Caries Res. 1997; 31: 397-400. TYPLER P.A. Física moderna. España: Reverte (1985).

9. BURKES E.J., Hoke J., Gomes E., y Wolbarasht M.. "Wet versus dry enamel ablation by Er: YAG laser" *The Journal of Prosthetic Dent.* 1992; 67(6): 847-851.
10. COZEAN C., Arcoria C.J., Pelagalli J., Powell L. "Dentistry for the 21st Century Erbium: YAG laser for teeth". *JADA.* 1997; 128: 1080-1087.
11. TYPLER P.A. *Física moderna España: Reverte (1985).*
12. PREMIER LASER SYSTEM, INC. "Dental Laser Education Program"; 1-22.
13. NORVERTO Nova M. "El láser en Odontología". *Dentista y Paciente.* 6(70) Abril(1998); 32-35.
14. STERN R.H., Sognages R.F y Goodman F. "Laser effect on in vitro enamel permeability and solubility" *JADA.* 73 (4) 1966; 838-843.
15. PICK R.M. "Empleo del láser en la práctica clínica dental". *J. de clínica en odontología.* 10(4) 1994-1995; 45-58.
16. BENDER I.B. " Pulp response to externally applied heat ". *Endodontics.* 19(4) (Abril)1965; 515-530.
17. COLVARD M. y Kuo P. "Managing aphthous ulcers laser treatment applied". *JADA.* 122 Junio(1991); 51-53.
18. WILDER S.P.J., Dang y T. Kurosaki. "Investigating the range of surgical effect on soft tissue produced by a CO₂ laser". *JADA.* Mayo(128)1997;583-588.
19. URIBE J. E. *Operatoria dental. Ciencia y práctica.* Madrid: avances (1990) 367-377.
20. KANTOROWITZ Z.V.I., Featherstone J. D.B., Fried D. "Caries prevention by

CO₂ laser treatment: dependency on the number of pulse used". JADA. 1998; 129: 585-591.

21. ARCORIA C. y Cozean C. "Oral tissue healing studies using multiplewavelength lasers". Premier Laser System, Inc. The 4th International Congress on Laser in Dentistry. Singapore 6-10 Ago (1994). 251-254.

22. BAHAR A. y Tagomori S. "The effect of normal pulsed Nd:YAG laser irradiation of pits and fissures in human theeth." Caries Res. 1994; 28:460-467.

23. NIEMZ M. A. "Cavity preparation with the Nd:YLF picosecond laser" J. Dent. Res. 1995; 74(5):1194-1199.

24. OHO T., Morioka T. "A possible mecanismo arcquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation". Caries Res. 1990; 24: 86-92.

25. WESTERMAN G. H., Hicks M.J., Flaitz C.M., Powell G.L., Blankenav R. J. "Surface morphology of sound enamel after Ar laser irradiation in vitro scanning electron microscopies study". The J. of Clinical Pediatric Dentistry. 1996;21(1): 55-59.

26. FOX J. L., Yu D., Otsuka M., Higuchi W. I. , Wong J. , Powell G. "Combined effects of laser irradiation an chemical inhibitors on the dissolution of dental enamel" Caries Res. 1992, 26: 333-339.

27. STERN R.H., Vahi J., Sognnaes R. F. "Lased enamel: ultrastructuralai observations of pulsed carbon dioxide laser effects". J. Den. Res. 1972; 51 (2): 455-460.

28. McKEE M. D. "Effects of CO₂ laser irradiation in vivo on rat alveolar bone and incisor enamel, dentin and pulp." J. Dent. Res. 1993; 72(10); 1406-1417.

29. GIMBLE C., Hansen R., Swett A., Winn D., Pelagalli J., Cozean C. "Er:YAG clinical studies for hard tissue applications" Premier Laser System, Inc. The 4th International Congress on Laser in Dentistry. Singapore. 6-10 Ago (1994) 267-271.
30. FOLA/ORAL. III(10) Oct. 1997. p. 254.
31. KELLER U., y Hibst R. "Effect of Er: YAG Laser in Caries treatment: A clinical pilot study" Laser Surg. Med. 20: (1997) 32-38.
32. EVERSOLE L.R., Rizoiu I. y Kimmel A.I. "Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium: YSGG laser-powered hidrokinetic system". JADA. 128 Ago (1997) 32-38.
33. MENA H.M. "Terapéutica de las cavidades". Revista de la Facultad de Odontología. Universidad Central de Ecuador. No. 3; 1995: 41-46.
34. BAUM L., Phillips R.W., Lund M.R. "Tratamiento de operatoria dental" 2ª. Ed. México: Interamericana (1987).
35. TOUATI B., y Miara P. "Nuevo sistema de cerómeros para restauraciones inlay / onlay". Signature International. 3(2); 1998: 7-11.
36. TRUMMLER A., Gaitisch M., Muller D., Weiss V. "Compoglass. Resultados clínicos en dos años". Signatute International. 3(1); 1998: 2-6.
37. LIEBENBERG W. H. "Cerómeros directos: asegurando la intergridad de la restauración utilizando de forma selectiva dos viscosidades". Signature. Edicion especial. 1998: 8-15.
38. TRINKNER T. " Targis- Vectris System. Obtención de restauraciones funcionales empleando un nuevo sistema cerómero". Signature International.

2(2); 1997: 2-7.

39. CECIL E.H. "Introduction to electron microscopy". 2ª ed. N. Y. Mc Graw-Hill book Company. 1990: 12, 35-37.

40. GETTYS W. E. y Keller F. J., "Física clásica y moderna." México: Continental S. A. De C. V. 1991:789-790.

41. PELCZAR. J. M. "Microbiología." México: Mc Graw-Hill. 1970:1245-1253.

42. YACAMÁN, M. J. y Reyes Gasga J. "Microscopía electrónica." Una visión del microcosmos. México:Fondo de cultura Económica. 1995: 143.

43. GLORIA HERNÁNDEZ MA. DE JESUS: Proceso de disolución in vitro del esmalte dental humano por MET, tesis de licenciatura, Facultad de odontología, UNAM, 1994:71.

44. VARGAS U.L. "Análisis estructural y químico de la línea oscura de los granos del esmalte dental humano por medio de microscopía electrónica." Tesis de maestría, Facultad de Odontología. División de estudios de posgrado e investigación. UNAM, 1997:86.

45. STROTHER G. K. "Física aplicada a las ciencias de la salud" 2ª. Ed. México. Ed. Mc-Graw Hill, 1980: 564-570.

46. YOUNG D. HUGH. "Extended version with modern physics." 8th ed. Massachusetts: Addison-Wesley Publishing Company, 1992: 1012,1013, 1151-1154, 1173-1174: 45.

47. WILLIAM R. D. A., Elliott J. C. "Bioquímica dental básica y aplicada." México. Ed. Mc-Graw Hill, 1990: 767-771.

48. BROWN W. V. "Citología." Barcelona: Omega, S. A. 1979: 123-128.

49. BLAKEMORE J. S. "Solid State Physics" 2ª. Ed. U.S.A: Cambridge University Press. 1985: 39-42.
50. REYES G. J. "Manual para los usuarios del laboratorio de microscopía electrónica." IFUNAM. Dpto de Materia Condensada, 1987.
51. VADILLO P. R.A. "Guía para la correcta selección y aprovechamiento de los materiales de consumo en el laboratorio metalográfico." México: Quetzalcoatl, S.A. 1994: 31.
52. REYES G. J. "La microscopía electrónica y el esmalte dental humano". Ciencia y Desarrollo, 1995, 31-43.
53. REYES G.J., García G.R., Alvarez F.O., Chávez C.J.C., y Vargas U.L.E. "Conductivity in human tooth enamel". J. of Materials Science. 34; 1999; 2183.