



Universidad  
Nacional  
de Córdoba



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CÓRDOBA**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**ESCUELA DE POSGRADO**

**“LÁSER DE DIÓXIDO DE CARBONO EN EL TRATAMIENTO  
DE CARIES DENTAL”**

TESISTA:

**OD. ANDREA GLADYS URIBE ECHEVARRÍA**

DIRECTOR:

**PROF. DR. HÉCTOR GENDELMAN**

**CÓRDOBA, 1995**



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA

*Meri L.*

LASER DE DIOXIDO DE CARBONO EN EL  
TRATAMIENTO DE CARIES DENTAL

T  
D2  
Oral  
EJ.2  
010513

Trabajo de Tesis para optar al Titulo de  
Doctor en Odontología

Odontologa  
Andrea Gladys Uribe Echevarría

Córdoba, 1995



Director de Tesis

Prof. Dr. Héctor Gendelman

A mis Padres  
A Marcelo y Maximiliano  
A Leonardo, Diego, Mariela y Karina  
Con todo mi amor.

## Agradecimientos

A mi Padre, Profesor Doctor Jorge Uribe Echevarría, permanente fuente de inspiración y aporte científico.

Al Profesor Doctor Hector Gendelman, Director y amigo, por su constante apoyo y asesoramiento.

Al Profesor Doctor Luis Beaugé y al Doctor Alfredo Cáceres del Instituto de Investigaciones Médicas Mercedes y Martín Ferreira, por su colaboración científica.

Al personal del Centro de Investigación de Materiales y Metrología de Córdoba.

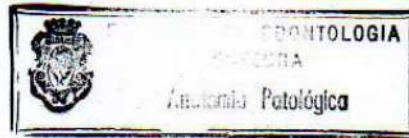
A mi Madre, a mi Esposo, a mis Hermanos y a todas aquellas personas que de una u otra manera colaboraron, me alentaron e hicieron posible la realización de este Trabajo de Tesis.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA

Certifico y otorgo el Visto Bueno a la Od. Andrea  
Gladys Uribe Echeverría para realizar trabajos relacionados  
con su tesis doctoral en la Cátedra de Anatomía Patoló  
gica "A" de esta Facultad. - - - - -  
Córdoba, noviembre 25 de 1991

**Dn. HECTOR GENDELMAN**  
PROFESOR TITULAR



INSTITUTO DE INVESTIGACION MEDICA  
MERCEDES Y MARTIN FERREYRA

TELEFONO: (051) 602506  
FAX 54-51-695163

CASILLA DE CORREO 389  
5000 CORDOBA, ARGENTINA

Por el presente CERTIFICO que la Odontóloga Andrea Gladys  
Uribe Echeverría está autorizada a utilizar las facilidades  
de video-microscopía de este Instituto para efectuar parte  
de su Trabajo de Tesis Doctoral.

Córdoba, 3 de Diciembre de 1991

Luis Beaugé  
Director



Del Sistema INTI  
Instituto Nacional de Tecnología Industrial



CENTRO DE INVESTIGACION DE MATERIALES Y METROLOGIA

Del Sistema INTI  
Pabellón de Ingeniería  
Ciudad Universitaria  
Casilla de Correo 884  
5000 - Córdoba  
República Argentina

Tel.: (051) 601334 (directo)  
39013 606935 606905  
35317 606923  
Télex 51060 CIMM AR

CORDOBA 01 - DICIEMBRE - 1991

**Certifico que la Od. Andrea G. URIBE ECHEVARRIA está realizando los estudios para su trabajo de tesis doctoral en el laboratorio de Microscopía Electrónica de Barrido de este Centro.-**

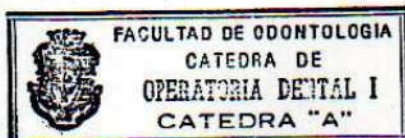
LIC. JOSE A. INDOVINO  
JEFE DE SECCION  
MICROSCOPIA ELECTRONICA Y  
MICROANALISIS



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CORDOBA  
FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**Certifico por el presente que la Od. Andrea Uribe Echevarría está autorizada a efectuar los trabajos relacionados con su tesis doctoral en la Cátedra a mi cargo.-**

**Córdoba, noviembre 25 de 1991**



Dr. JORGE URIBE ECHEVARRIA  
PROFESOR TITULAR



# Indice de Contenidos

I.- Introducción.....	8
II. Reseña Histórica y Antecedentes Bibliográficos.....	10
III. Estructura y Composición de Esmalte y Dentina.....	15
III. A. Estructura y Ultraestructura Adamantina.....	15
III. B. Estructura y ultraestructura Dentinaria.....	17
IV. Caries dental.....	21
IV. A. Caries de Fosas, Surcos, Puntos y Fisuras Oclusales.....	22
IV. B. Caries de Superficies Proximales y Libres.....	24
V. Evolución y Principios Fundamentales del Laser.....	27
V. A. Principios Físicos del Laser.....	27
a) Inversión de la Población y Emisión Estimulada.....	28
b) Amplificación de la Radiación.....	30
c) Oscilación de la Radiación.....	30
V. B. Efecto Laser.....	31
a) Propiedades del Efecto Laser.....	31
V. C. Tipos de Rayos Laser.....	32
a) Partes Constitutivas del Laser.....	33
VI. Laser de Dióxido de Carbono.....	36
VI. A. Efectos Biológicos.....	42
VI. A. 1. Acción sobre la pulpa dentaria.....	44
VI. A. 2. Acción sobre Esmalte y Dentina.....	45
VII. Investigaciones Realizadas.....	52
VII. 1. Objetivos Generales.....	52
VII. 2.- Objetivos Específicos.....	52
VII. 3. Materiales y Métodos.....	52
VII. 3. A. B. C.....	52
VII. 3 .D. Materiales y Metodos.....	59
VII. 4. A. B. C. Resultados.....	62
VII. 4.D. Resultados.....	116
VII. 5. Discusión.....	157
VIII. Conclusiones.....	165
Resumen.....	168
Summary.....	171
Bibliografía.....	174

# LASER DE DIOXIDO DE CARBONO EN EL TRATAMIENTO DE CARIES DENTAL

## I. INTRODUCCION :

Los tejidos duros del diente son afectados por caries, abrasiones y traumatismos-fracturas que determinan su deterioro parcial o total y que según el grado de avance de estas lesiones, pueden llevar a la pérdida total del elemento dentario.

La caries dental conjuntamente con la enfermedad periodontal, constituyen las enfermedades bucales más comunes del hombre actual, siendo considerada la tercera calamidad sanitaria en el mundo por expertos de la OMS.(74).

La historia de la búsqueda de los medios de control y prevención de la caries, seduce y asombra. No ha habido un lugar en nuestro planeta donde esta batalla no fuera librada, teniendo constancia de ello en los relatos y crónicas de los pueblos más antiguos.(74).

Para lograr la eliminación del tejido cariado se han utilizado distintos procedimientos que cautivaron a los investigadores de todas las épocas. Es así que desde la utilización de la magia y la mitología, hasta llegar al Conjuro al Gusano de la Caries Dental, la humanidad ha recorrido un largo camino tratando de alcanzar los medios y técnicas necesarias para lograr su prevención y curación.

Así, los pueblos más remotos de la antigüedad que se pierden en la noche de los tiempos utilizan todos los recursos de su época para la concreción de su curación.

La aparición de las fresas de Sölingen impulsadas por el arco de relojero; la conquista que significó el uso del torno a pedal y del torno eléctrico; los multiplicadores de mediana y alta velocidad, para arribar al advenimiento de la turbina de ultra-alta velocidad, la profesión odontológica evolucionó y modificó los antiguos conceptos sobre el tratamiento de las estructuras dentarias enfermas.(3), (22).(Figura 1).

La posibilidad de aplicación de ácidos débiles como el ácido DL-2-aminobutírico para la eliminación físico-química de la caries dental, abrió nuevas expectativas para la extirpación del tejido enfermo, sin utilizar medios rotativos y brocas, lo que posibilitó su utilización en áreas o territorios inaccesibles.

La aparición en el mercado mundial de diferentes tipos de Lasers, entre ellos

el CO<sub>2</sub> o de Dióxido de Carbono, ofrece a la Odontología nuevas posibilidades para su utilización en el tratamiento, prevención y control de la caries dental, así como también en la esterilización del tejido dentinario o la fusión con finalidad preventiva.(74)

Sin embargo el calor desarrollado, el poder de penetración en los tejidos, la destrucción indiscriminada de algunos de ellos o la posibilidad de fusión-vaporización de otras estructuras, ha planteado múltiples interrogantes, que a su vez han posibilitado el desarrollo de numerosas hipótesis de trabajo, generando nuevos conocimientos respecto al uso de esta tecnología en diferentes áreas de la Ciencia Odontológica.



*Figura 1. Fresa de Sölingen, utilizada para la eliminación del tejido cariado, por rotación manual entre los dedos índice y pulgar.*

## II. HISTORIA Y ANTECEDENTES BIBLIOGRAFICOS :

El artífice dentista, que ejerció sus habilidades fresando, limando y puliendo elementos dentarios, y que sin ninguna finalidad y sólo con fines estéticos aplicó oro, platino, obsidiana, piritita de hierro, turquesas, amatistas y brillantes en los dientes para realzar la belleza o el status económico-social, es más antiguo, que el odontólogo dedicado a curar las afecciones de los dientes, y por otra parte, sea cual fuere el concepto que se tenga de estética, la raza humana supo soportar resignadamente los más atroces sufrimientos para hermosearse de acuerdo a los conceptos de belleza de su época. (3), (22).

La belleza corporal y especialmente la estética del rostro y de la boca, ha sido el supremo ideal de la humanidad en todas las épocas y en todos los tiempos.(3).

Una de las leyendas que se repiten con tanta frecuencia y que terminaron por convertirse en verdades históricas, es la creencia de que el ejercicio de la profesión odontológica comenzó en los salones de los barberos, y por ello éstos deben considerarse como los legítimos antepasados de nuestra profesión. Nada más lejos de la verdad.

Es cierto que en determinados períodos de la historia, los barberos extraían dientes, aplicaban sangrías y drenaban abscesos superficiales, pero ello no quiere decir que éste fuera el origen de la Medicina o de la Odontología; en realidad su origen se confunde con el de la Medicina, desde el origen del hombre hasta la segunda o tercera década del siglo XVII, aunque también se sabe que un dentista llamado Hesi-Re (525 a.C.) ejerció remotamente en Egipto, a través de lo cual podemos deducir que en épocas tan tempranas ya existía una especialización profesional. (22).

Aparentemente fueron médicos los primeros practicantes de nuestra especialidad y es por esto que teniendo en cuenta la historia, debemos remontarnos a las tierras del margen del Nilo, a la antigua Mesopotamia, para llegar a conocer los principios de este largo proceso evolutivo que caracteriza a la Odontología.

Desde el alba de los tiempos, el hombre debió enfrentarse a diferentes situaciones físicas, sociales y psicológicas; accidentes y enfermedades ante las cuales tomó distintas posturas, para tratar de erradicarlas, o por lo menos llegar a provocar algún alivio o curación. (18), (22).

La caries dental, como enfermedad de los tejidos duros del diente, no escapa a estos conceptos y actitudes. La Odontología Mesopotámica conoció estos mismos procesos dentarios, con sus manifestaciones patológicas y las primeras referencias sobre estas lesiones se encuentran en tablillas grabadas con la oración y fórmula para destruir al Gusano Dentario que corroía y destruía los dientes, la cual debía ser rezada como parte fundamental para el tratamiento y en cuyo texto se leía ...

“ Después que ANU creó los cielos,  
los cielos crearon la tierra,  
la tierra creó los ríos,  
los ríos crearon los canales,  
los canales crearon los pantanos,  
los pantanos crearon el gusano, ...  
Levántame y déjame residir entre los dientes y encías,  
de modo que yo pueda tragar la sangre del diente,  
y corroer el cartílago de las encías.  
Puesto que has dicho eso gusano,  
que EA te golpee con la fuerza de su puño.  
Este es el ritual mágico.  
Mezcle cerveza, aceite y la planta del Sa-Kil-Bir  
colóquela en el diente,  
y repita el conjuro tres veces. “(18).

No obstante la leyenda del gusano dental, evoluciona como verdad científica a lo largo de los siglos, hasta que en 1728 Pierre Fauchard, lo discute y lo ridiculiza.

Pero a pesar de todo ello el gusano de los Asirios sigue siendo el origen de la caries dental durante largos años, en muchos pueblos primitivos. (18).

Fue así que las diferentes civilizaciones trataban de buscar la forma de suprimir dicha enfermedad, como los Chinos que estaban seguros de poseer uno de los mejores procedimientos terapéuticos para curar la caries dental... los excrementos de murciélago. (18).

El descubrimiento del Papiro de Ebers ( 3700 a 1500 a.C. ) , permite saber que los Egipcios colocaban incienso “considerado como fuente de perfume sobrenatural” en el hueco de la caries y lo pulverizaban con beleño endurecido con mastique para

hacer una bolita que se introducía en la cavidad. (3).

Si se analizan estos componentes, actualmente se sabe que el Incienso es la fuente mas poderosa de liberación de fenol libre ambiental (por eso fue utilizado por muchas religiones en ambientes cerrados, en donde se congregaban los fieles), el beleño es un eficaz narcótico y el mastique es la forma antigua de designar al barniz de copal.

Se cree que los Hebreos fueron los primeros en usar oro para la obturaciones de las caries dentales, según los relatos del Génesis de Moisés y los Cantos de Salomón.

Los Griegos utilizaban pasta o esencia de mirra o láminas de plomo, mientras que los Etruscos al igual que los Hebreos lo hacían con oro y los Romanos recomendaban introducir pedazos de pizarra envueltos en lana. (3), (11), (33).

De esta forma podríamos seguir enumerando gran cantidad de recetas mágicas o pseudocientíficas para el tratamiento de la caries dental, las cuales fueron utilizadas durante años, hasta llegar al Siglo XVI considerado el Siglo de Oro de la Odontología, ya que se lograron progresos para el tratamiento y la obturación de la caries dental , pero a pesar de todos los adelantos la práctica del arte de curar la ejercían casi exclusivamente "los dentistas ambulantes, barberos o sacamuelas," cuyo ámbito de acción se encontraba en lugares públicos, como plazas y ferias, en las cuales continuaban extrayendo piezas dentarias, sin tener en cuenta los sabios consejos de la época, los cuales fueron satirizados mediante gran cantidad de obras pictóricas y literarias como en la obra de Don Miguel de Cervantes Saavedra en donde el famoso Hidalgo Don Quijote De La Mancha le dice a su escudero. ...

"Pero has de saber Sancho,  
que la boca sin muelas,  
es como un molino sin piedras,  
y mucho más se ha de estimar, un diente que un diamante ..." (3).

En América todo lo referente a la medicina era un gran mito, donde se concebía ésta mediante la magia, saber y práctica de los sacerdotes, el que debía de determinar cuál era el mal que aquejaba a esa persona y de acuerdo con esto exponer las oraciones y ofrendas. (11), (62).

Los Incas, los Aztecas y los Mayas, se valían del uso de plantas medicinales

para lograr aliviar los males y dolores bucales; sin embargo estos últimos lograron un dominio intelectual y científico del tallado dentario que hoy asombra y apasiona, ya que las incrustaciones de piedras preciosas y semipreciosas Mayas eran encastradas con gran precisión y cementadas con un pegamento de color blanco cuya composición determinada por Fastliff S. con espectrofotometría atómica es semejante a los modernos cementos de policarboxilato de cinc o a los cementos de ionómeros vítreos. (11).

En el año 1728 Pierre Fauchard, llamado el Padre de la Odontología realizaba la eliminación de la caries y obturaba sus preparaciones con plomo batido y estaño al que luego de martillar, lo bruñía y alisaba.(18),(33), (62).

Pero la evolución de la Odontología continuó pausadamente y fue así que R. Le Freux en 1774 recomienda el tratamiento conservador de la caries con plomo batido en forma de hojuelas o con hojas de oro, para que de esta forma no recibiera irritación el tejido pulpar, a causa de la ingesta de alimentos o bebidas frías o caliente.

Prácticamente durante 100 años la Odontología quedó estancada en el uso y perfeccionamiento de las orificaciones, hasta que en 1818 F. Regnard, mezclando metales fusibles más el agregado de mercurio, crea la amalgama dental.(33).

La instrumentación, la eliminación del tejido cariado y los tallados cavitarios se ven muy favorecidos con la aparición del torno a pedal inventado por Morrison en 1870, y la utilización de la pieza de mano para fresar creada por Bonwill en 1889.

De esta manera continúa una larga historia sobre la búsqueda insaciable de medios para el tratamiento y prevención de la caries dental, que se encuentran dentro de las llamadas tecnologías decadentes.

Es así que dentro de las tecnologías dominantes y emergentes en Odontología se cuenta en nuestros días con el empleo de instrumental rotatorio impulsado por ultra-alfavelocidad y con métodos más sofisticados como el ácido DL-2-aminobutírico y el Laser de Dióxido de Carbono de uso Odontológico. (74).

La utilización del Laser de CO<sub>2</sub> nos transporta actualmente a un mundo diferente, de tecnologías emergentes e innovadoras a través de las cuales obtendríamos aquello tan anhelado por las antiguas civilizaciones, el tratamiento de la caries dental, sin conjuros ni recetas mágicas y utilizando el Laser de CO<sub>2</sub> de uso Odontológico mediante el cual en sólo décimas de segundo lograríamos eliminar dicha enfermedad.

dicha enfermedad.

Sin embargo el principal medio para combatir la caries dental es la prevención de dicha enfermedad.

Cualquiera fuese la estrategia clínica seleccionada, el conocimiento de las estructuras dentarias, sustrato sobre el que se instala la caries, constituye un principio fundamental.



El conocimiento de la estructura y ultraestructura del esmalte y la dentina son esenciales para comprender la dinámica de la caries dental, sus características, su avance y sus particularidades histo-patológicas, con la finalidad de lograr una mejor comprensión de las investigaciones realizadas en el presente trabajo.

### III. A. ESTRUCTURA Y ULTRAESTRUCTURA ADAMANTINA :

El elemento dentario está recubierto en su porción coronaria por tejido adamantino, que es el tejido de mayor dureza del organismo, pero asimismo es también el de mayor fragilidad, esto se debe al elevado contenido de sales minerales que posee en su composición, las cuales se agrupan para formar ultraestructuralmente cristales de hidroxil o fluorhidroxilapatita y estructuralmente conforman prismas, bastones o varillas.

El esmalte posee un alto contenido de sustancia inorgánica, la cual es de aproximadamente un 92 a 96 %, siendo el contenido de sustancia orgánica de un 1 a 2 % y presentando de un 3 a 4 % de agua.

La mayor parte de la sustancia inorgánica está conformada por cristales de hidroxilapatita,  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  y otros fosfatos de calcio como el octocálcico y el tricálcico que por lo general no tienen una organización cristalina específica.

Posee también un 1 % de sodio y de magnesio, un 3 % de carbonato y concentraciones variables de oligoelementos, que pueden actuar como agentes cariostáticos o cariogénicos tales como flúor, hierro, manganeso, magnesio, estroncio y selenio.(4).

En determinados casos y con fines preventivos el aumento en la cantidad del ion flúor, pasará a sustituir los grupos hidroxilos del cristal de hidroxilapatita, transformándolo en un cristal de fluorhidroxilapatita de origen químico, el que será menos soluble y más resistente a la acción de los ácidos bucales, en relación a los cristales biológicos.

Los componentes orgánicos están constituidos por proteínas del tipo de las enamelinas y amelogeninas.

Las enamelinas son fosfoproteínas ácidas glucosiladas de alto peso molecular, mientras que las amelogeninas son glucoproteínas hidrófilas y con menor peso molecular; también se encuentran glicosaminoglicanos, proteoglicanos, y diversas

clases de lípidos. (4).

El contenido de agua es mínimo y conjuntamente con la presencia de microporos conferirá al esmalte la capacidad de ser permeable a moléculas pequeñas.

El esmalte en su estado maduro es acelular, avascular, y aneural; a causa de ésto no es capaz de realizar funciones metabólicas que se basen en la actividad celular. Sin embargo su composición molecular y su estructura espacial le permiten efectuar funciones físico-químicas que formarán parte fundamental en la prevención de la enfermedad.(74), (75).

Las varillas del esmalte están compuestas por cristales de hidroxilapatita; la hidroxilapatita corresponde a una estructura cristalina hexagonal aplanada cuyas medidas son de 40 nanómetros de ancho, 25 nanómetros de espesor y 160 nanómetros de longitud. Estos cristales están asociados en forma de largas varillas o bastoncillos los cuales atravesarán todo el espesor del esmalte desde la unión o coalescencia amelo-dentinaria hasta la superficie del esmalte.

Los bastones adamantinos constituyen la unidad estructural del mismo, y están ordenados como largas varillas; en un corte transversal presentan las características de un ojo de cerradura, o escama de pescado, constituidos por una cabeza esférica, un cuello estrecho y una cola irregular; a su vez entre dos cabezas se inserta la cola del prisma adyacente.

En sentido longitudinal la varilla adamantina no presenta una trayectoria recta, sino que adoptará una forma espiralar donde en algunas zonas se producirán entrecruzamientos y decusaciones.(67), (28), (3), (45), (74).

El diámetro transversal del prisma a nivel de la cabeza varía entre 5 a 7 micrómetros, alcanzando a nivel de su cuello o cola de 2 a 4 micrómetros, siendo su largo de aproximadamente 9 a 10 micrómetros.

Los cristales de hidroxilapatita son menores en cantidad y en espacio a nivel de la cola y del cuello, esto significa que la cabeza del prisma será la zona de mayor mineralización.

La dirección que adoptan las varillas adamantinas a través de su trayecto por el esmalte es de fundamental importancia para el diseño de las preparaciones cavitarias, para la progresión de la caries dental y para la penetración de los impactos fotónicos producidos por el rayo láser.

"Las varillas forman ángulos agudos hacia la profundidad de los surcos y fosas

"Las varillas forman ángulos agudos hacia la profundidad de los surcos y fosas de las caras oclusales de molares y premolares en su terminación con la superficie externa de las vertientes cuspídeas.

El promedio de ésta angulación es de 60,33 grados sexagesimales.(74), (75).

La terminación superficial de las varillas adamantinas a nivel de las caras oclusales de molares y premolares depende de la inclinación de las vertientes cuspídeas internas. Los tubérculos con vertientes cuspídeas más leves generan ángulos de terminación superficial menos agudos -molares-.

Los tubérculos con vertientes cuspídeas internas más inclinadas generan ángulos de terminación más agudos -premolares-.

Las varillas adamantinas forman ángulos obtusos hacia oclusal cuando terminan en la superficie del esmalte correspondiente al tercio gingival de la cara mesial, distal, vestibular y lingual con un promedio de 96,25 grados sexagesimales.(74), (75).

Las varillas adamantinas forman ángulos rectos o perpendiculares a la superficie del esmalte únicamente en el vértice cuspídeo que forman los respectivos tubérculos". (74), (75).

Podemos afirmar así que el tejido adamantino humano es un sólido microcristalino y microporoso, que reacciona ante cualquier noxa física, química, o biológica, con pérdida de sustancia.

Esta pérdida de sustancia es irrecuperable e irremplazable. Se conoce que existen fenómenos de remineralización que ocurren a nivel submicroscópico, pero no fenómenos reconstructivos o de "restitución ad integrum" como ocurre en otros tejidos del organismo. (74).

### III. B. ESTRUCTURA Y ULTRAESTRUCTURA DENTINARIA :

El tejido dentinario, constituye el mayor volumen y la mayor extensión del elemento dentario. La dentina se halla en íntima relación con el tejido pulpar y es por esto que comúnmente se consideran un sólo tejido u órgano dentino- pulpar. Nos referiremos aquí, principalmente al tejido dentinario, por ser el sitio donde se realizan diversos tratamientos clínicos cuando el avance de la enfermedad así lo exige.

Por otra parte debemos señalar la importancia de la pulpa dentaria que por su estructura es responsable de las diferentes respuestas biológicas que ocurren en el

La dentina estructuralmente está constituida por un 65 a 70 % de sustancia inorgánica, donde principalmente se encuentra en forma de cristales de hidroxilapatita.

Contiene entre un 18 a 20 % de materia orgánica y un 12 % de agua.

La matriz inorgánica está conformada por cristales de hidroxilapatita, que son semejantes a los anteriormente descritos para esmalte con la diferencia que éstos son más pequeños. Dichos cristales son hexagonales compuestos por varias unidades moleculares a los cuales también se agregan fosfatos amorfos como los octocálcicos y tricálcicos, carbonatos, sulfatos, y oligoelementos.

Los cristales de hidroxilapatita se orientan paralelamente a las fibras colágenas de la matriz dentinaria, ubicándose entre las fibras y adentro de las mismas debido a que ocupan los espacios libres entre las moléculas de tropocolágeno.(4), (6)-(45).

La matriz orgánica está constituida por un componente fibrilar y un componente amorfo.

El componente fibrilar es la parte principal de la matriz orgánica y en su interior se encuentran fibras colágenas de tipo I que representarán el 17 % de la masa dentinaria total.

El componente amorfo, sustancia fundamental o matriz amorfa está constituida por glicoaminoglicanos, proteoglicanos y glicoproteínas.

Entre las proteínas no colágenas, las glicoproteínas, las proteínas asociadas al calcio y las fosfoproteínas son las que participarán en la calcificación dentinaria, conjuntamente con la fosfatasa alcalina.

Estructuralmente la dentina está constituida por los conductillos o túbulos dentinarios en cuyo interior se encuentran las prolongaciones citoplasmáticas de los odontoblastos o fibrillas de Tomes; contiene una matriz hiper-mineralizada organizada o dentina peritubular, que rodean a los túbulos dentinarios y la dentina intertubular mineralizada que se encuentra interespacialmente entre los conductillos y su matriz; observándose también la presencia de una capa de predentina que no está mineralizada y se comporta como mediador biológico entre la dentina y la pulpa dental.

Los túbulos o conductillos dentinarios son delgados y se extienden por todo el espesor de la dentina desde el tejido pulpar hasta la coalescencia amelo-dentinaria y cemento-dentinaria. (4), (6), (45).

En su interior se encuentra el proceso odontoblástico o prolongación citoplasmática que dejan los odontoblastos a medida que sintetizan la matriz dentinaria.(4), (45).

El diámetro y el volumen de la luz del túbulo es variable ya que dependerá de la edad del diente, de la edad del paciente, y de las noxas externas que puedan haber influenciado sobre ellos; así en dientes jóvenes éste diámetro es de 6 a 10 micrometros, reduciéndose a medida que transcurre la edad y llegando en el adulto a medir de 3 a 5 micrometros o menos.

También hay que tener en cuenta que el número de túbulos dentinarios es mayor en la periferia del tejido pulpar y que por ésta causa la dentina es más permeable en ésta zona (65.000 túbulos por  $\text{mm}^2$ ) disminuyendo hacia las zonas externas (15.000 túbulos por  $\text{mm}^2$ ).

Interpuestas entre las prolongaciones odontoblásticas y las paredes del túbulo dentinario se encuentra el fino espacio periprocesal cuyo contenido es el líquido tisular, liquors dentinaris, linfa dentinaria o fluido dentinario y algunas fibras colágenas ubicadas concéntricamente.

El fluido dentinario es el responsable de los cambios tisulares, provocados por agentes externos físicos, químicos y biológicos debido a los movimientos del líquido o corrientes transdentinarias, que inducen presiones en el interior del túbulo que indirectamente inciden sobre las terminaciones nerviosas amielínicas provenientes del tejido pulpar, dando así lugar a la iniciación de la hipersensibilidad y/o dolor dentinario.

La dentina peritubular es mucho más mineralizada que la dentina intertubular, y está constituida por cristales de hidroxilapatita, fosfatos de calcio amorfo y una escasa cantidad de fibras colágenas; ésta dentina se deposita en forma centrípeta en relación al túbulo dentinario.

La dentina peritubular está constituida por las siguientes zonas:

- a) La zona hipomineralizada externa que se encuentra ubicada entre la dentina peritubular y la intertubular, ésta zona es la menos mineralizada, allí se presenta una gran actividad e intercambios de iones de calcio , además de poseer fibras colágenas que se entremezclan con la matriz intertubular.

b) La zona hipomineralizada interna contiene menor cantidad de minerales y una mayor cantidad de fibras colágenas ubicadas concéntricamente con respecto al túbulo dentinario.

La mineralización de ésta dentina puede llegar a obliterar total o parcialmente el conductillo dentinario.

La dentina intertubular se encuentra ubicada entre los túbulos dentinarios y contiene en su matriz el menor contenido mineral, y la mayor cantidad de colágeno o matriz orgánica. (4), (6), (31), (45).

#### IV. CARIES DENTAL

Desde los tiempos más remotos, la existencia y complicaciones de la caries dental es un hecho comprobado en forma indiscutida; vemos así que hasta en los períodos de ascenso y descenso de nuestra antepasada civilización, el hombre estaba sujeto a una enfermedad dolorosa, ante la cual sólo tenía medios pasajeros para calmar su dolor basados principalmente en pociones o mezclas de diferentes hierbas, tales como el ajo, el beleño, el incienso, la asafétida y los excrementos de algunos animales los cuales eran capaces de repeler los demonios del diente, e inclusive dependiendo de su lugar de residencia y de las creencias culturales y religiosas ni siquiera contaban con medios para aliviar el dolor dentario.

A medida que se avanza en el tiempo, muchas teorías surgen como esperanza, para desentrañar cuál era la causa de la enfermedad; y es así que nacen propuestas o creencias como la del gusano dental, la teoría de la inflamación, la teoría eléctrica y la teoría ácida.

Sin embargo no se lograba un correcto acuerdo entre los observadores y los estudiosos con relación a las causas originarias de esta lesión. Se necesitaron siglos de observaciones, atinadas unas y equivocadas otras, antes que pudieran ser enunciadas teorías lógicas respecto a la correcta etiología de la caries dental. (9), (29), (47), (74).

La etiopatogenia de la caries dental fue propuesta primero por W. D. Miller en el año 1890, quien determina que el factor más importante de la enfermedad se debe a un gran número de bacterias capaces de producir ácidos a partir de hidratos de carbono de la dieta y provocar así la descalcificación del tejido adamantino.(29), (43). En el año 1897 J. L. Williams, reafirma la teoría químico-parasitaria de Miller; siendo G. B. Black quien sin determinar el origen, ni la naturaleza de la placa, la define como una placa microbiana gelatinosa.

Posteriormente varios autores enuncian que es originada por el *Streptococcus Mutans*; hasta que en 1965, R. J. Fitzgerald y P. H. Keyes (29), (43)., establecen teórica y experimentalmente que la etiopatogenia de la caries dental se debe a la interacción simultánea de tres factores:

**Microorganismos**

**Dieta**

**Huesped**

En 1978, E. Newbrun, afirma que además de éstos tres factores anteriormente citados es necesario agregar el Factor Tiempo a la tríada de Fitzgerald y Keyes. (47). Más recientemente J. Uribe Echevarría et al proponen que a éstos factores debe adicionarse la Edad Del Paciente. (74).

Actualmente podemos definir a la Caries Dental como:

La caries dental es una enfermedad infecciosa y transmisible de los tejidos duros del diente, de origen microbiano y multifactorial, anatómicamente específica, bioquímicamente controvertida y patológicamente destructiva que determina la pérdida del equilibrio biológico del elemento dentario. (74).

El tejido adamantino está constituido por cristales de hidroxiapatita cada uno de éstos se encuentra separado de sus vecinos por un espacio intercrystalino. Estos espacios contienen agua y material orgánico y formarán vías potenciales de difusión o entrada al mismo, las que normalmente son determinadas como microporos adamantinos.

Ante la acción de la placa bacteriana, se producirá el agrandamiento de éstos espacios intercrystalinos con el subsiguiente aumento de la disminución de los cristales de hidroxiapatita y la transformación del tejido adamantino en sólido cristalino de mayor porosidad, lo cual indica que se produce una pérdida mineral en el esmalte, a causa de la disolución de dichos cristales.

La superficie del tejido adamantino presenta mayor cantidad de iones flúor en relación con la profundidad del mismo, además contiene menores proporciones de agua y de carbonatos; pero se presenta como una zona de mineralización más atenuada, siendo aquí los cristales de hidroxiapatita de mayor tamaño.

Estas son algunas de las razones por las que el esmalte superficial es más resistente a la acción acidogénica de los microorganismos, en relación con las zonas de esmalte subsuperficial. (47), (61), (74).

#### **IV. A. CARIES DE FOSAS, SURCOS, PUNTOS Y FISURAS OCLUSALES:**

Este tipo de caries es producida por la acción de la pseudoplaque bacteriana, la cual actúa en áreas o zonas de no limpieza como son fosas y surcos normales, puntos y fisuras de las caras oclusales, vestibulares y linguales de molares y



premolares incisivos y caninos, zonas en las que no se produce un correcto cepillado activo y regular. (8), (74)

Este tipo de caries se produce a nivel de los defectos estructurales del tejido adamantino originados por falta de coalescencia de los lóbulos de desarrollo y principalmente debido a la presencia de microdefectos estructurales del esmalte como son los cracks o microfisuras, pits u hoyos adamantinos (74).

Este tipo de lesión es denominada caries de Miller ya que éste investigador del siglo pasado fue el primero que la describió.

Los responsables de la producción de dicha caries son una asociación de microorganismos acidogénicos, donde el *streptococcus mutans* y *streptococcus sobrinus* actúan primero y producen la formación de una apertura o brecha de entrada a los demás microorganismos.

La asociación de ésta flora microbiana está compuesta básicamente por *streptococcus mutans*, *sobrinus*, *sanguis* y *salivarius*. Estando también presentes los lactobacilos y los microorganismos filamentosos.

La pseudoplaca bacteriana recibe nutrientes a través de la ingesta de cualquier tipo de hidrato de carbono los cuales son impactados en el interior de los defectos anatómicos de las fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales, conjuntamente con células descamadas, leucocitos y detritus alimenticios; todo ésto proporciona un medio ácido adecuado donde el conjunto de microorganismos puede convivir, colonizar, competir, antagonizar y asociarse dentro de los macro y microdefectos del esmalte. (74).

Las áreas o zona de no limpieza se producen cuando las cerdas del cepillo dental no alcanzan a penetrar o barrer los residuos allí alojados. Si tenemos en cuenta la presencia de cracks o microfisuras que miden entre 5 y 25 micrometros de amplitud, o las anfractuosidades de las fisuras oclusales con sus diferentes formas de Y invertida, de V, de U, o de YK, y consideramos los estudios realizados sobre las características de forma y amplitud de las cerdas de los cepillos dentales de diferentes marcas que se encuentran habitualmente en el mercado, se comprende que aún no se ha encontrado la forma precisa de eliminar correcta y totalmente esta pseudoplaca bacteriana, tanto de los defectos oclusales normales como también de los cracks o microfisuras (72), (73).

Este tipo de lesión comienza a nivel subsuperficial y a ambos lados de la pared de la fisura pudiéndose observar como una imagen en espejo al realizarse un

corte longitudinal en sentido vestibulo-lingual del elemento dentario.

A medida que progresa la lesión en el esmalte se produce la formación de un cono truncado con base mayor dentinaria. Esto es debido a la dirección y extensión de las varillas adamantinas.

La pérdida de las varillas adamantinas, sin el soporte o base dentinaria, provoca la formación de una cavidad donde los microorganismos penetran libremente y aumentan en profundidad y extensión la amplitud de la lesión; se produce de ésta forma una úlcera dental o *Ulcus Dentis* donde a nivel dentinario habrá cambios severos y reacciones inflamatorias a nivel pulpar.

#### IV. B. CARIES DE SUPERFICIES PROXIMALES Y LIBRES:

La caries adamantina de superficies proximales y libres es originada por placa bacteriana sacarosa dependiente. Esta placa bacteriana está constituida por un conjunto de microorganismos entre los cuales el responsable de la iniciación es el *Streptococcus mutans*, al que posteriormente se asocian *Streptococcus sobrinus*, *S. sanguis*, *S. mitis*, *S. bovis*, *Lactobacillus* y filamentosos.(13), (35), (58).

La enfermedad se localiza entre la relación de contacto y el borde libre de la papila interdental, zona de no limpieza en donde ninguno de los métodos de higiene que dispone el hombre en la actualidad llega a penetrar y a barrer correctamente la placa bacteriana, por la presencia en éstas áreas de macro y micro defectos estructurales como son: las líneas de imbricación o terminaciones superficiales de las estrías de Retzius que conforman los valles de las periquematías; los broches adamantinos que se describen como saliencias con características de cima de volcán; los hoyos superficiales y profundos, microfisuras o cracks y pits u hoyos aislados.

Todos estos defectos microestructurales pueden ser identificados cuando la superficie adamantina es observada con Microscopía Electrónica de Barrido, siendo imposible eliminar de éstos lugares la placa bacteriana sacarosa dependiente por medios mecánicos.

Las características histopatológicas de las lesiones en caras proximales y libres se han dividido con fines didácticos en cuatro zonas con especificidad para la caries adamantina. Comenzando desde la unión amelodentinaria hacia la superficie, dichas zonas son:

- a) Zona Translúcida,
- b) Zona Oscura,
- c) Cuerpo de la Lesión y
- d) Zona Superficial.

a) **Zona Translúcida:** es el frente avanzado de la lesión con un índice de refracción similar al del esmalte. Esta zona translúcida es más porosa que el esmalte sano, presentando una pérdida de sales minerales de 1.2 %, especialmente magnesio y calcio.

b) **Zona Oscura:** se encuentra separando la zona translúcida del cuerpo de la lesión y se describe habitualmente como una zona de birrefringencia positiva. La presencia de poros muy pequeños la diferencian de la zona translúcida. Este efecto ha sido descrito como filtro molecular ya que los microporos deben ser considerados como el resultado final de la desmineralización o pérdida del 6 % de sales minerales.

c) **Cuerpo de la Lesión:** es la zona de mayor amplitud y de birrefringencia positiva, indicando los análisis microquímicos una reducción del 24 al 30 % de sales minerales por unidad de volumen en comparación con el esmalte normal. Esta zona se encuentra a una distancia variable entre 120 y 180 micrometros de la superficie adamantina.

d) **Zona Superficial:** se observa como una capa intacta o ligeramente afectada por una desmineralización que no sobrepasa el 1% de pérdida mineral. En las microrradiografías se presenta como un área contrastada y radioopaca. Su espesor varía entre 15 y 90 micrometros. (35), (58),(74).

La destrucción cariosa del esmalte tiende a tomar la forma de un abanico en las secciones transversales y de un cono de base mayor externa en los cortes longitudinales. Al llegar a la dentina la lesión se extiende lateralmente por la unión amelodentinaria, sobrepasando en amplitud a la extensión adamantina. Esta extensión lateral se produce a mayor velocidad que la diseminación cariosa del

esmalte, socavando la enfermedad a éste tejido, aparentemente normal o sano.

La particular estructura tubular de la dentina hace que la degradación y la extensión de la lesión se produzca rápidamente. El frente interno bacteriano encuentra aquí suficiente sustrato energético aportado por los aminoácidos del colágeno dentinario y los glicosaminoglicanos de la matriz interfibrilar.

La lesión cariosa resultante tiene forma de un cono con base amelodentinaria y vértice pulpar.(16), (74).

Para el tratamiento clínico de estos tipos de caries, se han utilizado diferentes técnicas, procedimientos y materiales, para su eliminación y prevención, siendo actualmente el Laser de CO<sub>2</sub> una de las tecnologías emergentes.

Cualquiera fuese la estrategia clínica seleccionada, el conocimiento de las estructuras dentarias y la evolución de la caries dental, constituye el principio fundamental a partir del cuál se seleccionarán las técnicas y metodologías destinadas para su tratamiento.

## V. EVOLUCIÓN Y PRINCIPIOS FUNDAMENTALES DEL LASER

Hasta 1917 nadie concebía la idea de que existiese un proceso que permitiera amplificar la emisión de luz, pero en ese año A. Einstein, (10),(46), demostró que ese proceso podía existir y desde ese momento la invención del Laser fue posible, es decir postuló sus basamentos teóricos y describió sus propiedades físicas, no pudiendo concretar su teoría debido a la falta de recursos tecnológicos propios de la época.

Sin embargo, los físicos estaban muy preocupados por nuevos descubrimientos en otras ramas de la ciencia y principalmente a nivel de la física nuclear, hasta que en 1950 C. Townes (59), diseñó y construyó el MASER - Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation - predecesor del Laser.

En 1960 T. Maiman (10), (59), fue el primero en construir y accionar un Laser sólido con un cristal de Rubí en el Hughes Research Laboratory de E.E.U.U..

Posteriormente se obtuvieron otros hallazgos, en 1961 S. Javan (59), construye el primer Laser que utiliza como medio activo un gas con una mezcla gaseosa de helio y neón.

En el año 1964, Patel descubrió y construyó el primer Laser de Dióxido de Carbono.(37).

El término LASER, deriva de la abreviatura inglesa "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" que significa Amplificación de Luz por Emisión Estimulada de Radiación.

### V. A. PRINCIPIOS FISICOS DEL LASER:

A. Einstein en 1917, a partir de la Teoría de Bohr sobre la constitución del átomo de hidrógeno estableció la hipótesis de que los átomos pueden ser activados y emitir radiaciones al finalizar su excitación.

Ni la Teoría Ondulatoria, ni la Corpuscular lograron explicar convenientemente los fenómenos lumínicos que eran observados, hasta que K. E. Planck introduce la Teoría Cuántica, en la que determina que los átomos excitados emiten o absorben energía en pequeñas cantidades llamados cuantos.

La teoría de Planck, considerada por Einstein, le permitió establecer que la luz se propaga por medio de Fotones formando Paquetes de Ondas. (10), (36), (46).

Mediante el bombeo o excitación sobre el material a utilizar, del sistema Laser, se produce:

- a - la inversión de la población.
- b - la emisión estimulada.
- c - la amplificación.
- d - la oscilación.
- e - la obtención de la radiación LASER.

#### a. INVERSION DE LA POBLACION Y EMISION ESTIMULADA

Todo átomo está formado por un núcleo y los electrones pueden girar en órbitas preestablecidas. Este concepto fue demostrado por N. Bohr en 1916, sobre el átomo de hidrógeno, que luego se extendió a los otros elementos de la tabla periódica.

Los saltos del electrón entre las órbitas son los responsables de la absorción cuando un electrón pasa de una órbita interior a una exterior, o de la emisión cuando el electrón salta de una órbita exterior a una interior generando fotones de energía.

La mayoría de los átomos de un determinado gas, tienen configuración de electrones correspondientes a su estado de energía fundamental. Alguna pequeña fracción está en estado excitado, debido a que su energía térmica induce transiciones hacia arriba.(10)

Si la temperatura del gas crece, implica que hay más energía térmica disponible, y por lo tanto la fracción de átomos en estado excitado será mayor. Obteniéndose la Inversión de la Población entre algunos niveles de energía, y por lo tanto dicho medio no se encuentra en equilibrio térmico.

Así, un átomo está excitado cuando algunos de sus electrones han pasado a órbitas energéticas más o menos alejadas del núcleo según la energía proporcionada por la colisión atómica.

El átomo en éste estado de excitación se encuentra inestable; en un tiempo muy reducido el electrón volverá espontáneamente a una órbita más interna o a su órbita inicial, es decir volverá a su estado fundamental; ésto provocará una liberación de energía por parte del átomo en forma de Cuanto de Radiación o Fotón. (46).

Esta situación puede provocarse también cuando un átomo que se encuentra

en su estado excitado choca contra un fotón emitido espontáneamente, lo que producirá un fotón de igual dirección, frecuencia y longitud de onda que el fotón incidente.

La radiación emitida se unirá a la incidente lo que provocará la amplificación de la luz o principio Laser.(10), (36), (46), (59).

**"EL LASER CONSTITUYE LA MANIFESTACIÓN  
MACROSCÓPICA DE LA INTERACCIÓN DE LA  
LUZ CON LA MATERIA ".**

Debido a ésto se debe saber el comportamiento de cada uno de ellos.

Antes de 1916 estaba perfectamente establecido que los átomos, moléculas e iones sólo pueden encontrarse en estados energéticos definidos. Normalmente un átomo está en un estado de energía mínima o estado fundamental, pero puede interactuar con el campo electromagnético absorbiendo y emitiendo una determinada radiación o fotón durante un tiempo posterior a la interacción. Estos dos procesos de interacción se cumplen de acuerdo con la relación básica de la espectrometría.

El estado excitado de un átomo se consigue por bombeo o excitación:

- por calentamiento.
- por choques con otros átomos.
- por absorción de un fotón.

Por otra parte la materia como la luz tiene carácter ondulatorio y corpuscular.

Cuando un átomo pasa de un nivel de energía superior o estado excitado, a un nivel más bajo, produce una liberación de energía en forma de radiación electromagnética. La frecuencia con que se produzca esta radiación será proporcional a la diferencia entre los dos niveles de energía, lo cual es determinado como Emisión Espontánea.

Cuando un átomo excitado, es atacado por un fotón de energía, puede descender a un nivel inferior y el segundo fotón que emite acompañará al primer fotón.

De ésta forma, se produce una multiplicación de fotones, ya que uno de los dos fotones puede volver a repetir este proceso con otro átomo que se encuentre en un nivel de energía superior.

Esta teoría fue introducida por A. Einstein en el año 1917. (10), (36), (37), (46), (59).

#### **b. AMPLIFICACIÓN DE LA RADIACIÓN:**

Este proceso comienza cuando el átomo emite un fotón que sale en un eje, y si este encuentra un átomo excitado lo estimulará a una emisión, de ésta forma saldrán dos fotones en fase, en igual dirección, sentido y plano de polarización, comenzando así el proceso de amplificación.

Al ir atravesando un medio excitado la radiación se va amplificando, es decir que mientras la radiación salga en un mismo eje, se va amplificando, pero sino es así, se perderá.

Los sistemas atómicos para los Laser, funcionan sobre tres o cuatro niveles.

Si el medio activo del Laser sólo tuviera dos niveles, sería imposible colocar la mayoría de los átomos en un estado excitado, por lo que no se produciría la amplificación. (10), (36), (46), (59).

#### **c. OSCILACIÓN DE LA RADIACIÓN:**

En el Sistema Laser La radiación estimulada se produce en una Cavidad Resonante que posee un par de espejos que reflejan la radiación al medio amplificador en forma sucesiva hasta que el medio se satura y no amplifica más.

Todas las radiaciones estimuladas que se produzcan fuera del eje y no alcancen un espejo, o lo alcancen en un ángulo donde la reflexión se pierda, implica que son radiaciones perdidas, pero los átomos que participaron de esto quedarán disponibles para ser alcanzados por las ondas que viajen en dirección axial y poder así, participar del proceso amplificador. (53).

Como en este proceso hay una ganancia, también hay un coeficiente de pérdida, a causa de todas las idas y vueltas de la radiación.

Esto se debe a que los espejos no son perfectos, producen pérdidas por difracción y por ésto no reflejan correctamente.

Se determinó así, que por esta causa no es posible obtener la extracción de toda la potencia del Laser, sino que se debe cumplir la condición umbral, que la limita a valores posibles.

Así por ejemplo, el Laser de Argón, tiene alta ganancia pero bajo rendimiento total, en cambio el Laser de CO<sub>2</sub> tiene alta ganancia y un alto rendimiento. (10), (23), (26), (36), (37), (59).



## V. B. EFECTO LASER :

La definición sobre éste efecto puede resumirse de la siguiente manera:

Un fotón incidente de frecuencia apropiada, dispara una avalancha de fotones estimulados, todos en fase, mientras que la onda inicial continúa creciendo siempre que no haya procesos competitivos dominantes, como absorciones en el medio , y siempre que se pudiera mantener la inversión de la población.

Un Laser sería entonces un bombeo energético para sostener la inversión y la extracción de un haz de luz coherente y colimado, producido por la emisión estimulada, después de recorrer el medio activo durante un cierto número de veces o amplificación. (23), (30), (46), (60).

### a. PROPIEDADES DEL EFECTO LASER :

**DIVERGENCIA:** La amplificación es producida sobre aquellos rayos que presenten una dirección coincidente con los dos espejos. Esto permite observar que los haces tienen una excepcional colimación, es decir que son muy paralelos entre si. Si aún así se deseara aumentar el paralelismo, en función con la aplicación deseada, basta con acoplar un telescopio, lentes o focos diminutos de elevada densidad, a la salida del haz del rayo Laser.(10), (46).

**COHERENCIA:** La radiación está compuesta por ondas electromagnéticas, existiendo una correlación de estas ondas ya sea en el tiempo o en el espacio.

Las ondas avanzan a una distancia determinada, al cabo de un tiempo su fase es idéntica a la que tenía al comenzar a recorrer esa distancia en todo el frente de onda, por ésto se dice que es temporalmente coherente. Si de un frente de onda se toman dos puntos cualesquiera y ambos están en fase, implica que son espacialmente coherentes. Es por ésto que las ondas están en fase una al lado de la otra. este fenómeno es el que diferencia a la Radiación Laser o Coherente de la Luz Visible o Incoherente.(10), (46). (Figura 2).

## COMPARACION DE RADIACIONES

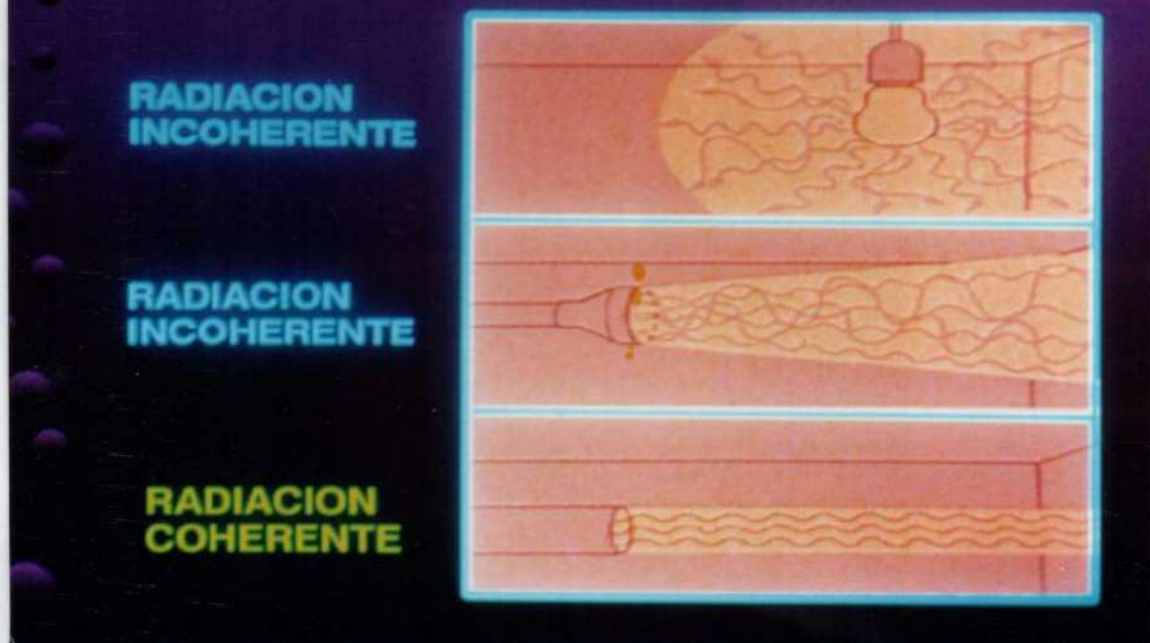


Figura 2: Comparación de las radiaciones incoherentes y la radiación coherente.

**MONOCROMATICIDAD :** La cavidad resonante actúa de tal forma que selecciona y amplifica sólo ciertas frecuencia y esto determina que el haz emergente esté restringido a una región muy pequeña de frecuencias.

La radiación Laser describe una línea espectral muy fina, siendo ésta desde el punto de vista cromático de una pureza que no existe al estado natural.(10), (44), (46).

EL PRINCIPIO LASER SERIA DEFINIDO ASI COMO LA AMPLIFICACION DE LUZ, POR EMISION ESTIMULADA DE RADIACION, MONOCROMATICA, COHERENTE Y DE HACES PARALELOS.

### V. C. TIPOS DE RAYOS LASER :

Los Laser pueden clasificarse de acuerdo al material a utilizarse o medio activo del resonador, o según como se genere la energía necesaria para la inversión .

**LASER SOLIDOS :** Laser de Rubí y Laser Nd - YAG. (Neodymium - Ytrimum Aluminio Garnet).

**LASER LÍQUIDOS:** Laser de Rojo de Rodamina.

**LASER SEMICONDUCTORES:** Laser de Arseniuro de Galio o de Galio-Aluminio

**LASER GASEOSOS :** Laser de Argón , Helio-Neón y Dióxido de Carbono o CO<sub>2</sub>.

**LASER GASEOSOS EXCIMER:** Laser de Xenón-Fluoruro (Xe-F); Xenón-Bromuro (Xe-Br).; Kriptón-Cloruro (Kr-Cl); Arsénico-Fluoruro (Ar-F).

**Según la potencia :**

- de baja potencia. ( menos de 1 Watts ).
- de mediana potencia. (de 1 a 10 Watts ).
- de alta potencia. ( 100 Watts ).

**Según su modo de funcionamiento :**

- continuo.
- pulsado o intermitente.

**Según su longitud de onda :**

- Laser visible.
- Laser infrarrojo.
- Laser ultravioleta

**Según la frecuencia :**

- de frecuencia fija.
- de frecuencia variable.

#### **a. PARTES CONSTITUTIVAS DEL LASER**

Un laser está formado por tres partes fundamentales:

- 1- El material a utilizarse, el cual puede presentarse como sólido, líquido o gaseoso.
- 2- La excitación o bombeo, que es la que se suministra al material utilizado,

puede ser de distintos tipos, eléctrica, lumínica, química, térmica, nuclear o por radiaciones ionizantes.

3- La cavidad resonante, constituida por dos espejos, diseñados de acuerdo a la radiación que se espera obtener del sistema Laser.(10), (23), (46).

#### a.1. MATERIAL A UTILIZARSE:

Del material, sólido, líquido o gaseoso que se encuentre dentro de la cavidad resonante dependerán los diferentes tipos de Laser y su utilización en los distintos campos de la industria, militar, médico, odontológico etc.

#### a. 2. TIPOS DE BOMBEO O DE EXCITACIÓN :

El objetivo fundamental del bombeo, es lograr la inversión de la población. Son muchos los métodos que existen para permitir bombear al nivel Laser superior en forma directa o indirecta, vía otros niveles.

Existen, una gran variedad de métodos para bombear desde el nivel fundamental a niveles excitados. Los métodos más comúnmente utilizados para el bombeo son:

- Bombeo Optico.
- Bombeo Electrónico.
- Bombeo Químico.
- Bombeo por Inyección.
- Bombeo por Partículas.
- Bombeo por Radiaciones Ionizantes.
- Bombeo Térmico.

#### BOMBEO ELECTRONICO:

Es el método de bombeo que más nos interesa, ya que este es utilizado en los Laser de CO<sub>2</sub>, para lograr altas potencias, sin la necesidad de utilizar otros tipos de excitaciones.

#### a. 3. CAVIDAD RESONANTE :

La cavidad resonante forma parte del sistema constitutivo del Laser. En su interior se encuentran un par de espejos, los cuales son de alta reflectividad y se encuentran frente a frente, perpendiculares al eje del Laser.

El par de espejos que constituyen la cavidad resonante, permiten la oscilación de la emisión estimulada. El espejo posterior tiene una reflectividad del 100 %, o sea que toda la radiación que llega a él es devuelta al medio. El espejo anterior tiene una reflectividad menor al 100 % y su valor depende de cada Laser. Lo que se obtiene a la salida del sistema constituye el rayo Laser, ésta radiación posee propiedades fundamentales que se basan en su alta coherencia espacial y temporal, lo cual hace que se distinga totalmente de las fuentes de luz convencionales.

De este modo, todo rayo de luz que penetre en la cavidad formada por ambos espejos en la dirección de su eje se propagará indefinidamente entre ellos por sucesivas reflexiones. Es decir, que los rayos de luz paralelos al eje de la cavidad resonante se propagarán sin poder salir de ella, en tanto que si aquellos forman un cierto ángulo con dicho eje, terminarán por abandonar la cavidad.

Esta capacidad de mantener la radiación luminosa entre dos espejos se emplea para disponer dentro de la cavidad el tubo con el medio activo.

Sin embargo, no hay espejos perfectos y en cada reflexión parte de la intensidad luminosa se pierde por absorción del material que constituye el reflector o por transmisión.

Al excitarse el medio, la radiación que oscila entre ambos espejos se va amplificando. Pero al mismo tiempo la radiación electromagnética que oscila entre ambos espejos se hace estacionaria.

Se dice que el Laser comienza a oscilar, cuando las pérdidas de todo el sistema son compensadas por la emisión estimulada. Este efecto consiste en la producción de ondas estacionarias, generadas por los átomos, moléculas o iones excitados que forman el medio activo, y que se propagan por sucesivas reflexiones en los espejos durante un gran número de veces.

Los espejos deben estar correctamente alineados, ésto reviste gran importancia ya que si uno de ellos es suprimido o están a diferentes alturas, cuando se provoque por medio de la excitación eléctrica la liberación fotónica, ésta será multiplicada pero desordenada y la emisión provocada es de luz ordinaria y no Laser. (10), (23), (46).

## VI. LASER DE DIOXIDO DE CARBONO:

El Laser de Dióxido de Carbono de 10 Watts de potencia es un Laser duro o de poder, el que para su emisión necesita de una descarga eléctrica que producirá la excitación de una mezcla de gases que se encuentran en el interior de la pieza de mano o tubo de cuarzo. La proporción de gases que se encuentra es de un 80 % de helio, 15% de nitrógeno y un 5% de dióxido de carbono .

Posteriormente a una descarga eléctrica se produce la excitación de las moléculas de nitrógeno las cuales comenzaran a emitir fotones, estos transmitirán su energía a las moléculas de  $\text{CO}_2$  provocando en ellas una emisión inducida de fotones que luego de varias transiciones darán lugar a la radiación laser, actuando las moléculas de helio como estabilizadoras.(55), (59), (60).

El Laser de  $\text{CO}_2$  produce una emisión de radiación monocromática coherente, y de haces paralelos, la cual tiene un alto índice de rendimiento debido a que con muy poco gasto eléctrico produce una gran cantidad de luz. El Laser de  $\text{CO}_2$  esta incluido dentro de las radiaciones electromagnéticas, ya que su emisión se produce en el espectro infrarrojo el cual es invisible al ojo humano, por tener una longitud de onda de 10.6 micrometros, a causa de esto el impacto fotónico es materializado mediante un Laser visible de helio-neón de 2 mW de potencia el cual permitirá demarcar la zona o punto de laseado a través de una radiación de color rojiza .

El Lasersat de Satelec, Francia, consta de un microprocesador capaz de regular el Tiempo de Exposición entre 0.1 a 9.9 segundos y el Poder de Penetración de 1 a 10 Watts de potencia, cuya elección dependerá del tejido en el que se quiera accionar.( Figuras 3 y 4 ).



Figura 3: Consola de comando del Lasersat, Laser odontológico de Satelec-Francia, donde se puede observar el microprocesador regulador del tiempo en segundos y de la potencia en Watts.



Figura 4: El monitoreo del Laser de  $CO_2$  y del Laser de He-Ne coaxial marcador del impacto fotónico.

La pieza de mano consta de una boquilla recta y una angulada las cuales tienen un diámetro mínimo del spot de 0.2 mm.(25), (74).( Figuras 5 y 6 ).



Figura 5: Pieza de mano recta del Lasersat de  $CO_2$  .



Figura 6: Pieza de mano angulada del Laser de  $CO_2$  de Satelec.



P. Duclos, V. Behlert y P. Lenz (1984), (12), fueron los que idearon el Espejo-Laser. Se trata de un contraángulo óptico miniaturizado que se acopla a la pieza de mano de emisión lo que permite efectuar la reflexión del rayo fotónico con una angulación de 120 grados sexagesimales sobre un espejo de rodio (metal no destructible por el Laser de  $\text{CO}_2$ ). (74). (Figura 7).



Figura 7: Pieza de mano angulada en 120 grados sexagesimales Laser de  $\text{CO}_2$  y del espejo de rodio utilizado para la fotoirradiación por reflexión del impacto fotónico.

Los fabricantes proveen una pieza de mano angulada en 90 grados sexagesimales con un aplicador recto de 1.2 mm. de espesor externo y 0.8 mm. de amplitud interna, utilizado para fotoirradiar el interior de los conductos radiculares.(Figura 8).

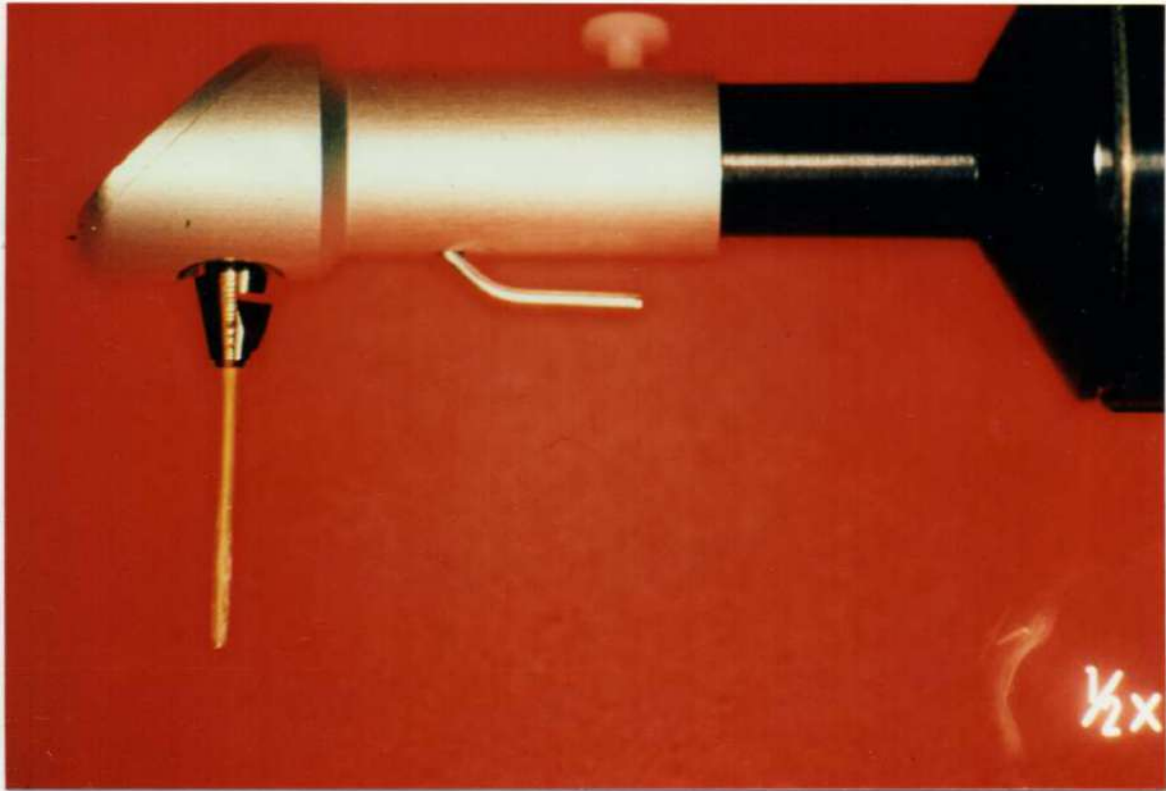


Figura 8: Pieza de mano angulada en 90 grados sexagesimales, con el adosamiento del extremo especial para el laseado en el interior de los conductos radiculares.

En las ciencias de la salud el Laser de  $\text{CO}_2$  es el Laser quirúrgico por excelencia. Su gran potencia es capaz de efectuar incisiones muy precisas debido a la volatilización de las células sobre las que incide, por lo que está especialmente indicado para el tratamiento de las distintas patologías de la Cavity Bucal.(14).

Cuando el Laser de  $\text{CO}_2$  interactúa con un tejido dentario se pueden producir los siguientes efectos:

- a) Calentamiento Localizado.
- b) Deshidratación del Tejido.
- c) Coagulación Proteínica.
- d) Carbonización y Vaporización de la Sustancia Orgánica del Tejido.
- e) Fusión y Recristalización de las Estructuras Inorgánicas Cristalinas.(1), (26), (42).

Cuando la temperatura de los tejidos aumenta por encima de los  $100^\circ \text{C}$  y dependiendo de la rapidez de la progresión térmica, (1) se ha descrito que:

- a) Cuando el aumento de la temperatura es paulatino, se provocará la carbonización celular por necrosis de coagulación de los componentes orgánicos celulares y
- b) Cuando el aumento de la temperatura es rápido se generará la volatilización celular por vaporización del agua intracelular, por lo que se obtendría un efecto de corte dosificable capa por capa.

El Laser de CO<sub>2</sub> emite un haz lumínico que depende de la forma de la Cavidad Resonante o Resonador (59) el cual para esta aparatología presenta una conformación cilíndrica. Esta emisión es unidireccional, pero siempre existe una mínima divergencia que provocaría un ensanchamiento del haz, por lo que es necesario reenfocar el haz mediante una lente concentradora de la energía en una mínima superficie, pero que a su vez hace que disminuya la intensidad del impacto a medida que se aleja del punto focal. (25).

El haz fotónico puede ser utilizado así, en forma focalizada o desfocalizada. El haz focalizado hace que el Laser actúe sobre un punto de impacto de diámetro pequeño y preciso, por lo que es usado preferentemente para producir cortes e incisiones comportándose como un bisturí. (7), (30).

El haz fotónico desfocalizado se obtiene cuando la distancia de la punta o extremo (tip), se encuentra a mayor distancia del plano tisular, por lo tanto la superficie de irradiación será de máximo diámetro e imprecisa, así el poder de penetración y la intensidad del rayo se reduce al mínimo. (7), (44).( Figura 9 ).

# LASER DE DIOXIDO DE CARBONO



Figura 9: Diferentes formas de utilización del Laser de  $CO_2$ , según la distancia del tip con respecto al tejido donde impacta.

## Densidad de Potencia de Acción:

Es la potencia liberada sobre la zona o área de acción en segundos y por unidad de superficie. Se mide de Watts/cm<sup>2</sup> o en Julios/segundos x cm<sup>2</sup>.(7)

## Tiempo de Exposición:

Constituye la duración global de la irradiación sobre la zona o área tratada.(7).

## Profundidad de Penetración:

La profundidad de penetración dependerá de la Densidad de Potencia, de la Superficie del Impacto y del Tiempo de Exposición. Este ultimo parámetro varía cuando se utiliza el Laser en forma continua o pulsada, para disminuir la propagación de calor por fuera de las zonas del impacto es preferible efectuar disparos de lapsos breves y de mayor potencia.(7).

## VI. A. Efectos Biológicos:

El Laser de  $CO_2$  produce su efecto principalmente generando calor. El resultado de la acción del impacto fotónico puede ser desde un ligero aumento de

la temperatura en la zona laseada o una carbonización, vaporización, recristalización-fusión del tejido sobre el que se actúa.(25), (44).

La longitud de onda de 10.6 micrometros del Laser de Dióxido de Carbono determina que este sea absorbido totalmente por el agua de los tejidos donde impacta, provocando la evaporación del agua, seguida por la desnaturalización celular y un efecto de corte dosificable capa por capa. (17). Cuanto mayor contenido acuoso presenta el tejido mayor será la absorción en superficie y menor la penetración en profundidad.

Así cuando el Laser de CO<sub>2</sub> de uso odontológico penetra en los tejidos dentarios puede ser:

- absorbido,
- reflejado o refractado,
- dispersado o diseminado.

La energía absorbida es la encargada de vaporizar y carbonizar los tejidos por la rápida evaporación del agua en donde impacta. Esta energía es la responsable de los efectos térmicos por conversión de la energía lumínica o fotónica en energía calórica.

La energía reflejada o refractada se pierde y se disipa hacia afuera limitando la cantidad de fotones que penetran en los tejidos, sin existir peligros de lesionar otras estructuras de la cavidad bucal.

La energía dispersada o diseminada se genera cuando los impactos fotónicos rebotan de un átomo a otro dentro de la estructura irradiada, lo que produce una distribución de la energía dentro de un volumen considerable de tejido y disipa los efectos térmicos.

La distancia que la Energía Fotónica penetra en los tejidos se denomina Profundidad de Penetración.

Es equivalente al nivel mas profundo alcanzado por la radiación fotónica y no se debe confundir con la profundidad de penetración térmica que es mayor y con la profundidad de coagulación. No causa mutaciones genéticas al no generar cambios en la estructura del DNA de las células o de los tejidos, como sucede con las radiaciones ionizantes.

#### VI. A. 1. Acción sobre la Pulpa Dentaria:

J. Melcer y F. Melcer. (1986), recomiendan que la forma mas conveniente para disminuir el aumento de temperatura sobre el complejo dentino-pulpar, es efectuar disparos laser seguidos de períodos de recuperación de por lo menos igual al tiempo de irradiación.(41).

S. E. Ficher et al, (1989), determinaron que si se produce una exposición pulpar directa el laseado genera fenómenos térmicos dando lugar a una necrosis aséptica en el punto de irradiación.(17), (32). Como este tejido presenta un alto contenido acuoso, en los alrededores de la zona de impacto afectada térmicamente se produce una craterización, pero como la conducción y la difusión son bajas no se posibilita la transmisión de calor a las áreas mas profundas. Al irradiar la superficie pulpar con un impacto fotónico de 3 Watts, se produce inflamación del órgano pulpar que posteriormente reaccionará formando dentina reparativa; la exposición pulpar reparará en un período de aproximadamente 30 días. (17). Uno de los fenómenos más preocupantes sería la concentración de la temperatura producida por el impacto fotónico sobre el órgano dentino-pulpar. Estos efectos iatrogénicos serán minimizados por la rápida absorción y difusión térmica en los tejidos y por la intermitencia con mínima potencia del impacto fotónico. (17).

J. Melcer et al, (1985) investigaron la acción del Laser de CO<sub>2</sub> sobre el tejido dentino-pulpar de perros Beagle y de monos *Macacus Mulatta* y *Fascicularis*, mediante el tallado de cavidades de Clase V a distintas profundidades; cuando el impacto fotónico es aplicado sobre la pulpa expuesta se produce una necrosis superficial con coagulación proteínica, esterilización de la dentina adyacente a la fotovaporización y cohibición de la hemorragia, que posibilita la efectivización de modificaciones inflamatorias e infiltración leucocitaria neutrófila, plasmocitaria y a células gigantes multinucleares, con formación por la barrera odontoblástica, de ortodentina homogénea calcificada, durante la etapa de cicatrización.(41).

J. C. Franquin y J. P. Salomon, (1986) estudiaron la reacción pulpo-dentinal después del tratamiento de la dentina con Laser de CO<sub>2</sub> sobre premolares humanos extraídos por razones ortodóncicas, donde se tallaron cavidades de Clase V, utilizando como testigos dientes homónimos obturados con I.R.M. para el control de la técnica operatoria. Los dientes fueron extraídos y evaluados microscópicamente a los 15, 30, 50 y 80 días.

Estos autores demostraron que cuando los dientes fueron extraídos a los 15

días y la cavidad presentaba una distancia del fondo cavitario al tejido pulpar mayor a 500 micrometros, las reacciones pulpares fueron leves. En el mismo lapso, cuando la distancia cavidad-pulpa fue menor a 500 micrometros, las reacciones pulpares fueron severas.

A los 30 días las reacciones pulpares fueron moderadas y caracterizadas por el depósito de fibrodentina tubular con un espesor de 90 micrometros sobre toda la pared pulpar en contacto con la cavidad e independiente de la profundidad cavitaria. A los 50 días después del laseado la reacción pulpar fue moderada y la capa de dentina tubular-irregular aumentó a 150 micrometros. A los 80 días las reacciones pulpo-dentinarias fueron ligeras, sin signos de degeneración o inflamación intrapulpar, llegando el espesor de la dentina terciaria-tubular a 200 micrometros, con intensa actividad dentinogénica.(19).

El diagnóstico de una lesión inflamatoria irreversible del tejido pulpar significa una contraindicación a la terapéutica Laser, por lo que en preparaciones cavitarias profundas y ante una exposición pulpar durante la maniobra de eliminación del tejido cariado con instrumental rotatorio (exposición con alto riesgo de compromiso pulpar) es aconsejable efectuar la realización de un tratamiento endodóntico, estando contraindicado el Laseado con Laser de CO<sub>2</sub>. (74).

#### VI. A. 2. Acción sobre Esmalte y Dentina:

El Laser de CO<sub>2</sub> puede así, efectuar la vaporización, hemostasia y necrosis superficial aséptica, con esterilización de la dentina circundante en exposiciones pulpares accidentales o por traumatismos, induciendo al tejido pulpar a su función reparativa por formación de un puente dentinario de dentina reaccionaria.(25), (44).

La mayoría de los trabajos de investigación se refieren al hecho que el Laser de CO<sub>2</sub> produce aumento en la dureza del tejido y esterilización del mismo, ya que el impacto fotónico es emitido a 1200 ° C e incide sobre el tejido a 880° C. Se plantean así grandes interrogantes sobre la acción de esta aparatología en el contenido del túbulo dentinario y en la pulpa dentaria misma. (25), (41), (60).

Sin embargo estas acciones quedarían reducidas al mínimo por la escasa potencia de los impactos fotónicos recomendadas por los fabricantes cuando el Laser incide directamente sobre dentina vital y por los lapsos reducidos de aplicación de los impactos fotónicos de sólo décimas de segundo.

L. J. Miserendino et al, concuerdan en que la combinación de agua

presurizada o aire inyectado antes, durante o inmediatamente después de la irradiación del esmalte y de la dentina con Laser sería el método mas efectivo para el control de la temperatura y la reducción del calor transferido a la pulpa y a otras estructuras vitales generado por el impacto fotónico. (44).

R. Stern y R. Sognaes, en 1964 fueron los primeros que utilizando un Laser de Rubí investigaron la acción del laseado sobre lesiones cariosas de esmalte y dentina realizando preparaciones cavitarias sin la necesidad de utilizar instrmicrometrosental rotatorio. A pesar de ser un Laser con una longitud de onda de 693.4 nanometros y mostrarse efectivo para la eliminación del tejido cariado producía la generación de temperaturas muy elevadas debido a las altas densidades de energía, lo que provocaba efectos iatrogénicos en la estructura adamantina con formación de grietas y fracturas, como así también el calor generado originaba cracks o microfisuras dentinarias y lesiones irreversibles a nivel pulpar.(25), (63).

En el año 1970 es introducido el Laser de Dióxido de Carbono cuya longitud de onda de 10.6 micrometros se encuentra dentro del espectro infrarrojo y es invisible al ojo humano. (2), (17), (53).

Con la aplicación de microcomputadoras se consigue fabricar aparatos cuya radiación pudiera ser interrumpida en períodos de tiempo muy breves. Esto permite que en igual tiempo operatorio se generen menores cantidades de efectos iatrogénicos debido a que la radiación no actúa en forma constante, sino pulsátil sobre los tejidos duros.(17).

La acción del Láser de CO<sub>2</sub> en tejido adamantino se traduce localmente por un importante aumento de la temperatura, lo que genera el llamado "halo de difusión térmica", que indicaría la fusión de los cristales de hidroxilapatita seguido de fenómenos de recristalización durante el enfriamiento, con formación de fosfato tricálcico. (25).

Son numerosos los estudios aparecidos en la literatura mundial que afirman que ésta estructura es más resistente al ataque ácido bacteriano y demuestran que la irradiación Láser es un método efectivo en la prevención de caries. (5), (50), (41), (44), (40), (52), (57).

Sin embargo, se ha podido demostrar la aparición de cracks y grietas en la superficie adamantina generada por el rápido enfriamiento a que está sometido el tejido, lo que provocaría menor resistencia físico mecánica. (20), (63).

M. Frentzen y H. Koort, en 1990 demuestran que la desmineralización



subsuperficial producida por la caries dental disminuye por el laseado con Láser de CO<sub>2</sub>. (16).

G. L. Powell et al, en 1989 describen que el empleo de Láser de CO<sub>2</sub> es eficaz para la prevención de caries y no presenta ningún tipo de respuesta pulpar ya que es con éste Láser con el que más energía se absorbe en superficie y menor cantidad de energía se refleja, refracta o disipa, con lo que se disminuye también su poder de penetración. (56).

Las aplicaciones clínicas del Laser de CO<sub>2</sub> , estarían sujetas a la regulación de la intensidad del impacto y del tiempo de acción, pudiendo ser utilizado para: a) Eliminación del tejido cariado; b) apertura de fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales; c) Coagulación inmediata de una microherida pulpar; d) Aumentar la resistencia a la desmineralización de caries en estadio de mancha blanca o parda; y e) Disminuir la hipersensibilidad de las áreas cervicales. (74).( Figuras 10, 11, 12, 13, 14, 15 y 16 ).



*Figura 10: Primer molar superior con invasión cariogénica de fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales y lingual.*



Figura 11: Revelado con fluoresceína y luz visible de la placa bacteriana activa.

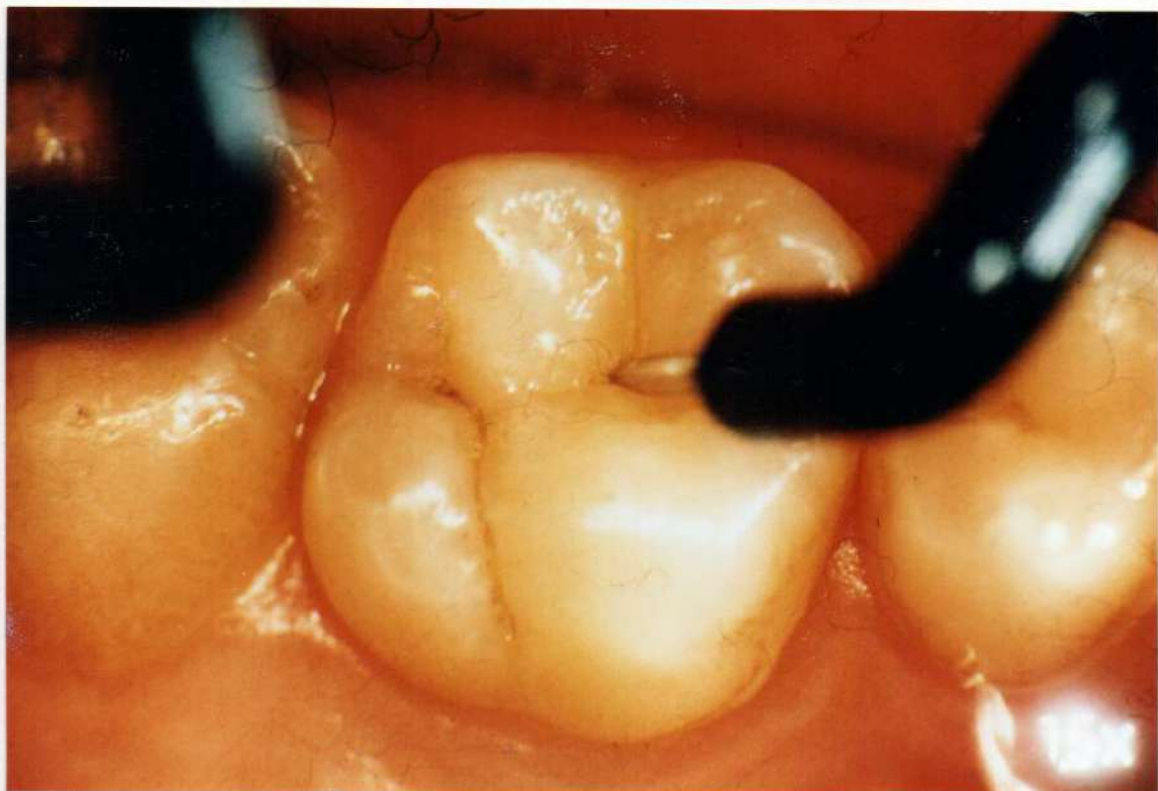


Figura 12: Detección de caries y profundidad de la enfermedad en los tejidos, por medio de la impedancia eléctrica. Nótese la presencia en las cicatrices adamantinas del electrodo intrabucal del Caries Meter L.

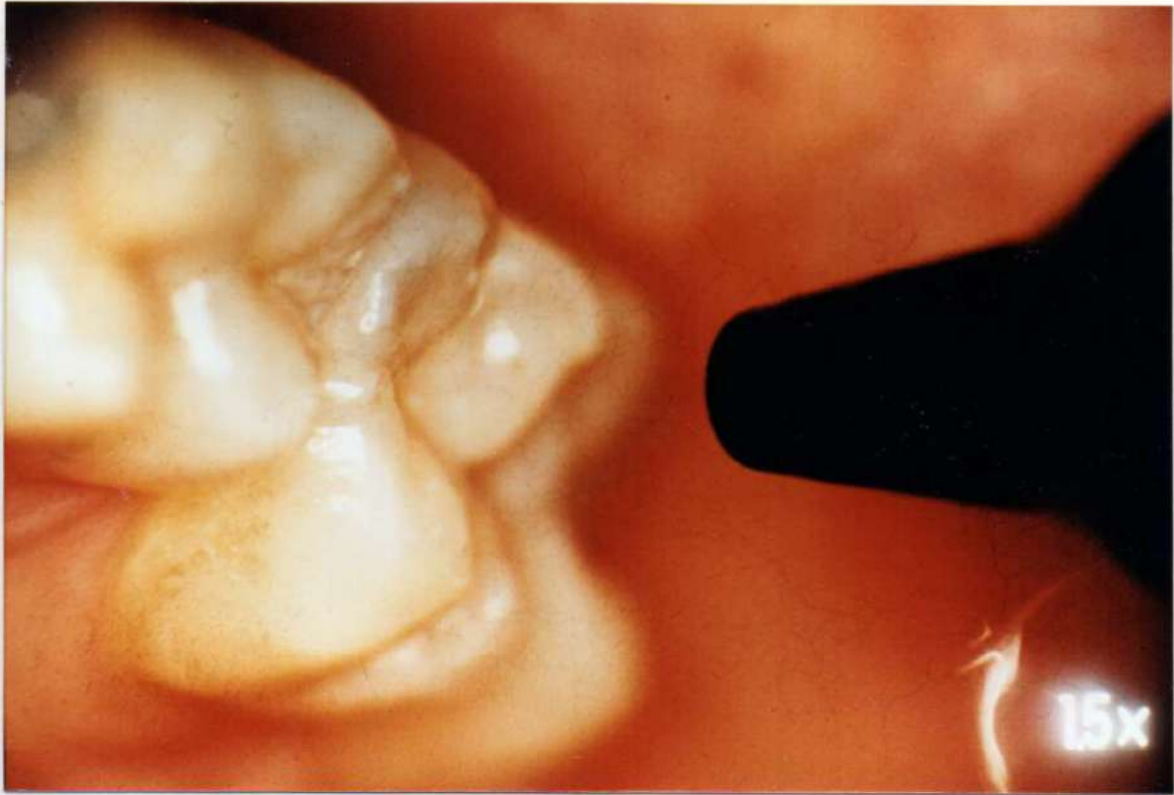


Figura 13: Posicionamiento y distancia del tip del Laser de  $\text{CO}_2$ , con respecto al molar en tratamiento por fotoirradiación.



Figura 14: Cara oclusal y lingual totalmente laseada, con amplias zonas de escara negra, características producidas cuando existen cantidades importantes de tejido orgánico y/o desorganizado en el interior de los surcos tratados.

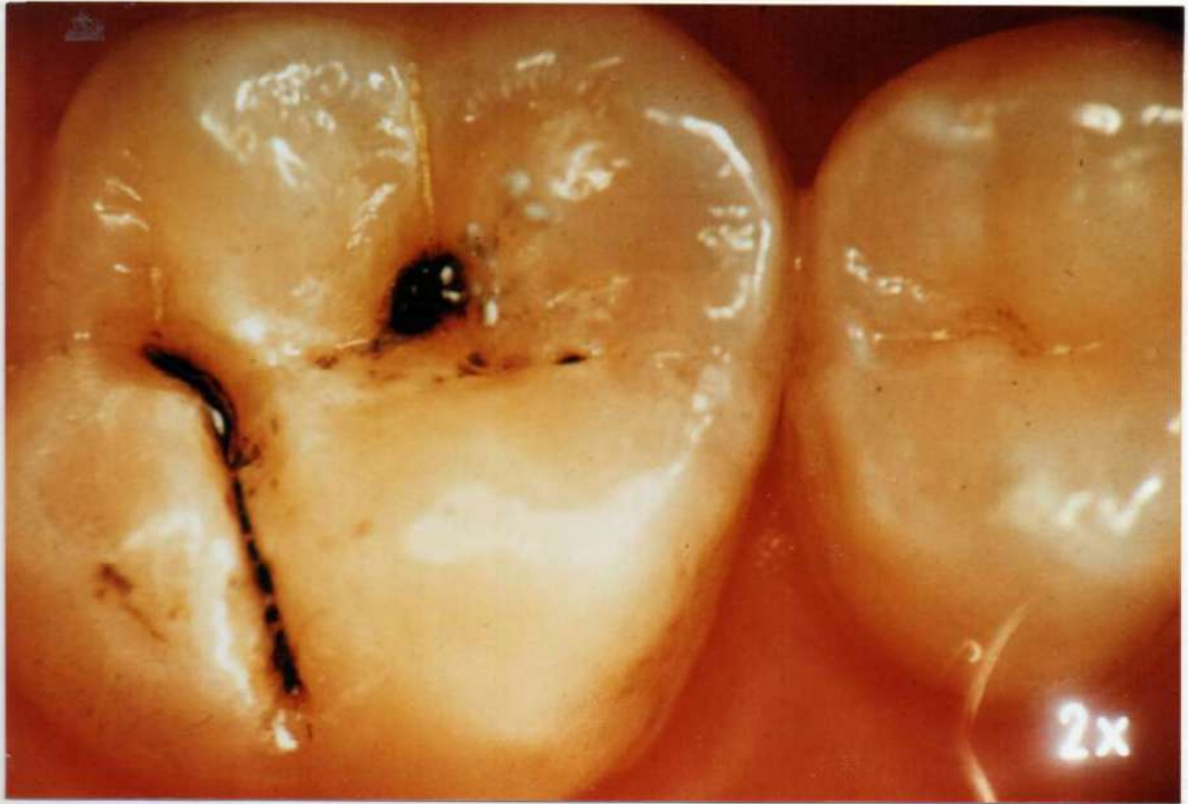


Figura 15: Cara oclusal irradiada de la figura anterior, a mayor aumento.



Figura 16: Sellador de fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales aplicado luego del grabado adamantino con ácido fosfórico al 37%, durante 45 segundos, lavado durante 15 segundos con agua presurizada y secado con aire a presión durante 5 segundos.

El análisis de la literatura permite inferir que la aplicación de la Tecnología Laser sobre los tejidos duros del diente con finalidad clínica es aún discutida.

Teniendo en cuenta estos antecedentes y las controversias suscitadas, llevaron a la realización del siguiente trabajo con la finalidad de estudiar y analizar los efectos del Laser de CO<sub>2</sub> en el tratamiento de caries dental.

## VII. INVESTIGACIONES REALIZADAS

### 1. OBJETIVOS GENERALES

Estudiar los efectos del Laser de Dióxido de Carbono sobre Esmalte y Dentina Cariados.

### 2. OBJETIVOS ESPECIFICOS

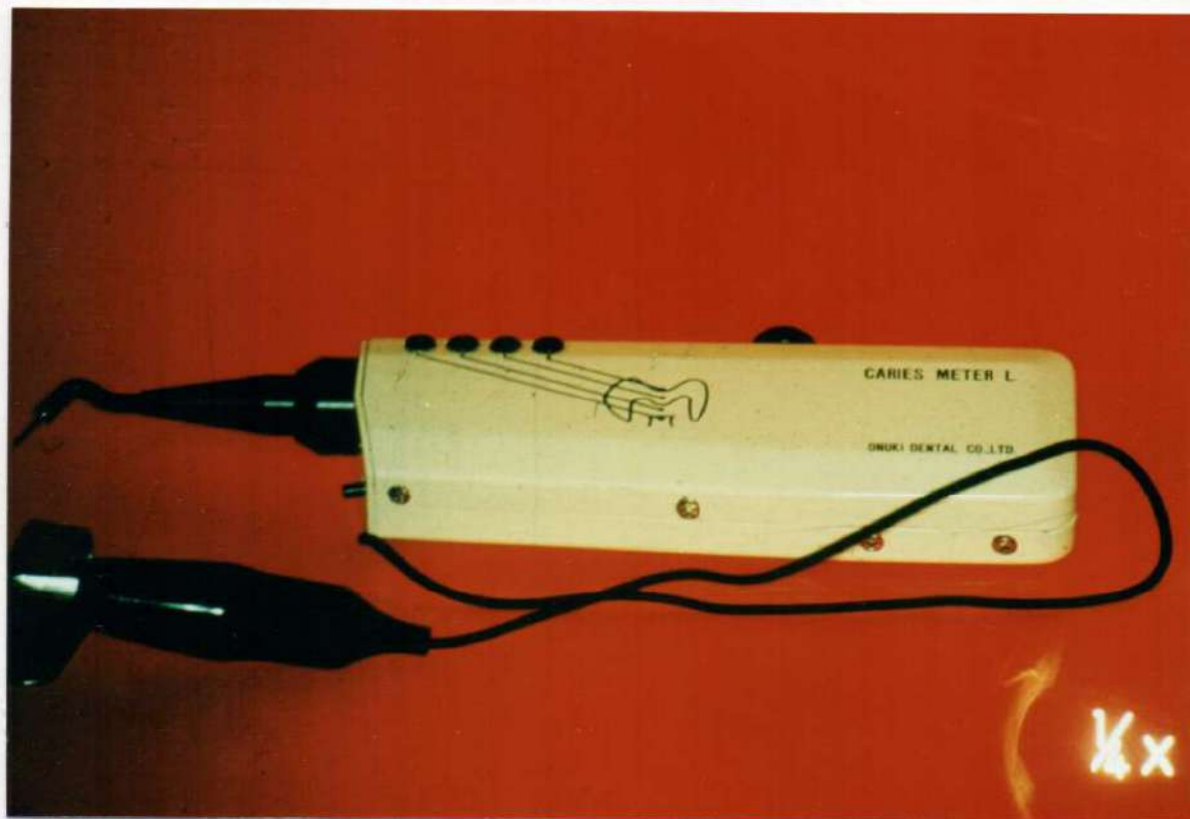
- A.- Estudiar la eliminación del tejido cariado según la Intensidad de Potencia y el Tiempo de Exposición Aplicado.
- B.- Evaluar la profundidad de penetración del Láser de Dióxido de Carbono sobre Esmalte y Dentina Cariados.
- C.- Verificar la eliminación de Tejido Cariado en Diferentes Procesos Cariosos considerando la Marcha, Amplitud y Profundización de los mismos en Esmalte y en Dentina.
- D.- Observar las características microestructurales de los procesos de recristalización o vitrificación y su constitución química a través del Microanálisis por Dispersión de Energía EDAX, por:
  - a.- Los cambios estructurales que se producen durante la recristalización y fusión de las estructuras en Esmalte y Dentina, mediante Fotovideomicroscopía y Microscopía Electrónica de Barrido.
  - b.- El Balance Fósforo-Calcio del Tejido Adamantino Normal, Normal - Laseado, Cariado, Cariado-Laseado y con Escara Negra.
  - c.- El Balance Fósforo-Calcio del Tejido Dentinario Normal, Normal Laseado, Cariado, Cariado-Laseado y con Escara Negra.

### VII. 3. MATERIALES Y METODOS:

#### VII. 3. A, B y C:

Se utilizaron 144 (Ciento cuarenta y cuatro), elementos dentarios humanos frescos a extraer por razones ortodóncicas y periodontales en pacientes cuya edad Media fue de +/- 30.5 años, en los que previo a la extracción y posterior tratamiento con Laser de Dióxido de Carbono se observó y corroboró clínicamente, la presencia

de caries adamantinas, amelodentinarias y/o dentinarias con Ulcus Dentis o cavidades, a nivel de las superficies proximales y libres (únicas o conjuntas) y en los surcos, fosas, puntos y fisuras oclusales, por medio de la exploración con un Explorador Hu Friedy N° 5 y por intermedio del Caries Meter-L, Onuki Dental Co. Ltd. Japan, (Aparatología destinada a Detectar Caries y Profundidad de Caries en los tejidos dentarios a través de la Impedancia Eléctrica). (Figuras 17 y 18).



*Figura 17: Caries Meter L. Aparatología destinada a detectar la presencia y profundidad de caries en los tejidos dentarios a través de la impedancia eléctrica.*

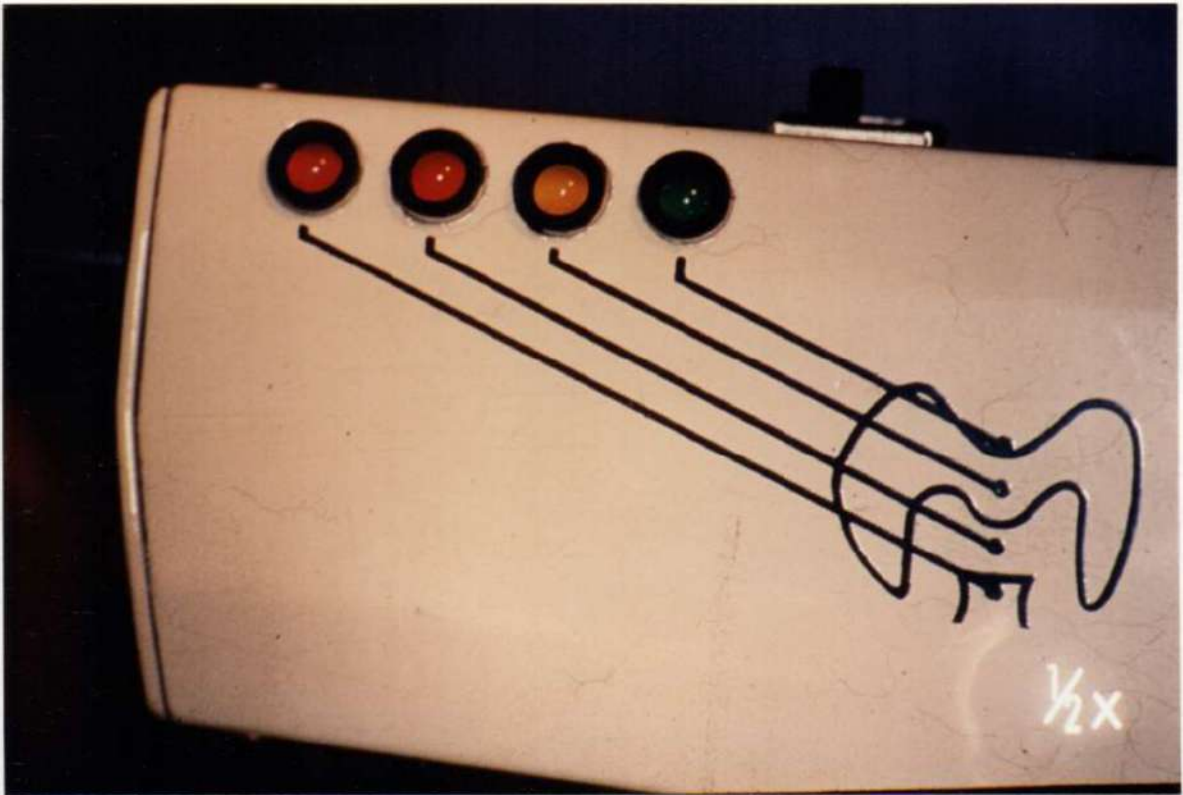


Figura 18: *Caries Meter L. Escala colorimétrica de luces, indicadoras del avance en profundidad de la lesión cariosa.*

Se utilizó para el laseado un Láser Duro de Dióxido de Carbono de 10 Watts de Potencia, (Lasersat. Satelec S.A. Francia), que consta de un microprocesador que permite regular y valorar la potencia en Watts de 1 a 10 y el tiempo de aplicación de 0.1 a 9.9 segundos. Esta aparatología consta de un Laser blando coaxial de He-Ne que posibilita la demarcación de las áreas a lasear, ya que el Laser de CO<sub>2</sub> es invisible al ojo humano, por estar comprendido dentro del espectro infrarrojo debido a su longitud de onda de 10.6 micrometros.

La acción del Laser de CO<sub>2</sub> sobre Tejido Adamantino Cariado sin cavitación a nivel de las superficies oclusales (surcos, fosas, puntos y fisuras) y proximales fue determinada por la aplicación de impactos fotónicos de distintas potencias.

Se utilizaron 2, 3 y 4 Watts de Potencia a nivel de las caras proximales y libres, determinado porque el espesor del tejido adamantino en éstas áreas es muy reducido, de 600 a 300 micrometros. (51). El tiempo de aplicación utilizado para caras proximales y/o libres fue de 1, 2, 3 y 4 segundos.





Figura 19: Cara mesial de premolar, en etapa de mancha blanco-amarillenta, sin cavitación, laseada con Laser de CO<sub>2</sub>. Obsérvese la presencia de escara negra y áreas con halo blanco de recristalización.



Figura 20: Premolar superior donde se visualiza la escara negra en tejido adamantino cariado, sin cavitación y el halo blanco de difusión térmica en tejido adamantino sano.

Se emplearon impactos de 5, 6, 7, 8 y 9 Watts para las fosas, surcos, puntos y fisuras de las caras oclusales, debido a que el esmalte comprendido en el interior de las vertientes cuspídeas internas es de amplio espesor, llegando a 1400 micrometros, (51); con profundidad en fosas, surcos, puntos y fisuras de 339.9 a 1335.7 micrometros. (72, 73). Los lapsos de aplicación utilizados para caras oclusales fueron de 1, 2, 3 y 4 segundos. (Figura 21).

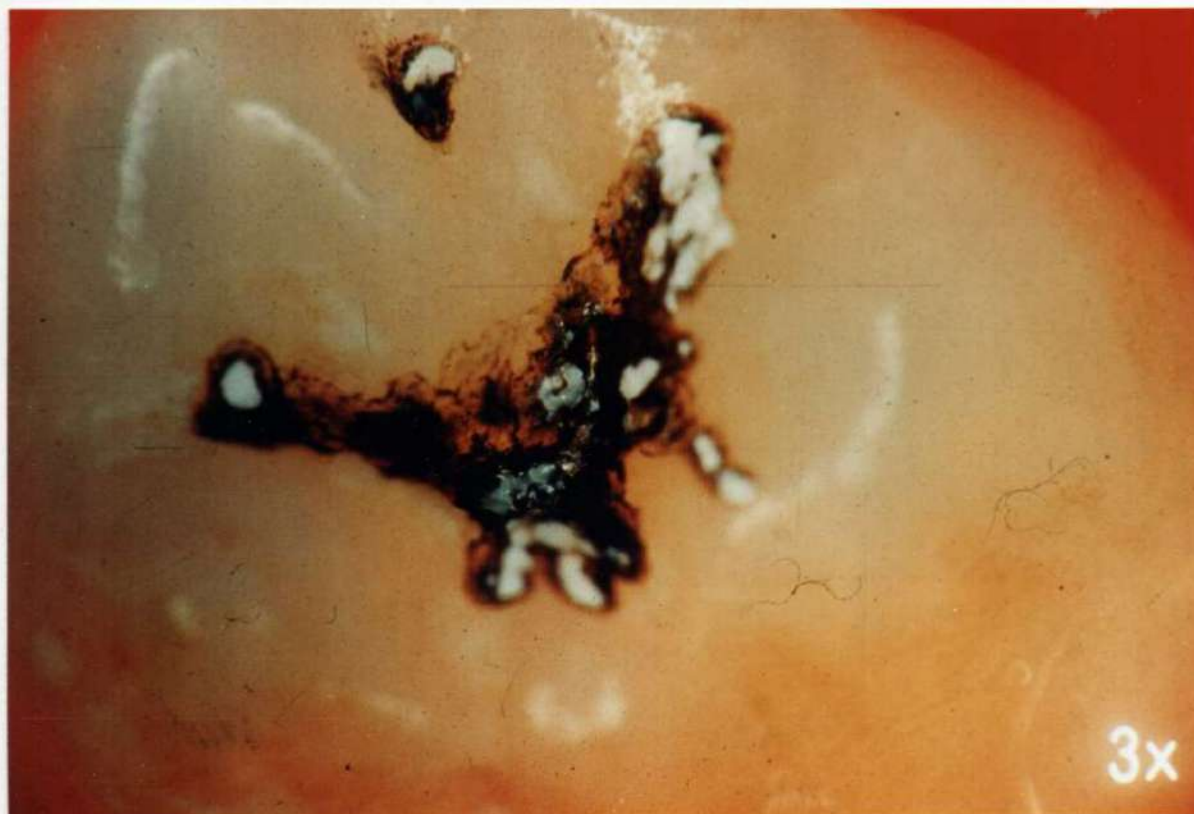


Figura 21: Tercer molar con caries de fosas, surcos, puntos y fisuras, sin cavitación adamantina, donde se verifica posterior al laseado con Laser de  $CO_2$ , la presencia de escara negra y halos de difusión térmica.

El laseado de las superficies oclusales fue efectuado a nivel del tercio medio y mesial, utilizando como testigo el tercio distal de todas las muestras.

El laseado de las superficies proximales y libres fue efectuado sobre las caras mesiales, usando las superficies distales sanas o cariadas como testigos.

La acción del Laser de  $CO_2$  sobre tejido dentinario cariado con superficie de esmalte cavitado o con superficie dentinaria expuesta (Ulcus Dentis), fue evaluada aplicando potencias de 2, 3 y 4 Watts, con un tiempo de exposición de 0.5, 1, 2 y 3 segundos. Se utilizó la Pieza de Mano Recta y en ambos grupos los impactos fueron intermitentes y efectuados con el Laser Focalizado a una distancia entre el Tip y las muestras de 7 mm. (Figuras 22 y 23).



Figura 22: Caries proximal en premolar en estadio de mancha parda con cavitación adamantina.

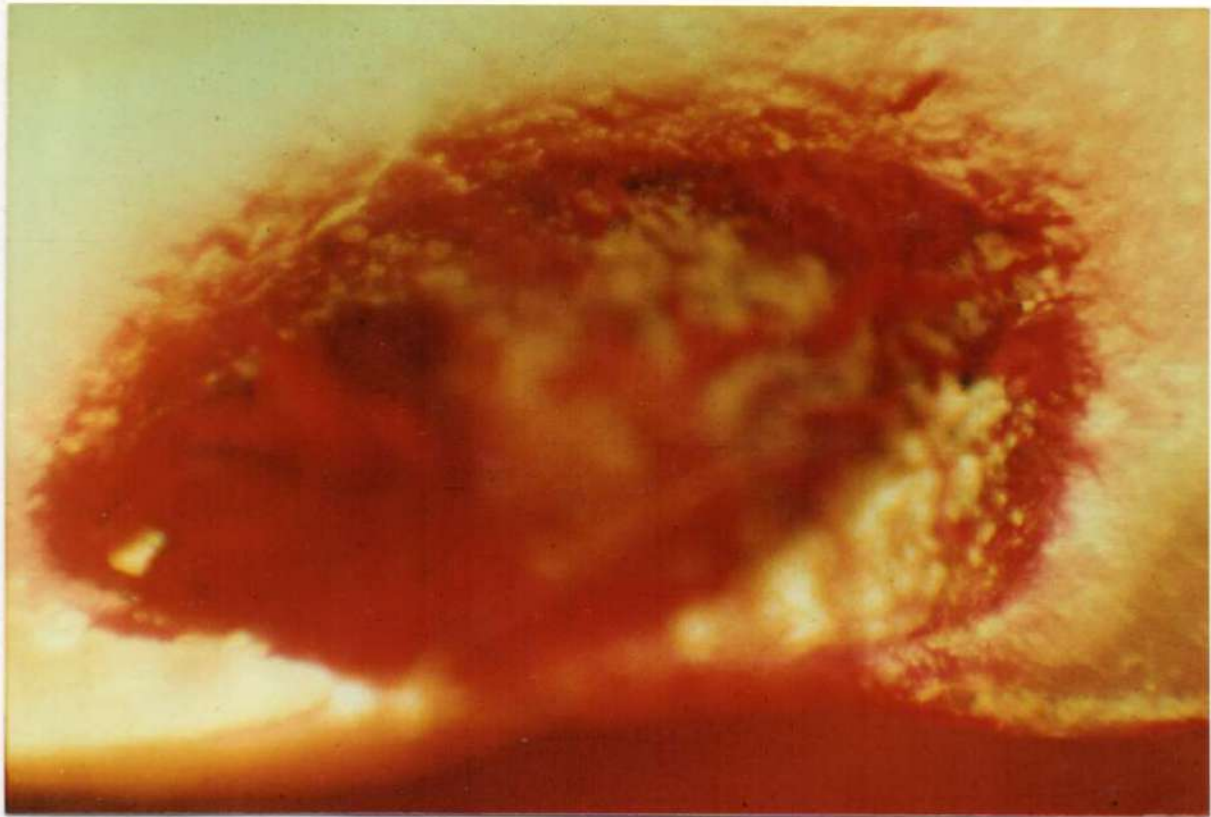


Figura 23: Caries dentinaria con cavitación adamantina irradiada con laser de  $CO_2$ , donde se observa la presencia de escara negra y la detección del colágeno afectado por la enfermedad.

La evaluación del tejido cariado dentinario que fue removido por el laseado capa por capa, fue realizada a través de detectores colorimétricos , para lo que se utilizó el Caries Detector ( Kuraray Co. Japan ) constituido por una solución de Rojo Acido al 1% en propilenglicol, lo que permitió detectar el colágeno afectado por microorganismos viables, de acuerdo a los trabajos efectuados y demostrados por T. Fusayama (1980).(70). En las muestras en donde el trazador colorimétrico fue positivo, la escara negra fue removida mediante excavadores de Derby Perry, para efectuar nuevos laseados hasta completar la eliminación total del tejido enfermo. En algunos casos clínicos estas maniobras tuvieron que ser repetidas hasta cinco veces.

La extracción de los elementos dentarios ( previa conformidad de los pacientes ) fue efectuada mediante maniobras quirúrgicas medidas y controladas con la finalidad de no producir daños en las estructuras duras del diente, para lo cual la etapa quirúrgica fue efectuada a nivel radicular mediante Elevadores, para posteriormente realizar su extracción con Pinzas para Extracciones adecuadas al caso clínico cubiertas internamente por gránulos diamantados. Los dientes fueron conservados, durante siete días, luego de la extracción y hasta su utilización en solución fisiológica con 3 % de Timol, para evitar la contaminación microbiana.

Previo a su utilización los dientes fueron debridados y lavados profusamente con agua a presión y secados con aire, frío, seco y filtrado con una presión efectiva de 21.3 Psi.

Los elementos dentarios fueron divididos en dos grupos:

A.- 96 dientes con caries adamantinas sin cavitación y

B.- 48 dientes con caries amelodentinarias y dentinarias con cavitación adamantina o con dentina expuesta, dependiendo esta agrupación de la presencia y profundidad previamente determinada de caries en esmalte y dentina, y del laseado efectuado.

Las caras oclusales y proximales laseadas fueron replicadas con silicona por adición President (Coltène) Putty Soft y Light Body; positivadas con Castolite (Buehler Co.) y metalizadas con Oro-Paladio. Las muestras fueron observadas y cuantificadas con Microscopio Electrónico de Barrido Phillips 501-B. Se efectuaron 10 mediciones por muestra a través de micromarcas en micrometros. Los datos obtenidos fueron evaluados estadísticamente mediante Análisis de Varianza y Prueba de Múltiple Comparación de Tukey-Kramer.

Posteriormente los dientes que presentaban caries oclusales fueron desgas-

ados en sentido longitudinal vestibulo-lingual. En los casos de caries proximales los desgastes se realizaron en sentido mesio-distal. Los desgastes se efectuaron sobre platos rotatorios de carburo de silicio de granulometría decreciente hasta llegar al 000, y posteriormente sobre paños rotatorios con pasta diamantada de 0.8 micrometros., bajo profusa refrigeración acuosa (Pulidora Metalográfica Praxis).

Estas superficies planas y lisas fueron replicadas mediante Folio de Acetilbútrico, visualizadas y cuantificadas por Fotovideomicroscopía por luz transmitida según Técnica de Nomarsky (DIC o Microscopía de Contraste por Interferencia Diferencial), con Microscopio Zeiss Axiovert 35M y Analizador de Imágenes Metamorph.

La penetración del impacto fotónico en el tejido fue evaluada por Fotovideomicroscopio y MEB, estableciendo un promedio de 10 mediciones por muestra a través del Analizador de Imágenes y de las micromarcas en micrometros. para obtener un mapeo de todas las superficies laseadas. Los cifras obtenidas fueron evaluadas estadísticamente mediante Análisis de Varianza y Prueba de Múltiple Comparación de Tukey-Kramer.

Algunas superficies fueron analizadas y microfotografiadas por Estereomicroscopía por iluminación incidente lateral en 45° con un Microscopio Leitz y fibras ópticas de alta transmisión lumínica.

### VII. 3. D. MATERIALES Y METODOS:

Se utilizaron 50 elementos dentarios terceros molares humanos cuya edad oscilaba en Término Medio 19.8 años, a extraer por razones biológicas, que presentaban caries adamantinas, amelodentinarias y dentinarias que fueron detectadas previamente con Caries Meter-L, (Onuki Co. Japan) con lo que se determinó también la profundidad y los tejidos afectados por la lesión cariosa.

Los pacientes fueron divididos en dos grupos con un total de 25 dientes cada uno, en donde: el Grupo I se utilizó para la irradiación Laser Testigo y Control del Balance Fósforo-Calcio en esmalte y dentina normales y cariados; el Grupo II se usó para la Técnica de Fluoración-Laseado.

Las superficies oclusales fueron limpiadas mediante la proyección de una solución de Bicarbonato a Presión por medio de un Limpiador Ultrasónico Combinado -Piezotec, Satelec, Francia-, durante un tiempo de 10 segundos y lavados posteriormente con agua presurizada.

Las superficies oclusales del grupo I, fueron laseadas en los surcos, fosas, puntos y fisuras, primarios, secundarios y terciarios de toda la superficie oclusal mesial hasta el tercio medio, dejando sin lasear las correspondientes a las fosas y surcos distales, para ser utilizadas como controles, por la aplicación de un Laser de CO<sub>2</sub>, Lasersat, Satelec, Francia, con 8 Watts de Potencia para esmalte y de 3 Watts de Potencia para dentina, con un tiempo de exposición traslativo e intermitente, de acuerdo a lo determinado por el poder de penetración del laseado, en el trabajo anterior.

En las superficies oclusales del Grupo II, los dientes fueron fluoradas por la aplicación de APF, Fluoruro Fosfato Acidulado, -APF Minute Gel, Oral-B, durante un lapso de 60 segundos, luego de este período de tiempo los elementos dentarios fueron lavados con agua presurizada durante 10 segundos y secados con aire frío, seco y filtrado durante 10 segundos, para posteriormente ser laseados en sus fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales correspondientes al tercio medio y mesial, dejando las fosas distales como testigos, con la misma intensidad, forma y lapsos de aplicación que para las muestras del Grupo I. (Figura 24).



*Figura 24: Tercer molar fluorado y laseado, donde se observa, escara negra y fusión-recristalización en los surcos tratados con Laser de CO<sub>2</sub>. Nótese el tercio distal de la cara oclusal, no irradiado, que fue utilizado como testigo.*

Luego de estos procedimientos todos los dientes fueron extraídos, mediante maniobras quirúrgicas medidas y controladas con la finalidad de no producir daños en las estructuras duras del diente, para posteriormente realizar su extracción con Pinzas para Extracciones adecuadas al caso clínico cubiertas internamente por gránulos diamantados.

Los dientes fueron conservados durante 7 días, luego de la extracción y hasta su utilización en solución fisiológica con 3 % de Timol, para evitar la contaminación microbiana.

Previo a su utilización los dientes fueron debridados y lavados profusamente con agua a presión y secados con aire, frío, seco y filtrado.

Los dientes fueron desgastados en sentido longitudinal Vestíbulo-Lingual sobre platos rotatorios de carburo de silicio de granulometría decreciente y con profusa refrigeración acuosa hasta obtener una superficie plana y lisa en mesial y en distal, y/o en mesial y en el tercio medio, de las que se tomaron réplicas con folio de acetil-butírico para ser observadas por Fotovideomicroscopía y Técnica de Nomarsky o DIC Microscopía de Contraste de Fase por Interferencia Diferencial.

Las superficies desgastadas fueron replicadas también, para su visualización con Microscopía Electrónica de Barrido, con siliconas por adición President (Coltène), Putty Soft y Light Body y positivadas con Castolite (Buehler Co.). Los dientes intactos finalmente fueron metalizados con Oro-Paladio y llevados a la Microsonda Atómica Edax 9.100 por Dispersión de Energía con una ventana de Si-Li de 169 Ev., para efectuar el Microanálisis por Dispersión de Energía Atómica y determinar su composición química y el Balance Fósforo-Calcio porcentual.

Se pudo evaluar así:

I.- los cambios estructurales que se producen durante la fusión-recristalización de las estructuras en Esmalte y Dentina, mediante Fotovideomicroscopía y Microscopía Electrónica de Barrido.

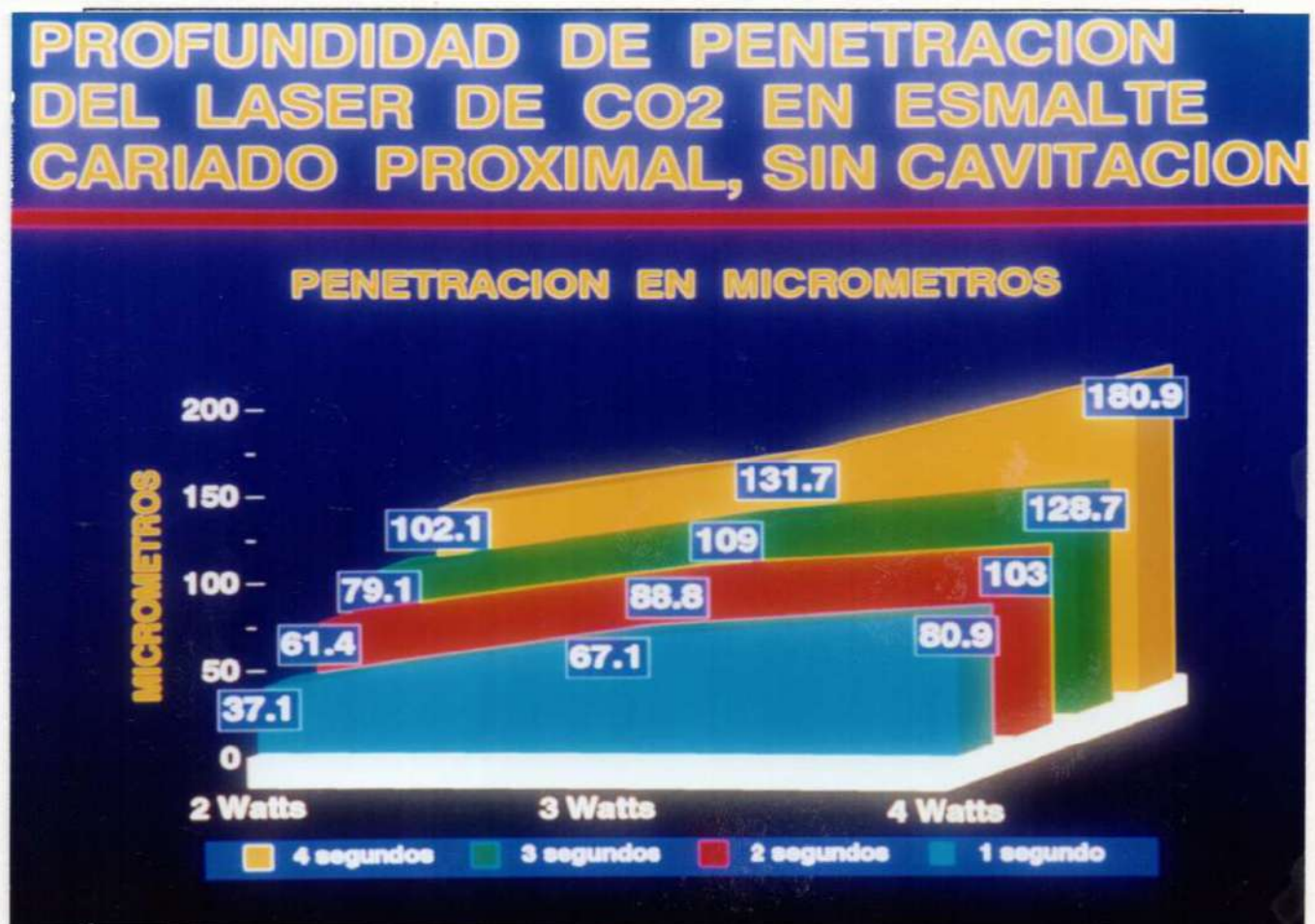
II.- El Balance Fósforo-Calcio porcentual del Tejido Adamantino Normal, Normal-Laseado, Cariado, Cariado-Laseado y con Escara Negra.

III.- El Balance Fósforo-Calcio porcentual del Tejido Dentinario Normal, Normal-Laseado, Cariado, Cariado-Laseado y con Escara Negra.

Los datos registrados fueron valorizados mediante el Análisis de Varianza y la Prueba de Comparación Múltiple de Tukey-Kramer, con lo que se obtuvieron los siguientes:

#### VII. 4. A. B. C. RESULTADOS::

- 1.- En caries del Grupo a, de superficies proximales y libres en estadio de mancha blanco-amarillenta (sin cavitación adamantina), cuando el impacto es de 2 Watts de Potencia y con un lapso de aplicación de 1, 2, 3 y 4 segundos, se produce pérdida de sustancia superficial en forma de oquedades crateriformes irregulares que coinciden con áreas de minusvalía adamantina (cracks, pits u hoyos superficiales y profundos). (Cuadro I, Tabla I, Figuras 25, 26, 27 y 28).



Cuadro I: Representación gráfica estadística de los valores de los términos medios, de la profundidad de penetración del Laser de CO<sub>2</sub> en esmalte cariado proximal, sin cavitación adamantina, donde se evalúa la potencia en Watts y el tiempo de aplicación en segundos.



Los términos medios de penetración del laseado en el tejido adamantino fueron: con 2 Watts de potencia y 1 segundo de acción de 37.1 micrometros; con 2 Watts y 2 segundos de 61.4 micrometros; con 2 Watts y 3 segundos 79.1 micrometros; y con 2 Watts y 4 segundos de 102.1 micrometros.

La verificación clínica mediante el Caries Detector y microscópica por réplicas del tejido cariado, posterior al laseado fue negativa. (Cuadro I, Tabla I, Figuras 25, 26, 27 y 28).

Tabla I: Desarrollo estadístico del análisis de varianza (ANOVA) y de la prueba de comparación múltiple de Tukey-Kramer.

PENETRACION LASER-CO2 EN ESMALTE CARIADO PROXIMAL, SIN CAVITAC.

Columna ID	A	B	C	D
Muestra	2Watts/1 seg.	2Watts/2 seg.	2Watts/3 seg.	2wATTTS/4 SEG.
Media	37.1	61.4	79.1	102.1
DS	10	10	10	10
ESTM	6.967	9.143	4.771	5.896
Mediana	2.203	2.891	1.509	1.865
IC < 95 %	37.500	60.500	80.500	101.50
IC > 95 %	32.116	54.860	75.687	97.882
	42.084	67.940	82.513	106.32

Columna ID	E	F	G	H
Muestra	3Watts/1 seg.	3watts/2 seg.	3Watts/3 seg.	3Watts/4 seg.
Media	67.1	88.8	109	131.7
DS	10	10	10	10
ESTM	5.152	6.477	13.768	8.220
Mediana	1.629	2.048	4.354	2.599
IC < 95 %	67.000	88.500	109.50	130.00
IC > 95 %	63.415	84.167	99.152	125.82
	70.785	93.433	118.85	137.58

Columna ID	I	J	K	L
Muestra	4Watts/1 seg.	4Watts/2 seg.	4Watts/3 seg.	4Watts/4 seg.
Media	80.9	103	128.7	180.9
DS	10	10	10	10
ESTM	9.122	8.110	15.406	10.482
Mediana	2.885	2.565	4.872	3.315
IC < 95 %	83.500	101.00	128.50	180.00
IC > 95 %	74.375	97.199	117.68	173.40
	87.425	108.80	139.72	188.40

Análisis de Varianza (ANOVA)

Fuentes de Variación	Grados de Libertad	Suma de Cuadrados	Cuadrado Medio
Tratamiento de Columnas	11	158476	14407
Error Experimental	108	9103.6	84.293
<b>Total</b>	<b>119</b>	<b>167580</b>	

F = 170.92

Resumen de los Datos

Grupos	Muestras	Media	DS	ESTM	Mediana
2Watts/1 seg.	10	37.100	6.967	2.203	37.500
2Watts/2 seg.	10	61.400	9.143	2.891	60.500
2Watts/3 seg.	10	79.100	4.771	1.509	80.500
2wATTTS/4 SEG.	10	102.10	5.896	1.865	101.50
3Watts/1 seg.	10	67.100	5.152	1.629	67.000
3watts/2 seg.	10	88.800	6.477	2.048	88.500
3Watts/3 seg.	10	109.00	13.768	4.354	109.50
3Watts/4 seg.	10	131.70	8.220	2.599	130.00
4Watts/1 seg.	10*	80.900	9.122	2.885	83.500
4Watts/2 seg.	10	103.00	8.110	2.565	101.00
4Watts/3 seg.	10	128.70	15.406	4.872	128.50
4Watts/4 seg.	10	180.90	10.482	3.315	180.00

Grupos	Mínimo	Máximo	CI < 95%	CI > 95%
2Watts/1 seg.	28.000	48.000	32.116	42.084
2Watts/2 seg.	49.000	74.000	54.860	67.940
2Watts/3 seg.	72.000	85.000	75.687	82.513
2wATTTS/4 SEG.	93.000	112.00	97.882	106.32
3Watts/1 seg.	58.000	75.000	63.415	70.785
3watts/2 seg.	78.000	98.000	84.167	93.433
3Watts/3 seg.	89.000	132.00	99.152	118.85
3Watts/4 seg.	122.00	145.00	125.82	137.58
4Watts/1 seg.	68.000	92.000	74.375	87.425
4Watts/2 seg.	89.000	115.00	97.199	108.80
4Watts/3 seg.	111.00	154.00	117.68	139.72
4Watts/4 seg.	165.00	199.00	173.40	188.40

\* \* \*

Prueba de Múltiple Comparación de Tukey-Kramer

Cuando el valor de  $q$  es mayor a 5.108 el valor de  $P$  debe ser menor a 0.05

Comparación	Diferencia Media	$q$	$P$
2Watts/1 seg. vs 2Watts/2 seg.	-24.300	8.370	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 2Watts/3 seg.	-42.000	14.466	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 2Watts/4 seg.	-65.000	22.388	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 3Watts/1 seg.	-30.000	10.333	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 3Watts/2 seg.	-51.700	17.807	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 3Watts/3 seg.	-71.900	24.765	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 3Watts/4 seg.	-94.600	32.583	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 4Watts/1 seg.	-43.800	15.086	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 4Watts/2 seg.	-65.900	22.698	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 4Watts/3 seg.	-91.600	31.550	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 4Watts/4 seg.	-143.80	49.530	*** P<0.001
2Watts/2 seg. vs 2Watts/3 seg.	-17.700	6.096	** P<0.01
2Watts/2 seg. vs 2Watts/4 seg.	-40.700	14.018	*** P<0.001
2Watts/2 seg. vs 3Watts/1 seg.	-5.700	1.963	ns P>0.05
2Watts/2 seg. vs 3Watts/2 seg.	-27.400	9.437	*** P<0.001
2Watts/2 seg. vs 3Watts/3 seg.	-47.600	16.395	*** P<0.001
2Watts/2 seg. vs 3Watts/4 seg.	-70.300	24.214	*** P<0.001
2Watts/2 seg. vs 4Watts/1 seg.	-19.500	6.716	*** P<0.001
2Watts/2 seg. vs 4Watts/2 seg.	-41.600	14.328	*** P<0.001
2Watts/2 seg. vs 4Watts/3 seg.	-67.300	23.180	*** P<0.001
2Watts/2 seg. vs 4Watts/4 seg.	-119.50	41.160	*** P<0.001
2Watts/3 seg. vs 2Watts/4 seg.	-23.000	7.922	*** P<0.001
2Watts/3 seg. vs 3Watts/1 seg.	12.000	4.133	ns P>0.05
2Watts/3 seg. vs 3Watts/2 seg.	-9.700	3.341	ns P>0.05
2Watts/3 seg. vs 3Watts/3 seg.	-29.900	10.299	*** P<0.001
2Watts/3 seg. vs 3Watts/4 seg.	-52.600	18.117	*** P<0.001
2Watts/3 seg. vs 4Watts/1 seg.	-1.800	0.6200	ns P>0.05
2Watts/3 seg. vs 4Watts/2 seg.	-23.900	8.232	*** P<0.001
2Watts/3 seg. vs 4Watts/3 seg.	-49.600	17.084	*** P<0.001
2Watts/3 seg. vs 4Watts/4 seg.	-101.80	35.063	*** P<0.001
2Watts/4 seg. vs 3Watts/1 seg.	35.000	12.055	*** P<0.001
2Watts/4 seg. vs 3Watts/2 seg.	13.300	4.581	ns P>0.05
2Watts/4 seg. vs 3Watts/3 seg.	-6.900	2.377	ns P>0.05
2Watts/4 seg. vs 3Watts/4 seg.	-29.600	10.195	*** P<0.001
2Watts/4 seg. vs 4Watts/1 seg.	21.200	7.302	*** P<0.001
2Watts/4 seg. vs 4Watts/2 seg.	-0.9000	0.3100	ns P>0.05
2Watts/4 seg. vs 4Watts/3 seg.	-26.600	9.162	*** P<0.001
2Watts/4 seg. vs 4Watts/4 seg.	-78.800	27.141	*** P<0.001
3Watts/1 seg. vs 3Watts/2 seg.	-21.700	7.474	*** P<0.001
3Watts/1 seg. vs 3Watts/3 seg.	-41.900	14.432	*** P<0.001
3Watts/1 seg. vs 3Watts/4 seg.	-64.600	22.250	*** P<0.001
3Watts/1 seg. vs 4Watts/1 seg.	-13.800	4.753	* P<0.05
3Watts/1 seg. vs 4Watts/2 seg.	-35.900	12.365	*** P<0.001
3Watts/1 seg. vs 4Watts/3 seg.	-61.600	21.217	*** P<0.001
3Watts/1 seg. vs 4Watts/4 seg.	-113.80	39.197	*** P<0.001

3watts/2 seg. vs 3Watts/3 seg.	-20.200	6.958	***	P<0.001
3watts/2 seg. vs 3Watts/4 seg.	-42.900	14.776	***	P<0.001
3watts/2 seg. vs 4Watts/1 seg.	7.900	2.721	ns	P>0.05
3watts/2 seg. vs 4Watts/2 seg.	-14.200	4.891	*	P<0.05
3watts/2 seg. vs 4Watts/3 seg.	-39.900	13.743	***	P<0.001
3watts/2 seg. vs 4Watts/4 seg.	-92.100	31.722	***	P<0.001
3Watts/3 seg. vs 3Watts/4 seg.	-22.700	7.819	***	P<0.001
3Watts/3 seg. vs 4Watts/1 seg.	28.100	9.679	***	P<0.001
3Watts/3 seg. vs 4Watts/2 seg.	6.000	2.067	ns	P>0.05
3Watts/3 seg. vs 4Watts/3 seg.	-19.700	6.785	***	P<0.001
3Watts/3 seg. vs 4Watts/4 seg.	-71.900	24.765	***	P<0.001
3Watts/4 seg. vs 4Watts/1 seg.	50.800	17.497	***	P<0.001
3Watts/4 seg. vs 4Watts/2 seg.	28.700	9.885	***	P<0.001
3Watts/4 seg. vs 4Watts/3 seg.	3.000	1.033	ns	P>0.05
3Watts/4 seg. vs 4Watts/4 seg.	-49.200	16.946	***	P<0.001
4Watts/1 seg. vs 4Watts/2 seg.	-22.100	7.612	***	P<0.001
4Watts/1 seg. vs 4Watts/3 seg.	-47.800	16.464	***	P<0.001
4Watts/1 seg. vs 4Watts/4 seg.	-100.00	34.443	***	P<0.001
4Watts/2 seg. vs 4Watts/3 seg.	-25.700	8.852	***	P<0.001
4Watts/2 seg. vs 4Watts/4 seg.	-77.900	26.831	***	P<0.001
4Watts/3 seg. vs 4Watts/4 seg.	-52.200	17.979	***	P<0.001

Diferencia	Diferencia Media	CI < 95%	CI > 95%
2Watts/1 seg. - 2Watts/2 seg.	-24.300	-38.041	-10.559
2Watts/1 seg. - 2Watts/3 seg.	-42.000	-55.741	-28.259
2Watts/1 seg. - 2Watts/4 seg.	-65.000	-78.741	-51.259
2Watts/1 seg. - 3Watts/1 seg.	-30.000	-43.741	-16.259
2Watts/1 seg. - 3watts/2 seg.	-51.700	-65.441	-37.959
2Watts/1 seg. - 3Watts/3 seg.	-71.900	-85.641	-58.159
2Watts/1 seg. - 3Watts/4 seg.	-94.600	-108.34	-80.859
2Watts/1 seg. - 4Watts/1 seg.	-43.800	-57.541	-30.059
2Watts/1 seg. - 4Watts/2 seg.	-65.900	-79.641	-52.159
2Watts/1 seg. - 4Watts/3 seg.	-91.600	-105.34	-77.859
2Watts/1 seg. - 4Watts/4 seg.	-143.80	-157.54	-130.06
2Watts/2 seg. - 2Watts/3 seg.	-17.700	-31.441	-3.959
2Watts/2 seg. - 2Watts/4 seg.	-40.700	-54.441	-26.959
2Watts/2 seg. - 3Watts/1 seg.	-5.700	-19.441	8.041
2Watts/2 seg. - 3watts/2 seg.	-27.400	-41.141	-13.659
2Watts/2 seg. - 3Watts/3 seg.	-47.600	-61.341	-33.859
2Watts/2 seg. - 3Watts/4 seg.	-70.300	-84.041	-56.559
2Watts/2 seg. - 4Watts/1 seg.	-19.500	-33.241	-5.759
2Watts/2 seg. - 4Watts/2 seg.	-41.600	-55.341	-27.859
2Watts/2 seg. - 4Watts/3 seg.	-67.300	-81.041	-53.559
2Watts/2 seg. - 4Watts/4 seg.	-119.50	-133.24	-105.76
2Watts/3 seg. - 2Watts/4 seg.	-23.000	-36.741	-9.259
2Watts/3 seg. - 3Watts/1 seg.	12.000	-1.741	25.741
2Watts/3 seg. - 3watts/2 seg.	-9.700	-23.441	4.041
2Watts/3 seg. - 3Watts/3 seg.	-29.900	-43.641	-16.159
2Watts/3 seg. - 3Watts/4 seg.	-52.600	-66.341	-38.859
2Watts/3 seg. - 4Watts/1 seg.	-1.800	-15.541	11.941
2Watts/3 seg. - 4Watts/2 seg.	-23.900	-37.641	-10.159
2Watts/3 seg. - 4Watts/3 seg.	-49.600	-63.341	-35.859
2Watts/3 seg. - 4Watts/4 seg.	-101.80	-115.54	-88.059

2WATTS/4 SEG. - 3Watts/1 seg.	35.000	21.259	48.741
2WATTS/4 SEG. - 3watts/2 seg.	13.300	-0.4408	27.041
2WATTS/4 SEG. - 3Watts/3 seg.	-6.900	-20.641	6.841
2WATTS/4 SEG. - 3Watts/4 seg.	-29.600	-43.341	-15.859
2WATTS/4 SEG. - 4Watts/1 seg.	21.200	7.459	34.941
2WATTS/4 SEG. - 4Watts/2 seg.	-0.9000	-14.641	12.841
2WATTS/4 SEG. - 4Watts/3 seg.	-26.600	-40.341	-12.859
2WATTS/4 SEG. - 4Watts/4 seg.	-78.800	-92.541	-65.059
3Watts/1 seg. - 3watts/2 seg.	-21.700	-35.441	-7.959
3Watts/1 seg. - 3Watts/3 seg.	-41.900	-55.641	-28.159
3Watts/1 seg. - 3Watts/4 seg.	-64.600	-78.341	-50.859
3Watts/1 seg. - 4Watts/1 seg.	-13.800	-27.541	-0.05917
3Watts/1 seg. - 4Watts/2 seg.	-35.900	-49.641	-22.159
3Watts/1 seg. - 4Watts/3 seg.	-61.600	-75.341	-47.859
3Watts/1 seg. - 4Watts/4 seg.	-113.80	-127.54	-100.06
3watts/2 seg. - 3Watts/3 seg.	-20.200	-33.941	-6.459
3watts/2 seg. - 3Watts/4 seg.	-42.900	-56.641	-29.159
3watts/2 seg. - 4Watts/1 seg.	7.900	-5.841	21.641
3watts/2 seg. - 4Watts/2 seg.	-14.200	-27.941	-0.4592
3watts/2 seg. - 4Watts/3 seg.	-39.900	-53.641	-26.159
3watts/2 seg. - 4Watts/4 seg.	-92.100	-105.84	-78.359
3Watts/3 seg. - 3Watts/4 seg.	-22.700	-36.441	-8.959
3Watts/3 seg. - 4Watts/1 seg.	28.100	14.359	41.841
3Watts/3 seg. - 4Watts/2 seg.	6.000	-7.741	19.741
3Watts/3 seg. - 4Watts/3 seg.	-19.700	-33.441	-5.959
3Watts/3 seg. - 4Watts/4 seg.	-71.900	-85.641	-58.159
3Watts/4 seg. - 4Watts/1 seg.	50.800	37.059	64.541
3Watts/4 seg. - 4Watts/2 seg.	28.700	14.959	42.441
3Watts/4 seg. - 4Watts/3 seg.	3.000	-10.741	16.741
3Watts/4 seg. - 4Watts/4 seg.	-49.200	-62.941	-35.459
4Watts/1 seg. - 4Watts/2 seg.	-22.100	-35.841	-8.359
4Watts/1 seg. - 4Watts/3 seg.	-47.800	-61.541	-34.059
4Watts/1 seg. - 4Watts/4 seg.	-100.00	-113.74	-86.259
4Watts/2 seg. - 4Watts/3 seg.	-25.700	-39.441	-11.959
4Watts/2 seg. - 4Watts/4 seg.	-77.900	-91.641	-64.159
4Watts/3 seg. - 4Watts/4 seg.	-52.200	-65.941	-38.459

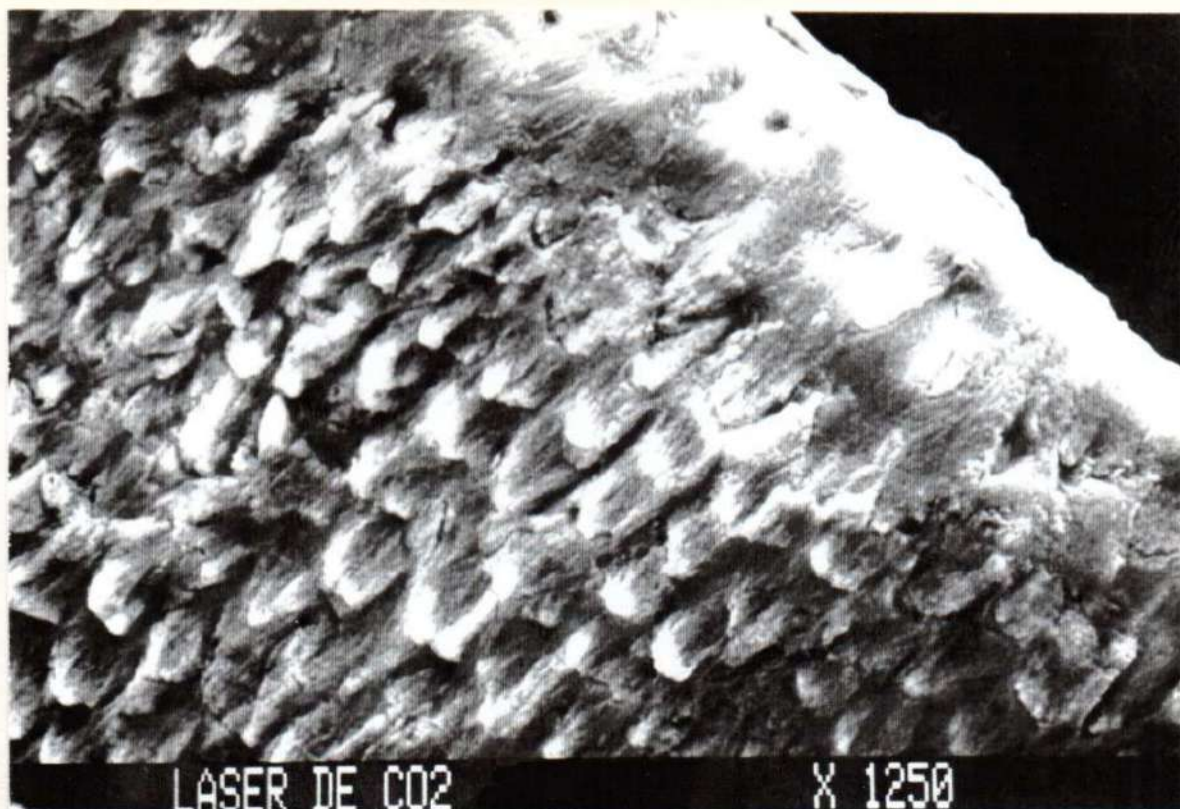


Figura 25: Tejido adamantino normal, correspondiente a la cara proximal de premolar. Nótese la capa aprismática, en la zona correspondiente a la unión del tercio medio con el gingival.



Figura 26: Micrografía con MEB mediante réplica, de caries adamantina proximal en estadio de mancha blanca, irradiada con Laser de  $CO_2$ , con 2 Watts de potencia y 2 segundos de aplicación. Nótese la oquedad crateriforme generada por el impacto fotónico con una profundidad de 61.4 micrometros. X 80.

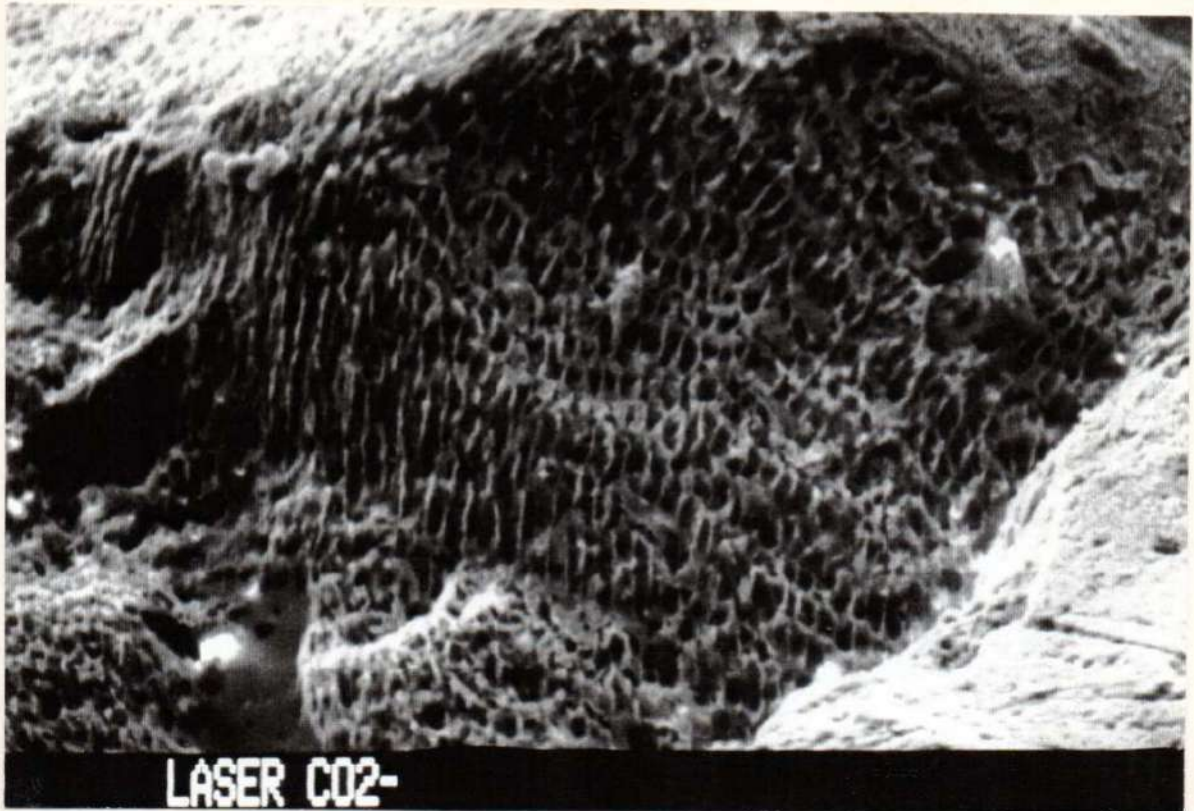


Figura 27: Micrografía a mayor amicometrosepto de la figura anterior, donde se observan las oquedades crateriformes, producidas por el impacto fotónico del Laser de  $CO_2$ . X 160.

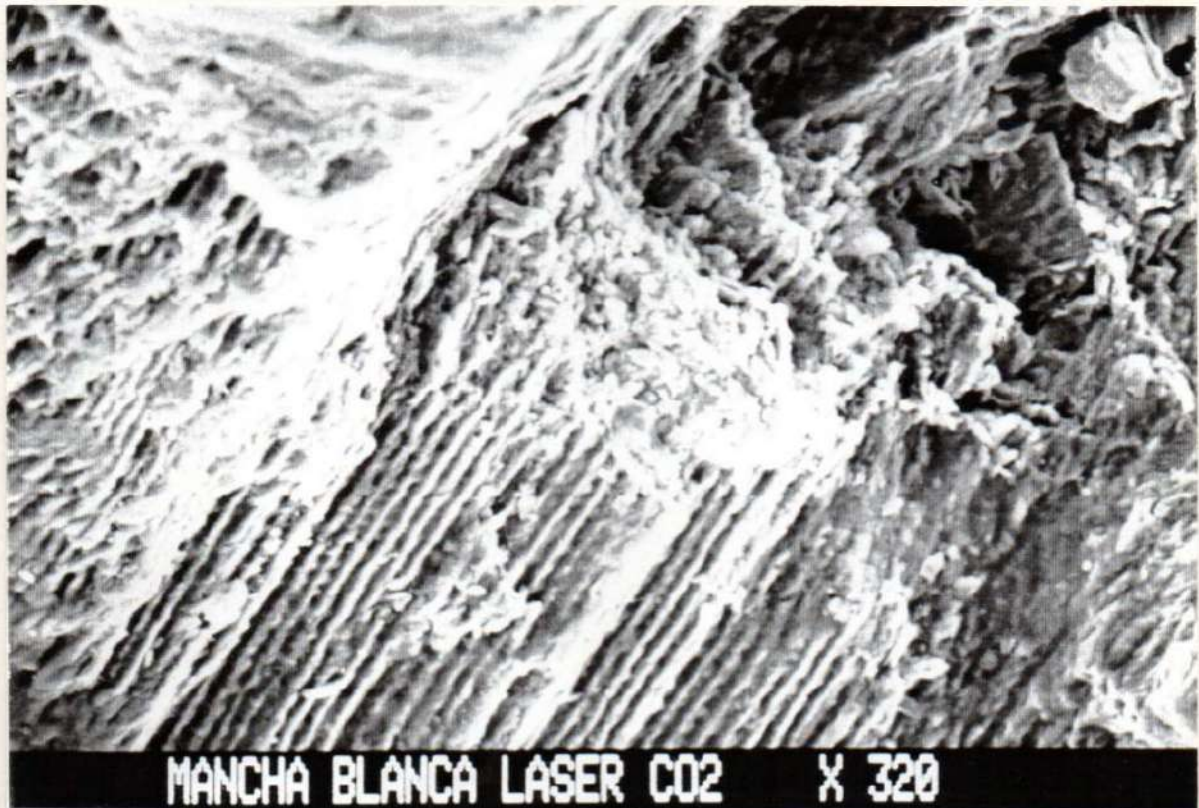


Figura 28: Micrografía con Microscopio Electrónico de Barrido, que muestra el desprendimiento de las varillas adamantinas, en forma de oquedades crateriformes, producido por el laseado con Laser de  $CO_2$ , con 2 Watts de potencia y 4 segundos de aplicación, con una profundidad de penetración de 102.1 micrómetros. X 320.

2.- Cuando el impacto de 3 Watts de potencia, con lapsos de exposición de 0.5, 1, 2 y 3 segundos incidió sobre una superficie libre o proximal con caries en estadio de mancha parda, sin cavitación adamantina, (Grupo A), se observó la eliminación de la capa adamantina periférica con oquedades y orificios de mayor tamaño que los determinados en caries en etapa de mancha blanco-amarillenta, dando la apariencia de un tejido adamantino grabado con ácido fosfórico al 37%.

Los promedios de penetración del impacto fotónico dentro del tejido adamantino fue para 3 Watts de potencia y 1 segundo de acción de 67.1 micrometros; para 3 Watts y 2 segundos de 88.8 micrometros; para 3 Watts y 3 segundos de 109.0 micrometros; y para 3 Watts y 4 segundos de 131.7 micrometros.

La corroboración clínica y microscópica por réplicas con fotovideomicroscopía y con MEB de la presencia de tejido cariado fue negativa. Cuadro I, Tabla I, Figuras 29, 30, 31, 32y 33).

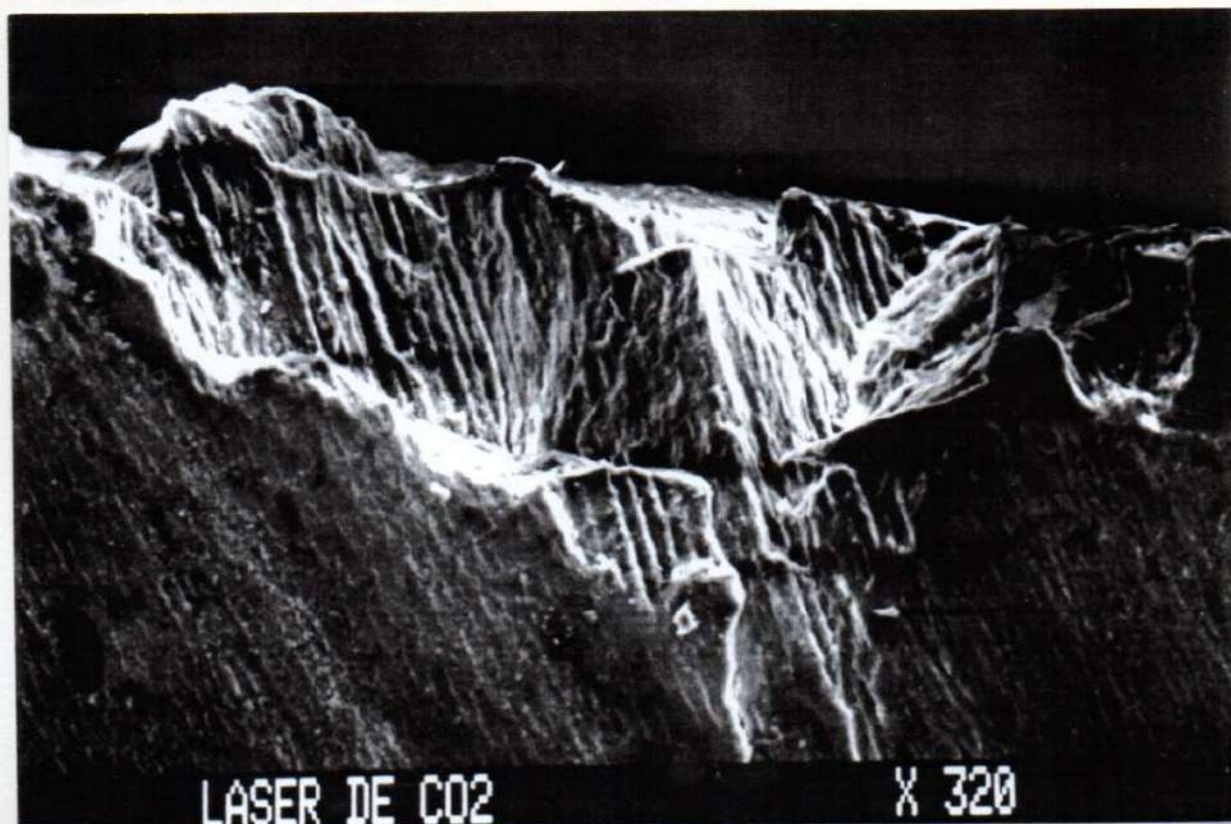


Figura 29: Micrografía con Microscopio Electrónico de Barrido, de caries proximal en estadio de mancha parda, sin cavitación adamantina, tratada con Laser de CO<sub>2</sub> con 3 Watts de potencia y 3 segundos de aplicación, donde se aprecia el aspecto crateriforme que llega a penetrar 109.0 micrometros dentro del esmalte y la eliminación de la capa adamantina periférica. X 320.





LASER DE CO<sub>2</sub>

X 1250

Figura 30: La micrografía de la figura anterior a mayor amicrometrosento, donde se visualiza que el tejido adamantino adquiere la apariencia del acondicionamiento producido por los ácidos grabadores. X 1.250.

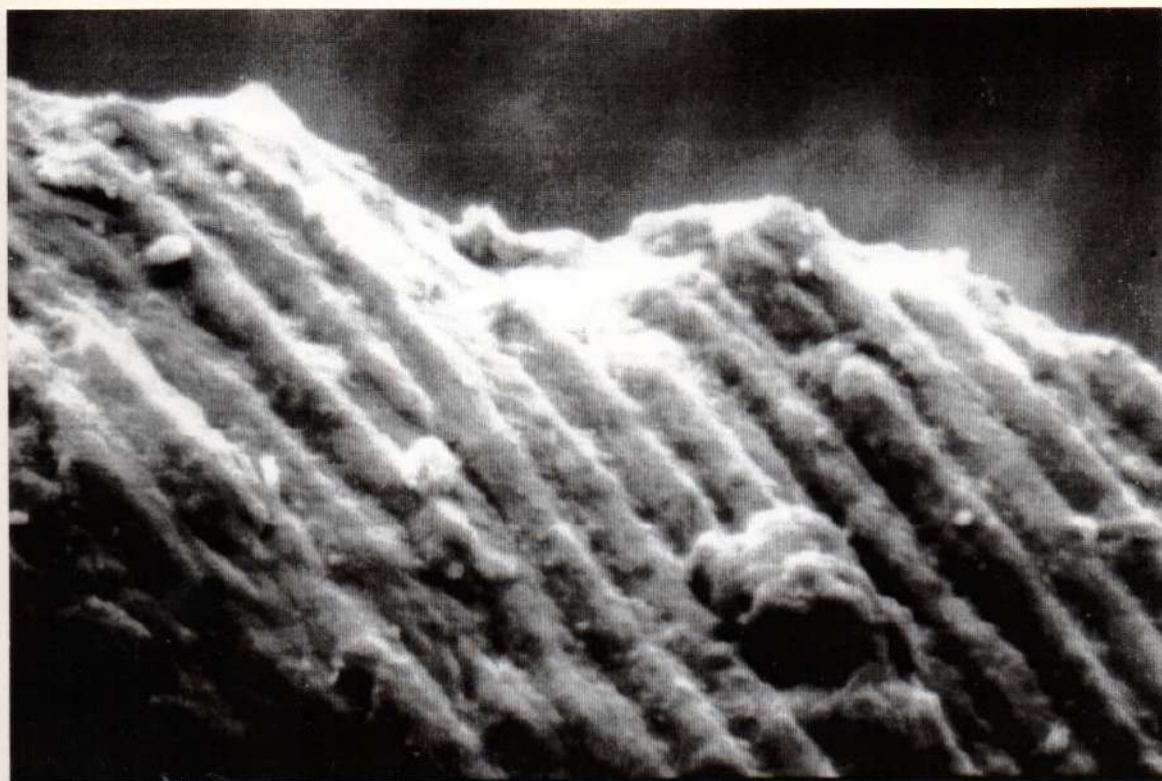


Figura 31: Micrografía con MEB, donde se aprecia el desprendimiento de varillas adamantinas, a nivel de las oquedades crateriformes producidas por la irradiación, con apariencia de un esmalte grabado, tipo II. X 2.500.

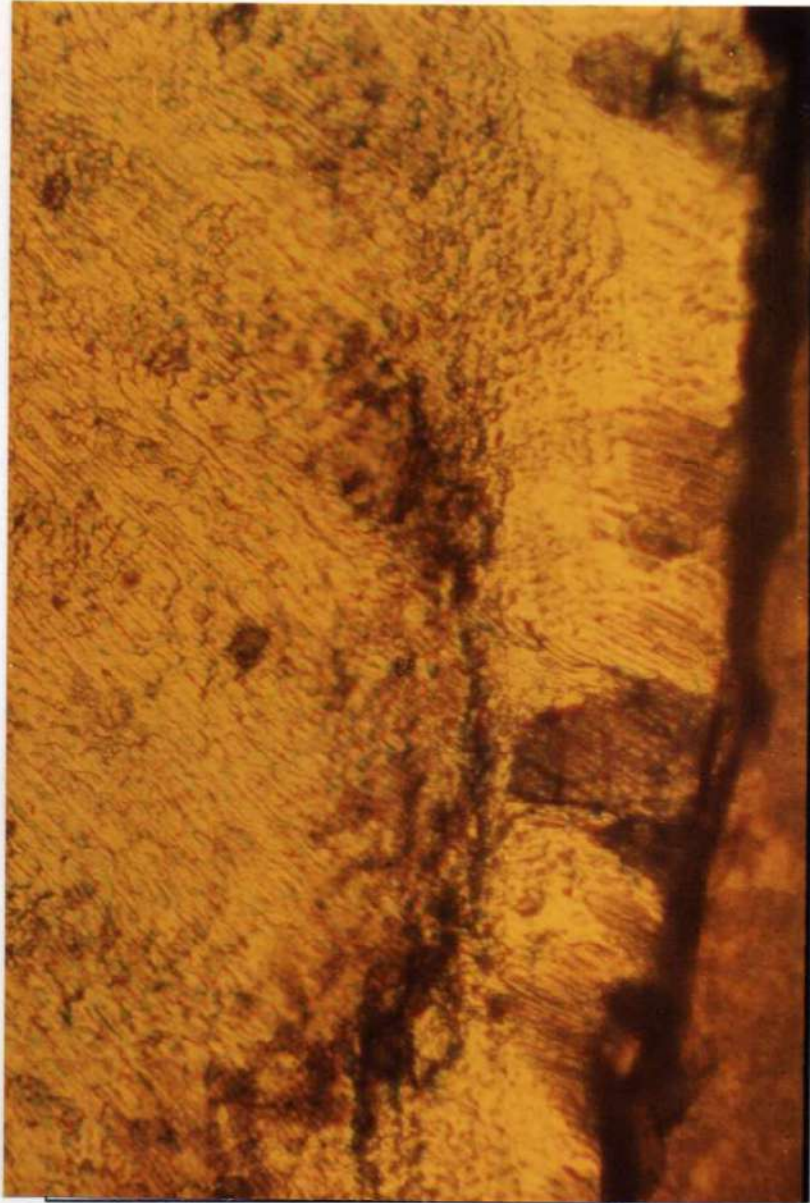


Figura 32: Microfotografía por réplica, de caries proximal en estadio de mancha parda, sin cavitación adamantina, laseada, con 3 Watts de potencia y 3 segundos de acción, donde se observa la mayor penetración del impacto, (109 micrometros) y zonas de recristalización. X 640.

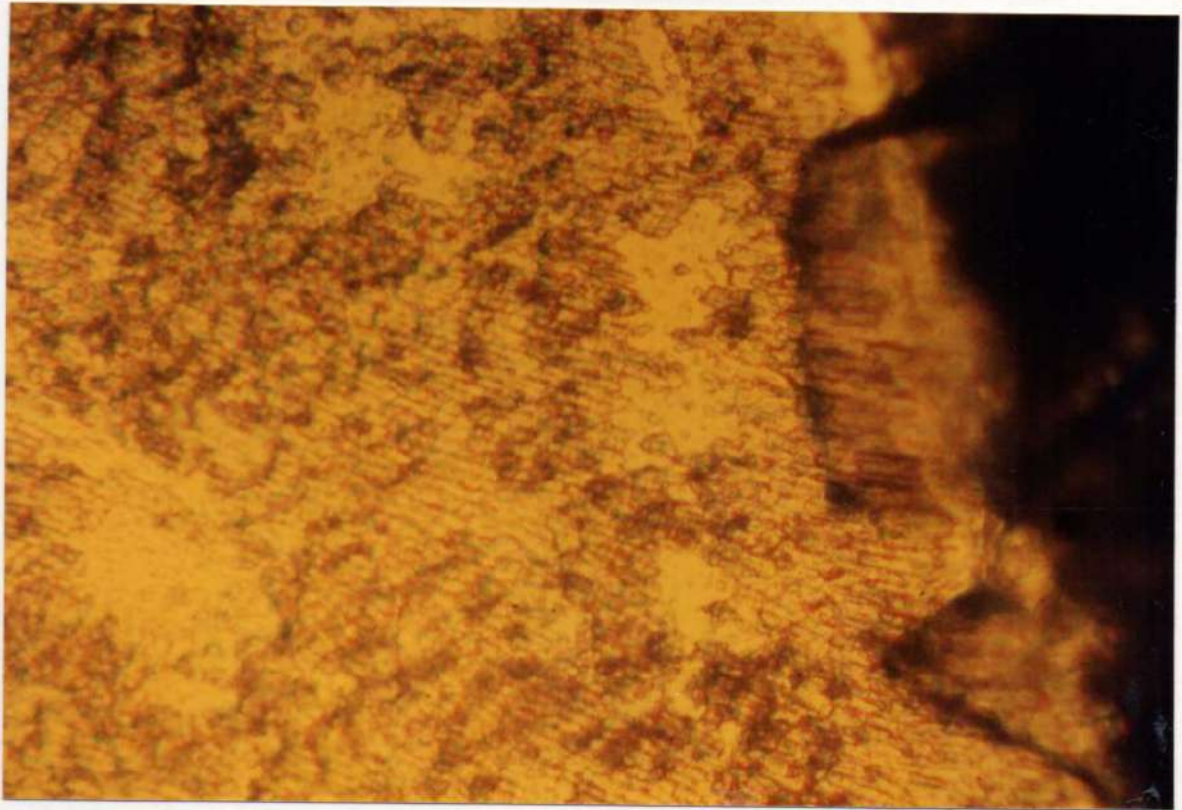


Figura 33: La microfotografía de la figura anterior a mayor amicrometrosento. Obsérvese que la penetración del impacto fotónico, abarca el cuerpo de la lesión cariosa. X 860.

3.- Impactos de 4 Watts sobre caries proximales en estadio de mancha blanco-amarillenta y parda, sin cavitación adamantina (Grupo A), generó áreas crateriformes con exposición subsuperficial del tejido adamantino y fusión superficial con recristalización del tejido a nivel del área irradiada.

La profundidad del impacto fotónico abarcó y sobrepasó ligeramente el cuerpo de la lesión cariosa. El tejido circunvecino al impacto presentó evidentes signos de recristalización y fenómenos de recristalización-fusión superficial.

Los términos medios de la profundidad de penetración del impacto fotónico obtenidos fueron: con 4 Watts y 1 segundo de irradiación: 80.9 micrometros; con 4 Watts y 2 segundos de 103.0 micrometros; con 4 Watts y 3 segundos de 128.7 micrometros y con 4 Watts y 4 segundos de 180.9 micrometros. La penetración del impacto fotónico abarcó el cuerpo de la lesión cariosa.

La evidencia de tejido cariado remanente fue negativa. (Cuadro I, Tabla I, Figuras 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40 y 41).



Figura 34: Micrografía con Microscopio Electrónico de Barrido, de la cara proximal de un molar en estadio de mancha parda, sin cavitación, laseada con Laser de CO<sub>2</sub> con 4 Watts de potencia y 3 segundos de aplicación con una profundidad de impacto de 128.7 micrometros, donde se visualiza la oquedad crateriforme del impacto fotónico, con desprendimiento del tejido adamantino. X 160.

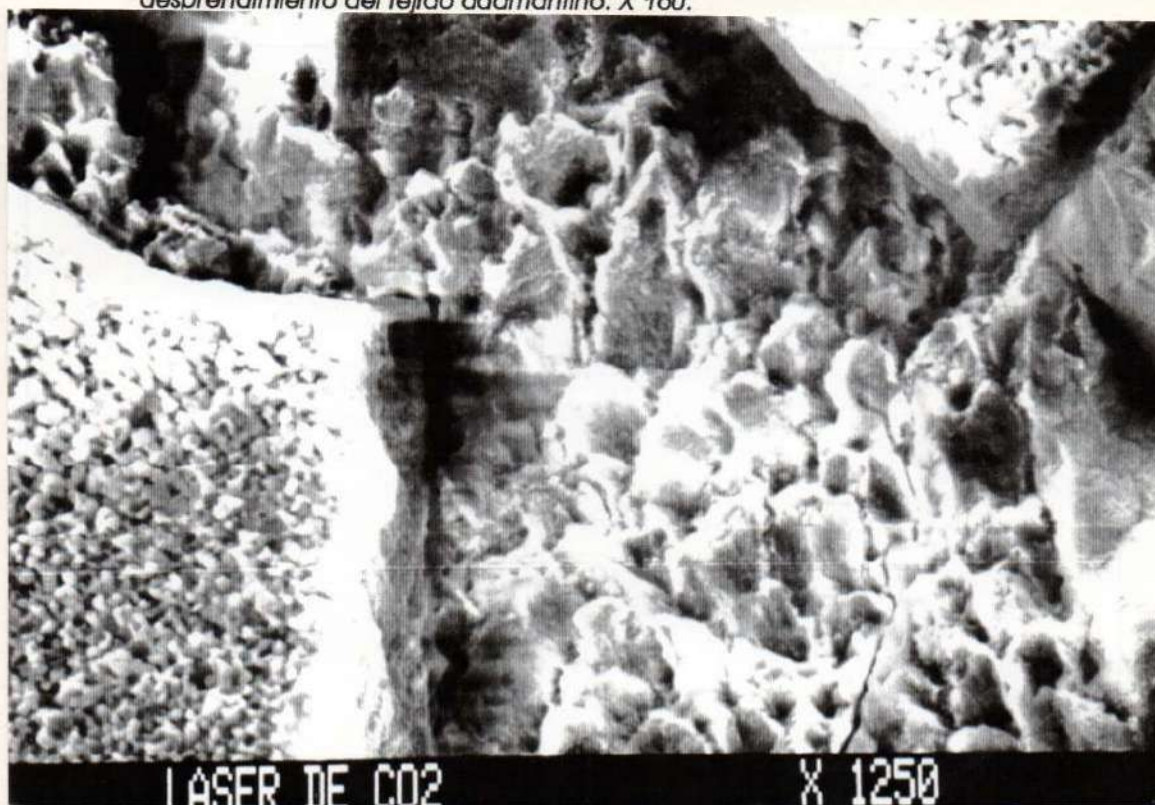


Figura 35: La micrografía de la figura anterior a mayor amicrometrosento. Nótese la presencia de esmalte fusionado-recristalizado a nivel superficial, rodeando la zona de impacto fotónico; la que adopta la similitud con un esmalte grabado de tipo I. X 1.250.



Figura 36: Micrografía correspondiente a la zona de fusión-recristalización adamantina laseada, de la figura anterior a X 2.500.



Figura 37: Micrografía por réplica con MEB que muestra la fusión-recristalización superficial lograda con Laser de CO<sub>2</sub>, con 4 Watts y 3 segundos, en cara proximal de un molar con caries en estadio de mancha blanca, sin cavitación adamantina. X 120.

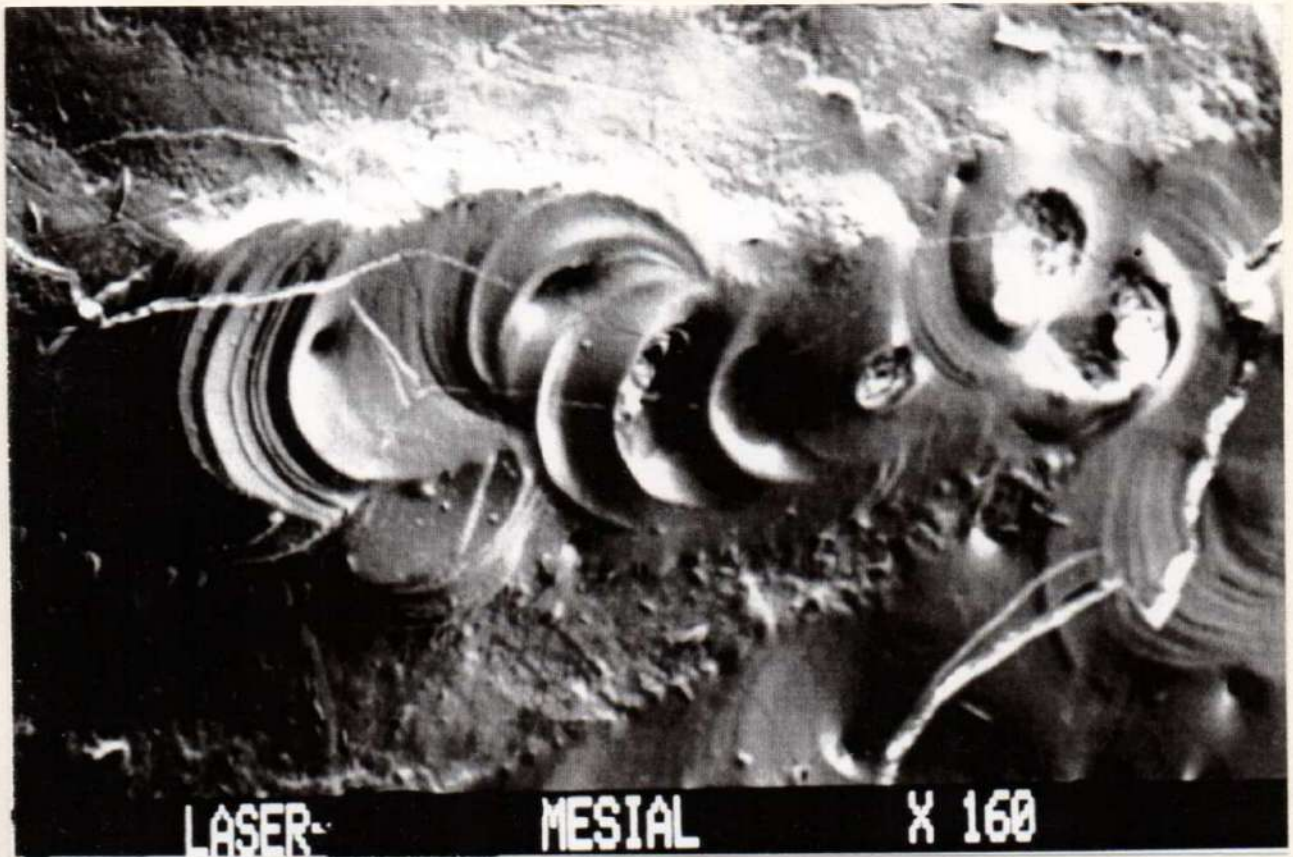


Figura 38: *Fusión-recristalización superficial obtenida con Laser de CO<sub>2</sub>, con 4 Watts y 3 segundos, en la cara mesial de un molar superior con caries en estadio de mancha blanca-amarillenta, sin cavitación adamantina. X 160.*



LASER DE CO2

X 1250

Figura 39: Las oquedades crateriformes de la figura anterior a 1.250 micrometrosentos. Nótese el arrancamiento de las varillas adamantinas, que muestra similitud con un grabado de tipo I.



LASER

C. MESIAL

X80

Figura 40: Caries en estadio de mancha blanca, sin cavitación adamantina, de la cara proximal de un molar, laseado con Laser de CO2 con una potencia de 4 Watts y 4 segundos de aplicación. Se produjo la fusión-cristalización superficial del tejido adamantino con presencia de microgotas o microglóbulos de esmalte fluidificado.

Micrografía con MEB, X 80.

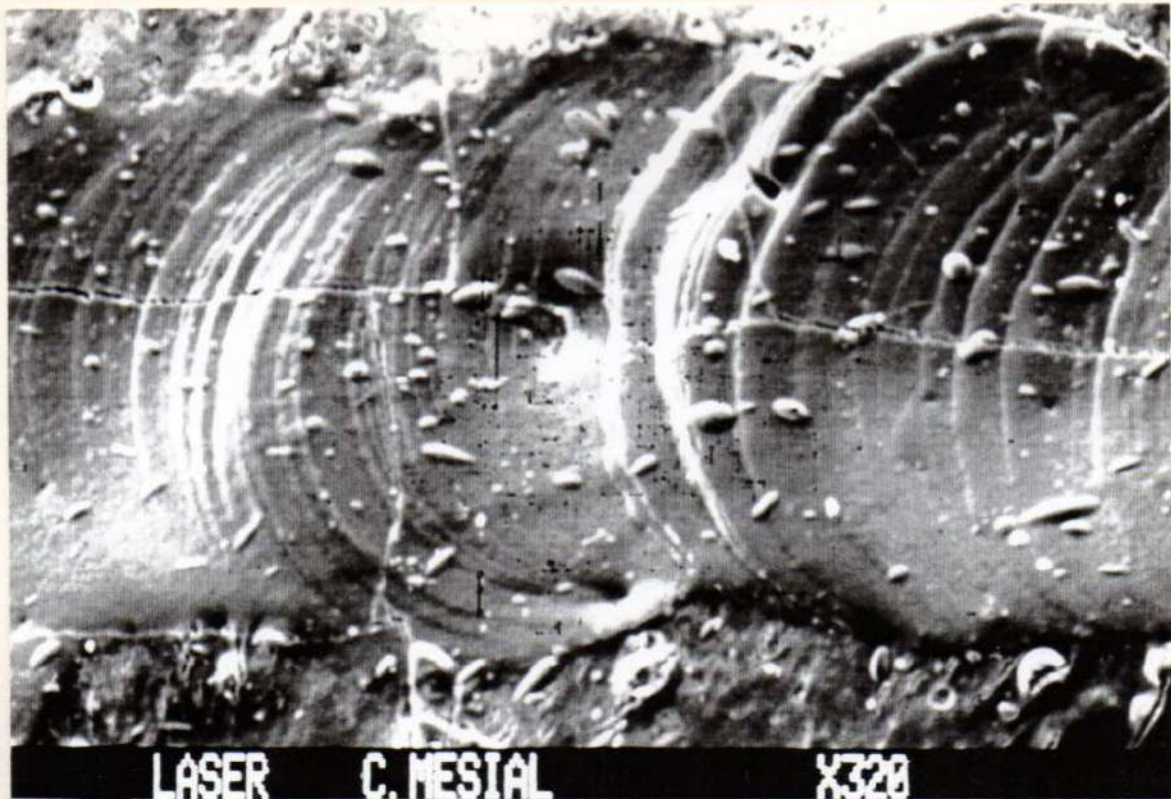


figura 41: Micrografía del área laseada de la figura anterior a mayor amicrometrosento, que muestra la superposición con intermitencia de los impactos fotónicos y las microgotas de esmalte fluidificado y fusionado. X 320.

- 4.- El Análisis de Variancia y la Prueba de Múltiple Comparación de Tukey-Kramer permitieron determinar que la penetración del impacto fotónico es mayor a medida que se aumentan los Watts de Potencia y el Tiempo de acción en Segundos, siendo las diferencias entre los distintos parámetros utilizados estadísticamente significativas,  $P: < 0.001$ . (Cuadro I, Tabla I).
- Sin embargo es de resaltar que la comparación entre los impactos fotónicos de 2 Watts /2 segundos vs 3 Watts/1 segundo; 2 Watts/3 segundos vs 3 Watts/1 segundo; 2 Watts/ 3 segundos vs 3 Watts/2 segundos; 2 Watts/ 3 segundos vs 4 Watts/ 1 segundo; 2 Watts/4 Segundos vs 3 Watts/2 segundos; 2 Watts/ 4 segundos vs 3 Watts/ 3 segundos; 2 Watts/ 4 segundos vs 4 Watts/2 segundos; 3 Watts/2 segundos vs 4 Watts/1 segundo; 3 Watts/3 segundos vs 4 Watts/2 segundos; 3 Watts/4 segundos vs 4 Watts/3 segundos, no arrojó tendencias estadísticamente significativas,  $P: > 0.05$ . (Cuadro I, Tabla I).
- 5.- La acción del Laser de Dióxido de Carbono sobre los surcos, fosas, puntos y fisuras oclusales sin cavitación adamantina (Grupo A), cuando se utilizaron potencias de 5 Watts y tiempos de impactación de 1, 2, 3 y 4 segundos, se caracterizó por la vaporización del material orgánico con formación de escara negra y por



la apariencia a nivel superficial de un tejido adamantino acondicionado con ácido fosfórico o cítrico, con apertura física de las cicatriculas adamantinas. Los promedios de la profundidad de penetración lograda con 5 Watts de potencia y 1 segundo de acción fue de 111.6 micrometros.; con 5 Watts y 2 segundos de: 131.8 micrometros; con 5 Watts y 3 segundos de: 148.3 micrometros; y con 5 Watts y 4 segundos de irradiación de 176.4 micrometros. La constatación de tejido cariado, a nivel de fosas, surcos, puntos y fisuras evidenció signos de negatividad. (Cuadro II, Tabla II, Figuras 42, 43 y 44).

## PROFUNDIDAD DE PENETRACION DEL LASER DE CO2 EN ESMALTE CARIADO OCLUSAL, SIN CAVITACION

### PENETRACION EN MICROMETROS



Cuadro II: Representación gráfica estadística de los valores de los términos medios de la profundidad de penetración del Laser de CO<sub>2</sub> en esmalte cariado oclusal, sin cavitación adamantina, donde se evalúa la potencia en Watts y el tiempo de aplicación en segundos.

Tabla II: Desarrollo estadístico del análisis de varianza (ANOVA) y de la Prueba de comparación múltiple de Tukey-Kramer.

PENETRACION LASER-CO2 EN ESMALTE CARIADO OCLUSAL, SIN CAVITACI.

Columna ID	A	B	C	D
Muestra	5Watts/1 seg.	5watts/2 seg.	5Watts/3 seg.	5Watts/4 seg.
Media	111.6	131.8	148.3	176.4
DS	10	10	10	10
ESTM	8.501	7.642	6.832	9.312
Mediana	2.688	2.417	2.161	2.945
IC < 95 %	109.50	131.50	147.50	176.50
IC > 95 %	105.52	126.33	143.41	169.74
	117.68	137.27	153.19	183.06
Columna ID	E	F	G	H
Muestra	6Watts/1 seg.	6Watts/2 seg.	6Watts/3 seg.	6Watts/4 seg.
Media	134.2	170.7	193.5	223.4
DS	10	10	10	10
ESTM	8.879	10.646	8.141	9.180
Mediana	2.808	3.367	2.574	2.903
IC < 95 %	133.50	168.50	194.00	221.50
IC > 95 %	127.85	163.08	187.68	216.83
	140.55	178.32	199.32	229.97
Columna ID	I	J	K	L
Muestra	7Watts/1 seg.	7Watts/2 seg.	7Watts/3 seg.	7Watts/4 seg.
Media	176	213.9	255.8	292.6
DS	10	10	10	10
ESTM	8.260	15.517	11.380	7.877
Mediana	2.612	4.907	3.599	2.491
IC < 95 %	174.00	213.00	254.50	293.50
IC > 95 %	170.09	202.80	247.66	286.97
	181.91	225.00	263.94	298.23
Columna ID	M	N	O	P
Muestra	8Watts/1 seg.	8Watts/2 seg.	8Watts/3 seg.	8Watts/4 seg.
Media	225.2	251.4	299	345.6
DS	10	10	10	10
ESTM	7.146	9.663	9.557	7.245
Mediana	2.260	3.056	3.022	2.291
IC < 95 %	225.00	248.00	300.50	346.50
IC > 95 %	220.09	244.49	292.16	340.42
	230.31	258.31	305.84	350.78

Columna ID	Q	R	S	T
Muestra	9Watts/1 seg.	9Watts/2 seg.	9Watts/3 seg.	9Watts/4 seg.
Media	261.5	303.5	346.1	405.1
DS	10	10	10	10
ESTM	9.156	11.267	8.279	12.476
Mediana	2.895	3.563	2.618	3.945
IC < 95 %	262.50	300.00	345.00	398.50
IC > 95 %	254.95	295.44	340.18	396.18
	268.05	311.56	352.02	414.02

Análisis de Varianza (ANOVA)

Fuentes de Variación	Grados de Libertad	Suma de Cuadrados	Cuadrado Medio
-----	-----	-----	-----
Tratamiento de Columnas	19	1239631	65244
Error Experimental	180	16475	91.529
=====	=====	=====	=====
Total	199	1256106	

$F = 712.82$

Resumen de los Datos

Grupos	Muestras	Media	DS	ESTM	Mediana
-----	-----	-----	-----	-----	-----
5Watts/1 seg.	10	111.60	8.501	2.688	109.50
5watts/2 seg.	10	131.80	7.642	2.417	131.50
5Watts/3 seg.	10	148.30	6.832	2.161	147.50
5Watts/4 seg.	10	176.40	9.312	2.945	176.50
6Watts/1 seg.	10	134.20	8.879	2.808	133.50
6Watts/2 seg.	10	170.70	10.646	3.367	168.50
6Watts/3 seg.	10	193.50	8.141	2.574	194.00
6Watts/4 seg.	10	223.40	9.180	2.903	221.50
7Watts/1 seg.	10	176.00	8.260	2.612	174.00
7Watts/2 seg.	10	213.90	15.517	4.907	213.00
7Watts/3 seg.	10	255.80	11.380	3.599	254.50
7Watts/4 seg.	10	292.60	7.877	2.491	293.50
8Watts/1 seg.	10	225.20	7.146	2.260	225.00
8Watts/2 seg.	10	251.40	9.663	3.056	248.00
8Watts/3 seg.	10	299.00	9.557	3.022	300.50
8Watts/4 seg.	10	345.60	7.245	2.291	346.50
9Watts/1 seg.	10	261.50	9.156	2.895	262.50
9Watts/2 seg.	10	303.50	11.267	3.563	300.00
9Watts/3 seg.	10	346.10	8.279	2.618	345.00
9Watts/4 seg.	10	405.10	12.476	3.945	398.50

Grupos	Mínimo	Máximo	CI < 95%	CI > 95%
5Watts/1 seg.	101.00	123.00	105.52	117.68
5watts/2 seg.	121.00	145.00	126.33	137.27
5Watts/3 seg.	139.00	159.00	143.41	153.19
5Watts/4 seg.	163.00	189.00	169.74	183.06
6Watts/1 seg.	122.00	150.00	127.85	140.55
6Watts/2 seg.	157.00	189.00	163.08	178.32
6Watts/3 seg.	182.00	205.00	187.68	199.32
6Watts/4 seg.	209.00	238.00	216.83	229.97
7Watts/1 seg.	165.00	189.00	170.09	181.91
7Watts/2 seg.	189.00	235.00	202.80	225.00
7Watts/3 seg.	242.00	275.00	247.66	263.94
7Watts/4 seg.	278.00	302.00	286.97	298.23
8Watts/1 seg.	215.00	235.00	220.09	230.31
8Watts/2 seg.	238.00	265.00	244.49	258.31
8Watts/3 seg.	285.00	312.00	292.16	305.84
8Watts/4 seg.	335.00	358.00	340.42	350.78
9Watts/1 seg.	245.00	278.00	254.95	268.05
9Watts/2 seg.	287.00	322.00	295.44	311.56
9Watts/3 seg.	335.00	358.00	340.18	352.02
9Watts/4 seg.	395.00	431.00	396.18	414.02
	*	*	*	

Prueba de Múltiple Comparación de Tukey-Kramer

Cuando el valor de  $q$  es mayor a 4.735 el valor de  $P$  debe ser menor a 0.05

Comparación	Diferencia Media	$q$	$P$
5Watts/1 seg. vs 5watts/2 seg.	-20.200	6.677	*** P<0.001
5Watts/1 seg. vs 5Watts/3 seg.	-36.700	12.131	*** P<0.001
5Watts/1 seg. vs 5Watts/4 seg.	-64.800	21.419	*** P<0.001
5Watts/1 seg. vs 6Watts/1 seg.	-22.600	7.470	*** P<0.001
5Watts/1 seg. vs 6Watts/2 seg.	-59.100	19.535	*** P<0.001
5Watts/1 seg. vs 6Watts/3 seg.	-81.900	27.071	*** P<0.001
5Watts/1 seg. vs 6Watts/4 seg.	-111.80	36.954	*** P<0.001
5Watts/1 seg. vs 7Watts/1 seg.	-64.400	21.287	*** P<0.001

5Watts/1 seg. vs 7Watts/2 seg.	-102.30	33.814	***	P<0.001
5Watts/1 seg. vs 7Watts/3 seg.	-144.20	47.664	***	P<0.001
5Watts/1 seg. vs 7Watts/4 seg.	-181.00	59.827	***	P<0.001
5Watts/1 seg. vs 8Watts/1 seg.	-113.60	37.549	***	P<0.001
5Watts/1 seg. vs 8Watts/2 seg.	-139.80	46.209	***	P<0.001
5Watts/1 seg. vs 8Watts/3 seg.	-187.40	61.943	***	P<0.001
5Watts/1 seg. vs 8Watts/4 seg.	-234.00	77.346	***	P<0.001
5Watts/1 seg. vs 9Watts/1 seg.	-149.90	49.548	***	P<0.001
5Watts/1 seg. vs 9Watts/2 seg.	-191.90	63.430	***	P<0.001
5Watts/1 seg. vs 9Watts/3 seg.	-234.50	77.511	***	P<0.001
5Watts/1 seg. vs 9Watts/4 seg.	-293.50	97.013	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 5Watts/3 seg.	-16.500	5.454	*	P<0.05
5watts/2 seg. vs 5Watts/4 seg.	-44.600	14.742	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 6Watts/1 seg.	-2.400	0.7933	ns	P>0.05
5watts/2 seg. vs 6Watts/2 seg.	-38.900	12.858	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 6Watts/3 seg.	-61.700	20.394	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 6Watts/4 seg.	-91.600	30.277	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 7Watts/1 seg.	-44.200	14.610	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 7Watts/2 seg.	-82.100	27.137	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 7Watts/3 seg.	-124.00	40.987	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 7Watts/4 seg.	-160.80	53.150	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 8Watts/1 seg.	-93.400	30.872	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 8Watts/2 seg.	-119.60	39.532	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 8Watts/3 seg.	-167.20	55.266	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 8Watts/4 seg.	-213.80	70.669	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 9Watts/1 seg.	-129.70	42.871	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 9Watts/2 seg.	-171.70	56.753	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 9Watts/3 seg.	-214.30	70.834	***	P<0.001
5watts/2 seg. vs 9Watts/4 seg.	-273.30	90.336	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 5Watts/4 seg.	-28.100	9.288	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 6Watts/1 seg.	14.100	4.661	ns	P>0.05
5Watts/3 seg. vs 6Watts/2 seg.	-22.400	7.404	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 6Watts/3 seg.	-45.200	14.940	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 6Watts/4 seg.	-75.100	24.823	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 7Watts/1 seg.	-27.700	9.156	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 7Watts/2 seg.	-65.600	21.683	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 7Watts/3 seg.	-107.50	35.533	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 7Watts/4 seg.	-144.30	47.697	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 8Watts/1 seg.	-76.900	25.418	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 8Watts/2 seg.	-103.10	34.078	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 8Watts/3 seg.	-150.70	49.812	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 8Watts/4 seg.	-197.30	65.215	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 9Watts/1 seg.	-113.20	37.417	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 9Watts/2 seg.	-155.20	51.299	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 9Watts/3 seg.	-197.80	65.380	***	P<0.001
5Watts/3 seg. vs 9Watts/4 seg.	-256.80	84.882	***	P<0.001
5Watts/4 seg. vs 6Watts/1 seg.	42.200	13.949	***	P<0.001
5Watts/4 seg. vs 6Watts/2 seg.	5.700	1.884	ns	P>0.05
5Watts/4 seg. vs 6Watts/3 seg.	-17.100	5.652	*	P<0.05
5Watts/4 seg. vs 6Watts/4 seg.	-47.000	15.535	***	P<0.001
5Watts/4 seg. vs 7Watts/1 seg.	0.4000	0.1322	ns	P>0.05
5Watts/4 seg. vs 7Watts/2 seg.	-37.500	12.395	***	P<0.001
5Watts/4 seg. vs 7Watts/3 seg.	-79.400	26.245	***	P<0.001

5Watts/4 seg. vs 7Watts/4 seg.	-116.20	38.408	***	P<0.001
5Watts/4 seg. vs 8Watts/1 seg.	-48.800	16.130	***	P<0.001
5Watts/4 seg. vs 8Watts/2 seg.	-75.000	24.790	***	P<0.001
5Watts/4 seg. vs 8Watts/3 seg.	-122.60	40.524	***	P<0.001
5Watts/4 seg. vs 8Watts/4 seg.	-169.20	55.927	***	P<0.001
5Watts/4 seg. vs 9Watts/1 seg.	-85.100	28.129	***	P<0.001
5Watts/4 seg. vs 9Watts/2 seg.	-127.10	42.011	***	P<0.001
5Watts/4 seg. vs 9Watts/3 seg.	-169.70	56.092	***	P<0.001
5Watts/4 seg. vs 9Watts/4 seg.	-228.70	75.594	***	P<0.001
6Watts/1 seg. vs 6Watts/2 seg.	-36.500	12.065	***	P<0.001
6Watts/1 seg. vs 6Watts/3 seg.	-59.300	19.601	***	P<0.001
6Watts/1 seg. vs 6Watts/4 seg.	-89.200	29.484	***	P<0.001
6Watts/1 seg. vs 7Watts/1 seg.	-41.800	13.816	***	P<0.001
6Watts/1 seg. vs 7Watts/2 seg.	-79.700	26.344	***	P<0.001
6Watts/1 seg. vs 7Watts/3 seg.	-121.60	40.193	***	P<0.001
6Watts/1 seg. vs 7Watts/4 seg.	-158.40	52.357	***	P<0.001
6Watts/1 seg. vs 8Watts/1 seg.	-91.000	30.079	***	P<0.001
6Watts/1 seg. vs 8Watts/2 seg.	-117.20	38.739	***	P<0.001
6Watts/1 seg. vs 8Watts/3 seg.	-164.80	54.473	***	P<0.001
6Watts/1 seg. vs 8Watts/4 seg.	-211.40	69.876	***	P<0.001
6Watts/1 seg. vs 9Watts/1 seg.	-127.30	42.077	***	P<0.001
6Watts/1 seg. vs 9Watts/2 seg.	-169.30	55.960	***	P<0.001
6Watts/1 seg. vs 9Watts/3 seg.	-211.90	70.041	***	P<0.001
6Watts/1 seg. vs 9Watts/4 seg.	-270.90	89.543	***	P<0.001
6Watts/2 seg. vs 6Watts/3 seg.	-22.800	7.536	***	P<0.001
6Watts/2 seg. vs 6Watts/4 seg.	-52.700	17.419	***	P<0.001
6Watts/2 seg. vs 7Watts/1 seg.	-5.300	1.752	ns	P>0.05
6Watts/2 seg. vs 7Watts/2 seg.	-43.200	14.279	***	P<0.001
6Watts/2 seg. vs 7Watts/3 seg.	-85.100	28.129	***	P<0.001
6Watts/2 seg. vs 7Watts/4 seg.	-121.90	40.293	***	P<0.001
6Watts/2 seg. vs 8Watts/1 seg.	-54.500	18.014	***	P<0.001
6Watts/2 seg. vs 8Watts/2 seg.	-80.700	26.674	***	P<0.001
6Watts/2 seg. vs 8Watts/3 seg.	-128.30	42.408	***	P<0.001
6Watts/2 seg. vs 8Watts/4 seg.	-174.90	57.811	***	P<0.001
6Watts/2 seg. vs 9Watts/1 seg.	-90.800	30.013	***	P<0.001
6Watts/2 seg. vs 9Watts/2 seg.	-132.80	43.895	***	P<0.001
6Watts/2 seg. vs 9Watts/3 seg.	-175.40	57.976	***	P<0.001
6Watts/2 seg. vs 9Watts/4 seg.	-234.40	77.478	***	P<0.001
6Watts/3 seg. vs 6Watts/4 seg.	-29.900	9.883	***	P<0.001
6Watts/3 seg. vs 7Watts/1 seg.	17.500	5.784	*	P<0.05
6Watts/3 seg. vs 7Watts/2 seg.	-20.400	6.743	***	P<0.001
6Watts/3 seg. vs 7Watts/3 seg.	-62.300	20.592	***	P<0.001
6Watts/3 seg. vs 7Watts/4 seg.	-99.100	32.756	***	P<0.001
6Watts/3 seg. vs 8Watts/1 seg.	-31.700	10.478	***	P<0.001
6Watts/3 seg. vs 8Watts/2 seg.	-57.900	19.138	***	P<0.001
6Watts/3 seg. vs 8Watts/3 seg.	-105.50	34.872	***	P<0.001
6Watts/3 seg. vs 8Watts/4 seg.	-152.10	50.275	***	P<0.001
6Watts/3 seg. vs 9Watts/1 seg.	-68.000	22.477	***	P<0.001
6Watts/3 seg. vs 9Watts/2 seg.	-110.00	36.359	***	P<0.001
6Watts/3 seg. vs 9Watts/3 seg.	-152.60	50.440	***	P<0.001
6Watts/3 seg. vs 9Watts/4 seg.	-211.60	69.942	***	P<0.001
6Watts/4 seg. vs 7Watts/1 seg.	47.400	15.667	***	P<0.001
6Watts/4 seg. vs 7Watts/2 seg.	9.500	3.140	ns	P>0.05
6Watts/4 seg. vs 7Watts/3 seg.	-32.400	10.709	***	P<0.001
6Watts/4 seg. vs 7Watts/4 seg.	-69.200	22.873	***	P<0.001
6Watts/4 seg. vs 8Watts/1 seg.	-1.800	0.5950	ns	P>0.05
6Watts/4 seg. vs 8Watts/2 seg.	-28.000	9.255	***	P<0.001
6Watts/4 seg. vs 8Watts/3 seg.	-75.600	24.989	***	P<0.001
6Watts/4 seg. vs 8Watts/4 seg.	-122.20	40.392	***	P<0.001
6Watts/4 seg. vs 9Watts/1 seg.	-38.100	12.593	***	P<0.001

6Watts/4 seg. vs 9Watts/2 seg.	-80.100	26.476	***	P<0.001
6Watts/4 seg. vs 9Watts/3 seg.	-122.70	40.557	***	P<0.001
6Watts/4 seg. vs 9Watts/4 seg.	-181.70	60.059	***	P<0.001
7Watts/1 seg. vs 7Watts/2 seg.	-37.900	12.527	***	P<0.001
7Watts/1 seg. vs 7Watts/3 seg.	-79.800	26.377	***	P<0.001
7Watts/1 seg. vs 7Watts/4 seg.	-116.60	38.541	***	P<0.001
7Watts/1 seg. vs 8Watts/1 seg.	-49.200	16.262	***	P<0.001
7Watts/1 seg. vs 8Watts/2 seg.	-75.400	24.923	***	P<0.001
7Watts/1 seg. vs 8Watts/3 seg.	-123.00	40.656	***	P<0.001
7Watts/1 seg. vs 8Watts/4 seg.	-169.60	56.059	***	P<0.001
7Watts/1 seg. vs 9Watts/1 seg.	-85.500	28.261	***	P<0.001
7Watts/1 seg. vs 9Watts/2 seg.	-127.50	42.144	***	P<0.001
7Watts/1 seg. vs 9Watts/3 seg.	-170.10	56.224	***	P<0.001
7Watts/1 seg. vs 9Watts/4 seg.	-229.10	75.726	***	P<0.001
7Watts/2 seg. vs 7Watts/3 seg.	-41.900	13.850	***	P<0.001
7Watts/2 seg. vs 7Watts/4 seg.	-78.700	26.013	***	P<0.001
7Watts/2 seg. vs 8Watts/1 seg.	-11.300	3.735	ns	P>0.05
7Watts/2 seg. vs 8Watts/2 seg.	-37.500	12.395	***	P<0.001
7Watts/2 seg. vs 8Watts/3 seg.	-85.100	28.129	***	P<0.001
7Watts/2 seg. vs 8Watts/4 seg.	-131.70	43.532	***	P<0.001
7Watts/2 seg. vs 9Watts/1 seg.	-47.600	15.734	***	P<0.001
7Watts/2 seg. vs 9Watts/2 seg.	-89.600	29.616	***	P<0.001
7Watts/2 seg. vs 9Watts/3 seg.	-132.20	43.697	***	P<0.001
7Watts/2 seg. vs 9Watts/4 seg.	-191.20	63.199	***	P<0.001
7Watts/3 seg. vs 7Watts/4 seg.	-36.800	12.164	***	P<0.001
7Watts/3 seg. vs 8Watts/1 seg.	30.600	10.114	***	P<0.001
7Watts/3 seg. vs 8Watts/2 seg.	4.400	1.454	ns	P>0.05
7Watts/3 seg. vs 8Watts/3 seg.	-43.200	14.279	***	P<0.001
7Watts/3 seg. vs 8Watts/4 seg.	-89.800	29.682	***	P<0.001
7Watts/3 seg. vs 9Watts/1 seg.	-5.700	1.884	ns	P>0.05
7Watts/3 seg. vs 9Watts/2 seg.	-47.700	15.767	***	P<0.001
7Watts/3 seg. vs 9Watts/3 seg.	-90.300	29.848	***	P<0.001
7Watts/3 seg. vs 9Watts/4 seg.	-149.30	49.349	***	P<0.001
7Watts/4 seg. vs 8Watts/1 seg.	67.400	22.278	***	P<0.001
7Watts/4 seg. vs 8Watts/2 seg.	41.200	13.618	***	P<0.001
7Watts/4 seg. vs 8Watts/3 seg.	-6.400	2.115	ns	P>0.05
7Watts/4 seg. vs 8Watts/4 seg.	-53.000	17.518	***	P<0.001
7Watts/4 seg. vs 9Watts/1 seg.	31.100	10.280	***	P<0.001
7Watts/4 seg. vs 9Watts/2 seg.	-10.900	3.603	ns	P>0.05
7Watts/4 seg. vs 9Watts/3 seg.	-53.500	17.684	***	P<0.001
7Watts/4 seg. vs 9Watts/4 seg.	-112.50	37.185	***	P<0.001
8Watts/1 seg. vs 8Watts/2 seg.	-26.200	8.660	***	P<0.001
8Watts/1 seg. vs 8Watts/3 seg.	-73.800	24.394	***	P<0.001
8Watts/1 seg. vs 8Watts/4 seg.	-120.40	39.797	***	P<0.001
8Watts/1 seg. vs 9Watts/1 seg.	-36.300	11.999	***	P<0.001
8Watts/1 seg. vs 9Watts/2 seg.	-78.300	25.881	***	P<0.001
8Watts/1 seg. vs 9Watts/3 seg.	-120.90	39.962	***	P<0.001
8Watts/1 seg. vs 9Watts/4 seg.	-179.90	59.464	***	P<0.001
8Watts/2 seg. vs 8Watts/3 seg.	-47.600	15.734	***	P<0.001
8Watts/2 seg. vs 8Watts/4 seg.	-94.200	31.137	***	P<0.001
8Watts/2 seg. vs 9Watts/1 seg.	-10.100	3.338	ns	P>0.05
8Watts/2 seg. vs 9Watts/2 seg.	-52.100	17.221	***	P<0.001
8Watts/2 seg. vs 9Watts/3 seg.	-94.700	31.302	***	P<0.001
8Watts/2 seg. vs 9Watts/4 seg.	-153.70	50.804	***	P<0.001
8Watts/3 seg. vs 8Watts/4 seg.	-46.600	15.403	***	P<0.001
8Watts/3 seg. vs 9Watts/1 seg.	37.500	12.395	***	P<0.001
8Watts/3 seg. vs 9Watts/2 seg.	-4.500	1.487	ns	P>0.05
8Watts/3 seg. vs 9Watts/3 seg.	-47.100	15.568	***	P<0.001
8Watts/3 seg. vs 9Watts/4 seg.	-106.10	35.070	***	P<0.001
8Watts/4 seg. vs 9Watts/1 seg.	84.100	27.798	***	P<0.001

8Watts/4 seg. vs 9Watts/2 seg.	42.100	13.916	***	P<0.001
8Watts/4 seg. vs 9Watts/3 seg.	-0.5000	0.1653	ns	P>0.05
8Watts/4 seg. vs 9Watts/4 seg.	-59.500	19.667	***	P<0.001
9Watts/1 seg. vs 9Watts/2 seg.	-42.000	13.883	***	P<0.001
9Watts/1 seg. vs 9Watts/3 seg.	-84.600	27.963	***	P<0.001
9Watts/1 seg. vs 9Watts/4 seg.	-143.60	47.465	***	P<0.001
9Watts/2 seg. vs 9Watts/3 seg.	-42.600	14.081	***	P<0.001
9Watts/2 seg. vs 9Watts/4 seg.	-101.60	33.583	***	P<0.001
9Watts/3 seg. vs 9Watts/4 seg.	-59.000	19.502	***	P<0.001

Diferencia	Diferencia Media	CI < 95%	CI > 95%
5Watts/1 seg. - 5watts/2 seg.	-20.200	-35.654	-4.746
5Watts/1 seg. - 5Watts/3 seg.	-36.700	-52.154	-21.246
5Watts/1 seg. - 5Watts/4 seg.	-64.800	-80.254	-49.346
5Watts/1 seg. - 6Watts/1 seg.	-22.600	-38.054	-7.146
5Watts/1 seg. - 6Watts/2 seg.	-59.100	-74.554	-43.646
5Watts/1 seg. - 6Watts/3 seg.	-81.900	-97.354	-66.446
5Watts/1 seg. - 6Watts/4 seg.	-111.80	-127.25	-96.346
5Watts/1 seg. - 7Watts/1 seg.	-64.400	-79.854	-48.946
5Watts/1 seg. - 7Watts/2 seg.	-102.30	-117.75	-86.846
5Watts/1 seg. - 7Watts/3 seg.	-144.20	-159.65	-128.75
5Watts/1 seg. - 7Watts/4 seg.	-181.00	-196.45	-165.55
5Watts/1 seg. - 8Watts/1 seg.	-113.60	-129.05	-98.146
5Watts/1 seg. - 8Watts/2 seg.	-139.80	-155.25	-124.35
5Watts/1 seg. - 8Watts/3 seg.	-187.40	-202.85	-171.95
5Watts/1 seg. - 8Watts/4 seg.	-234.00	-249.45	-218.55
5Watts/1 seg. - 9Watts/1 seg.	-149.90	-165.35	-134.45
5Watts/1 seg. - 9Watts/2 seg.	-191.90	-207.35	-176.45
5Watts/1 seg. - 9Watts/3 seg.	-234.50	-249.95	-219.05
5Watts/1 seg. - 9Watts/4 seg.	-293.50	-308.95	-278.05
5watts/2 seg. - 5Watts/3 seg.	-16.500	-31.954	-1.046
5watts/2 seg. - 5Watts/4 seg.	-44.600	-60.054	-29.146
5watts/2 seg. - 6Watts/1 seg.	-2.400	-17.854	13.054
5watts/2 seg. - 6Watts/2 seg.	-38.900	-54.354	-23.446
5watts/2 seg. - 6Watts/3 seg.	-61.700	-77.154	-46.246
5watts/2 seg. - 6Watts/4 seg.	-91.600	-107.05	-76.146
5watts/2 seg. - 7Watts/1 seg.	-44.200	-59.654	-28.746
5watts/2 seg. - 7Watts/2 seg.	-82.100	-97.554	-66.646
5watts/2 seg. - 7Watts/3 seg.	-124.00	-139.45	-108.55
5watts/2 seg. - 7Watts/4 seg.	-160.80	-176.25	-145.35
5watts/2 seg. - 8Watts/1 seg.	-93.400	-108.85	-77.946
5watts/2 seg. - 8Watts/2 seg.	-119.60	-135.05	-104.15
5watts/2 seg. - 8Watts/3 seg.	-167.20	-182.65	-151.75
5watts/2 seg. - 8Watts/4 seg.	-213.80	-229.25	-198.35
5watts/2 seg. - 9Watts/1 seg.	-129.70	-145.15	-114.25
5watts/2 seg. - 9Watts/2 seg.	-171.70	-187.15	-156.25
5watts/2 seg. - 9Watts/3 seg.	-214.30	-229.75	-198.85
5watts/2 seg. - 9Watts/4 seg.	-273.30	-288.75	-257.85
5Watts/3 seg. - 5Watts/4 seg.	-28.100	-43.554	-12.646
5Watts/3 seg. - 6Watts/1 seg.	14.100	-1.354	29.554
5Watts/3 seg. - 6Watts/2 seg.	-22.400	-37.854	-6.946
5Watts/3 seg. - 6Watts/3 seg.	-45.200	-60.654	-29.746
5Watts/3 seg. - 6Watts/4 seg.	-75.100	-90.554	-59.646
5Watts/3 seg. - 7Watts/1 seg.	-27.700	-43.154	-12.246
5Watts/3 seg. - 7Watts/2 seg.	-65.600	-81.054	-50.146
5Watts/3 seg. - 7Watts/3 seg.	-107.50	-122.95	-92.046
5Watts/3 seg. - 7Watts/4 seg.	-144.30	-159.75	-128.85
5Watts/3 seg. - 8Watts/1 seg.	-76.900	-92.354	-61.446



5Watts/3 seg. - 8Watts/2 seg.	-103.10	-118.55	-87.646
5Watts/3 seg. - 8Watts/3 seg.	-150.70	-166.15	-135.25
5Watts/3 seg. - 8Watts/4 seg.	-197.30	-212.75	-181.85
5Watts/3 seg. - 9Watts/1 seg.	-113.20	-128.65	-97.746
5Watts/3 seg. - 9Watts/2 seg.	-155.20	-170.65	-139.75
5Watts/3 seg. - 9Watts/3 seg.	-197.80	-213.25	-182.35
5Watts/3 seg. - 9Watts/4 seg.	-256.80	-272.25	-241.35
5Watts/4 seg. - 6Watts/1 seg.	42.200	26.746	57.654
5Watts/4 seg. - 6Watts/2 seg.	5.700	-9.754	21.154
5Watts/4 seg. - 6Watts/3 seg.	-17.100	-32.554	-1.646
5Watts/4 seg. - 6Watts/4 seg.	-47.000	-62.454	-31.546
5Watts/4 seg. - 7Watts/1 seg.	0.4000	-15.054	15.854
5Watts/4 seg. - 7Watts/2 seg.	-37.500	-52.954	-22.046
5Watts/4 seg. - 7Watts/3 seg.	-79.400	-94.854	-63.946
5Watts/4 seg. - 7Watts/4 seg.	-116.20	-131.65	-100.75
5Watts/4 seg. - 8Watts/1 seg.	-48.800	-64.254	-33.346
5Watts/4 seg. - 8Watts/2 seg.	-75.000	-90.454	-59.546
5Watts/4 seg. - 8Watts/3 seg.	-122.60	-138.05	-107.15
5Watts/4 seg. - 8Watts/4 seg.	-169.20	-184.65	-153.75
5Watts/4 seg. - 9Watts/1 seg.	-85.100	-100.55	-69.646
5Watts/4 seg. - 9Watts/2 seg.	-127.10	-142.55	-111.65
5Watts/4 seg. - 9Watts/3 seg.	-169.70	-185.15	-154.25
5Watts/4 seg. - 9Watts/4 seg.	-228.70	-244.15	-213.25
6Watts/1 seg. - 6Watts/2 seg.	-36.500	-51.954	-21.046
6Watts/1 seg. - 6Watts/3 seg.	-59.300	-74.754	-43.846
6Watts/1 seg. - 6Watts/4 seg.	-89.200	-104.65	-73.746
6Watts/1 seg. - 7Watts/1 seg.	-41.800	-57.254	-26.346
6Watts/1 seg. - 7Watts/2 seg.	-79.700	-95.154	-64.246
6Watts/1 seg. - 7Watts/3 seg.	-121.60	-137.05	-106.15
6Watts/1 seg. - 7Watts/4 seg.	-158.40	-173.85	-142.95
6Watts/1 seg. - 8Watts/1 seg.	-91.000	-106.45	-75.546
6Watts/1 seg. - 8Watts/2 seg.	-117.20	-132.65	-101.75
6Watts/1 seg. - 8Watts/3 seg.	-164.80	-180.25	-149.35
6Watts/1 seg. - 8Watts/4 seg.	-211.40	-226.85	-195.95
6Watts/1 seg. - 9Watts/1 seg.	-127.30	-142.75	-111.85
6Watts/1 seg. - 9Watts/2 seg.	-169.30	-184.75	-153.85
6Watts/1 seg. - 9Watts/3 seg.	-211.90	-227.35	-196.45
6Watts/1 seg. - 9Watts/4 seg.	-270.90	-286.35	-255.45
6Watts/2 seg. - 6Watts/3 seg.	-22.800	-38.254	-7.346
6Watts/2 seg. - 6Watts/4 seg.	-52.700	-68.154	-37.246
6Watts/2 seg. - 7Watts/1 seg.	-5.300	-20.754	10.154
6Watts/2 seg. - 7Watts/2 seg.	-43.200	-58.654	-27.746
6Watts/2 seg. - 7Watts/3 seg.	-85.100	-100.55	-69.646
6Watts/2 seg. - 7Watts/4 seg.	-121.90	-137.35	-106.45
6Watts/2 seg. - 8Watts/1 seg.	-54.500	-69.954	-39.046
6Watts/2 seg. - 8Watts/2 seg.	-80.700	-96.154	-65.246
6Watts/2 seg. - 8Watts/3 seg.	-128.30	-143.75	-112.85
6Watts/2 seg. - 8Watts/4 seg.	-174.90	-190.35	-159.45
6Watts/2 seg. - 9Watts/1 seg.	-90.800	-106.25	-75.346
6Watts/2 seg. - 9Watts/2 seg.	-132.80	-148.25	-117.35
6Watts/2 seg. - 9Watts/3 seg.	-175.40	-190.85	-159.95
6Watts/2 seg. - 9Watts/4 seg.	-234.40	-249.85	-218.95
6Watts/3 seg. - 6Watts/4 seg.	-29.900	-45.354	-14.446
6Watts/3 seg. - 7Watts/1 seg.	17.500	2.046	32.954
6Watts/3 seg. - 7Watts/2 seg.	-20.400	-35.854	-4.946
6Watts/3 seg. - 7Watts/3 seg.	-62.300	-77.754	-46.846
6Watts/3 seg. - 7Watts/4 seg.	-99.100	-114.55	-83.646
6Watts/3 seg. - 8Watts/1 seg.	-31.700	-47.154	-16.246
6Watts/3 seg. - 8Watts/2 seg.	-57.900	-73.354	-42.446
6Watts/3 seg. - 8Watts/3 seg.	-105.50	-120.95	-90.046

6Watts/3 seg. - 8Watts/4 seg.	-152.10	-167.55	-136.65
6Watts/3 seg. - 9Watts/1 seg.	-68.000	-83.454	-52.546
6Watts/3 seg. - 9Watts/2 seg.	-110.00	-125.45	-94.546
6Watts/3 seg. - 9Watts/3 seg.	-152.60	-168.05	-137.15
6Watts/3 seg. - 9Watts/4 seg.	-211.60	-227.05	-196.15
6Watts/4 seg. - 7Watts/1 seg.	47.400	31.946	62.854
6Watts/4 seg. - 7Watts/2 seg.	9.500	-5.954	24.954
6Watts/4 seg. - 7Watts/3 seg.	-32.400	-47.854	-16.946
6Watts/4 seg. - 7Watts/4 seg.	-69.200	-84.654	-53.746
6Watts/4 seg. - 8Watts/1 seg.	-1.800	-17.254	13.654
6Watts/4 seg. - 8Watts/2 seg.	-28.000	-43.454	-12.546
6Watts/4 seg. - 8Watts/3 seg.	-75.600	-91.054	-60.146
6Watts/4 seg. - 8Watts/4 seg.	-122.20	-137.65	-106.75
6Watts/4 seg. - 9Watts/1 seg.	-38.100	-53.554	-22.646
6Watts/4 seg. - 9Watts/2 seg.	-80.100	-95.554	-64.646
6Watts/4 seg. - 9Watts/3 seg.	-122.70	-138.15	-107.25
6Watts/4 seg. - 9Watts/4 seg.	-181.70	-197.15	-166.25
7Watts/1 seg. - 7Watts/2 seg.	-37.900	-53.354	-22.446
7Watts/1 seg. - 7Watts/3 seg.	-79.800	-95.254	-64.346
7Watts/1 seg. - 7Watts/4 seg.	-116.60	-132.05	-101.15
7Watts/1 seg. - 8Watts/1 seg.	-49.200	-64.654	-33.746
7Watts/1 seg. - 8Watts/2 seg.	-75.400	-90.854	-59.946
7Watts/1 seg. - 8Watts/3 seg.	-123.00	-138.45	-107.55
7Watts/1 seg. - 8Watts/4 seg.	-169.60	-185.05	-154.15
7Watts/1 seg. - 9Watts/1 seg.	-85.500	-100.95	-70.046
7Watts/1 seg. - 9Watts/2 seg.	-127.50	-142.95	-112.05
7Watts/1 seg. - 9Watts/3 seg.	-170.10	-185.55	-154.65
7Watts/1 seg. - 9Watts/4 seg.	-229.10	-244.55	-213.65
7Watts/2 seg. - 7Watts/3 seg.	-41.900	-57.354	-26.446
7Watts/2 seg. - 7Watts/4 seg.	-78.700	-94.154	-63.246
7Watts/2 seg. - 8Watts/1 seg.	-11.300	-26.754	4.154
7Watts/2 seg. - 8Watts/2 seg.	-37.500	-52.954	-22.046
7Watts/2 seg. - 8Watts/3 seg.	-85.100	-100.55	-69.646
7Watts/2 seg. - 8Watts/4 seg.	-131.70	-147.15	-116.25
7Watts/2 seg. - 9Watts/1 seg.	-47.600	-63.054	-32.146
7Watts/2 seg. - 9Watts/2 seg.	-89.600	-105.05	-74.146
7Watts/2 seg. - 9Watts/3 seg.	-132.20	-147.65	-116.75
7Watts/2 seg. - 9Watts/4 seg.	-191.20	-206.65	-175.75
7Watts/3 seg. - 7Watts/4 seg.	-36.800	-52.254	-21.346
7Watts/3 seg. - 8Watts/1 seg.	30.600	15.146	46.054
7Watts/3 seg. - 8Watts/2 seg.	4.400	-11.054	19.854
7Watts/3 seg. - 8Watts/3 seg.	-43.200	-58.654	-27.746
7Watts/3 seg. - 8Watts/4 seg.	-89.800	-105.25	-74.346
7Watts/3 seg. - 9Watts/1 seg.	-5.700	-21.154	9.754
7Watts/3 seg. - 9Watts/2 seg.	-47.700	-63.154	-32.246
7Watts/3 seg. - 9Watts/3 seg.	-90.300	-105.75	-74.846
7Watts/3 seg. - 9Watts/4 seg.	-149.30	-164.75	-133.85
7Watts/4 seg. - 8Watts/1 seg.	67.400	51.946	82.854
7Watts/4 seg. - 8Watts/2 seg.	41.200	25.746	56.654
7Watts/4 seg. - 8Watts/3 seg.	-6.400	-21.854	9.054
7Watts/4 seg. - 8Watts/4 seg.	-53.000	-68.454	-37.546
7Watts/4 seg. - 9Watts/1 seg.	31.100	15.646	46.554
7Watts/4 seg. - 9Watts/2 seg.	-10.900	-26.354	4.554
7Watts/4 seg. - 9Watts/3 seg.	-53.500	-68.954	-38.046
7Watts/4 seg. - 9Watts/4 seg.	-112.50	-127.95	-97.046
8Watts/1 seg. - 8Watts/2 seg.	-26.200	-41.654	-10.746
8Watts/1 seg. - 8Watts/3 seg.	-73.800	-89.254	-58.346
8Watts/1 seg. - 8Watts/4 seg.	-120.40	-135.85	-104.95
8Watts/1 seg. - 9Watts/1 seg.	-36.300	-51.754	-20.846
8Watts/1 seg. - 9Watts/2 seg.	-78.300	-93.754	-62.846

8Watts/1 seg. - 9Watts/3 seg.	-120.90	-136.35	-105.45
8Watts/1 seg. - 9Watts/4 seg.	-179.90	-195.35	-164.45
8Watts/2 seg. - 8Watts/3 seg.	-47.600	-63.054	-32.146
8Watts/2 seg. - 8Watts/4 seg.	-94.200	-109.65	-78.746
8Watts/2 seg. - 9Watts/1 seg.	-10.100	-25.554	5.354
8Watts/2 seg. - 9Watts/2 seg.	-52.100	-67.554	-36.646
8Watts/2 seg. - 9Watts/3 seg.	-94.700	-110.15	-79.246
8Watts/2 seg. - 9Watts/4 seg.	-153.70	-169.15	-138.25
8Watts/3 seg. - 8Watts/4 seg.	-46.600	-62.054	-31.146
8Watts/3 seg. - 9Watts/1 seg.	37.500	22.046	52.954
8Watts/3 seg. - 9Watts/2 seg.	-4.500	-19.954	10.954
8Watts/3 seg. - 9Watts/3 seg.	-47.100	-62.554	-31.646
8Watts/3 seg. - 9Watts/4 seg.	-106.10	-121.55	-90.646
8Watts/4 seg. - 9Watts/1 seg.	84.100	68.646	99.554
8Watts/4 seg. - 9Watts/2 seg.	42.100	26.646	57.554
8Watts/4 seg. - 9Watts/3 seg.	-0.5000	-15.954	14.954
8Watts/4 seg. - 9Watts/4 seg.	-59.500	-74.954	-44.046
9Watts/1 seg. - 9Watts/2 seg.	-42.000	-57.454	-26.546
9Watts/1 seg. - 9Watts/3 seg.	-84.600	-100.05	-69.146
9Watts/1 seg. - 9Watts/4 seg.	-143.60	-159.05	-128.15

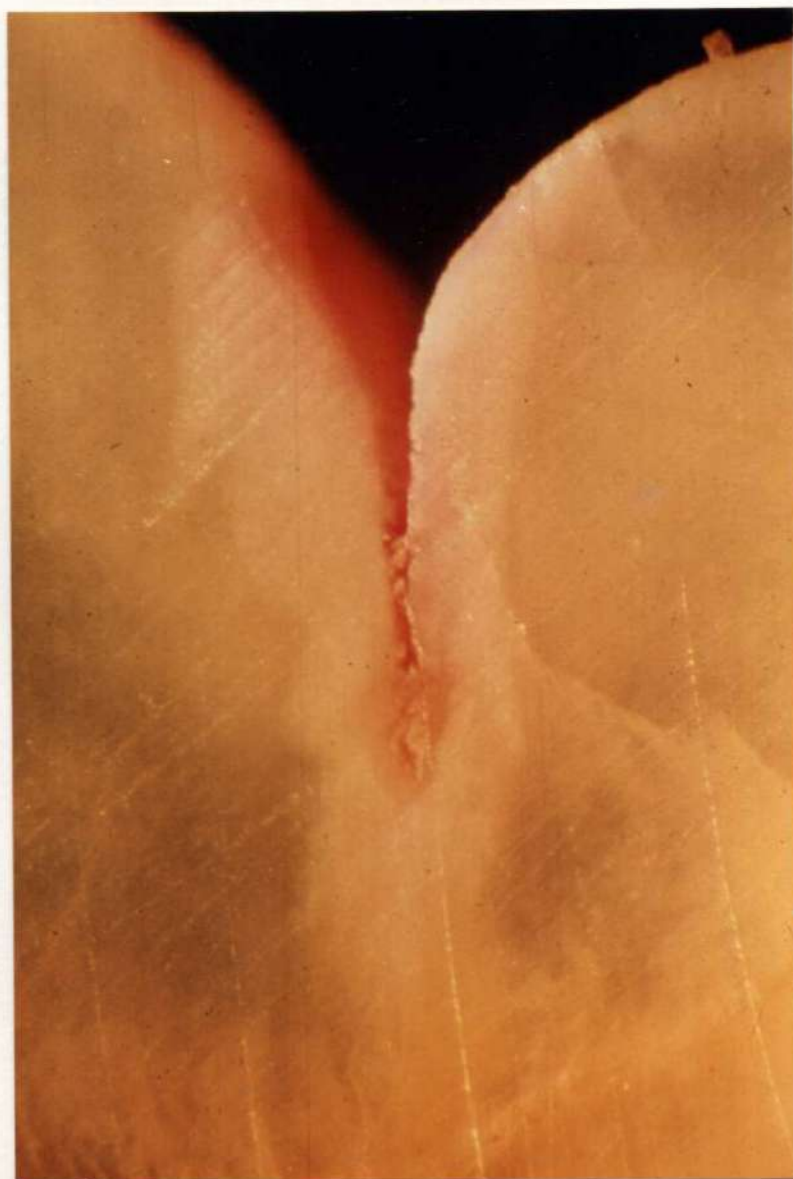


Figura 42: Microfotografía por estereomicroscopía del tercio distal de la cara oclusal de un molar, con caries de fosas y fisuras, sin cavitación adamantina. X 80.

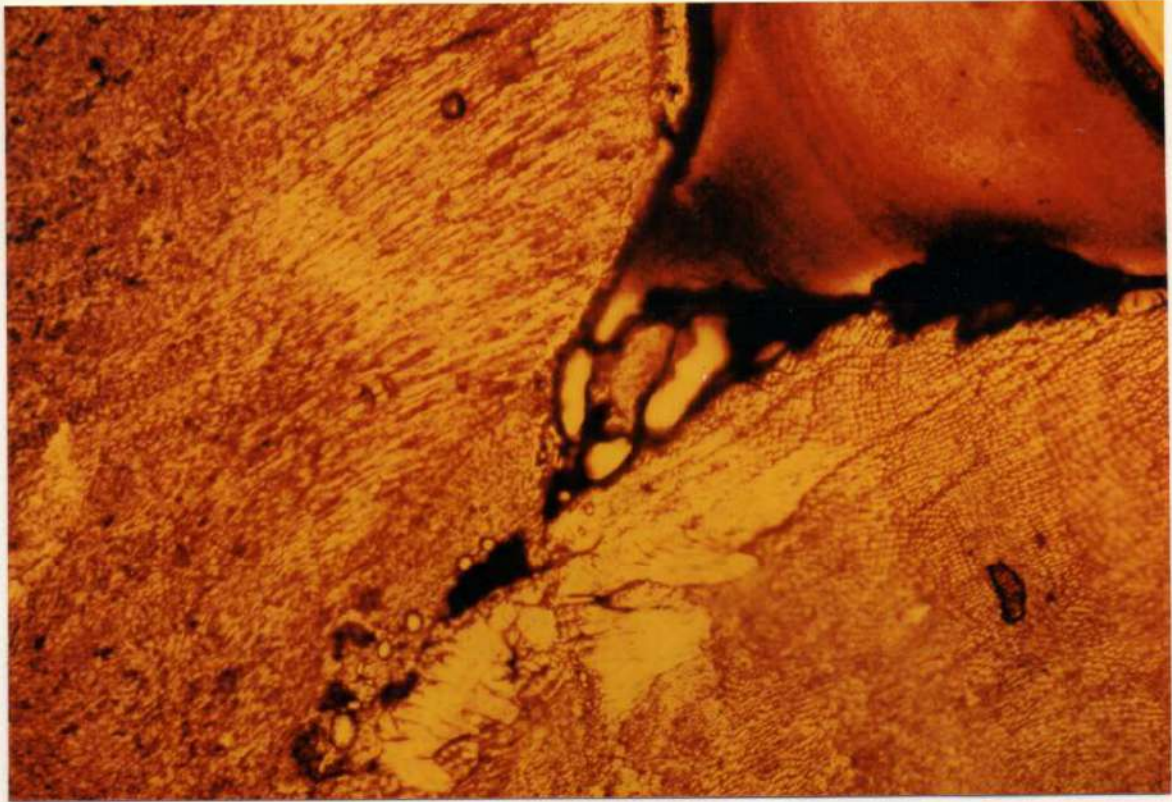


Figura 43: Microfotografía por réplica de un surco oclusal con caries adamantina, sin cavitación laseado con Laser de CO<sub>2</sub>, con 5 Watts de potencia y 2 segundos de aplicación. Nótese la apertura del surco y la presencia de escara negra. La penetración del impacto fotónico alcanzó los 131.8 micrometros. X 640.



Figura 44: Micrografía con M E B, de un surco oclusal irradiado, con 5 Watts 3 segundos de aplicación, donde al igual que en la figura anterior se logró la apertura del surco, con vaporización del contenido orgánico y la formación de escara negra a nivel superficial. La profundidad media de penetración obtenida fue de 148.3 micrometros. X 80.

6.- La acción del Laser de Dióxido de Carbono sobre los surcos, fosas, puntos y fisuras oclusales, sin cavitación adamantina (Grupo A ), cuando se realizaron impactos fotónicos de 6 Watts y tiempos de 1, 2, 3 y 4 segundos de acción, se caracterizó por la ampliación física de las mismas con vaporización del contenido orgánico e inorgánico y con formación de Escara Necrótica de carbonización superficial, y zonas de microfracturación de las varillas adamantinas dando la apariencia de acondicionamiento adamantino con ácido fosfórico al 37 %.

Los términos medios de la profundidad de penetración del impacto fotónico dentro del tejido adamantino fue para 6 Watts y 1 segundo de: 134.2 micrometros; para 6 Watts y 2 segundos de 170.7 micrometros; para 6 Watts y 3 segundos: 193.5 micrometros y para 6 Watts y 4 segundos de 223.4 micrometros.

La confirmación de la presencia de tejido cariado fue negativa. (Cuadro II, Tabla II, Figuras 45, 46 y 47).



Figura 45: Micrografía con Microscopio Electrónico de Barrido de un surco oclusal, sin cavitación adamantina, laseado con 6 Watts de potencia y 2 segundos de impactación. Obsérvese la presencia de áreas de escara necrótica en el interior del surco. X 80.

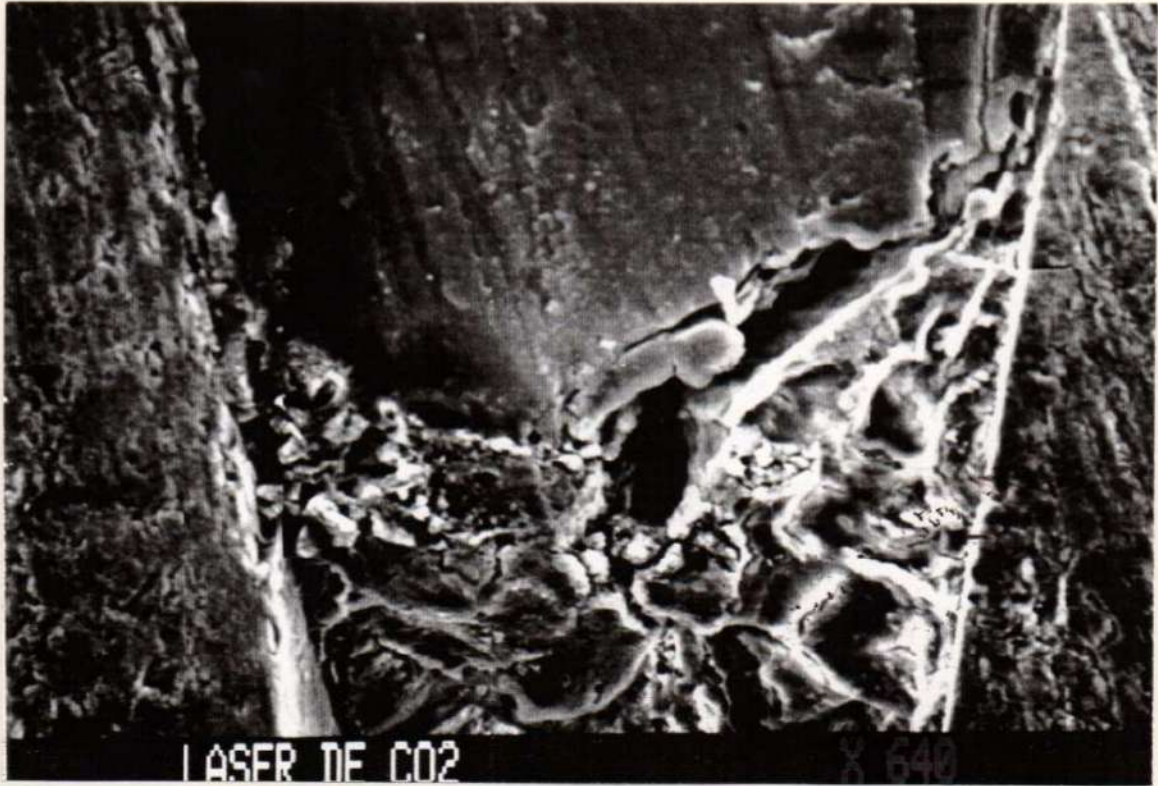


Figura 46: La micrografía de la figura anterior a mayor aumento, donde se aprecia la zona de unión de la escara negra con áreas de recristalización a ambos lados de la escara necrótica. X 640.

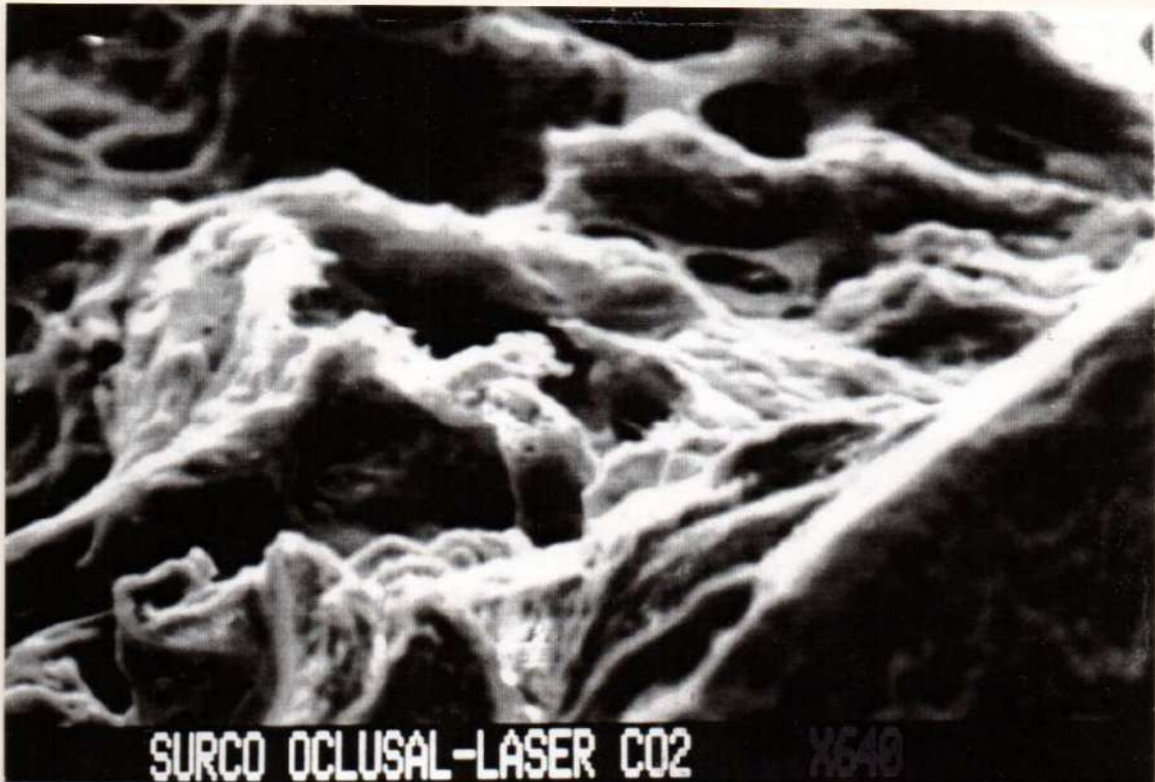


Figura 47: El área de escara negra de la figura anterior a 2.500 x. Nótese la presencia de microporosidad superficial en la escara.

7.- Con 7 Watts de potencia de la fotorradiación de fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales, sin cavitación adamantina ( Grupo A ) y con lapsos de 1, 2, 3 y 4 segundos se aumentó la apertura de las cicatrices adamantinas y la profundidad de penetración del impacto fotónico en el interior de las fisuras, siendo la misma directamente proporcional al tiempo de acción en segundos. Se observaron también áreas de fusión y recristalización superficial y zonas con escara negra.

Los términos medios registrados para la penetración de los impactos fotónicos fueron: con 7 Watts y 1 segundo de 176.0 micrometros; con 7 Watts y 2 segundos de 213.9 micrometros; con 7 Watts y 3 segundos de 255.8 micrometros y con 7 Watts y 4 segundos de 292.6 micrometros de profundidad.

El control del registro de tejido cariado en el interior de las fosas y surcos oclusales, posterior a la fotoirradiación fue negativa.(Cuadro II, Tabla II, Figuras 48, 49, 50 y 51).



Figura 48: Microfotografía por réplica con folio de acetil-butírico, que muestra un surco cariado en forma de V, sin cavitación adamantina, que fue laseado con 7 Watts de potencia y 3 segundos de acción, donde se visualizan zonas de fusión-recristalización y áreas con escara negra. La profundidad del impacto fotónico fue de +/- 255.8 micrometros. X 640.

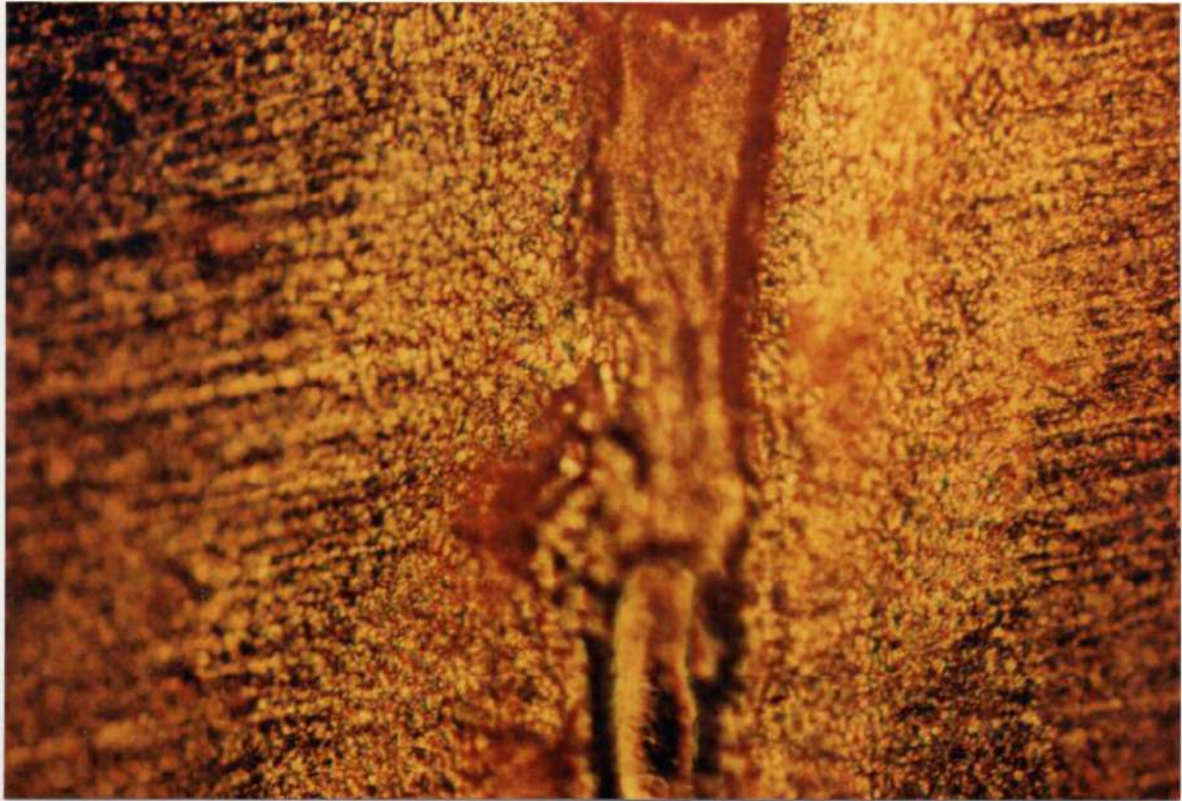


Figura 49: Microfotografía a mayor amicrometrosento de la figura anterior. Obsérvese las zonas de recristalización a ambos lados del surco abarcando el impacto fotónico, la totalidad del tejido cariado. X 280.



Figura 50: Microfotografía de la zona de fusión -recristalización de la figura anterior a mayor amicrometrosento. X 360.



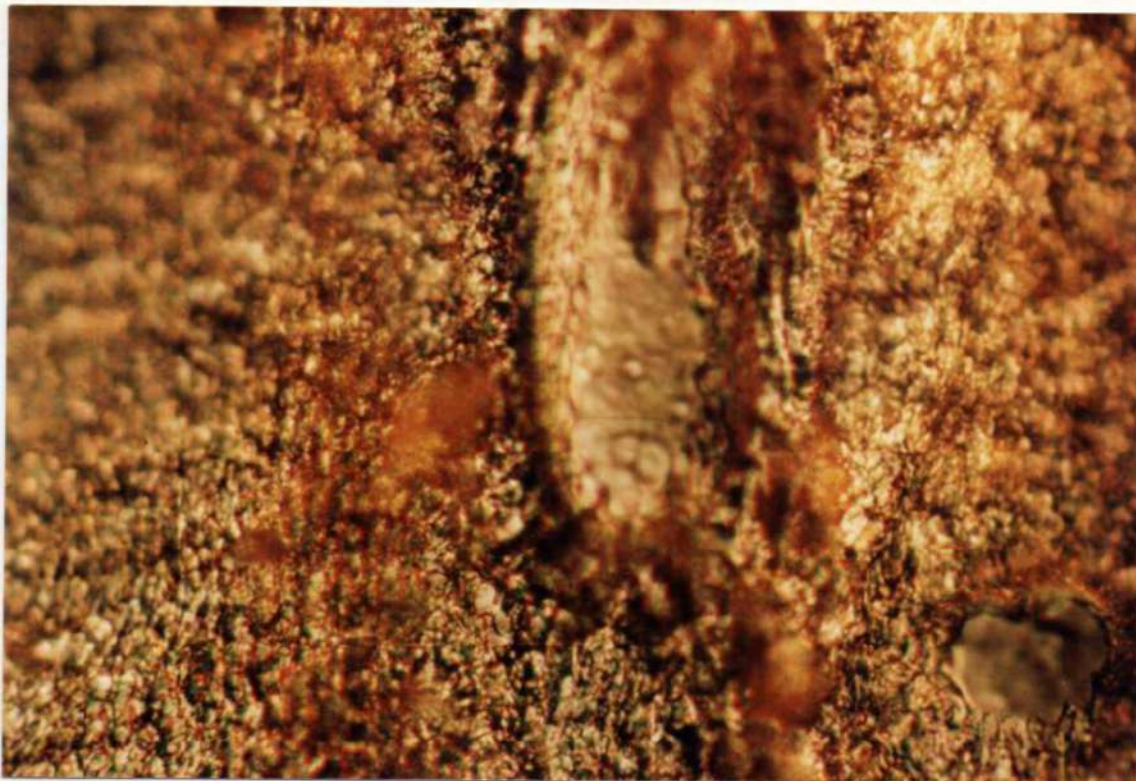


Figura 51: Microfotografía con Técnica de Nomarsky (DIC), en la profundidad del surco con forma de V, de la figura anterior. Nótese el área de fusión, escara negra y recristalización del tejido enfermo. X 680.

8.- El laseado de las fosas, surcos, puntos y fisuras de las caras oclusales, sin cavitación adamantina ( Grupo A ), con 8 Watts de potencia y con tiempos de 1, 2, 3 y 4 segundos de aplicación, produjo la eliminación total del tejido cariado del interior de los defectos estructurales oclusales, logrando también, un mayor aumento en la penetración del impacto y la subsiguiente vaporización total del contenido orgánico, con obliteración de surcos terciarios de pequeña amplitud por fusión y cristalización del material inorgánico.

El tejido adamantino cariado se observó recristalizado y superficialmente al mismo se encontraron zonas de carbonización o escaras negras.

Los términos medios obtenidos para la penetración de los impactos fotónicos fueron de: para 8 Watts de potencia y 1 segundo de acción de 225.2 micrometros de profundidad ; para 8 Watts y 2 segundos de 251.4; para 8 Watts y 3 segundos de 299 micrometros; para 8 Watts y 4 segundos de 345.6 micrometros..

La evidencia de tejido cariado posterior al laseado fue negativa. (Cuadro II, Tabla II, Figuras 52, 53, 54, 55, 56 y 57).

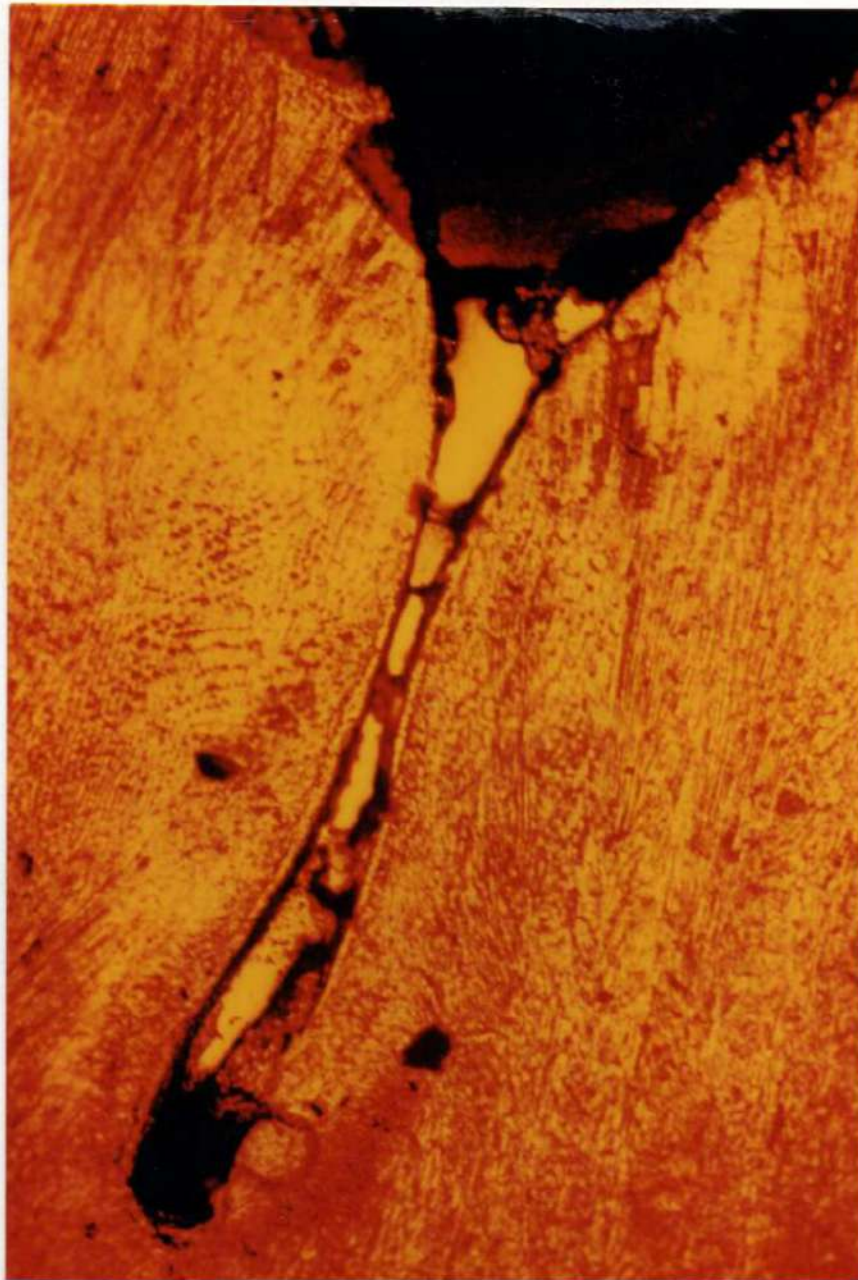


Figura 52: Microfotografía por réplica con folio de acetil-butírico, de un surco oclusal laseado con 8 Watts de potencia y 3 segundos de aplicación con el cual se logró una profundidad de penetración de +/- 299 micrometros. Nótese la zona de fusión y cristalización del material inorgánico, en el interior del surco y áreas de escara necrótica. X 120.

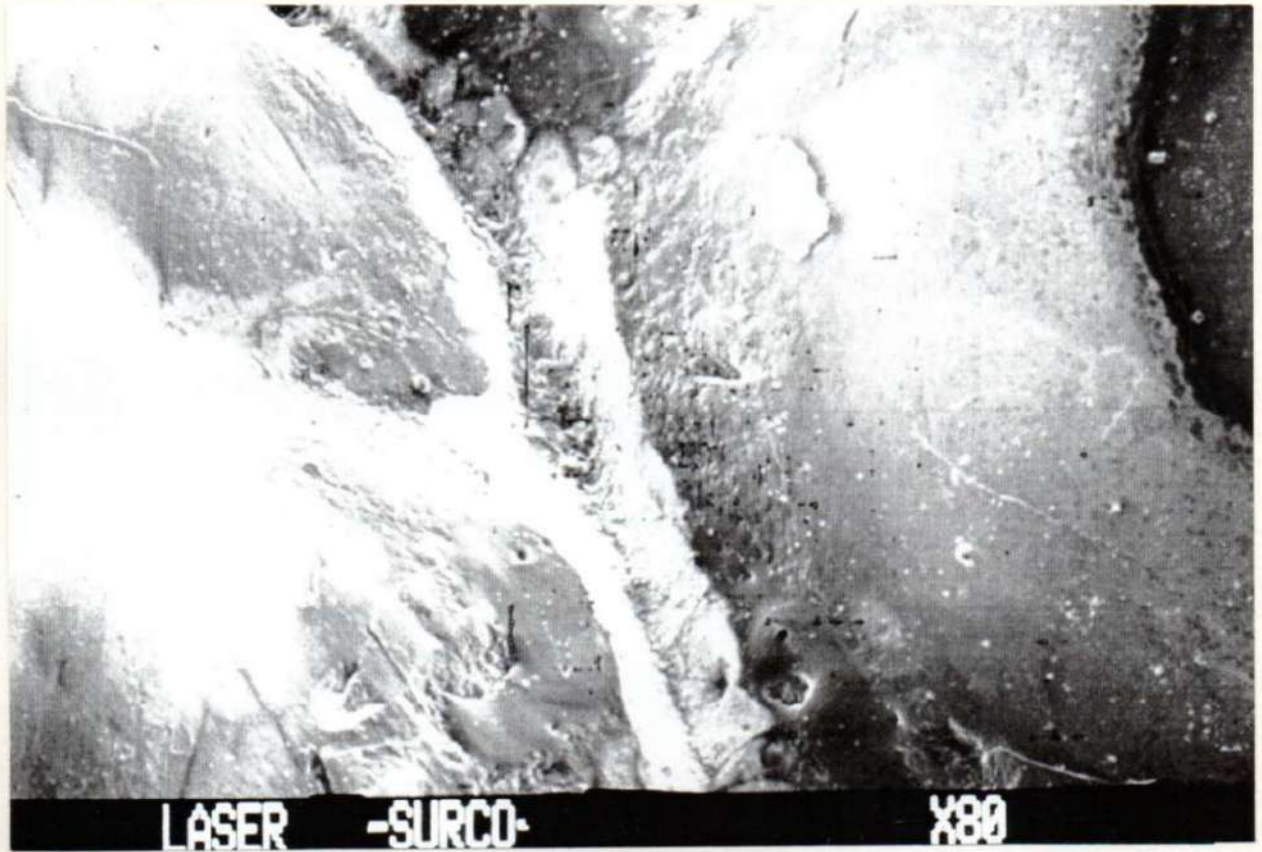
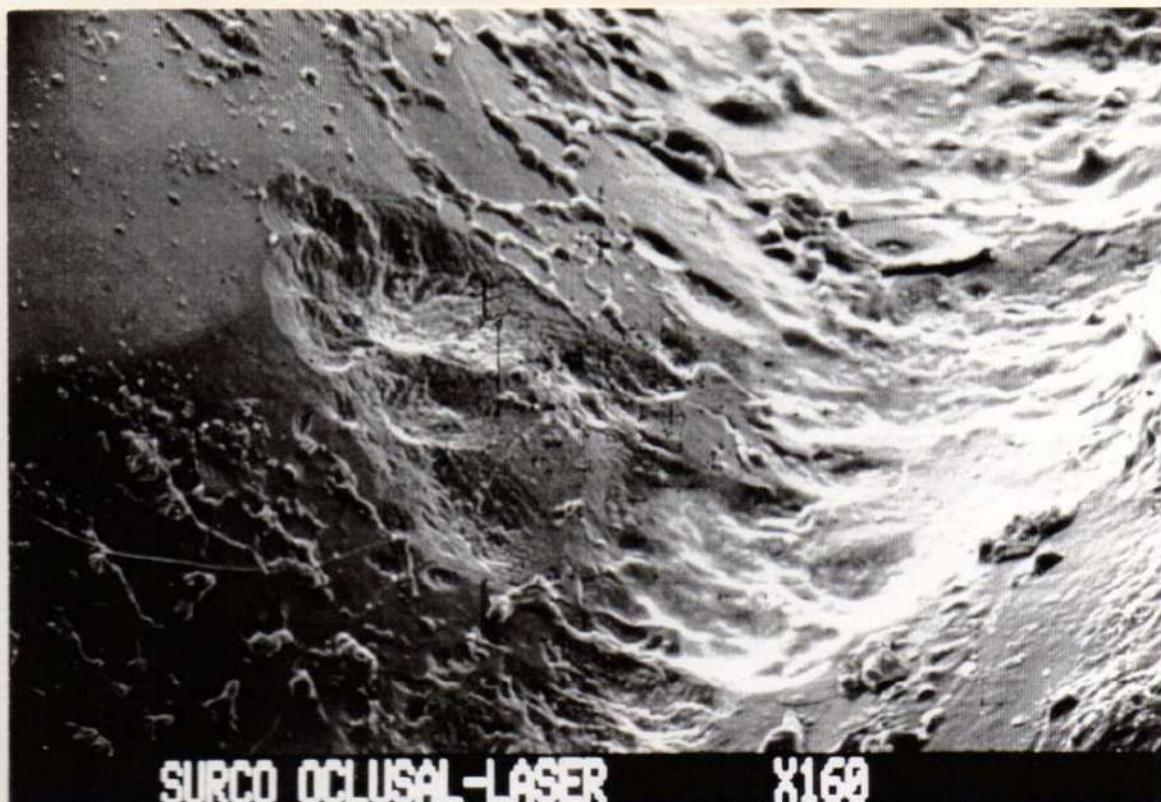


Figura 53: Micrografía con MEB de la figura anterior, donde se puede observar la fusión superficial y medial del surco lograda por los impactos fotónicos. X 80.



Figura 54: Microfotografía del fondo de surco de la figura anterior, realizada con Técnica de Nomarsky, donde se aprecian pequeñas áreas con escara negra y la recristalización del tejido adamantino cariado, lograda mediante la fotoirradiación con Laser de CO<sub>2</sub>. X 640.



**SURCO OCLUSAL-LASER X160**

Figura 55: Micrografía con réplica por MEB a 160 aumentos, de un surco oclusal terciario o de pequeña amplitud, laseado, en el que se logró, fusión y vitrificación superficial, con Laser de CO<sub>2</sub>, con 8 Watts y 3 segundos de aplicación. X 160



**SURCO OCLUSAL-LASER X320**

Figura 56: Micrografía de un surco oclusal, con caries adamantina sin cavitación, laseado. Nótese la presencia de escara negra y el áreas de fusión y recristalización superficial del tejido adamantino. MEB, X 320.



Figura 57: Micrografía con MEB a 320 micrometros en la que se observan áreas de recristalización-fusión y escara negra en la profundidad del surco. Laseado con Laser de CO<sub>2</sub>.

9.- Con la utilización de 9 Watts de potencia y 1, 2, 3, y 4 segundos de aplicación del Laser de Dióxido de Carbono sobre las cicatrices adamantinas, no cavitadas ( Grupo A ), se produjo la eliminación total del tejido cariado lográndose mayor penetración del impacto fotónico en el interior de las cicatrices del esmalte pudiendo llegar a la unión amelodentinaria y sobrepasarla por la sumatoria de los impactos, con vaporización del contenido orgánico y la obliteración por fusión superficial de surcos y fosas terciarios.

Los promedios de penetración de los impactos fotónicos en el interior del tejido adamantino fueron para 9 Watts y 1 segundo de 261.5 micrometros; para 9 Watts y 2 segundos de 303.5 micrometros; para 9 Watts y 3 segundos de 346.1 micrometros; y para 9 Watts y 4 segundos de 405.1 micrometros de profundidad. La comprobación de tejido contaminado por caries, posterior al laseado fue negativa. (Cuadro II, Tabla II, Figuras 58, 59, 60 y 61).



Figura 58: Microfotografía por réplica con folio acetil-butírico de un surco en forma de U, en el que se observa la vaporización del contenido orgánico, con obliteración superficial por fusión-vitrificación del tejido adamantino. X 80.

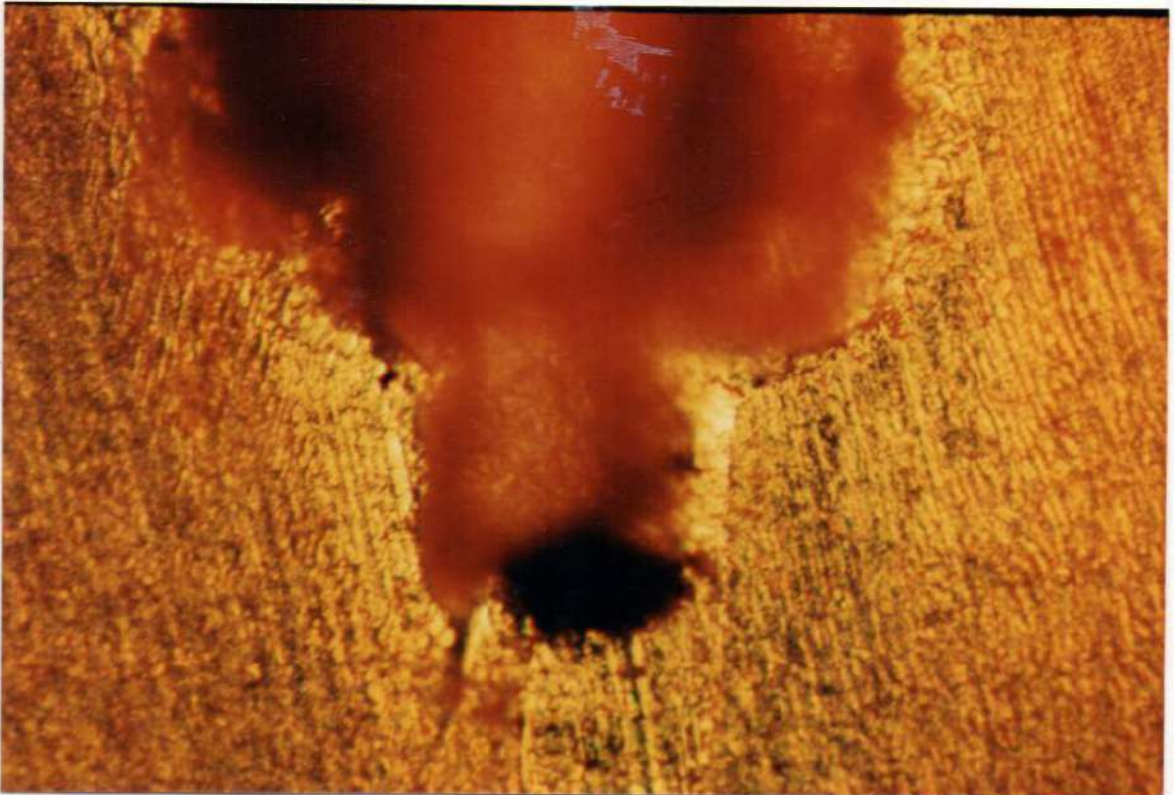


Figura 59: Microfotografía, a mayor aumento que en la figura anterior, donde se observa la obliteración del surco por la fotoirradiación. X 160.



Figura 60: Micrografía de la figura anterior a mayor aumento. Nótese el sellado del surco por fusión-vitrificación con áreas de recristalización en ambos lados de las vertientes cuspidas internas. MEB, X 320.

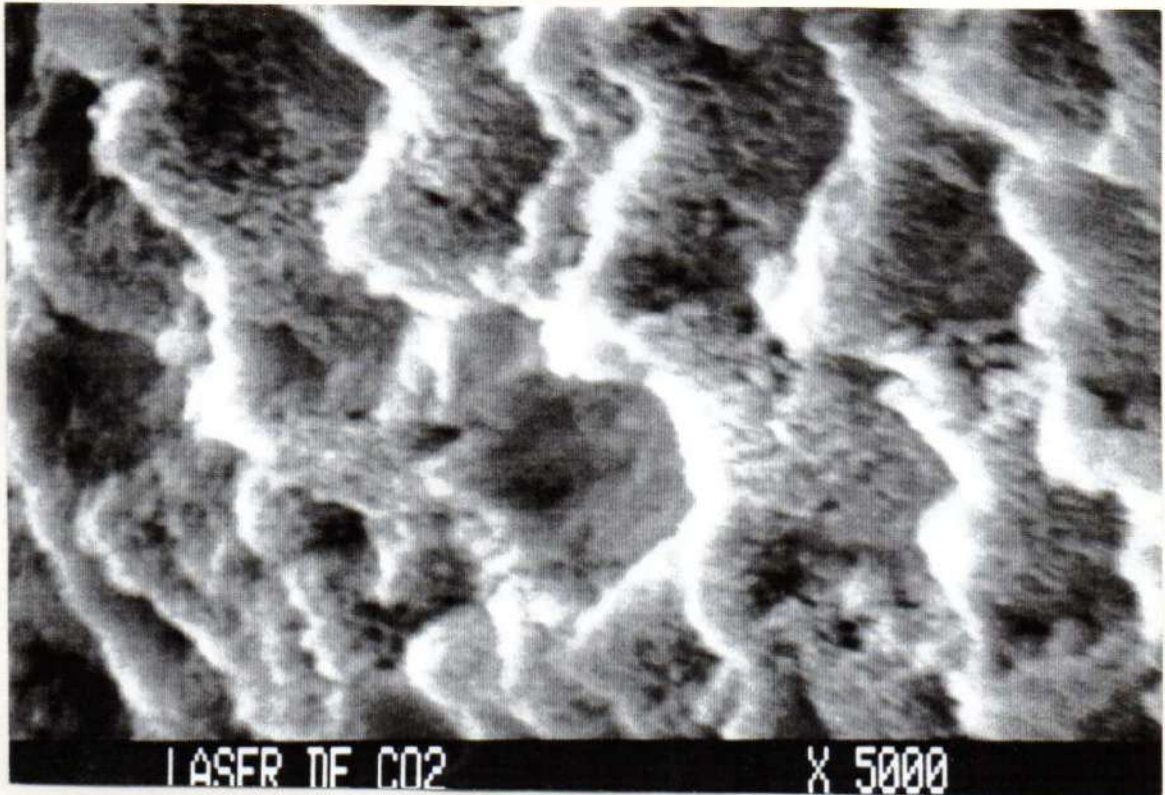


Figura 61: Micrografía con MEB, de las vertientes cuspidas internas del surco de la figura anterior, donde se aprecia la recristalización y fusión de las varillas adamantinas. X 5.000.



10.- Mediante el Análisis de Varianza y la Prueba de Múltiple Comparación de Tukey-Kramer se pudo determinar que, la penetración del impacto fotónico es mayor a medida que aumentan los Watts de potencia y el Tiempo de acción en segundos, siendo las diferencias entre los distintos parámetros utilizados, estadísticamente significativas,  $P: < 0.001$ .

La comparación entre 5 Watts/ 2 segundos vs 5 Watts/3 segundos; 5 Watts/3 segundos vs 6 Watts/ 1 segundo; 5 Watts/ 4 segundos vs 6 Watts/ 2 segundos; 6 Watts/ 2 segundos vs / 7 Watts/ 1 segundo; 6 Watts/ 4 segundos vs 7 Watts/ 2 segundos; 6 Watts/ 4 segundos vs 8 Watts/ 1 segundo; 7 Watts/ 3 segundos vs 8 Watts/ 2 segundos; 7 Watts/ 3 segundos vs 9 Watts/ 1 segundo; 7 Watts/ 4 segundos vs 8 Watts/ 3 segundos; 7 Watts/ 4 segundos vs 9 Watts/ 2 segundos; 8 Watts/ 2 segundos vs 9 Watts/ 1 segundo; 8 Watts/ 3 segundos vs 9 Watts/ 2 segundos; 8 Watts/ 4 segundos vs 9 Watts/ 3 segundos, no arrojó tendencias estadísticamente significativas,  $P : > 0.05$ . (Cuadro II y Tabla II).

11.- Cuando el impacto fotónico incide a nivel de tejido adamantino sano correspondiente a las vertientes cuspídeas internas, se produce un halo blanco o Halo de Difusión Térmica, que representa a la vitrificación-fusión del área superficial del tejido. (Figura 62).

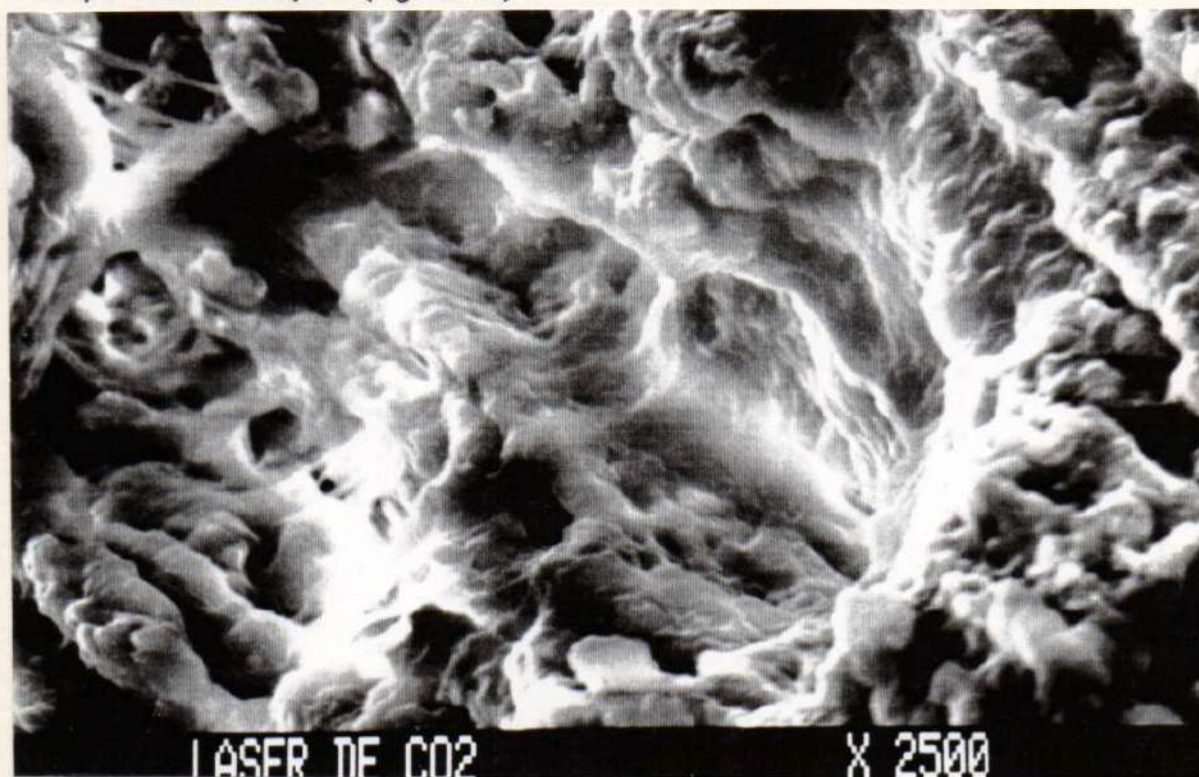


Figura 62: Micrografía con MEB donde se visualizan las características del tejido adamantino sano - laseado de las vertientes cuspídeas internas. Se aprecia la vitrificación y fusión de las varillas adamantinas, correspondientes al halo blanco de difusión térmica. X 2.500.

12.- La irradiación fotónica de caries dentinarias, con cavitación adamantina (Grupo B), utilizando 2 Watts de potencia y tiempos de exposición de 0.5, 1, 2 y 3 segundos se caracterizó por la presencia a nivel superficial de Escara Negra y por dentro se visualizaron áreas de tejido recristalizado y de tejido normal.

La cuantificación del espesor de la escara negra arrojó valores entre 50 y 70 micrometros;

Los términos medios de profundidad de penetración del impacto fotónico en el interior del tejido dentinario fueron para 2 Watts y 0.5 segundos de 27.8 micrometros.; para 2 Watts y 1 segundo de 64.2 micrometros.; para 2 Watts y 2 segundos de 135.6 micrometros.; y para 2 Watts y 3 segundos de 173.2 micrometros.. Esta profundidad varía en forma directa al tiempo de exposición utilizado.

La constatación de tejido cariado presentó signos evidentes de ausencia de colágeno dentinario afectado, luego de efectuar la fotoirradiación Laser.

( Cuadro III, Tabla III, Figuras 63, 64, 65, 66, 67 y 68).

# PROFUNDIDAD DE PENETRACION DEL LASER DE CO2 EN DENTINA CARIADA, CON CAVITACION

## PENETRACION EN MICROMETROS



Cuadro III: Representación gráfica estadística, de los valores en término medio de la profundidad de penetración del Laser de CO<sub>2</sub> en dentina cariada con cavitación adamantina, donde se evalúa, potencia en Watts y tiempo de aplicación en segundos.

Tabla III: Desarrollo estadístico del análisis de varianza (ANOVA) y prueba de comparación múltiple de Tuckey-Kramer.

PENETRACION DEL LASER DE CO2 EN DENTINA CARIADA CON CAVITACION

Columna ID	A	B	C	D
Muestra	2Watts/0.5seg.	2Watts/1 seg.	2Watts/2 seg.	2Watts/3 seg.
Media	27.8	64.2	135.6	173.2
DS	10	10	10	10
ESTM	2.348	5.514	7.230	6.925
Mediana	0.7424	1.744	2.286	2.190
IC < 95 %	27.500	63.500	134.50	172.00
IC > 95 %	26.121	60.256	130.43	168.25
	29.479	68.144	140.77	178.15
Columna ID	E	F	G	H
Muestra	3Watts/0.5seg.	3Watts/1 seg.	3Watts/2 seg.	3Watts/3 seg.
Media	56.3	82.1	142.6	202.1
DS	10	10	10	10
ESTM	8.629	9.803	10.875	12.378
Mediana	2.729	3.100	3.439	3.914
IC < 95 %	58.000	84.000	143.50	199.50
IC > 95 %	50.128	75.088	134.82	193.25
	62.472	89.112	150.38	210.95
Columna ID	I	J	K	L
Muestra	4Watts/0.5seg.	4Watts/1 seg.	4Watts/2 seg.	4Watts/3 seg.
Media	81.5	131.9	175	236.9
DS	10	10	10	10
ESTM	8.695	7.015	9.080	14.791
Mediana	2.750	2.218	2.871	4.677
IC < 95 %	81.500	131.50	172.00	231.50
IC > 95 %	75.280	126.88	168.51	226.32
	87.720	136.92	181.49	247.48

Análisis de Varianza (ANOVA)

Fuentes de Variación	Grados de Libertad	Suma de Cuadrados	Cuadrado Medio
Tratamiento de Columnas	11	453488	41226
Error Experimental	108	9037.8	83.683
<b>Total</b>	<b>119</b>	<b>462525</b>	

F = 492.64

Resumen de los Datos

Grupos	Muestras	Media	DS	ESTM	Mediana
2Watts/0.5seg.	10	27.800	2.348	0.7424	27.500
2Watts/1 seg.	10	64.200	5.514	1.744	63.500
2Watts/2 seg.	10	135.60	7.230	2.286	134.50
2Watts/3 seg.	10	173.20	6.925	2.190	172.00
3Watts/0.5seg.	10	56.300	8.629	2.729	58.000
3Watts/1 seg.	10	82.100	9.803	3.100	84.000
3Watts/2 seg.	10	142.60	10.875	3.439	143.50
3Watts/3 seg.	10	202.10	12.378	3.914	199.50
4Watts/0.5seg.	10	81.500	8.695	2.750	81.500
4Watts/1 seg.	10	131.90	7.015	2.218	131.50
4Watts/2 seg.	10	175.00	9.080	2.871	172.00
4Watts/3 seg.	10	236.90	14.791	4.677	231.50

Grupos	Mínimo	Máximo	CI < 95%	CI > 95%
2Watts/0.5seg.	25.000	32.000	26.121	29.479
2Watts/1 seg.	56.000	71.000	60.256	68.144
2Watts/2 seg.	123.00	148.00	130.43	140.77
2Watts/3 seg.	165.00	187.00	168.25	178.15
3Watts/0.5seg.	45.000	69.000	50.128	62.472
3Watts/1 seg.	67.000	99.000	75.088	89.112
3Watts/2 seg.	123.00	157.00	134.82	150.38
3Watts/3 seg.	185.00	222.00	193.25	210.95
4Watts/0.5seg.	71.000	99.000	75.280	87.720
4Watts/1 seg.	123.00	145.00	126.88	136.92
4Watts/2 seg.	165.00	189.00	168.51	181.49
4Watts/3 seg.	220.00	266.00	226.32	247.48

\* \* \*

Prueba de Múltiple Comparación de Tukey-Kramer

Cuando el valor de q es mayor a 4.735 el valor de P debe ser menor a 0.05

Comparación	Diferencia Media	q	P
2Watts/0.5seg. vs 2Watts/1 seg.	-36.400	12.583	*** P<0.001
2Watts/0.5seg. vs 2Watts/2 seg.	-107.80	37.265	*** P<0.001
2Watts/0.5seg. vs 2Watts/3 seg.	-145.40	50.263	*** P<0.001
2Watts/0.5seg. vs 3Watts/0.5seg.	-28.500	9.852	*** P<0.001
2Watts/0.5seg. vs 3Watts/1 seg.	-54.300	18.771	*** P<0.001
2Watts/0.5seg. vs 3Watts/2 seg.	-114.80	39.685	*** P<0.001
2Watts/0.5seg. vs 3Watts/3 seg.	-174.30	60.253	*** P<0.001
2Watts/0.5seg. vs 4Watts/0.5seg.	-53.700	18.563	*** P<0.001
2Watts/0.5seg. vs 4Watts/1 seg.	-104.10	35.986	*** P<0.001
2Watts/0.5seg. vs 4Watts/2 seg.	-147.20	50.885	*** P<0.001
2Watts/0.5seg. vs 4Watts/3 seg.	-209.10	72.283	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 2Watts/2 seg.	-71.400	24.682	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 2Watts/3 seg.	-109.00	37.680	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 3Watts/0.5seg.	7.900	2.731	ns P>0.05
2Watts/1 seg. vs 3Watts/1 seg.	-17.900	6.188	** P<0.01
2Watts/1 seg. vs 3Watts/2 seg.	-78.400	27.102	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 3Watts/3 seg.	-137.90	47.670	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 4Watts/0.5seg.	-17.300	5.980	** P<0.01
2Watts/1 seg. vs 4Watts/1 seg.	-67.700	23.403	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 4Watts/2 seg.	-110.80	38.302	*** P<0.001
2Watts/1 seg. vs 4Watts/3 seg.	-172.70	59.700	*** P<0.001
2Watts/2 seg. vs 2Watts/3 seg.	-37.600	12.998	*** P<0.001
2Watts/2 seg. vs 3Watts/0.5seg.	79.300	27.413	*** P<0.001
2Watts/2 seg. vs 3Watts/1 seg.	53.500	18.494	*** P<0.001
2Watts/2 seg. vs 3Watts/2 seg.	-7.000	2.420	ns P>0.05
2Watts/2 seg. vs 3Watts/3 seg.	-66.500	22.988	*** P<0.001
2Watts/2 seg. vs 4Watts/0.5seg.	54.100	18.702	*** P<0.001
2Watts/2 seg. vs 4Watts/1 seg.	3.700	1.279	ns P>0.05
2Watts/2 seg. vs 4Watts/2 seg.	-39.400	13.620	*** P<0.001
2Watts/2 seg. vs 4Watts/3 seg.	-101.30	35.018	*** P<0.001
2Watts/3 seg. vs 3Watts/0.5seg.	116.90	40.411	*** P<0.001
2Watts/3 seg. vs 3Watts/1 seg.	91.100	31.492	*** P<0.001
2Watts/3 seg. vs 3Watts/2 seg.	30.600	10.578	*** P<0.001
2Watts/3 seg. vs 3Watts/3 seg.	-28.900	9.990	*** P<0.001
2Watts/3 seg. vs 4Watts/0.5seg.	91.700	31.699	*** P<0.001
2Watts/3 seg. vs 4Watts/1 seg.	41.300	14.277	*** P<0.001
2Watts/3 seg. vs 4Watts/2 seg.	-1.800	0.6222	ns P>0.05
2Watts/3 seg. vs 4Watts/3 seg.	-63.700	22.020	*** P<0.001
3Watts/0.5seg. vs 3Watts/1 seg.	-25.800	8.919	*** P<0.001
3Watts/0.5seg. vs 3Watts/2 seg.	-86.300	29.833	*** P<0.001
3Watts/0.5seg. vs 3Watts/3 seg.	-145.80	50.401	*** P<0.001
3Watts/0.5seg. vs 4Watts/0.5seg.	-25.200	8.711	*** P<0.001
3Watts/0.5seg. vs 4Watts/1 seg.	-75.600	26.134	*** P<0.001
3Watts/0.5seg. vs 4Watts/2 seg.	-118.70	41.033	*** P<0.001
3Watts/0.5seg. vs 4Watts/3 seg.	-180.60	62.431	*** P<0.001
3Watts/1 seg. vs 3Watts/2 seg.	-60.500	20.914	*** P<0.001
3Watts/1 seg. vs 3Watts/3 seg.	-120.00	41.482	*** P<0.001
3Watts/1 seg. vs 4Watts/0.5seg.	0.6000	0.2074	ns P>0.05
3Watts/1 seg. vs 4Watts/1 seg.	-49.800	17.215	*** P<0.001
3Watts/1 seg. vs 4Watts/2 seg.	-92.900	32.114	*** P<0.001
3Watts/1 seg. vs 4Watts/3 seg.	-154.80	53.512	*** P<0.001
3Watts/2 seg. vs 3Watts/3 seg.	-59.500	20.568	*** P<0.001
3Watts/2 seg. vs 4Watts/0.5seg.	61.100	21.121	*** P<0.001

3Watts/2 seg. vs 4Watts/1 seg.	10.700	3.699	ns	P>0.05
3Watts/2 seg. vs 4Watts/2 seg.	-32.400	11.200	***	P<0.001
3Watts/2 seg. vs 4Watts/3 seg.	-94.300	32.598	***	P<0.001
3Watts/3 seg. vs 4Watts/0.5seg.	120.60	41.690	***	P<0.001
3Watts/3 seg. vs 4Watts/1 seg.	70.200	24.267	***	P<0.001
3Watts/3 seg. vs 4Watts/2 seg.	27.100	9.368	***	P<0.001
3Watts/3 seg. vs 4Watts/3 seg.	-34.800	12.030	***	P<0.001
4Watts/0.5seg. vs 4Watts/1 seg.	-50.400	17.423	***	P<0.001
4Watts/0.5seg. vs 4Watts/2 seg.	-93.500	32.322	***	P<0.001
4Watts/0.5seg. vs 4Watts/3 seg.	-155.40	53.719	***	P<0.001
4Watts/1 seg. vs 4Watts/2 seg.	-43.100	14.899	***	P<0.001
4Watts/1 seg. vs 4Watts/3 seg.	-105.00	36.297	***	P<0.001
4Watts/2 seg. vs 4Watts/3 seg.	-61.900	21.398	***	P<0.001

Diferencia	Diferencia Media	CI < 95%	CI > 95%
2Watts/0.5seg. - 2Watts/1 seg.	-36.400	-50.091	-22.709
2Watts/0.5seg. - 2Watts/2 seg.	-107.80	-121.49	-94.109
2Watts/0.5seg. - 2Watts/3 seg.	-145.40	-159.09	-131.71
2Watts/0.5seg. - 3Watts/0.5seg.	-28.500	-42.191	-14.809
2Watts/0.5seg. - 3Watts/1 seg.	-54.300	-67.991	-40.609
2Watts/0.5seg. - 3Watts/2 seg.	-114.80	-128.49	-101.11
2Watts/0.5seg. - 3Watts/3 seg.	-174.30	-187.99	-160.61
2Watts/0.5seg. - 4Watts/0.5seg.	-53.700	-67.391	-40.009
2Watts/0.5seg. - 4Watts/1 seg.	-104.10	-117.79	-90.409
2Watts/0.5seg. - 4Watts/2 seg.	-147.20	-160.89	-133.51
2Watts/0.5seg. - 4Watts/3 seg.	-209.10	-222.79	-195.41
2Watts/1 seg. - 2Watts/2 seg.	-71.400	-85.091	-57.709
2Watts/1 seg. - 2Watts/3 seg.	-109.00	-122.69	-95.309
2Watts/1 seg. - 3Watts/0.5seg.	7.900	-5.791	21.591
2Watts/1 seg. - 3Watts/1 seg.	-17.900	-31.591	-4.209
2Watts/1 seg. - 3Watts/2 seg.	-78.400	-92.091	-64.709
2Watts/1 seg. - 3Watts/3 seg.	-137.90	-151.59	-124.21
2Watts/1 seg. - 4Watts/0.5seg.	-17.300	-30.991	-3.609
2Watts/1 seg. - 4Watts/1 seg.	-67.700	-81.391	-54.009
2Watts/1 seg. - 4Watts/2 seg.	-110.80	-124.49	-97.109
2Watts/1 seg. - 4Watts/3 seg.	-172.70	-186.39	-159.01
2Watts/2 seg. - 2Watts/3 seg.	-37.600	-51.291	-23.909
2Watts/2 seg. - 3Watts/0.5seg.	79.300	65.609	92.991
2Watts/2 seg. - 3Watts/1 seg.	53.500	39.809	67.191
2Watts/2 seg. - 3Watts/2 seg.	-7.000	-20.691	6.691
2Watts/2 seg. - 3Watts/3 seg.	-66.500	-80.191	-52.809
2Watts/2 seg. - 4Watts/0.5seg.	54.100	40.409	67.791
2Watts/2 seg. - 4Watts/1 seg.	3.700	-9.991	17.391
2Watts/2 seg. - 4Watts/2 seg.	-39.400	-53.091	-25.709
2Watts/2 seg. - 4Watts/3 seg.	-101.30	-114.99	-87.609
2Watts/3 seg. - 3Watts/0.5seg.	116.90	103.21	130.59
2Watts/3 seg. - 3Watts/1 seg.	91.100	77.409	104.79
2Watts/3 seg. - 3Watts/2 seg.	30.600	16.909	44.291
2Watts/3 seg. - 3Watts/3 seg.	-28.900	-42.591	-15.209
2Watts/3 seg. - 4Watts/0.5seg.	91.700	78.009	105.39
2Watts/3 seg. - 4Watts/1 seg.	41.300	27.609	54.991
2Watts/3 seg. - 4Watts/2 seg.	-1.800	-15.491	11.891
2Watts/3 seg. - 4Watts/3 seg.	-63.700	-77.391	-50.009
3Watts/0.5seg. - 3Watts/1 seg.	-25.800	-39.491	-12.109
3Watts/0.5seg. - 3Watts/2 seg.	-86.300	-99.991	-72.609

3Watts/0.5seg. - 3Watts/3 seg.	-145.80	-159.49	-132.11
3Watts/0.5seg. - 4Watts/0.5seg.	-25.200	-38.891	-11.509
3Watts/0.5seg. - 4Watts/1 seg.	-75.600	-89.291	-61.909
3Watts/0.5seg. - 4Watts/2 seg.	-118.70	-132.39	-105.01
3Watts/0.5seg. - 4Watts/3 seg.	-180.60	-194.29	-166.91
3Watts/1 seg. - 3Watts/2 seg.	-60.500	-74.191	-46.809
3Watts/1 seg. - 3Watts/3 seg.	-120.00	-133.69	-106.31
3Watts/1 seg. - 4Watts/0.5seg.	0.6000	-13.091	14.291
3Watts/1 seg. - 4Watts/1 seg.	-49.800	-63.491	-36.109
3Watts/1 seg. - 4Watts/2 seg.	-92.900	-106.59	-79.209
3Watts/1 seg. - 4Watts/3 seg.	-154.80	-168.49	-141.11
3Watts/2 seg. - 3Watts/3 seg.	-59.500	-73.191	-45.809
3Watts/2 seg. - 4Watts/0.5seg.	61.100	47.409	74.791
3Watts/2 seg. - 4Watts/1 seg.	10.700	-2.991	24.391
3Watts/2 seg. - 4Watts/2 seg.	-32.400	-46.091	-18.709
3Watts/2 seg. - 4Watts/3 seg.	-94.300	-107.99	-80.609
3Watts/3 seg. - 4Watts/0.5seg.	120.60	106.91	134.29
3Watts/3 seg. - 4Watts/1 seg.	70.200	56.509	83.891
3Watts/3 seg. - 4Watts/2 seg.	27.100	13.409	40.791
3Watts/3 seg. - 4Watts/3 seg.	-34.800	-48.491	-21.109
4Watts/0.5seg. - 4Watts/1 seg.	-50.400	-64.091	-36.709
4Watts/0.5seg. - 4Watts/2 seg.	-93.500	-107.19	-79.809
4Watts/0.5seg. - 4Watts/3 seg.	-155.40	-169.09	-141.71
4Watts/1 seg. - 4Watts/2 seg.	-43.100	-56.791	-29.409
4Watts/1 seg. - 4Watts/3 seg.	-105.00	-118.69	-91.309
4Watts/2 seg. - 4Watts/3 seg.	-61.900	-75.591	-48.209



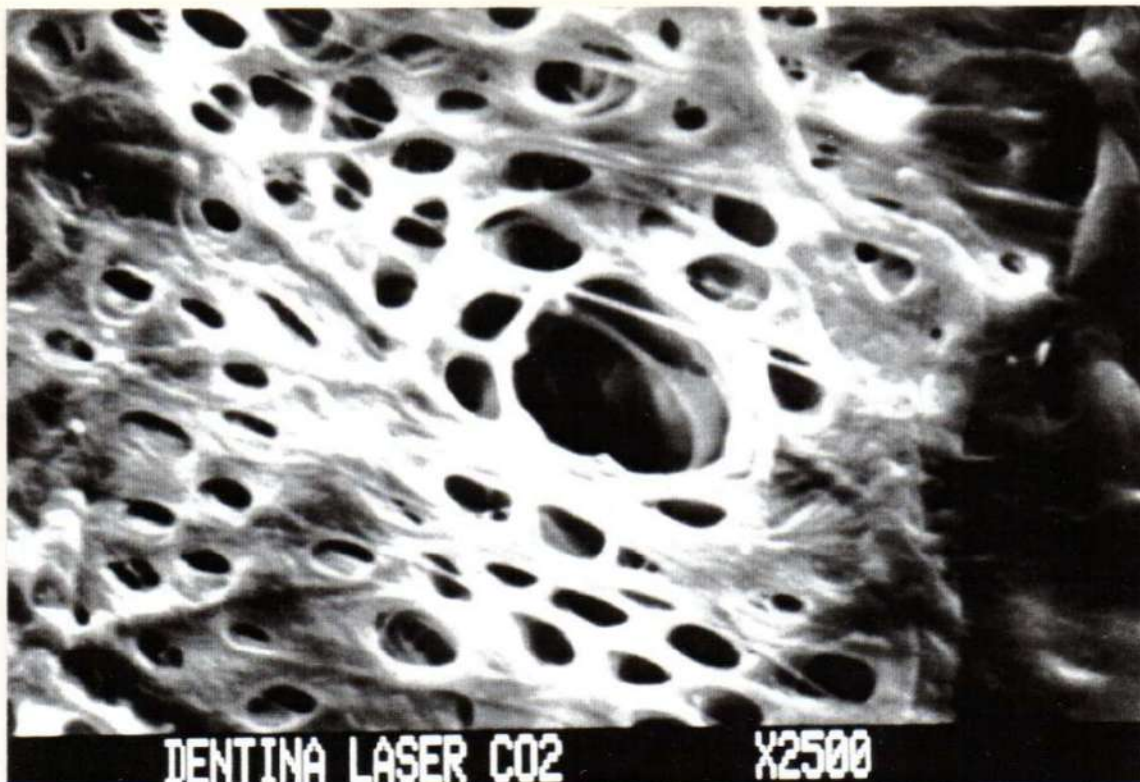


Figura 63: Micrografía de tejido dentinario normal. X 2500.

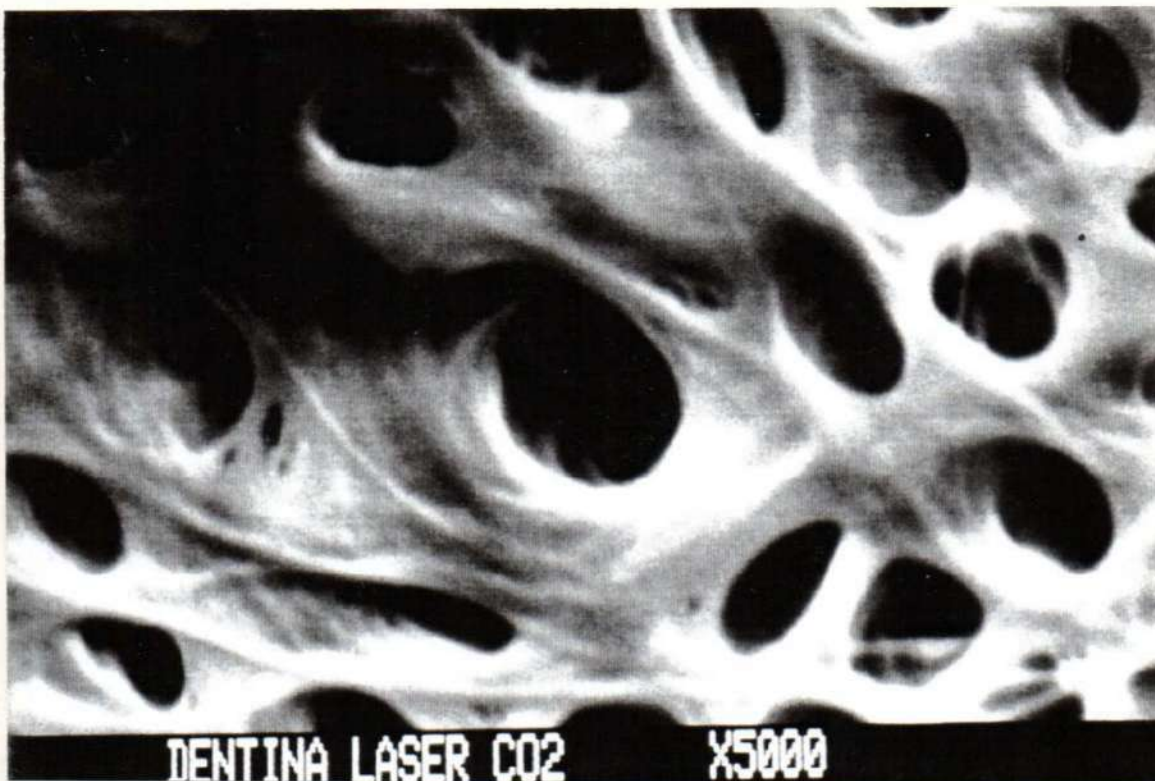


Figura 64: Micrografía a mayor aumento de la figura anterior, que muestra las zonas peritubular e intertubular de la dentina y la luz de los túbulos dentinarios. X 5000.

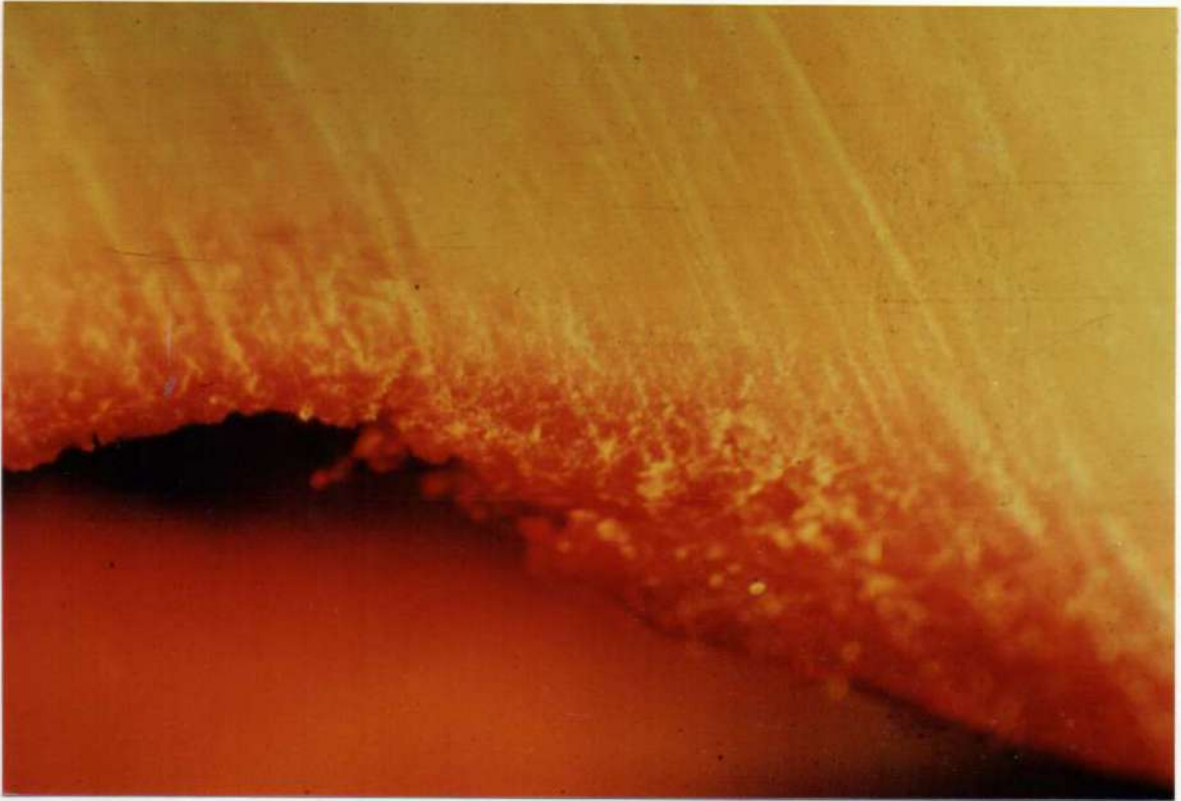


Figura 65: Microfotografía por estereomicroscopía de tejido dentinario *laseado*, donde se visualiza la penetración del impacto en dentina. Nótese la presencia de escara negra y la detección colorimétrica del colágeno afectado. X 120.

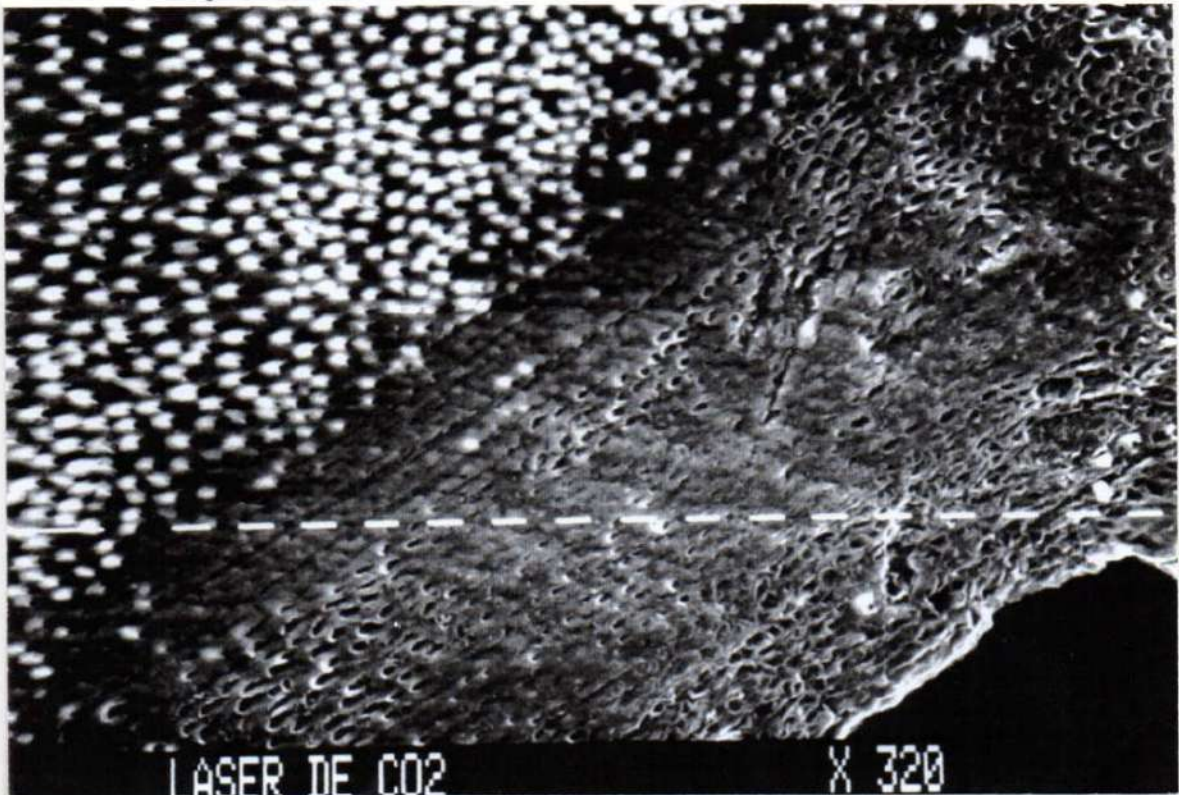


Figura 66: Micrografía de caries dentinaria con cavitación adamantina, que muestra la presencia de escara negra superficial, dentina cariada recristalizada, fusionada y dentina normal. X 320.

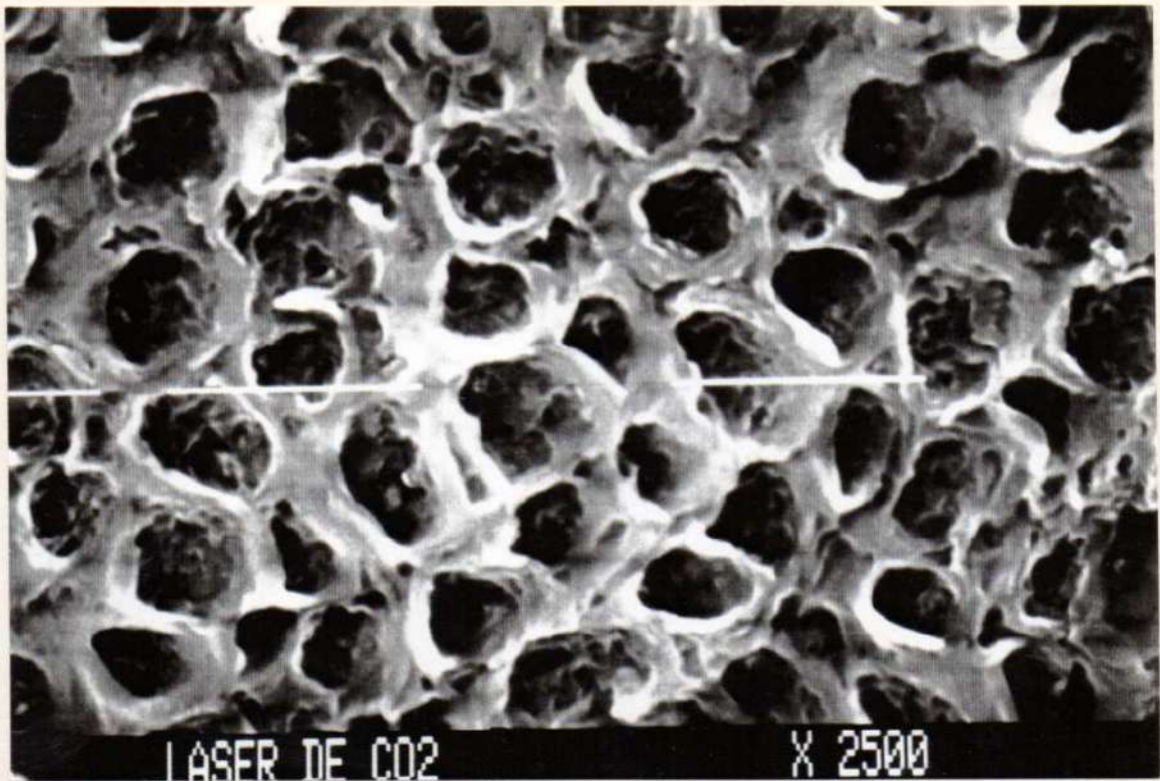


Figura 67: Micrografía a mayor aumento de la figura anterior, donde se aprecia la fusión y recristalización de las zonas peritubular e intertubular de la dentina. X 2500.

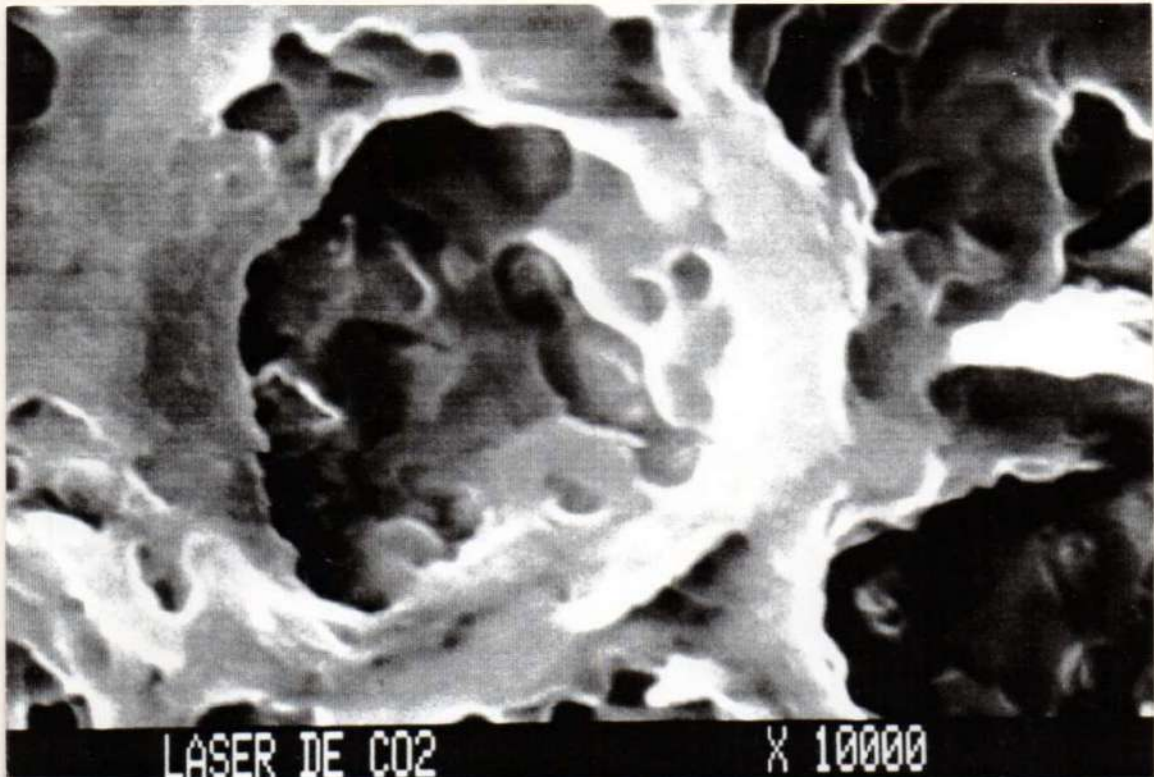


Figura 68: Micrografía con M.E.B. a 10.000 aumentos, que muestra la luz de los túbulos dentinarios con áreas de fusión y recristalización peritubulares.

13.- La irradiación de Caries Dentinarias con cavitación adamantina (Grupo B), tratada mediante Laser de CO<sub>2</sub>, Con 3 Watts de potencia y tiempos de exposición de 0.5, 1 , 2 y 3 segundos, se apreció escara negra en superficie, y la manifiesta presencia de zonas de fusión recristalización, peritubular e intertubular y algunos microcracks debido a la brusca vaporización y deshidratación del tejido dentinario.

Los términos medios de la profundidad de penetración obtenidos fueron para 3 Watts y 0.5 segundos de 56.3 micrometros.; para 3 Watts y 1 segundo de 82.1 micrometros.; para 3 Watts y 2 segundos de 142.6 micrometros.; y para 3 Watts y 3 segundos de 202.1 micrometros. de profundidad.

La evidencia colorimétrica de la presencia de microorganismos viables fue negativa, después del laseado de las muestras. (Cuadro III, Tabla III, Figuras 69 y 70).

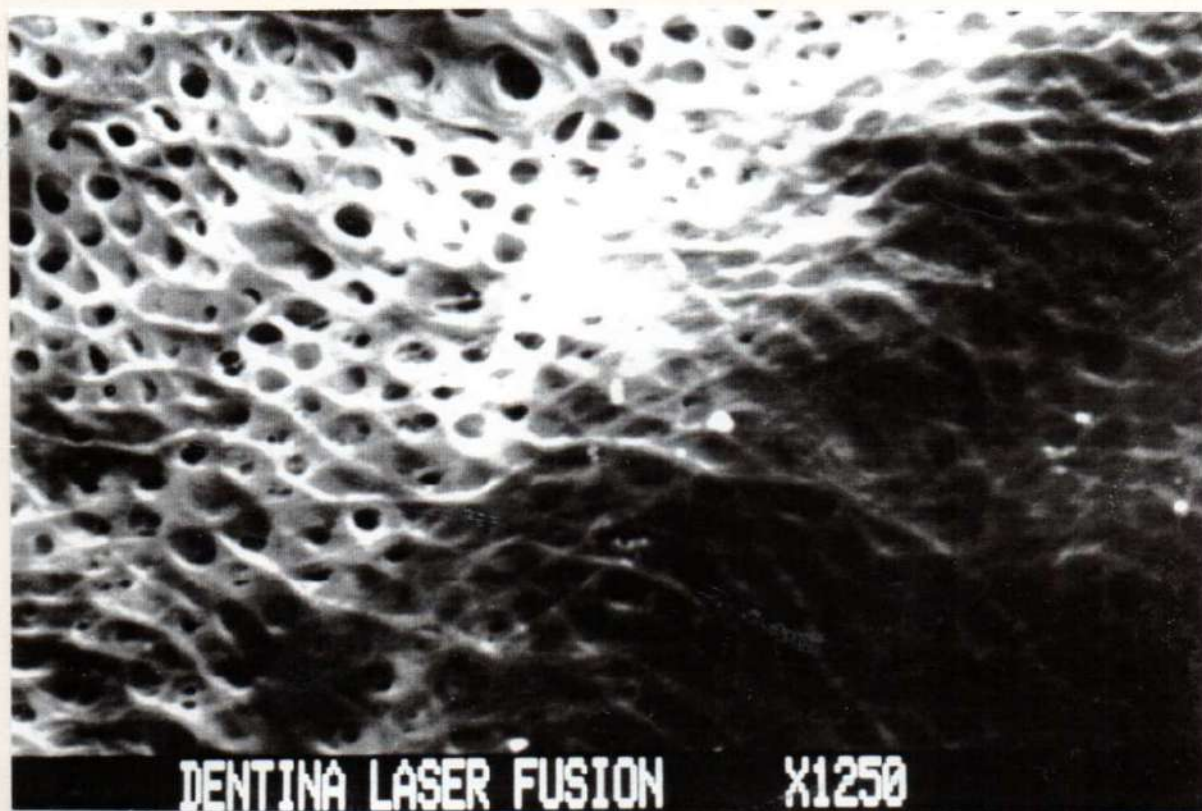


Figura 69: Dentina cariada con cavitación adamantina laseada, con 3 Watts y 2 segundos, donde se visualiza la fusión y recristalización de la dentina laseada, luego de la remoción de la escara negra. Micrografía con MEB a 1250 aumentos.

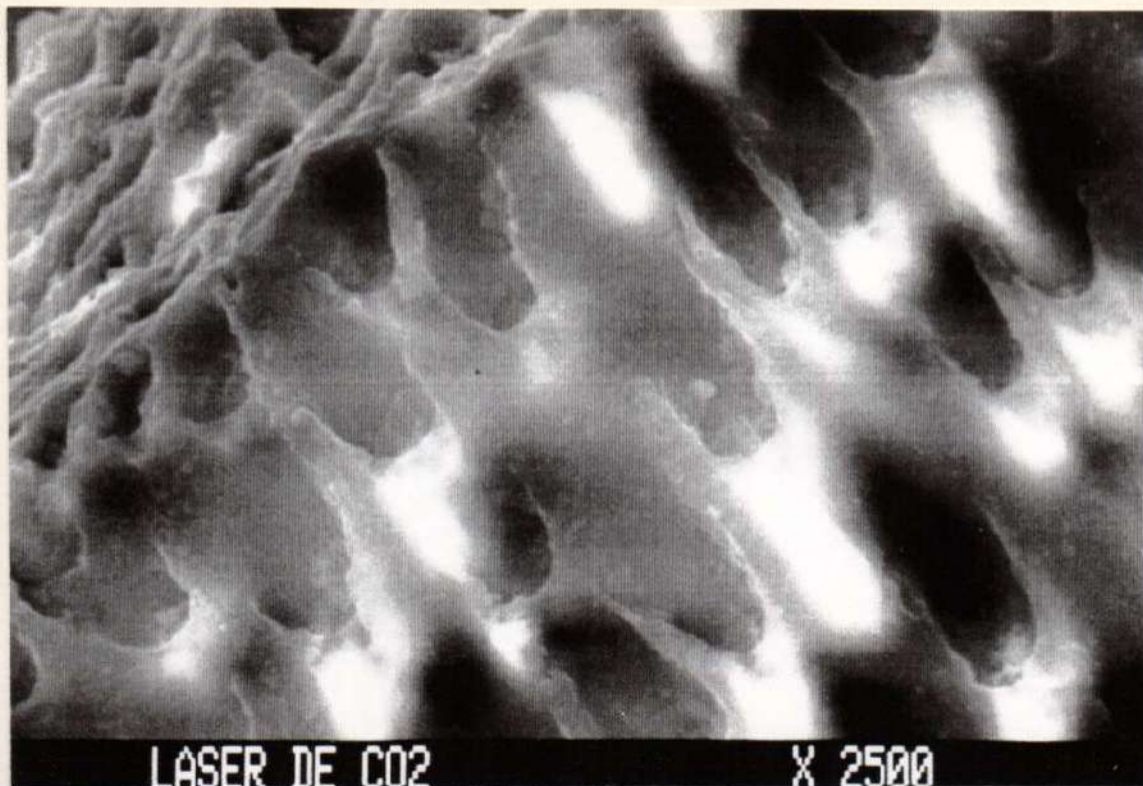


Figura 70: Micrografía con MEB de la muestra de la figura anterior, donde se observa la fusión y recristalización peri e intertubular por dentro de la escara negra. X 2500.

14.- El laseado con Laser de CO<sub>2</sub> de Caries Dentinarias con cavitación adamantina (Grupo B), con 4 Watts de potencia y 0.5, 1, 2 y 3 segundos de acción se observó la presencia de Escara Negra, cracks y zonas de recristalización-fusión y tejido dentinario con características normales.

La penetración del impacto fotónico según los Términos Medios obtenidos fueron para 4 Watts de potencia y un tiempo de 0.5 segundos de 81.5 micrometros; para 4 Watts y 1 segundo de 131.9 micrometros; para 4 Watts y 2 segundos de 175 micrometros; y para 4 Watts y 3 segundos la penetración del impacto fotónico de 236.9 micrometros.

La demostración clínica y microscópica de tejido cariado mediante los trazadores colorimétricos no evidenció presencia de colágeno afectado después del laseado de las muestras.(Cuadro III, Tabla III, Figuras 71, 72 y 73).

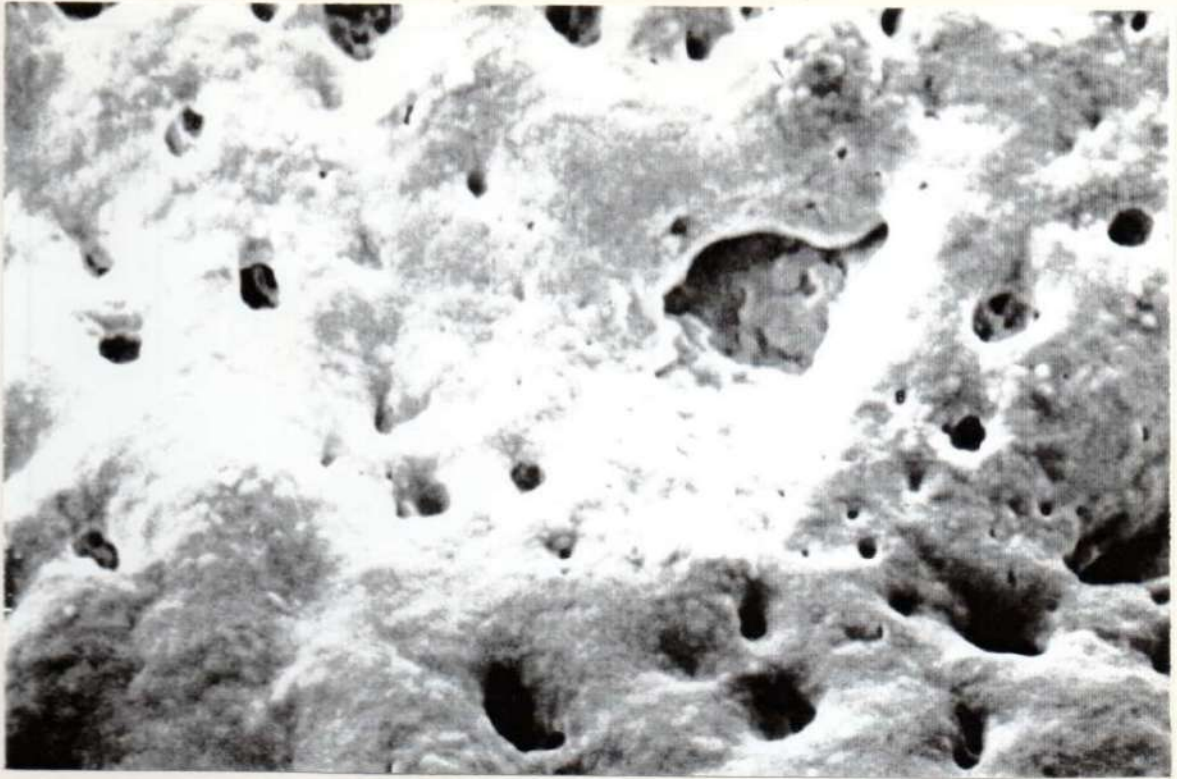


Figura 71: *Dentina fusionada por el laseado de 4 Watts y 3 segundos de aplicación del Laser de CO<sub>2</sub>. MEB por réplica, X1250.*



Figura 72: *Micrografía con MEB por réplica, de otra área de la muestra de la figura anterior, con evidentes fenómenos de fusión y recristalización dentinaria. X 1250.*

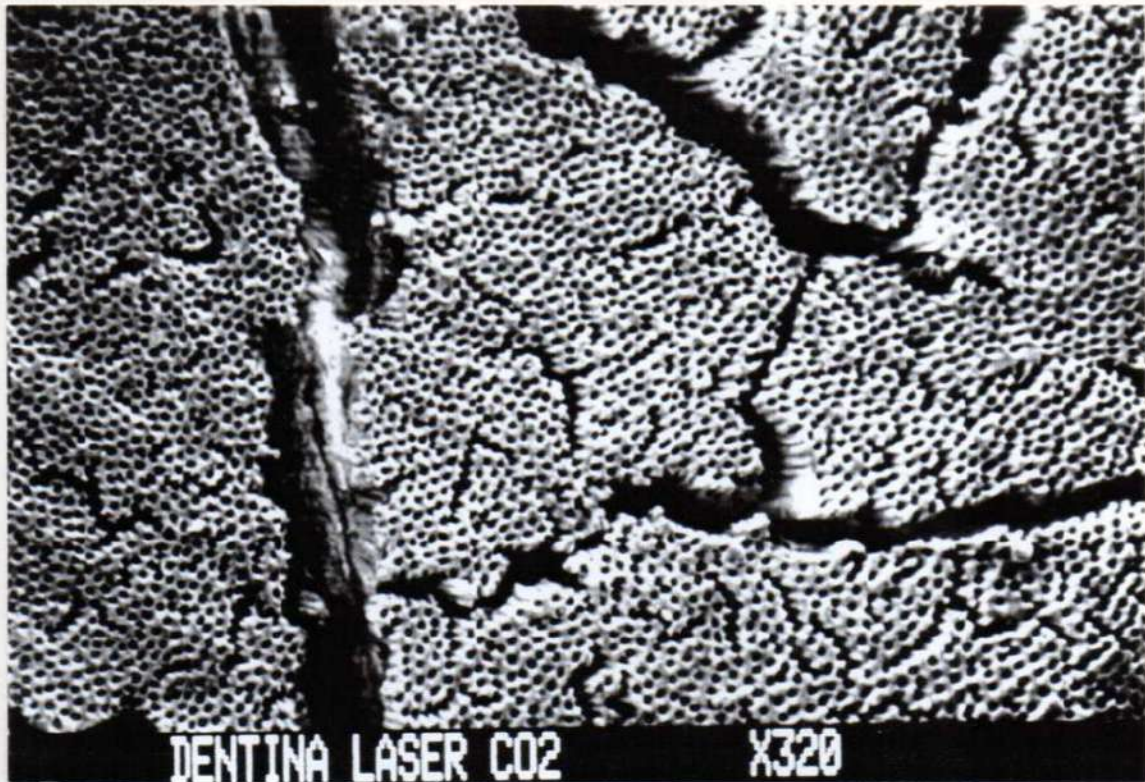


Figura 73: Micrografía con M E B del laseado dentinario observado microscópicamente con el diente metalizado en forma directa, sin réplica. Obsérvese la presencia de grietas y microfracturas del tejido, producidas por defecto o artificio de técnica. X 320.

15.- Mediante el Análisis de Varianza y la Prueba de Múltiple Comparación de Tukey-Kramer se pudo establecer que a medida que aumenta el tiempo de acción y la potencia del impacto fotónico es mayor también la profundidad del impacto Laser sobre el tejido dentinario, con diferencias entre los distintos parámetros utilizados estadísticamente significativos,  $P < 0.001$ .

La interrelación estadística entre 2 Watts/ 1 segundo vs 3 Watts/ 0.5 segundos; 2 Watts/ 2 segundos vs 3 Watts/ 2 segundos; 2 Watts/ 2 segundos vs 4 Watts/ 1 segundo; 2 Watts/ 3 segundos vs 4 Watts/ 2 segundos; 3 Watts/ 1 segundo vs 4 Watts/ 0.5 segundos; 3 Watts/ 2 segundos vs 4 Watts/ 1 segundo, no generó valores estadísticamente significativos,  $P > 0.05$ . (Cuadro III, Tabla III)

#### VII. 4. D. RESULTADOS:

16a.- En los dientes del Grupo I, los impactos fotónicos de 8 Watts de potencia, produjeron la vaporización del contenido orgánico-bacteriano de las fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales, con la formación de escara negra en superficie y en profundidad. (Figuras 74, 75, 76, 77, 78, 79, 80, 81, 82, 83 y 84).

- 17a.- El laseado con Laser de CO<sub>2</sub> con 8 Watts de potencia, en las muestras correspondientes al Grupo I, generó ampliación y apertura de las cicatriculas adamantinas del esmalte oclusal con fenómenos de recristalización, posibilitando la conservación de tejido sano circunvecino o correspondiente a las vertientes cuspidas internas, con la formación en estas áreas de Halos Blancos de Difusión Térmica. (Figuras 74, 75, 76, 77, 78, 79, 80, 81, 82, 83 y 84).
- 18a.- Los surcos y fosas de pequeña amplitud -secundarios y terciarios- de los elementos dentarios del Grupo I, fueron recristalizados-fusionados por los impactos fotónicos del Laser de CO<sub>2</sub> con 8 Watts de potencia, pudiéndose evidenciar que el material de fusión que rellenaba y obliteraba los defectos estructurales, presentaba las características de un material homogéneo, compacto y de aspecto glaseado, que se integraba a al tejido adamantino circundante. (Figuras 74,75,76, 77, 78, 79, 80, 81, 82, 83 y 84).

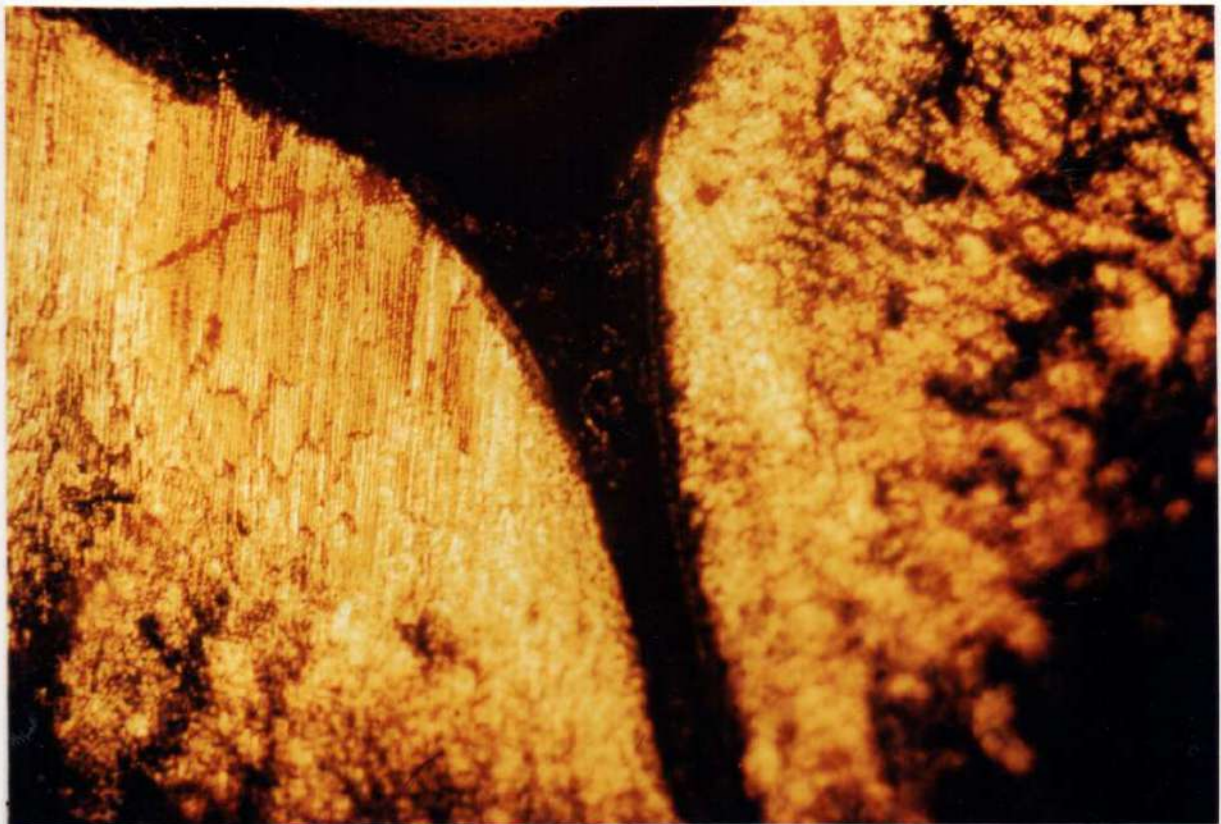


Figura 74: Microfotografía por réplica con folio de acetil-butírico de un surco oclusal en forma de V, sin laseado. Nótese la presencia de pseudoplaqa bacteriana relleno la luz del mismo. X 80.



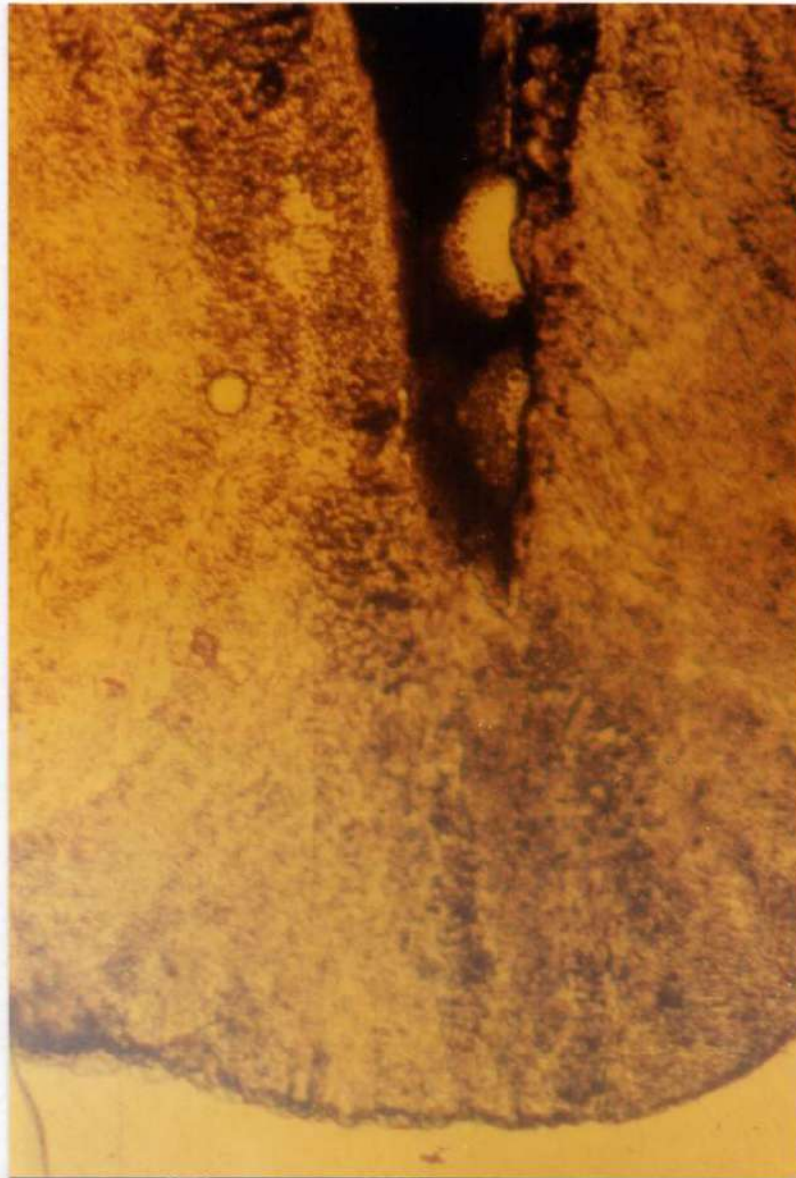
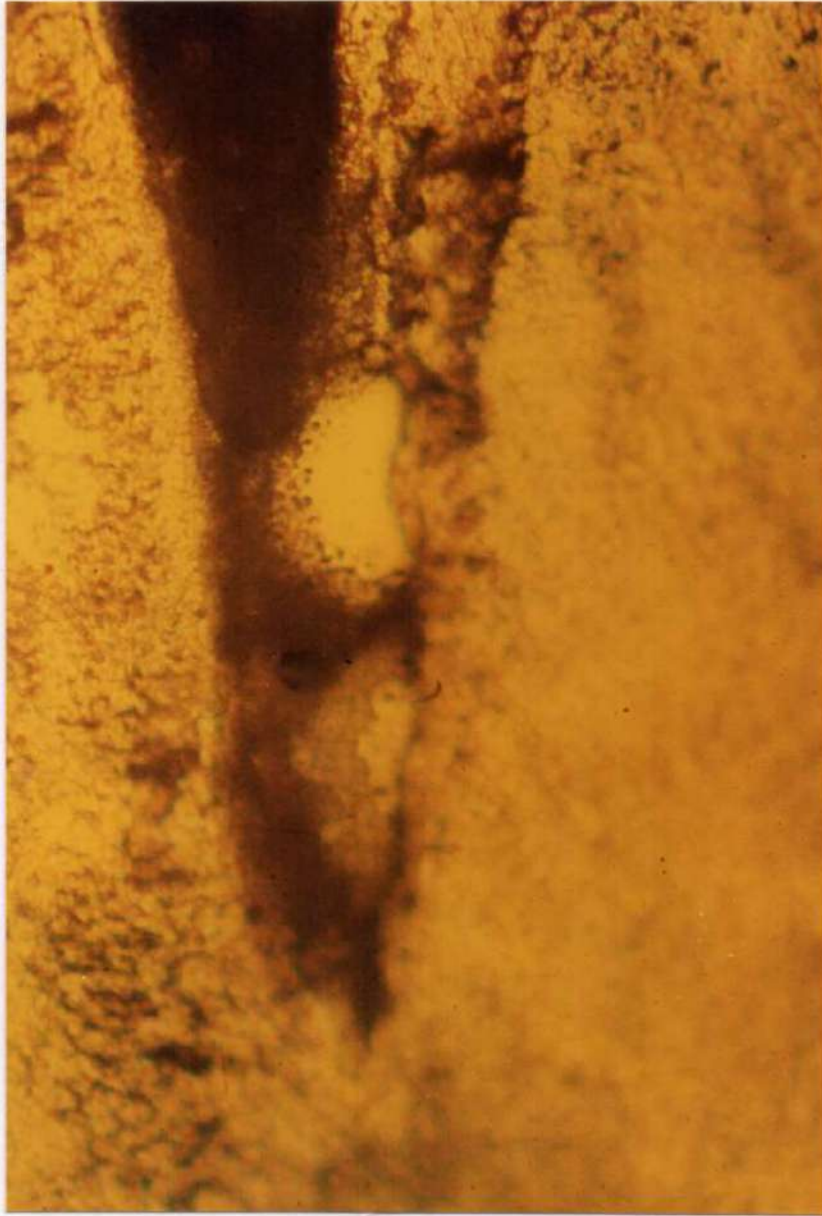


Figura 75: Surco oclusal en forma de V, fotoirradiado con Laser de CO<sub>2</sub>. Obsérvese, la apertura del surco generado por el laseado con Laser de CO<sub>2</sub> con 8 Watts de potencia, con áreas de fusión-recristalización, en forma de gotas esféricas y la presencia de escara negra. Microfotografía por réplica. X 160.



*Figura 76: El surco oclusal de la figura anterior a mayor aumento, para observar la zona de fusión-recristalización generadas por el láserado. X 220.*

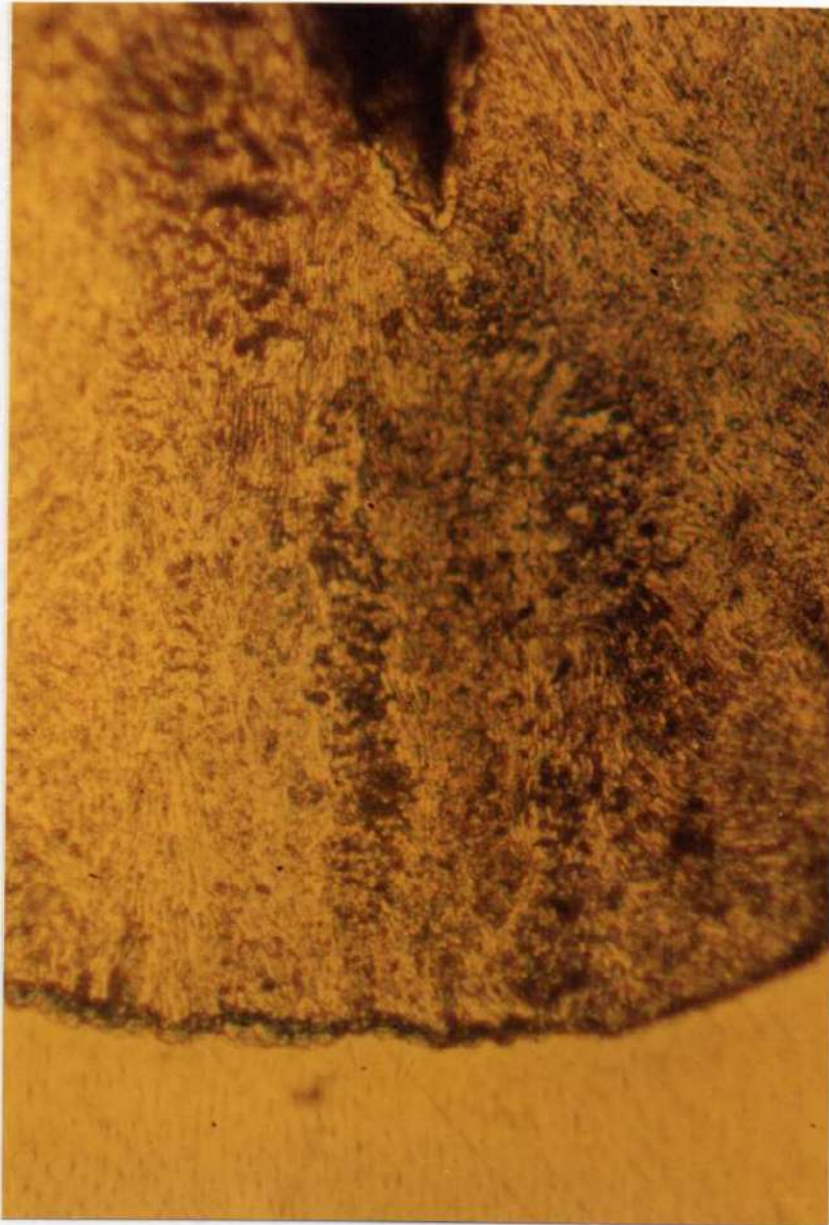
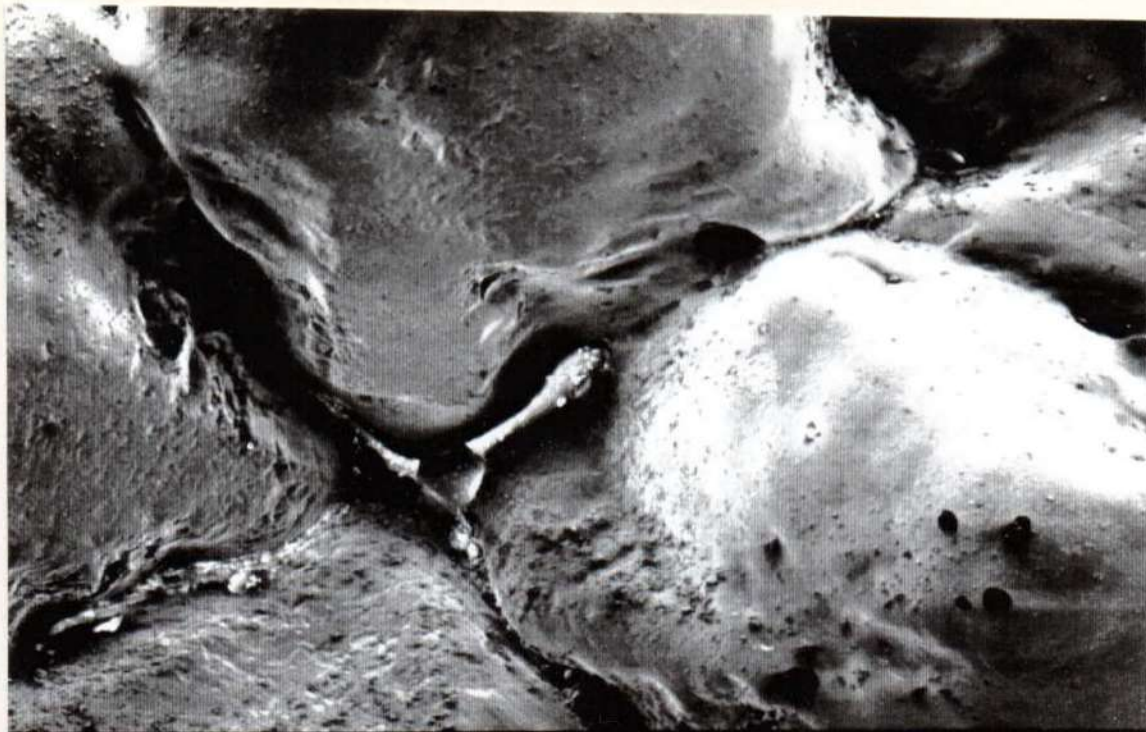


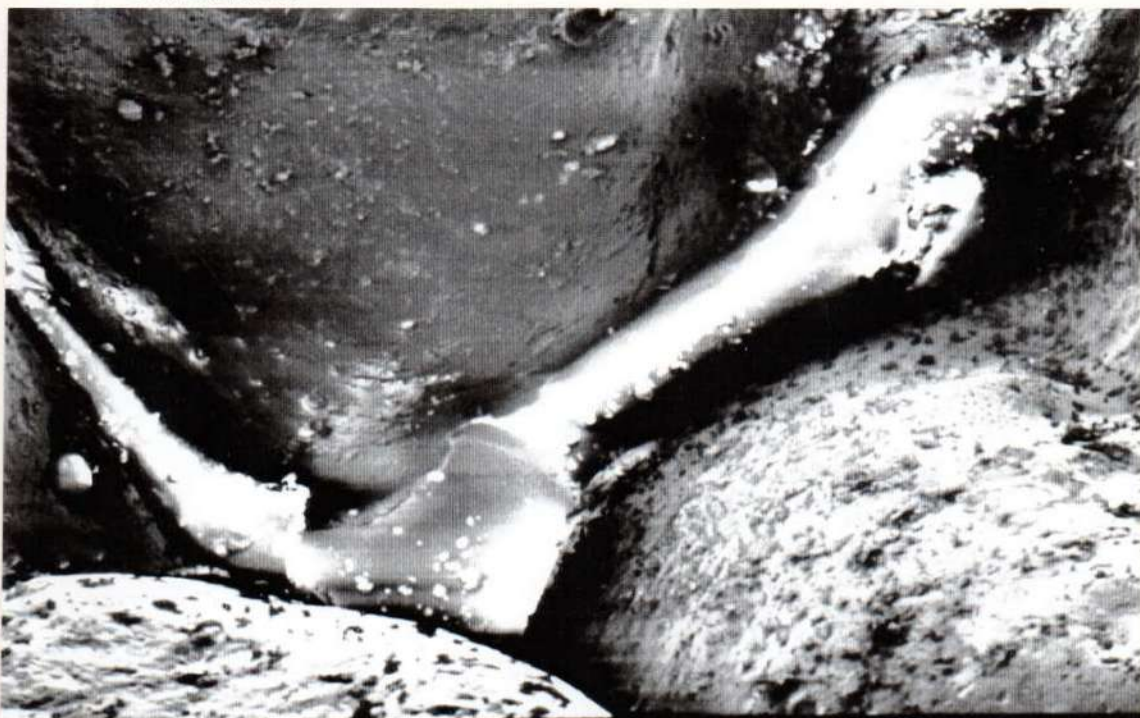
Figura 77: Microfotografía de la profundidad del surco de la figura anterior, donde se observa la penetración del impacto fotónico abarcando el área de tejido desmineralizado por el proceso carioso. X 220.



**REPLICA-LASER**

**X20**

Figura 78: Cara oclusal *laseada* con 8 Watts en sus tercios medio y mesial, donde se observan aperturas de los surcos y fisuras, áreas con escara negra y zonas de fusión-recristalización. Nótese que el tercio distal se encuentra sin *lasear*, porque fue utilizado como testigo. Micrografía con MEB, X 20.



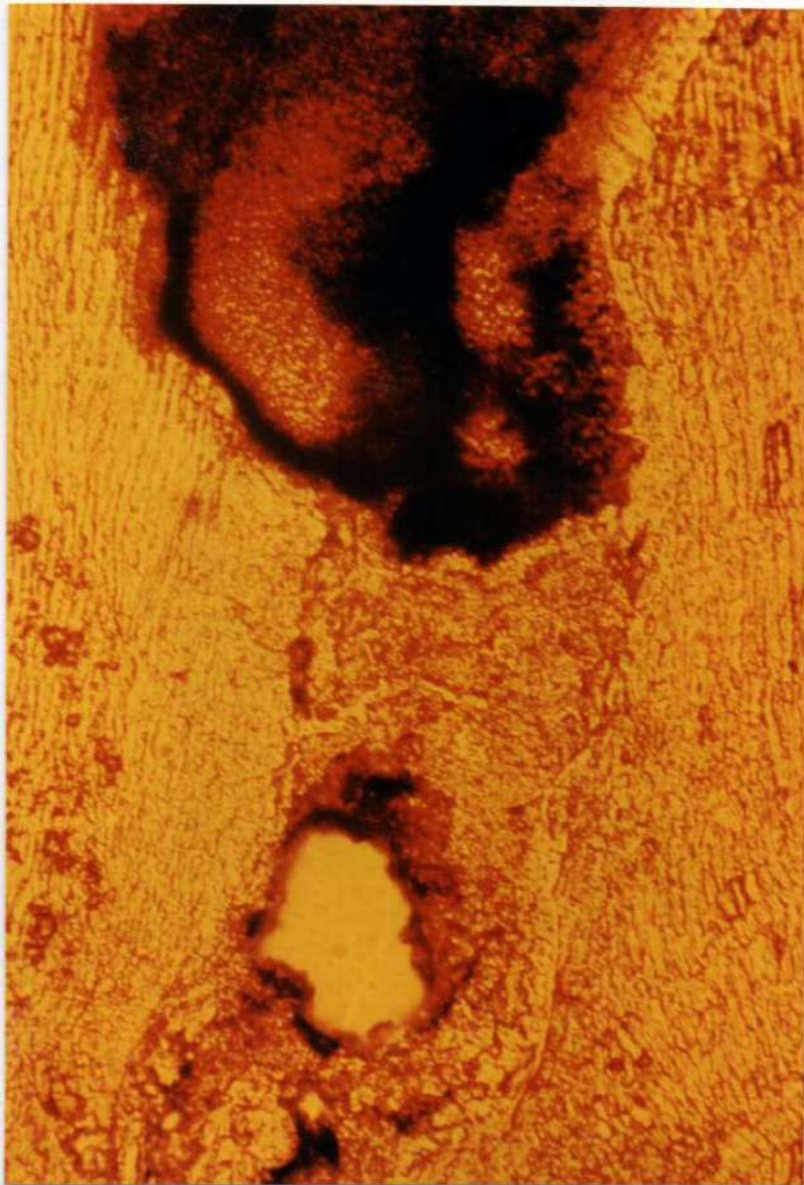
**REPLICA-LASER**

**X 80**

Figura 79: La micrografía de la figura anterior a mayor aumento. Obsérvese el área de fusión-recristalización superficial. X 80.



*Figura 80: Microfotografía por réplica con folio de acetil-butírico del corte longitudinal vestibulo-lingual correspondiente al área de fusión-recristalización de la figura anterior. Nótese la fusión lograda en el interior del surco, con integración al tejido adamantino y la burbuja de aire atrapado con bordes de escara negra. X 160.*



*Figura 81: La microfotografía de la figura anterior a mayor aumento, donde se aprecia la fusión-recristalización con integración al esmalte. X 260.*

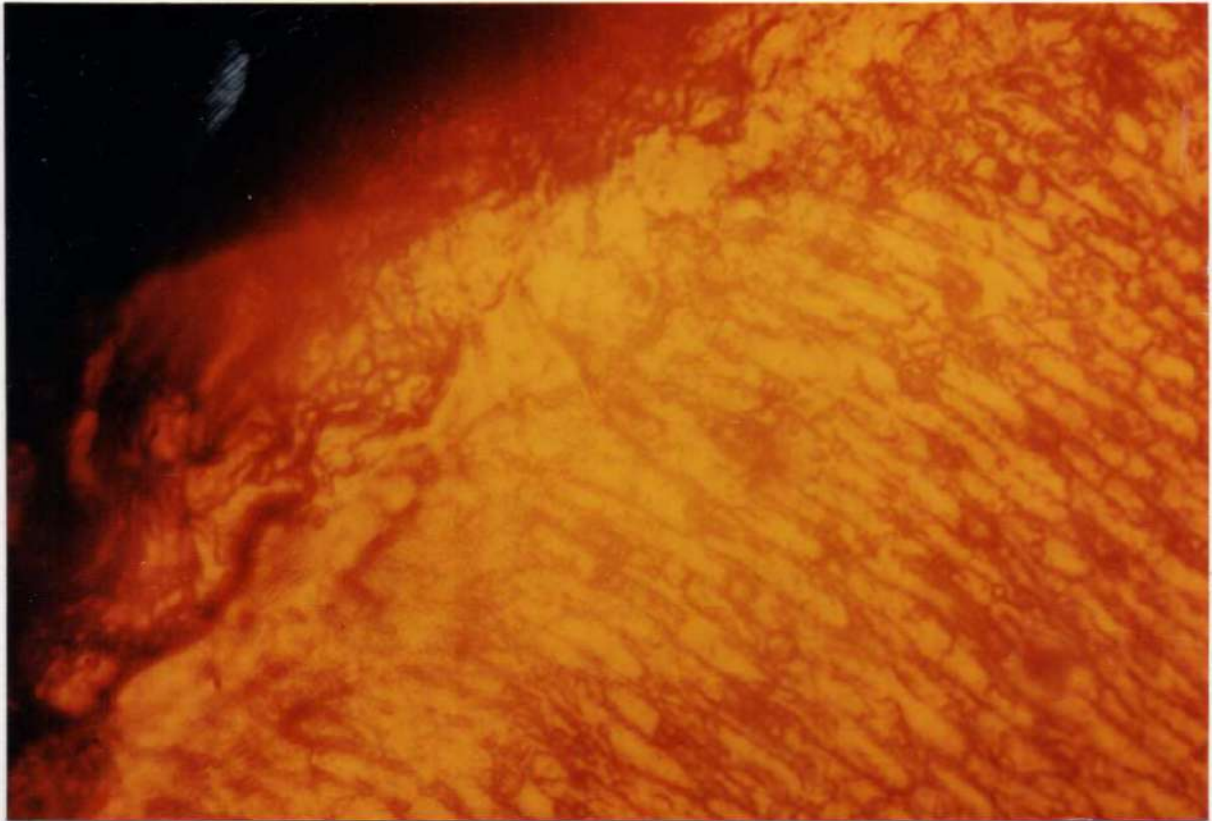


Figura 82: *Microfotografía de la vertiente cuspídea interna correspondiente al surco de la figura anterior, con zonas de recristalización superficial del halo blanco de difusión térmica. X 480.*

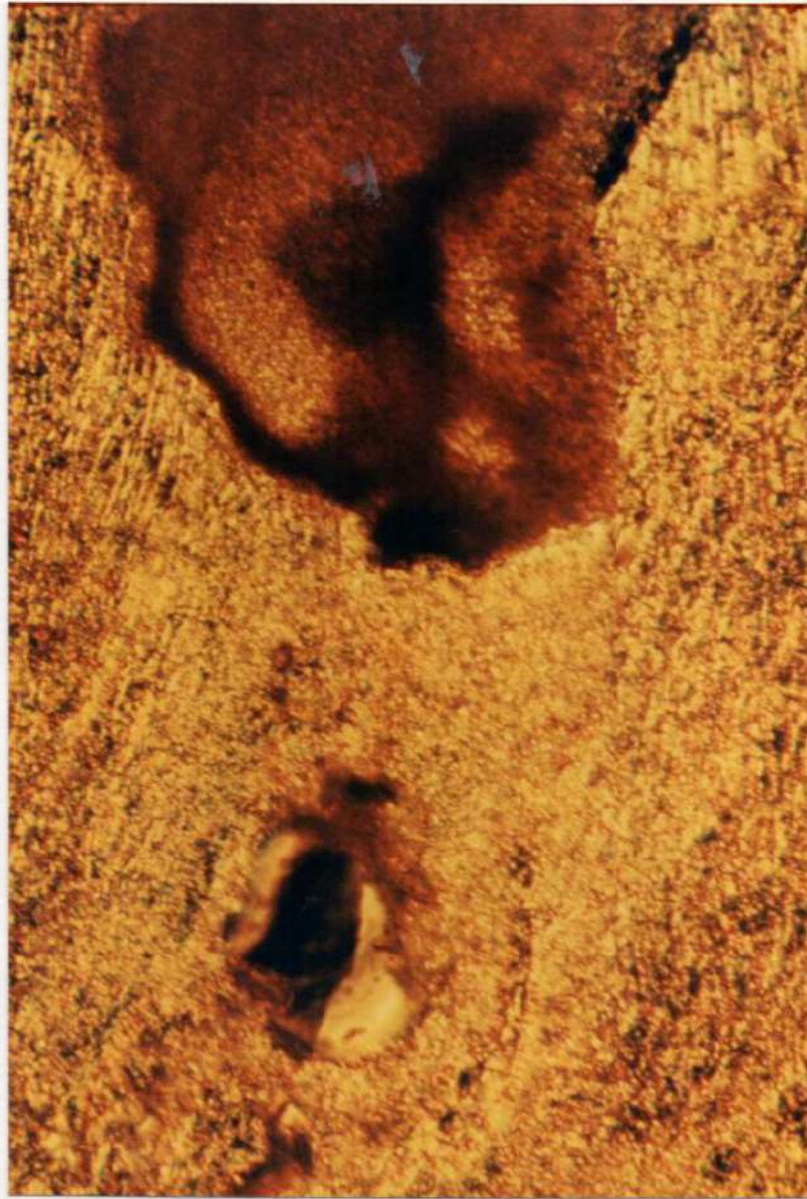


Figura 83: Microfotografía por réplica con técnica de Nomarsky, del laseado con Laser de CO<sub>2</sub> con 8 Watts de potencia de un surco oclusal en forma de ojal. Nótese el área de fusión-recristalización integrada al tejido adamantino. X 260.



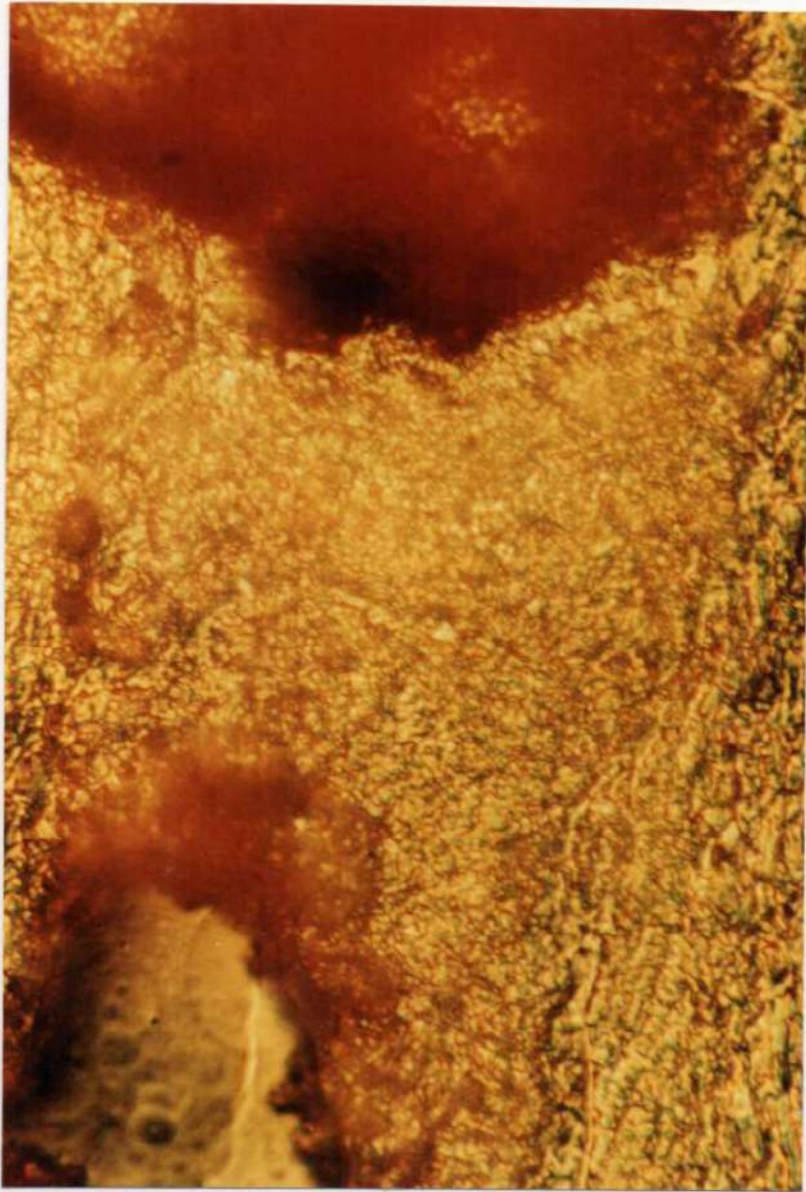


Figura 84: El surco fusionado de la figura anterior a mayor aumento. X 480.

- 19 a.- En las muestras del Grupo II, el fluorado-laseado con Laser de CO<sub>2</sub> con 8 Watts de potencia, produjo a nivel de fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales - primarios, secundarios y terciarios-, fenómenos evidentes de vaporización-recristalización-fusión, diferenciándose éste accionar del que produce el laseado con 8 Watts de potencia del Laser CO<sub>2</sub> en superficies oclusales no fluoradas, en donde se logra únicamente la fusión-vitrificación de los surcos y fosas, secundarios y terciarios. (Figuras 85, 86, 87, 88, 89, 90, 91, 92, 93, 94, 95, 96, 97, 98 y 99).
- 20a.- En los dientes del Grupo II, las áreas de recristalización-fusión rellenaban y obliteraban defectos estructurales de mayor tamaño como son los surcos, fosas, puntos y fisuras primarios, presentando a nivel superficial microgotas o microglóbulos de tejido adamantino glaseado, fluidificado o derretido por el Laser de Dióxido de Carbono.(Figuras 85, 86, 87, 88, 89, 90, 91, 92, 93, 94, 95, 96, 97, 98 y 99 ).
- 21a.- El fluoruro aplicado en solución APF, sobre los defectos estructurales oclusales de los elementos dentarios del Grupo II, aumentaría la fusión, la extensión del vitrificado adamantino y el autosellado de los surcos, fosas, puntos y fisuras, logrado mediante el Laseado con Laser de CO<sub>2</sub>. (Figuras 85, 86, 87, 88, 89, 90, 91, 92, 93, 94, 95, 96, 97, 98 y 99 ).



Figura 85: Micrografía con Microscopio Electrónico de Barrido de un surco primario oclusal fluorado-laseado donde se visualiza la fusión-recristalización. X 20.

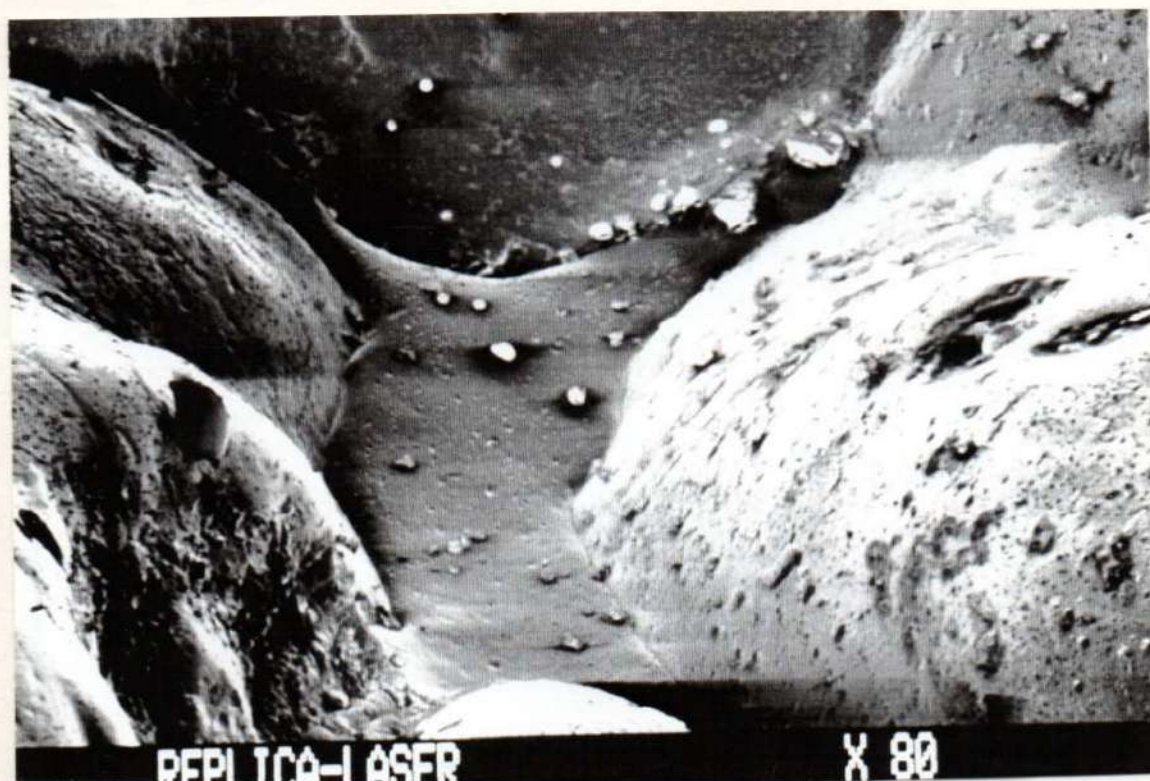
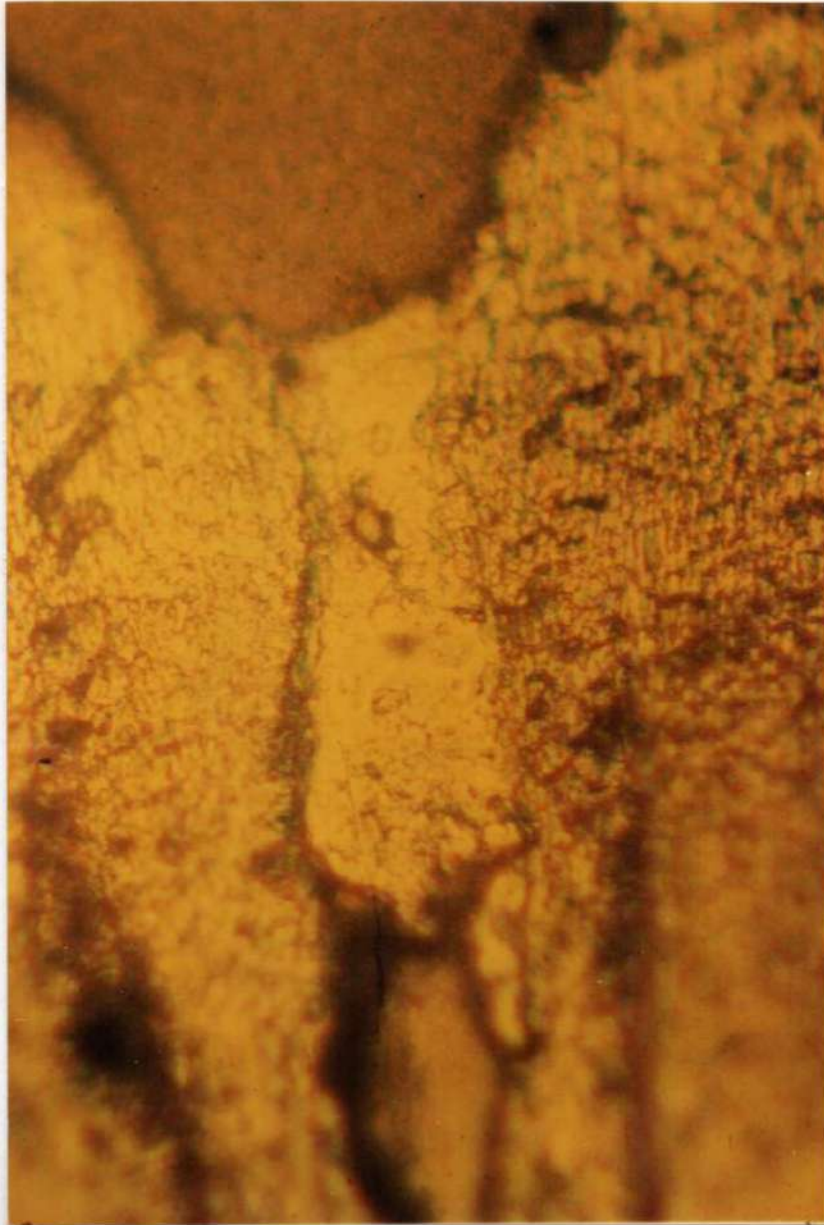


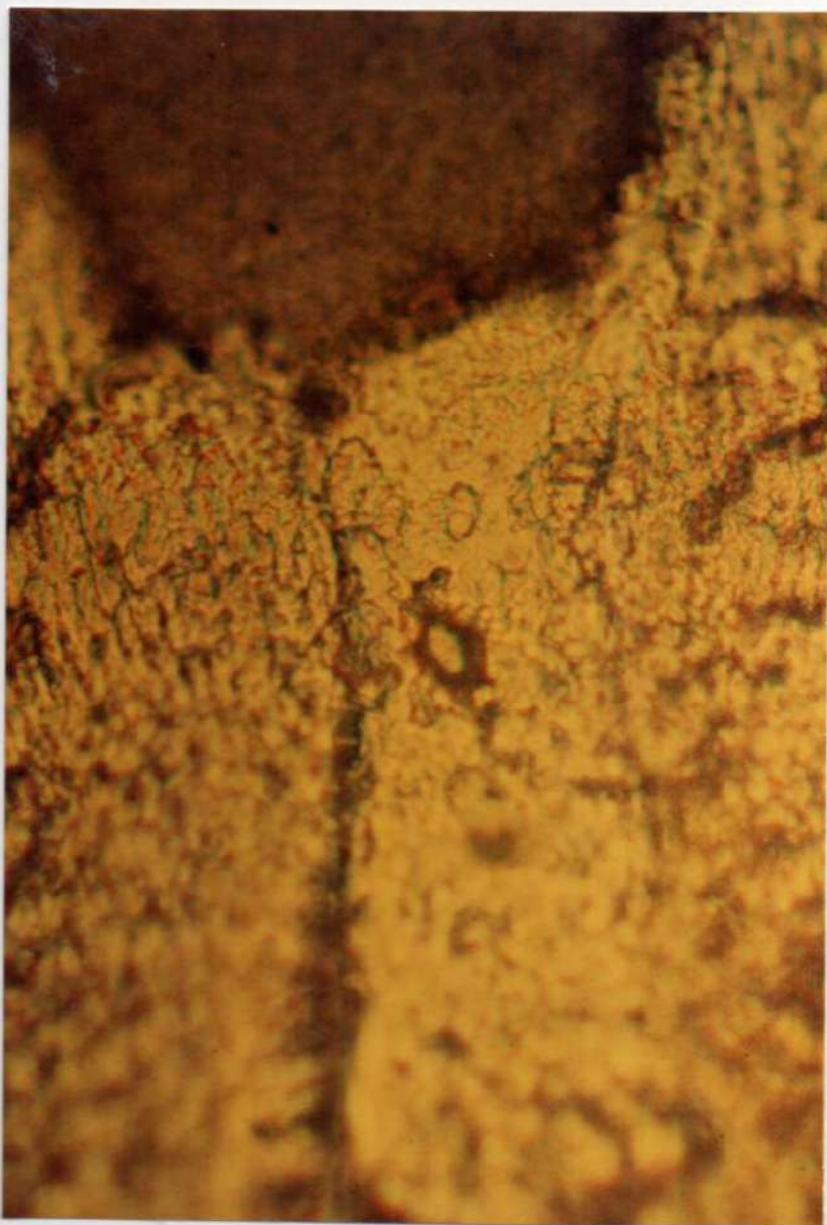
Figura 86: La fusión-recristalización de la figura anterior a mayor aumento. X 80.



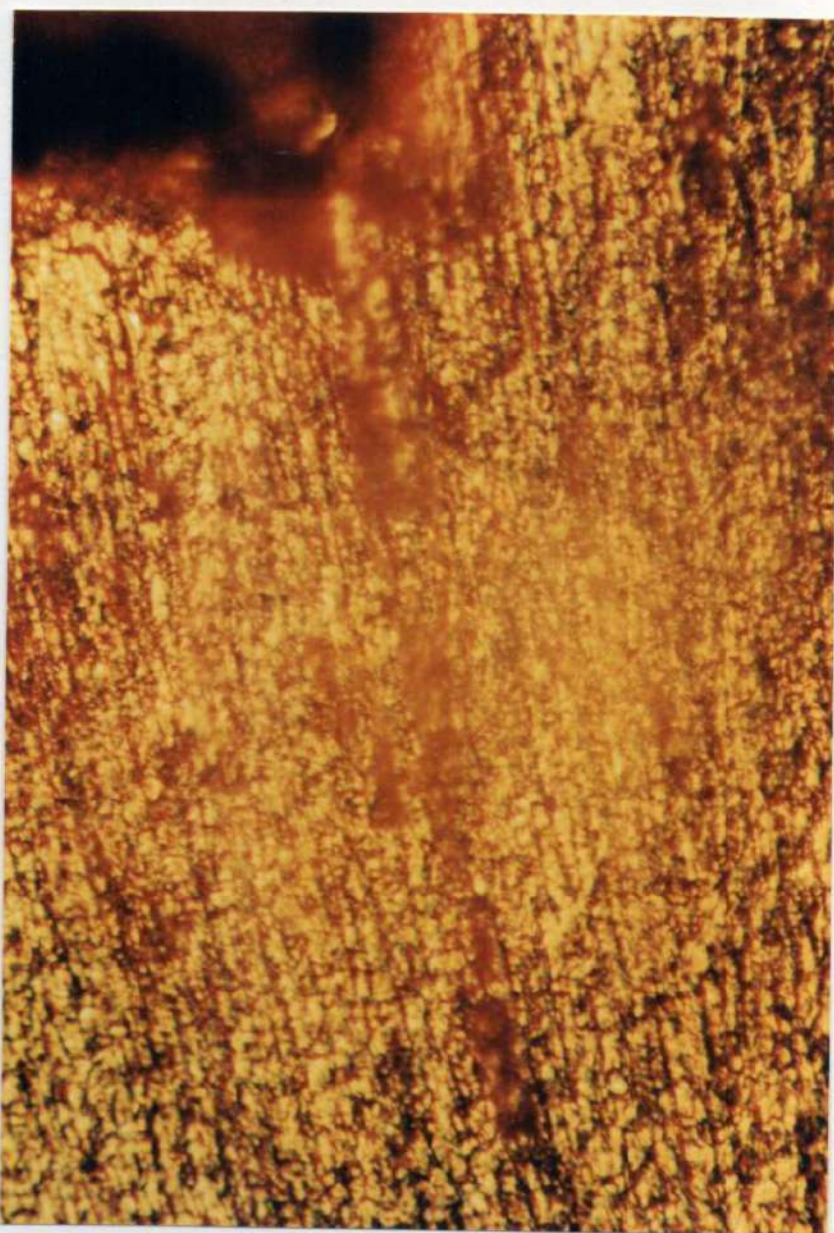
Figura 87: Microfotografía con réplica de folio de acetil-butírico, de un corte longitudinal vestibulo-lingual del surco oclusal de la muestra anterior. Nótese la obliteración superficial que genera la fusión del surco primario, espacios vacíos y escara negra en profundidad. X 220.



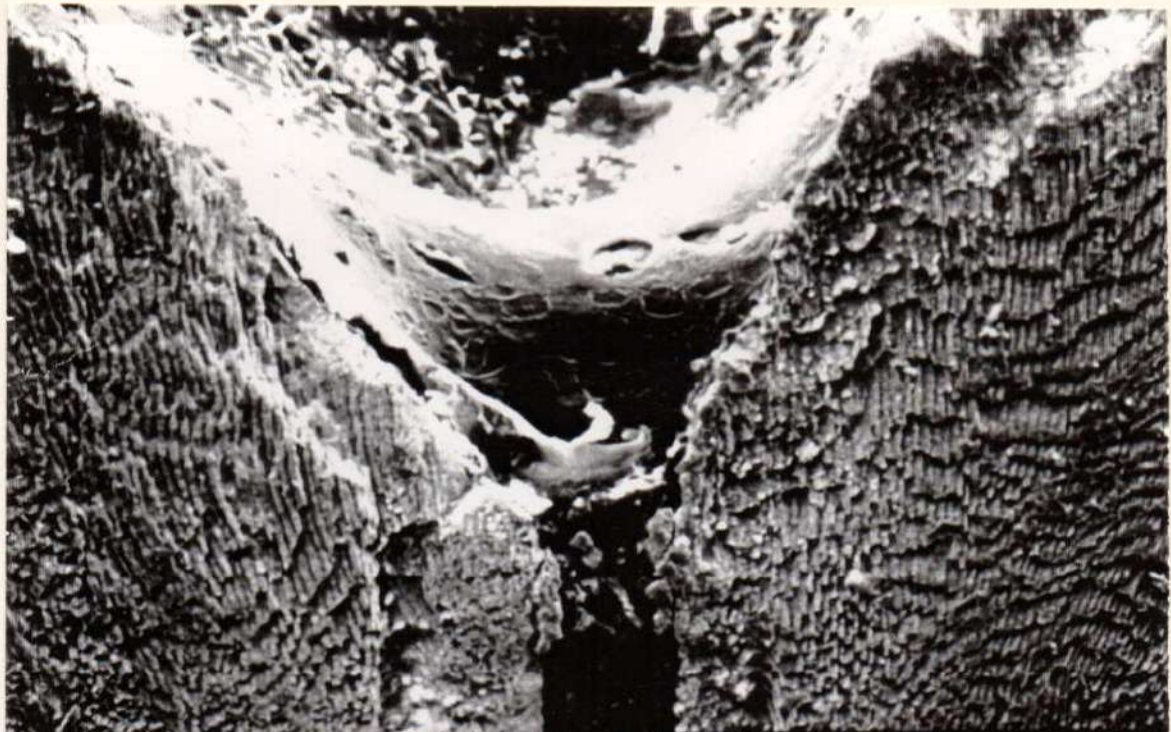
*Figura 88: El surco fusionado de la figura anterior a mayor aumento, donde se observa la obliteración del mismo integrado al tejido adamantino. X 280.*



*Figura 89: Microfotografía a mayor aumento del surco fusionado anterior. Obsérvese la zona de fusión integrada al esmalte circundante. X 480.*

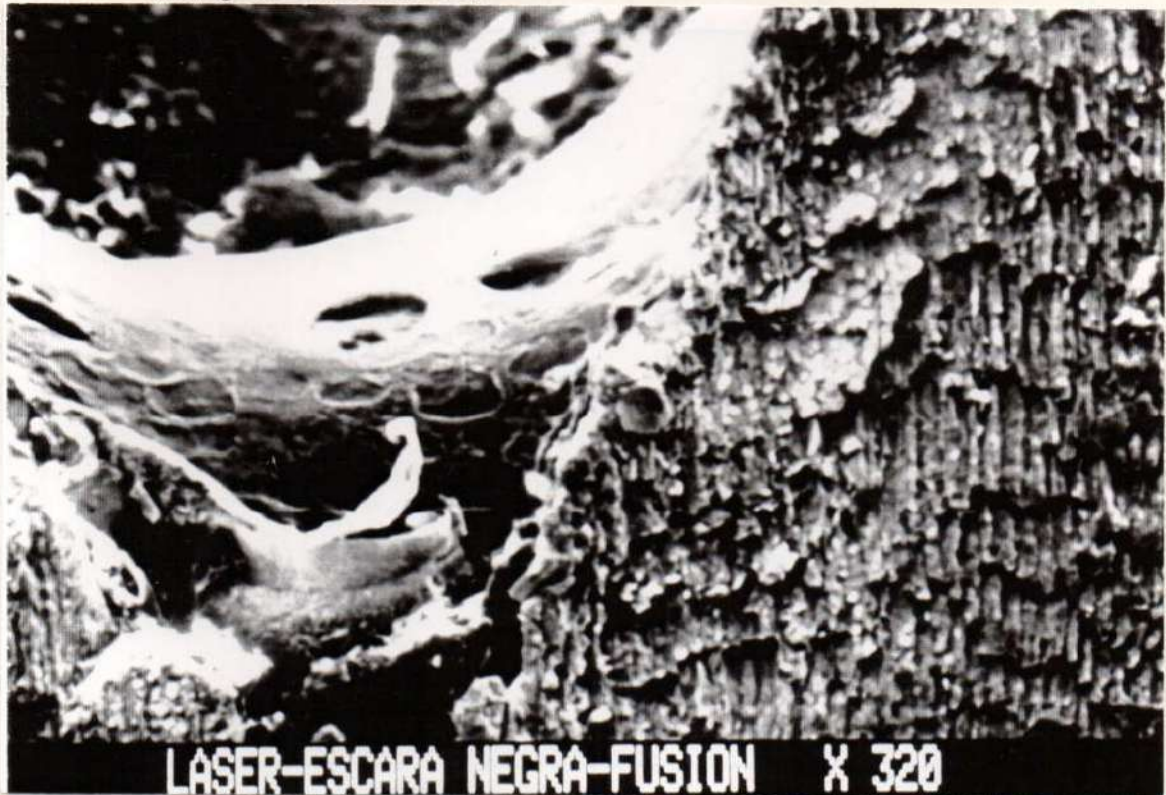


*Figura 90: Microfotografía por réplica y técnica de Nomarsky a mayor aumento de la figura anterior, donde se visualiza la interfase entre la zona de fusión y el tejido adamantino. X 680.*



**LASER-ESCARA NEGRA-FUSION X 160**

Figura 91: Corte longitudinal vestibulo-lingual de un surco primario oclusal en V. fluorado-laseado con APF y Laser de CO<sub>2</sub>, que muestra la fusión recristalización del surco y áreas de escara negra en profundidad. Micrografía con MEB, X 160.



**LASER-ESCARA NEGRA-FUSION X 320**

Figura 92: La micrografía de la figura anterior a 320 aumentos. Nótese la zona fusionada, el tejido adamantino circunvecino recristalizado y los espacios ocupados por la escara negra.



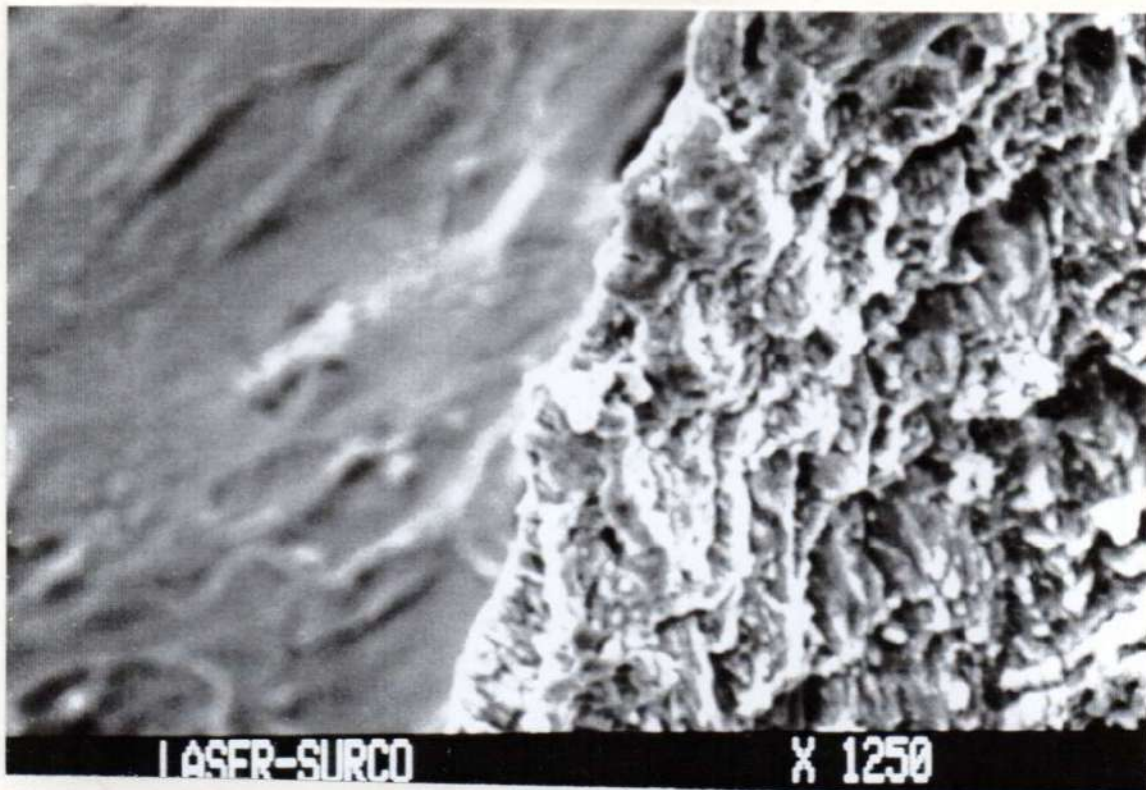


Figura 93: Micrografía con MEB a x1.250 de la interfase de unión entre el área fusionada y el esmalte.

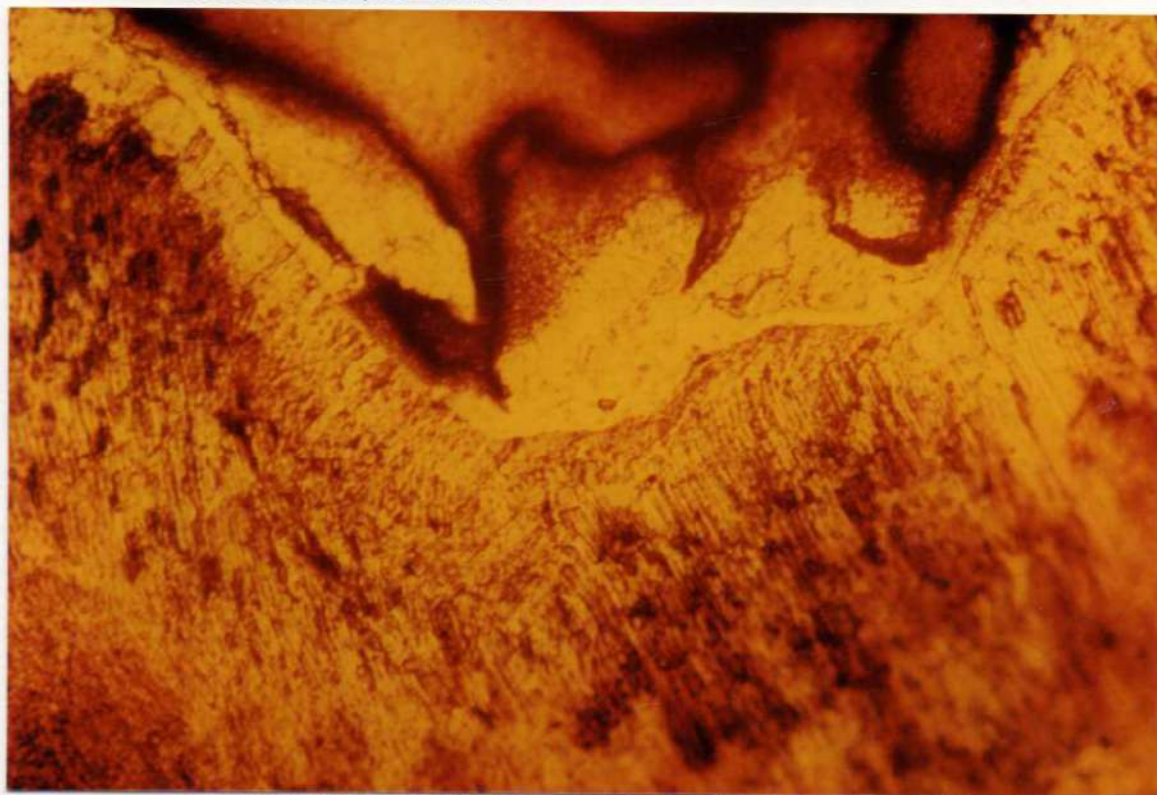


Figura 94: Microfotografía que permite visualizar la fusión-recristalización de un surco suave oclusal, logrado por la aplicación de APF + Laser de CO<sub>2</sub> con una potencia de 8 Watts. X 360.

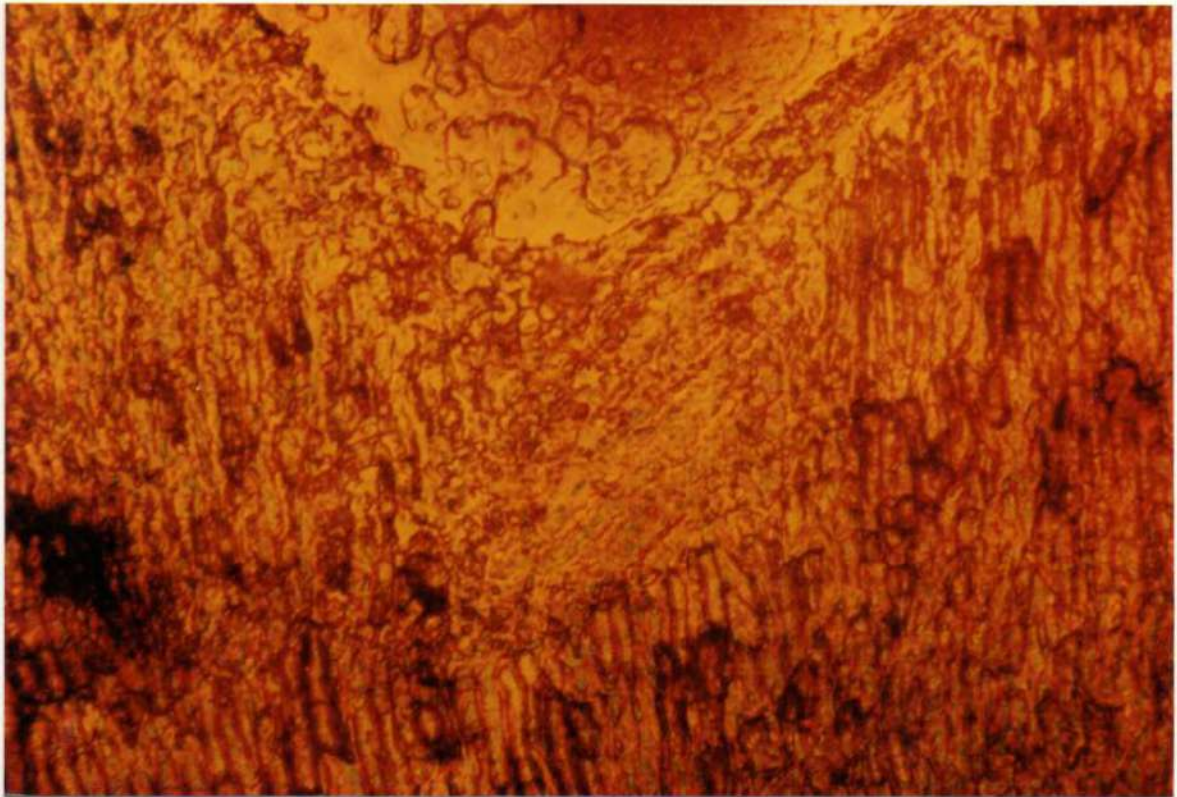


Figura 95: La zona de fusión-recristalización de la figura anterior a mayor aumento. X 680.



Figura 96: Surco primario oclusal fusionado y recrystalizado por la aplicación combinada de Fluoruro Fosfato Acidulado y Laser de CO<sub>2</sub> de 8 Watts de potencia. Nótese la superposición de los impactos fotónicos intermitentes y traslativos, con microgotas o microglóbulos en el área fusionada. Micrografía con MEB, X 40.

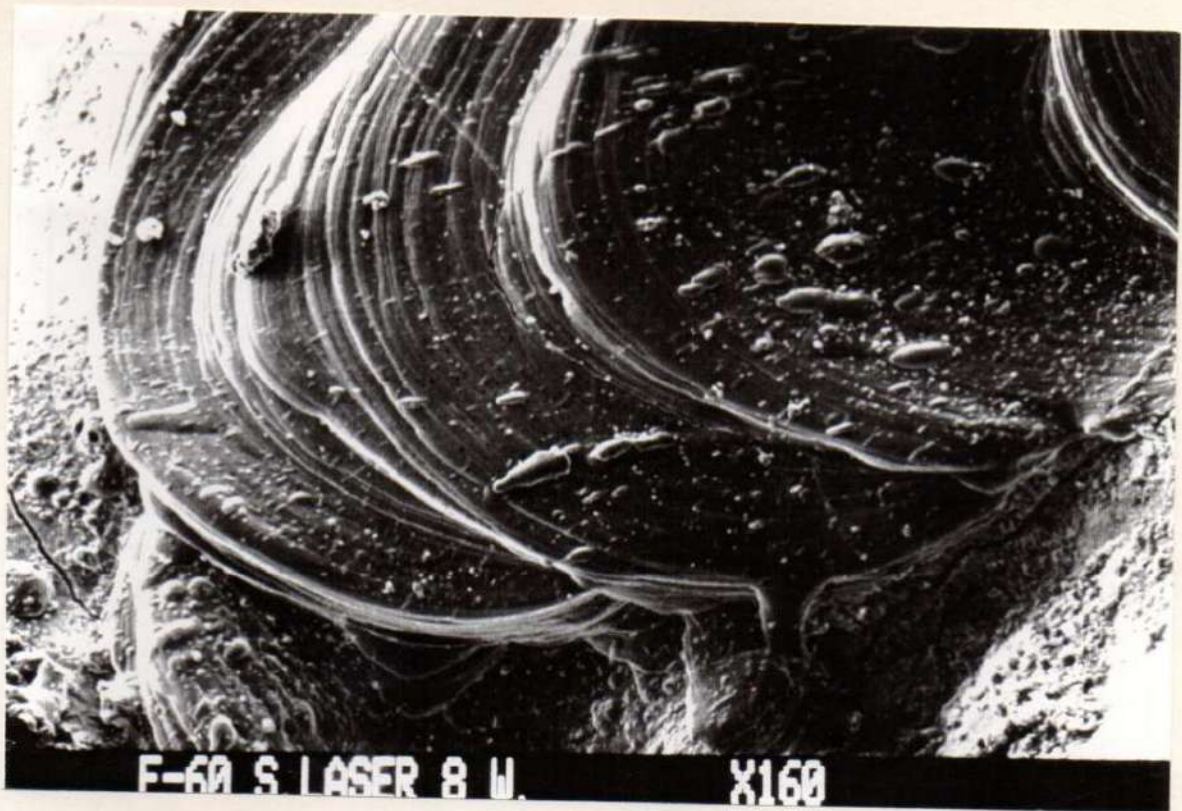


Figura 97: El surco fusionado de la figura anterior a mayor aumento donde de visualiza la zona de recristalización y las microgotas generadas por el laseado. MEB, X 160.

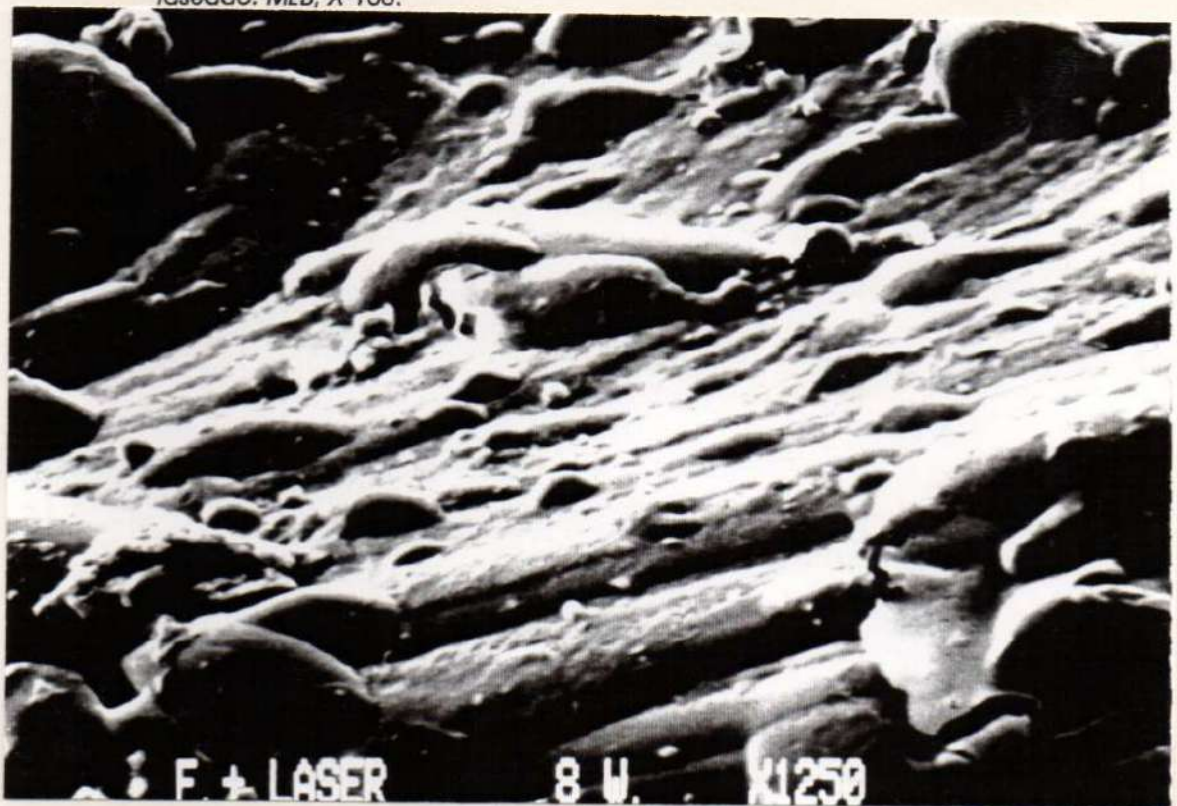


Figura 98: Zona de fusión de la figura anterior, visualizada con MEB a x 1.250.

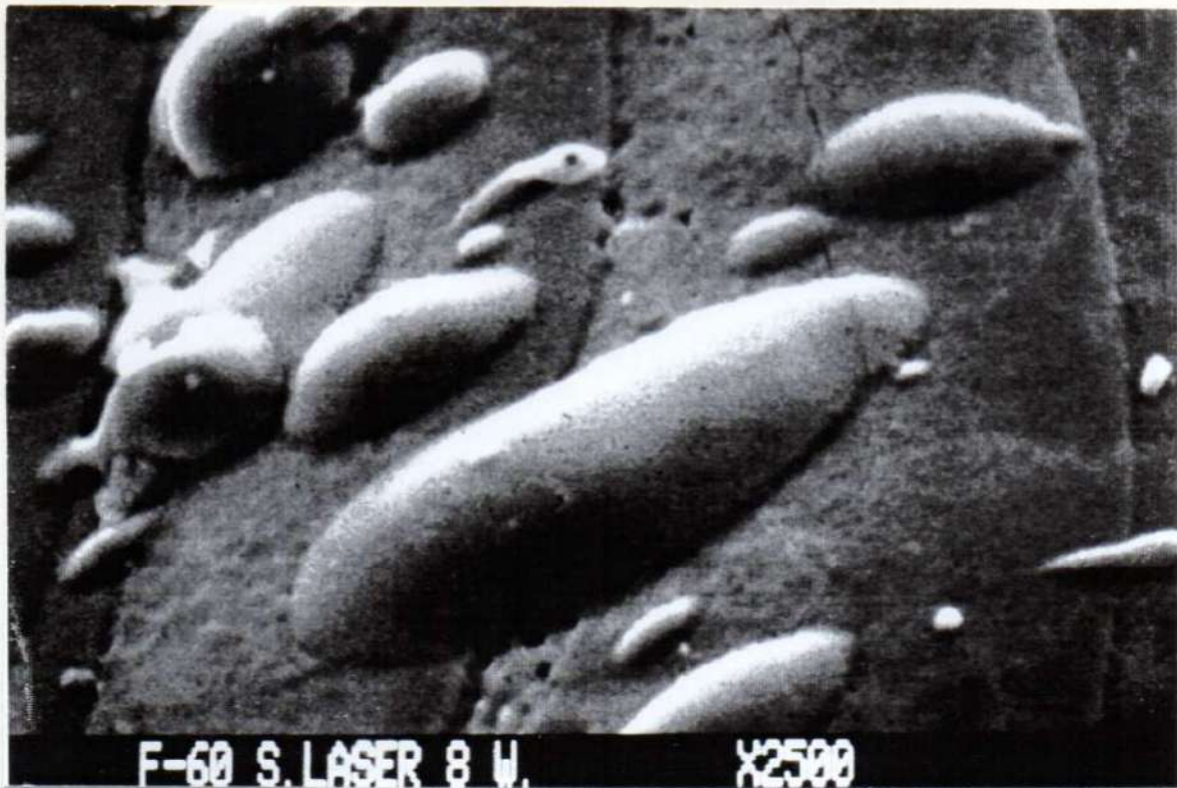
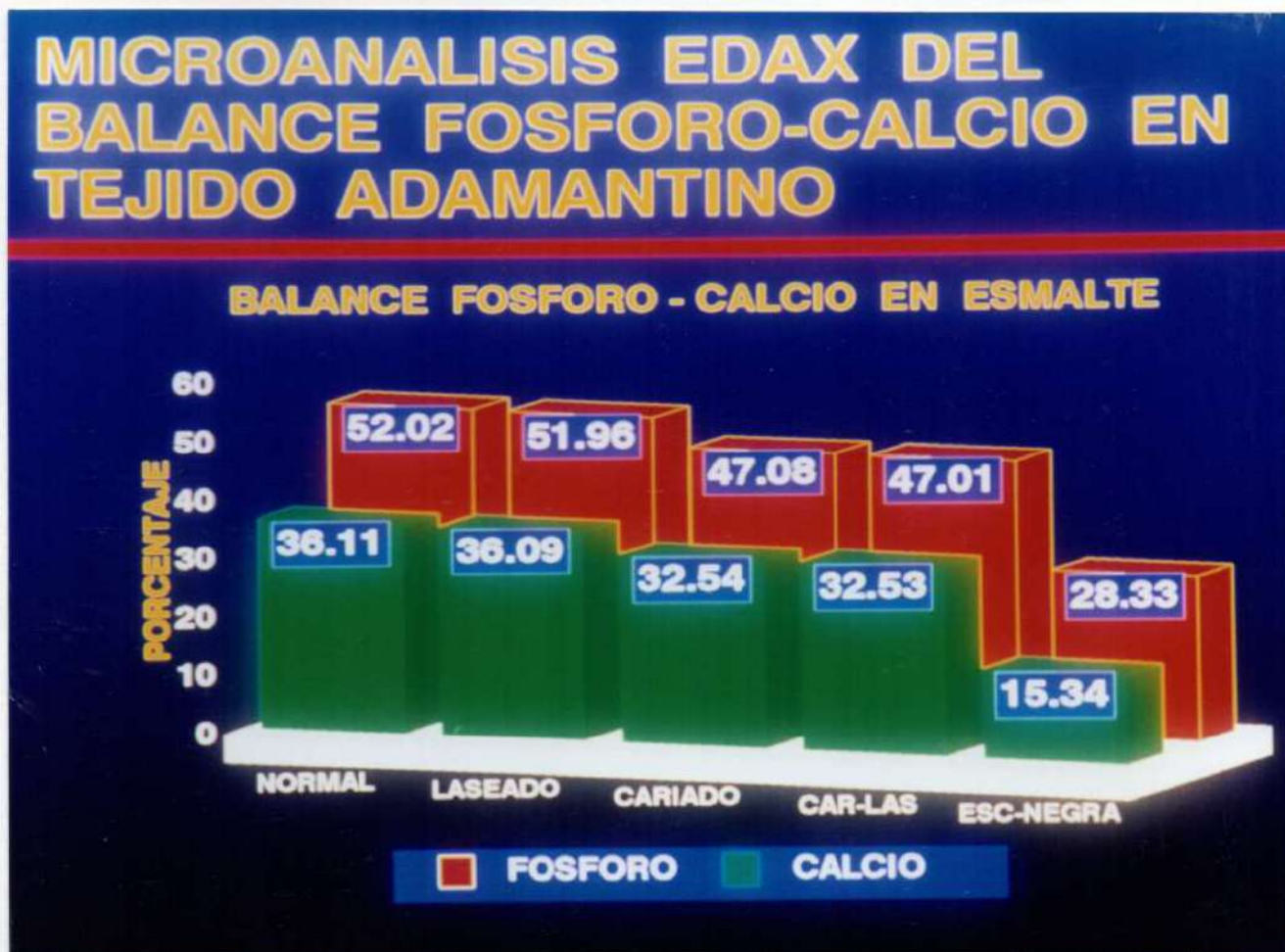


Figura 99: Las microgotas producidas por impacto fotónico al fluidificar el tejido adamantino previamente fluorado. Nótese la superposición de los impactos generados por la fotoirradiación intermitente y traslativa. MEB, X 1.250.

- 22b.- El tejido adamantino normal presentó un contenido de fósforo de 52.02 y de calcio de 36.11; El esmalte laseado registró un balance fosforo-calcio de 51.96 y 36.09 respectivamente; Los promedios del balance mineral para el esmalte cariado fueron de 47.08 de fósforo y de 32.54 de calcio; mientras que para el esmalte cariado-laseado la Media de los valores registrados fue de 47.01 y 32.53 para el fósforo y el calcio respectivamente; La escara negra o zona de carbonización superficial presentó los menores valores de fósforo-calcio, siendo estos de 28.33 y de 15.34. (Cuadro IV, Tabla IV, Figuras 100, 101, 102 y 103)
- 23b.- La interrelación estadística entre esmalte normal y esmalte laseado en su balance fósforo-calcio no arrojó diferencias estadísticamente significativas,  $P > 0.05$ . (Cuadro IV, Tabla IV, Figuras 100, 101, 102 y 103).
- 24b.-Las proyecciones entre esmalte normal y esmalte cariado en su contenido mineral fueron significativas,  $P < 0.001$  para el contenido de fósforo y de calcio. (Cuadro IV, Tabla IV, Figuras 100, 101, 102 y 103).

25b.-Las diferencias entre el contenido mineral del esmalte cariado y el esmalte cariado-laseado no fueron estadísticamente significativas,  $P > 0.05$ . (Cuadro IV, Tabla IV, Figuras 100, 101, 102 y 103).

26b.-La escara negra generó el menor contenido mineral del tejido adamantino, arrojando guarismos estadísticamente significativos en la interrelación con la totalidad de los parámetros considerados anteriormente,  $P < 0.001$ . (Cuadro IV, Tabla IV, Figuras 100, 101, 102 y 103).



Cuadro IV: Representación gráfica estadística, de los valores en término medio del Microanálisis EDAX del Balance Fósforo-Calcio, en tejido adamantino normal, laseado, cariado, cariado - laseado y con escara negra.

Tabla IV: Desarrollo estadístico del análisis de varianza (ANOVA) y prueba de comparación múltiple de Turkey-Kramer.

MICROANÁLISIS EDAX DEL BALANCE FOSFORO-CALCIO EN ESMALTE

Columna ID	A	B	C	D
Muestra	E.NORMAL P	E.NORMAL Ca	E.LASEADO P	E.LASEADO Ca
Media	52.028	36.11	51.966	36.096
DS	5	5	5	5
ESTM	0.04658	0.1283	0.05367	0.1260
Mediana	0.02083	0.05736	0.02400	0.05636
IC < 95 %	52.020	36.120	51.970	36.100
IC > 95 %	51.970	35.951	51.899	35.940
	52.086	36.269	52.033	36.252

Columna ID	E	F	G	H
Muestra	E.CARIADO P	E.CARIADO Ca	E.CARIA-LAS P	E.CARIA-LAS Ca
Media	47.088	32.546	47.018	32.532
DS	5	5	5	5
ESTM	0.1795	0.1491	0.1684	0.1496
Mediana	0.08027	0.06668	0.07533	0.06689
IC < 95 %	47.010	32.560	46.970	32.550
IC > 95 %	46.865	32.361	46.809	32.346
	47.311	32.731	47.227	32.718

Columna ID	I	J
Muestra	ESCARA NEG P	ESCARA NEG Ca
Media	28.336	15.344
DS	5	5
ESTM	0.1868	0.2152
Mediana	0.08352	0.09626
IC < 95 %	28.330	15.250
IC > 95 %	28.104	15.077
	28.568	15.611

MICROANÁLISIS EDAX DEL BALANCE FOSFORO-CALCIO EN ESMALTE

Análisis de Varianza (ANOVA)

Fuentes de Variación	Grados de Libertad	Suma de Cuadrados	Cuadrado Medio
Tratamiento de Columnas	9	6146.0	682.88
Error Experimental	40	0.8951	0.02238
<b>Total</b>	<b>49</b>	<b>6146.9</b>	

F = 30516

Resumen de los Datos

Grupos	Muestras	Media	DS	ESTM	Mediana
E.NORMAL P	5	52.028	0.04658	0.02083	52.020
E.NORMAL Ca	5	36.110	0.1283	0.05736	36.120
E.LASEADO P	5	51.966	0.05367	0.02400	51.970
E.LASEADO Ca	5	36.096	0.1260	0.05636	36.100
E.CARIADO P	5	47.088	0.1795	0.08027	47.010
E.CARIADO Ca	5	32.546	0.1491	0.06668	32.560
E.CARIA-LAS P	5	47.018	0.1684	0.07533	46.970
E.CARIA-LAS Ca	5	32.532	0.1496	0.06689	32.550
ESCARA NEG P	5	28.336	0.1868	0.08352	28.330
ESCARA NEG Ca	5	15.344	0.2152	0.09626	15.250

Grupos	Mínimo	Máximo	CI < 95%	CI > 95%
E.NORMAL P	51.980	52.090	51.970	52.086
E.NORMAL Ca	35.970	36.250	35.951	36.269
E.LASEADO P	51.880	52.020	51.899	52.033
E.LASEADO Ca	35.960	36.240	35.940	36.252
E.CARIADO P	46.890	47.320	46.865	47.311
E.CARIADO Ca	32.350	32.720	32.361	32.731
E.CARIA-LAS P	46.850	47.300	46.809	47.227
E.CARIA-LAS Ca	32.330	32.700	32.346	32.718
ESCARA NEG P	28.110	28.580	28.104	28.568
ESCARA NEG Ca	15.120	15.660	15.077	15.611

\* \* \*

Prueba de Múltiple Comparación de Tukey-Kramer

Cuando el valor de q es mayor a 5.108 el valor de P debe ser menor a 0.05

Comparación	Diferencia Media	q	P
D NORMAL P vs D LASEADA P	0.1680	0.6043	ns P>0.05
D NORMAL P vs ESCARA NEGRA P	21.468	77.222	*** P<0.001
D NORMAL P vs D NORMAL Ca	12.014	43.215	*** P<0.001
D NORMAL P vs D LASEADA Ca	12.024	43.251	*** P<0.001
D NORMAL P vs ESCARA NEG Ca	26.124	93.970	*** P<0.001
D NORMAL P vs D CARIADA P	4.184	15.050	*** P<0.001
D NORMAL P vs D CARIADA Ca	15.592	56.085	*** P<0.001
D NORMAL P vs D CARIA-LAS P	4.350	15.647	*** P<0.001
D NORMAL P vs D CARIA-LAS Ca	15.668	56.359	*** P<0.001
D LASEADA P vs ESCARA NEGRA P	21.300	76.618	*** P<0.001
D LASEADA P vs D NORMAL Ca	11.846	42.611	*** P<0.001
D LASEADA P vs D LASEADA Ca	11.856	42.647	*** P<0.001
D LASEADA P vs ESCARA NEG Ca	25.956	93.365	*** P<0.001
D LASEADA P vs D CARIADA P	4.016	14.446	*** P<0.001
D LASEADA P vs D CARIADA Ca	15.424	55.481	*** P<0.001
D LASEADA P vs D CARIA-LAS P	4.182	15.043	*** P<0.001
D LASEADA P vs D CARIA-LAS Ca	15.500	55.755	*** P<0.001
E.LASEADO P vs E.LASEADO Ca	15.870	237.22	*** P<0.001
E.LASEADO P vs E.CARIADO P	4.878	72.915	*** P<0.001
E.LASEADO P vs E.CARIADO Ca	19.420	290.28	*** P<0.001
E.LASEADO P vs E.CARIA-LAS P	4.948	73.961	*** P<0.001
E.LASEADO P vs E.CARIA-LAS Ca	19.434	290.49	*** P<0.001
E.LASEADO P vs ESCARA NEG P	23.630	353.21	*** P<0.001
E.LASEADO P vs ESCARA NEG Ca	36.622	547.41	*** P<0.001
E.LASEADO Ca vs E.CARIADO P	-10.992	164.31	*** P<0.001
E.LASEADO Ca vs E.CARIADO Ca	3.550	53.064	*** P<0.001
E.LASEADO Ca vs E.CARIA-LAS P	-10.922	163.26	*** P<0.001
E.LASEADO Ca vs E.CARIA-LAS Ca	3.564	53.274	*** P<0.001
E.LASEADO Ca vs ESCARA NEG P	7.760	115.99	*** P<0.001
E.LASEADO Ca vs ESCARA NEG Ca	20.752	310.19	*** P<0.001
E.CARIADO P vs E.CARIADO Ca	14.542	217.37	*** P<0.001
E.CARIADO P vs E.CARIA-LAS P	0.07000	1.046	ns P>0.05
E.CARIADO P vs E.CARIA-LAS Ca	14.556	217.58	*** P<0.001
E.CARIADO P vs ESCARA NEG P	18.752	280.30	*** P<0.001
E.CARIADO P vs ESCARA NEG Ca	31.744	474.50	*** P<0.001
E.CARIADO Ca vs E.CARIA-LAS P	-14.472	216.32	*** P<0.001
E.CARIADO Ca vs E.CARIA-LAS Ca	0.01400	0.2093	ns P>0.05
E.CARIADO Ca vs ESCARA NEG P	4.210	62.930	*** P<0.001
E.CARIADO Ca vs ESCARA NEG Ca	17.202	257.13	*** P<0.001
E.CARIA-LAS P vs E.CARIA-LAS Ca	14.486	216.53	*** P<0.001
E.CARIA-LAS P vs ESCARA NEG P	18.682	279.25	*** P<0.001
E.CARIA-LAS P vs ESCARA NEG Ca	31.674	473.45	*** P<0.001
E.CARIA-LAS Ca vs ESCARA NEG P	4.196	62.721	*** P<0.001
E.CARIA-LAS Ca vs ESCARA NEG Ca	17.188	256.92	*** P<0.001
ESCARA NEG P vs ESCARA NEG Ca	12.992	194.20	*** P<0.001



Diferencia	Diferencia Media	CI < 95%	CI > 95%
E.NORMAL P - E.NORMAL Ca	15.918	15.601	16.235
E.NORMAL P - E.LASEADO P	0.06200	-0.2548	0.3788
E.NORMAL P - E.LASEADO Ca	15.932	15.615	16.249
E.NORMAL P - E.CARIADO P	4.940	4.623	5.257
E.NORMAL P - E.CARIADO Ca	19.482	19.165	19.799
E.NORMAL P - E.CARIA-LAS P	5.010	4.693	5.327
E.NORMAL P - E.CARIA-LAS Ca	19.496	19.179	19.813
E.NORMAL P - ESCARA NEG P	23.692	23.375	24.009
E.NORMAL P - ESCARA NEG Ca	36.684	36.367	37.001
E.NORMAL Ca - E.LASEADO P	-15.856	-16.173	-15.539
E.NORMAL Ca - E.LASEADO Ca	0.01400	-0.3028	0.3308
E.NORMAL Ca - E.CARIADO P	-10.978	-11.295	-10.661
E.NORMAL Ca - E.CARIADO Ca	3.564	3.247	3.881
E.NORMAL Ca - E.CARIA-LAS P	-10.908	-11.225	-10.591
E.NORMAL Ca - E.CARIA-LAS Ca	3.578	3.261	3.895
E.NORMAL Ca - ESCARA NEG P	7.774	7.457	8.091
E.NORMAL Ca - ESCARA NEG Ca	20.766	20.449	21.083
E.LASEADO P - E.LASEADO Ca	15.870	15.553	16.187
E.LASEADO P - E.CARIADO P	4.878	4.561	5.195
E.LASEADO P - E.CARIADO Ca	19.420	19.103	19.737
E.LASEADO P - E.CARIA-LAS P	4.948	4.631	5.265
E.LASEADO P - E.CARIA-LAS Ca	19.434	19.117	19.751
E.LASEADO P - ESCARA NEG P	23.630	23.313	23.947
E.LASEADO P - ESCARA NEG Ca	36.622	36.305	36.939
E.LASEADO Ca - E.CARIADO P	-10.992	-11.309	-10.675
E.LASEADO Ca - E.CARIADO Ca	3.550	3.233	3.867
E.LASEADO Ca - E.CARIA-LAS P	-10.922	-11.239	-10.605
E.LASEADO Ca - E.CARIA-LAS Ca	3.564	3.247	3.881
E.LASEADO Ca - ESCARA NEG P	7.760	7.443	8.077
E.LASEADO Ca - ESCARA NEG Ca	20.752	20.435	21.069
E.CARIADO P - E.CARIADO Ca	14.542	14.225	14.859
E.CARIADO P - E.CARIA-LAS P	0.07000	-0.2468	0.3868
E.CARIADO P - E.CARIA-LAS Ca	14.556	14.239	14.873
E.CARIADO P - ESCARA NEG P	18.752	18.435	19.069
E.CARIADO P - ESCARA NEG Ca	31.744	31.427	32.061
E.CARIADO Ca - E.CARIA-LAS P	-14.472	-14.789	-14.155
E.CARIADO Ca - E.CARIA-LAS Ca	0.01400	-0.3028	0.3308
E.CARIADO Ca - ESCARA NEG P	4.210	3.893	4.527
E.CARIADO Ca - ESCARA NEG Ca	17.202	16.885	17.519
E.CARIA-LAS P - E.CARIA-LAS Ca	14.486	14.169	14.803
E.CARIA-LAS P - ESCARA NEG P	18.682	18.365	18.999
E.CARIA-LAS P - ESCARA NEG Ca	31.674	31.357	31.991
E.CARIA-LAS Ca - ESCARA NEG P	4.196	3.879	4.513
E.CARIA-LAS Ca - ESCARA NEG Ca	17.188	16.871	17.505
ESCARA NEG P - ESCARA NEG Ca	12.992	12.675	13.309

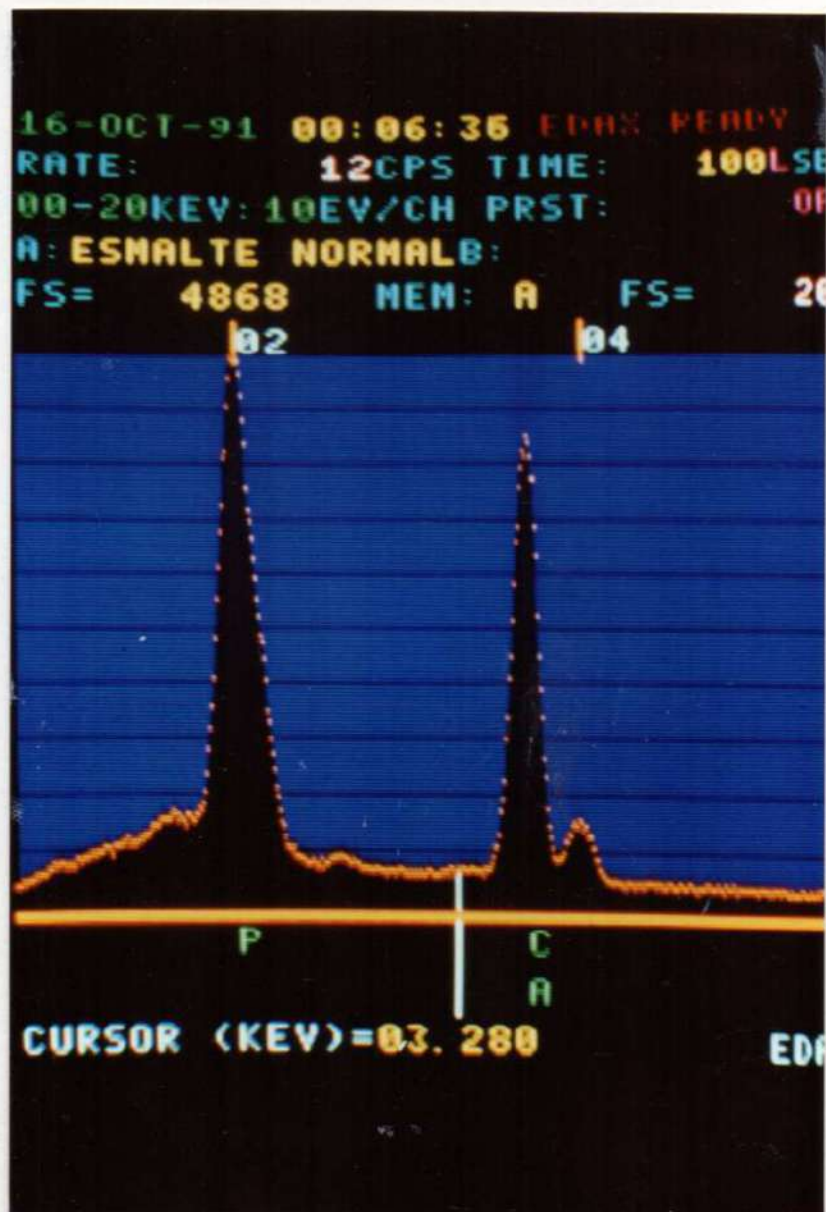


Figura 100: Espectro de Emisión Edax del Balance Fósforo -Calcio de esmalte normal.

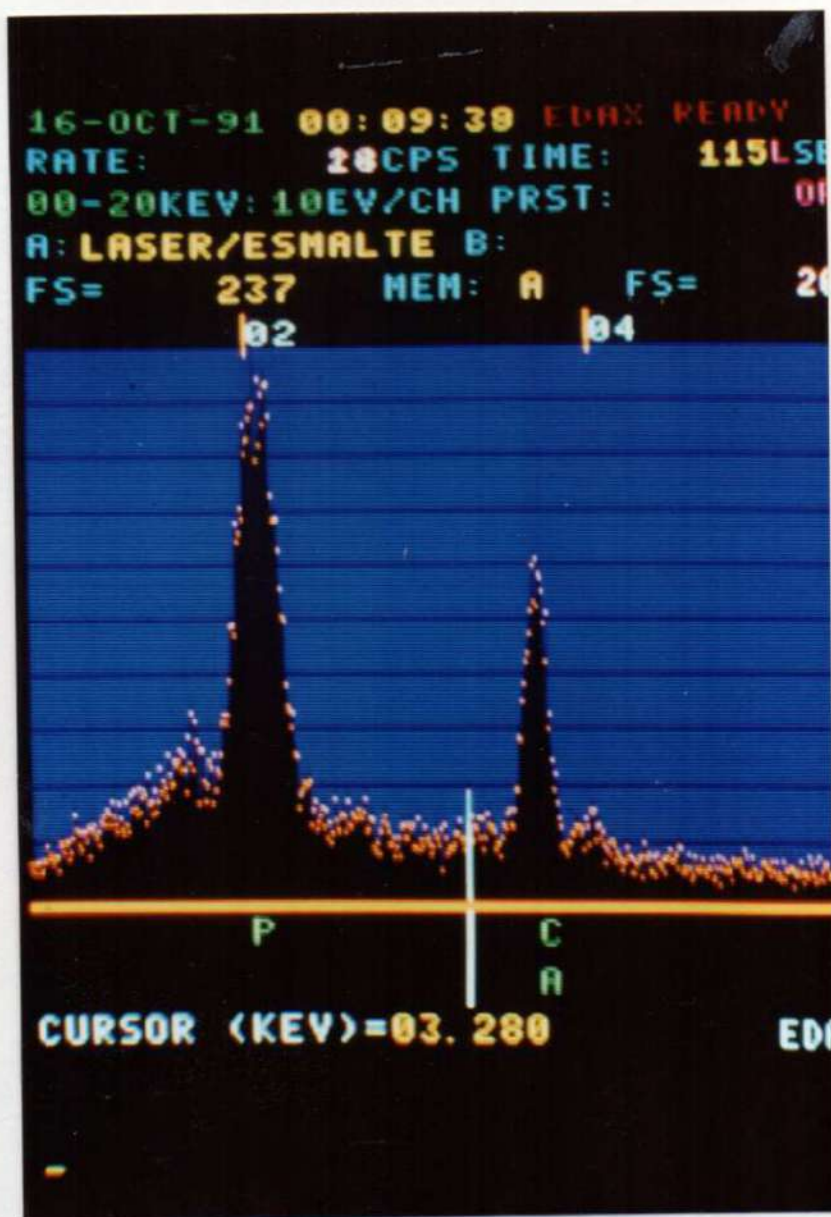


Figura 101. Espectro de Emisión Edax del Balance Fósforo -Calcio de esmalte laseado.

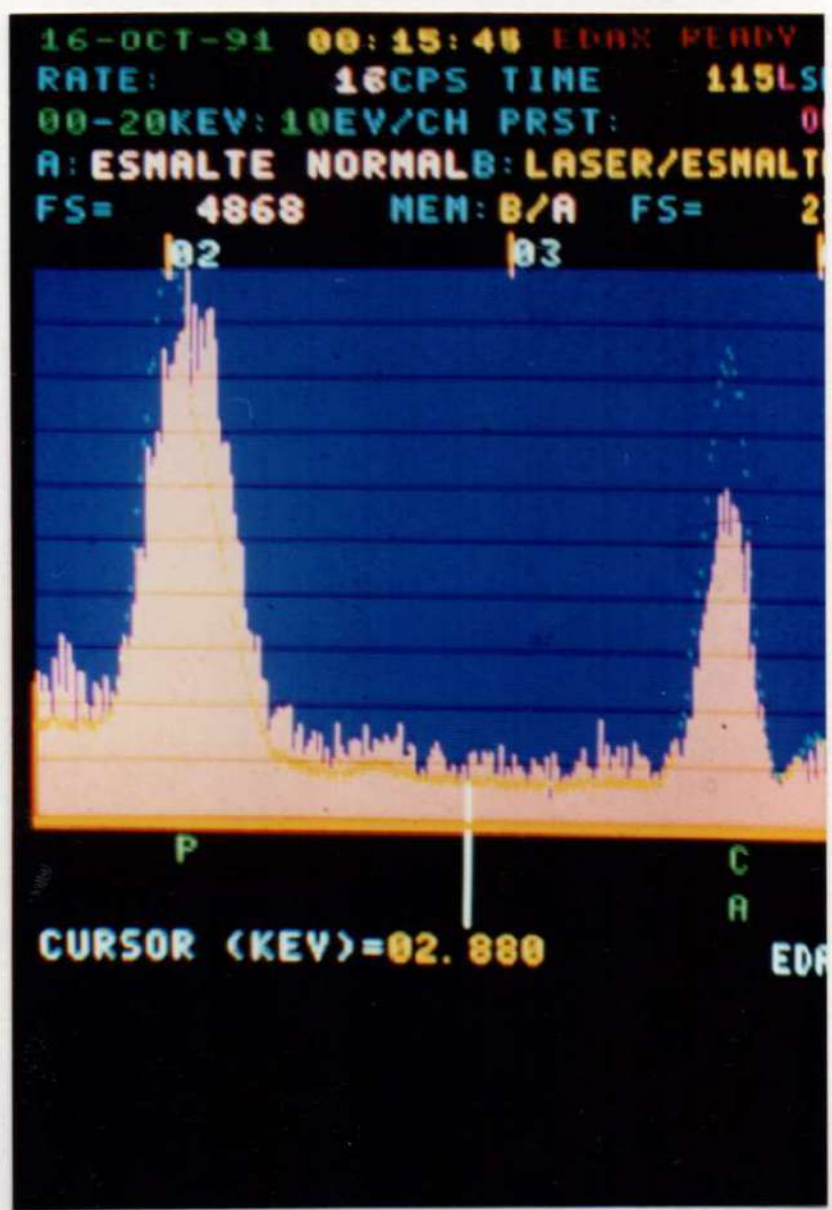


Figura 102: Espectros de Emisión Edax superpuestos del Balance Fósforo - Calcio de esmalte normal y esmalte laseado

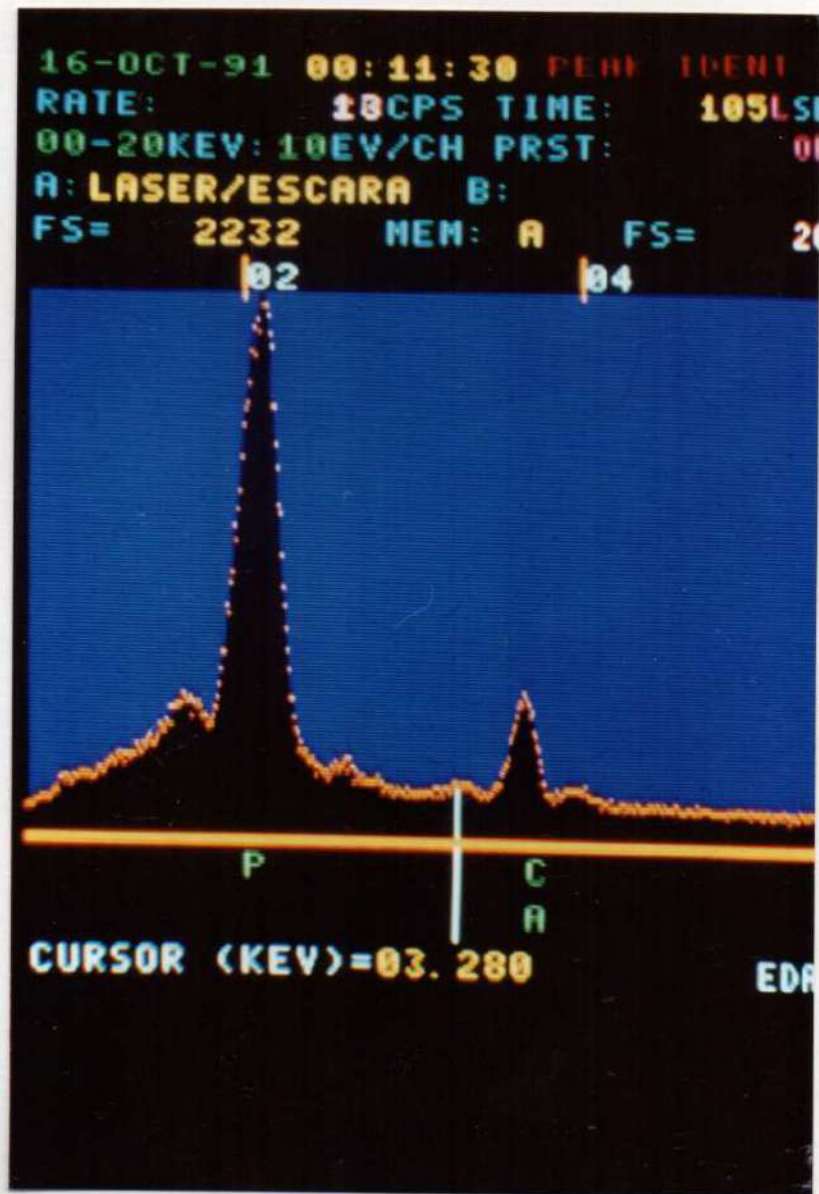


Figura 103: Espectro de Emisión Edax del Balance Fósforo -Calcio de esmalte laseado con escara negra.

27c.- El tejido dentinario normal presentó un contenido de fósforo de 36.87 y de calcio de 24.86; La dentina laseada registró un balance fósforo-calcio de 36.70 y de 24.85 respectivamente; Los promedios del balance mineral para la

dentina cariada fueron de 32.69 de fósforo y 21.28 de calcio; mientras que para la dentina cariada laseada los Términos Medios registrados fueron de 32.52 para el fósforo y de 21.20 para el calcio; La escara negra presentó los menores valores de fósforo-calcio siendo estos de 15.40 y 10.75. (Cuadro V, Tabla V, Figuras 104, 105, 106 y 107).

28c.- La interrelación estadística entre el contenido de fósforo-calcio de la dentina normal respecto de la dentina laseada no presentó diferencias significativas,  $P:>0.05$ . (Cuadro V, Tabla V, Figuras 104, 105, 106 y 107).

29c.- Las diferencias en el contenido de fósforo-calcio entre la dentina normal y la dentina cariada fueron estadísticamente significativas,  $P:<0.001$ . (Cuadro V, Tabla V, Figuras 104, 105, 106 y 107).

30c.- Las diferencias en el contenido mineral de la dentina cariada y de la dentina cariada-laseada no fueron estadísticamente significativas,  $P: >0.05$ . (Cuadro V, Tabla V, Figuras 104, 105, 106 y 107).

31c.- La escara negra originó el menor contenido mineral del tejido dentinario, generando cifras estadísticamente significativas en su interrelación con todos los parámetros que fueron considerados,  $P:< 0.001$ . (Cuadro V, Tabla V, Figuras 104, 105, 106 y 107).

# MICROANÁLISIS EDAX DEL BALANCE FOSFORO-CALCIO EN TEJIDO DENTINARIO



Cuadro V: Representación gráfica estadística, de los valores en término medio del Microanálisis EDAX del Balance Fósforo-Calcio, en tejido dentinario normal, laseado, cariado, cariado - laseado y con escara negra.

Tabla V: Desarrollo estadístico del análisis de varianza (ANOVA) y prueba de comparación múltiple de Turkey-Kramer.

MICROANALISIS EDAX DEL BALANCE P-Ca EN DENTINA LASEADA

Columna ID	A	B	C	D
Muestra	D NORMAL P	D LASEADA P	ESCARA NEGRA P	D NORMAL Ca
Media	36.874	36.706	15.406	24.86
DS	5	5	5	5
ESTM	0.06542	0.1313	0.1324	0.05788
Mediana	0.02926	0.05870	0.05921	0.02588
IC < 95 %	36.870	36.660	15.440	24.880
IC > 95 %	36.793	36.543	15.242	24.788
	36.955	36.869	15.570	24.932

Columna ID	E	F	G	H
Muestra	D LASEADA Ca	ESCARA NEG Ca	D CARIADA P	D CARIADA Ca
Media	24.85	10.75	32.69	21.282
DS	5	5	5	5
ESTM	0.05916	0.1440	1.096	0.8334
Mediana	0.02646	0.06442	0.4902	0.3727
IC < 95 %	24.880	10.770	32.550	21.020
IC > 95 %	24.777	10.571	31.329	20.247
	24.923	10.929	34.051	22.317

Columna ID	I	J
Muestra	D CARIA-LAS P	D CARIA-LAS Ca
Media	32.524	21.206
DS	5	5
ESTM	1.119	0.8051
Mediana	0.5007	0.3600
IC < 95 %	32.250	21.010
IC > 95 %	31.134	20.207
	33.914	22.205



MICROANÁLISIS EDAX DEL BALANCE P-Ca EN DENTINA LASEADA

Análisis de Varianza (ANOVA)

Fuentes de Variación	Grados de Libertad	Suma de Cuadrados	Cuadrado Medio
Tratamiento de Columnas	9	3560.1	395.57
Error Experimental	40	15.457	0.3864
<b>Total</b>	<b>49</b>	<b>3575.6</b>	

F = 1023.6

Resumen de los Datos

Grupos	Muestras	Media	DS	ESTM	Mediana
D NORMAL P	5	36.874	0.06542	0.02926	36.870
D LASEADA P	5	36.706	0.1313	0.05870	36.660
ESCARA NEGRA P	5	15.406	0.1324	0.05921	15.440
D NORMAL Ca	5	24.860	0.05788	0.02588	24.880
D LASEADA Ca	5	24.850	0.05916	0.02646	24.880
ESCARA NEG Ca	5	10.750	0.1440	0.06442	10.770
D CARIADA P	5	32.690	1.096	0.4902	32.550
D CARIADA Ca	5	21.282	0.8334	0.3727	21.020
D CARIA-LAS P	5	32.524	1.119	0.5007	32.250
D CARIA-LAS Ca	5	21.206	0.8051	0.3600	21.010

Grupos	Mínimo	Máximo	CI < 95%	CI > 95%
D NORMAL P	36.790	36.970	36.793	36.955
D LASEADA P	36.550	36.890	36.543	36.869
ESCARA NEGRA P	15.230	15.580	15.242	15.570
D NORMAL Ca	24.770	24.920	24.788	24.932
D LASEADA Ca	24.760	24.900	24.777	24.923
ESCARA NEG Ca	10.560	10.890	10.571	10.929
D CARIADA P	31.230	34.220	31.329	34.051
D CARIADA Ca	20.330	22.560	20.247	22.317
D CARIA-LAS P	31.110	34.120	31.134	33.914
D CARIA-LAS Ca	20.310	22.450	20.207	22.205

\* \* \*

Prueba de Múltiple Comparación de Tukey-Kramer

Cuando el valor de q es mayor a 4.733 el valor de P debe ser menor a 0.05

Comparación	Diferencia Media	q	P
D NORMAL P vs D LASEADA P	0.1680	0.6043	ns P>0.05
D NORMAL P vs ESCARA NEGRA P	21.468	77.222	*** P<0.001
D NORMAL P vs D NORMAL Ca	12.014	43.215	*** P<0.001
D NORMAL P vs D LASEADA Ca	12.024	43.251	*** P<0.001
D NORMAL P vs ESCARA NEG Ca	26.124	93.970	*** P<0.001
D NORMAL P vs D CARIADA P	4.184	15.050	*** P<0.001
D NORMAL P vs D CARIADA Ca	15.592	56.085	*** P<0.001
D NORMAL P vs D CARIA-LAS P	4.350	15.647	*** P<0.001
D NORMAL P vs D CARIA-LAS Ca	15.668	56.359	*** P<0.001
D LASEADA P vs ESCARA NEGRA P	21.300	76.618	*** P<0.001
D LASEADA P vs D NORMAL Ca	11.846	42.611	*** P<0.001
D LASEADA P vs D LASEADA Ca	11.856	42.647	*** P<0.001
D LASEADA P vs ESCARA NEG Ca	25.956	93.365	*** P<0.001
D LASEADA P vs D CARIADA P	4.016	14.446	*** P<0.001
D LASEADA P vs D CARIADA Ca	15.424	55.481	*** P<0.001
D LASEADA P vs D CARIA-LAS P	4.182	15.043	*** P<0.001
D LASEADA P vs D CARIA-LAS Ca	15.500	55.755	*** P<0.001
ESCARA NEGRA P vs D NORMAL Ca	-9.454	34.007	*** P<0.001
ESCARA NEGRA P vs D LASEADA Ca	-9.444	33.971	*** P<0.001
ESCARA NEGRA P vs ESCARA NEG Ca	4.656	16.748	*** P<0.001
ESCARA NEGRA P vs D CARIADA P	-17.284	62.172	*** P<0.001
ESCARA NEGRA P vs D CARIADA Ca	-5.876	21.136	*** P<0.001
ESCARA NEGRA P vs D CARIA-LAS P	-17.118	61.575	*** P<0.001
ESCARA NEGRA P vs D CARIA-LAS Ca	-5.800	20.863	*** P<0.001
D NORMAL Ca vs D LASEADA Ca	0.010000	0.03597	ns P>0.05
D NORMAL Ca vs ESCARA NEG Ca	14.110	50.755	*** P<0.001
D NORMAL Ca vs D CARIADA P	-7.830	28.165	*** P<0.001
D NORMAL Ca vs D CARIADA Ca	3.578	12.870	*** P<0.001
D NORMAL Ca vs D CARIA-LAS P	-7.664	27.568	*** P<0.001
D NORMAL Ca vs D CARIA-LAS Ca	3.654	13.144	*** P<0.001
D LASEADA Ca vs ESCARA NEG Ca	14.100	50.719	*** P<0.001
D LASEADA Ca vs D CARIADA P	-7.840	28.201	*** P<0.001
D LASEADA Ca vs D CARIADA Ca	3.568	12.834	*** P<0.001
D LASEADA Ca vs D CARIA-LAS P	-7.674	27.604	*** P<0.001
D LASEADA Ca vs D CARIA-LAS Ca	3.644	13.108	*** P<0.001
ESCARA NEG Ca vs D CARIADA P	-21.940	78.920	*** P<0.001
ESCARA NEG Ca vs D CARIADA Ca	-10.532	37.884	*** P<0.001
ESCARA NEG Ca vs D CARIA-LAS P	-21.774	78.323	*** P<0.001
ESCARA NEG Ca vs D CARIA-LAS Ca	-10.456	37.611	*** P<0.001
D CARIADA P vs D CARIADA Ca	11.408	41.035	*** P<0.001
D CARIADA P vs D CARIA-LAS P	0.1660	0.5971	ns P>0.05
D CARIADA P vs D CARIA-LAS Ca	11.484	41.309	*** P<0.001
D CARIADA Ca vs D CARIA-LAS P	-11.242	40.438	*** P<0.001
D CARIADA Ca vs D CARIA-LAS Ca	0.07600	0.2734	ns P>0.05
D CARIA-LAS P vs D CARIA-LAS Ca	11.318	40.712	*** P<0.001

Diferencia	Diferencia CI < 95% CI > 95%		
	Media		
D NORMAL P - D LASEADA P	0.1680	-1.148	1.484
D NORMAL P - ESCARA NEGRA P	21.468	20.152	22.784
D NORMAL P - D NORMAL Ca	12.014	10.698	13.330
D NORMAL P - D LASEADA Ca	12.024	10.708	13.340
D NORMAL P - ESCARA NEG Ca	26.124	24.808	27.440
D NORMAL P - D CARIADA P	4.184	2.868	5.500
D NORMAL P - D CARIADA Ca	15.592	14.276	16.908
D NORMAL P - D CARIA-LAS P	4.350	3.034	5.666
D NORMAL P - D CARIA-LAS Ca	15.668	14.352	16.984
D LASEADA P - ESCARA NEGRA P	21.300	19.984	22.616
D LASEADA P - D NORMAL Ca	11.846	10.530	13.162
D LASEADA P - D LASEADA Ca	11.856	10.540	13.172
D LASEADA P - ESCARA NEG Ca	25.956	24.640	27.272
D LASEADA P - D CARIADA P	4.016	2.700	5.332
D LASEADA P - D CARIADA Ca	15.424	14.108	16.740
D LASEADA P - D CARIA-LAS P	4.182	2.866	5.498
D LASEADA P - D CARIA-LAS Ca	15.500	14.184	16.816
ESCARA NEGRA P - D NORMAL Ca	-9.454	-10.770	-8.138
ESCARA NEGRA P - D LASEADA Ca	-9.444	-10.760	-8.128
ESCARA NEGRA P - ESCARA NEG Ca	4.656	3.340	5.972
ESCARA NEGRA P - D CARIADA P	-17.284	-18.600	-15.968
ESCARA NEGRA P - D CARIADA Ca	-5.876	-7.192	-4.560
ESCARA NEGRA P - D CARIA-LAS P	-17.118	-18.434	-15.802
ESCARA NEGRA P - D CARIA-LAS Ca	-5.800	-7.116	-4.484
D NORMAL Ca - D LASEADA Ca	0.010000	-1.306	1.326
D NORMAL Ca - ESCARA NEG Ca	14.110	12.794	15.426
D NORMAL Ca - D CARIADA P	-7.830	-9.146	-6.514
D NORMAL Ca - D CARIADA Ca	3.578	2.262	4.894
D NORMAL Ca - D CARIA-LAS P	-7.664	-8.980	-6.348
D NORMAL Ca - D CARIA-LAS Ca	3.654	2.338	4.970
D LASEADA Ca - ESCARA NEG Ca	14.100	12.784	15.416
D LASEADA Ca - D CARIADA P	-7.840	-9.156	-6.524
D LASEADA Ca - D CARIADA Ca	3.568	2.252	4.884
D LASEADA Ca - D CARIA-LAS P	-7.674	-8.990	-6.358
D LASEADA Ca - D CARIA-LAS Ca	3.644	2.328	4.960
ESCARA NEG Ca - D CARIADA P	-21.940	-23.256	-20.624
ESCARA NEG Ca - D CARIADA Ca	-10.532	-11.848	-9.216
ESCARA NEG Ca - D CARIA-LAS P	-21.774	-23.090	-20.458
ESCARA NEG Ca - D CARIA-LAS Ca	-10.456	-11.772	-9.140
D CARIADA P - D CARIADA Ca	11.408	10.092	12.724
D CARIADA P - D CARIA-LAS P	0.1660	-1.150	1.482
D CARIADA P - D CARIA-LAS Ca	11.484	10.168	12.800
D CARIADA Ca - D CARIA-LAS P	-11.242	-12.558	-9.926
D CARIADA Ca - D CARIA-LAS Ca	0.07600	-1.240	1.392
D CARIA-LAS P - D CARIA-LAS Ca	11.318	10.002	12.634

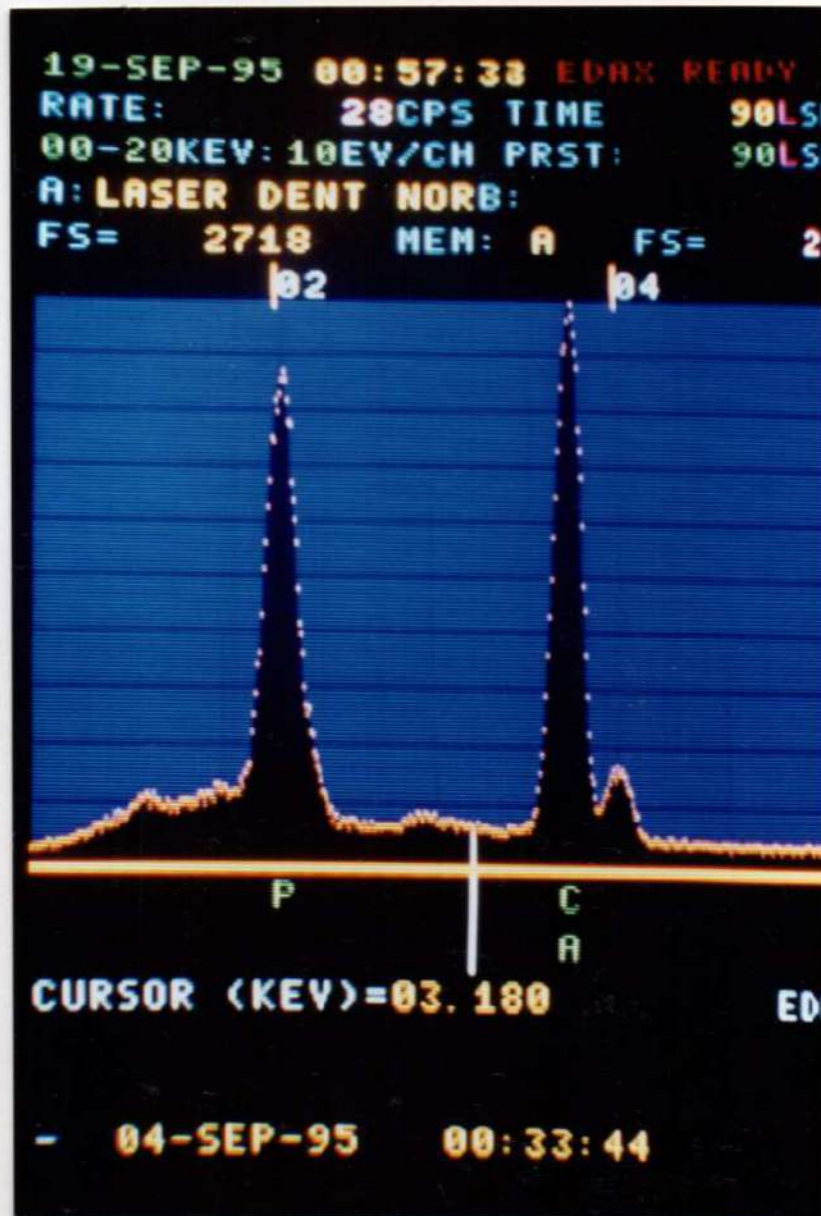


Figura 104: Espectro de Emisión Edax del Balance Fósforo -Calcio en dentina normal.

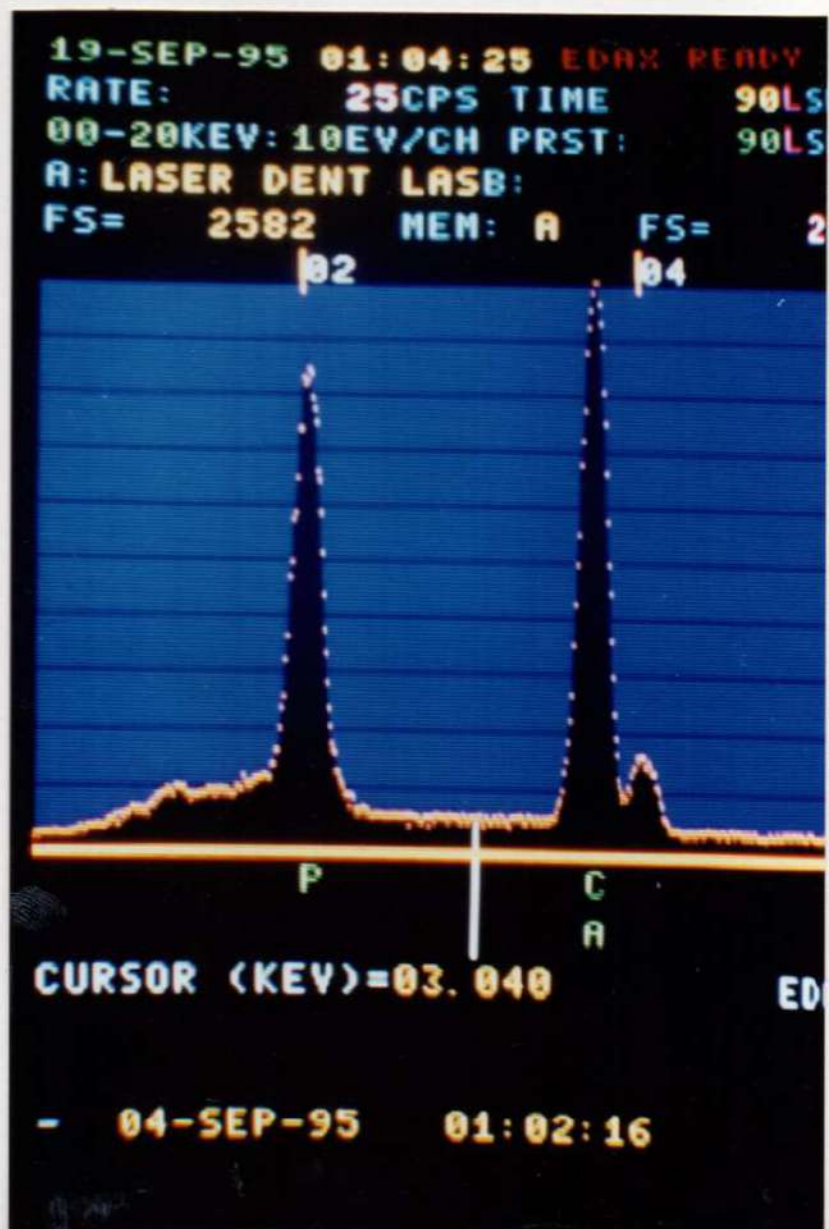


Figura 105. Espectro de Emisión Edax del Balance Fósforo -Calcio en dentina laseada.

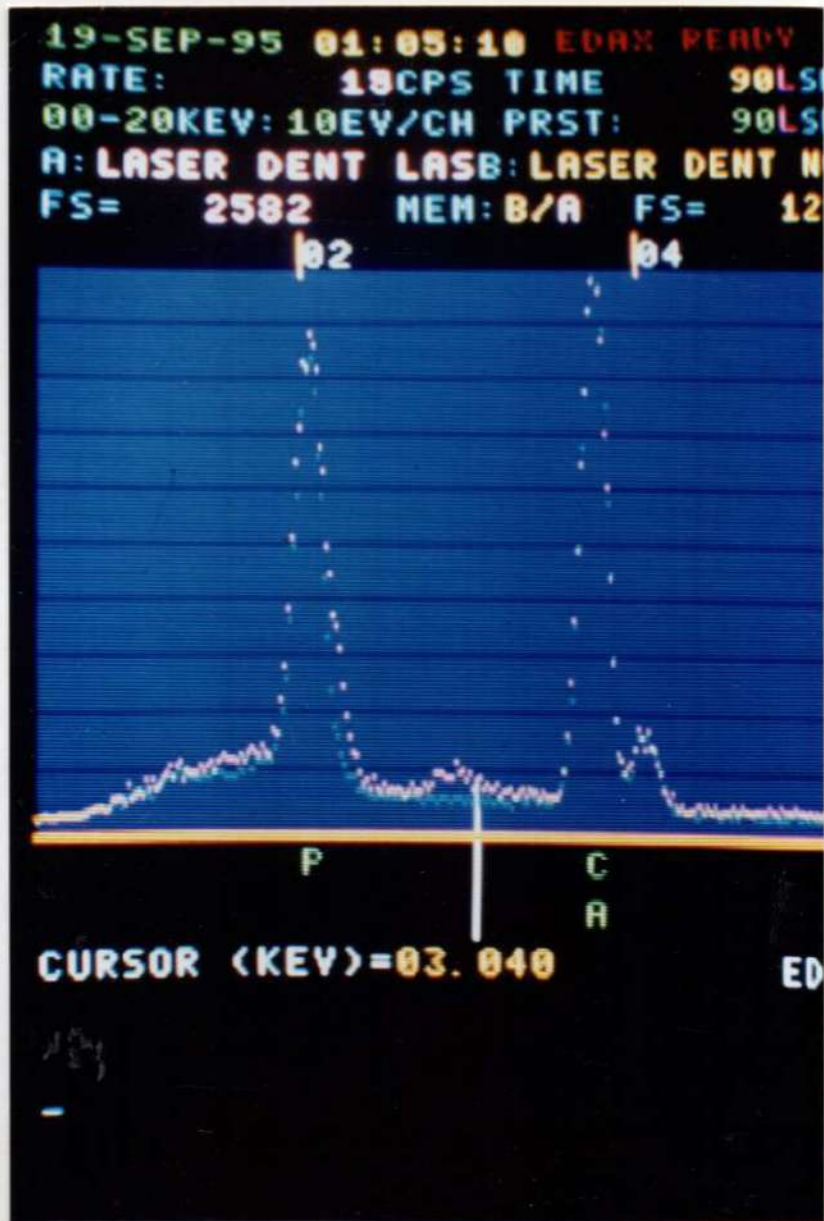


Figura 106: Espectro de Emisión Edax superpuestos del Balance Fósforo -Calcio de dentina laseada con dentina normal.



Figura 107: Espectro de Emisión Edax del Balance Fósforo -Calcio en dentina laseada con escara negra.

## VII. 5. DISCUSION:

La interacción de los rayos de Dióxido de Carbono con el tejido adamantino, se traduce por un aumento marcado de la temperatura que genera fenómenos de fusión, seguido de recristalización con formación de cristales de fosfato de calcio durante el enfriamiento inmediato. Este fenómeno que ocurre en esmalte intacto o normal se denomina Halo de Difusión Térmica y se caracteriza por aumentar la dureza superficial del tejido y otorgarle mayor resistencia a los ácidos. (34), (40), (44).

J. Melcer et al, en 1982 y R. Liberman et al, en 1984, utilizando Laser de CO<sub>2</sub> experimentales, comprobaron que la acción del laseado sobre esmalte se caracteriza por la vaporización del contenido orgánico-inorgánico de los puntos y fisuras, dejando un residuo carbonizado a nivel del tejido adamantino lesionado y un halo blanco de difusión térmica en tejido sano. (34), (40).

A. Brugnera et al (1991), describen que el Laser de CO<sub>2</sub> es fuertemente absorbido por la superficie adamantina produciendo la remoción y la vaporización del contenido patológico del tejido cariado con extrema precisión. (7).

Los resultados de estos autores concuerdan con los hallazgos encontrados por nosotros, siendo la mayor profundidad de penetración del Laser de CO<sub>2</sub> registrada de 345.6 micrometros, con 8 Watts y 4 segundos, logrando con esta potencia y estos lapsos de aplicación la vaporización y remoción del tejido cariado.

Y. W. Jeffrey et al (1990) concluyen que empleando Laser con 100 J/cm<sup>2</sup> se produce fusión y recristalización del tejido adamantino con mayor resistencia a la acción de los ácidos, pero al aumentar estas densidades de energía o el tiempo de exposición del tejido a los impactos fotónicos se produce iatrogenia debido a la ruptura y a los cortes provocados en el tejido. (25).

K. L. Zakariensen et al (1991), manifiestan que utilizando bajas potencias con el Laser de CO<sub>2</sub> se obtiene un tejido con las características de grabado o acondicionamiento con ácidos grabadores delimitando estas zonas al área de irradiación, con posibilidades de prevenir la caries dental, debido a la mayor resistencia a los ácidos. (81).

Nosotros encontramos que utilizando Laser de CO<sub>2</sub>, en superficies adamantinas oclusales y proximales con bajas potencias, se produce el desprendimiento de las varillas adamantinas, mostrando las características del mismo tejido acondicionado con ácido fosfórico al 37 %. Uribe Echevarría A. et al, (1993),



describen que las superficies laseadas con Laser de CO<sub>2</sub>, presentaban mayor resistencia a la exposición de los ácidos; determinando que la acción de los ácidos fosfórico al 37 % y maleico al 10 % debe ser aumentada a 45 segundos, para lograr la misma efectividad que sobre un esmalte normal, donde este efecto se consigue con solamente 15 segundos de tratamiento. (66).

L. J. Walsh et al, (1991) utilizan la irradiación Laser a nivel de fosas y fisuras oclusales con la finalidad de eliminar la caries incipiente, fundir el esmalte y rellenar éstos defectos con el mismo tejido. (76).

S. H. Pan y M. L. Turner, en 1992 demuestran que la radiación Laser de Dióxido de Carbono con energías por debajo de 10 Watts generó la formación de cristales y de gotas glaseadas de esmalte fundido sobre el esmalte oclusal. (50).

Son muchos los estudios que demuestran que la estructura adamantina es más resistente a los ataques de los ácidos microbianos cuando es laseado, que el esmalte normal y también concuerdan en que la irradiación Laser es positiva como método preventivo de la caries dental. (27), (44), (81).

J.M. White et al, (1995), determinan que la acción del laseado sobre el tejido dentinario previo o posterior al tratamiento con ácidos, incrementa la microdureza del tejido. (62).

R. Rauhamaa-Makinen et al, (1991), determinaron que al irradiar con Laser de CO<sub>2</sub> el tejido adamantino proximal se producían cráteres en la zona donde impactaba el laseado, provocando la formación de grietas que se continuaban hacia el tejido circundante, mientras que el esmalte presentaba una nueva conformación de cristales homogéneos y no homogéneos de diferentes formas y de mayor tamaño que los normales. (76).

En éste trabajo pudimos encontrar figuras estructurales similares, solamente cuando antes de aplicar el Laser de CO<sub>2</sub>, el esmalte fue fluorado con APF. A diferencia de lo encontrado por los anteriores autores, determinamos que potencias menores de 10 Watts, sobre caras oclusales, sin cavitación, se evidenciaron superficies lisas de fusión adamantina. Es importante señalar que en las investigaciones realizadas, las superficies proximales sin cavitación, cuando fueron fotoirradiadas con 4 Watts y 4 segundos, presentaron una microestructura en forma de microgotas o microglóbulos, como las descritas por S. H. Pan et al, en 1992. (50). Con los tiempos y potencias utilizados en nuestro trabajo no fue posible describir las grietas adamantinas informadas por R. Rauhamaa-Makinen et al, en 1991. (57).

J. D. Featherston et al, (1995), describen que el Laser de CO<sub>2</sub> utilizado en caries artificiales adamantinas inhibe la progresión de las lesiones en un 70% con una mínima elevación de la temperatura subsuperficial, siendo ésta menor a 1°C a 2 mm de profundidad. (15).

A. J. Ziebert et al, (1995), determinaron que la utilización del Laser de CO<sub>2</sub> sobre tejido adamantino normal y desmineralizado aumentó la resistencia a la desmineralización en los márgenes adyacentes de restauraciones de amalgamas. (83).

En cambio, A. J. España Tost et al, (1995), determinan que el esmalte laseado con Laser de CO<sub>2</sub> registra en su superficie microfisuras y cracks, producidas por la temperatura del impacto fotónico y por el rápido enfriamiento a que es sometido, lo que haría que el tejido disminuya su resistencia biológica. Esto los ha llevado a contraindicar la utilización del Laser de CO<sub>2</sub> sobre esmalte o a no indicarlo como de efectos positivos por el momento. (14).

Las investigaciones realizadas por nosotros llevaron a determinar que el Laser de CO<sub>2</sub> produce sobre el tejido adamantino fenómenos de vaporización y carbonización del contenido orgánico y recristalización-fusión de la fase inorgánica. Este efecto dependerá del tiempo de exposición y de la potencia del impacto fotónico utilizado.

Mediante la utilización del Laser de CO<sub>2</sub> se lograría la eliminación total del tejido cariado en caries oclusales y proximales, adamantinas sin cavitación, utilizando un efecto de corte superficial dosificable capa por capa. El laseado con impactos intermitentes tendría una acción sumatoria en profundidad de penetración.

En caries adamantinas proximales, por acción del laseado se generaron zonas de recristalización superficial y oquedades crateriformes, donde se observó la superposición intermitente de los impactos fotónicos. Las craterizaciones coincidían con los defectos normales y/o patológicos del esmalte. (64), (66). Algunos de éstos aspectos fueron similares a los descritos por otros autores (44), (50), (57).

Las muestras y técnicas microscópicas utilizadas -réplicas estables dimensionalmente- permitieron evidenciar que los defectos superficiales caracterizados por cracks o microfisuras adamantinas serían defectos de las técnicas microscópicas empleadas por otros autores o por el uso inadecuado de elevados Watts de potencia y lapsos excesivos de exposición.

J. H. Kinney et al (1995), describen que el laseado incrementa la resistencia a

la desmineralización de la dentina debido al aumento del tamaño de los cristales de apatita, asegurando que estos resultados se producirían por la elevación de la temperatura durante el tratamiento. (27).

J. M. White et al, (1995), determinan que la respuesta pulpar posterior al laseado de la dentina con 2 a 3 Watts de potencia y agua presurizada, no causa efectos deletéreos en la histología pulpar. (78).

E. L. Pashley et al, (1992), efectuaron el laseado con Laser de CO<sub>2</sub> del tejido dentinario, determinando que se produjo la eliminación parcial del barro dentinario superficial constituyendo una capa cristalina uniforme en la superficie de los cráteres y sellando los túbulos dentinarios. (52).

El sellado por fusión de los túbulos dentinarios y cracks o microfisuras dentinarias solamente fueron observados, en nuestras investigaciones, en algunas áreas dentinarias, cuando las potencias y los lapsos de aplicación del Laser de CO<sub>2</sub>, fueron elevados.

J. M. White et al, (1995), determinan que el tratamiento de caries adamantinas con Laser de Nd-YAG logró la remoción total de la lesión, siendo éste método muy efectivo. (79).

L. J. Miserendino y R. M. Pick, (1995), establecen que la radiación Laser de CO<sub>2</sub> puede fundir la apatita dando las características de un tejido de tipo glaseado. La Hidroxilapatita se transformaría así, en fosfato tricalcico por fenómenos de recristalización. (44). Precisan también que cuando el Laser de CO<sub>2</sub> utilizado en forma intermitente es más efectivo en la ablación de los tejidos minerales que al utilizarlo con ondas de impactación continuas; ésto se debería a que se reduce el calor por difusión en los tejidos dentarios. (44). Opinión que concuerda con nuestros hallazgos.

Los Láseres de CO<sub>2</sub> tienen gran afinidad por los tejidos que contienen alto contenido acuoso, independientemente del color tisular. (44).

B. Önal et al, (1993), describen que la radiación Laser de CO<sub>2</sub>, al accionar sobre la dentina de los conductos radiculares, produce áreas fusionadas de hidroxilapatita con apertura de los túbulos dentinarios. La temperatura no se elevó mas allá de los 40 °C.. (49).

S. Hussenien et al, (1994), concuerdan en que los conductos radiculares tratados con Laser de CO<sub>2</sub>, se encuentran con el tejido dentinario, evaporado, fusionado y recristalizado. (24).

En nuestras condiciones experimentales, -donde no se evaluó la temperatura

generada por el impacto fotónico-, también se observó vaporización, fusión y recristalización con apertura de los túbulos dentinarios.

Sin embargo existe coincidencia en que las variables que influyen en los resultados dependen del modo de acción del Laser (Potencia, Tiempo de Exposición, Distancia del Objetivo) y de las características intrínsecas del tejido en donde impacta.(7), (14), (44), (48).

De las investigaciones realizadas se desprende que el accionar del Laser de CO<sub>2</sub> sobre Tejido Dentinario Cariado Cavitado se caracteriza por la presencia de tres áreas: a) Zona superficial de tejido dentinario cariado-desorganizado e infectado en donde el impacto fotónico generó la vaporización y carbonización de las estructuras con formación de Escara Negra. b) Zona profunda de tejido dentinario recristalizado-vaporizado-fusionado a nivel de las áreas peritubulares e intertubulares de la dentina y c) Zona de dentina normal, por dentro de las zonas a y b en donde se pudo evidenciar tejido dentinario, con características normales, a los medios de detección colorimétricos. La verificación de presencia o ausencia de tejido cariado efectuada mediante los detectores colorimétricos (Caries Detector), posibilitó determinar la eliminación total de las zonas con colágeno afectado por microorganismos viables, en todas las muestras de dentina cariada laseadas. Estos resultados coincidieron con lo determinado por otros autores. (21), (74). Las características del tejido dentinario de alto contenido acuoso, posibilitó que el laseado tuviese un alto grado de absorción a nivel superficial con mínimo poder de penetración, como ha sido demostrado en este trabajo. Esta propiedad permite dosificar la eliminación del tejido dentinario cariado, capa por capa.

Los impactos fotónicos no destruyen tejido dentinario sano, mientras que eliminan el tejido dentinario enfermo, como ocurre habitualmente con los instrumentos rotatorios accionados a ultra-altavelocidad. Esta ventaja otorga al Laser de Dióxido de Carbono grandes posibilidades en sus aplicaciones clínicas futuras.

El advenimiento del Laser de CO<sub>2</sub> y sus posibilidades de lograr la vaporización y recristalización de surcos y fosas, posibilitó llegar a pensar que se podrían fusionar materiales en el interior de los puntos y fisuras para efectuar su sellado biológico. (25), (76).

El tratamiento preventivo-restaurativo de fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales, requiere como tratamiento ideal, previo a la obturación mediante selladores, la apertura física de las mismas por distintos medios o técnicas usadas en

la actualidad -procedimiento clínico habitualmente denominado ameloplastía-, con la finalidad de visualizar la enfermedad, eliminarla si la hubiere, suprimir su contenido orgánico-bacteriano o extirpar la zona aprismática que interfiere con los mecanismos de adhesión al tejido adamantino. (74).

La utilización del Laser de CO<sub>2</sub> con la finalidad de lograr acceso, amplificación, visualización y eliminación de la caries instalada en las fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales de molares y premolares, otorgaría ventajas en el procedimiento y nuevas posibilidades de uso clínico. (36), (44), (65), (67), (74).

Nosotros comprobamos que el laseado con Laser de Dióxido de Carbono a nivel de los surcos, fosas, puntos y fisuras de las caras oclusales generó la vaporización del contenido orgánico-microbiano con la formación de escara negra en la superficie y en profundidad de las cicatrículas adamantinas y fenómenos de recristalización con áreas blancas de difusión térmica en tejido adamantino normal, al igual que lo encontrado por otros autores.(38), (50), (82).

Los surcos secundarios y terciarios fueron recristalizados-fusionados lográndose su obliteración mediante un material homogéneo, compacto y de aspecto glaseado que logró integración con el esmalte. Este hallazgo fue también evidenciado en los dientes primarios. (71). Se logra así, la fusión-obturación de surcos secundarios y terciarios oclusales mediante el Laser de CO<sub>2</sub>, sin ningún tipo de material de restauración.

S. Zhang et al, en 1992 comprueban que la combinación del tratamiento del Laser de CO<sub>2</sub> y Flúor Fosfato Acidulado (APF) aumentó significativamente la inhibición de la progresión de lesiones cariosas a nivel de las caras oclusales indicando el uso potencial del Laser de CO<sub>2</sub> para el tratamiento de puntos y fisuras adamantinas, el que podría tener así una indicación precisa. (82).

T. Boran et al, (1993), concluyen que la aplicación de fluoruros sobre las superficies lisas del esmalte, seguido por la irradiación con Laser de CO<sub>2</sub>, reduce significativamente la desmineralización superficial del tejido adamantino. (5).

P. Wilder Smith, (1993), estudian la inhibición de caries por la aplicación de fluoruros y laseado, demostrando que las modificaciones que se producen en la estructura dentaria y la resistencia a la caries dental son aumentadas y que se inhibe su desarrollo. (80).

Sin afirmar que el tratamiento con APF y Laser de CO<sub>2</sub>, inhibe el desarrollo y progresión de la caries dental, hemos observado sistemáticamente que éste

tratamiento aumenta la resistencia a la acción de los ácidos.

B.C. Patel et al, (1993), demuestran que la mayor causa de fracaso de los selladores de puntos y fisuras consiste en la deficiencia y en la destrucción de su interfase micromecánica con el esmalte.(54).

La unión por vitrificación lograda por el Laser de CO<sub>2</sub> sobre el esmalte y el derretimiento logrado en el interior de fosas y fisuras laseadas aplicando vidrios coloreados constituidos por sílice, aluminio, sodio, plata, plomo y óxidos fosfonados, podría ser una alternativa para el sellado de los cicatriculas del esmalte, ya que el sellado logrado sería continuo y adherido a la hidroxiapatita. (54).

S.H. Pan y M.L Turner, (1992), demuestran que el Laser de CO<sub>2</sub> produce cristalización, solidificación y glaseado del esmalte fundido, con microfisuras en los bordes de impactación. (50).

Nuestros hallazgos concuerdan de alguna manera con éstos autores. Sin embargo la técnica microscópica propuesta en nuestro trabajo, -réplicas estables-, evita la formación de microfisuras por defectos de técnica, cuando las muestras son metalizadas para su observación con Microscopía Electrónica de Barrido.

S. Zhang et al, (1992), demuestran que la combinación en el tratamiento de Laseado y Fluoruro promueve significativamente la inhibición de la progresión de lesiones cariogénicas e indican el uso potencial del Laser de CO<sub>2</sub> para el tratamiento y sellado de puntos y fisuras. Confirmaron también, que ésta combinación disminuye la progresión de lesiones cariosas en las superficies proximales adamantinas. (82).

R. L. McLain et al, (1995), describen que el tratamiento de lesiones cariosas incipientes en esmalte tratadas con fluoruros seguidas del laseado produjo la mayor reducción en la progresión de las mismas, en relación a los grupos controles y a los grupos solamente tratados con fluoruros. (38).

La fluoración de las caras oclusales, previo al laseado con Laser de CO<sub>2</sub>, produjo la vaporización-recristalización-fusión de surcos, fosas, puntos y fisuras primarios, secundarios y terciarios. Estas áreas que sellaban y obliteraban defectos estructurales amplios presentaban el aspecto de microgotas, debido al glaseado y fluidificación del esmalte. La fluoración de las superficies oclusales, previa al laseado aumentaría la acción de fusión - selladora del Laser de CO<sub>2</sub>, fenómeno no descrito en la literatura y que posibilitaría la reparación del tejido adamantino, sin la interposición de sistemas resinosos adhesivos.

K. Frank et al, (1976), fueron los primeros en estudiar la composición del

esmalte mediante al Dispersión de Energía Atómica a través de una Microsonda EDAX. Es a partir de éste trabajo que el Microanálisis por Dispersión de Energía, comienza a ser lentamente aplicado en investigaciones odontológicas.(74).

Toda tecnología aplicada sobre un tejido del organismo humano, debe ser evaluada para no generar acciones iatrogénicas. La determinación del contenido mineral de esmalte y dentina permitió conocer que, el balance fósforo-calcio del tejido adamantino normal fue similar al del esmalte laseado. No se registraron diferencias significativas entre esmalte cariado y esmalte cariado-laseado. Siendo significativas en esmalte normal y en esmalte cariado. La escara negra generó el menor contenido fósforo-calcio del tejido adamantino, con diferencias estadísticamente significativas respecto del esmalte normal, esmalte cariado, esmalte normal-laseado y esmalte cariado-laseado. (68).

El balance fósforo-calcio de la dentina normal respecto de la dentina normal-laseada no generó diferencias estadísticamente significativas; tampoco existieron diferencias entre la dentina cariada y la dentina cariada-laseada; Las diferencias fueron significativas cuando se evaluó la dentina normal con la dentina cariada y de la dentina normal-laseada con la dentina cariada-laseada. La escara negra presentó la disminución mas notable del balance fósforo-calcio de la dentina normal-laseada y en la dentina cariada-laseada. (69).

La escara negra debería ser eliminada de las preparaciones cavitarias en donde existe participación de fenómenos adhesivos a los que podría perturbar. (70).

Considerando los resultados de los estudios analizados en este trabajo, postulamos que: Sería necesario realizar otras investigaciones o estudios ultra-estructurales y/o bioquímicos antes de utilizar esta tecnología como normativo o habitual para el tratamiento de la caries dental.

## VIII. CONCLUSIONES:

- 1.- El efecto del Laser de Dióxido de Carbono sobre tejido adamantino se caracteriza por fenómenos de vaporización y carbonización del contenido orgánico y recristalización -fusión superficial de la fase inorgánica.
- 2.- El efecto del Laseado sobre tejido adamantino y dentinario dependerá del tiempo de exposición y de la potencia del impacto fotónico, por lo que sería recomendable utilizar impactos de baja potencia aplicados en cortos períodos de tiempo y en forma intermitente con la finalidad de lograr una acción sumatoria de los impactos sin producir deshidrataciones bruscas de los tejidos.
- 3.- Mediante el Laser de CO<sub>2</sub>, se logra la eliminación del tejido cariado en caries adamantinas con y sin cavitación, utilizando su efecto de corte, dosificable capa por capa.
- 4.- El laseado de caries de superficies proximales y libres en etapa de mancha blanco-amarillenta o parda con o sin cavitación generó zonas de recristalización superficial y oquedades crateriformes que coincidían con defectos normales o patológicos del esmalte, con penetración de los impactos fotónicos hasta el cuerpo de la lesión.
- 5.- El laseado de caries dentinarias con cavitación adamantina se caracterizó por la presencia de tres áreas: a) Zona superficial de tejido dentinarioariado-desorganizado e infectado en donde el impacto fotónico generó la vaporización y carbonización de las estructuras con formación de escara negra. b) Zona profunda de tejido dentinario recristalizado-vaporizado-fusionado a nivel de las áreas peritubulares e intertubulares de la dentina y c) Zona de dentina normal, por dentro de las zonas a y b en donde se pudo evidenciar tejido dentinario, con características normales, a los medios de detección colorimétricos.
- 6.- La verificación de presencia o ausencia de tejidoariado efectuada mediante los detectores colorimétricos, permitió determinar la eliminación total de las zonas con colágeno dentinario afectado, en todas las muestras de dentina



cariada laseadas.

- 7.- Las características del tejido adamantino de bajo contenido acuoso, determinó que el laseado presentara gran poder de penetración en profundidad, con mínima acción en superficie.
- 8.- Las características del tejido dentinario de alto contenido acuoso, posibilitó que el laseado tuviese un alto grado de absorción a nivel superficial con mínimo poder de penetración, ésta propiedad permite dosificar la eliminación del tejido dentinario cariado, capa por capa.
- 9.- El laseado con Laser de Dióxido de Carbono a nivel de los surcos, fosas, puntos y fisuras de las caras oclusales generó la vaporización del contenido orgánico-microbiano con formación de escara negra en la superficie y en la profundidad de las cicatriculas adamantinas y fenómenos de recristalización con áreas blancas de difusión térmica en tejido adamantino normal a nivel de las vertientes cuspídeas internas.
- 10.- Los surcos secundarios y terciarios fueron recristalizados-fusionados lográndose su obliteración mediante un material homogéneo, compacto y de aspecto glaseado que logró correcta integración con el esmalte.
- 11.-La fluoración de las caras oclusales, previo al laseado con Laser de CO<sub>2</sub>, generó la recristalización-fusión de surcos, fosas, puntos y fisuras primarios, secundarios y terciarios, éstas áreas que sellaban y obliteraban defectos estructurales amplios presentaban el aspecto de microgotas y microglóbulos debido al glaseado y fluidificación del esmalte.
- 12.-El contenido mineral o balance fósforo-calcio del tejido adamantino normal fue similar al del esmalte laseado; tampoco existieron diferencias significativas entre esmalte cariado y esmalte cariado-laseado; Las diferencias fueron significativas entre el contenido mineral del esmalte normal y el del esmalte cariado, tanto para el fósforo como para el calcio.

- 13.- La escara negra o área de carbonización generó el menor contenido o balance fósforo-calcio del tejido adamantino, con diferencias significativas respecto del esmalte normal, esmalte cariado, esmalte normal-laseado y esmalte cariado-laseado.
- 14.- El balance fósforo-calcio de la dentina normal respecto de la dentina normal-laseada no generó diferencias significativas; como tampoco existieron diferencias entre la dentina cariada y la dentina cariada-laseada. Las diferencias fueron significativas cuando se evaluó el contenido mineral de la dentina normal con la dentina cariada y de la dentina normal-laseada con la dentina cariada-laseada.
- 15.- La escara negra dentinaria, presentó la disminución más notable del balance fósforo-calcio en el contenido mineral de la dentina normal-laseada y en la dentina cariada-laseada. La escara negra debería ser eliminada de las preparaciones cavitarias en donde existe participación de fenómenos adhesivos a los que podría perturbar.

## RESUMEN

El análisis de la literatura permite inferir que la aplicación de la Tecnología Laser de CO<sub>2</sub> sobre los tejidos duros del diente con finalidad clínica es aún discutida.

Estos antecedentes y las controversias suscitadas, determinaron la realización del siguiente trabajo con la finalidad de estudiar y analizar los efectos del Laser de CO<sub>2</sub> en el tratamiento de caries dental, con los siguientes Objetivos: **Objetivo General:** Estudiar los efectos del Laser de CO<sub>2</sub> sobre el esmalte y dentina cariados. **Objetivos Específicos:** A.- Estudiar la eliminación del tejido cariado según la intensidad de potencia y el tiempo de exposición aplicado. B.- Evaluar la profundidad de penetración del Láser de Dióxido de Carbono sobre esmalte y dentina cariados. C.- Verificar la eliminación de tejido cariado en diferentes procesos cariosos considerando la marcha, amplitud y profundización de los mismos. D.- Observar las características microestructurales de los procesos de recristalización o vitrificación y su constitución química a través del Microanálisis por Dispersión de Energía EDAX. Las investigaciones realizadas llevaron a determinar que el Laser de CO<sub>2</sub> produce sobre el tejido adamantino fenómenos de vaporización y carbonización del contenido orgánico y recristalización-fusión de la fase inorgánica. Este efecto dependerá del tiempo de exposición y de la potencia del impacto fotónico utilizado. Mediante la utilización del Laser de CO<sub>2</sub> se logra la eliminación total del tejido cariado en caries oclusales y proximales, adamantinas sin cavitación. El laseado con impactos intermitentes tendría una acción sumatoria en profundidad de penetración. En caries adamantinas proximales se generaron por acción del laseado, zonas de recristalización superficial y oquedades crateriformes. Las craterizaciones coincidían con los defectos normales y/o patológicos del esmalte. Las muestras y técnicas microscópicas utilizadas -réplicas estables dimensionalmente-, permitieron evidenciar que los defectos superficiales caracterizados por cracks o microfisuras adamantinas serían defectos de las técnicas microscópicas empleadas por otros autores o por el uso inadecuado de elevados Watts de potencia y lapsos excesivos de exposición. De las investigaciones realizadas se desprende que el accionar del Laser de CO<sub>2</sub> sobre tejido dentinario cariado cavitado se caracteriza por la presencia de las áreas: a) Zona superficial de tejido dentinario cariado-desorganizado e infectado en donde el impacto fotónico generó la vaporización y carbonización de las estructuras con formación de escara negra. b) Zona profunda

de tejido dentinario recristalizado-vaporizado-fusionado a nivel de las áreas peritubulares e intertubulares de la dentina y c) Zona de dentina normal, por dentro de las anteriores en donde se pudo evidenciar tejido dentinario, con características normales, a los medios de detección colorimétricos. La verificación de presencia o ausencia de tejido cariado efectuada mediante los detectores colorimétricos, permitió determinar la eliminación total de las zonas con colágeno afectado por microorganismos viables, en todas las muestras de dentina cariada laseadas. Las características del tejido dentinario de alto contenido acuoso, permitió que el laseado tuviese un alto grado de absorción a nivel superficial con mínimo poder de penetración; ésta propiedad permite dosificar la eliminación del tejido dentinario cariado, capa por capa.

El laseado con Laser de Dióxido de Carbono a nivel de los surcos, fosas, puntos y fisuras de las caras oclusales generó la vaporización del contenido orgánico-microbiano con la formación de escara negra en la superficie y en profundidad de las cicatrices adamantinas y fenómenos de recristalización con áreas blancas de difusión térmica en tejido adamantino normal. Los surcos secundarios y terciarios fueron recristalizados-fusionados lográndose su obliteración mediante un material homogéneo, compacto y de aspecto glaseado que logró integración con el esmalte. La fluoración de las caras oclusales, previo al laseado con Laser de CO<sub>2</sub>, produjo la recristalización-fusión de surcos, fosas, puntos y fisuras primarios, secundarios y terciarios; éstas áreas que sellaban y obliteraban defectos estructurales amplios presentaban el aspecto de microgotas y microglóbulos debido al glaseado y fluidificación del esmalte. El contenido mineral o balance fósforo-calcio del tejido adamantino normal fue similar al del esmalte laseado; tampoco existieron diferencias significativas entre esmalte cariado y esmalte cariado-laseado. Las diferencias fueron significativas entre el contenido mineral del esmalte normal y el del esmalte cariado, tanto para el fósforo como para el calcio; La escara negra o área de carbonización generó el menor contenido o balance fósforo-calcio del tejido adamantino, con diferencias significativas respecto del esmalte normal, esmalte cariado, esmalte normal-laseado y esmalte cariado-laseado. El balance fósforo-calcio de la dentina normal respecto de la dentina normal-laseada no generó diferencias significativas como tampoco existieron diferencias entre la dentina cariada y la dentina cariada-laseada. Las diferencias fueron significativas cuando se evaluó el contenido mineral de la dentina normal con la dentina cariada

y de la dentina normal-laseada con la dentina careada-laseada. La escara negra presentó la disminución más notable del balance mineral de la dentina normal-laseada y en la dentina cariada-laseada. La escara negra debería ser eliminada de las preparaciones cavitarias en donde existe participación de fenómenos adhesivos a los que podría perturbar. Sin embargo, sería necesario realizar otros estudios ultraestructurales y/o bioquímicos antes de utilizar ésta tecnología como habitual, para el tratamiento de la caries dental.

## SUMMARY

The analysis of the literature permits to infer that the application of the Laser technology on the hard tissues of the tooth with a clinic purpose is still discussed.

This preceding and the originated controversies, the next thesis was made to study and to analyze the CO<sub>2</sub> Laser effects on the dental caries treatment with the next objectives: **General Objectives:** to study the CO<sub>2</sub> Laser effects on the caried enamel and dentin. **Specific Objectives:** a.- to study the elimination of the caried tissue according to the power intensity and the exposure time applied. b.- to evaluate the depth penetration of the CO<sub>2</sub> Laser on the caried enamel and dentin. c.- to verify the elimination of caried tissue in different carious processes considering the march, amplitude and depth in enamel and dentin. d.- to observe the microstructurals of the recrystallization or vitrification process and its chemical constitution through the microanalysis by dispersion of energy EDAX. The investigations made, determined that the CO<sub>2</sub> Laser, vaporization and carbonization phenomenons of the organic content, produces on the adamantin tissue and recrystallization-fusion of the inorganic phase. This effect will depend on the exposure time and the photonic impact power used. The utilization of the CO<sub>2</sub> Laser, would achieve the total elimination of the caried tissue in occlusals and proximals caries, adamantines without cavitation. Proximals adamantine caries, were generated by the action of the lased, superficial recrystallization and craters-shaped cavities. The cavities coincided with the normal defects and/or pathologic of the enamel. The samples and the microscopic techniques used, -replicas dimensionally stables-, permitted to prove that the superficial defects characterized by cracks or adamantine microfissures would be defects either of the microscopic techniques used by others authors or by the inadequate use of high power and excessives lapses of exposure. Due to the investigation made, it can be inferred that the action of the CO<sub>2</sub> Laser on the dentinary cavited caried tissue, is characterized by the presence of the areas: a.- superficial zone of dentinary caried tissue disorganized and infected wherein the photonic impact generated the vaporization and carbonization of the structures with formation of black schars. b.- deep zone of dentinary recrystallized-vaporized tissue fusioned to a level of the peritubular and intertubular of the dentin. c.- normal dentin zone inside the a and b zones wherein it could evidence dentinary tissue, with normal characteristics to the means of colorimeter detection. The verification of presence or

absence of caried tissue carried out through the colorimeter detectors, made it possible to determine the total elimination of the zones with collagen affected by viable microorganisms, in all the samples of lased caried dentin. The characteristics of the dentinary tissue of high aqueous content, made possible that the lased had a high degree of absorption to superficial level with minimum penetration power; this property permits to dosify the elimination of the dentinary caried tissue, cape by cape.

The lased with Carbon Dioxide Laser to the level of grooves, fossaes, pits and fissures of the occlusal faces, generated the vaporization of the organic-microbic content with the formation of black schar in the surface and in depth of the adamantine cicatrices and recrystallization phenomenon with white areas of thermic diffusion in normal adamantine tissue. The secondary and tertiary grooves were recrystallized-fused achieving its obliteration through a homogeneous, compact and glassed aspect material that attained integration with the enamel. The fluorination of the occlusal faces previous to the lased with CO<sub>2</sub> Laser, produced the recrystallization-fusion of the primary, secondary and tertiary grooves, fossaes, pits and fissures, areas that sealed and obliterated extensive structural defects presented the aspect of microdrops and microglobule due to the glassed and fluidification of the enamel. The mineral content or the phosphorus-calcium balance of the normal adamantine tissue was similar to the lased enamel; there were not significant differences between caried enamel and lased caried enamel. The differences were significant between the mineral content of the normal enamel and the caried enamel, to the phosphorus as much as the calcium; the black schar or carbonization area generated the less contents or phosphorus-calcium balance of the adamantine tissue, with significant differences with regards to the normal enamel, caried enamel, normal-lased enamel and caried-lased enamel. The phosphorus-calcium balance of the normal-lased dentin, did not generate significant differences, as neither existed differences between the caried dentin and the caried-lased dentin. The differences were significant when it was evaluated the mineral content of the normal dentin with the caried dentin and the normal-lased dentin with the caried-lased dentin. The black schar presented the most notable diminution of the mineral balance on the normal-lased dentin and in the caried-lased dentin. The black schar should be eliminated of the cavitary preparations wherein participation, of adhesive phenomenons that could disturbe, exists. However, it would be necessary to accomplish others studies

ultrastructurals and/or biochemical before using this technology as habitual, for the Dental Caries Treatment.

\* \* \* \* \*



## BIBLIOGRAFÍA:

1. Andreani J. F., Bellavoit A., Gold D., Dandrau J.P.: Laser à DIÓXIDO DE CARBONO et cavité buccale. Actual Odonto - stomatol- 153:99-106; 1986.
2. Anic I. et al.: Laser induced molar tooth pulp chamber temperatures changes. Caries Res. 26:165-169; 1992.
3. Arqués Miarnaus R. Historia Anecdótica de la Odontología. Ed. Salvat. Barcelona. España. 1945.
4. Bhaskar, S. N.: Histología y Embriología bucal de Orban, 9ª Ed. El Ateneo Bs. As., Argentina; 1976.
5. Boran T. L., Peters J. F. M. y Zakariassen K. L.: FI-CO<sub>2</sub> Laser effect in the enamel demineralization. J. Dent. Res. 71: 201 (765); 1992.
6. Brown P., Nicolini S., Onetto J. E.: Caries. Imprenta de la Univ. de Viña del Mar, Chile, 1991.
7. Brugnera A., Gazoni Villa R.: Genovese W. J.. Laser na Odontología. Ed. Pancast. Sao Paulo. Brasil. 1991.
8. Bunnet G. W., Schuster G. S.: Oral Microbiology and infected diseases. Student Edition Williams and Wilkins. Baltimore. EE.UU. 1978.
9. Bunting W.: La historia de la caries dental. Ed.Mundi. Bs.As. Argentina. 1953.
10. Carruth J. : Lasers in ENT. Practitioner. 231:1206-7; 1987.
11. Cifuentes Aguirre O. Odontología y Mutilaciones Dentarias Mayas. Ed.Universitaria. Guatemala. 1963.
12. Duclos P., Behlert V., Lenz P.: Nouvelle technique de traitement chirurgical des

- lésions péri-apicales utilisant le laser au gaz carbonique. Rev. odonto-stomatol. 19:143-150; 1990.
13. Egelberg J. A.: Review of the development of dental plaque. Odont. Revy. 16:9-16, 1965.
  14. España Tost A. J. et al: Aplicaciones del Laser de CO<sub>2</sub> en Odontología. Ed. Ergon. Madrid. España. 1995.
  15. Featherston J. D. B. et al: CO<sub>2</sub> Laser Inhibition of Artificial caries-like lesion progression. J. Dent. Res. 74: 70 (470); 1995.
  16. Fejerskov O., Josephsen K., Nyvad B.: Surface ultrastructure of unerupted mature hmicrometrosan enamel. Caries Res. 18:302-314, 1984.
  17. Ficher S.E. et al.: Le laser chirurgical en odontologie en 1989. Chir. Den. France. 491:43-52; 1989.
  18. Foción Febres -Cordero. Origenes de la Odontología. Sociedad Venezolana de Historia de la Medicina. Caracas. Venezuela. 1966.
  19. Frankin J., Salomon J.: Reactions pulpo-dentinaires après traitement de la dentine au laser de CO<sub>2</sub>. J.Biol. Buccale, 14:53-64, 1986.
  20. Frentjen M. et al.: Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology. Int. Dent. J. 40:323-332; 1990.
  21. Fusayama T.: New Concepts in Operative Dentistry. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago. Illinois. U.S.A. 1980
  22. Goerke H. 3000 Años de Historia de la Medicina. Ed. Gustavo Gili. Barcelona. España. 1986.
  23. Hall R.R.: The healing of tissue by a carbon dioxide laser. Br. J. Surg 197; 58: 222-

- 225; 1991.
24. Hussenien E. et al: Effects of CO<sub>2</sub> Laser on Surface Topography and Permeability of Root Canals Dentin. *J. Endodontics*. 20-4: 199 (46); 1994.
  25. Jeffrey I.W. et al.: CO<sub>2</sub> Laser application to the mineralized dental tissues - the possibility of iatrogenic sequelae. *J. Dent. Res.* 18: 24-30; 1990.
  26. Kenneth L., Zakariasen D.: Shedding new light on lasers. *JADA*. 124: 30-31; 1993.
  27. Kinney J. H. et al: Effects of Laser treatment on Acid Etching of Dentin. *J. Dent. Res.* 74: 71 (475); 1995.
  28. Kohen B., Kramer I.R.: *Fundamentos científicos de la Odontología*. Ed.Salvat. Madrid. España. 1981.
  29. Krasse B.: *Caries Risk. A Practical guide for Assessment and Control*. Quintessence Publishing Co. Inc. Chicago. Illinois. U.S.A.; 1985.
  30. Kutsch V. K. Lasers in Dentistry: Comparing Wavelengths. *JADA*. 124: 49-54; 1993.
  31. Lazzari E.: *Bioquímica Dental*. 2<sup>a</sup> Edición Ed. Interamericana. México. 1978.
  32. Leahy M. C. et al: Effects of Carbon Dioxide Laser on Dental Pulp. *J. Dent. Res.* 71: 161 (448); 1992.
  33. Lerman S. *Historia de la Odontología y su Ejercicio Legal*. 2<sup>da</sup> edición, Ed.Mundi. Bs.As. Argentina .1964.
  34. Liberman R. et al: Adhesion of composite materials to enamel: Comparison between the use of acid and lasing as pretreatment. *Laser. Surg. Med. (U.S.)* 4: 323-327; 1984.
  35. Loesche W.J.: Bacterial succession in dental plaque; role in dental disease. *Microbiology*. 35: 132-136; 1975.

36. Maiman T.H.: Stimulated optical radiation in ruby. *Nature* 187: 493; 1960.
37. Martínez Gonzalez J.M. et al.: Frenillos Bucales. Nuevo enfoque terapéutico. *Rev. Eur. Odontoestomatol.* 3: 377-382; 1991.
38. McLain R. L. et al: Combined Effects of Laser Irradiation and Fluoride on Root Lesions. *J. Dent. Res.* 74: 71(474); 1995.
39. Melcer F., Melcer J.: Etude des effect du laser a CO<sub>2</sub> sur la pulpe dentaire, resultates anatomo pathologiques preliminaires sur le primate macaca mulatta et le chien beagle. *Innov. Tech. Biol. Med.*, 6(2):187-192, 1985.
40. Melcer J. et al: Utilization du Laser à CO<sub>2</sub> en Odontologie: Generalités sur le applications cliniques. *Odontologie et Stomatologie*, 43-50; 1982.
41. Melcer J., Melcer F.: Possibilités et limites du laser á CO<sub>2</sub> en odonto-stomatologie. *Les entretiens de Bichat.* 21-27. 1986.
42. Miller M., Truhe T.: Lasers in Dentistry: an overview. *JADA.* 124: 32-35; 1993.
43. Miller W.D.: The microorganism of the human mouth. Ed. König K., Basilea T., Karger S. 1973.
44. Miserendino L.J.: Pick R. Lasers in Dentistry. Quintessence Books. Quintessence Publishing Co. WU. EE.UU. 1995.
45. Mjör I.A., Pindborg J.J.: Histología del diente humano. Ed. Labor S.A. Madrid, España. 1974.
46. Mousques T. Chairay J.P: Principes Generaux et applications du laser. *Rev. Odontostomatológica.* 19: 11-8; 1990.
47. Newbrun E.: Cariology. Williams and Wilkings. Baltimore. EE.UU. 1978.

48. Nuñez de Uribe Echevarría N. G. et al: Apical Sealing by Fusion with CO<sub>2</sub> Laser of Lyophilised Hmicrometrosan Bone and Hydroxiapatite. *J. Dent. Res.* 72-4: 659 (59); 1993.
49. Ōnal B. et al: Preliminary Report on the application of Pulsed CO<sub>2</sub> Laser Radiation on Root Canals with AgCl Fibers: A Scanning an Transmission Electron Microscopic Study. *J. Endodontic.* 16-6: 272-276; 1993.
50. Pan S. H. y Turner M. L.: Evaluation of the CO<sub>2</sub> Laser effects over the enamel surfaces in vitro . *J. Dent. Res.* 71-4 : 1117 (125); 1992.
51. Parula N.: *Técnica de Operatoria Dental.* V Edición. Editorial Mundi. 1972.
52. Pashley E. L.: Energy effects of the CO<sub>2</sub> Laser in dentin permeability. *J. Endodontics.* 18: 257 (6); 1992.
53. Patel C. et al.: Selective excitation through vibrational energy transfer and optical maser action in N<sub>2</sub>-CO<sub>2</sub>. *Physiol Rev.* 13: 617-619; 1964.
54. Patel B. C. et al.: Ondas contínuas de Laser CO<sub>2</sub>, facilitación de la fusión de vitrificado del esmalte dental hmicrometrosano. *J. Dent. Res.* 72: 568 (419); 1993.
55. Pick R. M.: Using Lasers in Clinical Dental Practice. *JADA.* 124: 37-47; 1993.
56. Powell G.L., et al.: Pulpal response to irradiation of enamel with continuous wave CO<sub>2</sub> Laser. *J. Endod.* 15:581-583; 1989.
57. Rauhamaa-Makinen R., Meurman J.H., Luomanen M., Torkko H., Viherkoski E., Paunio Y.: Irradiation of hmicrometrosan tissues with Nd YAG and CO<sub>2</sub>-Nd YAG combination Laser. *Scand. J. Dent. Res.* 99:470-475, 1991.
58. Rutter P.R., Abbott A.: A study of the interaction between oral streptococci and hard surface. *J. Gen. Microbiology,* 109:219-226, 1978.

59. Sanchez Perez J.: Análisis Experimental para Optimización de los Parámetros de Eliminación de los tatuajes por acción multifotónica coherente-488,514 nm y 2, 3 y 4 W. Su interés clínico. Tesis Doctoral. Universidad de Valencia. 1989.
60. Shapshay S.M., Beamis J. F.: Use of CO<sub>2</sub> laser. Chest 95: 449-456; 1989.
61. Silverstone L.M.: Odontología Preventiva. Ed. Doyma. Barcelona. España. 1980.
62. Spadillero de Lutri M.: Defectos de Polimerización de las Resinas Compuestas. Tesis Doctoral. Cátedra de Operatoria Dental I A. Facultad de Odontología. 1991.
63. Stern R., Sognnaes R.: Laser Inhibition of dental caries suggested by first test in vivo. JADA, 85: 1087-1090, 1972.
64. Uribe Echevarría A. et al: CO<sub>2</sub> Odontologic Laser Action Over Carious Enamel. J. Dent. Res. 71/4 : 962 (23); April 1992.
65. Uribe Echevarría A. et al: Fusion-Vaporization of Occlusal, Fossae, Grooves and Fissures with CO<sub>2</sub> Laser. J. Dent. Res. 72-4: 652 (4); 1993.
66. Uribe Echevarría A. et al: Action of Maleic and Phosphoric Acid on Enamel Treated with CO<sub>2</sub> Laser. J. Dent. Res. 72-4: 652 (6); 1993.
67. Uribe Echevarría A. et al: Fusion-Vaporización con Laser de CO<sub>2</sub> de Fosas, Surcos, Puntos y Fisuras Oclusales previamente Fluoradas. Actas de la XXVI Reunión Anual de la Sección Argentina de la International Association for Dental Research. 42; 1993.
68. Uribe Echevarría A. et al.: Balance Fósforo-Calcio en Esmalte Sano, Cariado-Laseado, Laseado-Fusionado y con Escara Negra. Actas de la XXVI Reunión Anual de la Sección Argentina de la International Association for Dental Research. 51; 1993.

69. Uribe Echevarría A. et al: Microanálisis por Dispersión de Energía EDAX del Balance Fósforo-Calcio de la Dentina tratada con Laser de CO<sub>2</sub>. Actas de la XVIII Reunión Anual. División Argentina. International Association for Dental Research. (10). 1995.
70. Uribe Echevarría A. et al: Adaptation of Composite and Compomers to Dentine Surfaces Treated with CO<sub>2</sub> Laser. J. Dent. Res. 74-3: 736 (53); 1995.
71. Uribe Echevarría A. et al: Fusion-Vaporization of Occlusal Fossae, Grooves, and Fissures in Primary Teeth with CO<sub>2</sub> Laser. J. Dent. Res. 74-3: 736 (55); 1995.
72. Uribe Echevarría D. et al.: Widening and Depth of Grooves and Occlusal Pits Trough Imagen Analyzer. J. Dent. Res. 71/4: 960 (8); April 1992.
73. Uribe Echevarría D. et al.: Micro-anatomy of Grooves-Fossae-Occlusal Pits and Fissures, trough replicas. J. Dent. Res. 71/4: 960 (7); April 1992.
74. Uribe Echevarría J. et al.: Operatoria Dental Ciencia y Práctica. Ed. Avances. Madrid. España.1990.
75. Uribe Echevarría J., Priotto E.G., Nuñez de Uribe Echevarría N.G.: Determinacion de las varillas adamantinas y su incidencia en la preparación de cavidades. Boletín de Información Dental. Ilustre Consejo General de Colegios de Odontólogos y Estomatólogos de España. XXIII, 328: 25-48, 1983.
76. Walsh L.J., Perham S.J.: Enamel fusion using a carbon dioxide laser: a technique for sealing pitted and fissures. Clin. Prev. Dent.; 13:16-20; 1991.
77. White J. M. et al.: Nd: YAG Laser and Acid treatment effect on microhardness of Dentin. J. Dent. Res. 74: 36 (205); 1995.
78. White J. M. et al: Pulpal Response to Nd: YAG Laser irradiation on Dentin. J. Dent. Res. 74: 102 (721); 1995.

79. White J. M.: Effectiveness of Nd-YAG Laser for Caries Removal in Enamel. J. Dent. Res. 74: 71 (476); 1995.
80. Wilder Smith P. et al.: Inhibition of the caries by FI-Lasers Excimer of ArF and XeCl. J. Dent. Res. 72: 1949 (347); 1993.
81. Zakariassen K.L., Mc.Donald R., Boran T.: Caries prevention and rapid etching with the carbon dioxide laser. Dental Abstracts; 36:264. 1991.
82. Zhang S. et al : Inhibition of the demineralization of enamel fissures by Laser-FI combination. J. Dent. Res. 71: 1691 (727); 1992.
83. Ziebert A. J. et al: Analysis of Marginal Demineralization Trough Scanned Laser Fluorescence. J. Dent. Res. 74: 71 (473); 1995.