

TESIS DOCTORAL

**EVALUACION DE LA UNION DE "BRACKETS" DE ORTODONCIA
ADHERIDOS A ESMALTE IRRADIADO CON LASER ND-YAG.
APROXIMACION *IN VITRO* SOBRE DIENTES BOVINOS.**

Luis Corpas Pastor

FACULTAD DE ODONTOLOGIA
UNIVERSIDAD DE GRANADA
DEPARTAMENTO DE RADIOLOGIA Y MEDICINA FISICA
DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGIA

EVALUACION DE LA UNION DE "BRACKETS" DE ORTODONCIA
ADHERIDOS A ESMALTE IRRADIADO CON LASER ND-YAG.
APROXIMACION *IN VITRO* SOBRE DIENTES BOVINOS.

Tesis que presenta el Licenciado Don Luis
Corpas Pastor, para aspirar al Grado de
Doctor en Odontología de la Universidad
de Granada.

AGRADECIMIENTOS

AGRADECIMIENTOS

Es difícil abarcar a todas aquellas personas e instituciones que han colaborado de una forma u otra en el desarrollo de este trabajo. Quisiera expresar mi profundo agradecimiento a todas ellas. Muy especialmente al doctor *D. Juan Villalba Moreno*, del Departamento de Radiología de la Universidad de Granada, por su amistad, dedicación, dirección y ayuda de todo tipo en la preparación, desarrollo y realización de esta Tesis. Por su amistad, apoyo e inestimable ayuda, al doctor don *Alejandro Ceballos Salobreña*, que ha sido mucho más que un Tutor durante estos años. Igualmente al doctor *D. Juan de Dios López-González Garrido*, por su amistad desinteresada y su ayuda certera en las etapas finales del trabajo.

Deseo expresar mi gratitud al doctor *Keith Moore*, Catedrático de Materiales Dentales y Director del Departamento de Materiales Dentales de la Universidad de Indiana, Estados Unidos, por su asistencia y consejo en diversos aspectos técnicos de la prueba de tensión. De igual forma al doctor *Gilmore*, decano de la Escuela de Odontología de la Universidad de Indiana, por el impulso de todo tipo y apoyo institucional en la elaboración del estudio.

Profundamente al Dr. *Alván Vélez*, Catedrático de Odontopediatría y Director del Programa Graduado en Odontopediatría de la Universidad de Puerto Rico, Estados Unidos, que con su dirección y amistad hizo posible el desarrollo de este Proyecto de Investigación.

A los señores *Gerardo Arguedas* y *Arturo Contreras*, del laboratorio técnico de Alajuela (Costa Rica), por su asistencia en la construcción de los dispositivos centralizadores para la prueba de tensión.

Al señor *Camilo Cangani*, Ingeniero Jefe de la Unidad Central de Microscopía Electrónica del Recinto de Ciencias Médicas de la Universidad de Puerto Rico, por su ayuda durante la preparación y desarrollo del trabajo y por sus consejos y amistad.

Quisiera agradecer al doctor *José E. López Vélez*, Catedrático-Jefe de la sección de Ortodoncia del Programa Graduado en Odontopediatría de la Universidad de Puerto Rico, por sus ideas, asistencia y consejo durante la preparación del proyecto de tesis.

Mi profundo agradecimiento al impulso de todo tipo ejercido por el doctor *Héctor Tormos*, Catedrático y Director del Departamento de Ciencias Ecológicas de la Universidad de Puerto Rico, por sus consejos, ayuda y amistad durante mi estancia en Estados Unidos y por su ayuda institucional en la terminación de esta tesis.

Quisiera agradecer a los doctores *Augusto Elías*, *Juan Agosto*, *José Chinea* y *Carlos Toro*, por su ayuda inestimable y su empeño en ayudarme a completar el trabajo. También al Profesor Dr. *José Soto Padín*, Doctor en Bioestadística, quien ayudó (junto al doctor Carlos Toro) en el diseño de las pruebas estadísticas utilizadas para analizar los resultados obtenidos en este trabajo.

A los representantes de las compañías *3M-Unitek* (Monrovia CA, Estados Unidos) y *Dentaurum* (Pforzheim, Alemania) por la cesión de sus productos para este estudio.

Finalmente, a la Junta de Andalucía, en su Convenio con la Universidad de Puerto Rico (Estados Unidos) y el Vicerrectorado de Ordenación Académica de la Universidad de Granada y a su Programa de Becas para el Desarrollo Docente por su apoyo económico e institucional que ha hecho posible la realización de este trabajo. De igual forma, a las Universidades de Puerto Rico y de Indiana por su desinteresada ayuda técnica en el desarrollo del presente trabajo.

Al gobierno federal de los Estados Unidos, por su apoyo económico, mediante el programa RCMI, para realización de investigaciones en centros de Estados Unidos (Universidad de Indiana).

DEDICATORIA

A mi familia, que me ha apoyado firmemente en todas las empresas que he iniciado. A Patricia.

INDICE

I. INTRODUCCION	1
I.1. Láser	6
I.2. Fundamentos físicos del láser	16
I.3. Láser y Odontología	20
I.3.1. Usos quirúrgicos del láser en Odontología	23
I.3.1.1. Comparación con el bisturí eléctrico	23
I.3.1.2. Particularidades de uso clínico.	25
I.3.1.3. Hemostasia.	26
I.3.1.4. Territorios musculares.	29
I.3.1.5. Gingivectomía	31
I.3.1.6. Leucoplasia	32
I.3.1.7. Cáncer Bucal	35
I.3.1.8. Hiperplasia Gingival	37
I.3.1.9. Cirugía Preprotésica	38
I.3.1.10. Efecto sobre el hueso	38
I.3.1.11. Cicatrización.	39
I.3.1.12. Complicaciones. Aspectos sobre seguridad.	41
I.3.2. Efectos del láser en los tejidos blandos orales. Bioestimulación	45
I.3.2.1. Efectos antiinflamatorios y analgésicos	45
I.3.2.2. Terapia de la patología de la ATM	47
I.3.2.3. Efectos sobre la producción de colágeno	48

I.3.2.4. Regeneración en procesos degenerativos. Osteorradionecrosis y Síndrome de Sjogren	51
I.3.3. Efectos del láser sobre tejidos duros dentarios.	
Dentina	52
I.3.3.1. Primeras experiencias	52
I.3.3.2. Efectos Térmicos. Cambios morfológicos	53
I.3.3.3. Cambios Químicos	55
I.3.3.4. Cambios Físicos	56
I.3.3.5. Cambios Biológicos	57
I.3.3.6. Alternativa al Grabado Acido	60
I.3.3.7. Experiencias Clínicas	61
I.3.4. Alteraciones del esmalte superficial irradiado con láser	65
I.3.4.1. Primeras experiencias	65
I.3.4.2. Efectos Térmicos. Cambios morfológicos	65
I.3.4.3. Cambios Químicos	65
I.3.4.4. Cambios Físicos	67
I.3.4.5. Experiencias Clínicas	70
I.3.4.7. Resistencia a los ácidos. Papel sinérgico del flúor	73
I.3.5. Láser y tejidos pulpaes	78
I.4. El láser de Nd-YAG	85
I.5. Adhesión.	88

I.6. Substrato. Esmalte bovino	92
I.6.1. Esmalte Bovino	92
I.6.2. Esmalte Humano	93
I.7. Objetivos	96
II MATERIAL Y METODOS	97
II. 1. Equipo y Materiales	98
II. 1. 1. Material biológico	98
II. 1. 1. 1. Esmalte de diente bovino	98
II. 1. 1. 2. Esmalte dental humano	98
II. 1. 2. Material fungible	98
II. 1. 3. Equipo	100
II. 2. Métodos	102
II. 2. 1. Elección del material biológico	102
II. 2. 2. Manejo y almacenamiento de los dientes	102
II. 2. 3. Agrupación de la muestra	103
II. 2. 4. Método de grabado ácido	104
II. 2. 5. Metodología de irradiación láser	104
II. 2. 6. Emplazamiento del "Bracket"	106
II. 2. 7. Termociclado	117
II. 2. 8. Prueba de tensión con la máquina "Instron"	117
II. 2. 9. Microscopía electrónica	123
II. 2. 10. Microscopía óptica	128
II. 2. 11. Recogida de datos	130
II. 2. 12. Análisis de los datos	130

	Página:
III. RESULTADOS	133
III. 1. Valores obtenidos en la prueba de tracción. Tablas. Resultado del tratamiento estadístico. Tablas Estadísticas	134
III. 2. Curvas de Tensión-Deformación en los dos grupos	140
III. 3. Observación de la Base de los Brackets. Modo de Fallo. Resultado del Tratamiento Estadístico.	143
III. 4. Observación de la superficie del esmalte tratado con láser. Efecto de las variables cualitativas.	154
IV. DISCUSION	178
V. CONCLUSIONES	188
VI. BIBLIOGRAFIA	191

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE ABREVIATURAS

ADN	Acido desoxirribonucleico
ATM	Articulación Témporomandibular
°C	Grado centígrado
cm	Centímetro
cc	Centímetro cúbico
Hz	Hercio
IR	Infrarrojos
J	Julio
Kcal	Kilocaloría
MEB	Microscopio Electrónico de Barrido
ml	Mililitro
mm	Milímetro
MO	Microondas
msg	Milisegundo
mW	Miliwatio
nm	Nanómetros
um	Micrómetro
OR	Ondas de Radio
ORL	Otorrinolaringología
p	Pico (10^{-9})
pps	Pulsos por segundo
PVC	Cloruro de polivinilo
R.	Rayos Gamma
RX	Rayos X
s	Segundo
Str.	Streptococo
UV	Ultravioleta
V	Visible
v.	Voltio
VIH	Virus de la Inmunodeficiencia Humana
W.	Watio
YAG	Itrio Aluminio Granate

I. INTRODUCCION

I. INTRODUCCION

La aparente complejidad de la Ciencia reside, paradójicamente, en la simplicidad de las relaciones que existen entre sus componentes. La división entre Ciencias Básicas y Ciencias Aplicadas conviene desde un punto de vista didáctico, aunque algunas de las Ciencias Básicas, a veces, no son sino aplicaciones de otras también Básicas.

Bien es verdad que sobre el cimiento de las llamadas Ciencias Básicas recae el peso de las Aplicadas y muy fundamentalmente, también, sus posibilidades de desarrollo. Así, por ejemplo, no se entendería el avance de la Medicina sin el desarrollo previo de la Física o la Química.

Las Ciencias Biomédicas constituyen un tronco vertebrador donde se incluye la Medicina y por extensión, la Odontología que con sus disciplinas ocupa un enorme campo de investigación.

Dentro de las innumerables relaciones y mejoras aportadas a la Medicina por parte de las Ciencias Básicas, merecen particular atención las posibilidades que ofrece el uso del láser en Odontología.

La Odontología, como otras Ciencias de la Salud, también necesita para progresar del avance de las Ciencias llamadas "Básicas" como es la Física, las Matemáticas o la Química por ejemplo. El uso del Láser, cuyas posibilidades en Odontología resultan innegables hoy día, es un ejemplo más de esta interrelación entre Física y Odontología.

El descubrimiento del Láser es muy reciente, data de la **década de los 50**, y su descubrimiento, es decir teorización, desarrollo y puesta en marcha, no puede achacarse a una sola persona y han sido muchos los físicos que bien desde el plano teórico o en el técnico han contribuido a su desarrollo. El primer teórico de la emisión estimulada fue, como se ha dicho, **Einstein** quien, a principios de siglo, postuló que todo átomo puede ser estimulado, con el fin de que libere la energía que contiene en forma de radiación electromagnética; pero todos los intentos para llevarlo a la práctica de forma útil fueron infructuosos hasta el año **1950** con el descubrimiento del llamado **bombeo óptico** por **Alfred Kastler** (Premio Nobel por ello en 1966) (NOGUEROL ET AL 1985). En el desarrollo práctico de la tecnología Láser han contribuido otros autores que no podemos olvidar como los **norteamericanos Joseph Weber y Charles H. Townes** o los **soviéticos Nikolai Basov y Aleksandre Prokhorov** que independiente y simultáneamente llegaron a poner en práctica los primeros Maser de amoníaco que emitían ondas de 1 cm de longitud de onda (NOGUEROL ET AL 1985). Pero hasta 1960, año en el que Maiman obtuvo un rayo de luz visible controlado a partir de un rubí (MAIMAN 1960), no se puede hablar de Láser propiamente dicho, y es a partir de esta fecha cuando el Láser se extiende y sus propiedades comienzan a utilizarse en la práctica. Más adelante veremos que, tan sólo cuatro años después, **Stern, Sognaes** (STERN y SOGNAES 1964a; STERN y SOGNAES 1964b) y **Goldman** (GOLDMAN ET AL 1964) comenzaron los primeros estudios sobre los efectos del láser en Odontología.

Nos adentraremos más adelante en la revisión de algunos trabajos sobre los efectos del láser en diferentes parcelas de la Odontología. Los usos quirúrgicos del láser constituyen su aplicación más conocida en Odontología. Sin embargo, la prevención de la caries ocupa también un lugar muy destacado en el conjunto. Como veremos, el láser produce algún tipo

de efecto que disminuye la desmineralización subsuperficial del esmalte expuesto a la radiación y, por otra parte, incrementa la captación de fluoruros por el esmalte dentario cuando se realiza fluoración tópica en presencia de esta radiación.

Según parece, además, la elevación térmica producida por el láser es capaz de lograr la remoción de estructuras dentarias cariadas, esterilizando el tejido remanente. Además, la superficie resultante tras la exposición al láser adquiere una morfología micro-retentiva, que bien podría usarse como alternativa al grabado ácido en los procedimientos de adhesión.

Precisamente esta última aseveración constituye la nueva vía de investigación que el Departamento de Radiología de esta Universidad ha querido explorar en este campo.

Hoy día, la Odontología moderna, así como la Ortodoncia, sugieren el uso de "brackets" en lugar de bandas para realizar movimientos dentales. De esta forma, el tratamiento resulta más higiénico. Los componentes metálicos en boca son menores, menor el acúmulo de placa y menores las posibilidades de desarrollo de caries o alteraciones gingivales.

La técnica de adhesión directa de elementos ortodónticos a dientes grabados con ácido vía cementos basados en resinas ha sido utilizada extensamente durante muchos años. Sin embargo, a pesar del progreso experimentado por esta técnica de adhesión de "brackets" con composite a los dientes, el esmalte debe acondicionarse previamente para adherir resinas. El método clásico consiste en limpiar el esmalte y grabarlo con ácido fosfórico, enjuagarlo y secarlo.

Prevenir la contaminación del esmalte grabado es esencial para asegurar una fuerza de unión efectiva. Corresponde a los investigadores insinuar el desarrollo de medidas más eficaces para tratar el esmalte con propósitos adhesivos.

Un número importante de investigadores han usado, prácticamente desde su invención, los más diversos sistemas láser para probar su posible aplicación en Odontología (Frentzen, Nelson, Morioka... por nombrar algunos...). Actualmente hay diferentes tipos de láser que se encuentran bajo investigación. Sin embargo, se ha prestado poca atención al uso del láser como procedimiento de "grabado" de esmalte. De hecho, hay muy poca experiencia clínica en el uso del láser sobre tejidos duros dentarios. Desafortunadamente, el láser no se ha probado con profundidad como procedimiento de acondicionamiento del esmalte para adhesión en Odontología y podría ser una alternativa válida para el grabado ácido.

I.1. Láser

La palabra **Láser** es un acrónimo de "*Ligth Amplification by Stimulated Emission of Radiation*" (ALONSO Y FINN 1976) que, expresado en Castellano, significa "Luz Amplificada por Emisión de Radiación Estimulada".

El espectro de la radiación electromagnética (JORDAN 1989) comprende los rayos gamma, rayos X, radiación ultravioleta, luz visible, radiación infrarroja, microondas y ondas de radio. La radiación electromagnética consiste en el transporte de energía a través del espacio como una combinación de campos eléctricos y magnéticos (de ahí su nombre). **Einstein** añadió que dicha energía no se distribuía en el espacio a través de esos campos sino que se concentraba en pequeños corpúsculos que él llamó fotones y esta dualidad onda-corpúsculo es hoy día universalmente aceptada. El espectro electromagnético queda constituido por el rango total de las frecuencias o longitudes de onda con las que se propaga la radiación electromagnética (NOGUEROL ET AL 1986). De ellos, los rayos gamma son los de mayor poder energético y se suelen usar en radioterapia del cáncer. La región de los rayos X corresponde a la zona ionizante del espectro que se usa en diagnóstico o terapéutica. La radiación ultravioleta, en el límite entre la ionizante y la no ionizante, tiene una acción fotoquímica. La siguiente región del espectro corresponde a la luz visible, sensible a la retina, con una acción biológica no utilizada hasta la llegada del láser. Los rayos infrarrojos se usan por su capacidad calorífica, mientras que las microondas y las ondas de radio se usan para calentar tejidos profundos. En la FIGURA 1 se resumen los rangos de longitud de onda que corresponden a cada zona.

RANGOS DE LONGITUD DE ONDA QUE CORRESPONDEN AL ESPECTRO

ELECTROMAGNETICO

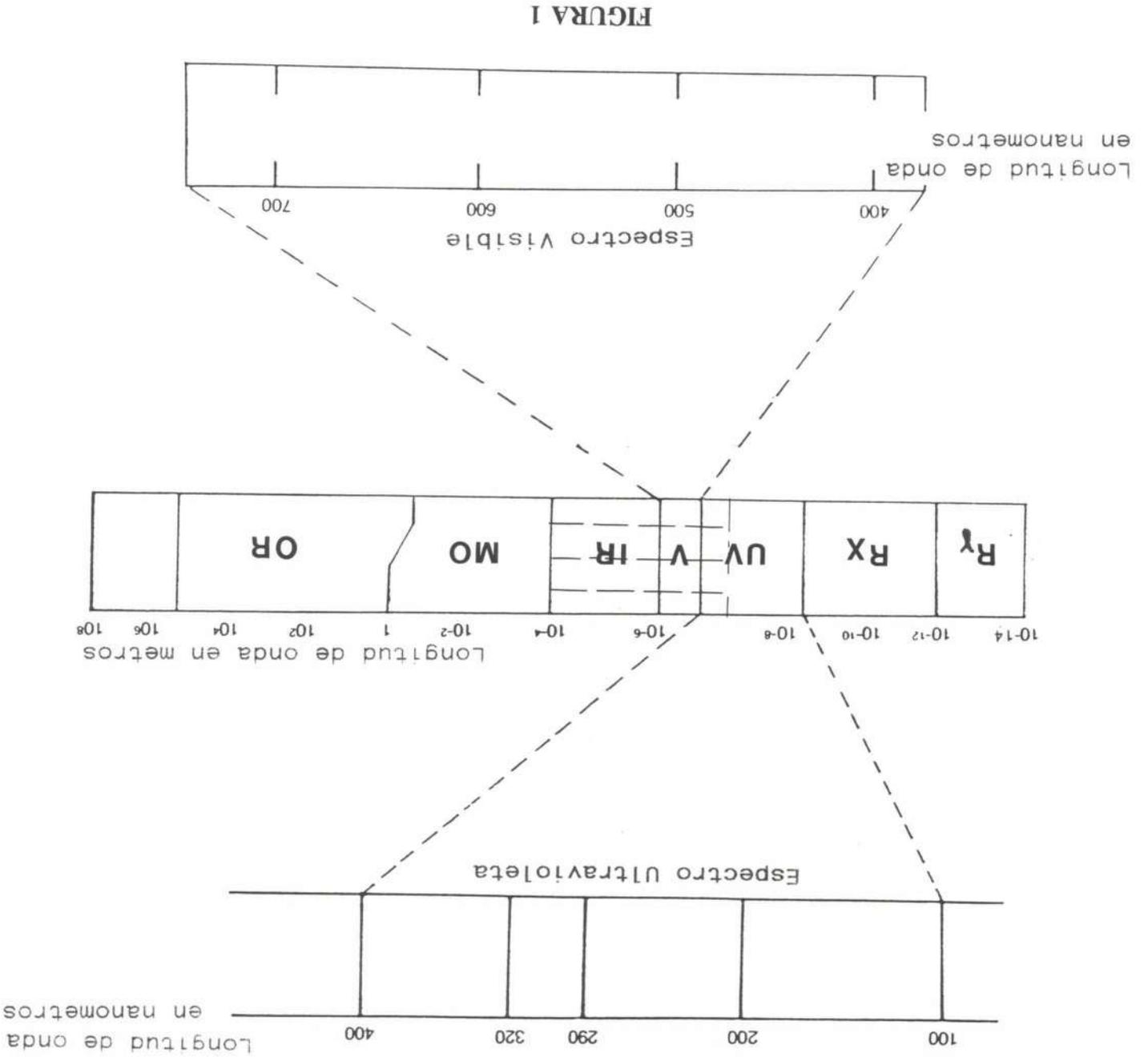


FIGURA 1

El láser participa tanto de la luz infrarroja, como de la visible y ultravioleta (GLASSCOCK ET AL 1981) (desde los 100-150 nm. a los 10.500-10.600 nm. de longitud de onda), aunque están en investigación otras regiones del espectro. En la TABLA 1 se señalan las regiones del espectro que corresponden a la mayoría de los láseres que se usan en Odontología.

Para conocer el mecanismo de producción de la radiación electromagnética, es necesario conocer la estructura y características de la materia. El modelo atómico actual (NOGUEROL ET AL 1986) deriva del propuesto por el físico danés Niels Bohr y nos sirve para explicar fácilmente la emisión atómica de energía.

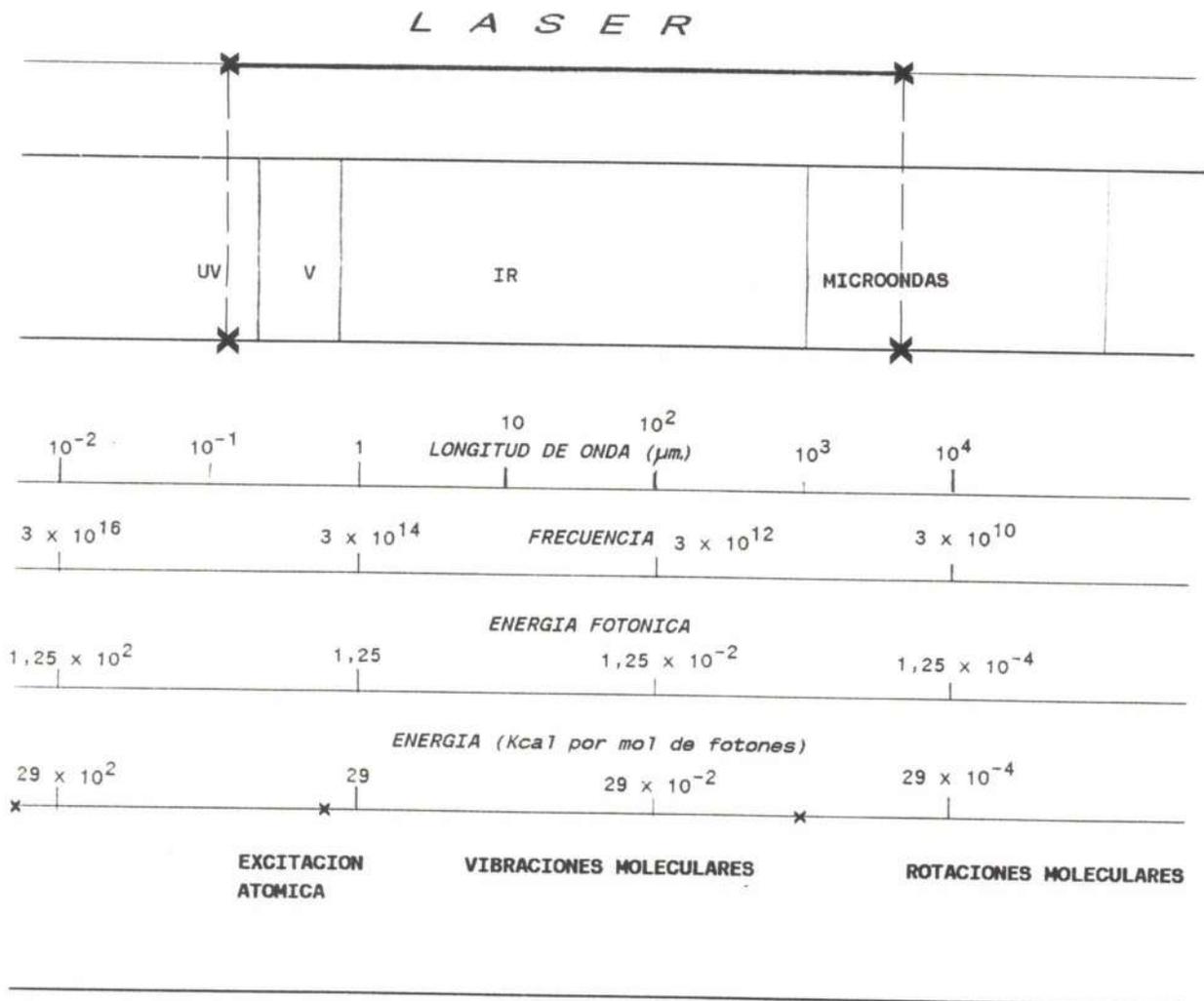
Según este modelo, los electrones giran en torno al núcleo en órbitas de energía determinada y en su movimiento no pierden ni ganan energía. La ganancia o pérdida de energía sólo se produce al pasar electrones de unas órbitas a otras, pero no en su movimiento dentro de ellas. En la Figura 2 se presenta un esquema que ilustra esta descripción.

Los electrones giran alrededor del núcleo según capas muy definidas. En cada capa, o nivel energético, los electrones adoptan unas órbitas de traslación en torno al núcleo, diferentes para cada electrón. Las capas más alejadas del núcleo tienen un nivel de energía potencial superior al de las cercanas. Los electrones pueden desplazarse entre estas capas *ganando* (de la capa inferior a la superior) o *perdiendo* energía (desde la capa superior a la inferior) (NOGUEROL ET AL 1986) (HITA VILLAVERDE 1983), haciéndolo en forma de absorción o emisión de radiación electromagnética.

TABLA 1

Regiones del Espectro Electromagnético.

Espectro electromagnético en el que se aprecia el espectro correspondiente al LASER, así como sus energías fotónicas correspondientes y los mecanismos atómicos de producción.



MODELO ATOMICO

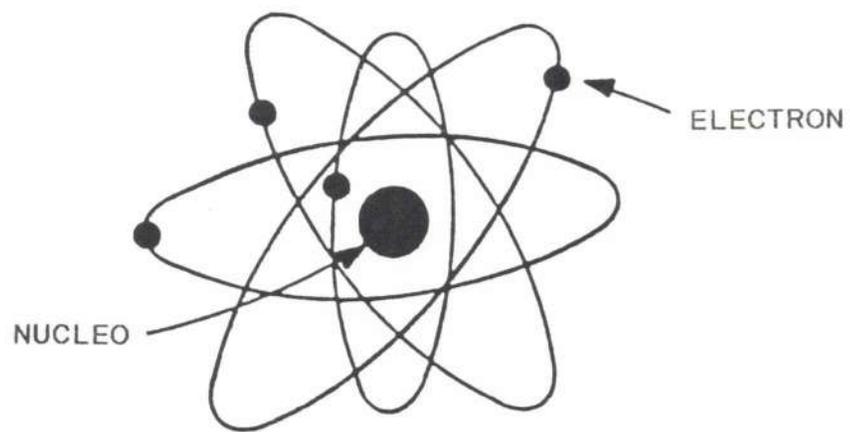


FIGURA 2

O dicho de otro modo: un átomo en estado de menor energía (E_1) puede *absorber* un fotón y pasar a un estado de mayor energía (E_2). Siempre y cuando el fotón absorbido, según Plank, tenga una frecuencia de:

$$\nu = (E_2 - E_1) / h$$

$$(h = \text{constante Plank} = 6,63 \cdot 10^{-34} \text{ J.s.})$$

y en este caso el átomo ha aumentado su energía interna (CASAS 1980) (SMITH Y SOROKIN 1970). Por el contrario, análogamente, un átomo en estado E_2 puede emitir espontáneamente un fotón y pasar al estado E_1 mediante una emisión de una radiación (de frecuencia expresada por la fórmula anterior) en un proceso que se denomina *emisión de radiación espontánea*, y se produce siempre y cuando existan en el átomo órbitas libres de menor energía potencial. El átomo disminuye su energía interna (FIGURA 3). Estos pasos de electrones de unas órbitas a otras acompañados de emisión o absorción de energía se denominan *transiciones electrónicas corticales* (CASAS 1980).

Cuando un átomo está en estado de mínima energía potencial (todas las órbitas de menor energía ocupadas) se dice que está en "*estado fundamental*", mientras que si no es así, se dice que está en "*estado excitado*". Según Bohr, todo átomo en estado excitado tiende a pasar espontáneamente a su estado fundamental mediante una transición electrónica cortical y su correspondiente emisión espontánea de radiación (MARSHALL 1972).

EMISION DE RADIACION ESPONTANEA

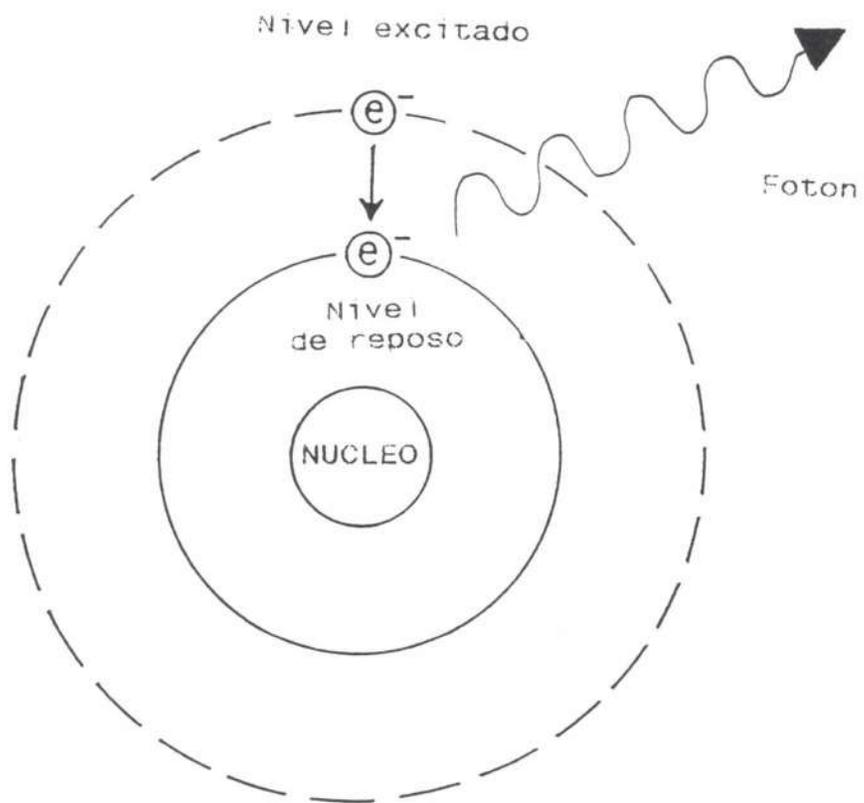


FIGURA 3

La emisión espontánea de radiación es un fenómeno asincrónico, ya que los fotones son emitidos en momentos diferentes. Cuando un electrón de una capa electrónica atómica recibe el impacto de un fotón, si la energía es suficiente, el electrón sube a otro nivel de mayor energía potencial quedando en estado excitado. En estas condiciones el electrón vuelve a su lugar original del que procede mediante la **"Emisión Espontánea"** de radiación electromagnética de una energía determinada (longitud de onda definida) igual a la diferencia energética existente entre ambos niveles, como ya se ha indicado.

Este proceso es espontáneo y ocurre inmediatamente al igual que cuando tiramos una piedra hacia arriba cae espontáneamente al suelo, su lugar de procedencia y de menor energía potencial, pero a veces, en ciertos átomos y ciertas circunstancias puede quedar atrapado en lugares intermedios de energía y sólo salir de ellos si se le estimula comunicándole una cierta energía (al igual que la piedra podría quedar atrapada en las ramas de un árbol para caer si se sacude el árbol). El átomo queda en un estado semiestable de energía (estado excitado) y el conjunto de átomos en estas condiciones se le llama **"población invertida"** (CASAS 1980).

Einstein postuló, en 1917, el fenómeno de la **emisión estimulada** (EINSTEIN 1917): cuando un átomo en estado excitado recibe un fotón de igual energía que la energía de excitación (energía potencial del electrón excitado), el átomo puede desexcitarse pasando a un nivel de energía más bajo mediante la emisión de un fotón de igual energía (igual long. de onda), dirección y fase que el fotón incidente, es decir, que presenta coherencia espacial y temporal con él. Sugirió que era posible la emisión de fotones por los átomos en el estado de mayor energía (E_2) para pasar al estado E_1 de menor energía, pero no por un proceso de emisión espontánea, sino inducido por radiación. Con otras palabras, si aplicásemos un

fotón de energía igual a la diferencia energética entre los niveles atómicos implicados en el proceso:

$$(E_2 - E_1),$$

sobre un átomo que está en el estado de mayor energía (E_2), se producirá un fotón de doble energía que la del incidente

$$2x (E_2 - E_1)$$

Además, ambos fotones tendrán concordancia de fase, igual longitud de onda y la misma dirección, lo que da lugar a una amplificación, puesto que estas ondas se suman (HITA VILLAVERDE 1983). Bajo el punto de vista cuántico, se pueden diferenciar dos etapas en cada emisión estimulada, una inicial en la cual un fotón se aproxima al átomo excitado y una segunda en la que un nuevo fotón se ha unido al primero (FIGURA 4). Bajo este punto de vista cuántico ambos fotones están separados; electromagnéticamente podemos decir que ambos fotones representan un sistema de ondas de doble energía que el incidente (HITA VILLAVERDE 1988) (MARTINEZ GONZALEZ Y DONADO RODRIGUEZ 1990).

EMISION ESTIMULADA DE RADIACION

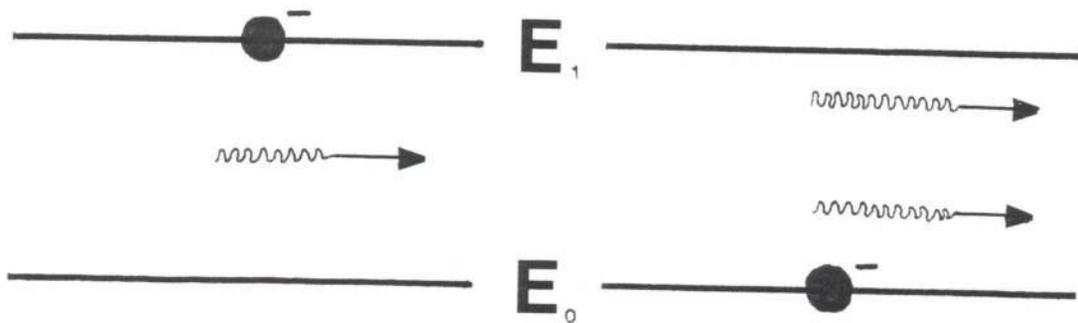


FIGURA 4

I.2. Fundamentos físicos del láser.

El Láser lo podemos definir como: Toda fuente de radiación electromagnética que presenta simultáneamente coherencia espacial y temporal en una dirección lineal y con una intensidad notable.

Por **coherencia espacial** se entiende radiaciones de igual longitud de onda (monocromática), dirección y sentido (coincidentes en el espacio) (MAILLET 1989).

Por **coherencia temporal** se entiende que se encuentran en igual fase (son coincidentes en el tiempo) (MAILLET 1989).

Y su concepto abarca la totalidad de sistemas conocidos o por conocer capaces de producir radiación amplificada por emisión estimulada.

Aunque en principio el Láser podría ser radiación de cualquier frecuencia (de hecho, están en fase de desarrollo Láser de Rayos X de indudable interés y transcendencia), se considera generalmente al láser dentro del intervalo de frecuencias de la **Luz Visible** como histórica y prácticamente se le ha conocido; aunque al Láser de Microondas se le llamó "Maser" (SCHAWLOW y TOWNES 1958). No obstante, hoy día, se entiende por

láser no sólo al correspondiente al espectro de la luz visible, sino a cualquier zona del espectro de radiaciones electromagnéticas.

Los principios en los que se basa la producción de Láser son dos: Inversión óptica y Emisión estimulada.

Así pues las etapas a conseguir son dos:

1^a Inversión de la población.

2^a Desencadenar la emisión estimulada.

La probabilidad de incidir sobre un átomo excitado es muy pequeña, debido a que los tiempos en los que el átomo permanece en esta situación son muy pequeños y la proporción de átomos excitados es menor a la de no excitados.

Se han ideado formas de excitación atómica (HITA VILLAVERDE 1983) (MAILLET 1989) (HITA VILLAVERDE 1988), para llenar el nivel excitado a expensas del nivel básico, denominado mecanismo de *bombeo*, que puede ser óptico, electrónico, por transferencia de excitación, o químico (HITA VILLAVERDE 1983). Con los mecanismos de excitación se logra una proporción mucho mayor de átomos excitados.

El bombeo óptico puede producirse en un "resonador". La cavidad láser está constituida por un recipiente en el que se encuentra la sustancia susceptible de establecer una inversión de población. Al principio, todos los átomos están en estado no excitado o fundamental. Suponiendo que este recipiente es cilíndrico, con los dos extremos paralelos, uno reflectante y el otro semirreflectante, al comenzar el bombeo, se producirán las transiciones espontáneas que hemos visto antes. Así se aprovecha al máximo la inversión de la población. Se evita la dispersión de fotones y se consigue un haz monocromático (MAILLET 1989) (HITA VILLAVERDE 1988) (PIETTE 1983). La FIGURA 5 muestra, con detalle su esquema de funcionamiento:

- a) Todos los átomos se encuentran en reposo.
- b) Al comenzar el bombeo algunos átomos pasan a una situación de excitación. El primero en desexcitarse emitirá un fotón estimulado, que a su vez inducirá nuevas excitaciones.
- c) Los fotones que siguen una dirección perpendicular a los espejos van siendo estimulantes para nuevos átomos.
- d) Cuando el efecto de resonancia tenga suficiente intensidad, el haz *amplificado* emergerá por la pared semirreflectante del resonador (NOGUEROL 1986) (CARROLL 1978).

RESONADOR OPTICO. ESQUEMA DE FUNCIONAMIENTO

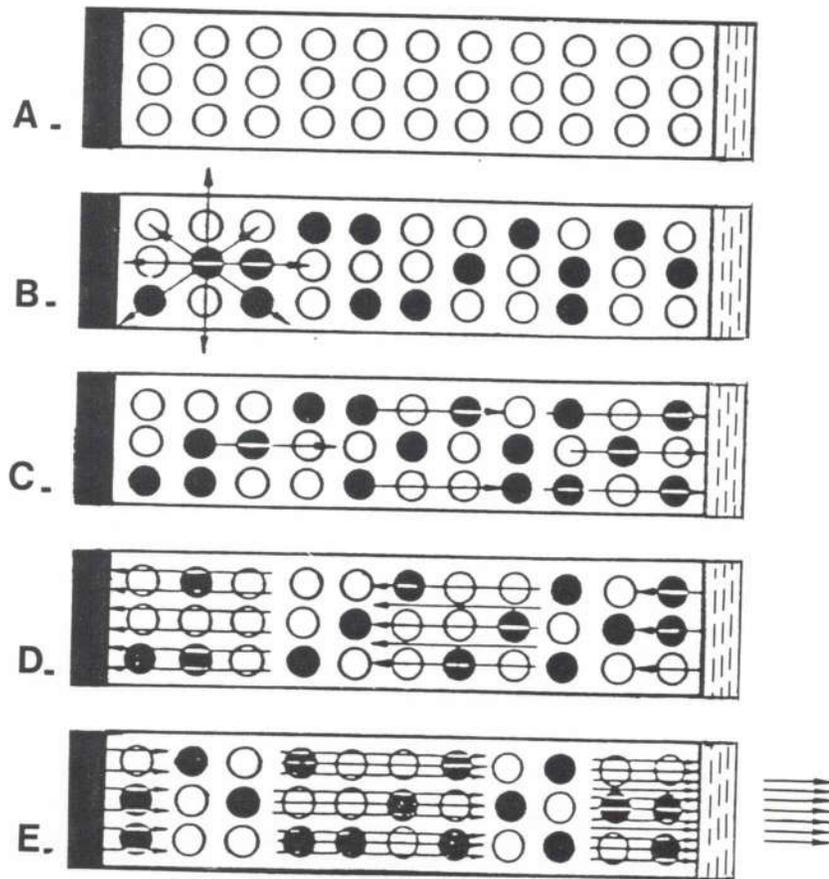


FIGURA 5

I.3. Láser y Odontología

Los sistemas láser se han usado extensamente en odontología por diversos investigadores (Nelson, White, Frentzen, Scheinin, por nombrar algunos).

En la TABLA 2 se recogen los tipos de láser más usados en Odontología, así como algunas de sus características principales. Hay muchos tipos de láser que están en investigación. Algunos de los más importantes son los siguientes:

- a) El láser de dióxido de carbono (CO_2), donde el medio es dióxido de carbono con una longitud de onda entre 9.000 y 11.000 nm. Es un láser gaseoso.
- b) El láser de Neodimio-Itrio Aluminio Granate (Nd-YAG), que es un láser sólido con una longitud de onda de 1.060 nm usado recientemente en odontología.
- c) El láser de argón, de 514 nm de longitud de onda. (láser gaseoso dentro de la luz visible).
- d) El láser de excímero. Donde el medio donde se genera el láser es un dímero excitado. Produce una alta energía de pulso dentro de la región del ultravioleta y ha sido usado recientemente en Alemania con buenos resultados *in vitro*.

e) El láser de arseniuro de galio (AsGa) es un láser de diodo semiconductor y el de Helio-Neon (He-Ne), gaseoso, que se han usado para producir "bioestimulación" tisular.

f) Por último, los láseres de Erbio-YAG y Holmio-YAG, recientemente usados en odontología, parecen tener menores efectos térmicos (WIGDOR 1993).

Cada láser tiene un efecto diferente sobre cada tejido, de acuerdo a su longitud de onda. El de dióxido carbónico, el Nd-YAG y el láser de excímero, por ejemplo, se han usado para producir exéresis de tejidos duros dentarios.

TABLA 2

Tipos de Láser Usados en Odontología

TIPO		FORMA DE EMISION	LONGITUD DE ONDA (nm.)	POT. (W)	APLICACIONES EN ODONTOLOGIA
SOLIDO	RUBI	Pulsante	694,3 (Rojo)	2-50	-PREVENTIVA
	Nd-YAG	Pulsante Continua	1.060 (IR cercano)	20-120	-CIRUGIA -PREVENTIVA -TERAPEUTICA -MEDICINA BUCAL
COLORANTE	N ₂ , Nd Ar, Kr	Pulsante Continua	450-1.200 (Visible a IR)	10	-CIRUGIA -PREVENTIVA -TERAPEUTICA
GASEOSO	He-Ne	Continua	632,8 (Rojo)	2mw- 50mw	-HOLOGRAFIA -FLUIDOMETRIA -MEDICINA BUCAL
	Ar, Kr	Continua	488-514 (Verde-Azul)	0,5-100	-CIRUGIA
	CO ₂	Continua Pulsante	9,000-11.000 (IR lejano)	0,5- 1.000	-CIRUGIA -PREVENTIVA -TERAPEUTICA
	Excimero	Pulsante	190-351 (Ultra-violeta)	-100	-TERAPEUTICA -PREVENTIVA
DIODO	AsGa	Pulsante	904 (IR cercano)	3-20	-MEDICINA BUCAL

I.3.1. Usos quirúrgicos del láser en Odontología

Donde la radiación láser ha probado ser altamente eficaz es en sus aplicaciones quirúrgicas. Diez años apenas habían transcurrido desde el nacimiento del primer láser, cuando Hall y colaboradores (HALL ET AL. 1971) demostraron a la comunidad científica, que el calentamiento producido por el láser de CO₂ sobre una superficie de tejido, era capaz de vaporizarlo. En efecto, la radiación infrarroja emitida por este láser era absorbida completamente por el agua contenida en el tejido. Al mismo tiempo, los vasos sanguíneos de diámetro menor de 0,5 mm. se sellaban espontáneamente, resultando una mayor visibilidad del campo operatorio.

Paralelamente, está enlentecido el proceso de cicatrización de las heridas producidas por procedimientos quirúrgicos realizados con láser de CO₂, cuando se compara con la cicatrización de incisiones practicadas con electrobisturí y bisturí convencional (HALL 1971). La curación más rápida se obtuvo en las incisiones realizadas con el escarpelo en contraste con las realizadas con láser o electrocauterio, quizás debido a la necrosis marginal producida por el calor generado por ambos instrumentos (HALL 1971).

I.3.1.1. Comparación con el bisturí eléctrico

A partir de estos primeros trabajos, se inició una carrera donde se investigaron los efectos que produce el láser cuando se utiliza en Cirugía Bucal y Maxilofacial. Pronto comenzaron los trabajos sobre pacientes y se hizo inevitable su comparación con otras técnicas quirúrgicas.

Hasta la aparición del láser, los mecanismos para producir mínimas pérdidas sanguíneas en intervenciones quirúrgicas estaban bien limitados. El uso del electrocauterio (bisturí eléctrico) estaba extendido entre los cirujanos por sus apreciables ventajas frente a la cirugía convencional. Una de las ventajas del electrobisturí, sobre el escarpelo convencional, es que el procedimiento es menos sangrante. Sin embargo, esta característica se vería contrarrestada por la acción de contracción muscular producida al estimular eléctricamente la contracción muscular.

Cuando la lesión a extirpar se encuentra en músculo (por ejemplo la lengua), el láser de CO₂ tiene una ventaja comprobada adicional: no produce calentamiento ni contracción muscular, lo que facilita el tratamiento. Además, en el caso de la lengua, se reduce el dolor postoperatorio y mejora su funcionalismo (BEN-BASSAT ET AL 1978). Lesiones de gran tamaño y consistencia friable (como el granuloma piógeno de la lengua) se eliminan con una mínima pérdida sanguínea (MODICA 1988).

Estas ventajas del láser frente al electrocauterio pronto animaron a realizar investigación animal. Se comprobó sobre mucosa oral de ratas que con el láser de Argón se producía un menor edema tisular, inflamación y necrosis, con la ventaja añadida de una mayor eficacia porque ofrece un campo operatorio seco (SANDERS ET AL 1979). Como vemos, muy pronto se sugirió que se podría usar el láser de Argón para coagular lesiones altamente vascularizadas como hemangiomas, malformaciones arteriovenosas y telangiectasias. Principalmente, por la ventaja del láser frente al electrocauterio, ya que produce una hemostasia limpia, eficiente (y aséptica, porque no hay contacto directo con el tejido). Como dato significativo de su efectividad, ofrece una hemostasia total en menos de 5 segundos, aplicando una densidad de energía de 16 a 45 W/cm², enfocando el láser (de

onda continua) a 2,5 mm. de diámetro (SANDERS ET AL 1979). De hecho, se ha utilizado el láser de Argón en la excisión de tejidos altamente vascularizados (cresta de gallina común) y se consiguió su perfecta coagulación utilizando una potencia de 1,75 W. en disparos de 0,2 segundos de duración (PONS ET AL 1986).

I.3.1.2. Particularidades de uso clínico.

A las primeras comparaciones clínicas entre el láser y el electrobisturí, apoyadas por estudios experimentales en animales, pronto se sumaron estudios clínicos, sobre pacientes, de comparación entre las complicaciones producidas en la cirugía de tumores malignos del suelo de la boca, cuando se realiza con uno u otro procedimiento. En esta región se encontró que la afectación del conducto de Wharton, con la estenosis ductal subsecuente, es difícil de prevenir y se presenta tanto con electrocauterio como con láser de CO₂ (MIHAIL ET AL 1987).

El láser de CO₂ ofrece una interesante particularidad: su capacidad de producir la vaporización del tejido o su diéresis, dependiendo de si se usa desenfocado o enfocado (ABT ET AL 1987). Aunque la penetración del fotobisturí láser sobre los tejidos orales encuentra una respuesta directamente proporcional a medida que aumenta la potencia empleada (BACA PEREZ-BRYAN 1990) y la rapidez de corte del láser es mayor a medida que aumenta la potencia (BACA PEREZ-BRYAN 1990). En el caso de la eliminación de lesiones benignas intraorales, el láser desenfocado las vaporiza y después se enfoca para remodelar el tejido. Frente al procedimiento habitual, encontramos que la cirugía con láser resulta ser un método exangüe, con un postoperatorio sin incidentes y sin necesidad de administrar analgésicos (ABT ET AL 1987).

Otra de sus ventajas adicionales consiste en su posibilidad de usarse en sitios inaccesibles gracias a la ayuda de espejos que transmitan el rayo láser. Consiste el procedimiento en adaptar el láser a un microscopio que está unido a un sistema de espejos. Al reflejarse el rayo, se puede incidir sobre los tejidos de difícil acceso (THAWLEY 1983).

La cirugía mediante un láser de CO₂ conectado a un microscopio, de hecho, logra la remoción de la lesión con una alta precisión en la incisión. Frame y Rhys Evans, junto a Morgan (FRAME ET AL 1988) y a Basu (BASU ET AL 1988) usaron en cirugía de la lengua un láser de CO₂ (mod. *Sharplan 733*) con microscopio.

I.3.1.3. Hemostasia.

Se ha aportado en múltiples ocasiones la utilidad del láser como coagulante en procedimientos quirúrgicos de entidad hemorrágica. El efecto hemostático es real pero, a mayor profundidad tisular, el efecto hemostático es menor (BACA PEREZ-BRYAN 1990). Sobre un modelo animal se comprobó que el corte con el láser no produce hemorragia, porque los vasos de menos de 0,5 a 1 mm. de diámetro se sellan por el rayo láser (BASU ET AL 1988). El efecto hemostático por coagulación de vasos de calibre menor de 1 mm. (FISHER Y FRAME 1984) es una posibilidad real del láser. Los hemangiomas tienen un alto contenido en agua (75-90%), el láser se absorbe en las primeras 30 μ m y se produce la vaporización del punto focal sin afectar el tejido adyacente, con lo que se consigue la incisión hemostática. Los beneficios de la excisión con el láser de CO₂ resultan ser: un corte simultáneo con coagulación, menor dolor y edema que con otros métodos y la posibilidad de destruir pequeños nódulos residuales por vaporización (APFELBERG ET AL 1985).

Kaplan y colaboradores (KAPLAN ET AL 1973) presentaron unos excelentes resultados estéticos, en el tratamiento de hemangiomas mucocutáneos, con esta nueva técnica quirúrgica de excisión con láser de CO₂. Se presentó un caso de hemangioma cavernoso del labio superior. Los resultados indicaron que la ventaja principal de este método es la falta de hemorragia, además de ser poco molesto para el paciente. No deja de ser una ventaja el uso de un láser de CO₂ para conseguir la excisión de hemangiomas cavernosos: Una gran lesión de hemangioma, localizado en la mucosa yugal de un niño de 8 años se llevó a cabo con mínima pérdida sanguínea (SHAFIR ET AL 1977). Al cabo del tiempo, en una revisión sobre 109 pacientes que fueron tratados con láser de CO₂ por problemas mucosos bucales, los resultados indicaron que este tipo de láser es especialmente útil en Displasias y hemangiomas cavernosos por la comodidad operatoria (ausencia de hemorragia, precisión en el corte) y el buen postoperatorio que ofrecen los pacientes (CLOUET ET AL 1986).

La telangiectasia hemorrágica hereditaria (enfermedad de Osler-Weber-Rendu) suele producir graves hemorragias cuando se operan de forma convencional. Con una lámpara oftalmológica de láser de Argón, se fotocoagularon las lesiones telangiectásicas bajo preciso control microscópico en ocho pacientes con múltiples telangiectasias cutáneas y mucosas. La dosis óptima se determinó variando el enfoque, la potencia, la velocidad de disparo y el número de aplicaciones, hasta que las lesiones se eliminaron. Esta dosis óptima, para lesiones cutáneas, se determinó en disparos de 0,2 sg. de duración a 1,5 -1,7 W de potencia, enfocando a 2 mm. de diámetro. En las lesiones linguales y sublinguales, la dosis óptima fue la misma, pero enfocando a 1 mm (LYONS ET AL 1981).

En otros territorios afectados por hemangiomas, también se ensayaron con éxito los efectos del láser. La fotocoagulación con láser en la telangiectasia hemorrágica hereditaria intranasal parece ofrecer una alternativa en el tratamiento de la epístaxis asociada a dicha enfermedad hereditaria crónica que no tiene cura disponible. En 19 pacientes que presentaban esta enfermedad, la fotocoagulación con láser Nd-YAG tuvo éxito en el tratamiento de la epístaxis asociada a la telangiectasia hemorrágica hereditaria intranasal. Dentro de las diferentes alternativas de tratamiento que tenemos (relleno nasal, electrocauterio, estrógenos sistémicos, dermatoplastia septal, embolización y/o ligación arterial), el láser debería ser una opción para esta enfermedad (KLUGER ET AL 1987)

También resulta de particular interés el uso del láser para eliminar lesiones pequeñas: 21 pacientes con hemangiomas pequeños localizados en la cavidad oral (en labios, lengua y mucosa bucal) se trataron con un láser de CO₂ (Cooper Láseronic 300 A) de 10,600 nm. de longitud de onda. La mayoría fueron pacientes ambulatorios y se trataron bajo anestesia local. Esta cirugía excisional resultó ser más precisa y fácil, acompañada por una pérdida de sangre muy pequeña (0-25 cc en 17 pacientes, 50-100 cc en 3 pacientes y 300 cc en sólo 1 paciente) y el dolor y edema postoperatorio fueron mínimos (APFELBERG ET AL 1985).

Como vemos, las posibilidades del uso de los láseres en la cirugía de territorios sangrantes (hemangiomas o músculos) resultan ser claras: hay una hemostasia mayor que la lograda con métodos tradicionales (ARONOFF 1981). Por consiguiente, la pérdida sanguínea producida es menor. Esto se ha comprobado incluso eliminando las variables interindividuales: en un caso clínico, dicha pérdida de sangre en la extirpación del labio

inferior de un sujeto, fue menor en el lado operado con láser de CO₂ que en el contralateral, cuya remoción se hizo con el bisturí convencional (OSHIRO 1981).

En el total de los casos recogidos en una revisión sobre el tratamiento de tejidos blandos de la cavidad bucal (papilomas de paladar, estomatitis nicotínica del paladar, biopsias excisionales linguales, hiperqueratosis de la mucosa bucal, epulis maxilares, hiperplasias por fenitoina, adherencias linguales, hemangiomas del labio inferior y hemangiomas de la mucosa bucal), se observó que la hemorragia intraoperatoria fue menor de 10 ml. En el postoperatorio no hubo daño a las estructuras dentarias, hemorragia, distress respiratorio, ni dolor que no se calmara con anestésicos orales (PECARO Y GAREHIME 1983).

I.3.1.4. Territorios musculares.

En el territorio laríngeo, cuando se utiliza el láser de CO₂ de onda continua, existe una casi total falta de edema y muy poca tendencia a formar cicatriz (STRONG Y JAKO 1972; STRONG ET AL 1976). Estos resultados, junto a la precisión de corte, el escaso componente inflamatorio y edematoso de la cirugía con láser de CO₂ en el tratamiento de edemas postradioterapia de localización laríngea (AVELLANEDA ET AL 1984), nos avisan ya sobre la importancia que podría alcanzar, en el futuro, este tipo de láser en la cirugía de cabeza y cuello.

Carruth (CARRUTH 1985) presentó una revisión (sobre 100 casos) de los beneficios de una cirugía con láser en glosectomías parciales y totales: Hemostasia, alta precisión, ausencia de edema postquirúrgico y de contracción de la herida. El

postoperatorio es bueno, con poco dolor que cede sin la administración de analgésicos y estancias cortas en el hospital.

Cuando se comparan las glosectomías parciales realizadas con láser de CO₂ y con bisturí convencional, sobre animales de experimentación (perros), se observa que con el láser, las incisiones fueron exangües, siempre que no se afectasen vasos de mediano calibre. Anatomopatológicamente se observó degeneración vacuolar, espongirosis del epitelio y necrosis por coagulación del tejido muscular y conectivo. Se observó mayor hemorragia intersticial con el bisturí convencional (MARTINEZ GONZALEZ ET AL 1989).

Particularmente en el tratamiento de malformaciones vasculares de la lengua (linfangiomas, hemangiomas, fistulas arteriovenosas...), el láser de Nd-YAG está considerado como una excelente terapia de fotocoagulación dentro de todas las modalidades de tratamiento, incluyendo la excisión con láser de CO₂ (DIXON ET AL 1986). Se trataron nueve pacientes afectados por una o más complicaciones de malformaciones linguales. El objetivo terapéutico fue mejorar la sintomatología (hemorragias, dolor y alteraciones mecánicas derivadas del agrandamiento lingual) y conservar el funcionalismo del tejido lingual. Los resultados variaron de buenos a excelentes, con un marcado descenso de la frecuencia de hemorragias, así como una disminución del tamaño lesional. No se observaron complicaciones serias, como hemorragia o infección invasiva (DIXON ET AL 1986).

Frente al elevado coste del equipo y el retraso en la reepitelización, resulta importante el papel del láser de CO₂ en Cirugía Oral, porque son lesiones muy vascularizadas y el efecto más singular del láser es, precisamente, la excelente hemostasia que proporciona en procedimientos tan sangrantes como la extirpación de lesiones benignas

situadas en la cavidad oral (epulis fisurado, mucocelos, ránulas, adenomas, papilomas, granulomas piógenos, pólipos, fibroepiteliomas, hemangiomas y fibromas) (FRAME 1985a).

I.3.1.5. Gingivectomía

Los resultados obtenidos con el láser son muy superiores a los logrados con los métodos convencionales en las gingivectomías. En un paciente con el síndrome de Sturge-Weber complicado con una hiperplasia gingival por difenil hidantoina, se realizó la gingivectomía de los sectores laterales con un bisturí eléctrico; mientras que en el sector anterior, la excisión se realizó con un láser de CO₂ (HYLTON 1986).

El uso de otros sistemas de láser, en concreto del láser de Nd-YAG, con fines quirúrgicos también se plantea como satisfactorio. Aunque el láser quirúrgico por excelencia es el de dióxido de carbono (CO₂), el láser de Nd-YAG puede usarse para aplicaciones intraorales en tejidos blandos y se tolera bien sin anestesia y con sangrado mínimo, cuando se compara con intervenciones convencionales con bisturí (WHITE ET AL 1991).

En un estudio clínico controlado, el láser de Nd-YAG pulsante, conducido por fibra óptica se usó para conseguir la reducción efectiva de la profundidad de bolsas periodontales. Además se consiguió eliminar el estrato epitelial de la encía marginal libre (WHITE ET AL 1991), con lo que sus posibilidades clínicas resultan ser, cuando menos, satisfactorias.

1.3.1.6. Leucoplasia

La aplicación del láser sobre lesiones de leucoplasia, entidad clínica precancerosa que puede malignizarse bajo ciertas condiciones, ha sido objeto de estudio en varias ocasiones. Incluso se ha llegado a clasificar la extirpación de leucoplasias orales como la mayor indicación de uso del láser de CO₂ (FRAME 1985b) en una revisión de cien casos de tratamiento satisfactorio de lesiones patológicas de los tejidos blandos orales extirpadas mediante un láser de CO₂.

La ventaja del láser en el tratamiento de lesiones extensas premalignas, frente a la cirugía convencional y la criocirugía, consiste en la gran precisión obtenida con el láser de CO₂, produciéndose una inmediata destrucción del tejido, con mínimo daño a las estructuras vecinas. A lo que hay que añadir una buena visibilidad durante el acto operatorio (FRAME ET AL 1984). En este sentido, el láser de CO₂ en el tratamiento quirúrgico de lesiones orales precancerosas, cuando se opera en las proximidades de conductos salivares no produce contracción de la cicatriz y disminuye, por tanto, el peligro de estenosis del conducto (en este caso, el de la parótida) (HORCH ET AL 1986). Sin embargo, existe un dolor persistente durante 2-3 semanas, tras un período de silencio de 3 días. (FRAME ET AL 1984).

En quince pacientes afectados de Queratosis sublingual (forma distinta de Leucoplasia que afecta al suelo de la boca y la superficie ventral de la lengua, que sufre cambios malignos con alta frecuencia sin tratamiento), se usaron dos aparatos de láser de CO₂ (mod. *Choherent 450* y *Sharplan 733*) para eliminar estas lesiones bajo anestesia general. Se utilizó el láser a una potencia de 10 W. en pulsos de 0,1 sg. de duración (que

se ha demostrado ser la dosimetría eficaz para intervenciones en tejidos blandos de la cavidad oral (BACA PEREZ-BRYAN 1990)). Aunque el postoperatorio resultó doloroso para el paciente, hay que resaltar ciertas ventajas: el campo operatorio estaba libre de sangre, con una excelente visibilidad y se produjo una destrucción precisa del tejido con mínimo daño a tejidos vecinos, y además, puede realizarse con este láser la excisión o vaporización de las lesiones (FRAME 1984).

Parece ser que con este láser, aún cuando se obtienen buenos resultados en la excisión de lesiones malignas, premalignas y benignas, debería hacerse un control adecuado de las recidivas: En el seguimiento de 46 pacientes con lesiones precancerosas (liquen plano, léntigo maligno, leucoplasia multicéntrica o carcinoma "in situ") que se trataron con un láser de CO₂ a 15-20 W. de potencia, desenfocado, se realizó un seguimiento de 37 meses y se comprobó la recidiva en un 22. % del grupo leucoplasia-carcinoma "in situ" y del 13 % en el otro (HORCH ET AL 1986).

En los primeros informes realizados sobre el uso del láser en el tratamiento de lesiones orales precancerosas, ya se contemplaba la aparición de recidivas. De un total de 32 pacientes que recibieron tratamiento usando un láser de CO₂ para lesiones circunscritas de la mucosa oral (leucoplasia, eritroplasia, leucoplasia simple, verrugosa o erosiva y melanoma léntigo maligno), sólo hubo 2 recidivas a los 6 meses, las cuales se eliminaron con una nueva exposición al láser (HORCH Y GERLACH 1982). Resulta interesante destacar que no hubo edema ni dolor exagerado en el postoperatorio y la cicatrización se obtuvo en 2 - 3 semanas. Con todos ellos se usó un láser (mod. *Sharplan* 733), bajo anestesia local, con una potencia de 15 a 20 W. (HORCH Y GERLACH 1982).

Por otra parte, en un trabajo de seguimiento de 20 lesiones premalignas eliminadas mediante vaporización superficial y submucosa con un láser quirúrgico de CO₂ desenfocado, operado a 10 W. de potencia, se produjeron cuatro casos de recidiva (3 carcinomas y 1 leucoplasia) (FLYNN ET AL 1988). En otros trabajos, la aparición de recidivas fue menor: De un total de noventa y dos intervenciones ambulatorias realizadas con láser de CO₂ sobre pacientes afectados de leucoplasias, tan sólo hubo dos recidivas de leucoplasia durante un periodo de seguimiento de dos años (CHIESA ET AL 1986).

Uno de los trabajos de seguimiento más largo de pacientes operados fue realizado durante un periodo medio de cinco años (CHU ET AL 1988) de 29 pacientes tratados con láser de CO₂ por leucoplasias orales extensas. El análisis histológico de los cuales reveló desde queratosis a carcinoma "*in situ*". La tasa de recurrencia durante el tiempo considerado fue del 10,8 % y la tasa de malignización, del 2,6%. Se produjo una excelente cicatrización de la herida y pocas complicaciones, resultando ser una técnica inmejorable con grandes ventajas:

- Precisión de la remoción tisular, porque se usa simultáneamente un microscopio que controla el rayo.
- Mínimo daño a los tejidos vecinos (se afectan sólo 15 a 18 estratos celulares adyacentes al impacto).
- Tejido cicatricial con pocos miofibroblastos.
- Reducción del dolor postoperatorio y edema.
- Remoción efectiva y alto control de las recurrencias.

I.3.1.7. Cáncer Bucal

La capacidad de vaporizar o de extirpar tejidos bajo control histológico-microscópico ha hecho florecer una serie de técnicas en el tratamiento del cáncer bucal. En el tratamiento de un caso de papilomatosis de la porción anterior del paladar duro, en un paciente de 25 años, se usó un láser infrarrojo (mod. Cavitron), manipulable con un microscopio óptico. El láser de CO₂ se aplicó con una potencia de 30 W, en pulsos de 200 ms., para obtener la vaporización del tejido. Se obtuvo la vaporización de la lesión en un diámetro de 2 mm. a una profundidad variable, con termocoagulación periférica, sin afectación más allá del margen de la herida. Además, hubo un mínimo edema intersticial y la hemostasia se logró por un sellado de los vasos, incluyendo los linfáticos (SACHS Y BORDEN 1981). Según los autores, con este método se previenen las recidivas; resulta ser una técnica rápida, fácil y no dolorosa, para conseguir la vaporización controlada de todas las capas del tejido.

El relativo gran éxito del láser en la cirugía oncológica parece estar representado por su menor morbilidad postoperatoria: en la extirpación de tumores malignos orales y orofaríngeos sobre 71 pacientes, la función orofaríngea se conservó y la deglución y el lenguaje de estos pacientes fue muy superior al logrado con otras técnicas (PANJE ET AL 1989). Además, las adherencias linguales que suelen quedar tras la cirugía excisional de carcinomas orales, pueden eliminarse fácilmente con un láser de CO₂ bajo anestesia local o general (LISTON Y GIORDANO 1981). En el trabajo junto a Morgan (FRAME ET AL 1988) se analiza la relación entre la radioterapia previa a la glossectomía con láser de CO₂, con las complicaciones postoperatorias que sufren los pacientes cancerosos. Se diseñó un estudio sobre 21 pacientes, con o sin historia previa de radioterapia. Se realizó un

seguimiento de 4-5 años y se valoraron las variables: dolor, hemorragia, infección, edema, retraso en la cicatrización y falta de función. Los pacientes con radioterapia previa tuvieron más enfermedad, requiriendo una cirugía más extensa. Tuvieron más problemas postoperatorios que los no irradiados, por lo que los autores concluyeron que la radioterapia previa predispone a un postoperatorio con más complicaciones después de la cirugía láser y que este tipo de cirugía con láser de CO₂ tiene unas claras indicaciones de uso en el territorio lingual:

1. Tratamiento primario de los tumores accesibles situados en los 2/3 anteriores linguales.
2. Pacientes con radioterapia previa lingual pueden esperar complicaciones por el uso del láser, pero menores que con la cirugía convencional.
3. Cuando la terapéutica con láser es parte de una operación mayor, pocos beneficios pueden esperarse de él.

Al igual que en el caso de las lesiones premalignas, como vemos, el tratamiento con láser del cáncer exige un seguimiento postoperatorio. En 1987, Jones y colaboradores (JONES ET AL 1987) presentaron un caso de carcinoma de células escamosas apareciendo en un área tratada previamente con un láser de CO₂. Una mujer de 68 años, con áreas leucoplásicas en el paladar duro y labio inferior, se trató con un láser quirúrgico (mod. *Sharplan*); la paciente mejoró con la vaporización de la lesión. A los 18 meses de la operación, se produjo una recidiva en el surco bucal, que se extendió a través del alveolo al paladar duro. Se realizó una primera biopsia, que resultó negativa; pero como la lesión parecía clínicamente maligna, se realizaron varias biopsias adicionales, que confirmaron la presencia de carcinoma de células escamosas.

I.3.1.8. Hiperplasia Gingival

Otras patologías friables y sangrantes que pueden ser atendidas mediante los procedimientos de irradiación con láser son las hiperplasias gingivales. El procedimiento se realiza en dos fases: en la primera, se usa en láser desenfocado, para eliminar -por vaporización- la hiperplasia; en la segunda, se realiza la remodelación del tejido (gingivoplastia) con el láser enfocado. En este trabajo, realizado sobre 12 pacientes, se llegó a las siguientes conclusiones: las ventajas del láser frente a los métodos tradicionales en la extirpación de lesiones por difenil hidantoína. se traducen en una hemostasia perfecta, esterilización del área operatoria, rápida cicatrización y mínimas complicaciones postoperatorias, además de la ausencia de contacto directo entre el aparato y el lugar de la incisión (PICK ET AL 1985).

De igual forma, la excisión de la hiperplasia gingival ocasionada por la nifedipina es más favorable con láser de CO₂ debido a que los pacientes cardíacos, afectados por dolor edema e incomodidad postoperatorios, están siendo tratados con terapia anticoagulante y el láser de CO₂ proporciona una estupenda hemostasia. Como hemos descrito, el procedimiento consta de dos fases, una primera de vaporización de la hiperplasia, con el láser desenfocado, y otra más precisa, para remodelar el tejido remanente con el láser enfocado. La técnica proporciona unos resultados excelentes, tanto intraoperatorios (procedimiento exangüe, esterilización de la incisión), como postoperatorios (dolor e incomodidad reducidos) (BARAK Y KAPLAN 1988).

I.3.1.9. Cirugía Preprotésica

La cirugía preprotésica puede beneficiarse del láser: Se ha utilizado el láser desenfocado sobre 11 pacientes para eliminar, por vaporización, hiperplasias epiteliales por prótesis. Cuando se realiza la cirugía convencional, se pierde profundidad de vestíbulo al aproximar los bordes. No se produce esta complicación, ni las molestias que ocurren al usar injertos de piel; por lo que el láser de CO₂ es el método de elección para la remoción de hiperplasias epiteliales por prótesis (POGREL 1989). Las principales ventajas incluyen, además de un mínimo tiempo operatorio, la ausencia de hemorragias, esterilización del área operatoria; además de mínimas molestias postoperatorias y una pronta cicatrización (LUOMANEN 1989).

En las frenectomías, aunque se produce un 25 % de recidiva, la rapidez, limpieza y ausencia de sangrado, hacen que sea también este método de elección. Además, no hay inflamación, ni edema y el dolor es menor que cuando se realiza alguna de las técnicas convencionales (POGREL 1989).

I.3.1.10. Efecto sobre el hueso

En cuanto a la aplicación del láser sobre el hueso con fines quirúrgicos, Panossian (PANOSSIAN 1984) estudió los efectos del láser de CO₂ sobre el hueso mandibular. Comprobó la profundidad de penetración del láser que aumenta hasta los 25 W. A una potencia superior a ésta, no se origina mayor penetración en profundidad, pero sí en extensión. Propone, como indicación del láser, el tratamiento de la osteorradionecrosis (frecuente en la mandíbula) por la esterilización que se crea en el lugar de la exéresis. Sin embargo, debido al poco contenido en agua del hueso sano, no se recomienda su empleo

para las osteotomías. Los resultados son mejores cuando se realiza con láser a alta frecuencia, ya que tanto el corte como la cicatrización son menos favorables si se usa la modalidad de onda continua (CLAUSER 1986).

I.3.1.11. Cicatrización.

El proceso de cicatrización de las heridas producidas con láser ha sido descrito e investigado por varios autores desde los primeros trabajos. La cicatrización de la herida realizada con láser parece ser más lenta que la convencional. A esta aparente desventaja se suman otras características del proceso de cicatrización que deben tenerse en cuenta.

La investigación experimental sobre animales ha ayudado enormemente en el estudio de estos procesos. La Tesis Doctoral de Rafael Baca Pérez-Bryan, de la Universidad Complutense de Madrid, sobre las acciones del láser de CO₂ en los tejidos blandos de la cavidad bucal de 18 perros (BACA PEREZ-BRYAN 1990), establece un hito importante en el estudio de los fenómenos cicatriciales de las heridas realizadas con láser. Algún tiempo antes, ya se habían realizado estudios de estas características, también sobre animales de experimentación (ratas), para comprobar el proceso de cicatrización que se produce en las heridas quirúrgicas practicadas con láser de CO₂ (JOSSET ET AL 1981).

La evaluación macroscópica comparativa entre las heridas producidas por el fotobisturí láser y técnicas convencionales, pone de manifiesto una ausencia de retracción cicatricial con el láser (BACA PEREZ-BRYAN 1990). Este hecho, notado por otros autores (FISHER Y FRAME 1984), quizás sea debido a que los miofibroblastos son menos numerosos en las heridas realizadas con láser que en las realizadas con bisturí convencional (MESTER ET AL 1971; CHU ET AL 1988).

Microscópicamente, no hay diferencia significativa entre la respuesta inflamatoria entre el láser de CO₂ y el bisturí convencional (BACA PEREZ-BRYAN 1990). A las 24 h. la reacción inflamatoria fue igual en todos los procesos de cicatrización de las glosectomías realizadas en ratas con un láser de CO₂, bisturí eléctrico y bisturí convencional (BASU ET AL 1988). Aunque los fenómenos regenerativos estaban enlentecidos cuando se realizó la incisión con láser, no se han encontrado diferencias significativas entre ambas técnicas quirúrgicas, en cuanto a la presencia de yemas vasculares, fibroblastos y fascículos colágenos (MARTINEZ GONZALEZ ET AL 1989). Aunque otros autores señalaron que el coágulo de fibrina se forma más despacio en la superficie de las heridas realizadas con el láser, pero la epitelización no se altera: se completa a las dos semanas (siendo más rápida que con el electrocauterio -4 semanas-) (BASU ET AL 1988). Otros autores señalan que la infiltración celular inflamatoria es más importante en las heridas realizadas con un láser que en las incisiones practicadas con bisturí convencional (LUOMANEN Y NEURMAN 1986).

Parece ser que se produce un menor aumento de capilares, inmediatamente y durante la curación temprana, en los márgenes de la herida realizada con el láser (JOSSET ET AL 1981) pero la infiltración de células inflamatorias, aún cuando es más lenta en las heridas realizadas con un láser de CO₂, es más prominente que si se realiza con un bisturí convencional (LUOMANEN 1987).

De cualquier forma, la rapidez de cicatrización inicial es mayor con el bisturí convencional (BACA PEREZ-BRYAN 1990) (FISHER ET AL 1983). La cicatrización, que normalmente se da a los 14 días, se retrasó a 17 o 21 días con el láser de CO₂ (PECARO Y GAREHIME 1983). Quizás porque la proliferación de capilares sanguíneos es más lenta durante la cicatrización de las incisiones por láser de CO₂, en comparación con las incisiones realizadas con el bisturí convencional (JOSSET ET AL 1981). Sin embargo, a los treinta días, la cicatrización es igual en uno y otro (BACA PEREZ-BRYAN 1990). De hecho, las heridas producidas por un láser de CO₂ en miniatura con 24 V. de alimentación y 4W. de potencia, curaron de la misma forma que las realizadas con el bisturí convencional, en cuanto a la formación de papilas en el epitelio, queratinización y reepitelización (KARDOS ET AL 1989).

I.3.1.12. Complicaciones. Aspectos sobre seguridad.

En 1990, Martínez González y Donado Rodríguez (MARTINEZ GONZALEZ Y DONADO RODRIGUEZ 1990) describieron los tipos y características de los láseres que se usan en Cirugía Bucal. El efecto térmico del láser quirúrgico es útil en cuanto a vaporización o corte de los tejidos. El efecto térmico que producen diferentes rangos de temperatura sobre los tejidos ha sido estudiado y según la temperatura alcanzada, los tejidos reaccionan de la siguiente forma (MARTI Y CARBONEL 1986):

55- 60° C: Desnaturalización de las proteínas,

60-100° C: Necrosis por coagulación (que ocurre con el láser de Argón),

100° C: Volatilización tisular por vaporización del agua contenida en ellos (efecto del láser de CO₂)

> 100° C: Carbonización de los tejidos.

El láser cicatriza los vasos sanguíneos, linfáticos y actúa sobre las terminaciones nerviosas. Entre otras, destacan como aplicaciones evidentes del láser quirúrgico: la extirpación de frenillos, vestibuloplastias, lesiones cancerizables, tumoraciones y tumores orales, siendo estas operaciones rápidas, sencillas, no dolorosas y carentes de manifestaciones inflamatorias. Existe una nitidez y limpieza durante la diéresis, con ausencia de hemorragia (MARTINEZ GONZALEZ Y DONADO RODRIGUEZ 1990).

Como ventajas del láser quirúrgico (10-20 W.), podemos señalar: precisión en la destrucción tisular, mínima afectación de los tejidos circundantes, prevención de diseminación tumoral, reducción del dolor postoperatorio y una esterilización de la herida con menor bacteriemia, coagulación, menor hemorragia, menor trauma en los tejidos, menor tiempo operatorio y no se produce calentamiento, ni contracciones musculares.

La investigación humana es una asignatura pendiente en casi todos los ámbitos de aplicación del láser. Fisher y Frame (FISHER Y FRAME 1984) publicaron un estudio de la cicatrización de las heridas producidas con un láser de CO₂ de 10,6 μ m. de longitud de onda, en varias localizaciones bucales sobre animales de experimentación (perros de la raza beagle) y los resultados se correlacionaron con los hallazgos en pacientes. Se constató la falta de contracción de la herida y precisión en la destrucción tisular (FISHER Y FRAME 1984).

Otros autores han revisado los inconvenientes del uso quirúrgico del láser (en la Papilomatosis Laríngea). En general, las complicaciones se presentan muy rara vez como Neumotorax, enfisema subcutáneo o fibrosis disfágica prolongada. También recogen el caso de un niño intervenido por este método, en el que -a consecuencia de la operación- se le produjo una periodontitis generalizada (WETMORE ET AL 1985). Otros autores (OSSOFF ET AL 1983) han señalado otras complicaciones que se presentaron: fuego endotraqueal, por combustión del tubo, daño a los tejidos blandos (fundamentalmente labios) y daño dentario. Como protocolo de seguridad, sugieren no usar materiales combustibles, usar algodones empapados en suero salino, aislar el cuerpo del paciente, usar la menor concentración de oxígeno que permita el anestesista, proteger la córnea y la piel y realizar una adecuada evacuación de los humos producidos en la operación (OSSOFF ET AL 1983).

Existe una monografía sobre seguridad en la cirugía láser de cabeza y cuello y O.R.L., en cuanto a las técnicas de anestesia general y sus posibles accidentes (OSSOFF 1989) publicada en un suplemento de "*The laryngoscope*". En ella se ponen de manifiesto la frecuencia con la que el tubo endotraqueal se incendia: el tubo de PVC se incendia más que el tubo de goma roja. La composición del gas anestésico es también importante: Helio en Oxígeno es mejor que Nitrógeno en Oxígeno (para una potencia del láser entre 10 y 15 W.). El uso del 30 % de Oxígeno en Helio fue significativamente mejor en ambos tubos, para la mayoría de las potencias usadas. La adición de 2% de Halotano parece reducir el inicio de la ignición (OSSOFF 1989).

Por otra parte, los condicionantes de seguridad en el ambiente de trabajo, así como las consideraciones sobre la esterilidad de la incisión quirúrgica han sido tenidos en

Por otra parte, los condicionantes de seguridad en el ambiente de trabajo, así como las consideraciones sobre la esterilidad de la incisión quirúrgica han sido tenidos en cuenta por los investigadores. Ya en 1980, en una descripción del láser de CO₂ como arma quirúrgica, se advierte cómo "pequeñas partículas tisulares" se esparcían incandescentes y se depositaban alrededor de la zona de impacto del láser, cuando el láser se usa para producir vaporización controlada de todas las capas del tejido (TUFFIN Y CARRUTH 1980). Hace ya algunos años se tenía en cuenta la incomodidad que este humo podría producir, tanto para el paciente como para el odontólogo. Si se usa la anestesia local, al estar el paciente consciente, resulta muy importante retirar el humo producido mediante un mecanismo de succión adecuado porque no sólo puede resultar desagradable que lo huelan (LISTON Y GIORDANO 1981), sino también peligroso: hay que tener en cuenta que las bacterias productoras de esporas (como el *Str. aureus*) pueden permanecer a pesar del rayo láser (MULLARKY ET AL 1985). De igual forma que en el caso de personas infectadas con el Virus de la Inmunodeficiencia Humana (VIH), se ha demostrado que ADN proviral se puede encontrar en el humo generado después de realizar un procedimiento quirúrgico con láser (BAGGISH ET AL 1991).

I.3.2. Efectos del láser en los tejidos blandos orales. Bioestimulación

Como contrapunto a la efectividad del láser quirúrgico, en los últimos años se ha venido especulando con la posibilidad de usar el láser de baja potencia (o láser terapéutico) como método físico de estimulación biológica o de actividad analgésico-inflamatoria. Así, diversos autores han utilizado este tipo de irradiación de baja energía con fines bioestimulantes y tróficos.

I.3.2.1. Efectos antiinflamatorios y analgésicos

El uso del láser con fines analgésicos ha sido una de las aplicaciones más controvertidas de la literatura científica sobre el uso del láser en Odontología. Algunos estudios demostraron que la radiación láser podría presentar una actividad antisecretoria, pero no analgésico-antiinflamatoria (KAISER ET AL 1987).

Kaiser y colaboradores (KAISER ET AL 1987) realizaron un ensayo clínico "doble ciego" paralelo randomizado en bloques aleatorios sobre treinta pacientes de ambos sexos, afectados de sinusitis Maxilar aguda. Este ensayo sobre el láser de He-Ne y placebo demuestra que no existe una actividad analgésico-inflamatoria, no obstante existió una mejoría significativa ($p < 0,005$ %) de la obstrucción nasal y del edema de la mucosa. Las dosis de radiación empleadas fueron de 4 y 7 Jul/cm² (KAISER ET AL 1987).

Contrastan estos resultados con los obtenidos por otros autores. Así, Bazhakov y colaboradores, (BAZHAKOV ET AL 1989) presentaron un estudio comparativo sobre el tratamiento de flemones maxilofaciales odontogénicos con ultrasonidos y láser combinados. El trabajo se desarrolló *in vivo* sobre 193 pacientes y mostró una eficiencia

considerable. Los autores concluyeron que la asociación de ultrasonidos y láser ofrece un beneficio específico en el tratamiento de lesiones purulentas como los flemones odontogénicos.

En el tratamiento de las aftas bucales, parece ser muy efectivo la irradiación con láser. Sobre treinta pacientes con aftas bucales, se utilizó este láser infrarrojo de AsGa (904 nm.), con una potencia máxima de 30 W. y a una frecuencia de 50/ 60 Hz. La aplicación sobre las lesiones aftosas se realizó durante tres minutos a 1-2 J/cm² en los bordes y 4 J/cm² en el lecho lesional. En sólo dos sesiones desapareció el dolor y se logró la cicatrización. (ALVAREZ ET AL 1989). Otro tipo de láser usado con éxito en el tratamiento de la estomatitis aftosa, es el láser rojo de He-Ne, que, en sólo dos sesiones, logró la desaparición del dolor asociado a las aftas (LEGRAN 1984).

De igual forma, en el tratamiento de la neuralgia del Trigémino, con un láser de 904 nm de longitud de onda, se comprobó clínicamente que este tipo de irradiación disminuía o hacía desaparecer el dolor. Esta analgesia sería secundaria a la elevación del nivel de endorfina neurohormonal en pacientes con neuralgia del trigémino (BENEDICENTI ET AL. 1984). Parece ser que la irradiación *in vivo* de los grandes troncos trigeminales con láser "blando" tiene una gran efectividad, disminuyendo o desapareciendo el síndrome doloroso, con pocas sesiones (WALKER ET AL 1988).

Existe controversia sobre si el láser produce algún efecto analgésico en pacientes con Hipersensibilidad dentinaria. Se han obtenido unos resultados satisfactorios en pacientes con Hipersensibilidad con láser de He-Ne (MATSUMOTO ET AL 1988). Pero frente a estos resultados, se han presentado trabajos que discuten la efectividad real del

láser "blando" de He-Ne (de 6 mW. de potencia) para el tratamiento de varias entidades (hiperestusias dentinarias, gingivitis, recubrimiento pulpar directo, herpes labial y náuseas). En ninguno de estas entidades se obtuvo una clara ventaja del láser frente a las terapias convencionales. Sin embargo, destacó el efecto psicológico-placebo que produce (WILDER-SMITH 1989).

I.3.2.2. Terapia de la Patología de la ATM

Los problemas crónicos asociados a la Patología de la Articulación Témporomandibular (ATM) forzaron el uso del láser como agente terapéutico en la estimulación de la ATM. En un periodo de seis días, se irradió durante diez minutos diarios sobre la ATM con un láser a 900 Hz. hercios. El dolor, los ruidos articulares de apertura y cierre se evaluaron antes y después del tratamiento. La evaluación al 15º día y el 31º después del tratamiento, indicó que la terapia con láser parecía tener un efecto significativo, traducido en una mejoría de la función masticatoria, con una reducción de las contracciones musculares y de la inflamación intraarticular (PALANO ET AL 1985).

Cuando se combina con férulas de descarga, el láser produce mejorías significativas en el tratamiento de problemas de la ATM. En 256 pacientes tratados con una combinación de férula y láser de He-Ne, de 632 nm. de longitud de onda y 6 mW. de potencia, los pacientes afectados por patología muscular (ochenta y ocho) obtuvieron una reducción del dolor durante cuatro a seis horas y los pacientes afectados por patología artrogénica (ciento sesenta y ocho) mejoraron en menos tiempo. A los seis meses se produjo una remodelación condilar, evidenciable por tomografía (JIMENEZ LOPEZ 1986). De igual forma, tras la aplicación de un láser infrarrojo (904 nm. de longitud de onda) a una frecuencia de 700 Hz. durante tres minutos, cinco días consecutivos, en la piel, logró una

rápida remisión de la inflamación intraarticular de la articulación témporomandibular. El aparato láser utilizado proporcionó una potencia máxima de 5 W., con 0.3 mW de potencia media. Aunque la sólo irradiación hizo mejorar la sintomatología, fue necesaria la estabilización mandibular mediante una férula de descarga durante un mes para conseguir resultados óptimos (HANSSON 1989).

I.3.2.3. Efectos sobre la producción de colágeno

Se han hecho algunos otros acercamientos al uso del láser con fines tróficos estimulantes, principalmente en los fenómenos reparativos. Parece ser que la síntesis de colágeno, tanto en cultivos de fibroblastos, como en la piel normal *in vivo*, puede alterarse por el láser, que a niveles altos de energía (como los obtenidos con un láser de Nd-YAG) es capaz de inhibir la síntesis proteica y a dosis bajas (proporcionadas por un láser de He-Ne y otro de AsGa) consiguen estimular la producción de colágeno (ABERGEL ET AL 1986).

Chomette y colaboradores (CHOMETTE ET AL 1987a) estudiaron el efecto del láser de baja potencia sobre fibroblastos humanos de la encía. Se realizó una biopsia inicial seguida por la irradiación y numerosas biopsias realizadas a los cinco y quince minutos, una y veinticuatro horas después de la irradiación. Las biopsias de control se realizaron de la misma forma en un área gingival no irradiada. Una hora después de la irradiación y más de veinticuatro horas después, las actividades enzimáticas de los fibroblastos se incrementaron. Las organelas citoplasmáticas (mitocondrias, Retículo endoplasmático rugoso) así como el número de fibroblastos, se incrementaron. Tras la primera hora de la irradiación, la producción de colágeno aumentó.

Se ha comprobado que tras la irradiación con láser de He-Ne a una sobredosis, se produjeron ^{an} alteraciones madurativas del epitelio. Tanto *in vivo*, como *in vitro*, se produjo una estimulación de los fibroblastos inmediatamente al proceso de irradiación con este tipo de láser. Parece ser que la explicación se encuentra en que, sin embargo, existen dos poblaciones celulares, con diferenciación genética, dentro de los fibroblastos del periodonto. Una de las cuales presenta fenómenos degenerativos y la otra, sobreestimulación funcional (NOGUEROL 1988).

En algunos estudios clínicos (CHOMETTE ET AL 1987b; ESCOLA ET AL. 1985), se ha estudiado el proceso de cicatrización de la encía tras las exodoncias. Las biopsias de control, realizadas en 14 pacientes, demostraron que en ausencia de inflamación, la cicatrización se dió de forma similar en las encías irradiadas y en los controles. Se realizaron controles del crecimiento vascular, conectivo y de la actividad enzimática. El láser indujo una cicatrización más temprana (catorce días) que en los controles (veintiún días). En el caso de cicatrices queloides, con anastomosis anormal de botones conectivos, la irradiación con el láser de baja potencia, consiguió una cicatrización mejor y más rápida (CHOMETTE ET AL 1987b).

Estruch Mateo y colaboradores (ESTRUCH MATEO ET AL 1987) aplicaron un láser a un grupo de trescientos treinta y tres pacientes sometidos a tratamiento quirúrgico (exodoncia y cirugía del tercer molar) para comprobar su posible efecto analgésico, antiinflamatorio y cicatrizante. Utilizaron un láser de He-Ne de 5 mW. de potencia y 632,8 nm. de longitud de onda. Los resultados indicaron que se producía un coágulo mejor formado, por el efecto bioestimulante, trófico y antiinflamatorio.

De igual forma, se hicieron estudios de la acción del láser inmediatamente y a los dos días después de irradiar la mucosa durante un minuto con un láser de He-Ne de 632 nm. de longitud de onda a una potencia de 6 mW., después de la extracción de un diente. Se favorece la cicatrización, que es más rápida y de mejor calidad (se estimula la síntesis de colágeno por los fibroblastos y la vascularización) (ESCOLA ET AL. 1985).

En contraposición a estos estudios, Noguero y colaboradores (NOGUEROL ET AL 1989) realizaron un estudio sobre 24 ratones albinos para determinar el efecto que produce sobre el periodonto el láser de He-Ne (632,8 nm. de long. de onda) de emisión continúa a una potencia de 4,646 mW. Mediante técnicas histológicas, demostraron la existencia de dos poblaciones celulares en el tejido conjuntivo, de tal forma que una población se estimula, apareciendo como hiperactivos los fibroblastos y en la otra, para una misma dosis de irradiación, se observan cambios degenerativos. De igual forma, Anneroth y colaboradores (ANNEROTH ET AL 1988) evaluaron el efecto del tratamiento con láser infrarrojo de baja energía sobre la cicatrización de heridas en ratas, tanto histológicamente como clínicamente. Se hicieron heridas a espesor total bilateral. Se seleccionó al azar el lugar de irradiación con láser. La herida contralateral se dejó sin irradiar y sirvió como control. Todas las heridas (irradiadas y controles) cicatrizaron de la misma forma, durante el mismo periodo de tiempo. No se observó diferencia en cuanto al tiempo de sangrado, ni en cuanto a la formación y pérdida de la "costra". Ninguna de las heridas mostró signos de infección durante el periodo de observación. Los exámenes histológicos no indicaron ninguna diferencia morfológica entre los tratados con láser y los no tratados. Este estudio no confirmó que el uso de una radiación infrarroja de un láser de baja potencia pudiera mejorar el proceso cicatricial.

I.3.2.4. Regeneración en procesos degenerativos. Osteorradionecrosis y Síndrome de Sjogren

Por otra parte, el uso del láser como elemento de regeneración en procesos de difícil solución como la osteorradionecrosis ha sido estudiado por Cobo y colaboradores (COBO ET AL 1986a). Setenta y ocho pacientes con osteorradionecrosis mandibular incipiente fueron sometidos a tratamiento en dos grupos diferentes y con distintas pautas. Se obtuvo un aumento de la vascularización y de la celularidad de los focos de osteorradionecrosis, disminución considerable del tiempo de cicatrización de las exodoncias y prevención de la osteorradionecrosis secundarias a extracciones dentarias. Estos resultados se lograron con un láser de 904 nm. de longitud de onda, con una potencia máxima de pico de 30W, a una frecuencia de 50/60 Hz. durante 20-30 minutos diarios (COBO ET AL 1986a). Para casos avanzados, se ha aplicado el láser durante sesenta días y se evaluó mediante técnicas de termografía, radiología y tomografía (COBO ET AL 1986b). Los resultados indicaron que los signos clínicos y radiológicos obtenidos demostraban la mejoría durante el tratamiento. Sin embargo, no es suficiente para la regresión de lesiones avanzadas (COBO ET AL 1986b).

En sujetos afectados por el síndrome de Sjogren, donde existen problemas de degeneración de las glándulas salivares, se han estudiado los efectos bioestimulantes del láser en la irradiación de la glándula parótida. Con un láser de diodo, infrarrojo (904 nm. de longitud de onda), pulsante (200 ns, a 5.000 Hz de frecuencia) y de baja potencia (20 mW); con una densidad de energía de 6 Julios por cm^2 , se realizaron un total de 25 sesiones, y la mejoría mayor se obtuvo a partir de la novena sesión. Se obtuvo una mejoría tanto objetiva (Test del azúcar), como subjetiva, de la xerostomía (GARCIA Y MORROS 1987).

I.3.3. Efectos del láser sobre tejidos duros dentarios. Dentina

I.3.3.1. Primeras experiencias

El primer trabajo recogido en la literatura sobre los efectos que produce el láser en los tejidos dentinarios cariados fue el publicado en 1964 por Goldman y colaboradores (GOLDMAN ET AL 1964). En este trabajo, usaron un láser de rubí que depositaba una densidad de energía de 9.000 Jcm^2 , en pulsos del orden de los milisegundos. Después de la irradiación, se había eliminado totalmente el tejido cariado, en una profundidad de 2 mm. Además, informaron que los tejidos circundantes al área del impacto no se alteraron debido a que no se produjo una elevación de su temperatura (GOLDMAN ET AL 1964). Otras experiencias recogidas en ese primer trabajo se refieren al uso desenfocado del láser y a su transmisión a través de "conductores" (pioneros de la transmisión por fibra del láser). Cuando el láser se usa desenfocado, la afectación resulta más extensa, pero menos profunda (GOLDMAN ET AL 1964). Igualmente, probaron la transmisión del rayo láser a través de unos "glass-rods"¹ (tan sólo se transmitía el 38 % de la misma) y observaron que el rayo podía así ser conducido, pero con una pérdida importante de energía (GOLDMAN ET AL 1964).

Un estudio sobre los efectos del láser sobre los tejidos dentarios y diversos materiales de uso habitual en Odontología (KINNERSLY ET AL 1965), utilizando un láser de rubí de 694,3 μ . (694,3 nm), en pulsos de 50 ms de duración, mostró que el efecto térmico de los láseres sobre los dientes podría tener aplicaciones clínicas, las cuales requerirían un sistema con varios fascículos coaxiales para iluminar la zona, posicionar y disparar (KINNERSLY ET AL 1965).

¹"taquitos de cristal", precursores de la fibra óptica actual.

I.3.3.2. Efectos Térmicos. Cambios morfológicos

La irradiación láser produce, fundamentalmente por un efecto térmico, una alteración morfológica de la dentina. Se ha demostrado, tanto *in vitro* como *in vivo*, en animales y en humanos, que la dentina afectada por caries se elimina completamente con láser y que el tejido remanente permanece esterilizado (KINERSLY ET AL 1965) (MELCER ET AL 1982) (KIMURA ET AL 1983) (MELCER ET AL 1984) (FRANQUIN ET AL 1986) (MELCER 1987b) (MISERENDINO 1988).

Resulta lógico pensar que los efectos del láser sobre la dentina afectada serán mayores aún. Como sabemos, existen algunas características que diferencian la dentina de otros tejidos del órgano dentario. La dentina normal posee un contenido mayor de componente orgánico (18-20%) y agua (11%) que el esmalte (NADAL-VALLDAURA 1987). En su afectación por la caries, la dentina sufre una serie de alteraciones que se inician por una hipercalcificación tubular, seguida de permeabilización del túbulo y penetración de gérmenes en su interior, afectación de la dentina intertubular -por digestión de la trama orgánica-, con formación de microcavidades intradentinarias que al confluir producen zonas de reblandecimiento dentinario, lo que constituye la etapa final del proceso careoso en la dentina (NADAL-VALLDAURA 1987).

El efecto térmico ocasiona un cambio morfológico. De hecho, al aplicar la misma densidad de energía sobre el esmalte y la dentina, el cráter producido en ésta era más definido, probablemente debido al contenido orgánico de la dentina (STERN Y SOGNAES 1965). Desde estos primeros trabajos, la remoción de caries con láser constituye una de las posibilidades más interesantes de aplicación del láser en odontología. Ya en 1966 se propuso

al láser como sustituto del torno, debido a la capacidad de aquél para eliminar la caries, por la elevación local de temperatura que producía (GORDON 1966b).

Gracias a esta elevación de la temperatura que se produce por efecto del láser, el tejido dentinario afectado por caries se vaporiza, debido a la absorción de la energía por el agua, mientras que la dentina remanente queda esterilizada. Los efectos del láser sobre la caries *in vitro* e *in vivo* podrían ser la destrucción profunda y selectiva de regiones cariadas coloreadas (GOLDMAN ET AL 1965).

Kinnersly y colaboradores (KINNERSLY ET AL 1966) analizaron las microperforaciones producidas en la dentina descalcificada, por un láser de rubí de 6,493 Å de longitud de onda y una potencia de 0,1 a 6 Julios/cm², en pulsos de 0,5 ms de duración. Describieron las variables que incidían en la forma y características de los agujeritos: utilizando el láser enfocado, depositando una alta densidad de energía (10⁵-10⁶ J/cm²) y en ausencia de humedad, se conseguía un cráter profundo y en forma de dedo. El láser de rubí produce pequeños cráteres en el punto incidente cuando se enfoca sobre tejidos dentarios (STERN Y SOGNAES 1964a). Probablemente debido a la gran densidad de energía que se deposita y al subsiguiente aumento de la temperatura local (STERN Y SOGNAES 1964b).

La profundidad de los cráteres que se obtienen parece ser directamente proporcional al aumento de irradiación sobre el blanco (PECK Y PECK 1967). Al probar varias densidades de energía (1.800, 3.600, 3.500 y 6.800 J/cm²), se obtuvieron cráteres de profundidad variable. En la dentina sana, la estructura de los cráteres producidos parece indicar que existen tres capas, o zonas, tras la irradiación: una zona de completa

destrucción, en forma de agujero no pigmentado y más opaco; alrededor un anillo difuso, irregular, de destrucción parcial, con un residuo oscuro (probablemente materia orgánica) y en la periferia, focos dispersos de destrucción dentinaria, con un diámetro de 40 a 90 μm . (PECK Y PECK 1967).

I.3.3.3. Cambios Químicos

Se producen cambios estructurales donde el láser alcanza el tejido. Se crea una cavidad de profundidad variable (GORDON 1967) que tiene una composición química variable (SCHEININ Y KANTOLA 1968b) con un aumento en los contenidos relativos de calcio y fósforo (KANTOLA 1972a). Aparecen dos capas hipermineralizadas concéntricas. El contenido en calcio de la zona interna es de un 15 a un 18% mayor que en la dentina normal; y el fósforo, de un 13 a un 16%. En la capa hipermineralizada, más externa, el aumento de calcio fue del 6 al 9% sobre la dentina normal; y el de fósforo, del 3 al 6% (SCHEININ Y KANTOLA 1968b).

Kantola (KANTOLA 1972b), estudió los efectos que un láser de CO_2 produjo sobre el contenido en calcio y fósforo de la dentina. Utilizó un microanalizador radiológico y observó que aumentaba la absorción de rayos X en los muros del cráter. Tras la comparación con la absorción que se producía en la dentina no expuesta al láser, concluyó que los contenidos en calcio y fósforo aumentaban.

I.3.3.4. Cambios Físicos

Sobre la dentina, la irradiación con el láser de CO₂ produce deshidratación, carbonización y desnaturalización de la matriz orgánica superficial. La dentina cariada es suprimida y las bacterias son eliminadas por vaporización. La carbonización de las estructuras orgánicas hace más dura la dentina y más resistente a los ácidos. Se produce una cicatrización física de la herida dentinaria, creándose una barrera esterilizada y de alta microdureza (URIBE ECHEVARRIA Y URIBE ECHEVARRIA 1990).

Franquin y colaboradores (FRANQUIN ET AL 1987) y Featherstone y Nelson (FEATHERSTONE Y NELSON 1987) publicaron sendos trabajos en 1987. Indicaron que el láser de CO₂ puede usarse con éxito sobre la dentina, en la que se obtiene una fusión y posterior recristalización de su estructura superficial. Scheinin y Kantola (SCHEININ Y KANTOLA 1968b) observaron al irradiar la dentina con un láser de CO₂, de 50 W de potencia de salida, que aparecían dos capas hipermineralizadas concéntricas. Sin embargo, se comprobó que la alta temperatura produjo daño pulpar (LOBENE ET AL 1968). El láser de CO₂, a una densidad de energía variable, de 9 a 25 KW/cm², ocasiona un sobrecalentamiento de la dentina, la cual se transformaba en estéril, químico-físicamente más resistente que la dentina patológica (MELCER ET AL 1984). Sobre la pulpa, se obtuvo esterilización y hemostasia (MELCER ET AL 1984).

En 1973, se demostró que el resultado de la exposición de la dentina al láser era la formación de una estructura "similar" a la estructuras normal del esmalte (KANTOLA ET AL 1973); conclusión a la que se llegó tras realizar un análisis por rayos X. La estructura dentinaria remanente se asemeja a la estructura normal del esmalte (KANTOLA

ET AL 1973), como una barrera cristalina con una microdureza superficial aumentada. Además, parece ser que se obtiene un aumento de la resistencia a la disolución ácida; con un efecto añadido de esterilización (MELCER ET AL 1987b).

Bonin (BONIN ET AL 1991) realizó una prueba de permeabilidad dentinaria después de la irradiación con láser de CO₂ sobre 10 perros. Los resultados muestran que las irradiaciones son capaces, en ciertas condiciones, de asegurar el sellado de la superficie dentinaria de una cavidad. Cinco mostraron una dentina sellada (potencia de irradiación de 4 W (cuatro casos) y 2 W (un caso), mientras que cinco permanecieron sin sellar. Un test de Chi-cuadrado sugirió que existe una diferencia significativa ($p < 0.05$) entre la irradiación a 2 y a 4 W.

Cuando se explora el efecto que un láser de Nd-YAG produce al interactuar con la dentina del conducto radicular, se observa una disminución de la permeabilidad a los líquidos; también, una superficie "no porosa" y sin solución de continuidad (DEDERICH ET AL 1984).

I.3.3.5. Cambios Biológicos

Ya en 1965 se pensó que la onda térmica producida con la irradiación láser "probablemente esterilizaría el área" del impacto (KINNERSLY ET AL 1965). Kimura y colaboradores (KIMURA ET AL 1983) concluyeron que el láser podía aplicarse en tratamientos dentales, en la remoción de tejidos duros dentarios; con el efecto añadido de la esterilización del tejido.

El láser de CO₂ aplicado sobre focos infecciosos, ocasiona la esterilización de los mismos (MELCER ET AL 1982). En este mismo sentido, Gauthier (GAUTHIER 1982) comunicó que la dentina cariada era fácilmente eliminable con un láser. Realizó una prueba *in vivo* sobre un paciente y observó que la caries tratada mostraba, tras la exposición al láser, un residuo carbónico que cedía fácilmente a la sonda; tras la eliminación del cual, la dentina subyacente mostraba una desaparición total de la sensibilidad al contacto con la sonda.

Con el láser de CO₂ se obtiene la esterilización de la dentina radicular infectada, con un sellado de los conductos radiculares; tanto el principal, como los accesorios (MELCER ET AL 1982). Se ha comunicado que la radiación láser infrarroja (láser de CO₂) podría usarse para sellar los ápices de dientes que hubieran sufrido tratamiento endodóncico (DEDERICH ET AL 1986). Probablemente el láser de CO₂ sea efectivo en el tratamiento de los focos periapicales ya que este sistema evitaría la recidiva y la posible diseminación bacteriana (MELCER ET AL 1982).

Miserendino (MISERENDINO 1988) usó un láser de CO₂ para la remoción de un ápice radicular infectado. Obtuvo la esterilización y hemostasia de la zona. Presentó un caso clínico, en el que desarrolló, con éxito, una "apicectomía-láser" en un absceso apical. Variando la potencia y el tiempo de exposición, consiguió cada uno de los efectos siguientes: Hemostasia (en 1-2 segundos, a 3 W de potencia), coagulación (5 W), sección del ápice con esterilización (10 W, durante 20 segundos) y esterilización intrarradicular (1-2 W, enfocando a 1,5 mm).

Algunos estudios *in vitro* muestran además que los conductos radiculares pueden ser esterilizados con láser (HOCKS ET AL 1980) (ZAKARIASEN 1986b), no sólo el principal, sino los accesorios (MELCER ET AL 1982) lo que constituiría una ventaja adicional sobre los métodos convencionales que a veces fallan por la presencia inadvertida de conductos accesorios. Entre 1971 y 1972, Weichman y cols. (WEICHMAN Y JOHNSON 1971) (WEICHMAN ET AL 1972) probaron el uso del láser en el tratamiento endodóncico. Utilizaron en su experimentación un láser de argón guiado por fibra óptica, y lograron la fusión de la dentina apical radicular, produciendo el sellado del ápice. Hocks y colaboradores (HOCKS ET AL 1980) en 1980, utilizaron un láser de CO₂ en endodoncia. Aplicaron el extremo emisor en los conductos radiculares, obteniendo la esterilización de los mismos (HOCKS ET AL 1980).

La capacidad del láser para preparar un conducto radicular *in vivo* parece ser mucho más efectiva que durante procedimientos *in vitro*, quizás porque la irradiación Nd-YAG se absorbe preferentemente por la sangre y los tejidos pigmentados de la pulpa (BAHCALL ET AL 1992).

Zakariasen y colaboradores (ZAKARIASEN ET AL 1986a) estudiaron en 1986 el efecto bactericida del láser de CO₂ sobre los conductos pulpares radiculares en dientes humanos. La exposición de células, montadas en portaobjetos, a la radiación láser, mostró que había poca diferencia en la exposición requerida para matar los organismos estudiados (*Str. Sangus*, *Str. mutans*, *Actinomyces viscosus*, *Bacillus cereus*, *Staphylococcus aureus* y *Pseudomonas aeruginosa*). El experimento consistió en cuatro exposiciones repetidas de 10 W durante 1 segundo. Se obtuvo la esterilización de 4 o más dientes en cada grupo de 10 dientes, donde se habían inoculado las bacterias previamente estudiadas. En otra

publicación comunicaron que este tipo de láser se usó para soldar la dentina y lograr el sellado apical de dientes tratados endodómicamente (ZAKARIASEN ET AL 1986b).

I.3.3.6. Alternativa al Grabado Acido

En los procedimientos de adhesión, se necesita hacer un grabado previo para adherir las resinas. A potencia media, el efecto del láser de CO₂ es similar a un grabado ácido, por lo que no es necesario realizar el grabado ácido, ya que el aspecto de la dentina irradiada es similar a la dentina grabada (URIBE ECHEVARRIA Y URIBE ECHEVARRIA 1990), ya que se producen unos cráteres similares a los que se encuentran tras efectuar el grabado ácido del esmalte (BRUNE 1980). Se ha propuesto que estos cráteres dentinarios podrían usarse como mecanismo de retención para los materiales de restauración utilizados en Operatoria dental (BRUNE 1980).

En 1984, Liberman y colaboradores (LIBERMAN ET AL 1984) publicaron un trabajo en el que comparaban la adhesión de materiales compuestos al esmalte, mediante el grabado ácido y el tratamiento con un láser de CO₂. La fuerza de unión se midió con una unidad INSTRON y los resultados se analizaron estadísticamente. No se obtuvo diferencia significativa entre ambos métodos, con lo que concluyeron que este tipo de láser, con una densidad de energía de 35 J/cm², en pulsos de 2 sg., con un diámetro del punto focal de 0,2 mm, podría usarse con éxito para adherir composites al esmalte.

Cooper y colaboradores (COOPER ET AL 1986) presentaron un trabajo realizado *in vitro*, en el que comprobaron cómo la superficie dentinaria irradiada con un láser de CO₂ es capaz de retener resinas con una fuerza de unión trescientas veces mayor, comparada

con la dentina no irradiada. Más tarde (COOPER ET AL 1988), comprobaron que la aplicación de un láser de CO₂ produce, sobre la dentina, una superficie 300 veces más retentiva para la unión del composite. Se produjo una fusión-recristalización de la estructura dentinaria. El efecto se consiguió suministrando 30 dosis, en pulsos de 100-200 ns de duración, de 9,32 μ m de longitud de onda, a una frecuencia de 0,67 Hz.

Nelson y colaboradores (NELSON ET AL 1986a) utilizaron un láser de CO₂ sobre esmalte y dentina. Insistieron en que la aplicación de este tipo de energía podría servir como alternativa al grabado ácido, en la unión de polímeros y resinas de composites al esmalte; y, más significativamente, a la dentina; porque ésta tiene mayor contenido en agua y absorbe la radiación infrarroja del láser de CO₂.

1.3.3.7. Experiencias Clínicas

Muy pronto se realizaron irradiaciones *in vivo*. Se realizó una prueba sobre el molar de un paciente, consiguiendo eliminar la caries de forma indolora (GOLDMAN ET AL 1965).

Durante la irradiación con láser, se produjo una elevación de 10 °C, junto al molar, sobre la temperatura bucal normal (GOLDMAN ET AL 1965); también, el rayo láser causó, a través de hueso y tejidos blandos, una transiluminación que podría hacer necesario tener precauciones de seguridad (GOLDMAN ET AL 1965). Advirtieron estos autores que no estaba plenamente demostrado que el láser eliminase la totalidad del tejido infectado y que el fuerte olor "a quemado" podría causar molestias al paciente (GOLDMAN ET AL 1965).

Se han llegado a realizar cavidades de clase I, III y V, con el láser de rubí, con mayores densidades de energía (de 12.000 a 50.000 J/cm²) (GORDON 1967). Se obtuvo una vaporización del material superficial y canalizaciones en la dentina, con material fundido y recristalizado en su interior. Se apunta en ese estudio que, utilizando varios impactos, podrían realizarse preparaciones cavitarias en tiempos inimaginables (cavidades de clase V o III, en menos de cinco segundos; de clase I, en veinte segundos), aunque reconociendo, sin embargo, que con la tecnología de entonces no eran posibles estos logros (GORDON 1967).

Con otros láseres, el efecto parece ser semejante. Launay y colaboradores (LAUNAY ET AL 1987) estudiaron los efectos térmicos de tres tipos de láser de uso odontológico (Nd-YAG, Argón y CO₂). Los resultados indicaron que el láser de CO₂ produjo altas temperaturas en la superficie de esmalte y dentina; sin embargo, sólo temperaturas bajas en la cámara pulpar. Este hecho demuestra que este tipo de láser tiene su indicación en terapéutica dental.

Las investigaciones realizadas por Dorigo (DORIGO 1987), aunque preliminares, sugieren que este tipo de láser puede utilizarse para extraer tejido adamantino afectado, con la ventaja de que no es necesario el grabado ácido para adherir la restauración (DORIGO 1987). Más tarde, utilizó un láser de 2,5 W de potencia, durante 0,25 segundos, sobre áreas de caries. Los residuos carbonizados se eliminaron con ultrasonidos, resultando innecesario el grabado ácido para completar la restauración. Se produjo una esterilización del campo operatorio y no se utilizó anestesia, ya que el procedimiento no fue doloroso (DORIGO 1988).

Franquin y colaboradores (FRANQUIN ET AL 1986) comunicaron un "nuevo" método para el tratamiento de la caries dentinaria del láser de CO₂. Utilizaron un láser de este tipo con 10,6 μ m de longitud de onda, a una potencia de 2,8 W. El diámetro del haz fue de 300-600⁶m. Se utilizó sobre dientes humanos *in vivo*, tanto sobre dentina cariada como sana. Los resultados indicaron que se producía volatilización y vitrificación con esterilización del lugar del impacto.

En un trabajo reciente, Wigdor (WIGDOR ET AL 1993) utilizó cuatro incisivos humanos para evaluar los efectos del láser sobre la dentina. Los dientes fueron extraídos al tiempo de hacer el estudio, con lo que se aseguraban unas características aproximables a las del diente "*in vivo*". Con un microscopio electrónico de barrido se evaluó la dentina y se observó que tanto el láser de CO₂ como el de Nd-YAG causaron la fusión de la dentina intertubular.

Se ha mostrado que se estimula una reacción de dentinogénesis después de la eliminación de caries (MELCER ET AL 1984), lo que representa una gran ventaja del láser en operatoria. La activación producida de la dentinogénesis, observable por rayos X, se confirmó por los resultados histopatológicos obtenidos de experimentos realizados en animales (MELCER ET AL 1984). También, la dentina sana remanente no presenta sensibilidad de contacto (GAUTHIER 1982) (RICBOURG ET AL 1988), ya que hay una barrera cristalina que se crea en la capa superficial (MELCER ET AL 1987b), bajo la dentina patológica que se vaporiza (RICBOURG ET AL 1988).

Frentzen y Koort (FRENTZEN Y KOORT 1989) realizaron en 1989 un interesante trabajo en el que proponían el uso de un láser excímero (ultravioleta) en la

remoción de caries. Los mejores resultados se obtuvieron con 6 Jcm² de densidad de energía. Realizaron controles histológicos y observaron que no se producía alteración pulpar alguna (FRENTZEN Y KOORT 1989).

En otro reciente estudio, los pacientes comunicaron poco o ningún dolor durante o después del tratamiento con un láser dental (SMITH ET AL 1993). Mediante el procedimiento de encuesta por correo, se obtuvieron datos de 263 pacientes tratados con láser. Del 33% de pacientes que devolvieron la encuesta, el 91% indicaron haber tenido ninguno, débil o leve dolor durante el procedimiento con láser y el 9% restante respondió haber tenido dolor moderadamente fuerte o intenso (Chi-cuadrado= 93.1, 6 d.f., P < .001). Por otra parte, ningún paciente indicó haber tenido dolor intenso o fuerte después del tratamiento con láser dental. Más de dos tercios de los pacientes no tuvieron ningún dolor (Chi-cuadrado= 120.08, 4 d.f., P < .001) (SMITH ET AL 1993).

I.3.4. Alteraciones del esmalte superficial irradiado con láser.

I.3.4.1. Primeras experiencias

En 1964, tan sólo cuatro años después de que se fabricara el primer láser, Stern y Sognaes intentaron alterar las propiedades físicas y químicas del esmalte con un láser de Rubí. Encontraron que la alteración producida en la superficie adamantina reducía la desmineralización subsuperficial -primera etapa de la caries- (STERN Y SOGNAES 1964a). Se produce una fusión con vitrificación del esmalte, lo que se interpretó como la causa de la resistencia al ataque ácido (STERN Y SOGNAES 1964b).

I.3.4.2. Efectos Térmicos. Cambios morfológicos

Los efectos del láser sobre el esmalte parecen ser fundamentalmente térmicos. En un estudio realizado con un láser de CO_2 *in vitro*, sobre dientes humanos, estos efectos se presentaron como fracturas con fragmentación del esmalte superficial y carbonización de la cavidad (DeRAAD ET AL 1988). Sobre esta superficie se observan "pocitos" de 0.22 mm. de profundidad y diferentes zonas de concentración mineral utilizando la técnica de análisis por luz polarizada (KANTOLA 1972b). En el esmalte cariado, estos microporos son mayores (50 a 75 μm de diámetro) que en el sano (25 a 30 μm) (KINNERSLY ET AL 1965).

I.3.4.3. Cambios Químicos

Se producen cambios en el contenido de calcio y fósforo del esmalte expuesto a un láser de CO_2 (KANTOLA 1972b), evidenciables por microrradiografía y análisis de luz polarizada. Se han observado cambios zonales en la concentración mineral del esmalte, que parecen tomar forma de "onda de presión" moviéndose en la dirección de propagación del rayo láser (KANTOLA 1972b). El láser de CO_2 es capaz de fundir el esmalte superficial,

creando en el lugar del impacto una zona sobreelevada de material fundido recondensado. Estos autores observaron que se obtenía un birrefringencia positiva del esmalte expuesto al láser de CO₂ (SCHEININ Y KANTOLA 1968b), lo que interpretaron como una mayor mineralización de su estructura. Se ha demostrado que aparece fosfato tricálcico y fosfato tetracálcico monoóxido en el material fundido con un láser de CO₂ a altas densidades de energía ($10^3 - 10^5$ J / cm².) (KURODA Y FOWLER 1984).

El gradiente de temperatura producido va desde los 1.000 °C de la superficie, hasta cerca de lo normal en la unión dentino-pulpar con el láser de CO₂ (FOWLER Y KURODA 1986). Para descubrir cuáles eran los cambios físicos y / o químicos que acontecían en el esmalte al ser expuesto a la radiación láser, responsables de la reducción o inhibición de la desmineralización subsuperficial, se planteó un trabajo consistente en el análisis de los cambios estructurales que se produjeran tras el calentamiento, en un horno convencional, de esmalte dentario. Dividieron el rango de temperaturas (100 a 1.600 °C) en tres grupos:

- I. 100-650 °C
- II. 650-1.100 °C
- III. > 1.100 °C.

En este último grupo encontraron los mismos componentes que detectaron tras la aplicación del láser de 10^3 a 10^5 J / cm². Los componentes encontrados en el primer grupo (100 a 650 °C) podrían disminuir la solubilidad del esmalte. La formación de pirofosfato en este grupo podría tener un sustancial efecto de reducción de solubilidad. El

efecto del láser podría deberse a una combinación de reducción de la permeabilidad adamantina, junto a la reducción de su solubilidad (FOWLER Y KURODA 1986).

Otros trabajos han observado también la presencia de difosfato-tetracalcio-monóxido como componente de la superficie fundida y además una apatita con menor contenido en carbonato (NELSON ET AL 1987) como efecto del láser de CO₂ de baja densidad de energía (10-50 J / cm²).

I.3.4.4. Cambios Físicos

Parece ser que los cambios físicos que se producen en el esmalte irradiado se deben a una ruptura de los prismas del esmalte; estas alteraciones ocurren en la zona del impacto y no en la periferia, cuando se irradia el esmalte con un láser de rubí (LOBENE Y FINE 1966). Gordon explicaba que el efecto del láser de rubí sobre el esmalte no era más que la fusión y condensación de su estructura química, al observar la gran radiopacidad demostrada mediante técnicas radiológicas (GORDON 1966a).

El láser de CO₂ resulta significativamente más efectivo que el de rubí (STERN ET AL 1972). Basándose en la técnica de Vahl (VAHL 1968), se obtuvieron unos resultados que indicaban que el esmalte se fundía con el láser de CO₂ entre los 13 y los 50 J / cm² de densidad de energía, lo que resultaba ventajoso, frente a los 200-700 J / cm² necesarios para producir el mismo efecto con un láser de rubí. Se considera que el esmalte así tratado era más "impermeable", y por eso se prevenía la desmineralización subsuperficial. Las estructuras dentarias se mostraban vidriadas y opacas, tanto las zonas directamente irradiadas, como las adyacentes, tras exponer el esmalte al láser de CO₂ (LOBENE ET AL 1968). En realidad, el espesor de la zona fundida nunca excedía de los 20-30 um. y los

efectos del rayo láser sobre el esmalte se traducían en recristalización y crecimiento del tamaño del cristal de hidroxiapatita (conclusión resultado del análisis de difracción de rayos X) (KANTOLA ET AL 1973).

En un estudio realizado con láser de CO₂ a diferentes longitudes de onda, en todos los casos se produjo la fusión de una fina capa (menor de 5 micras) del esmalte. Se midió la conductividad térmica, que se limitó a una profundidad de 10-20 μm . (NELSON ET AL 1987). La fusión del esmalte superficial se produce sólo hasta las 5 μm de profundidad. El microscopio de luz polarizada confirmó la presencia de zonas de esmalte fundido hasta una profundidad de 10 μm . como resultado del tratamiento con láser de 973, 1.045 y 1.073 cm^{-1} . (10,27; 9,57; 9,32 μm .) (OHO Y MORIOKA 1990).

Con un láser de CO₂ (infrarrojo) en pulsos de 100 a 200 ns., se produjo un aumento de la temperatura de 800 a 1.100 °C, que ocasionó una zona fundida de esmalte y dentina que no excede de las 5 μm de grosor; en ella, la matriz orgánica se deshidratava y desnaturalizaba y se produjo una inhibición de la formación de lesión artificial de caries (NELSON ET AL 1986a). En este trabajo, los autores resumieron las explicaciones que, de este hecho, se habían dado hasta el momento; el efecto inhibitorio del láser sobre la caries se debería a una combinación de estas tres explicaciones (NELSON ET AL 1986a):

1. El esmalte irradiado es "sellado" por una capa de material con menor permeabilidad o "Porosidad".
2. El láser induce cambios composicionales (pirofosfato) en el esmalte, que reducen su solubilidad.
3. El efecto sobre la matriz orgánica influye en la permeabilidad del esmalte.

Veremos más adelante (apartado I.3.4.7) que el láser produce en el esmalte este efecto interesante: disminuye su solubilidad a los ácidos. Stern y colaboradores (STERN ET AL 1966), en un estudio publicado en 1966, dejaron claro que efectivamente se producía una reducción de la desmineralización del esmalte dentario expuesto, frente al no expuesto al láser de rubí, atribuyendo dicha resistencia al ácido a que *se reducía la permeabilidad del esmalte por efecto del láser.*

Sabemos que el incremento de temperatura que se produce en la superficie del esmalte expuesto a un láser de Nd-YAG de onda pulsante, a una densidad de energía de 50 J / cm² puede alcanzar los 1.000 °C., con lo que se produce la fusión del esmalte (SUZUKI ET AL 1982), Como vimos antes, el gradiente de temperatura producido va desde los 1.000 °C de la superficie, hasta cerca de lo normal en la unión dentino-pulpar con el láser de CO₂ (FOWLER Y KURODA 1986). Los componentes encontrados en el tejido "calentado" entre los 100 y los 650 °C (pirofosfato) podrían disminuir la solubilidad del esmalte (FOWLER Y KURODA 1986).

El efecto del láser podría deberse a una combinación de reducción de la permeabilidad adamantina, junto a la reducción de su solubilidad (FOWLER Y KURODA 1986). De hecho, *la "permeabilidad" del esmalte se reduce* cuando se le calienta entre 100 y 600°C (SATO 1983). Los cambios que se producen en el esmalte por calor consisten en una alteración morfológica del cristal de hidroxiapatita que presentaba fallos en su formación y en la birrefringencia (PALAMARA ET AL 1987).

Borggreven y colaboradores (BORGGREVEN ET AL 1980) intentaron descubrir cuál era el efecto de la irradiación láser infrarroja sobre la permeabilidad del esmalte. Usando una baja densidad de energía (10 - 50 J/cm².) con pulsos de menos de 1 us., midieron directamente el transporte de componentes iónicos y no iónicos a través del esmalte bovino. Los resultados indicaron que la *permeabilidad del esmalte no sólo no bajó tras la irradiación, sino que aumentó.*

I.3.4.5. Experiencias Clínicas

Desde el principio del descubrimiento y desarrollo del láser, se planteó la posibilidad de usarlo para provocar algún tipo de cambio en la superficie del esmalte dentario con objeto de incrementar su resistencia a la caries. Stern y Sognaes (SOGNNAES Y STERN 1965) investigaron la inhibición de la caries dental por el láser, realizando por primera vez una prueba *in vivo*. Se utilizó un láser de CO₂ de 10,6 μ m (10.600 nm.) de longitud de onda, operando con una densidad de energía de 10 a 15 J / cm². Se comprobó que las piezas dentro de la boca del paciente poseían "mayor resistencia" a las influencias del medio bacteriano que las no irradiadas, y eran por lo tanto más resistentes a la caries. Sugirieron entonces que el uso del láser de rubí, de luz visible -de menor absorción por el esmalte que la infrarroja- no era adecuado debido a que la radiación se refleja y es necesaria una mayor densidad de energía, con menor absorción y mayor probabilidad de ocasionar daños pulpares y a los tejidos orales. Este fue el último estudio que se realizó con láser de rubí.

En 1985, Stewart y colaboradores (STEWART ET AL 1985) comunicaron unos interesantes resultados acerca de la fusión de hidroxiapatita en polvo con gran contenido en fluoruro al esmalte dentario de hoyos y fisuras mediante láser de CO₂. Myers y Myers

(MYERS Y MYERS 1985) utilizaron un láser de Nd-YAG para eliminar caries incipiente de hoyos y fisuras. El láser utilizado (mod. Meditec OPL3, de 1.060 Å de longitud de onda) facilitaba una energía de 3,4 mJ por pulso (de 30×10^{-12} sg. de duración). Para eliminar las caries incipientes se necesitaron de 150 a 350 pulsos, con el láser enfocado a 50 µm. No se produjo daño pulpar y se completó el tratamiento preventivo con un sellador, sin necesidad de hacer grabado ácido. Recientemente, Hess (HESS 1990) usó un láser de Nd-YAG para producir una alteración de la superficie del esmalte. La energía de salida fue de 30 a 75 mJ. La rugosidad creada era similar a la del esmalte grabado con ácido.

Precisamente esta posibilidad resulta muy interesante: en el esmalte irradiado se produce una fusión con posterior recristalización de los cristales de hidroxiapatita y una rugosidad superficial del esmalte (FEATHERSTONE Y NELSON 1987). Esta alteración estructural es capaz de reducir la demineralización subsuperficial que sucede al ataque ácido, lo que podría ser interesante en ortodoncia ya que la rugosidad superficial podría usarse en la adhesión de resinas y los efectos preventivos del láser para prevenir desmineralizaciones.

Por otra parte, los efectos de la irradiación con este mismo láser, combinado con otro de dióxido de carbono, sobre cordales extraídos se estudiaron mediante un microscopio electrónico de barrido (RAUHAMAA-MAKINEN ET AL 1991). El láser de CO₂ de alta energía (10 W. de salida y 10 seg. de irradiación) penetró el esmalte y la dentina. Las alteraciones morfológicas generadas en los tejidos duros dentales consistieron en la creación de cráteres en los focos de impacto del rayo y fisuras irradiadas desde el área del impacto. Se encontró también que la adición simultánea de irradiación Nd-YAG a la de láser de dióxido de carbono (CO₂) aumenta el efecto de la irradiación con láser de CO₂, mientras

que la irradiación sola con láser Nd-YAG, a dosis equivalentes de energía, no causó ningún efecto sobre la superficie del esmalte (RAUHAMAA-MAKINEN ET AL 1991).

Morioka y colaboradores (MORIOKA ET AL 1984) publicaron en 1984 un estudio sobre el efecto que ciertas sustancias "mediadoras de absorción" producían en la absorción del láser, concretamente del láser de Nd-YAG. Utilizaron tinta negra, con la que "pintaban" el esmalte antes de irradiar. El resultado fue un aumento de la absorción. Este método ya había sido usado cuatro años antes (YAMAMOTO Y SATO 1980).

El futuro del láser en Odontología ha de pasar irremediamente por la *fibra óptica* como mecanismo conductor, sobre todo en la prevención de la caries oclusal, mediante el sellado de fisuras (NELSON ET AL 1986a). Para fosas y fisuras, los láseres de CO₂ tienen una aplicación potencial con beneficios preventivos. (WALSH Y PERHAM 1991) examinaron *in vitro* los efectos del láser de dióxido de carbono (irradiación láser infrarroja enfocada) sobre esmalte y fosas y fisuras con caries inicial en 40 dientes humanos. Bajos niveles de potencia (2-5 W) indujeron fusión localizada y resolidificación del esmalte con poca destrucción superficial. Para fisuras limpias, la fusión del esmalte desde las paredes laterales de la fisura, eliminó el espacio de la fisura. La tecnología láser podría usarse para la fusión de fracturas dentales (NAMMOUR ET AL 1987) por su capacidad de derretir estructuras dentales que alcanza la mitad del ancho del esmalte (LOBENE 1968) (FEATHERSTONE Y NELSON 1987) (FRANQUIN ET AL 1987).

I.3.4.7. Resistencia a los ácidos. Papel sinérgico del flúor

La exposición a un láser de Rubí incrementa la resistencia del esmalte al ataque ácido (SOGNNAES Y STERN 1965). La resistencia al ataque ácido bacteriano en dientes expuestos al láser se debe a cambios en su superficie (BOEHM ET AL 1977). Parece ser que las alteraciones físicas y químicas que se producen en el esmalte irradiado obedecen al tipo de láser usado. Stern, el pionero del uso del láser en la prevención de la caries, publicó un estudio en el que se comparaba la efectividad de varios tipos de láser en cuanto a sus efectos inhibitorios sobre la desmineralización subsuperficial (característica de la caries incipiente). Comparó el efecto que una solución desmineralizante (ác. láctico 0,1 M.), producía sobre dientes previamente expuestos a tres tipos de láser (Rubí, Neodimio y de CO_2). La mayor reducción se obtuvo con el láser de CO_2 a una densidad de energía de 157 W/cm^2 , en pulsos de 0,1 a 0,5 sg. de duración (STERN 1970).

Nelson y colaboradores (NELSON ET AL 1986b) elaboraron un completo estudio sobre el efecto que un láser de CO_2 produce sobre la formación de lesiones de caries. Utilizaron 106 piezas dentarias expuestas a pulsos de 100 a 200 ns. con 10 a 50 J/cm^2 de densidad de energía. Los resultados indicaron que con mayores densidades de energía se producía una mayor inhibición del efecto cariioso. Además, el efecto era dependiente de la longitud de onda y del tiempo de irradiación; concretamente, la longitud de onda $9,32 \text{ }\mu\text{m}$. (9.320 nm) producía significativamente la mayor inhibición de caries (dentro de las cuatro longitudes de onda estudiadas en este trabajo), observándose también que en todos los expuestos al láser se obtuvo fusión y posterior recristalización del esmalte.

Featherstone y Nelson publicaron en 1987 un artículo de revisión en el cual se resumen los trabajos anteriores de estos autores y sus conclusiones principales sobre el efecto del láser sobre los tejidos duros dentarios (FEATHERSTONE Y NELSON 1987). La irradiación del esmalte con láser de CO₂ inhibe la formación de caries artificial (simulada por una desmineralización con ácido láctico 0,04 mol/l y metahidroxidifosfato 0,1 mmol/l) (FEATHERSTONE Y NELSON 1987). De las longitudes de onda estudiadas, la más efectiva fue 1.073 cm⁻¹ a una densidad de energía de 10 J/cm², que produjo lesiones 50% menos desmineralizadas que los controles (no irradiados) (FEATHERSTONE Y NELSON 1987).

La superficie del esmalte sano irradiado con un láser de Nd-YAG de onda pulsante, a una densidad de energía de 10-20 J/cm², resulta, microrradiográficamente, significativamente más resistente a la descalcificación que los controles (YAMAMOTO Y OOYA 1974), cuando se simula el proceso carioso *in vitro* usando ácido láctico y cepas productoras de dextrano de *Str. Mutans*. Los cambios (fusión) se daban con bajas densidades de energía (10 a 20 J/cm²). Como conclusión establecieron que este láser de Nd-YAG ocasiona un grado de alteración del esmalte superficial capaz de reducir la desmineralización subsuperficial. De tal forma, que con una densidad de energía de 20 J/cm² después de siete días de ataque ácido, no hubo desmineralización subsuperficial (YAMAMOTO Y OOYA 1974).

Se ha propuesto un mecanismo que explica la resistencia del esmalte irradiado al ataque ácido: la birrefringencia positiva del esmalte sugiere la formación de "microespacios" en su estructura. Los cambios graduales observados en la birrefringencia del esmalte irradiado durante el tratamiento con soluciones ácidas, podrían atribuirse a la

mineralización de estos "microespacios" por los iones liberados en el proceso de descalcificación ácida (OHO Y MORIOKA 1990).

La inhibición del progreso de las lesiones subsuperficiales de caries depende de la longitud de onda (OHO Y MORIOKA 1990). Dado que el esmalte funde en un rango de temperatura de 800 - 1.100 °C, usaron pulsos de 100-200 ns que produjeron 1.050 °C (para 9,32 μm) y 800 °C (para 10,59 μm), suficientes para fundir el esmalte. Con un láser de longitud de onda 9,32 μm , en 400 pulsos a una densidad de energía de 50 J/ cm^2 , se reducía drásticamente el contenido de carbonato del esmalte, con fases de hidroxiapatita y tetracalcio-difosfato-mono-óxido (OHO Y MORIOKA 1990).

Un láser de Nd-YAG sintonizable de baja densidad de energía se aplicó con una fibra de cuarzo (10 W., en pulsos de 100 ns.) sobre incisivos permanentes sanos recién extraídos y se observó cómo el láser de Nd-YAG es capaz de inhibir totalmente la desmineralización tras cuatro días de ataque ácido, con ácido láctico al 0,1 M. (YAMAMOTO Y SATO 1980). En un estudio caso-control realizado sobre dientes expuestos a un láser de Nd-YAG sintonizable, se observó también que la descalcificación en las piezas problema fue significativamente menor que en los controles (TOOYA 1982).

El efecto por el que se reduce la desmineralización del esmalte irradiado no quedaba claro. Los autores creyeron identificarlo por el hecho de que *se reducía la solubilidad del esmalte* y otros efectos (birrefringencia positiva del esmalte irradiado, ausencia de nuevos compuestos, disminución del contenido en agua, carbonato y sustancias orgánicas) (OHO Y MORIOKA 1990).

Se ha explorado el efecto combinado del fluoruro y el láser. Hattab comunicó que se producía una mayor captación de fluoruro en el esmalte previamente irradiado (HATTAB 1987). Se ha demostrado cualitativamente que la exposición del esmalte al láser de Argón, en presencia de fluoruro sódico, tiene un efecto de aumento de la captación de fluoruro, y que sólo por esta razón se produce una gran reducción de la solubilidad del esmalte (GOODMAN Y KAUFMAN 1977). Al combinar un láser con los fluoruros se obtiene un efecto beneficioso en cuanto a la prevención de la caries, lográndose una mayor captación superficial de flúor (SPANDRE ET AL 1986).

Tagomori y Morioka (TAGOMORI Y MORIOKA 1989) utilizaron un láser de Nd-YAG, de onda pulsante con una baja densidad de energía (0 a 10 J/cm²) y comunicaron que las piezas de esmalte sometidas a flúor-fosfato acidulado, después de la irradiación, tuvieron un gran incremento de la resistencia a los ácidos. Esta captación fue mayor que cuando la aplicación se realizaba antes de la irradiación. Cuando se usó fluoruro sódico, se produjo una menor resistencia al ácido y menor captación de fluoruro que con el flúor-fosfato acidulado (incluso cuando se expuso previamente al láser).

Mejores resultados se han obtenido con la ionoforesis. Fagnoni (FAGNONI 1985) presentó en el XX Congreso Nacional de la Sociedad Italiana de Odontostomatología, una original técnica de fijación de flúor al esmalte, que más tarde publicaría (FAGNONI 1986). Se basó en la utilización de un láser de diodo de Arseniuro de Galio de emisión infrarroja, con una potencia media de 7 mW, conjuntamente con un aparato de ionoforesis. Los resultados indicaron un efecto "carioinhibidor" del láser, tanto *in vitro*, como *in vivo*, en

animales de experimentación y en humanos. Concluyeron que esta técnica de fijación de flúor (FAGNONI 1986):

1. No es patógeno pulpar (T^a menor de 44,5 °C.)
2. Sobre ratas sometidas a dieta cariogena, se reduce la presencia de caries sólo con láser, incluso más que sólo con flúor y aún más combinando flúor con láser.
3. cuando se probó clínicamente (sobre niños de seis a catorce años) aseguró un efecto protector de al menos tres años.

Fagnoni y colaboradores (FAGNONI ET AL 1989) en base a estas experiencias anteriores (FAGNONI 1985, FAGNONI 1986), describieron más extensamente esta nueva técnica de fijación del flúor en la estructura adamantina. Consistía en la aplicación de un aparato de ionoforesis, que mantiene el flúor en estado iónico. Un láser de He-Ne mezclado con otro de AsGa, con una potencia efectiva de 5 mW hacen de "fijadores" (PALANO ET AL 1988b; PALANO ET AL 1988a). La técnica propuesta es extremadamente efectiva, ofrece gran protección y es simple, práctica y económica.

Se ha demostrado que la radiación de 250 nm. de longitud de onda (PALANO Y MOLINARI 1988) favorece la penetración de flúor en las redes cristalinas de la apatita. En este sentido, la radiación de un láser de excímero aumenta considerablemente la captación de flúor por parte del esmalte (VERNOLE ET AL 1988). La profundidad de captación de flúor por el esmalte cuando se utiliza simultáneamente radiación ultravioleta. Se usó en esta experiencia *in vitro* un láser de excímero de 250 nm. de longitud de onda, y se comprobó que la captación de fluoruro fue seis veces más profunda en los esmaltes humanos irradiados (3 μm) que en los no irradiados (0.5 μm) (VERNOLE ET AL 1989).

1.3.5. Láser y tejidos pulpaes

Uno de los aspectos más relevantes y determinantes del posible uso del láser en Odontología lo constituye el estudio de los efectos pulpaes del láser. Taylor y colaboradores fueron los primeros en preocuparse por el efecto que produce el láser sobre la pulpa dentaria. Utilizaron un láser de rubí sobre animales de experimentación y obtuvieron una **destrucción** del tejido pulpar (TAYLOR ET AL 1965). Sin embargo, los cambios producidos en la pulpa tras la irradiación de la superficie del esmalte, con un láser de rubí, fueron mínimos y reversibles, cuando la densidad de energía aumentaba de 60 a 250 J/cm² (STERN ET AL 1969).

El hecho de que se observara un daño en los odontoblastos subyacentes al lugar del impacto, debido a la alta temperatura generada por un láser de CO₂ que se probaba con la intención de estudiar su efecto sobre el esmalte y la dentina, sugirió que la utilización del láser de CO₂ debía realizarse con unas normas de aplicación precisas (LOBENE ET AL 1968). De igual forma, el láser de argón, por sus características ópticas, no es apto para el uso clínico intrabucal. El láser de argón produce menos temperatura en la superficie y en profundidad (LAUNAY ET AL 1987). Ya que esta longitud de onda no es absorbida por los tejidos duros dentarios, pudiendo llegar a la pulpa. Además, se producen con este láser reflexiones que podrían originar yatrogenia (ADRIAN ET AL 1971).

En 1990, Uribe Echevarría y Uribe Echevarría (URIBE ECHEVARRIA Y URIBE ECHEVARRIA 1990), tras analizar el efecto del láser sobre la pulpa, dieron una serie de pautas de tratamiento en el caso de exponer accidentalmente un cuerno pulpar durante maniobras terapéuticas. Según ellos, con este láser (en pulsos de 0,1 s de duración y a 0,3

W de potencia) se preserva la vitalidad pulpar, ya que se crea una barrera física, vitrificada.

Sin embargo, otros autores han observado que las alteraciones inducidas por el shock térmico que se produce al irradiar un diente con láser de CO₂, varían de acuerdo con la composición del tejido y la intensidad del láser (DeRAAD ET AL 1988). Los efectos, generalmente, se presentan como una ausencia de vitrificación, con exposición tubular, desintegración del estrato odontoblástico y edema, la severidad del cual dependía del espesor de dentina residual y de la intensidad del láser. Sugirieron estos autores que, ante estos efectos, debía observarse precaución ante eventuales indicaciones terapéuticas (DeRAAD ET AL 1988).

Se ha observado que el láser de Nd-YAG difunde profundamente a través del esmalte y dentina hasta la pulpa (LAUNAY ET AL 1987). Sin embargo, cuando se usa un láser de Nd-YAG guiado por fibra óptica de cuarzo, la pulpa sólo se destruye tras una exposición a una temperatura de 57 °C durante más de 10 segundos. Con este láser se obtendría una exposición menor de 1 segundo, con lo que no existiría daño pulpar (a 10 W de potencia media, a una frecuencia de 1 KHz) (YAMAMOTO Y SATO 1980). La elevación de la temperatura después de usar el láser ha sido estudiada también por Launay y colaboradores (LAUNAY ET AL 1986). Presentaron un trabajo sobre los efectos térmicos del láser sobre los tejidos pulpares. Utilizaron un láser de 10,6 μm , con una densidad de energía de 106-5305 J/cm² sobre dientes humanos *in vitro*. Obtuvo una elevación de 7 °C de la temperatura intrapulpar. En el mismo sentido van los resultados obtenidos por Pierlot y colaboradores (PIERTLOT ET AL 1986). Se ha observado que después de la irradiación

"*in vivo*", la pulpa permanece vital en todos los dientes irradiados con un láser YAG de alta potencia (60 W) en Odontología restauradora (RICBOURG ET AL 1988).

Con el láser de CO₂ se alcanzan temperaturas muy elevadas en la superficie de esmalte y dentina, pero sólo temperaturas bajas en la cámara pulpar (LAUNAY ET AL 1987). El efecto térmico que produce "*in vitro*" un láser de CO₂ de onda continua en el interior de la cámara pulpar de dientes humanos ocasiona un aumento de temperatura intrapulpar que responde a una relación lineal con la potencia y el tiempo utilizados (NEIBURGER Y MISERENDINO 1988; MISERENDINO ET AL 1989).

Lenz y colaboradores (LENZ ET AL 1982), en 1982, establecieron que las bajas densidades de energía logradas con el láser de CO₂ (10-50 J/cm²) no causan daño pulpar (con un máximo de 2-10,5 °C de aumento de temperatura intrapulpar) y tampoco un daño permanente en la mucosa oral. Además, el aumento de temperatura que se produce en la cavidad pulpar como resultado de la irradiación del esmalte con láser de CO₂ es mínimo, con lo que parecía factible tratar con este tipo de láser el esmalte y la dentina, caridos o no, sin inferir daños biológicos al diente (HARGREAVES Y PISKO-DUBIERSKI 1984).

Con pulpotomías realizadas con este láser de CO₂, la vitalidad pulpar se conserva cuando se usa el láser desenfocado, a una potencia de 60 W y durante períodos de 0,5 s. sobre pulpas dentarias (SOHJI ET AL 1985). Melcer y colaboradores (MELCER ET AL 1985) realizaron un completo estudio del efecto del láser de CO₂ sobre la pulpa dentaria, en monos *macacca mulata* y en perros de la raza *beagle*. El estudio se realizó *in vivo* y se observó que la penetración de la onda térmica fue mínima, por la evaporación del agua superficial. Se observó sólo 10 °C de aumento de temperatura en las zonas subyacentes.

Tras la aplicación del láser, se observó la formación de "dentina secundaria reaccional" (neodentina) de forma similar a la que se produce tras pequeños procesos inflamatorios (MELCER ET AL 1986); que también se ha estudiado sobre dientes humanos *in vivo* (MELCER Y OUHAYOUN 1986).

Franquin y Salomon (FRANQUIN Y SALOMON 1986) usaron un láser de CO₂ de 3 W de potencia para la eliminación de caries en 40 premolares de pacientes con una edad media de 12 años. Se observaron los efectos pulpares a 15, 30, 50 y 80 días de la irradiación. No se observó sintomatología clínica alguna postoperatoria. Las reacciones pulpares, que se relacionaron con el grosor de la dentina residual, fueron: cambios inflamatorios reversibles, ausencia de procesos degenerativos y producción de dentina terciaria. La inflamación traumática, debida a la aplicación del láser de CO₂ sobre los dientes de animales (perros de la raza *beagle* y monos *macaca*), estimula en el tejido dentino-pulpar fenómenos morfológicos demostrables mediante microscopio y microrradiografías, que consistirían en una estimulación de los fenómenos neoformativos dentinarios (neodentina) de diferente grosor, en función de la potencia empleada y del tiempo de observación (MELCER ET AL 1987a). Idénticos resultados han obtenido otros autores (FRANQUIN ET AL 1987), utilizando, sobre dientes humanos *in vivo*, un láser de CO₂ de 10,6 mm de longitud de onda y una potencia de 3,5 W. A la volatilización y vitrificación de la dentina cariada, siguió la aparición de neodentina, lo que sugiere la estimulación de la actividad productora pulpar (FRANQUIN ET AL 1987).

Serebro y colaboradores (SEREBRO ET AL 1987) intentaron determinar el máximo incremento de energía láser que podía ser utilizado sin disminuir la vitalidad pulpar. La experiencia se realizó *in vivo* sobre ratas, utilizando un total de 40 molares). El

aparato utilizado fue un láser de CO₂ (mod. *Sharplan* con una potencia de salida y longitud de pulso variables. Los estudios histológicos de los dientes irradiados mostraron que la duración de la exposición fue más significativa que la potencia: Un pulso de 0,2 segundos, a una potencia de 10 W, parece ser el límite de seguridad para preservar la vitalidad pulpar.

La vitalidad pulpar de dientes humanos tres años después de la remoción de caries con láser fue evaluada retrospectivamente en un reciente estudio (WHITE ET AL 1993). Las potencias de láser hasta 1.0 W, con energía por pulso hasta 100 mJ/pulso y una frecuencia de 10 Hz se usaron para quitar caries de primer y segundo grado (caries de esmalte y dentina, respectivamente). 35 individuos de la cohorte original de 97 pacientes, con 57 dientes tratados, volvieron para seguimiento. Ninguno de los 57 dientes tenía sintomatología ni hubo ningún síntoma postoperatorio en la evaluación retrospectiva. Todos los dientes tratados presentaban una respuesta normal a estímulos térmicos (frío) o eléctricos pulpares y se consideraron vitales y sanos. Las radiografías periapicales que se tomaron en los 57 dientes fueron completamente negativas en cuanto a patología periapical. Las restauraciones colocadas después de la remoción de la caries con láser se evaluaron también. No se detectó caries en ningún diente y todas ellas estaban intactas y en servicio (WHITE ET AL 1993).

Se hizo un estudio para determinar los efectos biológicos en tejidos perirradiculares del láser Nd-YAG para procedimientos endodónticos en perros. Doce dientes vitales (24 raíces) de dos perros mongrel se seleccionaron para recibir tratamiento endodóntico convencional o con láser de Nd-YAG. Los dientes se evaluaron radiográficamente e histológicamente a los 1, 15 y 30 días después del tratamiento

endodóntico. El tratamiento con láser causó necrosis celular en el ligamento periodontal un día después del tratamiento. Los dientes tratados convencionalmente no presentaron ninguna evidencia de necrosis celular en el ligamento periodontal. A los 15 días después del tratamiento, ambos grupos mostraron un aumento en el número y el tamaño de osteocitos y osteoclastos en el hueso perirradicular. Además, los dientes irradiados mostraron signos de resorción ósea incipiente. A los 30 días del tratamiento, los dientes tratados convencionalmente comenzaron a volver a una morfología normal. El grupo tratado con láser presentó anquilosis, cementolisis, y remodelación ósea importante (BAHCALL ET AL 1992).

Hay más información sobre el uso del láser en tejidos blandos, quizás porque la *American Dental Association (ADA)* permite su uso en ese campo. La FDA (*Food and Drug Administration*) de los Estados Unidos ha aprobado el uso de láseres dentales para tejidos blandos sólo: los láseres tienen el visto bueno de la FDA para su uso de corte y coagulación de tejidos blandos intraorales, que incluyen mucosa oral, y encía marginal e interdental (WHITE ET AL 1993). Hasta la fecha, el láser Nd-YAG ha recibido de la FDA la aprobación sólo para aplicaciones quirúrgicas de tejidos blandos (MILLER Y TRUHE 1993). La ADA ha dictado normas advirtiendo a los dentistas americanos para que no usen láseres contra las prescripciones de la FDA (McCANN 1992). Quizás sea esta una razón que explique la falta prácticamente absoluta de investigación clínica sobre la aplicación del láser en tejidos duros dentarios.

Para finalizar, el láser podrá ser altamente efectivo en el futuro, no sólo por sus propiedades quirúrgicas, sino también por su posible capacidad para seccionar y esterilizar los tejidos dentinarios (MISERENDINO ET AL 1988). Sin embargo necesitamos estudios

adicionales para determinar el método de dispersión térmica del láser dentro de la estructura dental (BAHCALL ET AL 1992) porque tanto en los procedimientos preventivos, como en los restauradores, uno de los problemas que todavía quedan sin resolver es el efecto que la radiación láser produce sobre el tejido pulpar.

I.4. El láser de Nd-YAG

Desde hace relativamente poco tiempo, el láser de Nd-YAG ha sido presentado como el láser dental por excelencia. Fue descubierto por Snitzer en 1961 (SNITZER 1961). El láser de Nododimio-Itrio Aluminio Granate (Nd-YAG), según hemos expuesto antes, es un láser sólido, está formado por un cristal de tales elementos. La estimulación se realiza con la ayuda de lámparas de tungsteno o halógenas. Puede conducirse a través de una fibra óptica y generalmente se opera en forma pulsante. El rayo de láser Nd-YAG es invisible y se visualiza gracias a un marcador constituido por un haz coaxial de láser rojo de Helio-neón (MILLER Y TRUHE 1993).

El láser Nd-YAG tiene una longitud de onda de 1.06 micrometros, considerablemente más corta que la del láser de CO₂. La longitud de onda del láser Nd-YAG se absorbe preferentemente en los tejidos pigmentados (DEDERICH 1993). De igual forma, la amalgama, el titanio y los metales no precisos absorben bien la irradiación láser Nd-YAG; por lo que su uso en presencia de estos metales, requiere mucho cuidado (KUTSCH 1993).

Como hemos mencionado, todos los láseres tienen diferentes propiedades ópticas. Se ha encontrado que sin un cebador, el láser Nd-YAG no se absorbe en el esmalte, pasando directamente la dentina y afectando la pulpa. Para usarlo sobre el esmalte, deben utilizarse unas sustancias "mediadoras de absorción" (por ejemplo, tinta china negra), con las que se "pinta" el esmalte antes de irradiar. Con este procedimiento resulta un aumento de la absorción (YAMAMOTO Y SATO 1980; MORIOKA ET AL 1984). De hecho, en un estudio publicado en 1991 se demostró que la irradiación con láser Nd-YAG (sin cebador),

usando densidades de energía equivalentes a las de láser de CO₂, no causa ningún efecto sobre la superficie adamantina (RAUHAMAA-MAKINEN ET AL 1991) y se producen cambios histológicos dramáticos: en un estudio *in vivo*, usando perros y un láser continuo de Nd-YAG, se comprobó que hubo un cambio total en la arquitectura normal histológica con una destrucción de la hilera de odontoblastos (WIGDOR ET AL 1993).

Por esta razón el esmalte debe ser "pintado" antes de ser irradiado con láser Nd-YAG: la absorción de la longitud de onda del láser Nd-YAG se induce en el esmalte superficial mediante el uso del *cebador* (una sustancia orgánica oscura) sobre el área donde se desea producir el grabado. Un colorante negro colocado sobre el esmalte incrementaría la absorción de la irradiación Nd-YAG si queremos grabar el esmalte con este tipo de láser. Este procedimiento resulta innecesario cuando se usa el láser de CO₂ con estos propósitos (ZAKARIASEN ET AL 1991).

El uso del láser como posible mediador en los procesos de adhesión en odontología podría constituir un acercamiento revolucionario enfrentándolo al grabado ácido, método tradicional de adhesión.

Se ha observado que con otro láser (de dióxido carbónico) se producen alteraciones superficiales en los tejidos duros dentarios. Se han estudiado sus efectos sobre la dentina, observándose que la rugosidad microsúperfcial es similar a la del esmalte grabado con ácido (NELSON 1986b; BRUNE 1980; LIBERMAN ET AL 1984; COOPER ET AL 1986; DORIGO 1987; COOPER ET AL 1988; FRENTZEN Y KOORT 1989). La fuerza de unión a esta dentina irradiada aumenta un 300% (COOPER ET AL 1986) (COOPER ET AL 1988).

La alteración microrretentiva del esmalte ha sido menos estudiada. Recientemente, se usó un láser de Nd-YAG para producir una alteración de la superficie del esmalte. La energía de salida fue de 30 a 75 mJ. La rugosidad creada era similar a la del esmalte grabado con ácido (HESS 1990). Se han realizado experiencias piloto sobre la fuerza de unión de brackets de ortodoncia adheridos a esmalte previamente grabado con ácido o tratado con láser (ABED ET AL 1990). Lamentablemente, el número de muestras estudiadas era escaso: se usaron tres grupos, con diez dientes cada uno: un grupo de grabado ácido (líquido), otro de grabado ácido (gel) ortofosfórico al 37%, y un tercero tratado con láser (tinta china como cebador, láser Nd-YAG a .75 mJ y 15 pps que daba una densidad de energía superficial de 238.8 J cm²). En este estudio se concluyó que no había diferencia significativa entre el grupo grabado con ácido en gel y el irradiado con láser. Sin embargo, los valores obtenidos con el ácido en líquido fueron significativamente mayores ($p < 0.006$) (ABED ET AL 1990).

Existe un precedente clínico, bastante reciente, que se realizó en Bristol (Reino Unido). Se trata de un estudio preliminar sobre el uso de la irradiación láser como método de acondicionamiento de esmalte para adhesión de *brackets* de ortodoncia (ROBERTS-HARRY 1992). En ese estudio se seleccionaron un total de ocho pacientes con necesidades de tratamiento con ortodoncia fija. Se usó un láser Nd-YAG pulsante para "grabar" el esmalte *in vivo* antes de colocar *brackets* de ortodoncia con resina composite. Desgraciadamente, en general, el procedimiento de láser tomó más tiempo, resultó menos confiable (en términos de fuerza de unión -clínica-), y produjo más disconfort que el método convencional de grabado ácido.

I.5. Adhesión

La adhesión se define tradicionalmente como la atracción molecular ejercida entre las superficies de cuerpos en contacto o la atracción entre moléculas en una interfase (RETIEF ET AL 1970). Este fenómeno, de naturaleza química, causa que dos sustancias se atraigan y se unan cuando se ponen en íntimo contacto íntimo una con la otra (DRIESENS 1977).

La adhesión supone la unión de dos materiales en íntimo contacto a lo largo de una interfase (O'BRIEN 1989). A una de ellas (generalmente un líquido) se la denomina adhesivo, mientras que a la otra sustancia es sólida y se la denomina sustrato (DRIESENS 1977).

La adhesión en Odontología puede ser mecánica o química. Los polímeros se adhieren al esmalte grabado por uniones micromecánicas y cada proyección se llama "tag" (O'BRIEN 1989; McLAUGHIN, 1986). El grabado ácido se ha usado como método de pretratamiento del esmalte para adherir resinas desde que Buonocore (BUONOCORE 1955) presentó por primera vez la técnica de grabado ácido para aumentar la fuerza de unión de las resinas al esmalte. El grabado del esmalte con ácido ortofosfórico al 37% produce canaliculos de entre 10 y 30 μm de profundidad. Los polímeros líquidos fluyen dentro de esos canales por capilaridad porque la energía superficial del adhesivo crea presión que lleva al líquido dentro de los canaliculos (O'BRIEN 1989) y entonces endurece (O'BRIEN 1989; IBSEN Y NEVILLE 1974).

El efecto del ácido para grabar depende de la concentración del ácido y del tiempo de aplicación sobre la superficie del esmalte. Una vez que la resina penetra dentro de la microporosidad, puede polimerizar para formar una unión mecánica al esmalte. Estos "dedos" de resina pueden penetrar de 10 a 20 μm dentro de la porosidades del esmalte, y esta longitud depende del tiempo de grabado (PHILLIPS 1991). Los patrones ideales de grabado ácido se adquieren con el ácido fosfórico al 37% durante períodos de 15 segundos (PHILLIPS 1991) (URIBE ECHEVARRIA Y NUÑEZ DE URIBE ECHEVARRIA 1990) (WANG Y MENG 1992).

El esmalte grabado tiene un área superficial aumentada y una alta energía superficial lo cual permite que una resina "moje" la superficie y penetre en la porosidad. Un buen "mojado" maximiza la penetración (IBSEN Y NEVILLE 1974), y la fuerza de unión aumenta de la misma manera que lo hace el número de lugares de unión (O'BRIEN 1989).

La tensión superficial es la energía mayor que los átomos y moléculas poseen en las superficies de los líquidos cuando se compara con la energía que aquellos tendrían en el interior. La energía superficial de un líquido crea presión que conduce al líquido dentro de finos conductos o espacios angostos se conoce como penetración capilar (O'BRIEN 1989).

La tasa de movimiento de un líquido dentro de un espacio capilar se relaciona con la tensión superficial (ts), ángulo de contacto (ac) y viscosidad (v), y está dado por el coeficiente de penetración (CP) (O'BRIEN 1989):

$$CP = (ts) \cos(ac) / 2(v)$$

La adhesión se promueve por la afinidad del adhesivo al sustrato. Cuanta mayor afinidad, mayor será el "mojado" (DRIESESENS 1977). Este "mojado" se define en términos del grado de "derramamiento" de una gota de líquido sobre una superficie sólida. El ángulo de contacto formado por la superficie del líquido y la interfase que separa el líquido del sólido, se usa como una medida del grado de "mojado". Un ángulo de contacto de 0° indica un "mojado" completo, y valores pequeños corresponden a un "buen mojado" (RETIEF 1973; O'BRIEN 1989).

La fuerza de adhesión al esmalte grabado con ácido está entre los (2300 psi) a 22 MPa (3200 psi), dependiendo de la resina que se aplique (PHILLIPS 1991). En Ortodoncia, la unión de "brackets" a esmalte se adquiere clásicamente con grabado ácido y resinas de unión.

Cuando se usa el sistema de autopolimeración (polimerización química), hay un iniciador (peróxido orgánico) y un acelerador (amina orgánica), que se mantienen separados en dos pastas (CRAIG ET AL 1992), hasta que se mezclan para polimerizar.

La fuerza de Tensión se ha estudiado tanto para las resinas autocurables como para las fotopolimerizables, usadas frecuentemente en ortodoncia (WANG Y MENG 1992). Para el sistema de resinas activadas químicamente, Concise en el estudio de WANG Y MENG 1992, la media y la desviación estándar fueron 0.71 Kg/mm^2 y 0.14 Kg/mm^2 , (71 Kg/cm^2 and 14 Kg/cm^2 , respectivamente). La diferencia entre las fuerzas de unión obtenidas con resina fotopolimerizable (Transbond) con 60, 40 y 20 segundos de exposición a la luz, respectivamente, y autocurada (Concise) fue de 1.05, 0.92, 0.61, y 0.71 Kg/mm^2 , respectivamente.

La fuerza de unión de Transbond con 60 y 40 segundos de exposición a la luz fue mayor que la obtenida con Transbond a 20 segundos de exposición y la obtenida con autopolimerizable de Concise, con significación estadística ($p < 0.01$) (WANG Y MENG 1992).

La fuerza de cizallamiento ha sido estudiada para resinas de unión aplicadas a "brackets" sobre dientes anteriores y posteriores. Para incisivos, se han publicado valores medios de $164.3 \pm 35.1 \text{ Kg/cm}^2$ ($16.1 \pm 3.4 \text{ MPa}$) y para molares, de $115.7 \pm 41.1 \text{ Kg/cm}^2$ ($11 \pm 4.0 \text{ MPa}$) (KNOLL ET AL 1986).

Por otra parte, la literatura contiene numerosos estudios de pruebas de fuerza de unión en Ortodoncia (WANG Y MENG 1992; KNOLL ET AL 1986; RHODES ET AL 1992; SPRAYBERY 1992), los más tempranos fueron publicados en 1965 (NEWMAN 1965). Desde entonces se han publicado muchos trabajos, la mayoría usando resinas composite. En una revisión reciente de artículos sobre el tema (FOX ET AL 1994), se pone de manifiesto que el lugar más común de fallo de unión fue fallo adhesivo entre el composite y el bracket (25 artículos), aunque 26 de ellos no especificaron el lugar del fallo. Probablemente, el fallo de la unión también esté de acuerdo con el tipo de "bracket".

Debido a la variedad de los diferentes datos, resulta a menudo difícil y frecuentemente imposible compararlos. Como dicen algunos investigadores: *"hay millares de variables que deben ser consideradas en las pruebas de materiales adheridos a las estructuras dentarias. Con la investigación realizada de manera no estandarizada, se convierte en imposible la comparación entre diferentes grupos de investigación"* (RUEGGEBERG 1991).

I.6. Substrato. Esmalte bovino

I.6.1. Esmalte Bovino

La unión de "*brackets*" al esmalte, hoy, parece ser un método adecuado para realizar movimientos ortodóncicos. La aplicación sobre los dientes de fuerzas a través de estos "*brackets*" adheridos exige mejorar los sistemas de adhesión de los mismos. La prueba de diferentes alternativas al grabado ácido necesita indudablemente un acercamiento científico.

Muchos estudios de caries dental (MELLBERG 1992) y pruebas de adhesión (IBSEN Y NEVILLE 1974) se han realizado usando esmalte bovino. Los dientes de vaca son más grandes en volumen que los humanos (FIGURA 6) y la superficie bucal de los dientes anteriores bovinos es muy plana. Esto constituye una ventaja para realizar con ellos pruebas de adhesión: se pueden preparar especímenes de esmalte casi idénticos, cortando las estructuras dentales.

Para controlar diferentes variables, como morfología dental, humedad, o discrepancias entre "*bracket*" y esmalte (por nombrar algunas) en este estudio el esmalte bovino nos servirá como substrato para realizar las pruebas de fuerza.

Sin embargo, cuando se usa este substrato en un sistema modelo para evaluar la adhesión de resinas, debe conocerse la presencia de una capa de rico contenido orgánico sobre el esmalte bovino grabado (RUSE ET AL 1990). Se ha observado que se produce un descenso en la fuerza de adhesión de resinas cuando se adhieren a esmalte previamente tratado con H₂O₂ al 35%. Un análisis de las superficies labiales de incisivos bovinos jóvenes

expuestos a diferentes tratamientos demostró que este descenso no está causado por un cambio en la composición elemental de superficies de esmalte tratadas. De hecho, una capa de gran contenido orgánico, no afectada por el grabado ácido, puede estar presente en la superficie de los incisivos bovinos jóvenes que no han sido lijados o pulidos con pómez. Esta capa puede quitarse bien lijando o puliendo con piedra pómez antes del grabado ácido (RUSE ET AL 1990).

Por otra parte, los patrones de grabado que se obtienen con ácido se relacionan con la permeabilidad y morfología del esmalte. Se han estudiado los contenidos aminoácidos del esmalte bovino para cada estadio de amelogénesis (BURGESS Y MACLAREN 1965): los aminoácidos totales en la mineralización temprana fueron 0.095 M/100 c.c., en la mineralización tardía fue de 0.018 M/100 c.c. y para la erupción, estaban en torno a los 0.016 M/100 c.c.

Con la edad, la relación molar Ca/P es mayor y la permeabilidad decrece (PETZOLD ET AL 1990). A pesar de que los contenidos orgánicos de los dientes permanentes cambian durante el estadio posteruptivo de maduración del esmalte, es posible estandarizar procedimientos si el conjunto completo de especímenes está en el mismo estadio de erupción, ya que la permeabilidad y cambios morfológicos ocurren en dependencia del estadio de erupción.

I.6.2. Esmalte Humano

El conocimiento de estas características resulta esencial a la hora de trasladar los resultados de la investigación al sustrato humano. Cuando se estudia la histología del esmalte humano (KRAUS ET AL 1981), desde el punto de vista estructural, el esmalte está

compuesto por millones de prismas o bastoncitos calcificados que atraviesan, sin solución de continuidad, todo el ancho del esmalte. El principal componente submicroscópico del prisma, es la apatita; la colocación muy apretada y los diferentes tipos de orientación de sus cristales es lo que da a los prismas su identidad estructural y su resistencia.

La unidad morfológica básica del esmalte es el prisma (KRAUS ET AL 1981). Las mediciones del ancho del prisma indican que el diámetro de los prismas más cercanos al borde de la dentina es más pequeño (aprox. 4 μm .) que el de los prismas cercanos a la superficie (8 μm). Los estudios realizados con microscopio electrónico han mostrado que los prismas, en corte transversal, presentan una forma parecida a la del ojo de una cerradura. Alrededor de cada prisma existe una zona (interespacio) a veces denominado "*espacio interprismático*", rico en materia orgánica y totalmente desprovisto de cristales de apatita. La porción redondeada (cabeza) de cada prisma se halla entre la "cola" de los dos prismas adyacentes, formando un perfecto entramado (KRAUS ET AL 1981).

RELACIONES DIMENSIONALES ENTRE DIENTES BOVINOS Y HUMANOS

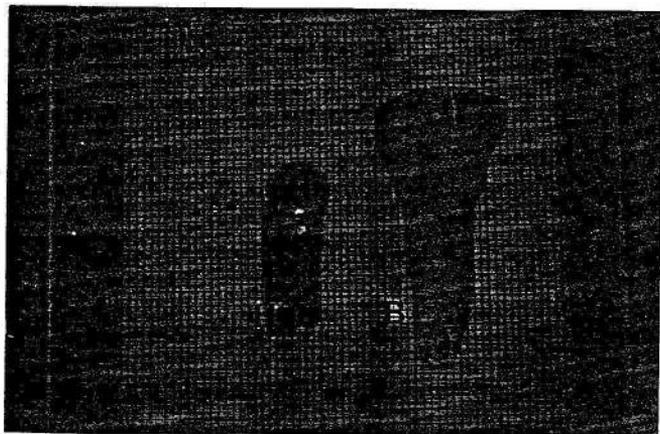


FIGURA 6

I.7. Objetivos

El propósito de este estudio es valorar el uso del láser en la adhesión de "brackets" de ortodoncia a esmalte dental comparando la fuerza de tensión de dichos "brackets" adheridos a esmalte irradiado con láser Nd-YAG y a esmalte grabado con ácido ortofosfórico al 37%, por medio de un análisis cuantitativo (prueba de tensión verdadera) y cualitativo (examen microscópico de la superficie desprendida) sobre esmalte de dientes bovinos y determinando la alteración producida en el esmalte por esta técnica.

Este objetivo global se puede desglosar en cinco objetivos concretos:

1. Medir la fuerza de tensión al punto de fallo de la unión en el grupo grabado con ácido (A) y el irradiado con láser (B).
2. Comparar la fuerza de tensión necesaria para desprender los "brackets" en uno y otro grupo.
3. Examinar microscópicamente cada espécimen desprendido en ambos grupos y determinar el modo típico de fallo de unión.
4. Evaluar la morfología superficial del esmalte irradiado, mediante microscopía electrónica.
5. Establecer si la dosis de irradiación usada con el láser Nd-YAG en este estudio es efectiva como dosis de irradiación con fines de adhesión.

II. MATERIAL Y METODOS

II. MATERIAL Y METODOS

II. 1. Equipo y Materiales

A continuación, describiremos las características de los equipos y materiales más importantes usados en este trabajo. Los materiales los hemos dividido (para facilitar su exposición) en materiales biológicos y fungibles. El equipo incluye la descripción de los aparatos usados para realizar la metodología descrita más adelante.

II.1.1. Material biológico

II.1.1.1. Esmalte de diente bovino

Para la prueba de tensión, se ha utilizado un substrato de esmalte de diente bovino. Los dientes se obtuvieron del Centro de Investigación Oral de la Escuela de Odontología de la Universidad de Indiana (EEUU). Consistieron en dientes anteriores maxilares de vaca y se eligieron de forma descrita en la metodología (apartado II.2.1).

II.1.1.2. Esmalte dental humano

Para el examen micromorfológico de la superficie del esmalte sometido a radiación, se obtuvieron cuatro premolares humanos extraídos por motivos de Ortodoncia. Los dientes estaban sanos y correspondían a un sujeto varón, de 14 años de edad.

II.1.2. Material fungible

Se usó agua desionizada, fabricada por los laboratorios de la Escuela de Farmacia del Recinto de Ciencias Médicas de la Universidad de Puerto Rico, para almacenar y

mantener en 100% de humedad los dientes bovinos, en recipientes plásticos herméticos (del tipo de botes de muestras histopatológicas).

Los dientes humanos se mantuvieron en suero fisiológico desde su extracción hasta su preparación para ser observados al microscopio electrónico. Para seccionar los tejidos duros dentarios se usaron discos de carborundo (*Buffalo, N.Y.*).

Para inducir la absorción del láser sobre la superficie del esmalte se usaron dos tipos de cebadores sobre los dientes humanos: lápiz de grafito número 2 blando (suministrado por la American Dental Laser, Sunrise technologies, CA. EEUU) y tinta china negra (Pelikan, Hannover, Germany), éste último usado también sobre los dientes bovinos, según se especifica en el apartado II.2.5.

Para producir el grabado ácido, se usó el ácido fosfórico al 37%, suministrado por la Compañía 3M en el Kit de Composite *Concise (C)* (*Orthodontic bonding system Kit, 3M, Monrovia, Ca*), el cual contiene la resina sin carga y el composite autopolimerizable usado en este trabajo.

Los "*Brackets*" usados en la prueba de tensión fueron donados por la Compañía *Dentaurm (Ultratrimm (R). Dentaurum, Pforzheim, Germany)*. Según se explica en la metodología (apartado II.2.6), las bases de los "*Brackets*" se aplanaron, así como la superficie de los dientes. Para comprobar tal aplanamiento de la superficie de los "*brackets*", se utilizó una Loseta de vidrio, de las habitualmente usadas en clínica para mezclar cementos. Para limpiarlos se utilizó Cloroformo volátil.

Se usaron papel de lija grados 100 y 600 para aplanar la superficie de los dientes bovinos, así como Copas de profilaxis y Piedra pómez para limpiar la superficie (*Schein, Port Washington, NY*).

Los dispositivos usados para centralizar el "Bracket" en el espécimen montado en una pieza de acrílico (*Ortho Clear acrylic, MASEL, Bristol, PA.*), descritos en el apartado II.2.6, se usó silicona de consistencia "Putty" (*Exaflex, Heavy body, GC AMERICA, Chicago, IL.*).

II. 1. 3. Equipo

Los "Brackets" fueron posicionados (apartado II.2.6) gracias a un Dispositivo Centralizador fabricado en Aluminio y una serie de tubos de acrílico realizados por *Arturo Contreras Technical Laboratory Shop, (Alajuela, Costa Rica)*.

Para seccionar los dientes, se usó un Micromotor eléctrico (*Minimite, Dremel, Racine, WI*), el cual dejaba libre de aceites las superficies de tejido.

Para la irradiación con láser se usó un Equipo de láser Nd-YAG (*American Dental Laser, Sunrise Tech. CA.*), operado con Gafas de lentes verdes de seguridad (*American Dental Laser, Sunrise Tech. CA.*)

Para la prueba de tensión (apartado II.2.8) se usó un dispositivo universal para pruebas de tensión, descrito en la metodología. La máquina usada para generar y registrar

la tensión fue una Máquina Instron (*Instron Corp., Canton, Mass.*), ubicada en el Departamento de Materiales Dentales de la Universidad de Indiana.

El microscopio electrónico usado para observar los efectos morfológicos producidos por el láser en las superficies de esmalte estudiadas, descrito en el apartado II.2.9, fue un Microscopio electrónico de la marca "ETEC", ubicado en la Unidad Central de Microscopía Electrónica del Recinto de Ciencias Médicas de la Universidad de Puerto Rico. Cada muestra fue orificada usando una "Chorroadora de oro" para microscopio electrónico (*ETEC gold sputtering BIO RAD, Mod. E 5200*).

El Microscopio óptico utilizado para la evaluación del tipo de fallo (apartado II.2.10) fue un Nikon Optiphot HFX Optic Microscope (*Nikon Corporation Japan*), operado con dos fuentes externas de iluminación. El resto del equipo usado en este trabajo (Máquina de limpieza por ultrasonidos, Máquina de Termociclado ...) es el habitual en los laboratorios del Departamento de Materiales Dentales de la Universidad de Indiana (EEUU).

II. 2. Métodos

II. 2. 1. Elección del material biológico

II.2.1.1. Dientes bovinos

Los dientes incisivos maxilares de bovino, libres de tejidos blandos, limpios y almacenados en una solución clorada dentro de un contenedor plástico en el Instituto de Investigación de Salud Oral en la Escuela de Odontología de la Universidad de Indiana (EEUU), se transfirieron a un recipiente plástico con agua desionizada con 100% de humedad.

Se eligieron un total de 40 dientes los cuales estaban libres de áreas hipoplásicas, fracturas, o irregularidades groseras en la estructura de su esmalte (FIGURA 6).

II.2.1.2. Dientes humanos

Para la evaluación micromorfológica (descrita en el apartado II. 2. 9.) se eligieron cuatro premolares humanos recién extraídos que se almacenaron en un vaso de precipitados con 25 ml. de suero fisiológico después de haberse eliminado los restos de tejidos blandos. Tales dientes también se eligieron libres de áreas hipoplásicas, fracturas, o irregularidades groseras en la estructura de su esmalte.

II. 2. 2. Manejo y almacenamiento de los dientes

Los dientes se limpiaron con ultrasonidos en agua desionizada tridestilada durante cinco minutos (COOPER ET AL 1988) y almacenados también en agua desionizada tridestilada a 37 °C de temperatura.

Las raíces de los dientes bovinos se seccionaron de la porción coronal. Se eliminaron las porciones mesial, distal, e incisal. Sólo el tercio medio de la superficie labial de los dientes se preservó para el procedimiento de adhesión. La superficie bucal de las coronas de los dientes bovinos fueron aplanadas con papel de lija grado 100 primero, y grado 600 después (diez veces cada uno), y entonces pulidos con piedra pómez. Los especímenes se enjuagaron y se les introdujo de nuevo en su almacenaje con agua desionizada tridestilada.

II. 2. 3. Agrupación de la muestra

Los dientes bovinos utilizados para la prueba de tracción se asignaron aleatoriamente a dos grupos de 20 cada uno. Los grupos consistieron en:

* GRUPO A, n= 20 dientes para el test de tensión aplicado sobre "*Brackets*" adheridos a esmalte mediante grabado ácido,

* GRUPO B, n= 20 dientes para el test de tensión aplicado sobre "*Brackets*" adheridos a esmalte mediante pretratamiento con láser,

II. 2. 4. Método de grabado ácido

Antes de someterlos al método grabador, cada muestra de diente bovino del grupo A se limpió con una copa de profilaxis y piedra pómez durante 15 segundos, enjuagado con agua pulverizada durante otros 15 segundos, y secados con aire durante 20 segundos.

Los especímenes se grabaron durante 15 segundos con ácido fosfórico al 37%, según la metodología estándar usada en clínica. Después se lavaron con la jeringa de agua y aire durante 20 segundos y se secaron con aire. Sobre la superficie grabada se aplicó una resina sin carga (*Concise (C), 3M, Monrovia, Ca.*) con una esponjita.

II. 2. 5. Metodología de irradiación láser

Por otra parte, los especímenes del grupo B se irradiaron con un láser Nd-YAG (*American Dental Laser, Sunrise Technologies, CA.*) con energía de tipo pulsante y potencia variable (hasta 3 W.) conducida por una fibra óptica. Se aplicó una irradiación láser (elegida según se describe en el apartado II.2.9.) de 15 pps/.75 vatios sobre una ventana de esmalte de 2x3 mm. pintada con tinta china negra (*Pelikan, Hannover, Germany.*) (FIGURA 7).

Durante todo el procedimiento, se usaron gafas con cristales de color verde para evitar posibles accidentes o daños oculares al personal que utilizó el aparato láser o presencié la irradiación. Tras la irradiación, se aplicó a cada muestra de esmalte la misma resina sin carga sobre el esmalte tratado con láser.

APARATO LASER Nd-YAG.

AMERICAN DENTAL LASER. SUNRISE TECHNOLOGIES.



FIGURA 7

II. 2. 6. Emplazamiento del "Bracket"

Se usaron cuarenta "Brackets" *Ultratrimm (R) (Dentaurum, Phorzheim, Alemania)*, con una malla de 12 mm². de superficie (FIGURA 8). Sólo se usaron "Brackets" de incisivo central maxilar, con 0 grados de torque y 0 grados de angulación, con una ranura horizontal de 0.022 pulgadas.

Los "Brackets" se prepararon aplanando sus bases (que tienen una ligera curvatura). Se aplanaron diez "Brackets" a la vez colocados entre dos placas metálicas planas e insertados en una mordaza manual que proporcionaba una fuerza ligera para aplanar las bases de los "brackets". La mordaza se apretaba ligeramente después del primer contacto con la placa metálica superior.

El aplanamiento de las bases de los "Brackets" se revisó visualmente al ponerlos sobre una loseta de cristal (SPRAYBERRY 1992).

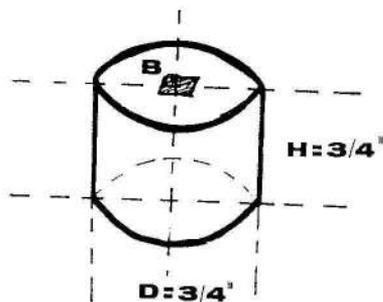
Para conseguir que la posición del "Bracket" sea replicable espacialmente en cada muestra de esmalte, se ha construido un dispositivo centralizador primario (DCP) (*Arturo Contreras Technical Laboratory Shop, Alajuela, Costa Rica.*) (FIGURA 9). Se fabricó en aluminio con dimensiones exactas para que entrara a tope en un tubo de acrílico de 0.750 x 0.875 pulgadas (diámetros interior y exterior) (SPRAYBERRY 1992). El DCP había sido fabricado para que el "Bracket" estuviera centrado dentro del mencionado tubo de acrílico con su base perpendicular a las paredes del tubo. Se colocó un "Bracket" dentro del DCP, insertándolo por su base dentro de un espacio excavado en la superficie plana del dispositivo (FIGURAS 10 y 11).

DETALLE DE LA MALLA
EN LA BASE DEL BRACKET ULTRATRIMM.



FIGURA 8

DISPOSITIVO CENTRALIZADOR PRIMARIO
DETALLE DE LAS ESPECIFICACIONES DE CONSTRUCCION.



D.- Diámetro. **H.-** Altura.

B.- Ranura para la base del "bracket".

FIGURA 9

DISPOSITIVO CENTRALIZADOR PRIMARIO

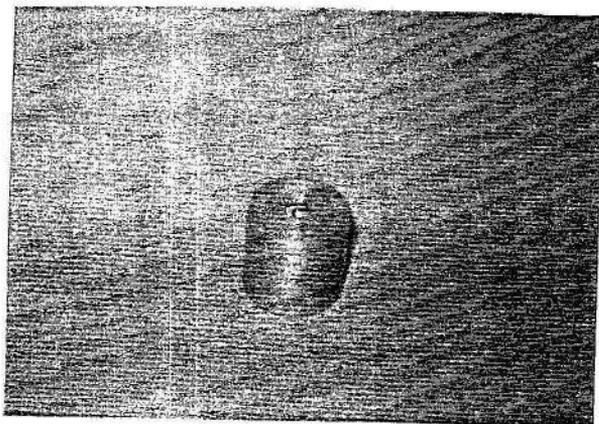


FIGURA 10

**DISPOSITIVO CENTRALIZADOR PRIMARIO
SOSTENIENDO UN "BRACKET" POR SU BASE**

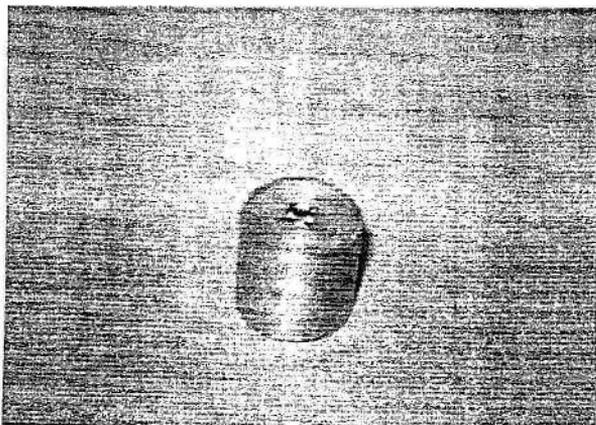


FIGURA 11

El DCP, sosteniendo el "Bracket", se introdujo dentro de un tubo de acrílico. Silicona pesada "Putty" (*Exaflex, GC America, Chicago IL.*) se introdujo en el tubo y sobre las alas del "Bracket" para formar el dispositivo centralizador secundario (DCS) (FIGURAS 12 y 13).

Todos los "Brackets" se enjuagaron con cloroformo en una máquina de ultrasonidos durante tres minutos y luego se expusieron al aire hasta que se secaron completamente antes de adherirlos a los especímenes. La contaminación de los "Brackets" se previno manejándolos sólo con pinzas después de limpiarlos.

Se respetaron escrupulosamente las recomendaciones del fabricante para la mezcla del adhesivo usado (*Concise (C), 3M, Monrovia, Ca.*). Tanto la resina, como del composite. Cada mezcla de agente de unión se usó para pegar dos "Brackets"; por lo que fueron necesarias 10 mezclas de cada agente para preparar los 20 especímenes asignados a cada grupo.

Después de la mezcla de la resina, una capa uniforme de resina sin carga (3M) se aplicó al esmalte tratado con ácido o láser. Luego se tomó un "Bracket" con composite en su base y se colocó presionando firmemente contra el diente con una pinza. Los excesos de resina que salían bajo la base del "Bracket" se retiraron con una cureta antes de que la resina polimerizara. Se permitió que cada muestra curara durante 10 minutos antes de que se le devolviera al almacenamiento con agua desionizada.

DISPOSITIVO CENTRALIZADOR SECUNDARIO

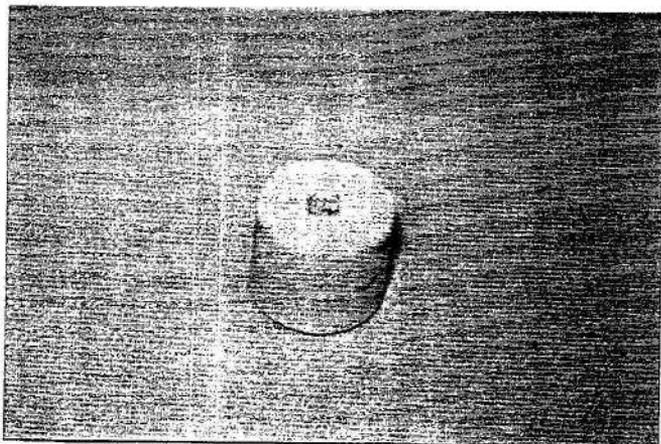
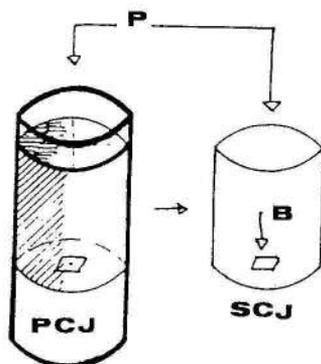


FIGURA 12

DISPOSITIVO CENTRALIZADOR SECUNDARIO.
DETALLE DE LAS ESPECIFICACIONES DE CONSTRUCCION.



B.- Imagen en negativo de un "bracket". **P.-** Silicona "Putty".

PCJ.- Dispositivo Centralizador Primario.

SCJ.- Dispositivo Centralizador Secundario.

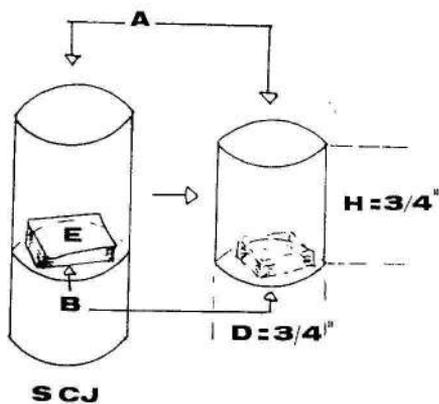
FIGURA 13

Después de adherir los "brackets", los dientes bovinos se incluyeron en acrílico (dejando los "Brackets" al descubierto) dentro de los tubos (FIGURAS 14 y 15) (0.750 x 0.850 pulgadas) que habían sido cortados en trozos de 1.5 pulgadas (*Arturo Contreras Technical Laboratory Shop, Alajuela, Costa Rica*).

Cuarenta de estos tubos se asignaron a dos grupos de 20 cada uno. Cada muestra, compuesta por el "Bracket" unido al esmalte del diente, se colocó en el DCS, el cual a su vez se insertó dentro de cada pieza de tubo.

El DCS sirvió para mantener al diente en una posición tal que el "Bracket" unido a su superficie labial se posicionara en el centro exacto del tubo, con su base perpendicular a las paredes del tubo. Se aplicó un separador de silicona sobre la superficie interna del tubo acrílico. Acrílico claro de ortodoncia (*Clear Orthodontic Acrylic, Unitek, 3M, Monrovia, CA.*) se mezcló alcanzando una consistencia fluida, tras lo cual se vertió dentro del tubo de acrílico sobre el diente de la muestra. Se llenaron dos tubos a la vez y se dejaron curar. Una vez que estaban fríos al tacto (aprox. 15 minutos), el DCS se retiró y los especímenes se sacaron del tubo de acrílico y se volvieron a almacenar en agua desionizada.

INSTRUCCIONES PARA LA CONSTRUCCION DE UN ESPECIMEN COMPLETO
DE "BRACKET" UNIDO A ESMALTE, INCLUIDO EN UN BLOQUE
DE ACRILICO CLARO DE ORTODONCIA.



A.- Acrílico. B.- "bracket". E.- Pieza de esmalte.

SCJ.- Dispositivo Centralizador Secundario.

D.- Diámetro. H.- Altura.

FIGURA 14

ESPECIMEN COMPLETO DE "*BRACKET*" UNIDO A ESMALTE,
INCLUIDO EN UN BLOQUE DE ACRILICO CLARO DE ORTODONCIA.

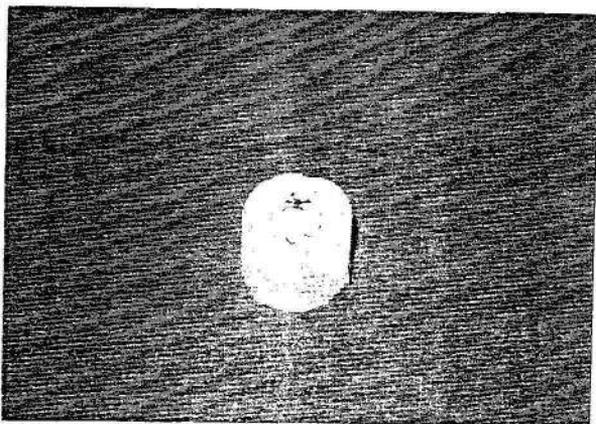


FIGURA 15

II. 2. 7. Termociclado

Antes de someter los especímenes a la prueba de tensión, dos semanas después de realizar el procedimiento de adhesión y preparación de los especímenes completos, cada uno de ellos en ambos grupos (grabado con ácido y tratado con láser) se sometió a una prueba de estrés mediante un aparato de termociclado automático (*Thermocycling Machine Indiana Univ. Department of Dental Materials.*) (FIGURA 16).

Ambos grupos se sometieron a baños de agua con temperaturas de 40°C de diferencia, 7°C (la más baja) y 47°C (la más alta), para un total de 2,500 ciclos. Después del termociclado, cada grupo de especímenes se almacenó a 37°C de temperatura en agua desionizada hasta la prueba de tensión, realizada una semana después.

II. 2. 8. -Prueba de tensión con la máquina "Instron"

Cada muestra completo se sometió a una prueba de tensión verdadera usando una unidad Instron (*Instron Corp., Canton, MA.*) (FIGURA 17). Para unir los especímenes a los brazos de la máquina, se confeccionaron dos trozos de alambre de ligadura de ortodoncia, de idéntico tamaño, los cuales se soldaron juntos y a una pieza de alambre en un punto. Este harnés se fijó a la parte de abajo de la máquina Instron mientras el muestra de esmalte se fijó a la parte de arriba a través de un "*Universal Testing Device*" (elemento universal para pruebas) diseñado en la Universidad de Indiana para permitir la aplicación de fuerzas puras de tensión (FIGURA 18).

MAQUINA DE TERMOCICLADO AUTOMATICO.

DEPARTAMENTO DE MATERIALES DENTALES.

ESCUELA DE ODONTOLOGIA DE LA UNIVERISDAD DE INDIANA (EEUU).

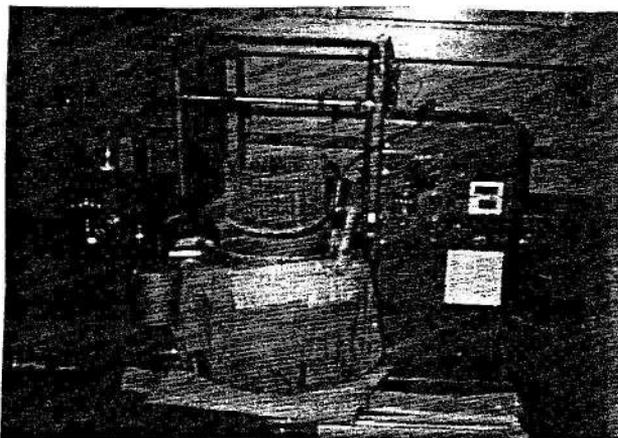


FIGURA 16

Cada espécimen completo se introdujo en la Máquina Instron (Instron Corp., Canton, MA) (FIGURAS 17-19) para medir la fuerza de unión usando un dispositivo especial desarrollado en la Universidad de Indiana (EEUU). El dispositivo universal para pruebas de tensión (FIGURA 18) fue desarrollado esencialmente por Gilberto Hanke (HANKE 1968). Los especímenes se sujetaban por el dispositivo universal que estaba sujeto a la parte superior de la máquina Instron mediante un alambre de acero inoxidable. Este dispositivo se construyó con sus componentes sin rozamientos, parecido a un sistema de articulación universal para eliminar, en la medida de lo posible, otras fuerzas que no fueran las puras de tensión cuando se aplica la carga.

La carga de tensión se aplicó a los "*Brackets*" adheridos a través de otro alambre de ortodoncia de acero inoxidable, con dos lazos de idéntico tamaño fijos al miembro inferior de la máquina Instron. La carga de tensión que se aplicó a los "*Brackets*" de los especímenes fue de 50 Kg. como máximo, conducida a una velocidad de tracción de 0.1 mm/min (COOPER ET AL 1988). Se registró la fuerza de tensión hasta el punto en el que se produjo el fallo de la unión entre el "*Bracket*" y el diente. Se registró gráficamente con la máquina Instron. La unidad usada para la última fuerza de unión se registró en kilogramos (Pico de carga por mm²). Originalmente, la computadora del equipo INSTRON calculó este pico de carga para una base estándar de 15 mm² de área. Se tuvo que aplicar un "factor de corrección" de 12/15 a todas las medidas porque el área real de la superficie del "*Bracket*" era de 12 mm².

MAQUINA DE PRUEBAS DE FUERZA "INSTRON".

DEPARTAMENTO DE MATERIALES DENTALES.

ESCUELA DE ODONTOLOGIA DE LA UNIVERISDAD DE INDIANA (EEUU).

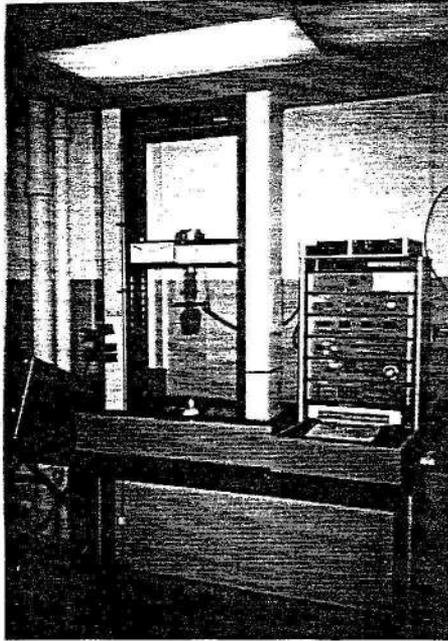
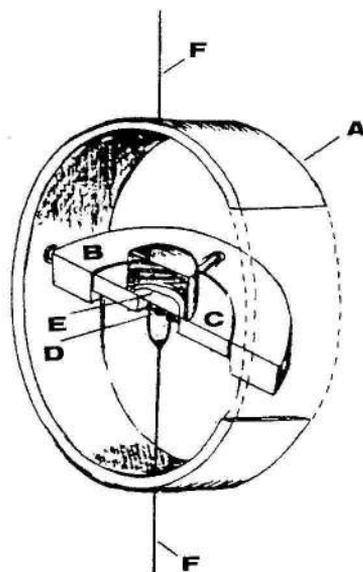


FIGURA 17

MAQUINA DE PRUEBAS DE FUERZA "INSTRON".

DETALLE DEL ELEMENTO UNIVERSAL PARA PRUEBAS DE TENSION.



A.-ANILLO METALICO; B.-PLACA DE SOPORTE QUE GIRA FUERA DEL ANILLO METALICO A; C.-PLACA DE SOPORTE QUE GIRA FUERA DE LA PLACA B; D.-MUESTRA CON EL "Bracket" ADHERIDO; E.-DIENTE BOVINO; F.- ALAMBRE PARA SER INSERTADO EN LAS MORDAZAS DE LA MAQUINA INSTRON. (De HANKE G.- SCREENING METHODS AND THEIR APPICATION IN MEASURING ADHESION OF SELECTED DENTAL RESINS. THESIS. Indiana University School of Dentistry, 1968).

FIGURA 18

MAQUINA DE PRUEBAS DE FUERZA "INSTRON".

DETALLE DE LOS ELEMENTOS INFORMATICOS ACOPLADOS.

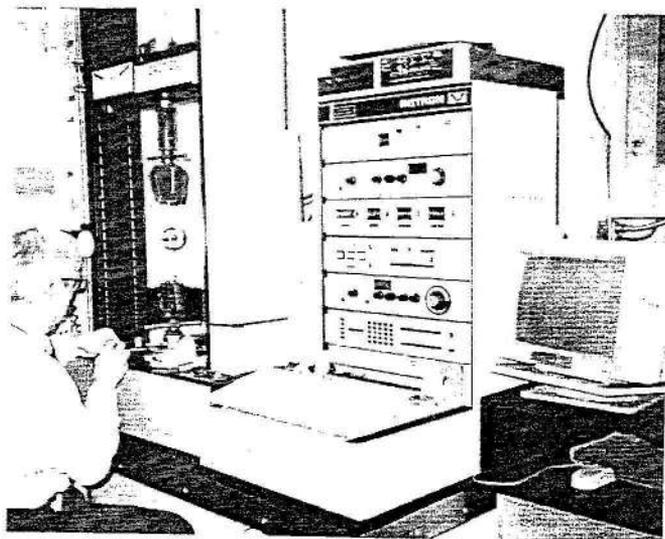


FIGURA 19

II. 2. 9. Microscopía electrónica

Con el objetivo de evaluar la alteración producida por la irradiación láser en la superficie del esmalte humano para elegir una dosis y un *cebador*, ocho especímenes de esmalte humano se observaron al microscopio electrónico después de someterse a varias pruebas.

Cuatro premolares humanos extraídos se almacenaron en un vaso de precipitados con 25 ml. de suero fisiológico después de haberse eliminado los restos de tejidos blandos. Durante el estudio se seccionaron (mesiodistalmente), proveyendo dos especímenes cada uno (mitad bucal y mitad lingual). Cada mitad se incluyó en un bloque de acrílico para facilitar su manejo, dejando la superficie de esmalte libre. El tratamiento del esmalte se realizó con un láser Nd-YAG láser (American Dental Láser) descrito más adelante (en el apartado II. 2. 5.).

Se aplicó a cada muestra de esmalte un procedimiento diferente de grabado y se usó un Microscopio Electrónico de Barrido (MEB) para evaluar la morfología superficial de cada muestra de esmalte y observar qué tipo de alteración se producía en la superficie del esmalte. Se usaron dos energías de salida láser diferentes (15 pps./ 0.75 Watios y 20 pps. / 1.50 Watios), y dos diferentes *cebadores* pigmentados (lápiz negro de grafito y tinta china negra) sobre los especímenes según la siguiente tabla (TABLA 3).

TABLA 3

Cuadro identificativo de los procedimientos empleados para la prueba de morfología superficial con microscopio electrónico de barrido.

NUM. DE ESPECIMEN	DOSIS	COLORANTE
1.-	15 pps/.75 W. x1	LAPIZ NEGRO
2.-	15 pps/.75 W. x2	LAPIZ NEGRO
3.-	20 pps/1.50 W.	LAPIZ NEGRO
4.-	15 pps/.75 W. x1	TINTA CHINA NEGRA
5.-	15 pps/.75 W. x2	TINTA CHINA NEGRA
6.-	20 pps/1.50 W.	TINTA CHINA NEGRA
7.-	LASER 15 pps/.75 W	CONTROL
8.-	CONTROL	CONTROL

La preparación previa de cada muestra de esmalte para su observación al Microscopio Electrónico de Barrido (MEB) consistió en la inmersión de cada uno de ellos en agua tridestilada desionizada durante 30 minutos en una máquina de ultrasonidos, tras lo cual, los especímenes se bañaron con una capa de oro de 10-12 nm. de grosor en una "ETEC gold sputtering BIO RAD, Mod. E 5200", usando 18 mA. durante 100 segundos (FIGURA 20).

Los especímenes se observaron a MEB para el examen de su morfología mediante un MICROSCOPIO ELECTRONICO DE BARRRIDO "ETEC" (FIGURA 21) operado a 10 KV de potencia y 30° de inclinación.

La absorción del láser en el esmalte, para producir una micromorfología superficial rugosa, se posibilita gracias a un *cebador* orgánico que se aplica sobre el esmalte. Una vez aplicados diferentes dosis de irradiación y dos cebadores diferentes, se obtuvieron fotografías (aprox. x1000 y x4000) de cada muestra de esmalte, que se presentaron a cinco odontólogos escogidos al azar para que eligieran el patrón más adecuado, con la consiguiente elección de la dosis e *cebador* específicos que serían usados en la prueba de tensión.

Los criterios específicos que se siguieron para la elección fueron: la presencia de fracturas más estrechas y mayor cantidad de micropits por área.

ESPECIMEN DE ESMALTE HUMANO ORIFICADO PARA SU
OBSERVACION AL MICROSCOPIO ELECTRONICO.

"ETEC SCAN ELECTRON MICROSCOPE".

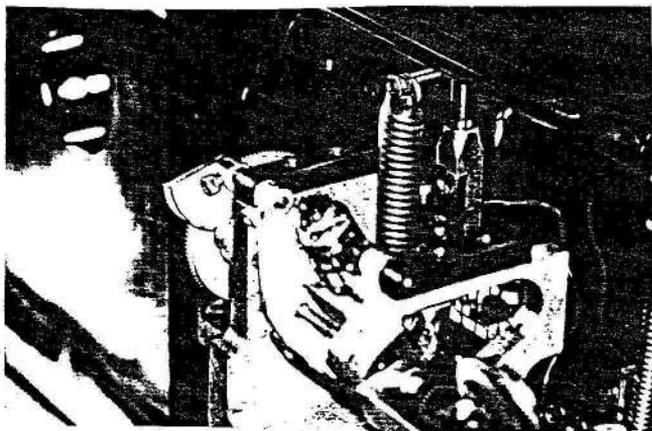


FIGURA 20.

MICROSCOPIO ELECTRONICO "ETEC"

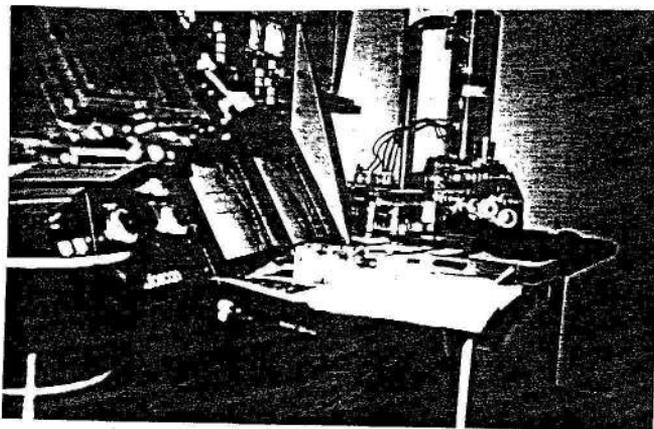


FIGURA 21

II. 2. 10. Microscopía óptica

El modo en el que falló la unión de los "*Brackets*" en los especímenes se determinó como sigue: cada muestra de esmalte se examinó en un microscopio óptico (Nikon Optiphot HFX Optic Microscope, Nikon Corporation Japan) a 40 aumentos, usando dos fuentes de iluminación externas (FIGURA 22).

Se hicieron observaciones de las bases de los "*Brackets*" desprendidos para determinar la naturaleza de cada fallo, describiendo un fallo completamente adhesivo o cohesivo y adhesivo/cohesivo. Se hicieron microfotografías y se estimó si el fallo era completamente cohesivo, adhesivo alguna de sus combinaciones.

MICROSCOPIO OPTICO.
"OPTIPHOT" (NIKON CORP.)

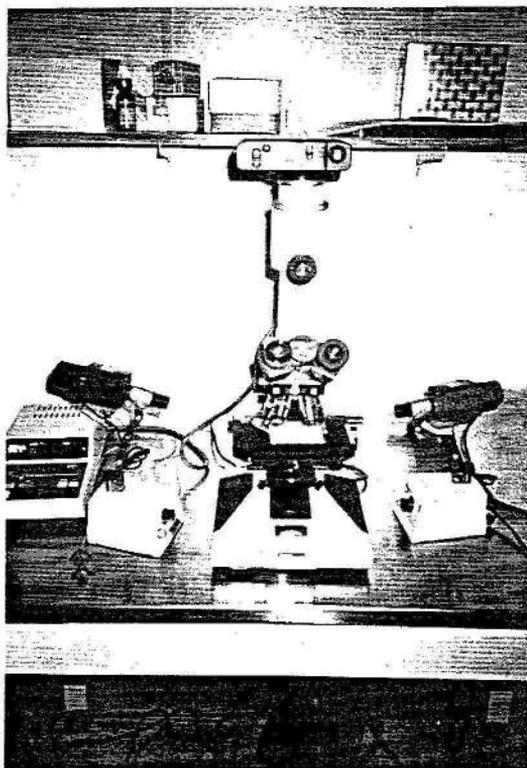


FIGURA 22

II. 2. 11. Recogida de datos

Como hemos descrito, cada muestra de esmalte (compuesto por un "Bracket" adherido a esmalte bovino mediante resina) seleccionado al azar dentro de cada grupo, se sometió a una carga de tensión a una velocidad de 0.1 mm/min. El punto de fallo (en Kilogramos) se grabó en la memoria del ordenador conectado a la Máquina Instron. El punto exacto de fallo (Kg) de cada muestra de esmalte se dividió por el área de la base del "Bracket" para obtener la fuerza de tensión de unión por unidad de área. Se calculó una base de doce mm² de área para cada base de "Bracket" y se asumió que era exactamente la misma para cada uno de los especímenes, cualquiera que fuera el área de la superficie real ocupada por la resina. Se construyeron tablas para anotar los picos de carga y el modo de fallo para cada muestra de esmalte en cada grupo (TABLAS 4 y 5).

II. 2. 12. Análisis de los datos

En el estudio se ha hecho un intento de comparar la fuerza de tensión que soportan "brackets" de ortodoncia adheridos a esmalte irradiado, a una dosis elegida, con láser Nd-YAG con la que soportan "brackets" adheridos a esmalte grabado con H₃PO₄ al 37%, usando un análisis cuantitativo (Prueba de tensión verdadera) sobre incisivos de bovino. Se ha complementado esta evaluación cuantitativa con la exploración óptica de cada especimen en ambos grupos para determinar el modo de fallo cuando se producía el desprendimiento del "bracket". Se ha usado un método estadístico para probar alguna diferencia significativa entre ambos grupos.

Se tabularon el pico de carga y el tipo de fallo para cada espécimen en ambos grupos. Los valores medios del pico de carga correspondiente a la fuerza última de tensión (X_1 y X_2) y sus desviaciones estándar (s_1 y s_2) se calcularon para los grupos A y grupo B.

La siguiente hipótesis nula será puesta a prueba, para ser aceptada, o bien rechazada:

H₀= "Los promedios de la fuerza de tensión necesaria para desprender "brackets" adheridos a esmalte previa irradiación láser (GRUPO B) y previo grabado ácido (GRUPO A) son iguales"

H_a= "Los promedios de la fuerza de tensión necesaria para desprender "brackets" adheridos a esmalte previa irradiación láser (GRUPO B) y previo grabado ácido (GRUPO A) no son iguales"

$$H_0: \mu_1 - \mu_2 = 0$$

$$H_a: \mu_1 - \mu_2 \neq 0$$

Se asumió que los datos representaban dos muestras aleatorias independientes, extraídas de dos distribuciones normales cuyas varianzas de población son desconocidas. Se realizó una prueba de F de homogeneidad de varianza para determinar si las dos poblaciones son o no significativamente diferentes entre ellas. Se usó la prueba de t de Student para investigar las diferencias significativas entre los promedios de las dos poblaciones, porque las varianzas fueron homogéneas.

Se realizaron una prueba de X^2 para consistencia en una tabla 2×4 y una prueba exacta de Fisher para consistencia en una tabla 2×2 para determinar si existían diferencias en las distribuciones de las observaciones para ambos grupos.

III. RESULTADOS

III. RESULTADOS

III.1. Valores obtenidos en la Prueba de tracción. Tablas. Resultado del tratamiento estadístico. Tablas estadísticas.

Las TABLAS 4 y 5 muestran el pico de carga en Kilogramos y el modo de fallo para los dos grupos (grabado ácido y tratado con láser). La media de los valores de pico de carga de fuerza de tensión en el punto de fallo de la unión fue de $X_1 = 5.17$ Kg para el grupo de grabado ácido y de $X_2 = 2.66$ Kg. para el grupo tratado con láser. Las Desviaciones estándar fueron de $s_1 = 1.3$ para el grupo de grabado ácido y $s_2 = 1.4$, para el irradiado con láser (FIGURA 23).

Se calcularon las varianzas para cada distribución a partir de la TABLA 5, obteniéndose una varianza para el grupo A de $S^2_{(n-1)1} = 1.77$, y de $S^2_{(n-1)2} = 2.22$ para el grupo B. El test de homogeneidad de varianza determinó que las dos varianzas de las poblaciones no son significativamente diferentes entre sí. Por lo tanto, no rechazamos la hipótesis nula ($H_0: \sigma_1^2 = \sigma_2^2$) porque el estadístico calculado ($F_{18,18} = S^2_{(n-1)1}/S^2_{(n-1)2} = 1.25$) fue menor que el valor F esperado al 95% de confianza ($F_{18,18}(0.05) = 2.04$).

TABLA 4

PICO DE CARGA EN KG. Y MODO DE FALLO PARA
EL GRUPO DE GRABADO ACIDO

Espécimen núm.:	Pico de carga (Kg):	MODO DE FALLO (MICROSCOPIO OPTICO):
1.-	3.97	Fallo cohesivo de la resina
2.-	5.39	Fallo cohesivo de la resina
3.-	3.71	Fallo cohesivo de la resina
4.-	7.86	Fallo cohesivo de la resina
5.-	5.55	Fallo cohesivo de la resina
6.-	6.22	Fallo cohesivo de la resina
7.-	4.26	Fallo cohesivo de la resina
8.-	4.91	Predominantemente Fallo cohesivo de la resina
9.-	7.73	Predominantemente Fallo cohesivo de la resina
10.-	4.84	Fallo cohesivo de la resina
11.-	4.12	Predominantemente Fallo cohesivo de la resina
12.-	4.62	Fallo cohesivo de la resina
13.-	5.19	Fallo cohesivo de la resina
14.-	5.84	Fallo cohesivo de la resina
15.-	5.78	Fallo cohesivo de la resina
16.-	3.85	Fallo cohesivo de la resina
17.-	7.03	Fallo cohesivo de la resina
18.-	3.26	Fallo cohesivo de la resina
19.-	4.08	Predominantemente Fallo cohesivo de la resina
20.-	--	DATOS PERDIDOS

Para la prueba de fuerza de tensión:

$$n_1 = 19$$

$$X_1 = \underline{5.17}$$

$$SD_1 = \underline{1.3}$$

TABLA 5

PICO DE CARGA EN KG. Y MODO DE FALLO PARA
EL GRUPO TRATADO CON LASER

Espécimen número:	Pico de carga (Kg):	MODO DE FALLO (MICROSCOPIO OPTICO):
1.-	2.17	Fallo adhesivo en el esmalte
2.-	2.30	Fallo adhesivo en el esmalte
3.-	1.77	DATOS PERDIDOS
4.-	1.95	Fallo adhesivo en el esmalte
5.-	1.54	DATOS PERDIDOS
6.-	1.25	Fallo adhesivo en el esmalte
7.-	2.94	Predominantemente Fallo adhesivo en el esmalte
8.-	1.07	Predominantemente Fallo adhesivo en el esmalte
9.-	0.35	Fallo adhesivo en el esmalte
10.-	3.47	Fallo adhesivo en el esmalte
11.-	2.41	Predominantemente Fallo adhesivo en el esmalte
12.-	3.71	Fallo adhesivo en el esmalte
13.-	3.36	Predominantemente Fallo adhesivo en el esmalte
14.-	4.84	Predominantemente Fallo adhesivo en el esmalte
15.-	1.14	Predominantemente Fallo adhesivo en el esmalte
16.-	4.22	Predominantemente Fallo adhesivo en el esmalte
17.-	3.88	Predominantemente Fallo adhesivo en el esmalte
18.-	6.07	Predominantemente Fallo adhesivo en el esmalte
19.-	2.14	Fallo adhesivo en el esmalte
20.-	---	DATOS PERDIDOS

Para la prueba de tensión:

$$n_2 = 19.$$

$$X_2 = \underline{2.66}$$

$$SD_2 = \underline{1.4}$$

COMPARACION VISUAL DE LOS PROMEDIOS DE FUERZA
OBTENIDOS EN LOS GRUPOS A (ACIDO) Y B (LASER).

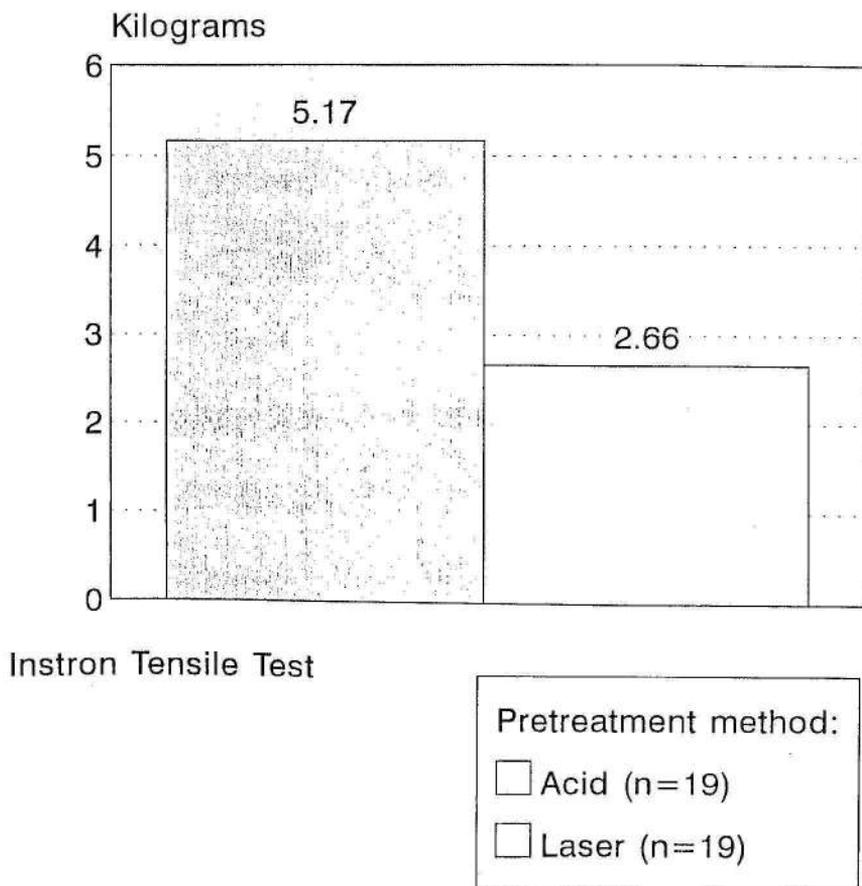


FIGURA 23

La TABLA 6 muestra los resultados de la prueba de t de Student (método de prueba de t para dos medias de poblaciones con varianzas desconocidas pero iguales) que se usó para investigar la significación de la diferencia entre medias de dos poblaciones.

Considerando las dos poblaciones con medias μ_1 y μ_2 , se escogieron dos muestras estadísticas independientes y al azar ambas de tamaño 19, de las cuales se calcularon las medias muestrales $\bar{X}_1 = 5.17$ y $\bar{X}_2 = 2.66$, junto con las sumas de cuadrados calculadas² [$SS_1 = S (X_{1i} - \bar{X}_1)^2 = 31.9258$] y [$SS_2 = S (X_{2i} - \bar{X}_2)^2 = 40.0454$].

La mejor estimación de la varianza de la población se estimó como [$s^2 = (SS_1 + SS_2)/(n_1 + n_2 - 2)$]; $s^2 = 1.9992$. El estadístico calculado es

$$t = \frac{(\bar{X}_1 - \bar{X}_2) - (\mu_1 - \mu_2)}{s \sqrt{(1/n_1 + 1/n_2)^{1/2}}} = 5.47$$

el cual puede compararse con la distribución de la t de Student con 36 grados de libertad. Debido a la ausencia de esta t_{36} (0.05) en la tabla de referencia (NORMAN Y STREINER 1993), podemos extrapolarla con [t_{35} (0.05) = 1.6896] y [t_{40} (0.05) = 1.6839] y rechazar la hipótesis nula.

² Hemos usado la letra S como el signo de "sumatoria".

TABLA 6

PRUEBA DE T PARA DOS MEDIAS DE POBLACIONES
(VARIANZAS DESCONOCIDAS PERO IGUALES)

X_{1i}	$(X_{1i} - X_1)$	$(X_{1i} - X_1)^2$	X_{2i}	$(X_{2i} - X_2)$	$(X_{2i} - X_2)^2$
3.97	-1.20	1.4400	2.17	-0.49	2.2401
5.39	0.22	0.0484	2.30	-0.36	0.1296
3.71	-1.46	2.1316	1.77	-0.89	0.7921
7.86	2.69	7.2361	1.95	-0.71	0.5041
5.55	0.38	0.1444	1.54	-1.12	1.2544
6.22	1.05	1.1025	1.25	-1.41	1.9881
4.26	-0.91	0.8281	2.94	0.28	0.0784
4.91	-0.26	0.0676	1.07	-1.59	2.5281
7.73	2.56	6.5536	0.35	-2.31	5.3361
4.84	-0.33	0.1089	3.47	0.81	0.6561
4.12	-1.05	1.1025	2.41	-0.25	0.0625
4.62	-0.55	0.3025	3.71	1.05	1.1025
5.19	-0.02	0.0004	3.36	0.7	0.4900
5.84	0.67	0.4489	4.84	2.18	4.7524
5.78	0.61	0.3721	1.14	-1.52	2.3104
3.85	-1.32	1.7424	4.22	1.56	2.4336
7.03	1.86	3.4596	3.88	1.22	1.4884
3.26	-1.91	3.6481	6.07	3.41	11.6281
4.08	-1.09	1.1881	2.14	-0.52	0.2704
TOTAL		31.9258			40.0454

III.2. Curvas de tensión-deformación en los dos grupos.

Las FIGURAS 24 y 25 muestran la curva de tensión-deformación típica para cada grupo. Podemos observar que ambas curvas son diferentes. En la FIGURA 24 (grupo de grabado ácido), la curva comienza como una línea recta, pero gradualmente se curva después de que un cierto valor de estrés se sobrepasa. El límite proporcional es alto y hay una buena deformación plástica hasta el punto P, entonces la extensión continúa hasta que la unión falla. Esta es la típica curva de carga con fallo cohesivo.

Por otra parte, la FIGURA 25 (grupo grabado con láser) representa la curva que describiría una material con una baja deformación, con un límite proporcional bajo y un fallo de unión temprano. Representa la curva de carga con fallo adhesivo temprano.

**CURVA DE TENSION DEFORMACION TIPICA
PARA LOS ESPECIMENES DEL GRUPO A (ACIDO).**

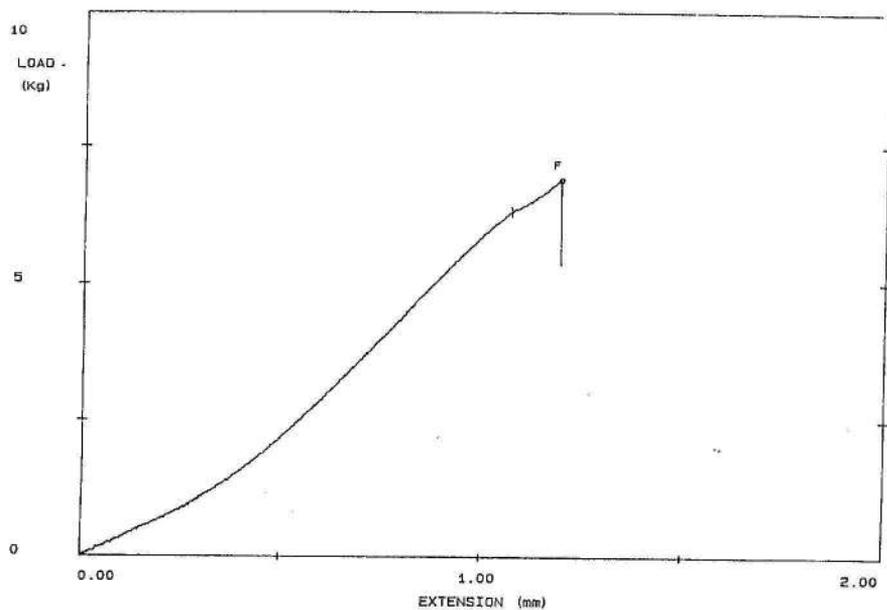


FIGURA 24

**CURVA DE TENSION DEFORMACION TIPICA
PARA LOS ESPECIMENES DEL GRUPO B (LASER).**

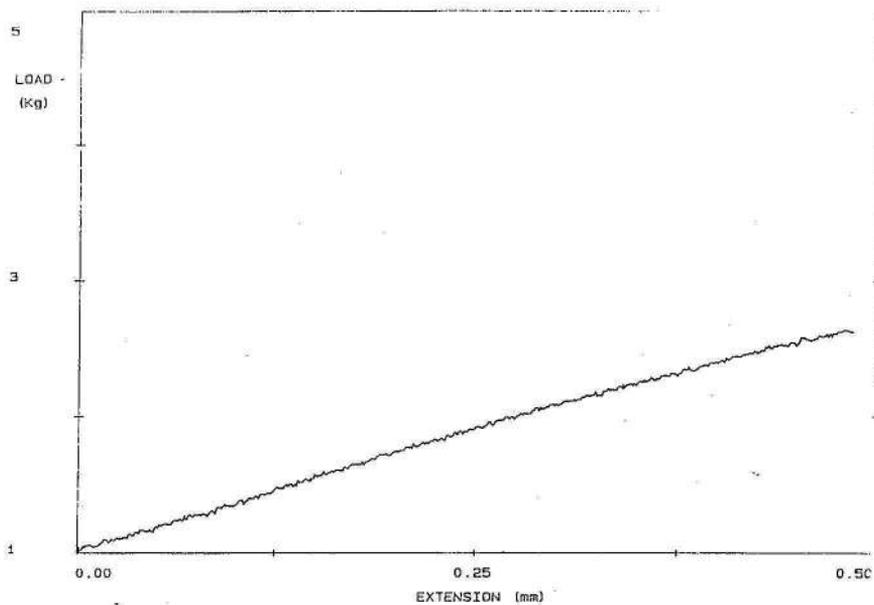


FIGURA 25

III.3. Observación de la base de los Brackets. Modo de Fallo. Resultados del tratamiento estadístico.

La malla de las bases de los "*brackets*" desprendidos se observaron en un microscopio óptico, según se describe en la metodología. Se observaron cuatro tipos de modo de fallo: COHESIVO (FIGURA 26), Predominantemente COHESIVO (FIGURA 27), ADHESIVO (FIGURA 28) y Predominantemente ADHESIVO (FIGURA 29).

La FIGURA 30 muestra la distribución del pico de carga de especímenes de esmalte con "*Brackets*" unidos en los grupos A (Acido) y B (Laser). Se puede ver que la carga soportada por los especímenes en el grupo ácido es mayor que en el grupo con láser. Podemos identificar incluso un patrón entre el modo de fallo y el pico de carga, con una mayor carga asociada a un fallo cohesivo (FIGURA 26) y una menor carga asociada a un fallo adhesivo (FIGURA 28).

Las TABLAS 4 y 5 muestran el lugar de fallo de unión en cada espécimen (muestra de esmalte unido a un "*Bracket*") de los grupos A y B. El examen óptico de las bases de los "*Brackets*" mostró que el fallo cohesivo (cohesivo y predominantemente cohesivo) parece ser el modo de fallo más típico en el grupo A (FIGURAS 26 y 27); mientras que en el grupo B, el fallo adhesivo parece ser el más típico. En las FIGURAS 28 y 29 pueden observarse detalles del fallo completo adhesivo y del fallo predominantemente adhesivo. La TABLA 9 muestra la distribución de los cuatro tipos de fallo para los grupos A y B.

MODO DE FALLO COHESIVO

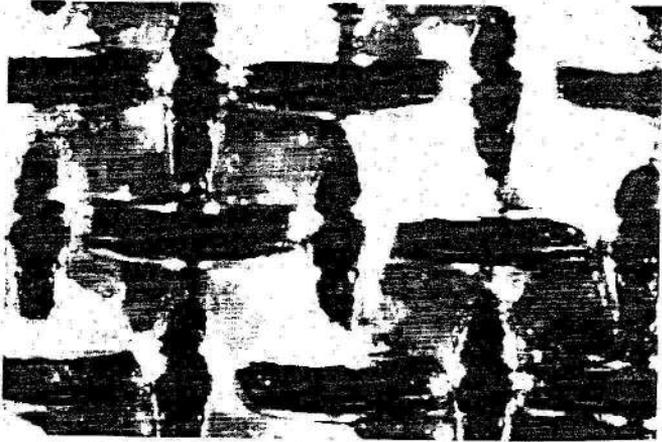


FIGURA 26

MODO DE FALLO PREDOMINANTEMENTE COHESIVO



FIGURA 27

MODO DE FALLO ADHESIVO



FIGURA 28

MODO DE FALLO PREDOMINANTEMENTE ADHESIVO



FIGURA 29

DISTRIBUCION DE LOS VALORES DE PICO DE CARGA OBTENIDOS
SEGUN EL TIPO DE PRETRATAMIENTO

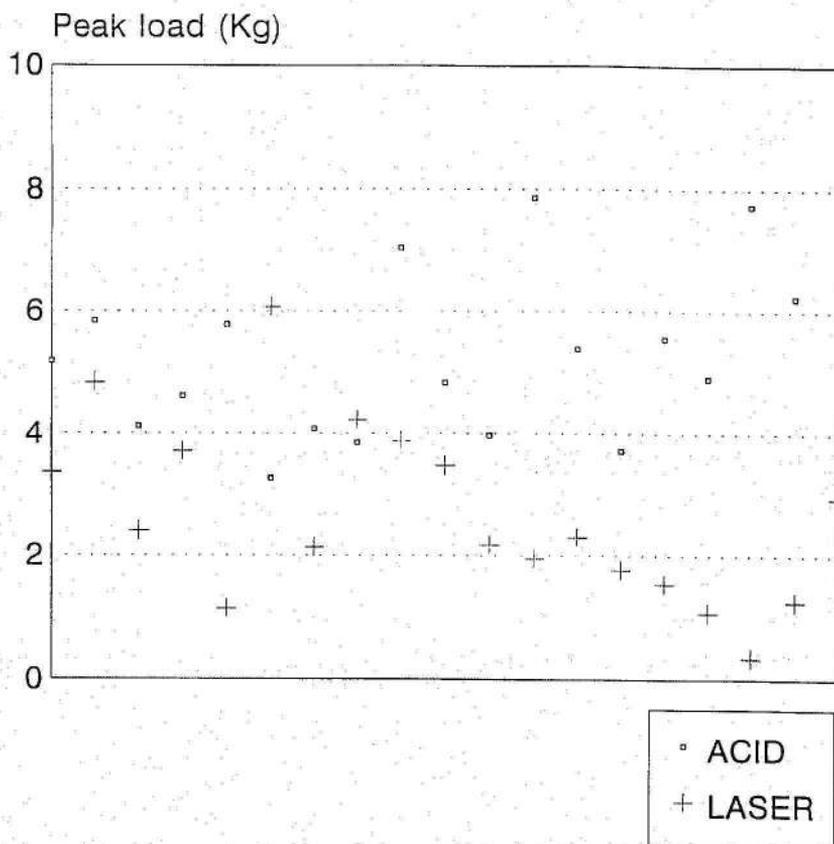


FIGURA 30

**DISTRIBUCION DE LOS VALORES DE PICO DE CARGA OBTENIDOS
SEGUN EL MODO DE FALLO**

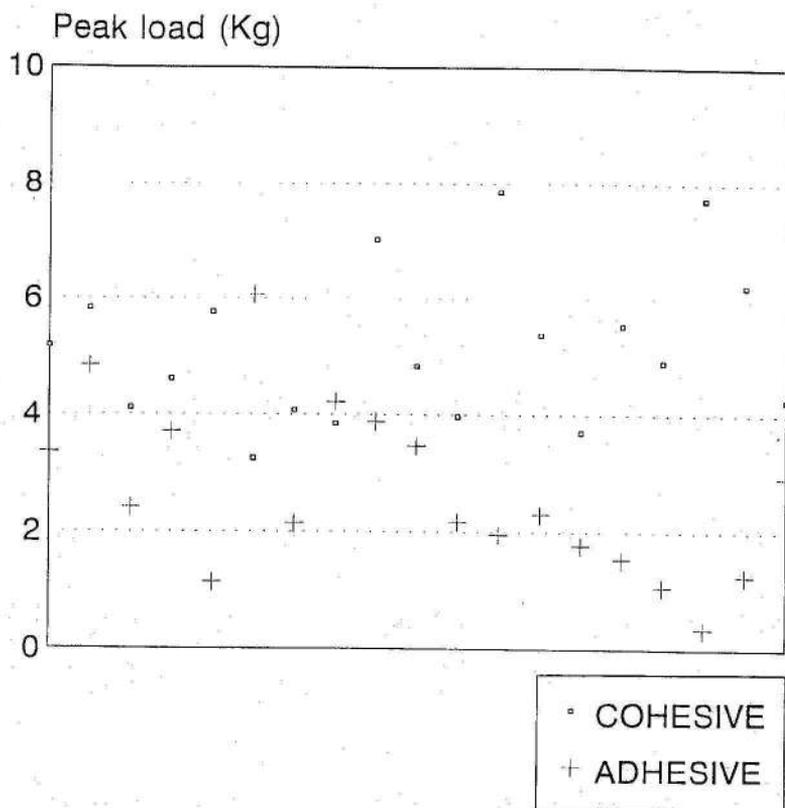


FIGURA 31

La distribución de las estadísticas dadas como *todas las frecuencias observadas menos las esperadas dividido por la frecuencia esperada* es la distribución Chi-cuadrado (X^2). La prueba de X^2 para consistencia en una tabla 2 x 4 (GOPAL Y KANJI 1993) (TABLA 7) confirmó que ambas muestras estadísticas se originan de dos poblaciones con una diferente distribución.

La TABLA 7 recoge los valores necesarios para obtener el estadístico X^2 :

$$X^2 = \sum \frac{(n_{2j} - e_{2j})^2}{e_{2j}} + \sum \frac{(n_{1j} - e_{1j})^2}{e_{1j}}$$

La X^2 calculada fue de 33.75536, que, cuando se compara con el valor obtenido de una tabla de X^2 con 3 grados de libertad [$X_{3}^2(0.05) = 7.81$], y se rechaza la hipótesis nula que las dos muestras se originan de dos poblaciones con la misma distribución, porque la X^2 calculada excede el valor crítico.

TABLA 7
TIPO DE FALLO PARA LOS GRUPOS A Y B

TIPO DE FALLO

	COHESIVO	ADHESIVO	Predominantemente COHESIVO	Predominantemente ADHESIVO	TOTAL
ACIDO	15	0	4	0	19
LASER	0	8	0	9	17
TOTAL	15	8	4	9	36

Por otra parte, los resultados de la prueba exacta de Fisher (WOOLSON 1987) para consistencia en una tabla 2 x 2 (TABLA 8) muestran que hay una diferencia altamente significativa en las distribuciones de las observaciones para ambos grupos. Esta tabla-resumen ha sido realizada uniendo las cuatro categorías de tipo de fallo para obtener sólo dos encabezamientos (Cohesivo y Adhesivo).

Hicimos el intento de obtener la probabilidad de la tabla de la prueba exacta de Fisher (WOOLSON 1987) pero fue imposible debido a la falta de información. Por eso, la probabilidad se calculó de la siguiente forma:

$$S p = \frac{(a+b)! (c+d)! (a+c)! (b+d)!}{n!} \quad S \quad \frac{1}{a! b! c! d!}$$

Al sustituir cada valor (usando la distribución hipergeométrica), la probabilidad se calculó como:

$$S p = \frac{19! 17! 19! 17!}{36!} \left\{ \frac{1}{0!0!17!19!} \frac{1}{1!1!18!20!} \frac{1}{2!2!19!21!} \right\}$$

Como resultado, la probabilidad de que las distribuciones sean la misma es casi nula; del orden de 10^{-42} ($S p = 3.7833 \cdot 10^{-42}$). Por lo tanto, podemos establecer que ambos métodos son significativamente diferentes.

TABLA 8

TEST DE χ^2 PARA CONSISTENCIA EN UNA TABLA 2 X 4

n_{ij}	$n_{ij}-e_{ij}$	$(n_{ij}-e_{ij})^2$	$\frac{(n_{ij}-e_{ij})^2}{e_{ij}}$	$n_{.j}$	$(n_{.j}-e_{.j})$	$(n_{.j}-e_{.j})^2$	$\frac{(n_{.j}-e_{.j})^2}{e_{.j}}$
15	15-7.92	50.1264	6.3290	0	0-7.0833	50.1731	7.0833
0	0-4.22	17.8084	4.22	8	8-4.7192	10.7636	2.2808
4	4-2.11	3.5721	1.6929	0	0-1.8888	3.5676	1.8888
0	0-4.75	22.56	4.75	9	9-4.25	22.5625	5.3088
TOTAL			16.9919				16.5617

TABLA 9**TIPO DE FALLO AGRUPADO PARA EL
GRUPO A (ACIDO) Y GRUPO B (LASER)****Tipo de fallo**

	COHESIVO Y Predominantemente COHESIVO	ADHESIVO Y Predominantemente ADHESIVO	TOTAL
ACIDO	19	0	19
LASER	0	17	17
TOTAL	19	17	36

III.4. Observación de la superficie de esmalte tratado con láser. Efecto de las Variables Cualitativas.

De cada uno de los especímenes descritos en la TABLA 3 (apartado II.2.9), se realizaron microfotografías a 1000 y 4000 aumentos (aprox.), que describiremos a continuación.

En la FIGURA 32, que corresponde al espécimen de CONTROL (número 8 de la TABLA 3), podemos observar la estructura superficial del esmalte sano e intacto (x1000 aprox.). Vemos el entramado compuesto por las cabezas y las colas de los prismas del esmalte.

La clásica descripción de "ojo de cerradura" podemos observarla en la FIGURA 33, a mayor aumento (x4000 aprox.). En ésta se identifica claramente un prisma de esmalte, compuesto por la cabeza y su cola, rodeados de substancia interprismática.

**IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 1000) DE
ESMALTE HUMANO SANO (CONTROL).**

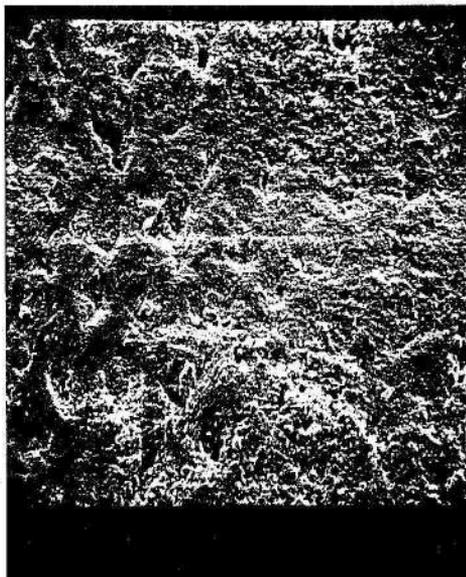


FIGURA 32

IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 4000) DE
ESMALTE HUNAMO SANO (CONTROL). DETALLE DE UN PRISMA.



FIGURA 33

La FIGURA 34 corresponde a una imagen ampliada (x1000) del espécimen número 7 de la TABLA 3. Existe un desdibujamiento leve de la silueta de algunos prismas de esmalte, apareciendo zonas completamente lisas y algunas ligeras alteraciones en forma de suaves depresiones. Una de estas formaciones se destaca, a mayor aumento (x4000) en la FIGURA 35.

La adición de una sustancia pigmentada sobre la superficie del esmalte, previa a la irradiación, parece ocasionar un mayor efecto del láser: aparecen gran cantidad de hoyitos que dan un aspecto agujereado al esmalte (FIGURA 36) y se identifican microfracturas en un esmalte totalmente desdibujado. La FIGURA 36 muestra una imagen periférica del lugar de irradiación en el espécimen número 1 de la TABLA 3. Vemos cómo en la parte central del lugar de irradiación, el número de "micropits" es mayor (FIGURA 37), a mayor aumento (x4000 aprox.).

La FIGURA 38 corresponde al espécimen número 2 de la TABLA 3. La doble exposición con láser a 15 pps. .75 W. con lápiz como *cebador* produjo un efecto similar: aparecieron microhoyos y microfracturas en la zona central de irradiación. A mayor aumento (aprox. x4000), observamos cómo las líneas de fractura atraviesan la superficie del esmalte y corren a lo largo de la superficie uniendo entre sí los microhoyos (FIGURA 39).

IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 1000) DE ESMALTE
HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER SIN *CEBADOR* (CONTROL).

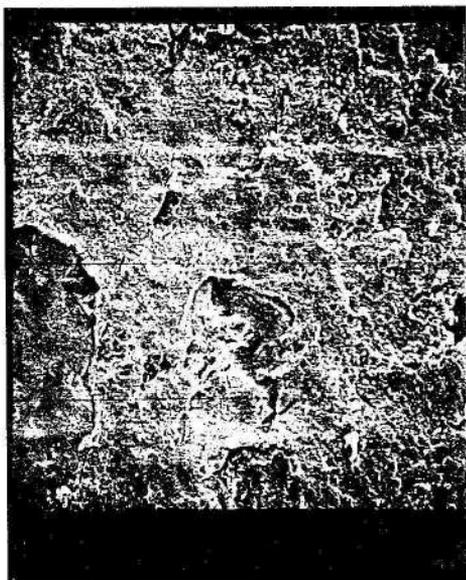


FIGURA 34

IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 4000) DE ESMALTE
HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER SIN *CEBADOR* (CONTROL).
DETALLE DE LAS DEPRESIONES EN FORMA DE SUAVE LAGUNA.



FIGURA 35

IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 1000) DE ESMALTE
HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER
(DOSIS 15 PPS./0.75W. CON LAPIZ COMO *CEBADOR*).



Obsérvese la zona de transición entre
la parte irradiada y no irradiada

FIGURA 36

IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 4000) DE ESMALTE
HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER
(IGUAL DOSIS QUE LA ANTERIOR).

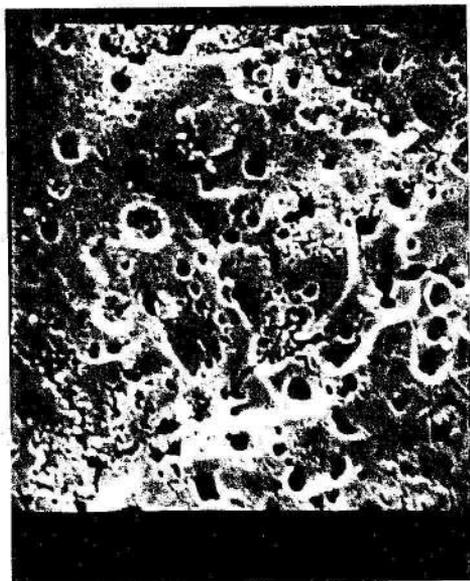


FIGURA 37

**IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 1000)
DE ESMALTE HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER
(DOSIS 15 PPS/.75 W. x2 CON LAPIZ COMO CEBADOR).**



Obsérvese la aparición de microhoyitos y microfracturas

FIGURA 38

IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 4000)
DE ESMALTE HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER
(DOSIS 15 PPS/.75 W. x2 CON LAPIZ COMO *CEBADOR*).
DETALLE DE LAS MICROFRACTURAS



FIGURA 39

Aunque los microhoyos son más numerosos cuando se aumenta la dosis de irradiación (20 pps. 1.5 W.) (FIGURA 40), cuando se observa a más aumento (x2500 aprox.) se identifican unas microfracturas más anchas (FIGURA 41).

A gran aumento (x4000 aprox.) se observa con detalle la producción de cráteres y los microporos alrededor (FIGURA 42).

IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 1000)
DE ESMALTE HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER
(DOSIS 20 PPS/1.5 W. CON LAPIZ COMO *CEBADOR*).



Obsérvese la aparición de cráteres,
junto a los microhoyitos y microfracturas.

FIGURA 40

IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 2500)
DE ESMALTE HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER
(DOSIS 20 PPS/1.5 W. CON LAPIZ COMO *CEBADOR*).
DETALLE DE UN CRATER.

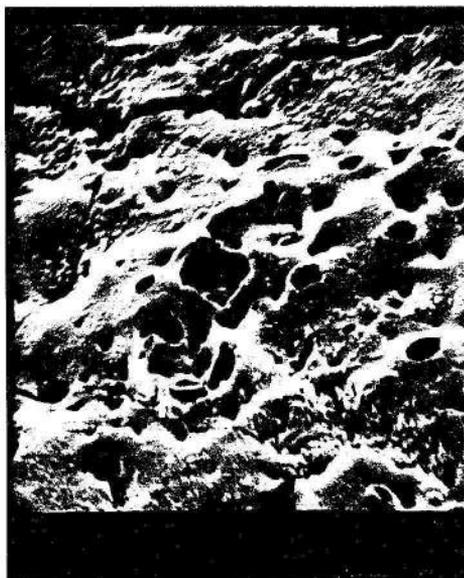


FIGURA 41

IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 4000) DE ESMALTE HUMANO
SOMETIDO A IRRADIACION LASER (DOSIS 20 PPS/1.5 W. CON LAPIZ COMO
CEBADOR). DETALLE DE LA APARICION DE MICROHOYITOS EN EL SENO DE
LOS CRATERES.



FIGURA 42

La FIGURA 43 muestra una zona central de la superficie del esmalte irradiado con láser Nd-YAG, en presencia de Tinta China como cebador, a una dosis de .75 W. de potencia y 15 pps de frecuencia (x1000 aprox.). Como se ve, se observan pocos cráteres y gran cantidad de microporos, surcados por microfracturas. Parecen identificarse fracturas principales (más gruesas) desde las que irradian otras secundarias. Estas fracturas se distribuyen a través de varios microhoyos a los que atraviesan.

En la zona periférica (FIGURA 44) se observa claramente la transición entre el esmalte irradiado y el circundante. En esta zona de transición hay esmalte desprendido, dejando al descubierto cráteres de variable tamaño. Estos cráteres también se observan a mayor aumento (x4000 aprox.) en la zona central (FIGURA 45).

La FIGURA 46 muestra una imagen (x1000 aprox.) de la zona central de irradiación del espécimen número 5 de la TABLA 3. En ella podemos observar cómo aparecen los tres elementos principales identificados: gran cantidad de microhoyos, algunos cráteres (incluso con microhoyitos en su interior) y varias microfracturas surcando la superficie. A más aumento, la FIGURA 47 (x4000 aprox.) nos muestra la gran cantidad de *micropits* de diámetro variable que se obtienen con la dosis de irradiación empleada en este espécimen. Vemos que las microfracturas son más estrechas que las que se observan al mismo aumento en especímenes que se irradiaron a una dosis mayor (FIGURA 48). En esta FIGURA 48, podemos ver (x4000) la alteración que produce en el esmalte su irradiación con láser Nd-YAG a mayor potencia (20 pps. 1.5 W.). Aparecen enormes cráteres, junto a fracturas de mayor grosor.

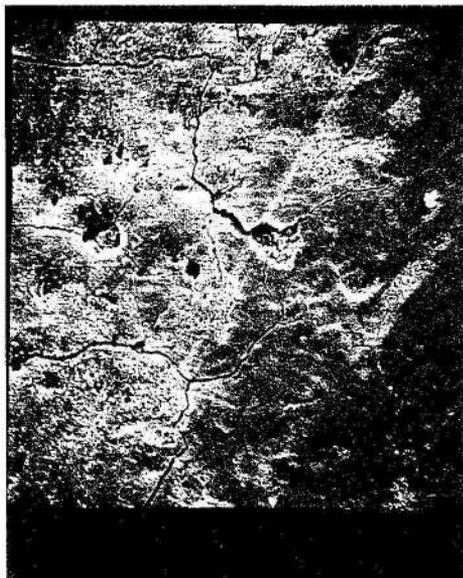
IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 1000)
DE ESMALTE HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER
(DOSIS 15 PPS/.75 W. CON TINTA COMO *CEBADOR*).



Obsérvese la aparición de microfracturas surcando los microhoyitos

FIGURA 43

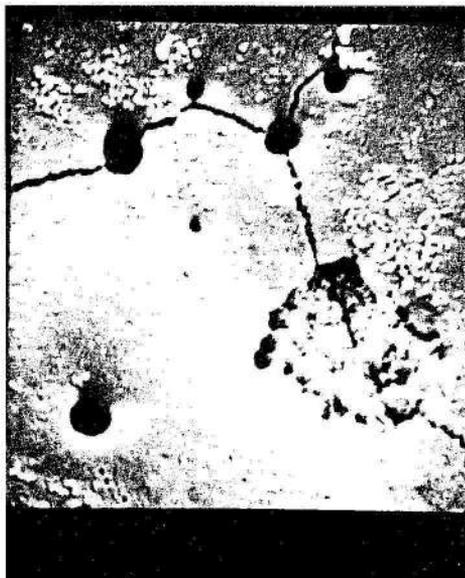
**IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 1000)
DE ESMALTE HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER
(DOSIS 15 PPS/.75 W. CON TINTA COMO *CEBADOR*).**



**Obsérvese zona transicional entre el esmalte irradiado
y el no expuesto.**

FIGURA 44

IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 4000)
DE ESMALTE HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER
(DOSIS 15 PPS/.75 W. CON TINTA COMO *CEBADOR*).



Obsérvese la aparición de cráteres, microfracturas
surcadas por microhoyitos y material fundido
recondensado sobre el esmalte.

FIGURA 45

IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 1000)
DE ESMALTE HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER
(DOSIS 15 PPS/.75 W. x2 CON TINTA COMO CEBADOR).



Obsérvese la aparición de microfracturas
más estrechas y gran cantidad de microhoyitos.

FIGURA 46

IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 4000)
DE ESMALTE HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER
(DOSIS 15 PPS/.75 W. x 2 CON TINTA COMO *CEBADOR*).
DETALLE DEL NUMERO AUMENTADO DE MICROHOYITOS.

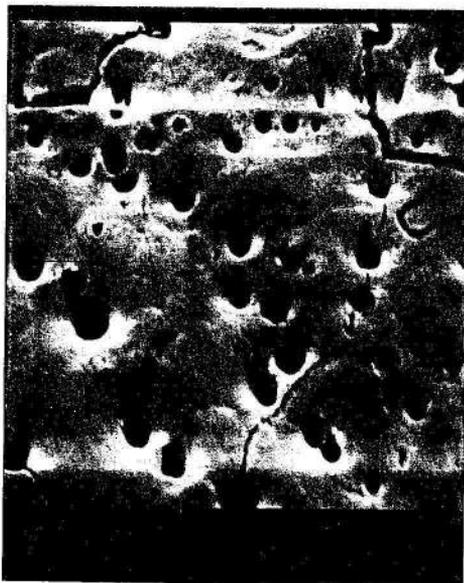


FIGURA 47

IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 4000)
DE ESMALTE HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER
(DOSIS 20 PPS/1.5 W. CON TINTA COMO *CEBADOR*).
DETALLE DE LA ENORME MICROFRACTURA PRODUCIDA TANGENCIALMENTE
AL PERIMETRO DE UN CRATER, SURCADO POR UNA MICROFRACTURA Y
CON MICROHOYITOS EN SU INTERIOR.



FIGURA 48

Las FIGURAS 49 y 50, correspondientes al espécimen número 6 de la TABLA 3, muestran dos aspectos (a menor aumento) de la misma superficie de esmalte que la FIGURA 48. Resulta curioso observar la diferencia tan evidente que presentan estas dos microfotografías. En la FIGURA 49 se identifican los cráteres, microhoyitos y microfracturas que hemos visto con otras potencias. En la FIGURA 50 observamos cómo parte de los cráteres son irregulares, de los cuales irradian microfracturas y aparece un entramado muy irregular sobre la superficie del esmalte intercratérico, como un sistema de micromontañas que parecen ser material arrancado de los lugares donde se forman los cráteres y resolidificado sobre la superficie adamantina.

IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 1000)
DE ESMALTE HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER
(DOSIS 20 PPS/1.5 W. CON TINTA COMO *CEBADOR*).



Obsérvese la aparición de microfracturas,
cráteres de límites suaves y microhoyitos.

FIGURA 49

IMAGEN AL MICROSCOPIO ELECTRONICO (x 1000)
DE ESMALTE HUMANO SOMETIDO A IRRADIACION LASER
(DOSIS 20 PPS/1.5 W. CON TINTA COMO *CEBADOR*).



Nótese la aparición de un entramado superficial que parece estar
constituido por el material desprendido de los cráteres,
fundido y recondensado luego irregularmente
sobre la superficie irradiada.

FIGURA 50

IV. DISCUSSION

IV. DISCUSION

Resulta un hecho innegable, como decíamos al principio en el apartado "Introducción", que la Odontología necesita para progresar del avance de las Ciencias Básicas. El uso del Láser es un ejemplo claro de la interrelación entre Física y Odontología.

Hemos puesto de manifiesto en este trabajo que el láser produce una superficie con morfología micro-retentiva, cuando irradiamos el esmalte dental, en presencia de un *cebador* (apartado III.4). Sin embargo, según los resultados obtenidos, no hemos podido asumir el punto de referencia inspirador del trabajo: queríamos explorar si este método podría usarse como alternativa al grabado ácido en los procedimientos de adhesión en Odontología y hemos encontrado que ambos métodos son esencialmente diferentes.

El método de grabado ácido y el pretratamiento con láser son diferentes en cuanto a **todos** los indicadores que obtuvimos: la fuerza que aguantan hasta desprenderse los "*brackets*" (apartado III.1), el comportamiento de la resina (curva de tensión-deformación) en cada grupo (apartado III.2), y el modo de fallo de los brackets al desprenderse (apartado III.3).

Si atendemos al comportamiento estadístico de los resultados, en el análisis de los datos obtenidos a partir de la evaluación microscópica del modo de fallo, tanto la prueba de X^2 para consistencia en una tabla 2 x 4 (GOPAL Y KANJI 1993) (TABLA 8) como la prueba exacta de Fisher (WOOLSON 1987) para consistencia de una distribución de observaciones en una tabla 2 x 2 (TABLA 9), demuestran que ambas muestras se originaron de dos poblaciones con diferente distribución. La probabilidad de que las distribuciones obtenidas en ambos grupos sea la misma es casi cero. Así lo demuestra el test

exacto de Fisher (WOOLSON 1987) para consistencia de una distribución de observaciones en una tabla 2×2 (Tabla 9).

No sólo los resultados en las observaciones son concluyentes: la prueba de la *t* de Student, de comparación de dos medias, apoya firmemente que ambos métodos son esencialmente diferentes. Esta prueba demostró una diferencia significativa ($p < 0.05$) entre los grupos de esmalte pretratado con láser y el grabado con ácido, éste último grupo mostrando una fuerza de unión mayor (FIGURA 23). Por lo tanto, ya que las medias poblacionales (u_1 y u_2) son diferentes y representan dos distribuciones diferentes.

Podría objetarse que es dudosa la validez del test estadístico χ^2 para muestra pequeñas (como en nuestro estudio); sin embargo, si aplicamos en este caso el criterio tradicional de Cochran (BLAND 1987) que establece que *la chi cuadrado es válida si al menos el 80% de las frecuencias esperadas excede de 5 y todas las frecuencias esperadas exceden de 1*, podemos tomarlo como válido. La TABLA 8 satisface este requerimiento, ya que sólo 2 de las 8 frecuencias esperadas están lejos de 5 y ninguna de ellas es menor de 1. Aunque este criterio puede ser cuestionable, aceptamos la validez de este test para estos datos.

El examen óptico de las bases de los "Brackets" desprendidos mostró cuatro categorías de modo de fallo: Adhesivo, Cohesivo, Predominantemente adhesivo y Predominantemente cohesivo (Tabla 7). El modo de fallo cohesivo, como muestra la FIGURA 26, fue el modo de fractura típico para el grupo de grabado ácido (Tablas 4 y 7). El valor promedio de la fuerza de tensión en el punto de fallo de unión fue $5.17 \text{ Kg} \pm 1.3$ para el grupo de grabado ácido. Estos valores son cercanos a los obtenidos por Wang y

Meng (WANG Y MENG 1992), que obtuvieron unos valores de 0.71 Kg/mm^2 y 0.14 Kg/mm^2 para la media y la desviación estándar de la fuerza de tensión, respectivamente, en un estudio de fuerza de unión entre resinas de ortodoncia autocurada y fotocurada para esmalte grabado con ácido.

El fallo adhesivo (FIGURAS 28 y 29) parece ser el modo de fallo de unión más típico para el esmalte tratado con láser. El valor promedio y la desviación estándar fue de $2.66 \text{ Kg} \pm 1.4$ para el grupo grabado con láser. Sin embargo, como muestra la Tabla 5, algunos especímenes del grupo B (muestras de esmalte con "Brackets" adheridos mediante láser como pretratamiento) tuvieron unos valores mayores de fuerza de tensión con un modo de fallo enteramente adhesivo. En el mejor de los casos, porque obtengamos una buena retención del esmalte grabado con láser.

Una posible explicación para este valor contradictorio podría ser la ausencia de un control riguroso del grosor de la resina entre el esmalte tratado y la superficie del bracket. En nuestro trabajo, se aplicó presión sobre cada "Bracket" sin revisar el grosor de resina en la interfase que debería ser una variable controlada. Otra explicación podría ser la presencia inadvertida, sobre la superficie de los "brackets", de un exceso indetectable del acrílico de ortodoncia transparente usado para preparar los especímenes. De todas maneras, para el propósito de comparar ambas medias, este exceso no modifica los resultados del estudio porque podemos asumir que la cantidad de resina acrílica que pudiera haber quedado remanente sobre la superficie del bracket (en cada espécimen) sería similar para todos ellos.

Los resultados sugieren una asociación fuerte entre modo de fallo y tipo de tratamiento de esmalte y entre modo de fallo y pico de carga. Se asociaron mayores valores de carga a fallo cohesivo (grabado ácido) y menores a fallo adhesivo (láser), como se muestra en la FIGURA 31. El modo de fallo predominantemente adhesivo observado entre la resina y el esmalte irradiado sugiere una retención micromecánica "incompleta". La dosis de láser aplicada sobre el esmalte cubierto por un *cebador* causa aparentemente un derretimiento y fusión del esmalte (apartado III.4). El cambio de volumen producido por la solidificación del esmalte fundido se neutraliza parcialmente por la formación de hoyos (micropits) y microfracturas. Estas observaciones concuerdan con las de Featherstone y Nelson (FEATHERSTONE Y NELSON 1987), y los de Hess (HESS 1990).

Las FIGURAS 34-50 muestran la apariencia del esmalte irradiado, mientras que las FIGURAS 32 y 33 ilustran la imagen del esmalte no tratado. Los valores inferiores de fuerza de unión en el grupo pretratado con láser se puede explicar debido a una falta de penetración de la resina dentro de los estrechos micropits y microfracturas del esmalte irradiado (FIGURAS 46 Y 47) o a la falta de capacidad del láser de modificar la energía superficial del esmalte. Por otra parte, si la penetración de la resina dentro de los estrechos hoyitos y microfracturas fuera efectiva, la carga de tensión de los especímenes podría ser el resultado de la fractura de las prolongaciones ("tags") de resina formadas en su interior, o un despegamiento "limpio". La distancia relativa entre microhoyos (FIGURAS 46 Y 47) podría ser probablemente un factor mecánico crítico. Para un área específica, se obtiene una mayor cantidad de "tags" con el método de grabado ácido que con la irradiación láser. Por lo tanto, el despegamiento de la resina en el esmalte tratado con láser podría ser más fácil que en el tratado con ácido. En este grupo, el modo de fallo (FIGURAS 28 Y 29)

consiste principalmente en fallo adhesivo o una combinación predominantemente adhesiva (Tabla 7).

Las FIGURAS 24 Y 25 ilustran la curva típica de deformación para los especímenes de los grupos A y B, respectivamente, sometidos a fuerza de tracción. La FIGURA 24 (grupo ácido) representa un comportamiento a la deformación complejo. Por una parte, el material se comporta inicialmente siguiendo un modelo newtoniano en el que se puede apreciar claramente el intervalo de Hooke (linealidad deformación-tensión); mientras que a partir de un cierto valor se observa que este comportamiento newtoniano desaparece, sugiriendo la curva un comportamiento reológico dilatante (probablemente reopéxico) y llegado un cierto nivel de carga se produce la saturación (la línea se curva) y el material se rompe. Este comportamiento es típico de materiales no homogéneos sometidos a fuerzas de deformación. Todas estas observaciones sugieren que se trata de la deformación de la resina composite y por lo tanto presenta un patrón de fuerte adhesión y ruptura por la propia resina (fin de la resistencia del material). Mientras que si nos fijamos en la FIGURA 25, se observa cómo el reograma (curva de carga) presenta un comportamiento newtoniano continuo con un final que coincide con la ruptura del material. Además, esta ruptura se produce a una carga muy inferior a la observada en el grupo A, hasta el punto que coincide con el final de la zona de Hooke del reograma de la FIGURA 24. Lo que induce a pensar que se trata de la deformación del mismo material (igual curva de carga) y que se desprende antes de alcanzar tensiones superiores (comportamiento no newtoniano).

Estos datos observados en las curvas de deformación coinciden con los resultados obtenidos en la observación microscópica de las rupturas (apartado III.3). En el grupo A,

el fallo se produce por ruptura del material de adhesión (resina) y por tanto, la curva de carga es completa y típica de deformación del material. Mientras que en el grupo B, que microscópicamente se observa que el fallo predominante es de adhesión, la curva acaba prematuramente, produciéndose el fallo y corroborando los datos observados microscópicamente. El adhesivo usado fue el mismo en los dos grupos, por lo que el comportamiento adhesivo de la resina en cada situación se relaciona con las condiciones presentes en la superficie del sustrato. De nuevo, se puede pensar que la irradiación láser produce el peor patrón de grabado de ambas modalidades de tratamiento de esmalte usados en este estudio.

Antes de afirmar taxativamente que el acondicionamiento del esmalte mediante láser puede no ser el método de elección para adherir "*Brackets*" de ortodoncia al esmalte, debemos hacer algunas consideraciones. Para la extrapolación de los resultados y posibilidades del grabado del esmalte con láser a los dientes humanos, a pesar de los resultados, debemos preguntarnos para qué queremos el grabado. Definitivamente, si queremos adherir restauraciones permanentes, probablemente necesitaríamos un tratamiento adhesivo que resista mayores fuerzas. Pero si vamos a producir movimientos dentales, probablemente necesitemos bajos valores de carga (los cuales producen generalmente pocos efectos negativos, como daños en el esmalte cuando se despegan los "*Brackets*"). En Ortodoncia, podemos mover dientes con sólo 50 a 125 gr (RHODES ET AL 1992). Por ejemplo, el estudio clínico realizado para la colocación in vivo de "*Brackets*" con un láser Nd-YAG y resina (ROBERTS-HARRY 1992) reveló que a pesar de que era menos fiable el método en términos de fuerza de unión clínica, produjo la unión efectiva de algunos "*Brackets*" (ROBERTS-HARRY 1992). Sin embargo, si nos atenemos al presente estudio, El láser de Nd-YAG no puede recomendarse para su uso sobre esmalte

dentario. En realidad, debería realizarse más investigación para probar otras dosis de láser, otros cebadores y otras longitudes de onda.

A pesar del comportamiento adhesivo, el futuro puede ser prometedor para el uso del láser en los procedimientos de adhesión en Odontología. No olvidemos que el láser podría ser capaz de producir resistencia a la disolución ácida. Muchos investigadores han demostrado que la desmineralización subsuperficial del esmalte desciende después de la aplicación del láser debido a un derretimiento y posterior fusión de la estructura del esmalte (STERN Y SOGNAES 1964a; STERN Y SOGNAES 1964b; SOGNAES Y STERN 1965; LOBENE Y FINE 1966; GORDON 1966a). La mineralización está aumentada (SCHEININ Y KANTOLA 1968a; SCHEININ Y KANTOLA 1968b; KANTOLA 1972b; KANTOLA ET AL 1973) en la superficie del esmalte irradiado hasta un grosor de 50 a 100 μm . (KANTOLA 1972b). Los contenidos de agua, carbonato y sustancias orgánicas se reducen en el esmalte irradiado (OHO Y MORIOKA 1990). Ocurren cambios estructurales en el esmalte irradiado con láser, con la aparición de nuevos componentes químicos. La presencia de Pirofosfato (KURODA Y FOWLER 1984; FOWLER Y KURODA 1986) y la reducción de apatita carbonatada (NELSON ET AL 1986b; NELSON ET AL 1987; FEATHERSTONE Y NELSON 1987) reduce la solubilidad a los ácidos del esmalte. Por tanto, es preciso antes de desechar el método de pretratamiento con láser el esmalte para adhesión, valorar estos otros efectos que pudieran ser muy positivos sobre el esmalte e incluso ser el método de elección si la fuerza que necesitamos emplear es suficientemente baja.

Cada láser tiene un efecto diferente del mismo tejido, de acuerdo a su longitud de onda. Por lo tanto, otros tipos de láser (como el de CO₂, Argón, Excímero, Erbi-YAG o Holmi-YAG) deberían ser probados para poder considerar al método de grabado con láser como una alternativa al grabado ácido convencional. El uso de Tinta China (Pelikan, Hannover, Germany) con el láser de Nd-YAG resulta imprescindible para inducir la absorción de la longitud de onda de este láser dentro del esmalte superficial donde se desea el grabado. Sin un "cebador", el láser de Nd-YAG no se absorbe por el esmalte, pasando a través de él y afectando la dentina y la pulpa directamente (RAUHAMA-MAKINEN 1991). En el futuro, otros tipos de cebador, así como otras longitudes de onda, deberían probarse para considerar al método de grabado láser como una alternativa al grabado ácido convencional. Resulta imprescindible el estudio de otros tipos de láser, en especial aquellos cuyo mecanismo de acción produce efectos fotoquímicos (no dependientes de la elevación de la temperatura), como el láser excímero (FRENTZEN Y KOORT 1990).

En cuanto a la metodología que hemos empleado, se han publicado en la literatura numerosos artículos sobre pruebas de tensión realizadas *in vitro* de "Brackets" cementados a esmalte dental (WANG Y MENG 1992; KNOLL ET AL 1986; SPRAYBERRY 1992; NEWMAN 1965). Las diferencias entre estos artículos han sido revisadas recientemente por Fox (FOX ET AL 1994). La metodología empleada ha sido tan dispar que resulta difícil comparar los resultados con una mínima coherencia. La mayoría de esos estudios se hicieron con materiales de resina composite como medio de cementado. Los estudios de fuerza de tensión publicados difieren grandemente en la metodología empleada y en los resultados obtenidos en cada uno. Resulta difícil y a menudo imposible compararlos cuantitativamente, por la variedad de los diferentes datos. En nuestro estudio, la mayor

parte de los procedimientos usados para la medición de la fuerza de unión estaban estandarizados, lo que permite futuras comparaciones de diferentes procedimientos y agentes adhesivos.

V. CONCLUSIONES

V. CONCLUSIONES

Del análisis de los resultados, puede concluirse que:

1. La irradiación del esmalte humano con un láser Nd-YAG produce escasos efectos morfológicos cuando no se utiliza un *cebador* que absorba la radiación.
2. La alteración de la morfología superficial normal del esmalte, producida tras su irradiación con láser Nd-YAG, a frecuencia de 15 pps y potencia de 0.75, Watios y en presencia de un *cebador*, consiste en la aparición de una micromorfología superficial rugosa por fusión y resolidificación del esmalte; en la que se observan hoyitos en número y diámetro variables, así como microfracturas, probablemente debido a la resolidificación con un cambio volumétrico.
3. A mayor potencia de láser, se obtiene mayor efecto sobre el esmalte. Las microfracturas que aparecen en el esmalte irradiado con la frecuencia y potencia mayores (20 pps y 1.50 Watios), son más anchas que las producidas obtenidas con la dosis menor (15pps/0.75 W.), debiendo valorarse por investigaciones posteriores las consecuencias que acarrear en el esmalte y sus posibles repercusiones en la vitalidad pulpar.
4. Al observar la base de los "*Brackets*" despegados, el modo de fallo cohesivo es el modo de fallo de unión más típico para el procedimiento de grabado ácido.

5. El modo de fallo adhesivo es el más típico para el pretratamiento del esmalte con láser cuando se examinan las bases de los "*Brackets*" desprendidos.
6. Se encontró una diferencia significativa en la fuerza de tensión última que soportan "*Brackets*" de ortodoncia hasta despegarse entre el grupo A (tratado con ácido a 15 segundos/37% ácido fosfórico) y el grupo B (grabado con láser de Nd-YAG a 15pps/.75 W), lo que confirma el fallo predominantemente diferente en ambos grupos.
7. El pretratamiento del esmalte con láser para adherir "*brackets*" es un método poco efectivo desde el punto de vista de la fuerza de unión. Los resultados de este estudio concuerdan con los obtenidos por Roberts-Harry (ROBERTS-HARRY 1992) que, al presente, el láser de Nd-YAG no puede recomendarse para su uso sobre esmalte como método alternativo al grabado ácido desde este punto de vista.
8. No podemos desestimar el uso del láser Nd-YAG (15 pps./ .75W. con tinta china como cebador) para la adhesión de brackets, cuando la fuerza a realizar sea pequeña y debido a las ventajas de resistencia al ataque ácido que el láser proporciona al esmalte.
9. En función de los resultados obtenidos, deberían realizarse otras investigaciones con láser de distintas longitudes de onda para determinar si por otros mecanismos de actuación (efecto fotoquímico del láser excímero) se produce una fuerza de unión superior incluso al grabado ácido.

VI. BIBLIOGRAFIA

VI. BIBLIOGRAFIA

- ABED, S.; HESS, J.; SHIVAPUJA, P.K. (1990). Bond strength of orthodontic brackets to acid etched and laser-etched enamel. [ABSTRACT] Presented at the International Academy of Laser Dentistry. Boston, Massachusetts.
- ABERGEL, R.P.; LAM, T.; LASK, G.; DWYER, R.; CASTEL, J.C.; UITTO, J. (1986). Efectos biológicos del láser. *Inv. Clin. Láser*, 3, 7-14.
- ABT, E.; WIDGOR, H.; LOBRAICO, R.; CARLSON, B.; HARRIS, D.; PYREZ, R. (1987). Removal of benign intraoral masses using the CO₂ laser. *J.A.D.A.*, 115, 729-731.
- ADRIAN, J.; BERNIER, J.; SPRAGUE, W. F. (1971). Laser and dental pulp. *J.A.D.A.*, 83, 113-117.
- ALONSO, M.; FINN, E.J. *Física, (Vol. III)*. Fondo educativo interamericano. Bogotá 1976.
- ALVAREZ ARENAL, A.; HERNANDEZ, L.; RODRIGUEZ, M.; VILLA, A.; CABAL, V.; SUAREZ GARNACHO, S. (1989). Tratamiento de las aftas bucales mediante láser IR. *Arch. Odontostomatol.*, 5, 405-409.
- ANNEROTH, G.; HALL, C.; RYDEN, H.; ZETTERQUIST, L. (1988). The effect of low-energy infra-red laser radiation on wound healing in rats. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 26, 12-17.
- APFELBERG, D.B.; MASER, M.R.; LASH, H.; WHITE, D.N. (1985). Benefits of the CO₂ laser in oral hemangioma excision. *Plastic Reconstr. Surg.*, 75, 46-50.
- ARONOFF, B.L. (1981). The use of lasers in hemangiomas. *Laser Surg. Med.*, 1, 323-335.
- AVELLANEDA, R.; TRASERRA, J.; ALVAREZ, M. (1984). Estenosis laríngea postcirugía oncológica; tratamiento mediante láser de CO₂. *Acta ORL*, 35, 437-439.
- BACA PEREZ-BRYAN, R. *Análisis clínico-morfológico de las acciones del láser CO₂ en los tejidos blandos de la cavidad bucal*. Tesis doctoral. Universidad Complutense. Madrid 1990.
- BAGGISH, M. *et al.* (1991). Presence of Human Immunodeficiency Virus in laser smoke. *Lasers Surg. Med.*, 11, 197-203.
- BAHCALL, J., HOWARD, P., MISERENDINO, L., WALIA, H. (1992). Preliminary investigation of the histological effects of laser endodontic treatment on the periradicular tissues in dogs. *J. Endod.*, 18, 47-51.

- BARAK, S.; KAPLAN, I. (1988). The CO₂ laser in the excision of gingival hyperplasia caused by niphedipine. *J. Clin. Periodontol.*, 15, 633-635.
- BASU, M.K.; FRAME, J.W.; RHYS-EVANS, P.H. (1988). Wound healing following partial glossectomy using the CO₂ laser, diathermy and scalpel: a histological study in rats. *J. Laryngol. Otolol.*, 102, 322-327.
- BAZHANOV, N.; MUKHSINOV, M.; ALEKSANDROF, M.T.; KASYMOV, A. (1989). Combined treatment of odontogenic inflammatory processes using us and wide-spectrum laser radiation. *Stomatol. (MosK)*, 68, 39-41.
- BEN-BASSAT, M.; KAPLAN, I.; SHINDEZ, Y.; EDLAND, A. (1978). The CO₂ laser in Surgery of the tongue. *Br. J. Plast. Surg.*, 31, 157-158.
- BENEDICENTI, A.; GOLA, G.; CINGANO, L.; LUPI, L. (1984). Valoración radioinmunológica del nivel de beta-endorfina en el líquido cefalo-raquídeo, antes y después de irradiar con luz láser 904 nm. en la neuralgia del trigémino. *Invest. Clin. Laser*, 1, 7-12.
- BOEHM, R.; BAECHLER, J.J.; WEBSTER, J.; JAMRE, S. (1977). Laser processes in preventive dentistry. *Optical Eng.*, 16, 493.
- BONIN, P.; BOIVIN, R.; POULARD, J. (1991). Dentinal permeability of the dog canine after exposure of a cervical cavity to the beam of a CO₂ laser. *J. Endod.*, 17, 116-118.
- BORGGREVEN, J.M.P.M.; DIJK, J.W.E.; VAN DRIESENS, F.C.M. (1980). Effect of laser irradiation on the permeability of bovine dental enamel. *Archs. Oral Biol.*, 25, 831- 832.
- BRUNE, D. (1980). Interaction of pulsed carbon dioxide laser beams with teeth *in vitro*. *Scand. J. Dent. Res.*, 88, 301-305.
- BUONOCORE, M. (1955). Simple method of increasing adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J. Dent. Res.*, 50, 125.
- BURGESS, R.C.; MACLAREN, C.M. Proteins in developing bovine enamel. *En TOOTH ENAMEL*, M. Stack and R. Fearnhead Eds. Bristol, 1965, 74-81.
- CARROLL, J.M. *Fundamentos y aplicaciones del laser*. Ed. Marcombo, Barcelona 1978.
- CASAS, J. *Optica*. Ed. Universidad de Zaragoza. Zaragoza 1980.
- CARRUTH, J.A.S. (1985). Resection of the tongue with the carbon dioxide laser: 100 cases. *J. Laryngol. Otol.*, 99, 887-889.

- CLAUSER, C. (1986). Comparison of depth and profile of osteotomies performed by rapid superpulsed and continuous-wave CO₂ laser beams at high power output. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 44, 425-430.
- CLOUET, M.; LAFFITE, F.; CHAVOIN, J.P.; BOUTAULT, F., COMBELLES, R.; CADENAT, H. (1986). Treatment of buccal mucosa lesions with the carbon dioxide laser. *Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac.*, 87, 227-232.
- COBO, J.; HERNANDEZ, J.; GARCIA, M.; BLANCO, J. (1986). El láser en la profilaxis de la osteorradionecrosis mandibular. *Inv. Clin. Láser*, 3, 16-18.
- COBO, J.; HERNANDEZ, L.; ALVAREZ, J.; GARCIA, M. (1986). El láser en el tratamiento de la osteorradionecrosis mandibular. A propósito de un caso. *Inv. Clin láser*, 3, 61-64.
- COOPER, L.F.; MYERS, M.L.; NELSON, D.G.A.; MOWERKY, A.S. (1986). Shear strength of composite resin bonded to laser pretreated dentin. *J. Dent. Res.*, 65, 239.
- COOPER, L.F.; MYERS, M.L.; NELSON, D.G.A., MOWERY, A.S. (1988). Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentin. *J. Prosth. Dent.*, 60, 45-49.
- CRAIG, R.G.; O'BRIEN, W.J.; POWERS, J.M. *Dental materials: properties and manipulation*. Mosby Year Book, Inc. St. Louis 1992. 60-77.
- CHIESA, F.; SALA, L.; COSTA, L., et al. (1986). Excision of oral leukoplakias by CO₂ laser on an outpatient basis: a useful procedure for prevention and early detection of oral carcinomas. *Tumori*, 72, 307-312.
- CHOMETTE, G.; AURIOL, M.; ZEITOUN, R.; MOUSQUES, T. (1987). Effect of the soft laser on gingival connective tissue. I- Effect on fibroblasts. Histoenzymology and electron microscopy study. *J. Biol. Buccale*, 15, 45-49.
- CHOMETTE, G.; AURIOL, M.; ZEITOUN, R.; MOUSQUES, T. (1987). Effect of the soft laser on gingival connective tissue. II- Effect on wound healing. Optical microscopy, histoenzymology and electron microscopy studies. *J. Biol. Buccale*, 15, 51-57.
- CHU, F.W.K.; SILVERMAN, S.; DEDO, H.H. (1988). CO₂ laser treatment of oral leukoplakia. *The Laryngoscope*, 98, 125-130.
- DEDERICH, D.N. (1993). Laser/tissue interaction: What happens to laser light when it strikes tissue? *J.A.D.A.*, 124, 57-61.
- DEDERICH, D.N.; ZAKARIASEN, K.L.; TULIP, J. (1986). Effects of continuous wave CO₂ laser on canal-wall dentin (Abstract). *J. Dent. Res.*, 65, 253.

- DEDERICH, D. N.; ZAKARIASEN, K.L.; TULIP, J. (1984). Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following Nd-YAG laser irradiation. *J. Endod.*, 10, 428-431.
- DE RAAD, M.; PASCHOUN, Y.; HOLZ, J. (1988). Effets du laser a CO₂ sur les tissus dentinaires. *J. Biol. Buccale.*, 16, 137-150.
- DIXON, J.A.; DAVIS, R.K.; GILBERTSON, J.S. (1986). Laser photocoagulation of vascular malformations of the tongue. *The Laryngoscope*, 96, 537-541.
- DORIGO, E. (1987). El laser de CO₂ en terapia conservativa. *Rev. Odontoest. Implantopro.*, 2, 123-124.
- DORIGO, E. (1988). Aplicaciones clinicas del láser de CO₂. *Rev Odontoest. Implantopro.*, 5, 251-253.
- DRIESSENS, F.C.M. (1977). Chemical adhesion in dentistry. *Int. J. Dent.*, 27, 317-23.
- ESCOLA, R.; LU, R.; ESCOLA, M. (1985). Contribution à l'étude ultrastructurale des tissus gingivaux irradiés au soft laser Helium-Neon. *Le Chirurgien Dentiste de France*, 276, 113-119.
- ESTRUCH MATEO, S.; GASCON MAYORDOMO, F.; LINARES DIEZ, J.; PASCUAL GIL, J.V.; ORTENBACH, C.H.; CEREZO, J. (1987). Utilización clínica del láser de Helio-Neon en exodoncias dentarias y cirugía del tercer molar: un estudio preliminar. *Acta Estomatol. Val.*, 2, 71-80.
- FAGNONI, V. (1985). Realtà e prospettive sull'impiego del fluoruro-laser nella prevenzione della carie dentaria. *Actas del XX Congreso Nazionale della Società Italiana di Odontostomatologia e Chirurgia Maxillo-Facciale*. Saint Vincent. 26-29 Settembre.
- FAGNONI, V. (1986). Realities and perspectives in the use of laser fluoride in the prevention of dental caries. *Arch. Odontoestomatologia*, 2 (Spec. N°), 66-69.
- FAGNONI, V.; SAPIRO, S.; ZULIAN, P.; IEMMA, D. (1989). Ionoffluor + laser = prevenzione. *Minerva Stomatol.*, 38, 769-772.
- FEATHERSTONE, J.D.; NELSON, D.G. (1987). Laser effects on dental hard tissues. *Adv. Dent. Res.*, 1, 21-26.
- FISHER, S.E.; FRAME, J.W. (1984). The effects of the carbon dioxide surgical laser on oral tissues. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 22, 214-226.
- FISHER, S.E.; FRAME, J.W.; BROWNE, R.M.; TRANTER, R.M.D. (1983). A comparative histological study of wound healing following CO₂ laser and conventional surgical excision of canine buccal mucosa. *Arch. Oral Biol.*, 28, 287-291.

- FLYNN, M.B.; WHITE, M.; TABAH, R.J. (1988). Use of carbon dioxide laser for the treatment of premalignant lesions of the oral mucosa. *J. Surg. Oncol.*, 37, 232-234.
- FOX, N.A., McCABE, J.F., BUCKLEY, J.G. (1994). A critique of bond strength testing in orthodontics. *B.J.O.*, 21, 33-43.
- FOWLER, B.O.; KURODA, S. (1986). Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. *Calcif. tissue Int.*, 38, 197-208.
- FRAME, J.W. (1984). Treatment of sublingual keratosis with the CO₂ laser. *Br. Dent. J.*, 156, 243-246.
- FRAME, J.W. (1985). Carbon dioxide laser surgery for benign oral lesions. *Br. Dent. J.*, 158, 125-128.
- FRAME, W.J. (1985). Removal of oral soft tissue pathology with the CO₂ laser. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 43, 850-855.
- FRAME, J.W.; DAS GUPTA, A.R.; DALTON, G.A.; RHYS-EVANS, P.H. (1984). Use of the carbon dioxide laser in the management of premalignant lesions of the oral mucosa. *J. Laryngol. Otol.*, 98, 1251-1260.
- FRAME, J.W.; MORGAN, D.; RHYS-EVANS, P.H. (1988). Tongue resection with the CO₂ laser: The effects of past radiotherapy on postoperative complications. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 26, 464-471.
- FRANQUIN, J.C.; GOSSIN, G.; SALOMON, J.P. (1987). Intérêt de l'utilisation d'un laser à CO₂ dans le traitement de la carie dentinaire sur dent vivante. *Rev. Fr. Endod.*, 6, 31-44.
- FRANQUIN, J.C.; SALOMON, J.P. (1986). Reactions pulpo-dentaires après traitement de la dentine au laser CO₂. *J. Biol. Buccale*, 14, 53-64.
- FRANQUIN, J.C.; SALOMON, J.P.; GOSSIN, G. (1986). Nouvelle méthode de traitement de la carie dentinaire au laser à CO₂. *Quest. Odont. Stom.*, 11, 277-287.
- FRENTZEN, M.; KOORT, H.J. (1989). Photoablation of dental tissues: a new method for caries removal? *J. Dent. Res.*, 68, (Abstract).
- FRENTZEN, M.; KOORT, H.J. (1990). Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology? *Int. Dent. J.*, 40, 323-332.
- GARCIA, F.; MORROS, J. (1987). Estudio randomizado doble ciego sobre los efectos bioestimulantes del láser en la irradiación de la glándula parótida en pacientes afectos de síndrome de Sjögren. *Inv. Clin. Láser*, 4, 18-25.

- GAUTHIER, J. (1982). Les effets stérilisants du laser sur les tissus dentaires infectés. *Inf. Dent.*, 22, 29-30.
- GLASSCOCK, M.E.; JACKSON, C.G.; WHITAKER, S.R. (1981). The argon laser in acoustic tumor surgery. *The Laryngoscope*, 91, 1405-1416.
- GOLDMAN, L.; GRAY, J.A.; GOLDMAN, J.; GOLDMAN, B. MEYER, R. (1965). Effect of laser beam impacts on teeth. *J.A.D.A.*, 70, 601-606.
- GOLDMAN, L.; HORNBY, P.; MEYER, R.; GOLDMAN, B. (1964). Impact of the laser on dental caries. *Nature*, 203, 417.
- GOLDMAN, H.M.; REUBEN, M.P. (1964). Applications of laser spectroscopy for qualitative and quantitative analysis of inorganic components of calcified tissues. *Oral Surg. Oral Med. Oral Path.*, 17, 102-104.
- GOODMAN, B.D.; KAUFMAN, H.W. (1977). Effects of an argon laser on the crystalline properties and rate of dissolution in acid of tooth enamel in the presence of sodium fluoride. *J.Dent. Res.*, 56, 1201-1207.
- GORDON T.E. (1966). Laser fusion of tooth enamel. A preliminary report. *J. Florida Dent. Soc.*, 37, 398-402.
- GORDON, T.E. (1967). Single-surface cutting of normal tooth with ruby laser. *J.A.D.A.*, 74, 398-402.
- GORDON, T.E. (1966). Some effects of laser impact on extracted teeth. *J. Dent. Res.*, 45, 372-375.
- GORDON, T.E.; SMITH, D. L. (1970). Laser welding of ceramic fixed prosthesis. *Dent. Dig.*, 76, 306.
- GORDON, T.; SMITH, D. (1972). Laser welding of prostheses: An initial Report. *J. Prosthet. Dent.*, 24, 472-476.
- HALL, R.R. (1971). The healing of tissues incised by a carbon-dioxide laser. *Br. J. Surg.*, 58, 222-225.
- HALL, R.R.; BEACH, A.D.; BAKER, E.; MORRISON, P.C.A. (1971). Incision of tissue by carbon dioxide laser. *Nature*, 232, 131-132.
- HANKE G. *Screening methods and their application in measuring adhesion of selected dental resins. Thesis.* Indiana University School of Dentistry, Indianapolis 1968.
- HANSSON, T. (1989). Infrared laser in the treatment of craniomandibular disorders, arthrogenous pain. *J. Prosth. Dent.*, 61, 614-617.

- HARGREAVES, J.A.; PISKO-DUBIERSKI, R.P. (1984). Changes in surface enamel using three different methods of laser application. *J. Dent. Res.*, 63, 506.
- HATTAB, F.N. (1987). In vitro fluoride uptake by lased and unlased ground human enamel. *ASDC J. Dent. Child*, 54, 15-7.
- HESS, J.A. (1990). Scanning electron microscopic study of laser-induced morphologic changes of a coated enamel surface. *Laser Surg. Med.*, 10, 458-462.
- HITA VILLAVERDE, E.F. *El láser y sus aplicaciones*. Ed. Universidad de Granada. ICE. Granada 1983.
- HITA VILLAVERDE, E. *Láser. Fundamentos y experiencias didácticas*. Ed. Universidad de Granada. ICE. Granada 1988.
- HOCKS, T.W.; ADRIAN, J.C.; GROSS, A. BERNIER, W. E. (1980). Use of the carbon dioxide laser in the sterilization of the endodontic reamers. *J. Oral Surg.*, 49, 263-265.
- HORCH, H.H.; GERLACH, K.L.; SCHAEFER, H.E. (1986). CO₂ laser surgery of oral premalignant lesions. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 15, 19-24.
- HORCH, H.H.; HERLACH, K.L. (1982). CO₂ laser treatment of oral displastic precancerous lesions: a preliminary report. *Lasers Surg. Med.*, 2, 179-185.
- HYLTON, R.P. (1986). Use of CO₂ laser for gingivectomy in a patient with the Sturge-Weber disease complicated by dilantin hyperplasia. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 44, 646-648.
- IBSEN, R.L.; NEVILLE, K. *Adhesive Restorative Dentistry*. W.B. Saunders Co. Philadelphia 1974. 1-49.
- J.A.D.A. (1992) DENTAL lasers off-limits for dental Hygienists, says Florida Board. *J.A.D.A.*, 123.
- JIMENEZ LOPEZ, V. (1986). El láser en el tratamiento de las disfunciones de la A.T.M. *Rev. Actual. Estomatol.*, 355, 35-40.
- JONES, G.M.; SHEPHERD, J.P.; SCULLY, C. (1987). A case of squamous cell carcinoma arising in an area treated with a carbon dioxide laser. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 25, 57-60.
- JORDAN, D.J. Efectos lesivos potenciales de la luz sobre el ojo. *En Composites en Odontología estética*, R. E. Jordan. Ed. Salvat, Barcelona 1989, 337-351.
- JOSSET, P.; JERRIS, P.; CHOUARD, C.N. (1981). Etude expérimentale de la cicatrization de lésions provoquées par le laser CO₂ sur la muqueuse buccale du cobaye. *Entretiens de Bichat. Odontologie-Stomatologie (Paris)*, 10, 89-93.

- KAISER, C.; MARTINEZ, T.; BASCONES, A.; *et al.* (1987). Radiación láser Helio-Neón versus placebo en el tratamiento de la sinusitis maxilar aguda. *Av. Odontostomatol.*, 3, 73-76.
- KANTOLA, S. (1972). Laser-induced effects on tooth structure. V. Electron probe microanalysis and polarized light microscopy of dental enamel. *Acta Odont. Scand.*, 30, 475-484.
- KANTOLA, S.; LAINE, E.; TARNA, T. (1973). Laser-induced effects on tooth structure. VI. X-ray diffraction study of dental enamel exposed to a CO² laser. *Acta Odont. Scand.*, 31, 369-379.
- KANTOLA, S. (1972). Laser induced effects on tooth structure. IV. A study of changes in the calcium and phosphorous contents in dentine by electron probe microanalysis. *Acta Odont. Scand.*, 30, 463-474.
- KAPLAN, I.; GER, G.; SHARON, V. (1973). The carbon dioxide laser in plastic surgery. *Br. J. Plast. Surg.*, 26, 359-362.
- KARDOS, T.B.; HOLT, T.; FERGUSON, M.M. (1989). Histological evaluation of the effect of a miniature carbon dioxide laser on oral mucosa. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 18, 117-120.
- KIMURA, H.; SHOMURA, T.; TSUTSUMI, N.; OKAZAKI, M. (1983). Application of laser on dental treatment. *J. Osaka Univ. Dent. Sch.*, 23, 31-42.
- KINERSLY, T.; JARABAK, J.P.; PHATAK, N.M.; DEMENT, J. (1965). Laser effects on tissue and materials: related to dentistry. *J.A.D.A.*, 70, 593-600.
- KINERSLY, T.; JARABAK, J.P.; PHATAK, N.M.; DEMENT, J. (1966). *Oral Surg. Oral Med. Oral Path.*, 21, 527-529.
- KLUGER, P.B.; SHAPSHAY, S.M.; HYBELS, R.L.; BOHIGIAN, R.K. (1987). Neodymium-YAG laser intranasal photocoagulation in hereditary hemorrhagic telangiectasia: an update report. *The Laryngoscope*, 97, 1397-1401.
- KNOLL, M.; GWINNETT, A.J.; WOLFF, M.S. (1986). Shear strength of brackets bonded to anterior and posterior teeth. *Am. J. Orth.*, 89, 476-479.
- KRAUS, B.; JORDAN, R.E.; ABRAMS, L. *Anatomía Dental y Oclusión. Cap. II. histología de los dientes y de sus estructuras de recubrimiento.* Interamericana México 1981. 133-158.
- KURODA, S.; FOWLER, B.O. (1984). Compositional, structural and phase changes in "in vitro" laser-irradiated human tooth enamel. *Calcif. Tissue Int.*, 36, 361-369.
- KUTSCH, V.K. (1993). Lasers in dentistry: comparing wavelengths. *J.A.D.A.*, 124, 49-54.

- LAUNAY, Y.; MORTON, S.; CORNIL, A.; BRUNETAUD, J.M.; MOSCHETTO, Y. (1987). Thermal effects of lasers on dental tissues. *Lasers Surg. Med.*, 7, 473-477.
- LAUNAY, Y. BRUNETAUD, J.M.; MORDON, S.; CORNIL, A. (1986). Effets thermiques des lasers medicaux sur les tissus de l'endodonte. Etude quantitative *in vitro*. *Rev. Fr. Endod.*, 5, 27-49.
- LEGRAND, J.F. (1984). Etude clinique du traitement des lesions mequeuses buccales par le laser doux. *Actual. Odontoestomat.*, 145, 159-196.
- LENZ, P. GLIDE, H.; WALZ, R. (1982). Studies on enamel sealing with the CO₂ laser. *Deut. Zah. Zeits.*, 37, 469-478.
- LIBERMAN, R.; SEGAL, T.H.; NORDENBERG, D.; SEREBRO, L.I. (1984). Adhesion of composite materials to enamel: comparison between the use of acid and lasing as pretreatment. *Lasers Surg. Med.*, 4, 323-327.
- LISTON, S.L.; GIORDANO, A. (1981). Tongue release using the CO₂ laser. *The Laryngoscope*, 91, 1010-1011.
- LOBENE, R.R.; BHUSSRY, B.R.; FINE, S. (1968). Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin. *J. Dent. Res.*, 47, 311-317.
- LOBENE, R.; FINE, S. (1966). Interaction of laser radiation with oral hard tissues. *J.Prosth. Dent.*, 16, 589-597.
- LUOMANEN, M. (1987). A comparative study of healing of laser and scalpel incision wound in rat oral mucosa. *Scand. J. Dent. Res.*, 95, 65-73.
- LUOMANEN, M.; NEURMAN; J.H. (1986). Laser-induced alterations in rat oral mucosa. *Scand. J. Dent. Res.*, 94, 452-455.
- LUOMANEN, M. (1989). The use of CO₂ laser surgery for removal of multiple oral epithelial hyperplasia. *Proc. Finn. Dent. Soc.*, 85, 41-6.
- LYONS, G.D.; OWENS, R.E.; MOLINEY, D.F. (1981). Argon laser destruction of cutaneous telangiectatic lesions. *The Laryngoscope*, 91, 1322-1325.
- MAILLET, H. *Le laser. Principes et techniques d'application*. Ed. Technique et Documentation Lavoisier. Paris 1989.
- MAIMAN, T.H. (1960). Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, 187, 493-494.
- MARSHALL, S.L. *Laser: tecnología y aplicaciones*. Ed. Reverté. Barcelona 1972.

- MARTI, J.A.; CARBONEL, M.A. (1986). Sistemas ópticos interpuestos y la absorción de energía luminosa por parte de los tejidos en la aplicación del láser. *B.M.C.D.L.*, 7, 115-117.
- MARTINEZ GONZALEZ, J.M.; CARRILLO BARACALDO, J.S.; SADA GARCIA-LOMAS, J.M.; LLANES HERNANDEZ, F.; DONADO RODRIGUEZ, M. (1989). Eficacia del láser de CO₂ en las glosectomías parciales. *Av. Odontostomatol.*, 5, 451-457.
- MARTINEZ GONZALEZ, J.M.; DONADO RODRÍGUEZ, M. Laser en cirugía bucal. En *Cirugía bucal. Patología y técnica*. Manuel Donado Rodriguez, Editor. Madrid 1990, 799-817.
- MATSUMOTO, K.; NISHIHAMA, R. ; ONODERA, A.; WAKABAYASHI, H. (1988). Study on treatment of hypersensitive dentine by He-Ne laser. *Showa Shig. Zasshi.* 8, 108-109.
- McCANN, D. (1992). States look at who may use lasers. *ADA News*, 23, 1, 6.
- McLAUGHIN, G. *Direct bonded retainers*. J.B. Lippincott Co. Philadelphia 1986. 1-5.
- MELCER, J. (1982). Apport du laser CO₂ dans la stérilisation de certaines infections d'e origine dentaire. *Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac.*, 83, 146-151.
- MELCER, J.; CHAUMETTE, M.T.; MELCER, F. *et al.* (1984). Treatment of dental decay by CO₂ laser beam: Preliminary results. *Laser Surg. Med.*, 4, 311-321.
- MELCER, J.; MELCER, F.; HASSON, R.; MERARD, R. GAUTHIER, J. (1982). Apport du laser á CO₂ dans le traitement des foyers périapicaux. *Rev. D'Odonto-Stomatol.*, 11, 351-355.
- MELCER, J.; CHAUMETTE, M.T.; MELCER, F. *et al.* (1985). Preliminary report on the effect of the CO₂ laser beam on the dental pulp of the macaca mulatta primate and the beagle dog. *J. Endod.*, 11, 1-5.
- MELCER, J.; CHAUMETTE, M.T.; MELCER, F. (1987). Dental pulp exposed to the CO₂ laser beam. *Lasers Surg. Med.*, 7, 347-352.
- MELCER, J.; CHAUMETTE, M.T.; MELCER, F.; ZEBOULON, S. (1986). Recherches experimentales sur la réparation du tissu dentino-pulpaire des dents exposées au rayonnement du laser á CO₂ chez le chien et le macaque (*macacus mulatta et macacus fascicularis*). *Quest. Odonto-Stomat.*, 11, 289-293.
- MELCER, J.; OOHAYOUN, M. (1986). Le laser chirurgical á gaz carbonique en odonto-stomatologie. *Quest. Odont. Stom.*, 11, 267-275.

- MELCER, F.; MELCER, J.; DEJARDIN, J. (1987). Apports du laser á CO₂ dans le traitement de la carie dentaire et de ses complications. *Act. OdontoStomat.*, 41, 135-142.
- MELLBERG, J.R. (1992). Hard-tissue substrates for evaluation of cariogenic and anticariogenic activity in situ. *J. Dent. Res.*, 71, 913-9.
- MESTER, E.; SPIRY, T.; SZENDE, B.; TOTA, J.G. (1971). Effect of lasers rays on wound healing. *Am. J. Surg.*, 122, 532-535.
- MIHAIL, R.; ZAJTCHUK, J.T.; DAVIS, R.K. (1987). Incidence of Wharton's ducts stenosis in floor of the mouth cancers excised with scalpel of cautery vs. CO₂ laser. *Head Neck. Surg.*, 9, 241-243.
- MILLER, M., TRUHE, T. (1993). Lasers in dentistry: an overview. *J.A.D.A.*, 124, 32-35.
- MISERENDINO, L.J. (1988). The laser apicoectomy: endodontic application of the CO₂ laser for periapical surgery. *Oral Surg. Oral Med. Oral Path.*, 66, 615-619.
- MISERENDINO, L.J.; NEIBURGER, E.J.; WALIA, H.; LUEBRE, N.; BRANTLEY, W. (1989). Thermal effects of continuous wave CO₂ laser exposure on human teeth. An *in vitro* study. *J. Endod.*, 15, 36-39.
- MODICA, L.A. (1988). Pyogenic Granuloma of the tongue treated by carbon dioxide laser. *J.A.G.S.*, 36, 1036-1038.
- MORIOKA, T.; SUZUKI, K.; TAGOMORI, S. (1984). Effect of beam absorptive mediators on acid-resistance of surface enamel by Nd-YAG laser irradiation. *J. Dent. Health*, 34, 40-44.
- MULLARKY, M.B.; NORRIS, C.W.; GOLDBERG, I.D. (1985). The efficacy of the CO₂ laser in the sterilization of skin seeded with bacteria: survival at the skin surface and in the plume emissions. *The Laryngoscope*, 95, 186-187.
- MYERS, T.; MYERS, W. (1985). The use of a laser for debridement of incipient caries. *J. Prost. Dent.*, 53, 776-779.
- NADAL-VALLDAURA, A. *Patología Dentaria*. Ed. Rondas. Barcelona 1987, 351 pp.
- NAMMOUR, S.; CARLEER, M.; RENNEBOUG-SQUILBIN, C.; DOUROV, N. (1987). Use of the laser for the welding cracks on the dental enamel. *J. Biol. Buccale.*, 15, 37-43.

- NEIBURGER, E.J.; MISERENDINO, L. (1988). Pulp chamber warning due to CO₂ laser exposure. *N.Y. State Dent. J.*, 54, 25-27.
- NELSON, D.G.; SHARIATI, M.; GLENA, R.; SHIELDS, C.P.; FEATHERSTONE, J. (1986). Effect of pulsed low energy infrared laser irradiation on artificial caries-like formation. *Caries Res.*, 20, 289-299.
- NELSON, D.G.A.; WILLIAMSON, B.E. (1982). Low-temperature laser Raman spectroscopy of synthetic carbonated apatites and dental enamel. *Aust. J. Chem.*, 35, 715-727.
- NELSON, D.G.; JONGEBLOED, W.L.; FEATHERSTONE, J.D. (1986). Laser irradiation of human dental enamel and dentine. *N.Z. Dent. J.*, 82, 74-77.
- NELSON, D.G.; WEFEL, J.S.; JONGEBLOED, W.L.; FEATHERSTONE, J.D. (1987). Morphology, Histology and Crystallography of human dental enamel treated with pulsed low-energy infrared laser radiation. *Caries Res.*, 21, 411-426.
- NEWMAN, G.V. (1965). Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress reports. *Am. J. Orth.* 51, 901-912.
- NOGUEROL RODRIGUEZ, B. *Efectos de la radiación láser sobre el periodonto. Aproximación en un modelo animal. Tesis doctoral.* Universidad Complutense de Madrid. Madrid 1988.
- NOGUEROL, B.; ALANDEZ, J.; CAÑIZARES, J.; CAMPOS, A.; SICILIA, A. (1989). Efectos de la radiación láser sobre el periodonto. Aproximación en un modelo animal. Efecto de las dosis habituales de irradiación. *Av. Periodoncia*, 1, 25-32.
- NOGUEROL, B.; DONADO, M.; GARCIA, J.A.; RAMOS, J.M. (1986). Fundamentos físicos generales de los láseres. *Av. Odontostomatol.*, 1, 283-290.
- NOGUEROL, B.; GARCIA, J.A.; DONADO, M. (1985). Introducción a la física y efectos biológicos de los láseres en medicina. *Av. Odontostomatol.*, 1, 87-98.
- O'BRIEN, W.J. *Dental materials.* Quintessence Publishing Co., Inc. Chicago 1989. 71-86.
- OHO, T.; MORIOKA, T. (1990). A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res.*, 24, 86-92.
- OHSIRO, T. (1981). The CO₂ laser in the treatment of cavernous hemangioma of the lower lip: a case report. *Laser Surg. Med.*, 1, 337-345.
- OSSOFF, R.H.; HUTALING, A.J.; KARLAN, M.S.; SISSON, G.A. (1983). CO₂ laser in otolaryngology-head and neck surgery: a retrospective analysis of complications. *The Laryngoscope*, 93, 1287-1289.

- OSSOFF, R.H. (1989). Laser safety in otolaryngology-head and neck surgery, Anesthetic and educational considerations for laryngeal surgery. *The Laryngoscope*, 99 (Supl. 48), 26 pp.
- PALAMARA, J.; PHAKEY, P.P.; RACHINGER, W.; ORAMS, M.J. (1987). The ultrastructure of human dental enamel heat-treated in the temperature range 200° C to 600° C. *J. Dent. Res*, 66, 1742-1747.
- PALANO, D.; MAIOLANI, S.; MAJNI, G.; MINCIONE, E.; MOLINARI, G. (1988). Determination of the coefficient of enamel absorption of the radiation emitted by a He-Ne laser. *Minerva Stomatol.*, 37, 33-35.
- PALANO, D.; MAIOLANI, S.; GALLI, E.; RINALDI, R.; MOLINARI, G. (1988). Possibilità e limiti della fluoroprofilassi topica mediante laser I.R. 904 nm. *Minerva Stomatol.*, 37, 97-106.
- PALANO, D.; MARTELLI, M.; AVI, R.; GAURNERI, L.; PALMIERI, B. (1985). A clinico-stadistical investigation of laser effect in the treatment of pain and dysfunction of temporomandibular joint. *Medical Laser Report*, 2, 21-29.
- PALANO, D.; MOLINARI, G. (1988). Chemico-physical hypotheses on the fixation of fluorine in enamel using laser light. *Minerva Stomatol.*, 37, 923-927.
- PANOSSIAN, B. (1984). Effect du laser CO₂ sur l'os mandibulaire (Etude préliminaire). *Ann. Oto-Rhino Laryngo. chir. cervico Fac.*, 101, 653-655.
- PANJE, W.R.; SCHER, N.; KARNELL, M. (1989). Transoral carbon dioxide laser ablation for cancer, tumors, and other diseases. *Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.*, 115, 681-688.
- PECARO, B.C.; GAREHIME, W.J. (1983). The CO₂ laser in oral and Maxillofacial surgery. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 41, 725-728.
- PECK, S.; PECK, H. (1967). Laser radiation: some specific dental effects and evaluation of its potential in dentistry. *J. Prost. Dent.*, 17, 195-203.
- PETZOLD, C., KOLESNIK, A.G., PETZOLD, G. (1990). Demineralisationsverhalten, Schmelzpermeabilität und morphologische Besonderheiten in Abhängigkeit vom Durchbruchstadium permanenter Zähne. *Zahn. und. Kieferheilkd Zentralbl*, 78, 211-6 (ABSTRACT).
- PHILLIPS, R.W. *Skinner's Science of dental Materials*. W.B. Saunders Co. Philadelphia 1991.
- PICK, R.M.; PECARO, B.C.; SILVERMAN, C.J. (1985). The use of the CO₂ laser for the removal of phenytoin hyperplasia. *J. Periodontol*, 56, 492-496.

- PIERLOT, G.; BOIVIN, R.; PONIN, P. (1986). Evaluation of pulp-dentin response to carbon dioxide laser exposure: physiology-histology. *Rev. Fr. Endod.*, 5, 60-61.
- PIETTE, F. (1983). Aspects techniques dans l'utilisation des lasers en dermatologie. *J. Med. Esth.*, 10, 171-173.
- POGREL, M.A. (1989). The carbon dioxide laser in soft tissue preprosthetic surgery. *J. Prosth. Dent.*, 61, 203-208.
- PONS, J.; TRELLES, M.; MAYAYO, E.; SARMIENTO, C.; SANCHEZ, J. (1986). Láser de Argón y hemangiomas. Estudio en un modelo experimental. *Inv. Clin. Laser*, 3, 53-55.
- RAUHAMAA-MAKINEN, R., et al., (1991). Irradiation of human dental tissues with CO₂-, Nd-YAG-, and CO₂-Nd-YAG combination laser. *Scand. J. Dent. Res.*, 99, 470-5.
- RETIEF, D.H. (1973). Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. *J. Dent. Res.*, 52, 333-341.
- RETIEF, D.H., DREYER, C.J., GAVRON, G. (1970). The direct bonding of orthodontic attachments to teeth by means of an epoxy resin adhesive. *Am. J. Orth.*, 58, 21-40.
- RICBOURG, B.; MANNE, J.; THEVENOT, A. (1988). Le Laser YAG en odontologie conservatrice infantile. *Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac.*, 89, 176-180.
- ROBERTS-HARRY, D.P. (1992). Laser Etching of Teeth for Orthodontic Bracket Placement: A Preliminary Clinical Study. *Lasers in Surg. Med.* 12, 467-470.
- RUEGGERBERG, F.A. (1991). Substrate for adhesion testing to tooth structure-review of the literature. *Dental Materials*, 7, 2-10.
- RUSE, N.D., SMITH, D.C., TORNECK, C.D. ET AL. (1990). Preliminary surface analysis of etched, bleached, and normal bovine enamel. *J. Dent. Res.*, 69, 1610-3.
- SACHS, S.A.; BORDEN, G.E. (1981). The utilization of the carbon dioxide laser in the treatment of recurrent papillomatosis: report of case. *J. Oral Surg.*, 39, 299-300.
- SANDERS, B.; CHRISTENSEN, R.; MAUTNER, W.; RHULMAN, D. (1979). Comparison between laser photocoagulation and electrocautery on surgically-induced wounds of the oral mucosa. *J. Oral Med.*, 34, 1678-1681.
- SATO, K. (1983). Relation between acid dissolution and histological alteration of heated tooth enamel. *Caries Res.*, 17, 490-495.

- SCHAWLOW, A.L.; TOWNES, C.H. (1958). Infrared and optical masers. *Physiol. Rev.*, 112, 1940.
- SCHEININ, A.; KANTOLA, S. (1968). Laser-induced effects on tooth structure. I. Crater production with CO² laser. *Acta Odont. Scand.*, 27, 173-179.
- SCHEININ, A.; KANTOLA, S. (1968). Laser-induced effects on tooth structure. II. Microradiography and polarized light microscopy of dental enamel and dentine. *Acta Odont. Scand.*, 27, 181-182.
- SEREBRO, L.; SEGALT, T. NORDENBERG, D. GORFIL, C.; BAR-LEV, M. (1987). Examination of tooth pulp following laser beam irradiation. *Laser Surg. Med.*, 7, 236-239.
- SHAFIR, R.; SLUTZKI, S.; BRONSTEIN, L.A. (1977). Excision of buccal hemangioma by carbon dioxide laser. *Oral Surg.*, 44, 347-350.
- SHOJI, S.; NAKAMURA, M.; HORIUCHI, M. (1985). Histopathological changes in dental pulps irradiated by CO₂ laser: a preliminary report of laser pulpotomy. *J. Endod.*, 11, 379-384.
- SMITH, T., THOMPSON, J.A., LEE, W.E. (1993). Assessing patient pain during dental laser treatment. *J.A.D.A.*, 124, 90-95.
- SMITH, W.; SOROKIN, P. *El laser*. Ed. Paraninfo. Madrid 1970.
- SNITZER, E. (1961). Optical laser action of Nd in Ba crown glass. *Phys. Rev. Letter*, 7, 444.
- SOGNNAES, R.F.; STERN, R.H. (1965). Laser effect on resistance of human dental enamel to demineralization *in vitro*. *J. S. Calif. Dent. Ass.*, 33, 328-329.
- SPANDRE, S.; TOSCANO, L.; BERTOLETTI, M. (1986). Prevention of caries with fluoride iontophoresis and lasers. *Dent. Cadmos*, 54, 99-103.
- SPRAYBERRY, W.R. *Evaluation of tensile bond strength of glass ionomer cements for orthodontic bonding* (Unpublished). Indiana University School of Dentistry, Indianapolis 1992.
- STERN, R.H. (1970). The potential of various lasers in caries prevention. *Ann. N. York Acad. Sci.*, 168, 642-648.
- STERN, R. H.; RENGEL, H.L.; HOWELL, F.V. (1969). Laser effects on vital dental pulps. *Br. Dent. J.*, 1, 26-28.
- STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. (1965). Laser effect on dental hard tissues. A preliminary Report. *J. Soc. Calif. Dent. Assn*, 33, 17-19.

- STERN, R.; SOGNAES, R. (1972). Laser inhibition of dental caries suggested by first test *in vivo*. *J.A.D.A.*, 85, 1087-1090.
- STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. (1964). Laser beam effect on dental hard tissues. *J. Dent. Res.*, 43, 873.
- STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. (1964b). Laser beam effect on hard tissues. *J. S. Calif. Dent. Ass.*, 23, 17-19.
- STERN, R.H.; SOGNAES, R.F.; GOODMAN, F. (1966). Laser effects on *in vitro* enamel permeability and solubility. *J.A.D.A.*, 73, 838-843.
- STERN, R.H.; VAHL, J.; SOGNAES, R.F. (1972). Lased enamel: ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. *J. Dent. Res.*, 51, 455-460.
- STEWART, L.; POWEL, G.L.; WRIGHT, S. (1985). Hydroxyapatite attached by laser: a potential sealant for pits and fissures. *Operat. Dent.*, 10, 2-5.
- STRONG, M.; JAKO, G.J. (1972). Laser surgery in the larynx-early clinical experience with continuous laser CO₂. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, 81, 791-798.
- STRONG, M.; JAKO, G.J.; VAUGHAN, C.W.; HEALY, G.B.; POLANYI, T. (1976). The use of the carbon dioxide laser in otolaryngology: a progress report. *Trans. Am. Acad. Ophthalm. Otolaryng.*, 82, 595-602.
- SUZUKI, K.; MORITA, K.; MORIOKA, T. (1982). An increment of acid-resistance of various types of laser beam (2nd report). *J. Jap. Soc. Laser Med.*, 3, 613-618.
- TAGOMORI, S.; MORIOKA, T. (1989). Combined effects of laser and fluoride on acid resistance of human dental enamel. *Caries Res.*, 23, 225-231.
- TAYLOR, R.; SHKLAR, G.; ROEBNER, F. (1965). The effects of laser radiation on teeth, dental pulp and oral mucosa of experimental animals. *Oral Sur. Oral Med. Oral Path.*, 19, 776.
- THAWLEY, S.E. (1983). Use of mirrors with the CO₂ laser. *The Laryngoscope*, 93, 517-518.
- TOOYA, Y. (1982). Acousto-optically Q-Switched Nd-YAG laser effect on resistance of human enamel to demineralization *in vitro* and *in vivo*. *Jpn. J. Oral Biol.*, 24, 442-452.
- TUFFIN, J.R.; CARRUTH, J.A.S. (1980). The carbon dioxide surgical laser. *Br. Dent. J.*, 149, 255-281.

- URIBE ECHEVARRIA, J.; URIBE ECHEVARRIA, A.G. Tecnología láser aplicada a la Operatoria Dental, *En Jorge Uribe Echevarria, OPERATORIA DENTAL. CIENCIA Y PRACTICA*. Ed. Avances. Madrid, 1990. 367-379.
- URIBE ECHEVARRIA, J.; NUNEZ DE URIBE ECHEVARRIA, N; GLADIS PRIOTTO, E.: Restauraciones estéticas en el sector anterior *En Jorge Uribe Echevarria, OPERATORIA DENTAL. CIENCIA Y PRACTICA*. Ed. Avances. Madrid 1990. 231-306.
- VAHL, J. (1968). Electron microscopic and X-ray Crystallographic investigations of teeth exposed to laser rays. *Caries Res.*, 2, 10-18.
- VERNOLE, B.; PALANO, D.; MAJNI, G.; TORRISI, L.; MOLINARI, G. (1988). Fluoridation of enamel *in vitro* using UV laser irradiation. *Minerva Stomatol.*, 37, 915-921.
- VERNOLE, B.; PALANO, D.; MOLINARI, G.; MAJNI, G.; TORRISI, L. (1989). Fluoration de l'émail *in vitro* par laser à rayons ultraviolets. *Bull. Group Int. Rech. Sci. Stomatol. et Odontol.*, 32, 47-52.
- WALKER, D.B.; AKHANJEE, L.K.; CODNEY, M.M.; GOLDSTEIN, J.; TAMAYOSHI, S. SEGAL-GILDAN, F. (1988). Laser therapy for pain of trigeminal neuralgia. *Clin J. Pain*, 3, 183-187.
- WALSH, L.J.; PERHAM, S.J. (1991). Enamel fusion using a carbon dioxide laser: a technique for sealing pits and fissures. *Clin. Prev. Dent.*, 13, 16-20.
- WANG, W.N.; MENG, C. (1992). A study of bond strength between light- and self-cured orthodontic resin. *Am. J. Ortho. Dentofac. Orthop.*, 101, 350-4.
- WEICHMAN, J.A.; JOHNSON, F.M. (1971). laser use in endodontics: a preliminary investigation. *Oral Surg.*, 31, 416-420.
- WEICHMAN, J.A.; JOHNSON, F.M.; NITJA, L.K. (1972). Laser use in endodontics, part II. *Oral Surg*, 34, 828-830.
- WETMORE, S.J.; REY, J.M.; SUEN, S.Y. (1985). Complications of laser surgery for laryngeal papillomatosis. *The Laryngoscope*, 95, 798-801.
- WHITE, J.M. *et al.*, (1993). Effects of pulsed Nd-YAG laser energy on human teeth: a three-year follow-up study. *J. A. D. A.*, 124, 45-51.
- WHITE, J.M., GOODIS, H.E., ROSE, C.L. (1991). Use of the pulsed Nd-YAG laser for intraoral soft tissue surgery. *Lasers Surg. Med.*, 11, 455-61.
- WIGDOR, H.; ABT, E.; ASHRAFI, S. WALSH, J.T. (1993). The effect of lasers on dental hard tissues. *J.A.D.A.*, 124, 65-70.

WILDER-SMITH, P. (1989) Laser blando ¿Instrumento terapéutico o placebo popular?. *Arch. Odontostomatol.*, 5, 410-414.

YAMAMOTO, H.; OOYA, K. (1974). Potential of yttrium aluminum-garnet laser in caries prevention. *J. Oral Pathol.*, 38, 7-15.

YAMAMOTO, H.; SATO, K. (1980). Prevention of dental caries by Nd-YAG laser irradiation. *J. Dent. Res.*, 59, 137.

ZAKARIASEN, K.L.; McDONALD, R., BORAN, T. (1991). Spotlight on lasers. A look at potential benefits. *J.A.D.A.*, 122, 58-62.

ZAKARIASEN, K.L.; McMURRAY, F.M. PATTERSON, S.K, DEDERICH, D.N.; TULIP, J. (1986). Apical leakage associated with lased and unlased apical plugs (Abstract). *J. Dent. Res.*, 65, 253.

ZAKARIASEN, K.L.; DEDERICH, D.N.; TULIP, J.; DECOSTE, S.; JENSEN, S.E; PICKARD, M.A. (1986). Bactericidal action of carbon dioxide laser radiation in experimental dental root canals. *Can. J. Microbiol.*, 32, 942-946.

