

202
2º



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO**

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

*VO. BO.
9^{04/97}
12-XI-96.*

**EFFECTOS DE LA RADIACION LASER EN
TEJIDOS DENTARIOS DUROS**

T E S I N A

QUE COMO REQUISITO PARA
OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A :
MARICRUZ GUERRERO FLORES



MEXICO, D. F.

1996.



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

**EFFECTOS DE LA RADIACIÓN LÁSER EN
TEJIDOS DENTARIOS DUROS**

T E S I N A

**QUE COMO REQUISITO PARA
OBTENER EL TITULO DE
CIRUJANO DENTISTA
P R E S E N T A**

MARICRUZ GUERRERO FLORES

ASESOR

C.D. JOSE TORRES ALONSO

COORDINADOR DEL SEMINARIO

C.D. GASTON ROMERO GRANDE



FACULTAD DE
ODONTOLOGIA

México, D.F.

1996

Esta tesina esta dedicada a:

**Mis Padres : Los guías y luz de Mi camino.
A quienes debo todo lo que soy, y
por quienes hago mi mejor esfuerzo
para darles la satisfacción de ver
aprovechados todos sus sacrificios.**

**A mis hermanos: Rocio,Victor,Marisol y Julio.Por haber
aguantado mi mal humor a lo largo de
estos meses de trabajo.**

**A Monica : Por su gran ayuda y comprensión pero sobre
todo por su gran amistad que es uno de mis
grandes tesoros,porque se que cuento con
una persona incondicionalmente, en
cualquier situación.**

**A mis Amigos de toda la carrera Betty, Jaqueline y
Humberto, gracias.**

**A Julio A. López por su comprensión,apoyo y
preocupación y porque ha devuelto a mi rostro
y a mi corazón la felicidad y las ganas de ser
mejor en todos los aspectos. Gracias.**

Al Dr. Humberto Arau, por creer en mi, por su confianza y su paciencia, pero sobre todo por el gran cariño, respeto y admiración que siento hacia él.

Al Dr. Manuel Calzada, por su ayuda y orientación en la elaboración de este trabajo.

Al Dr. Torres Alonso, por su orientación y asesoramiento en la realización de esta tesina.

A Tere, Claudia, Sandra y Martha por su sincera amistad y gran apoyo a lo largo del seminario.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN 1

CAPITULO I.

1.1 ASPECTO HISTÓRICO 3

1.2 PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO 4

1.3 EFECTOS SOBRE TEJIDOS DENTARIOS DUROS 7

CAPITULO II. EFECTO DEL LÁSER SOBRE ESMALTE Y DENTINA.

2.1 CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DE ESMALTE
Y DENTINA. 15

2.2 EFECTO DEL LÁSER SOBRE ESMALTE Y DENTINA
17

CAPITULO III. EFECTOS DE LOS DIFERENTES LÁSERS EN DENTINA Y ESMALTE. 19

3.1. EFECTOS DEL LÁSER DE CO₂ EN EL ESMALTE,
LA DENTINA Y LA PULPA DENTAL. 24

3.2 EFECTOS DEL LÁSER DEL Nd-YAG EN EL ESMALTE,

LA DENTINA Y LA PULPA DENTAL	27
3.3 EFECTOS DEL LÁSER DE Er-YAG EN EL ESMALTE.	
29	
CAPITULO IV. REPERCUSIÓN DEL EMPLEO DEL LÁSER EN EL TEJIDO PULPAR.	
4.1 ACCIÓN SOBRE LA PULPA	30
CAPÍTULO V. COMPLICACIONES, VENTAJAS Y USO DEL LÁSER EN OPERATORIA DENTAL.	
5.1 COMPLICACIONES DEL USO DEL LÁSER EN OPERATORIA DENTAL.	32
5.2 VENTAJAS DEL LÁSER.	33
5.3 APLICACIONES DEL LÁSER EN OPERATORIA DENTAL.	34
CONCLUSIONES.	36
BIBLIOGRAFÍA.	38

INTRODUCCIÓN

El principio para la creación de la radiación láser se remonta hacia el año 1917, año en que Albert Einstein describe el efecto de la luz estimulada, dando origen a nuevas investigaciones que llevarían al descubrimiento del láser en 1960.

Fue hasta los años 70's que la investigación se dirigió hacia la aplicación del láser en el campo de la medicina obteniendo resultados satisfactorios su aplicación también se extiende hasta nuestro campo de trabajo, la odontología, teniendo como antecedente cerca de tres décadas de investigación.

A lo largo de todo éste tiempo, la información sobre la técnica láser aplicada a la odontología se ha ido incrementando considerablemente, pudiendo obtener en nuestros días, una información clara acerca de sus aplicaciones, efectos, ventajas, desventajas y perspectivas del mismo, sobre la mayoría de las ramas que incluye la odontología, siendo una de ellas la operatoria dental en donde su campo de trabajo gira alrededor del órgano dentario y sobre el cual se enfoca esta investigación bibliográfica.

Dentro de este trabajo se dan a conocer los efectos hasta ahora investigados, del láser, sobre los tejidos duros del diente, como son esmalte y dentina así como también sus ventajas y desventajas pudiendo tener un panorama un poco más amplio sobre lo que se conoce de ésta tecnología, brindando al profesional la oportunidad de llegar a sus propias conclusiones pero basado en un conocimiento previo sobre el tema.

El tener bien asentado los conocimientos sobre la aplicación del láser sobre dentina y esmalte, nos dará la pauta para poder pensar en una futura utilización del láser como una opción más, para realizar un tratamiento dental, siempre y cuando éste cumpla con los requisitos necesarios para la aplicación del láser sin poner en riesgo una de las tareas más importantes de la operatoria dental, que es la preservación de la vitalidad del órgano dental.

CAPITULO I

1.1 ASPECTO HISTÓRICO

Los principios teóricos del láser se remontan hacia 1917, año en que Albert Einstein describió el efecto de la luz estimulada; propuso la posibilidad de que el proceso de emisión de las radiaciones pudiese ser interferido, estimulándose el paso del átomo de su posición de excitación a la de reposo, lo que tiene por resultado la liberación de energía, siendo el principio para la creación de la radiación láser.

Sin embargo fue hasta el 7 de Julio de 1960 cuando Teodoro Maiman logra construir el primer láser de rubí en los laboratorios de la Hughes Aircraft Corp.

En el año 1965 Pattel construye el primer láser de CO₂ y entre los años 1967 y 1972 se llevan a cabo numerosas investigaciones encaminadas a determinar las posibles aplicaciones de este nuevo instrumento en el campo de la medicina.

La investigación de la aplicación del láser en odontología ha tenido cerca de tres décadas de historia. A pesar de las aplicaciones experimentales de los láser, el hecho es que la tecnología láser está siendo usada todos los días en consultorios dentales alrededor del mundo y a una velocidad rápida.

1.2 PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO

La palabra **LÁSER** es un acrónimo compuesto por las iniciales de las palabras inglesas **“LIGHT AMPLIFICATION BY STIMULATED EMISSION OF RADIATION”** que significa: luz amplificada por emisión estimulada de radiación.

La radiación ocurre cuando los átomos son excitados e interactúan para liberar fotones de luz con la misma longitud de onda y coordinación espacial; es decir, que un átomo puede ser transformado desde su estado energético normal a una fase estimulada de energía superior por medio de la energía electromagnética.

Durante éste estado el átomo es inestable y recién retorna a la normalidad cuando emite a su alrededor la energía absorbida en forma de energía lumínica o fotónica.

Existen actualmente en el mercado varios tipos de láser definidos por las características de su resonador (tubo o cavidad sellado en donde se coloca un gas o un cristal. Un extremo del tubo posee un espejo de reflexión total; el otro, una lámina de transmisión parcial al 90%). Dentro del tubo se genera una fuente de energía que estimula a los fotones al prender el láser; a su vez esto crea una emisión espontánea y estimulada conocida como rayo láser. El rayo de luz enfocado o no, no sufre divergencia y tiene una longitud de onda.

La longitud de onda depende del tipo específico de láser y el medio de transporte que se utiliza. El medio activo en el resonador (Argón, CO₂, Helio-Neón), proporciona ésta longitud de onda y un espectro de absorción que determina el campo de acción o de aplicación de cada uno de ellos.

En odontología los más utilizados son los de CO₂, los de Argón, Nd-YAG, Er-YAG, Ho-YAG y excímeros, además del láser de baja potencia de Helio-Neón y Arseniuro de Galio que se utilizan como estimuladores de regeneración y como guía para los láser de longitud de onda invisible al ojo humano como los de Dióxido de Carbono y el Nd-YAG (Neodimio itrio-granate-aluminio), Er-YAG, Ho-YAG, excímeros.

El láser tiene cuatro características que lo diferencian de la luz de un foco normal:

- Coherencia
- Monocromaticidad
- Direccionabilidad
- Intensidad o brillo

Es coherente porque la energía de luz de láser viaja en longitudes de onda específicas y predecibles.

Son monocromáticos por que los láser expresan un color dependiendo de la longitud de onda y del elemento estimulado para su emisión.

Es direccional por que la luz del láser viaja en colimadores o en rayos paralelos.

Esta luz es de una extraordinaria intensidad y no se encuentra en la naturaleza.

Según su medio activo el láser se clasifica en:

- a) Láser con gas: CO₂, He-Ne, Argón.
- b) Láser en estado sólido: Nd-YAG, Ho-YAG, Er-YAG y excímeros.
- c) Láser químico: Fluoruro de hidrógeno
- d) Láser diódico o a semiconductores: Arseniuro de galio y aluminio.

El láser propiamente dicho está contenido en una fuente de generación que consta de una cavidad cerrada por dos espejos que contiene al medio activo. Una descarga eléctrica de alta frecuencia es la encargada de producir la vibración de las moléculas de gas. Esta estimulación da lugar a la emisión de fotones con una longitud de onda específica.

La propagación lumínica es guiada por medio de un amplificador resultando así un láser guiado de ondas selladas.

1.3 EFECTOS SOBRE TEJIDO DENTARIOS DUROS.

A pesar de la gran cantidad de investigaciones sobre el efecto de la radiación láser sobre los tejidos dentarios la mayoría se realiza aún en condiciones experimentales en diente humanos extraídos y en animales.

Todos estos experimentos van encaminados a los efectos que pudiera tener el rayo láser sobre los tejidos del diente como son esmalte, dentina y sobre todo se pone mayor atención al tejido pulpar pues se involucra la vitalidad del diente debido a las altas temperaturas del láser que pudieran resultar en necrosis pulpar por un mal uso del láser.

En el tratamiento láser del tejido dental duro existen dos parámetros variables (ajustes), la frecuencia de las pulsaciones (Hz) y la potencia eléctrica (W). Al generarse calor se obtienen diferentes efectos sobre los tejidos tales como coagulación, carbonización, fusión y evaporación. El grado y alcance del efecto depende de ciertos factores inherentes a la radiación como son la potencia, duración y diámetro de la misma sobre la superficie del tejido, como así también la absorción y dispersión de la luz, de los cuales dependerá la profundidad de penetración del haz. Las características térmicas del tejido tales como densidad, calor específico, conductibilidad térmica y grado de irrigación sanguínea local del tejido determina el índice de recalentamiento y conducción térmica durante y luego de la radiación.

Dependiendo de la temperatura local se observan los siguientes cambios en los tejidos: hasta 60°C no se producen cambios tisulares; a los 60°C se produce un efecto de coagulación (desnaturalización de proteínas) y el tejido adquiere una coloración blanquecina, a los 90-100°C se produce desecación y como consecuencia de ello, la temperatura asciende súbitamente y, al llegar a algunos centenares de grados, el tejido se carboniza primero y evapora después.

La carbonización de los tejidos dentarios depende del grado de hidratación y de su contenido orgánico; cuando el impacto fotónico incide sobre un tejido deshidratado como el adamantino, se genera una elevación de la temperatura a nivel superficial que limita o focaliza su acción destructiva al ser el esmalte un mal conductor térmico.

La elevación de la temperatura a nivel subsuperficial es mínima ya que en tejidos altamente hidratados como la dentina, el gradiente térmico es absorbido e irradiado rápidamente.

Posiblemente el mayor efecto iatrogénico para la vitalidad de la barrera odontoblástica reside en la supresión brusca del agua en forma de vapor del interior de los túbulos dentinarios; sin embargo la utilización de tiempos de impacto de solo décimas de segundo, seguidos por periodos de descansos del doble del lapso de aplicación, minimizan éste efecto.

En años recientes se ha introducido la técnica láser para el tratamiento de las enfermedades bucales, y especialmente se investiga a nivel mundial las posibilidades de su aplicación como tratamiento preventivo de la caries dental.

Este nuevo uso del láser se basa en la posibilidad de modificar las propiedades físicas y químicas del esmalte y la dentina, e incluso cambios en la estructura química del tejido, por medio de la recristalización de sus estructuras y la volatilización de las sustancias orgánicas una vez irradiado.

El resultado final de estos cambios está dirigido a aumentar la resistencia del tejido a la acción de los ácidos cariogénicos, y del análisis de los resultados de diferentes autores se desprende que el aumento de la resistencia se debe al parecer, a la conjunción de diversos factores como son: aumento de la dureza, disminución de la porosidad y la permeabilidad, y aparición de compuestos químicos más resistentes.

El mecanismo de interacción de la radiación láser con los tejidos, se relaciona con el estado y tipo de tejido en el cual actúa: su densidad, composición, grado de saturación del agua, estado de la superficie, conductibilidad térmica, capacidad calorífica, microestructura, propiedades químicas, etc. y que además, es necesario tener en cuenta determinados parámetros de la radiación, como son: longitud de onda, potencia, intensidad de la energía, duración y frecuencia del pulso.

Al utilizar la radiación láser de CO₂ con longitud de onda de 10.600nm se crea una fina capa de temperatura muy elevada sin que se produzcan incrementos substanciales de la temperatura en la cavidad bucal, pero pueden alcanzarse en la superficie del esmalte temperaturas muy elevadas.

La superficie de los dientes después de irradiados presentan en algunos casos, un color blanco opaco a simple vista y se encontraba más lisa que la zona no irradiada.

En una superficie no irradiada con densidad de energía en los pulsos de 14 J/cm², se observan los poros cerrados y la superficie irregular y rugosa en comparación con la misma zona antes de la irradiación.

En otra superficie de esmalte irradiada con densidades de energía en los pulsos de 10J/cm², 9J/cm² y 8J/cm² se observa una disminución en la cantidad y tamaño de los poros y la superficie más lisa y homogénea.

Se logra fusionar el esmalte, al aplicar láser CO₂ con determinadas densidades de energía, y se obtiene disminución de la permeabilidad, reducción de la desmineralización y la solubilidad en un medio ácido.

El esmalte tiene una buena capacidad de absorción para el láser CO₂ por lo que aún cuando se provoca una elevada temperatura en la superficie del diente, la conducción del calor y la penetración hacia la pulpa son casi eliminados.

Otras posibilidades en la prevención de caries es la utilización de los láser de Argón, CO₂, Nd-YAG, en la remoción de los restos orgánicos e inorgánicos de las fosas y fisuras como paso previo a la instalación de un sellante, o como una forma de fusionar sustancias químicas al esmalte que ayuden a aumentar su resistencia.

Cada remoción del esmalte con instrumentos rotatorios, nos lleva a una exposición de la dentina. Debido a las precipitaciones de sustancias orgánicas plastificadas presenta infinitos túbulos dentinarios como si todas las superficies estuvieran agujeradas. En los túbulos dentinarios existe un fluido, definido como fluido dentinal, gracias al cual cada estímulo llega a las terminaciones nerviosas provocando una reacción dolorosa.

Hay dos teorías que explican la sensibilidad de la dentina:

-La primera afirma que el odontoblasto funciona como célula receptora y desarrolla por efecto de los estímulos un potencial generador, que, por la liberación de sustancias químicas o por acoplamiento electrónico provocaría a su vez una despolarización y excitación de las terminales de las fibras aferentes.

-La segunda, es la teoría hidrodinámica de Brannstrom: La cual afirma que la sensibilidad dentinal es debida a un rápido movimiento del fluido dentinal en respuesta a un estímulo adecuado.

Se obtiene entonces una disminución de la temperatura, lo que provoca la salida del fluido dentinario, por lo cual los receptores nerviosos serán retomados, estirados y deformados en el interior de los túbulos dentinarios, provocando una estimulación nerviosa dolorosa.

El rayo láser aplicado a la dentina expuesta funciona como desensibilizante, ya que se obtiene una vitrificación de la dentina cuando por la exposición del rayo láser CO₂ se evapora la parte orgánica de la misma, con precipitación y plastificación de la parte orgánica produciéndose la deposición de sales de calcio y fosfato.

Por lo tanto todos los túbulos dentinarios están recubiertos por una mayor cantidad de "Smear Layer". Si se remueve el smear layer de la dentina de los túbulos dentinales que estaban totalmente ocluidos, y si aplicamos radiación láser, sobre la superficie dentinal veremos que la entrada de los canaliculos dentinarios estará bien obliterada, evitando así la sensibilidad.

La radiación con láser aplicada al tejido duro también produce endurecimiento de la dentina y esmalte.

Se están estudiando las aplicaciones de láser en caso de caries muy superficiales, promoviendo la vaporización del tejido afectado por caries, además de que este tratamiento podría ser después de eliminar la caries mediante métodos convencionales, la zona afectada se radia con láser de CO₂ para aumentar la dureza.

También en el caso de caries tamaño mediano, se sigue el tratamiento convencional, pero antes de colocar la restauración se radiará con láser CO₂, el motivo es aumentar su dureza.

La dentina recristalizará luego de una exposición al láser forma cristales más grandes y densos que asemejan a los del esmalte. Esta hipermineralización puede ser el resultado de la carbonización de los componentes orgánicos de la dentina. Esta capa superficial hipermineralizada es mucho más resistente al ataque y penetración de los ácidos, y en el esmalte con su superficie glaseada no se desarrollan las caries.

Al actuar el láser CO₂ en las paredes cavitarias la caries es volatilizada y la dentina se esteriliza; de esta forma se demuestra que la microdureza del tejido remanente de esta región está considerablemente aumentada en relación con la dentina normal.

Hay un aspecto muy importante con relación a los métodos para esterilizar, tales como: autoclave de vapor, gas de óxido de etileno, etc., no pueden utilizarse en aplicaciones in vivo. Sin embargo la radiación con láser de CO₂ puede utilizarse en forma eficaz como agente esterilizador en especial para dientes con caries.

En dientes radiados con láser sobre la región con caries y alrededor, con 3.5w de onda continua, durante 10, 15 y 20 seg. En estudios microbiológicos se indicó que por un tiempo de exposición de 15 seg. o más, la región se vuelve estéril.

Se debe enfatizar que como la luz láser posee la mayor parte de la luz ordinaria, puede bloquearse con algún objeto presente en su trayectoria, por lo tanto, al radiar cada diente debe cuidarse de que la aplicación sea uniforme.

CAPITULO II

EFFECTOS DEL LÁSER SOBRE DENTINA Y ESMALTE.

2.1 CARACTERISTICAS FISICAS DE ESMALTE.Y DENTINA.

El tejido duro de un diente consiste principalmente en un tipo especial de tejido conectivo calcificado pero un poco elástico, la dentina, cuyas diversas áreas están cubiertas por otros tejidos calcificados. En la porción visible del diente, que se proyecta desde las encías, la cubre un tejido muy calcificado y duro, el esmalte. Estos tejidos dentales duros son avasculares.

El esmalte está formado de 92% de minerales y 8% de material orgánico y agua. Se reconoce como el tejido más duro del hombre. La estructura básica del esmalte es el prisma del esmalte que comienza en la unión de la dentina con el esmalte y termina en la superficie del mismo.

El esmalte se forma por acción de células epiteliales especiales llamadas ameloblastos. Una vez que el diente ha hecho erupción no se forma más esmalte. El esmalte está compuesto por cristales muy grandes y muy densos de hidroxiapatita embebidos en una redcilla fina de fibras demasiado fuertes, compuestas por una proteína especial semejante a la queratina del pelo.

La estructura cristalina de las células de calcio hace al esmalte bastante duro, mucho más que la dentina. Además, la red de proteína especial hace al esmalte muy resistente a los ácidos, enzimas y otros agentes corrosivos, siendo esta proteína del esmalte la más insoluble y resistente que se conoce.

La dentina está formada por 65% de material inorgánico y 35% de materia orgánica y agua, lo que permite su corte con mayor facilidad que el esmalte con una fresa dental.

La dentina está organizada en forma de túbulos sostenidos por una red calcificada de fibras de colágena. Los túbulos contienen las extensiones o prolongaciones de los odontoblastos, cuyos cuerpos celulares se encuentran en la periferia de la pulpa y adyacentes a la dentina en formación. La cuenta de túbulos por unidad de superficie es mayor cerca de la pulpa en comparación con la unión de la dentina y el esmalte. Los túbulos tienden a ser más pequeños en la unión del esmalte, ya que la pared del túbulo suele calcificarse, reduciéndose su luz.

Los túbulos de la dentina presentan numerosas aberturas pequeñas a través del grosor de la dentina, lo que indica que ésta contiene una red de pequeños conductos. Estos conductos son las prolongaciones de los odontoblastos y en condiciones normales son tan numerosas que siempre que se toca la dentina se provoca dolor.

El mecanismo sensorial de la dentina no está claro. Entre las teorías más avanzadas está la que sugiere que el movimiento del líquido dentro de los túbulos activan las terminaciones nerviosas, y que estos movimientos se inician en forma mecánica por cambios de temperatura, deshidratación de la dentina o utilización de productos químicos

2.2 EFECTO DEL LÁSER SOBRE ESMALTE Y DENTINA

Cuando el impacto láser actúa sobre el tejido adamantino sano se produce una área de color blanco (halo de difusión térmica) caracterizada por la fusión o vitrificación de la capa superficial del tejido y la formación de cristales regulares e irregulares de carbonato de calcio, explicarían el aumento de la microdureza en el tejido luego de la terapia fotónica.

La acción de láser de anhídrido carbónico sobre las fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales, vestibulares y linguales tiene su indicación precisa como elemento de apertura física de las mismas, con eliminación de la enfermedad, ya que el contenido orgánico-inorgánico de las fisuras (placa bacteriana y tejido cariado), son vaporizadas por el impacto fotónico, dejando un residuo carbonizado a nivel del tejido adamantino lesionado y un halo blanco en tejido sano.

En cambio su acción sobre el esmalte cariado en etapa de mancha parda negra a nivel de una cara proximal, depende de la intensidad del impacto.

Con una aplicación de mínima potencia se observa pérdida de sustancia superficial, en forma de oquedad crateriforme irregular, con exposición de la estructura prismática y fenómenos de recristalización.

La aplicación de un impacto de mediana potencia profundiza la eliminación de la capa adamantina periférica, descubriendo estructuras más profundas que presentan la apariencia del esmalte acondicionado con ácido fosfórico o cítrico.

Un impacto mayor genera sobre el área adamantina en cuestión una pérdida de tejido apreciable con microporosidades que llegan hasta el nivel subsuperficial siendo los fenómenos de recristalización evidentes.

La acción del láser de CO₂ sobre los tejidos dentinarios se caracteriza por la deshidratación, carbonización y desnaturalización de la matriz orgánica superficial. La dentina cariada es suprimida y las bacterias eliminadas por vaporización. La carbonización de las estructuras orgánicas determina el endurecimiento y homogeneización de la superficie dentinaria expuesta con mayor resistencia a los ácidos como el láctico, cítrico o fosfórico.

La cristalización física de las heridas dentinarias tan buscada y anhelada por la profesión odontológica se lograría a través del láser de CO₂ por la formación de una barrera esterilizada y de alta microdureza superficial.

La eliminación total o parcial de la dentina carbonizada se realiza posteriormente por corte o raspado con instrumental de mano muy afilado (cucharillas o excavadores), hasta visualizar dentina sana.

CAPITULO III

EFFECTOS DE LOS DIFERENTES LÁSERS EN DENTINA Y ESMALTE

El gran interés en el campo de las aplicaciones láser en la odontología ha provocado la pregunta de que tan efectiva puede ser esta nueva técnica.

Aun cuando se ha comprobado la eficacia de las aplicaciones quirúrgicas del láser en tejidos blandos aplicándose como una técnica de rutina, los tratamientos en los tejidos duros del diente, así como también, en el hueso deben de ser estudiados para poder resolver varios problemas inherentes a su uso.

Diferentes tipo de láser, especialmente los pulsados en un amplio espectro de longitud de ondas ha sido aprobado como una nueva alternativa en tratamiento dental. A la fecha podemos contar con diferente tipos de láser como, excímeros, que emiten en el rango del lejano ultravioleta como el ArF (193 nm) y el XeCl (308 nm), los que emiten en el mediano infrarrojo como el Nd: YAG (1604 nm), Ho:YAG (2100 nm) y el Er: YAG (2960 nm), y los que emiten en lejano infrarrojo como el CO₂ (10600 nm).

Uno de los láser que podemos considerar más efectivo para el tratamiento dental en la aplicación de los tejidos duros es el láser excímero de ArF por su gran poder de fotoablación , sin embargo este tipo de láser no tiene todavía una gran efectividad en lo que respecta al diseño de los instrumentos mecánicos, pues tiene que usar un sistema de espejos para dirigir la radiación, lo cual puede dificultar el acceso a la cavidad bucal, más es valioso por los hallazgos histológicos los cuales han demostrado no tener alteraciones patológicas en los tejidos adyacentes.

Dentro de la variedad de los láser excímeros, también es importante destacar el XeCl el cual tiene la ventaja de emitir a los 308 nm y así poder ser transmitido por medio de la fibra óptica de cuarzo, permitiendo ser transportado a cualquier área de la cavidad bucal, como característica podemos destacar que tiene un mayor aumento en la temperatura que el anteriormente citado , por lo que la densidad de energía para poder cortar los tejidos dentarios duros no lo hace viable para la aplicación de tratamientos dentales.

Tanto el láser pulsado de Er:YAG (2940 nm, duración del pulso de 250 m s), así como también, el láser de Ho:YAG (2100 nm, duración del pulso de 250 m s), tienen un gran acoplamiento de la energía del láser a los tejidos hidrogenados, pero no tienen una aplicación adecuada en el esmalte ni en la dentina.

La influencia de estos láser en los tejidos sanos adyacentes no es tolerable, especialmente por el daño térmico en los tejidos dentinarios y pulpares, y como ya citamos en los láser excimeros el Er:YAG solo puede ser transmitido por sistemas de espejos y el Ho:YAG se transmite por medio del uso de la fibra óptica de cuarzo.

Uno de los láser más conocidos en sus aplicaciones en odontología, es el láser de Nd:YAG (1.064 nm, duración de pulso de 150 s), este tipo de láser se puede transmitir a través de sistemas de fibra óptica sin ningún problema, pero no ha mostrado la eficacia necesaria para ser utilizado con seguridad en los tejidos duros del diente debido a la alta transmisión en los tejidos mineralizados del diente, los daños térmicos de este tipo de láser no son tolerables.

El láser de pulso corto de TEA-CO₂ (9600 nm y de 10600 nm, duración de pulso 200 a 300 ns), el cual tiene un excelente acoplamiento no solo con los tejidos hidrogenados sino también con los tejidos mineralizados podría ser un sistema alternativo en la preparación de los tejidos dentarios duros. La gran desventaja de este sistema es el no poder transmitirse con eficacia a través de fibra óptica flexible, lo cual esta todavía en desarrollo.

Otra buena posibilidad de uso de sistemas láser en odontología nos lo pudiera ofrecer los láser q-switched de Neodinium, Erbium y Holium YAG con una duración de pulso de alrededor de unos cuantos cientos de nanosegundos.

En ambos sistemas anteriormente descritos , la posibilidad de poder ocasionar daño térmico está presente, así como también, el daño ocasionado a los tejidos adyacentes puede estar presente, aunque puede ser minimizado lo suficiente como para no tomarlo en consideración.

Para poder decidir cuales son las indicaciones y ventajas de la tecnología láser en comparación de los métodos terapéuticos convencionales, es necesario recordar los diferentes efectos de la radiación láser en los tejidos orgánicos. La interacción de la radiación electromagnética siempre va a significar la interacción de los fotones con los átomos de las moléculas del sitio en el cual inciden. Estas interacciones son frecuentemente seguidas por muchas reacciones complejas, las cuales no son entendidas por completo hasta el momento.

Los efectos más conocidos de la radiación láser son:

INTERACCIONES TÉRMICAS

INTERACCIONES FOTOQUÍMICAS

PROCESOS NO LINEALES

Por otra parte los efectos de la radiación láser dependen de varias propiedades características del material de absorción, la estructura química, la densidad , etc.

Además se deben de considerar las propiedades del láser per se, como puede ser la longitud de onda, la densidad de energía, la duración del pulso.

Cuando se usa la radiación láser para el tratamiento de material biológica en manera pulsada, se pueden encontrar parámetros diferentes para los diferentes tipos de láser, pues no solo se depende de la longitud de onda característica de cada láser, sino también de la densidad de energía, la duración del pulso y el promedio de repetición, lo cual nos da las propiedades exactas para el uso de la radiación láser.

En el rango de los nanosegundos-pulso, como se puede observar en los láser de gas como los excímeros y los de CO₂ o en los q-switched, los tiempos de interacción se vuelven lo suficientemente cortos para un proceso de ablación, la fotoablación; en este proceso la energía de luz es depositada en una muy delgada capa superficial de tejido, seguida de un intervalo no térmico que rompe la unión y por una rápida expansión térmica, la cual puede proveer un mecanismo de destrucción en el punto de acción.

Al decrecer la duración del pulso de nuevo, por ejemplo en los láser de modo asegurado de Nd-YAG, pulsos de muy corta duración (algunos picosegundos) causarán un desequilibrio óptico debido a una gran tensión del campo irradiado por la presencia del campo electromagnético. La absorción de este tipo de radiación láser cambia a una conducta no lineal, permitiendo la ionización y la formación de plasma. Así la generación de una onda de choque es seguida por fuerzas mecánicas que destruyen el tejido, a este fenómeno lo podemos describir como fotodisrupción.

3.1 EFECTOS DEL LÁSER DE CO₂ EN EL ESMALTE , LA DENTINA Y LA PULPA DENTAL

Durante muchos años la aplicación del láser en el esmalte ha demostrado que puede producir un aumento en la resistencia a la disolución y una reducción en el promedio de la desmineralización superficial, de manera similar los cambios ultraestructurales tales como, variación en el tamaño de los cristales y el modo de cristalización, cambios en la fase inorgánica y pérdida de la, estructura prismática ocurren cuando las regiones del esmalte han sido tratadas con láser. Adicionalmente, en otros estudios realizados *in vitro* describen alteraciones estructurales significativas en el esmalte sano, así como en la dentina causados por los efectos térmicos y ablativos de la irradiación. También hay algunos reportes en la literatura describiendo la irradiación láser *in vivo* en esmalte, dentina y pulpa , en los cuales se reporta cambios histológicos relativamente pequeños en respuesta a corto y largo plazo en el órgano del esmalte, en el esmalte , en el hueso alveolar, en la dentina y en la pulpa dental. La penetración de la energía láser en el esmalte y en la dentina producen frecuentemente lesiones de apariencia quística en el interior de la capa odontoblástica y en la pulpa dental.

Los cambios a largo plazo (10 días postratamiento) en lesiones en hueso y tejidos dentarios tienen una apariencia diferente de aquellas observadas a corto plazo.

En la mayoría de los casos, los tejidos tienen la apariencia de formación de tejido que llena los defectos con una nueva matriz, para continuar la secreción de la matriz después del trauma causado por el láser, o para señalar o aislar el área afectada con componentes de tejido conjuntivo laxo. Las lesiones en hueso a los diez días mostraron varios grados de herida y reparación, observándose osteoblastos alrededor de la zona de impacto, produciendo un puente reparador.

Como ya hemos citado la irradiación de los tejidos dentarios duros producen una gran variedad de cambios a nivel estructural y ultraestructural en los tejidos cercanos a la superficie. Estos cambios van a depender de los diferentes parámetros como anteriormente se ha citado, en los diferentes estudios realizados con microscopia electrónica de barrido, se ha observado de manera general que es necesario obtener radiaciones de alta intensidad de aproximadamente $> 10^8 \text{ W/cm}^2$ de radiación en el rango visible o en el cercano infrarrojo para producir cambios observables en la superficie irradiada. Los problemas potenciales con la deposición de grandes cantidades de energía en el diente, incluyen daño térmico en la periferia del sitio tratado, daño pulpar debido a la transferencia excesiva de calor, quemado del tejido y resquebrajamiento del esmalte y la dentina.

En contraste varios estudios han demostrado que la irradiación con láser de CO₂ a 10600 nm puede producir cambios superficiales en el esmalte a mucho menor intensidad de radiación $< 10^8$ W/cm². estos resultados se pueden atribuir a la alta eficiencia de absorción de los láser de CO₂ por los tejidos duros del diente.

En la mayoría de los casos en los cuales se ha utilizado radiación continua del láser de CO₂ con una gran interacción de 60 ms a 2 s, más sin embargo, son tiempos que sobrepasan por mucho lo necesario para poder obtener el tiempo de relajación termal necesario para el esmalte, correspondiendo a la absorción de la profundidad del esmalte por la luz del láser de CO₂. Bajo estas condiciones, la energía depositada es más rápidamente conducida hacia el interior del diente ocasionando daño pulpar. El uso del láser de CO₂ pulsado (de 50 a 100 ms) causa derretimiento del material de la superficie y fusión de los cristales a niveles por debajo de los empleados cuando es empleado el láser de onda continua sin presentar el efecto térmico profundo sobre los tejidos dentinarios y pulpares.

Las modificaciones de tipo crateriforme observadas en el esmalte, pueden ser explicadas por la composición del esmalte, que está compuesto por hidroxiapatita carbonayada, la cual tiene bandas de gran absorción en la región del infrarrojo debido a que los fosfatos, carbonatos y los grupos hidroxilos en la estructura cristalina, además de hacer notar la mejor absorción de las longitudes de onda de 9300 nm y de 9600 nm que están más cerca de las vibraciones moleculares de los iones fosfato en la hidroxiapatita carbonatada.

Las longitudes de onda de 10300 nm y de 10600 nm están en el límite lejano de la banda de absorción y son por lo tanto frecuencias de resonancia más débiles resultando en coeficientes de absorción más débiles.

Cuando se emplean longitudes de onda de 9300 nm ó 9600 nm se produce un rápido derretimiento y una rápida fusión de los cristales del esmalte a niveles de deposito de energía de aproximadamente 5 J/cm^2 , a diferencia de los más de 10 J/cm^2 que se necesitan cuando son usados los láser de 10600 nm.

La importancia de reconocer las características de la superficie resultante de la radiación con láser resalta, porque podemos tener desde superficies lisas producto de la fusión del esmalte, las cuales serán útiles para desarrollar medidas preventivas, o para poder crear una superficie crateriforme que favorezca la retención de los materiales e restauración, así la selección de los parámetros adecuados nos ofrecerá el éxito del tratamiento.

3.2 EFECTOS DEL LÁSER DE Nd-YAG EN EL ESMALTE, LA DENTINA Y LA PULPA DENTAL.

Así como ya se ha descrito la posibilidad de modificar la superficie del esmalte por medio de la radiación láser de CO_2 , del mismo modo podemos describir la modificación que la radiación láser de Nd-YAG puede producir sobre los mismos tejidos.

Cuando se emplean láser de modo pulsado se puede obtener el fenómeno de fusión y recristalización, produciendo una gran partícula de tamaño mayor al encontrado en el esmalte normal.

Sí se aplica en tres ocasiones 10 pulsos de radiación láser de Nd-YAG el esmalte puede tener una apariencia rugosa, por la excesiva radiación.

En observaciones con microscopía electrónica de barrido, se ha descrito la formación de grandes cristales hexagonales que parten de la superficie del esmalte irradiado, y esto puede ser debido a las altas temperaturas repetidas por las aplicaciones y podrían considerarse benéficas a la cristalización del esmalte.

El proceso de la formación de los cristales hexagonales puede ser parcialmente explicada de la manera siguiente. El material que contiene el pigmento negro de la superficie quema el esmalte después de la primera radiación con 10 pulsos , el esmalte se derrite y se obtiene una recristalización de aproximadamente 5 mm en profundidad, las siguientes dos aplicaciones también producen derretimiento del esmalte y recristalización, mientras algunos otros componentes menores como son el agua y materiales orgánicos pueden ser eliminados por las altas temperaturas generadas. Las partículas recristalizadas pueden entonces crecer dentro de un gran y estable hexágono durante las repetidas ocasiones de aplicación de la radiación .

El promedio de disolución del las partículas depende generalmente del tamaño de las mismas, por lo tanto, las columnas obtenidas por éste método son más resistentes a la disolución ácida.

Desafortunadamente la aspereza resultante en el esmalte, puede causar debilitamiento, a partir de que la estructura posee defectos y fracturas tanto a lo largo como a través de las columnas.

Otro aspecto que reduce la desmineralización es aquel en el que la destrucción de la sustancia interprismática causa una reducción de la permeabilidad del esmalte.

3.3 EFECTOS DEL LÁSER DE Er: YAG EN EL ESMALTE.

El erbio es un elemento metálico del grupo de las tierras raras que se encuentran con el Ytrium y que también es usado como una fuente de radiación láser. Un láser de Er: YAG es un láser en estado sólido, pulsado, que tiene una emisión en la región del medio infrarrojo a 2940 nm . Se absorbe fuertemente en agua , el coeficiente de absorción de agua producido por este láser es 10 veces mayor que el de CO₂ , lo cual provoca cuando es usado en tejidos ricos en agua microexplosiones y entonces pequeñas cantidades de tejido son ablacionadas, de ahí entonces que se sugiere el empleo de este sistema en superficies de esmalte humedecidas para tener un mejor método de fotoablación, disminuyendo el posible daño pulpar por aumento de la temperatura superficial.

CAPITULO IV

REPERCUSIÓN DEL EMPLEO DEL LÁSER EN EL TEJIDO PULPAR.

4.1 ACCIÓN SOBRE LA PULPA.

Uno de los fenómenos más preocupantes es la concentración del calor generado por el impacto láser sobre la estructura biológica del órgano dentino-pulpar. Sin embargo, estos posibles efectos iatrogénicos son minimizados por la rápida absorción y difusión térmica en los tejidos y por la intermitencia con mínima potencia de la impactación.

Estos fenómenos efectivizan que el calor generado se disipe a nivel de la zona subsuperficial del esmalte, donde alcanzan valores menores a un 5% de la temperatura de incidencia superficial, durante el tratamiento de una caries amelo-dentinaria.

La posible exposición de un cuerno pulpar exige del operador una maniobra de aplicación láser circunvalar o concéntrica con la finalidad de eliminar por vaporización la dentina afectada y crear una zona periférica al mismo tiempo esterilizada y reestructurada. En estos casos el rayo debe ser dirigido en forma perpendicular o axial hacia la pulpa con impulsos de 0.1 seg. y una potencia de 0.3w.

El láser aplicado sobre la pulpa expuesta produce una necrosis superficial con coagulación proteínica, esterilización de la dentina adyacente a la acción fotovaporizante y cohibición de la hemorragia, que determina congestión vascular, modificaciones inflamatorias e infiltración depositaria neutrófila, plasmocitaria, células gigantes multinucleadas, conformación de la barrera odontoblástica durante la etapa de cicatrización de dentina homogénea calcificada.

La herida pulpar tratada debe ser cubierta con una capa o película de hidróxido de calcio puro disuelto en agua destilada en consistencia de pasta, seguido de la aplicación de un material de restauración intermedia hasta poder constatar la cicatrización pulpar y obtener una respuesta de normalidad en los test de vitalidad.

Esta terapia dependerá de la edad del paciente, del estado de salud pulpar y del tamaño de la brecha expuesta; cuando no se consiga la normalización del tejido pulpar se debe realizar un tratamiento endodóncico total.

El diagnóstico de una lesión inflamatoria irreversible del tejido pulpar significa una contraindicación a la terapéutica láser, por lo que en cavidades con caries muy profundas con alto riesgo de compromiso pulpar es aconsejable la realización previa del tratamiento endodóncico.

CAPITULO V

COMPLICACIONES, VENTAJAS Y USO DEL LÁSER EN OPERATORIA DENTAL

5.1 COMPLICACIONES DEL USO DEL LÁSER EN OPERATORIA DENTAL.

Dentro de éste capítulo hablaremos del manejo seguro del láser el cual es muy importante para evitar complicaciones.

Es indispensable el uso de lentes especiales de protección tanto para el paciente como para el operador.

No aplicarle deliberadamente el rayo en un espejo; cuidando las superficies que pueden reflejar; los láser de gas pueden provocar explosiones si los rayos chocan accidentalmente con objetos cercanos.

Se debe considerar que no toda la radiación emitida se absorbe, si no que una parte de ellas se puede reflejar por la superficie de la piel o de la mucosa donde se irradie, por lo que deberá prepararse una zona de radiación para que la emisión láser se refleje lo menos posible.

Es preciso vigilar las determinaciones específicas de uso y tiempo para no lesionar al paciente.

Debe elaborarse un adecuado interrogatorio médico general, así como un minucioso examen clínico, con la finalidad de obtener un diagnóstico correcto, indispensable para establecer el plan de tratamiento.

Existen contraindicaciones absolutas y relativas para el uso del láser y es muy importante su conocimiento. Dentro de las contraindicaciones absolutas está la irradiación directa e indirecta sobre el globo ocular, radiación a la glándula tiroides, neoplasias, mastopias fibroquísticas, y radiación prolongada a niños, pacientes con marca pasos y pacientes con infarto al miocardio recientes.

En las contraindicaciones relativas se encuentra al distiroidismo, embarazo, infecciones bacterianas sin previa cobertura antibiótica, combinación con fármacos fotosensibles y dolor de origen orgánico o visceral.

5.2 VENTAJAS DEL LÁSER.

Sus comienzos están marcados con numerosas ventajas de la odontología láser sobre los tratamientos convencionales.

La habilidad analgésica de los láser reduce el dolor postoperatorio, minimiza la necesidad para prescripción y reduce el estrés, tanto para el paciente como para el dentista, así mismo reduce el estrés provocado por la fatiga por parte del clínico.

La habilidad hemostática del láser reduce el peligro de infecciones por vía sanguínea, incrementa la visibilidad a través de una mejor visualización del sitio quirúrgico y reduce el tiempo requerido para manejar la secuela del sangrado.

El efecto antiséptico del láser produce la necesidad de una terapia antibiótica postoperatoria en muchos casos.

La precisión del láser permite la remoción de capas celulares, conserva tejido sano y permite un tratamiento interceptivo temprano de la enfermedad.

Escaso edema en el postoperatorio inmediato, escasa recidiva y mínima fibrosis cicatrizal en los controles a distancia.

Otra gran ventaja es el tiempo operatorio, este se reduce significativamente y a la vez se necesitan menos consultas de control en el postoperatorio.

5.3 APLICACIONES DEL LASER EN OPERATORIA DENTAL

Las aplicaciones clínicas del láser en operatoria dental son diversas, pudiendo el operador a través de la regulación de la intensidad y el tiempo de acción del impacto fotónico, utilizarlo para:

- a) Eliminación del tejido cariado donde el operador tiene la certeza de la extirpación total de los microorganismos viables a través de la zona de dentina esterilizada, en cavidades de clase I, II, III, IV, y V.
- b) Apertura de las fosas, surcos, puntos y fisuras oclusales y la eliminación de la caries de los defectos estructurales del esmalte en superficie y profundidad.
- c) Para sellar fosetas y fisuras sin que la temperatura exceda a los 5°C usados en tiempos cortos.
- d) Para la realización de puntos de retención o profundización periférica en reconstrucciones de ángulos, fracturas, guías anteriores, cierre de diastemas, collage, etc., cuando la oclusión del paciente lo requiera.

- e) Coagulación inmediata de una herida pulpar efectuada durante las maniobras de la preparación o cavidades en forma accidental.
- f) Hemostasia de tejidos blandos que se encuentran en relación con el tratamiento operatorio.
- g) Aumentar la resistencia a la desmineralización de las lesiones cariosas adamantinas excipientes o en estadio de mancha blanca o parda.

CONCLUSIONES

El efecto de la radiación láser en tejidos dentarios duros ha sido motivo de muchas investigaciones y experimentos, que han llevado a la conclusión de que la aplicación del láser sobre estos tejidos es segura siempre y cuando el operador tenga conocimiento del manejo e indicaciones del mismo sobre esmalte y dentina.

Teniendo bajo control la frecuencia de las pulsaciones, la potencia eléctrica, duración del pulso, el diámetro abarcado sobre la superficie del tejido también la absorción dispersión de la luz que dependerá de la profundidad en que vaya a penetrar y las características específicas del tejido a radiar.

Los efectos finales son de remineralización del esmalte haciéndolo más resistente a los ácidos, volatilización y carbonización de tejido cariado dejando una zona libre de dentina afectada y al mismo tiempo estéril.

El uso del láser también está indicado para la prevención de caries aplicando el láser previo a la aplicación de algún sellante.

Otra ventaja sobre los métodos convencionales para la remoción de tejido dentario duro es la supresión de la pieza de mano que provoca en el paciente un estado estresante al escuchar el sonido de la turbina.

El no escuchar este ruido mantiene al paciente en un estado relajado. Al mismo tiempo no hay la necesidad de utilizar anestésicos pues la aplicación del láser no provoca ninguna reacción de dolor.

Todas estas ventajas pueden hacer nuestros tratamientos más confortables y rápidos para el paciente.

El único gran inconveniente es el alto costo del láser, pero bien valdría la pena una inversión de ésta magnitud.

BIBLIOGRAFÍA

- 1) Light deposition in dental hard tissue an simulated thermal response.
Journal Dental Research.
1995 Abril
Vol. 29 No. 4
- 2) Propagation of light through human dental enamel and dentine.
Caries Research
1995
Vol. 29 No. 1
- 3) Effects of CO2 laser irradiation in vivo or rat alveolar bone and incisor
enamel, dentin and pulp.
Journal Dental Research.
1993 Octubre.
Vol. 72 No. 10
- 4) Effects of pulsed Nd: YAG laser energy on human teeth: a tree-year
follow-up study
Journal American Dental Association
1993 Julio.
Vol. 124 No. 7

- 5) Laser induced molar tooth pulp chamber temperature changes.
Caries Research
1992
Vol. 26 No. 3
- 6) Wet versus dry enamel ablation by Er: YAG laser
Journal Prosthetic Dental
1992 Junio
Vol. 67 No. 6
- 7) Lasers in the limelight: What will the future bring?
Journal American Dental Association
1992 Febrero
Vol. 123 No. 2
- 8) Journal California Dental Association
1991 Noviembre.
Vol. 19 No. 11
- 9) Irradiation of human dental tissues with CO₂, Nd: YAG, and CO₂-Nd:
YAG combination laser
Scandinavian Journal Dental Research
1991 Diciembre.
Vol. 99 No. 6.
- 10) Práctica Odontológica
Vol. 14 No. 11
Noviembre 1993.

**ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA**

11) Práctica Odontológica

Vol. 14 No. 112

Diciembre 1993.

12) Práctica Odontológica.

Vol. 15 No. 2

Febrero 1994.

13) Práctica Odontológica

Vol. 15 No. 3

Marzo 1994.

14) Práctica Odontológica

Vol. 15 No. 4

Abril 1994.

15) Dentista y Paciente

Vol. 2 No. 13

16) Dentista y Paciente

Vol. 2 No. 14

17) Revista de Actualidad Estomatológica Española

Año XLV

Mayo 1986 No. 355

18) Odontología Postgrado

Mayo 1988

19) Revista de Actualidad Odontoestomatológica Española

Año LIII

Enero - Febrero 1993

No. 420

20) Revista de Actualidad Odontoestomatológica Española

Año LIII

Marzo 1993

No. 421

21) Revista de Actualidad Odontoestomatológica Española

Año LIII

Abril 1993

No. 422

22) Revista de Actualidad Odontoestomstológica Española

Año LIV

Abril 1994

No. 432

23) Revista de la Facultad de Odontología

Universidad Nacional de Córdoba

Vol. 18

No. 1 y 2

24) Compendio 1

1993 / 1994

Año 9

No. 1

25) Compendio 4

1993 / 1994

Año 9

No. 4