

L. Corpas Pastor  
J. Villalba Moreno  
A. Ceballos Salobreña  
J. López-González Garrido

## Fundamentos científicos para el uso del láser en odontología preventiva

Facultad de Odontología  
Universidad de Granada

**Correspondencia:**

Dr. Luis Corpas Pastor  
C/ Armengual de la Mota, 13, 3º B  
29007 Málaga

### RESUMEN

Aunque se publican muchos artículos anualmente sobre el uso del láser en Odontología Preventiva, pocos se dedican al uso de este elemento en Odontología Preventiva. El propósito de esta revisión es poner al día a los profesionales en el uso de los sistemas láser en Odontología Preventiva. Se revisan la historia del láser sus tipos y usos en Odontología Preventiva. Las investigaciones revisadas demuestran que el tratamiento láser causa una fusión superficial del esmalte y una inhibición de la progresión de la desmineralización, además de mejorar la resistencia a los ácidos del esmalte. Las aplicaciones clínicas se estudian y se discuten. Se clasifican las dosis de irradiación de acuerdo a los usos preventivos del láser.

### PALABRAS CLAVE

Láser; Esmalte; Prevención de caries; Flúor; Odontología preventiva.

### ABSTRACT

*Although many papers are published yearly on the use of LASERS in dentistry, few of them relate to the use of this tool in Preventive Dentistry. The purpose of our review is to update dentists on the use of lasers in Preventive dentistry. The laser history, types and uses in Preventive Dentistry have been revised. These investigations have demonstrated that this laser treatment causes surface fusion and inhibition of subsequent lesion progression and markedly improves the acid resistance of lased enamel. Clinical applications are studied and discussed. Power and dosage are classified according to its clinical preventive uses.*

### KEY WORDS

*Laser; Enamel; Caries Prevention; Fluoride; Preventive dentistry.*

## 696 INTRODUCCIÓN

La prevención constituye el cimiento de toda medicina. Es la piedra donde se comienza a edificar todo el edificio de la salud. El conocimiento de la etiología y mecanismos íntimos de inicio y desarrollo de las enfermedades es imprescindible para realizar una buena medicina preventiva. El concepto de Prevención, en cualquier práctica médica, implica la necesidad de crear las condiciones necesarias para evitar que aparezca la enfermedad.

La caries dental es un proceso multifactorial, en el que uno de los factores implicados es el hospedador, el diente. Se han buscado múltiples soluciones para «reforzar» la estructura dentaria, más concretamente, el esmalte.

El láser es un elemento físico muy interesante porque, en cierta medida, contribuye a «endurecer» el esmalte. 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.

Desde los años sesenta, se han publicado más de mil trabajos relacionados con el uso del láser en odontología, de los que aproximadamente el 19 % se refieren al uso del láser en la prevención de la caries<sup>(1)</sup>. Presentamos hoy una revisión de los conocimientos que se han ido sucediendo a lo largo de este tiempo.

### TIPOS DE LÁSER

Existe una considerable cantidad de aparatos láser, las diferencias entre ellos se derivan de la naturaleza de la sustancia a partir de la cual se generan (Tabla 1). La práctica totalidad de los tipos de láser existentes se han utilizado para aumentar la resistencia del esmalte al ataque ácido bacteriano. Los primeros láseres que se emplearon fueron los de Rubí<sup>(2-8)</sup>, entre 1964 y 1970. A partir de 1968 se ha utilizado el láser de dióxido carbónico (CO<sub>2</sub>)<sup>(8, 9-21)</sup>. Cronológicamente,

el tercer tipo de láser usado con este fin fue el de Nd-YAG<sup>(22-28)</sup>. Más tarde se usaron el láser de Argón<sup>(29,30)</sup> y el de Arseniuro de Galio<sup>(31,2)</sup>. Por fin, los últimos en aparecer en el terreno de la Prevención de la caries han sido el láser de He/Ne<sup>(32-34)</sup> y el de excímero<sup>(35,36)</sup>.

### EL LÁSER Y EL ESMALTE

Todos los trabajos realizados hasta hoy dejan claro que se produce una disminución de la desmineralización subsuperficial del esmalte, tras la exposición al láser. En 1964, tan sólo cuatro años después de que se fabricara el primer láser, Stern y Sognaes<sup>(2)</sup> 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-<sup>(2)</sup>. Advirtieron que se producía una fusión con vitrificación del esmalte, lo que se interpretó como la causa de la resistencia al ataque ácido<sup>(3)</sup>.

La exposición a un láser de Rubí incrementa la resistencia del esmalte al ataque ácido<sup>(4)</sup>. Lobene y Fine<sup>(5)</sup>, en 1966, usaron un láser de rubí de 6.934 Å (69.340 nm.) de longitud de onda sobre el esmalte de dientes humanos extraídos. Observaron mediante técnicas de microscopía óptica y birrefringencia a la luz polarizada, que el efecto del láser de rubí sobre la superficie adamantina se debía a una ruptura de los prismas del esmalte y que estas alteraciones ocurrían en la zona del impacto y no en la periferia.

Gordon<sup>(6)</sup>, al observar la gran radiopacidad demostrada mediante técnicas radiológicas, explica que el efecto del láser de rubí sobre el esmalte es la fusión y condensación de su estructura química<sup>(6)</sup>.

### LA PERMEABILIDAD

Se ha querido atribuir la resistencia al ácido a que la permeabilidad se reduce en el esmalte irradiado<sup>(7,13,19-21)</sup>. Sin embargo, se ha demostrado que no sólo no se reduce, sino que aumenta<sup>(48)</sup>.

**Tabla 1 Clasificación y aplicación de los principales tipos de láser usados en odontología**

Tipo		Forma de emisión	Longitud de onda (nm)	Pot (W)	Aplicaciones en odontología
Sólido	Rubí	Pulsante	694,3 (Rojo)	2-50	Preventiva
	Nd-YAG	Pulsátil continuo	1.060 (IR cercano)	20-120	Cirugía Preventiva Terapéutica Medicina bucal
Colorante	N <sub>2</sub> , Nd	Pulsante	450-1.200	10	Cirugía Preventiva Terapéutica
	Ar, Kr	Continua	(Visible a IR)		
Gaseoso	He-Ne	Continua	632,8 (Rojo)	2 mw 50 mw	Holografía Fluidometría Medicina bucal
	Ar, Kr	Continua	488-514 (verde-azul)	0,5-100	Cirugía
	CO <sub>2</sub>	Continua Pulsante	9.000-11.000 (IR lejano)	0,5-1000	Cirugía Preventiva Terapéutica
	Excimero	Pulsante	190-351 (Ultravioleta)	-100	Terapéutica Preventiva
Diodo	AsGa	Pulsante	904 (IR cercano)	3-20	Medicina bucal

Reproducido con permiso, Corpas Pastor L. Las aplicaciones del láser en odontología<sup>(1)</sup>.

Stern y cols.<sup>(7)</sup>, 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. Utilizó ácido láctico 0,1 M. como solución desmineralizante, atribuyendo dicha resistencia al ácido a que se reducía la permeabilidad del esmalte por efecto del láser.

En 1968, Vahl<sup>(27)</sup> publicó una técnica radiológica con la que demostró que era posible analizar los cambios cristalográficos ocurridos en el esmalte expuesto al rayo láser. Ese mismo año, Lobene y cols.<sup>(9)</sup> observaron que las estructuras dentarias se mostraban vidriadas y opacas, tanto las zonas directamente irradiadas, como las adyacentes, tras exponer el esmalte al láser de CO<sub>2</sub>. Estos autores fueron los primeros en proponer que en el futuro se usase este tipo de láser para rellenar «por fusión» los hoyos y fisuras de la superficie adamantina.

Scheinin y Kantola<sup>(10)</sup> analizaron el efecto del láser de CO<sub>2</sub> sobre la estructura del esmalte. Indicaron que este tipo de láser es capaz de fundir el esmalte superficial, creando en el lugar del impacto una zona sobre-elevada de material fundido recondensado. Con una estructura más mineralizada<sup>(11)</sup>.

Stern, el pionero del uso del láser en la prevención de la caries, publicó en 1970 un estudio<sup>(12)</sup> 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<sub>2</sub>). La mayor reducción se obtuvo con el láser de CO<sub>2</sub> a una densidad de energía de 157 W/cm<sup>2</sup>, en pulsos de 0,1 a 0,5 sg. de duración. Concluyeron estos autores que una futura disminución de la duración de los pulsos, junto con

698 un aumento de la potencia, reducirían la penetración térmica y le darían gran aplicación en Odontología a este elemento físico.

Dos años más tarde, en 1972, Stern y cols.<sup>(13)</sup> analizaron ultraestructuralmente los efectos producidos por un láser de CO<sub>2</sub> en el esmalte. Indicaron que este tipo de láser era significativamente más efectivo que el de rubí. Basándose en la técnica de Vahl<sup>(27)</sup> obtuvieron unos resultados que indicaban que el esmalte se fundía con el láser de CO<sub>2</sub> entre los 13 y los 50 J/cm<sup>2</sup> de densidad de energía, lo que resultaba ventajoso, frente a los 200-700 J/cm<sup>2</sup> necesarios para producir el mismo efecto con un láser de rubí. Consideraron que el esmalte así tratado era más «impermeable», y por eso se prevenía la desmineralización subsuperficial.

Ese mismo año, Stern y Sognaes<sup>(4)</sup> investigaron la inhibición de la caries dental por el láser, realizando por primera vez una prueba in vivo. Se utilizó un láser de CO<sub>2</sub> de 10,6 μm (10.600 nm.) de longitud de onda, operando con una densidad de energía de 10 a 15 J/cm<sup>2</sup>. 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.

Kantola<sup>(14)</sup> publicó un estudio de los cambios en el contenido de calcio y fósforo del esmalte expuesto a un láser de CO<sub>2</sub> con potencia máxima de salida de 50 W. Utilizó una técnica de microrradiografía y análisis de luz polarizada. Observó cambios zonales en la concentración mineral del esmalte, que parecían tomar forma de «onda de presión» moviéndose en la dirección de propagación del rayo láser. Se observaron «pocitos» de 0,22 mm. de profundidad y seis zonas de concentración mineral diferente. Concluyó que los cambios eran más evidenciables con la téc-

nica de análisis por luz polarizada, siendo este método más preciso que el microrradiográfico<sup>(14)</sup>.

En 1973, Kantola y cols.<sup>(15)</sup> demostraron que con un láser de CO<sub>2</sub>, de 20 J/cm<sup>2</sup> de densidad de energía, el espesor de la zona fundida nunca excedía de los 20-30 μm. y que los efectos del rayo láser sobre el esmalte se traducían en recristalización y crecimiento del tamaño del cristal de hidroxiapatita (esto último, como resultado del análisis de difracción de rayos X).

Yamamoto y Ooya<sup>(22)</sup>, al año siguiente utilizaron un láser de Nd-YAG de onda pulsante sobre las superficies del esmalte de dientes sanos, a una densidad de 10-20 J/cm<sup>2</sup>. Simulando el proceso cariioso in vitro, usando ácido láctico y cepas productoras de dextrano de Str. Mutans, hallaron microrradiográficamente que la superficie del esmalte irradiado era significativamente más resistente a la descalcificación que los controles. Los cambios (fusión) se daban con bajas densidades de energía (10 a 20 J/cm<sup>2</sup>). Como conclusión establecieron que el 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/cm<sup>2</sup> después de siete días de ataque ácido, no hubo desmineralización subsuperficial.

En 1977, Boehm y cols.<sup>(37)</sup> insistieron en que la resistencia al ataque ácido bacteriano en dientes expuestos al láser se debía a cambios en su superficie. Yamamoto y Sato<sup>(23)</sup>, en 1980, utilizaron un láser de Nd-YAG sintonizable de baja densidad de energía, y encontraron que se conseguía una gran resistencia a los ácidos. Se usó en esta experiencia un total de 60 incisivos permanentes sanos recién extraídos. Con una fibra de cuarzo se guió la luz láser (10 W., en pulsos de 100 ns.) sin pérdida de energía. Tras cuatro días de ataque ácido, con ácido láctico al 0,1 M., se demostró que el láser de Nd-YAG era capaz de inhibir totalmente la desmineralización. Morioka y cols.<sup>(47)</sup> realizaron en 1984 un estudio similar, 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.

Borggrevén y cols.<sup>(48)</sup>, también en 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/cm<sup>2</sup>) 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.

En 1982, Suzuki y cols.<sup>(24)</sup> calcularon 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/cm<sup>2</sup>. Se concluyó que la superficie adamantina expuesta a esa densidad de energía alcanzaba los 1.000°C., con lo que se producía la fusión del esmalte. Ese mismo año, Tooya<sup>(25)</sup> realizó un estudio caso-control sobre dientes expuestos a un láser de Nd-YAG sintonizable. Se encontró que la descalcificación en las piezas problema fue significativamente menor que en los controles.

Al año siguiente, Sato<sup>(26)</sup> estudió el efecto que el calor (100-600°C) produce sobre la disolución ácida del esmalte dentario. Realizó análisis químicos y microscópicos y observó que la «permeabilidad» del esmalte se reducía.

## LA SOLUBILIDAD

Desde el primer trabajo<sup>(2)</sup>, hasta hoy, se ha intentado dar una explicación válida que dé respuesta a esta reducción de la desmineralización subsuperficial. Parece ser que se produce una ruptura de los prismas de esmalte tras la exposición al láser<sup>(5)</sup> y una posterior vitrificación de su estructura<sup>(3)</sup>. Muy probablemente, el calor depositado por el láser sobre el esmalte es capaz de fundirlo<sup>(3, 9, 10, 13, 15, 22)</sup>, quedando la estructura remanente más mineralizada<sup>(11)</sup>, con un aumento de la relación Ca/P<sup>(17)</sup> y más perfecta, ya que se produce un crecimiento del tamaño del cristal de hidroxiapatita<sup>(15)</sup>.

Se sabe que se producen cambios en la estructura mineral, tanto de concentración<sup>(14)</sup>, como químicos<sup>(16)</sup>. En 1984, Kuroda y Fowler<sup>(16)</sup> demostraron la existencia de cambios en la estructura adamantina cuando se usa un láser de CO<sub>2</sub> a altas densidades de energía (10<sup>3</sup>-10<sup>5</sup> J/cm<sup>2</sup>) sobre la superficie del esmalte. Demostraron la presencia de fosfato tricálcico y fosfato tetracálcico monoóxido en el material fundido.

Según ellos, aparecen fosfatos tricálcico y tetracálcico monoóxido en el material fundido<sup>(16)</sup>, los cuales aumentan la solubilidad del esmalte<sup>(18)</sup>. Estos componentes se encuentran en esmalte sometido a más de 1.100°C. Como el rango de temperatura obtenido con un láser va desde los 1.400°C (de la superficie) a cerca de los 37°C en la unión dentinopulpar, resulta lógico pensar que existirá una zona del esmalte «calentada» entre los 100 y 650°C. Precisamente, es en esta zona donde aparece pirofosfato, que disminuye la solubilidad del esmalte: Fowler y Kuroda<sup>(18)</sup>, en 1986, intentaron 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. Utilizaron un láser de CO<sub>2</sub> a una gran densidad de energía (10<sup>4</sup> J/cm<sup>2</sup>). Observaron que se producía un gradiente de temperatura desde los 1.000°C de la superficie, hasta cerca de lo normal en la unión dentino-pulpar. Plantearon 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) más de 1.100°C. En este último grupo encontraron los mismos componentes que detectaron tras la aplicación del láser de 10<sup>3</sup> a 10<sup>5</sup> J/cm<sup>2</sup>, dos años antes<sup>(16)</sup> (difosfato tricálcico y difosfato tetracálcico monoóxido) que aumentan la solubilidad del esmalte. Sin embargo, concluyeron que 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.

En 1986, Nelson y cols.<sup>(17)</sup> elaboraron un completo estudio sobre el efecto que un láser de CO<sub>2</sub> 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<sup>2</sup> de densidad de energía. Los resultados indicaron que con mayores densidades de energía se producía una mayor inhibición del efecto carioso. Además, el efecto era dependiente de la longitud de onda y del tiempo de irradiación; concretamente, la longitud de onda 9,32  $\mu$ 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 casos, la relación Ca/P en el esmalte siempre fue mayor que en los controles. En todos los expuestos al láser se obtuvo fusión y posterior recristalización del esmalte.

Ese mismo año, Nelson y cols.<sup>(19)</sup> utilizaron un láser de CO<sub>2</sub> (infrarrojo) en pulsos de 100 a 200 ns. de duración, con aumentos momentáneos de 800 a 1.100°C observaron que la zona fundida de esmalte y dentina no excedía de las 5  $\mu$ m de grosor; en ella, la matriz orgánica se deshidrató y desnaturalizaba. Se produjo una inhibición de la formación de lesión artificial de caries. En este trabajo, los autores resumieron las explicaciones que, de este hecho, se habían dado hasta el momento:

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.

Estos autores pensaron que el efecto inhibitorio del láser sobre la caries se debía a una combinación de estas tres explicaciones. Concluyeron que el futuro del láser en Odontología pasaría por la fibra óptica como mecanismo conductor, sobre todo en la prevención de la caries oclusal, mediante el sellado de fisuras.

Al año siguiente, estos mismos autores y Wefel<sup>(20)</sup> publicaron un estudio sobre los efectos de un láser de CO<sub>2</sub> de baja densidad de energía 10-50 J/cm<sup>2</sup> a

varias longitudes de onda (9,32; 9,57; 10,27; 10,59  $\mu$ m.). En todos los casos se produjo la fusión de una fina capa (menor de 5 micrometros) del esmalte. Se midió la conductividad térmica, que se limitó a una profundidad de 10-20  $\mu$ m. Se observó difosfato-tetracalcio-mono-óxido como componente de la superficie fundida y una apatita con menor contenido en carbonato. Concluyeron que el efecto del láser podría deberse a una combinación de reducción de la permeabilidad adamantina, junto a la reducción de su solubilidad.

Featherstone y Nelson<sup>(21)</sup> 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. En los resultados expusieron que la irradiación del esmalte con láser de CO<sub>2</sub> inhibe la formación de caries artificial (simulada por una desmineralización con ácido láctico 0,04 mol/l y metano-hidroxidifosfato 0,1 mmol/l). De las longitudes de onda estudiadas, la más efectiva fue 1.073 cm<sup>-1</sup> (9,32  $\mu$ m.) a una densidad de energía de 10 J/cm<sup>2</sup>, que produjo lesiones 50% menos desmineralizadas que los controles (no irradiados).

El análisis por microscopio electrónico demostró que la fusión del esmalte superficial se produjo hasta las 5  $\mu$ m de profundidad. El microscopio de luz polarizada confirmó la considerable reducción en la profundidad de la lesión. También confirmó la presencia de zonas de esmalte fundido hasta una profundidad de 10  $\mu$ m. como resultado del tratamiento con láser de 973, 1.045 y 1.073 cm<sup>-1</sup>. (10,27; 9,57; 9,32  $\mu$ m.). Concluyeron que la inhibición del progreso de las lesiones subsuperficiales de caries depende de la longitud de onda. 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  $\mu$ m) y 800°C (para 10,59  $\mu$ m), suficientes para fundir el esmalte. Usando la longitud de onda 9,32  $\mu$ m, en 400 pulsos a una densidad de energía de 50 J/cm<sup>2</sup>, observaron que se reducía drásticamente el contenido de carbonato del esmalte, con fases de hidroxapatita y tetracalcio-difosfato-mono-óxido.

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.

Hattab, también en 1987, comunicó que se producía una mayor captación de fluoruro en el esmalte previamente irradiado<sup>(38)</sup>. Palamara<sup>(39)</sup>, en Diciembre de ese año, comunicó que los cambios que se producen en el esmalte por calor consisten en una alteración morfológica del cristal de hidroxiapatita. Sometieron dientes humanos extraídos a alta temperatura en un horno convencional (200-600°C) y, en el esmalte, observaron la morfología del cristal, que presentaba fallos en su formación y en la birrefringencia.

### UNA HIPÓTESIS RECIENTE

Pero todavía no quedaba claro por qué el esmalte queda protegido de la caries, tras su exposición al láser. Una reciente hipótesis, quizás la más perfecta, nos sugiere que en el esmalte irradiado se crean «fallos» o «microhuecos» en su estructura. Así como una disminución del contenido en agua, carbonato y sustancias orgánicas. Oho y Morioka<sup>(30)</sup> usaron un láser de Argón sobre esmalte dentario y realizaron un estudio sobre los cambios producidos en las propiedades ópticas, composición, estructura y permeabilidad adamantina.

Como consecuencia de los resultados obtenidos (birrefringencia positiva del esmalte irradiado, ausencia de nuevos compuestos, disminución del contenido en agua, carbonato y sustancias orgánicas), se propuso un mecanismo que explicase la resistencia del esmalte irradiado al ataque ácido: la birrefringencia positiva del esmalte sugiere la formación de «microespacios» en su estructura. Tras el ataque ácido, estos «microhuecos» se mineralizarían a partir de los iones liberados, por el ácido, de la hidroxiapatita circundante.

Esta hipótesis es suficientemente razonable. Se apoya en el análisis de las propiedades ópticas (birre-

fringencia positiva) del esmalte irradiado<sup>(30)</sup> y da explicación a por qué el esmalte irradiado, aún siendo más permeable, es más resistente a la disolución ácida. 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. La difusión de los ácidos bacterianos se facilita tras la exposición al láser, puesto que el esmalte es más permeable<sup>(48)</sup>; una vez disuelta la apatita, los iones presentes recristalizan y «rellenan» los «microhuecos» estructurales, dando como resultado una estructura mucho más homogénea y perfecta y resistente a la caries.

Podemos extraer una conclusión de lo antedicho: el láser ocasiona un grado de alteración estructural en el seno de la apatita del esmalte, capaz de disminuir, inhibir o evitar la desmineralización subsuperficial -inevitable tras la exposición a los ácidos bacterianos y primera etapa de la caries-.

### EL LÁSER Y LOS FLUORUROS

Sin embargo, otra de las contribuciones del láser a la Odontología Preventiva ha sido la posibilidad de actuar como «fijador físico» o activador para conseguir una mayor captación de flúor por parte del esmalte.

El flúor es un elemento muy interesante en la prevención de la caries: de una parte, inhibe la desmineralización ácida, pues los cristales de apatita son más resistentes a su disolución. Y por otra, contribuye eficazmente a la remineralización, tras una caries incipiente.

Una serie de trabajos apoyan la tesis de que el láser actúe a nivel de la captación de flúor por el esmalte<sup>(29, 31-35,40,41)</sup>. Se ha demostrado, tanto *in vitro*, como *in vivo*, en ratas y humanos, que el uso combinado del láser y el fluoruro es mucho más conveniente que uno u otro por separado<sup>(31,40)</sup>. Estas observaciones se constataron recientemente<sup>(32-35,41)</sup> y se investigó cuándo era más eficiente esta aplicación de flúor junto con el láser. Parece ser que la aplicación

**702** de flúor posteriormente a la exposición al láser era más ventajosa<sup>(28)</sup> y además, el producto químico más idóneo sería el Fluoruro sódico.

En 1977, Goodman y Kaufman<sup>(29)</sup> exploraron el efecto combinado del fluoruro y el láser de Argón. Demostraron cualitativamente que la exposición del esmalte a este tipo de láser, en presencia de fluoruro sódico, tenía un efecto de aumento de la captación de fluoruro, y que sólo por esta razón se producía la gran reducción de la solubilidad del esmalte.

En 1985, Fagnoni<sup>(31)</sup> 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<sup>(40)</sup>. 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: [1] No es patógeno pulpar (Tª 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.

Spandre y cols.<sup>(42)</sup> comunicaron en 1986 que 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.

Durante 1988, Palano y cols.<sup>(33, 34)</sup> publicaron una serie de estudios sobre el efecto del láser de muy baja energía (He-Ne) y el uso combinado del flúor en la prevención de la caries dental. Estos autores demostraron en Diciembre de ese año, que la radiación de 250 nm. de longitud de onda<sup>(41)</sup> favorece la penetración de flúor en las redes cristalinas de la apatita.

Vernole y cols.<sup>(35)</sup> demostraron que la radiación de un láser de excímero aumentaba la captación de flúor por parte del esmalte. Iwase y cols.<sup>(43)</sup> continuaron con los trabajos de Palano<sup>(33)</sup> y estudiaron el efecto del láser de He/Ne sobre la placa bacteriana.

Tagomori y Morioka<sup>(28)</sup> utilizaron un láser de Nd-YAG, de onda pulsante con una baja densidad de energía (0 a 10 J/cm<sup>2</sup>) 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). Fagnoni y cols.<sup>(32)</sup>, también en 1989, en base a experiencias anteriores<sup>(31, 40)</sup>, describieron una 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». Concluyeron que la técnica propuesta es extremadamente efectiva, ofrece gran protección y es simple, práctica y económica.

Vernole y cols.<sup>(36)</sup> presentaron un trabajo en 1989 en el que se demostró cómo aumenta 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 um) que en los no irradiados (0,5 um).

## LA CARIES INCIPIENTE Y SELLADORES

No sólo es el láser, sólo o junto con el flúor, capaz de inhibir la aparición de caries, sino que con él se pueden eliminar caries incipientes, resultando ser una terapia preventiva, puesto que se impide el progreso de la caries, además de dejar un esmalte remanente más resistente<sup>(44, 45)</sup>. Con un sellante se completa el procedimiento.

En 1985, Stewart y cols.<sup>(44)</sup> comunicaron unos interesantes resultados acerca de la fusión de hidroxapatita en polvo con gran contenido en fluoruro al

**Tabla 2 Dosimetría eficaz en las aplicaciones preventivas de diversos tipos de láser**

Tipo de láser	Dosis	Efecto
CO <sub>2</sub>	10-50 J/cm <sup>2</sup> de densidad de energía (pulsos de 100-200 ns)	Carioinhibidor
Nd-YAG	10-20 J/cm <sup>2</sup> de densidad de energía	Carioinhibidor
Argon	67 J/cm <sup>2</sup> de densidad de energía	Carioinhibidor
AsGa mezcla con He-Ne	5-7 mW de potencia	Fijación de flúor
Excímero (UV)	120-140 mJ de energía	Fijación de flúor

esmalte dentario de hoyos y fisuras mediante láser de CO<sub>2</sub>. Myers y Myers<sup>(45)</sup> utilizaron un láser de Nd-YAG para eliminar caries incipiente de hoyos y fisuras. El láser utilizado (mod. Meditec OPL3, de 1.060 A de longitud de onda) facilitaba una energía de 3,4 mJ por pulso (de 30 x 10<sup>-12</sup> sg. de duración). Para eliminar las caries incipientes se necesitaron de 150 a 350 pulsos, con el láser enfocado a 50 um. No se produjo daño pulpar y se completó el tratamiento preventivo con un sellante.

Además, tras su irradiación, la morfología superficial del esmalte queda suficientemente retentiva, incluso con el láser de Nd:YAG<sup>(46)</sup> y no necesita un grabado ácido para adherir el sellador.

## LA DOSIS

En cuanto a las dosis más eficaces, dejando al margen las del láser de rubí (que ya no se utiliza), la densidad de energía necesaria para producir el efecto carioinhibidor del láser de CO<sub>2</sub> se estima entre los 10 y 50 J/cm<sup>2</sup><sup>(8, 13, 15, 17, 20, 21, 37)</sup>, en pulsos de 100-200 ns. Aunque también se consigue con altas densidades de energía (entre 103 y 105 J/cm<sup>2</sup><sup>(16, 18)</sup>). Con el láser de Nd-YAG, entre los 10 y 20 J/cm<sup>2</sup><sup>(22, 23, 28)</sup> se consigue el efecto carioinhibidor. Y con 30 mJ se consigue el «grabado» del esmalte<sup>(46)</sup>. El láser de Argón, se ha probado en Odontología Preventiva con densidades de energía alrededor de los 67 J/cm<sup>2</sup><sup>(29, 30)</sup>.

El láser de AsGa y el de He-Ne suelen usarse juntos en la «fijación de fluoruro», desarrollando entre los 5 y 7 mW de potencia<sup>(33, 34)</sup>. El láser más novedoso, el de excímero<sup>(30, 41)</sup> se ha probado en pulsos de 20-25 ns.

con una energía de 120-140 mJ, también como «fijador de flúor» y obteniendo unos grandes resultados.

Para la eliminación de caries incipientes, con un láser de YAG, se ha empleado una dosis de 3,4 mJ en pulsos de 30 x 10<sup>-12</sup> s. de duración<sup>(45)</sup>.

## CONCLUSIONES

Es quizás la aplicación preventiva del láser la más importante desde un punto de vista médico: se trata de impedir la formación de lesiones cariosas, mediante el «reforzamiento» de la estructura adamantina.

Tanto solo como junto al fluoruro, el láser es capaz de reducir la desmineralización subsuperficial. Esto indica que los ácidos bacterianos no van a poder iniciar la destrucción del tejido dentario, y por tanto, no se va a producir la cavidad de caries.

Las dosis óptimas para el uso de los distintos sistemas de láser en Odontología Preventiva no han sido establecidas aún. Sin embargo, pueden usarse de referencia las distintas dosis probadas por los autores que se resumen en la tabla 2.

Pese a todos estos estudios, todavía no queda establecido cuáles son los cambios concretos que sufre el esmalte expuesto al láser. Sobre todo, cuáles son -si existen- las repercusiones biológicas pulpares y periodontales de estos tipos de láser. En el futuro, como ya hemos señalado antes<sup>(49)</sup>, sería deseable afrontar investigaciones bioquímicas y morfológicas que determinasen la inocuidad de estos procedimientos.

El mecanismo íntimo por el que se produce el aumento en la captación de fluoruro por el esmalte sometido al láser continúa siendo desconocido y

704 constiuye un interesante campo de investigación<sup>(50)</sup>. De igual forma, si bien queda claro que efectivamente se produce una inhibición del proceso carioso en los dientes expuestos al láser, todavía no se puede afirmar que el efecto sea duradero en el tiem-

po y una mayor investigación sobre el tema sería deseable<sup>(1)</sup>. Estudios clínicos longitudinales deberían ponerse en marcha para que mayores elementos de juicio nos permitieran asegurar el éxito de este «nuevo» procedimiento preventivo.

### BIBLIOGRAFÍA

- 1 Corpas Pastor L. *Las aplicaciones del láser en Odontología*. (Tesis de Licenciatura). Universidad de Granada, Granada 1991. 108.
- 2 Stern RH, Sognaes RF. Láser beam effect on dental hard tissues. *J Dent Res* 1964;**43**:873.
- 3 Stern RH, Sognaes RF. Láser beam effect on hard tissues. *J S Calif Dent Ass* 1964;**23**:17-19.
- 4 Sognaes RF, Stern RH. Láser effect on resistance of human dental enamel to demineralization in vitro. *J S Calif Dent Ass* 1965;**33**:328-329.
- 5 Löbene R, Fine S. Interaction of láser radiation with oral hard tissues. *J Prost Dent* 1966;**16**:589-597.
- 6 Gordon TE. Láser fusion of tooth enamel. A preliminary report. *J Florida Dent Soc* 1996;**37**:398-402.
- 7 Stern RH, Sognaes RF, Goodman F. Láser effects on in vitro enamel permeability and solubility. *JADA* 1966;**73**:838-843.
- 8 Stern RH, Sognaes RF. Láser inhibition of dental caries suggested by first test in vivo. *JADA* 1972;**85**:1087-1090.
- 9 Löbene RR, Bhussry BR, Fine S. Interaction of carbon dioxide láser radiation with enamel and dentin. *J Dent Res* 1968;**47**:311-317.
- 10 Scheinin A, Kantola S. Láser-induced effects on tooth structure. I. Crater production with a CO<sub>2</sub> láser. *Acta Odont Scand* 1968;**27**:173-179.
- 11 Scheinin A, Kantola S. Láser-induced effects on tooth structure. II. Microradiography and polarized light microscopy of dental enamel and dentine. *Acta Odont Scand* 1968;**27**:181-182.
- 12 Stern RH. The potential of various láseres in caries prevention. *Ann N York Acad Sci* 1970;**168**:642-648.
- 13 Stern RH, Vahl J, Sognaes RF. Lased enamel: ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide láser effects. *J Dent Res* 1972;**51**:455-460.
- 14 Kantola S. Láser-induced effects on tooth structure. V. Electron probe microanalysis and polarized light microscopy of dental enamel. *Acta Odont Scand* 1972;**30**:475-484.
- 15 Kantola S, Laine E, Tarna T. Láser-induced effects on tooth structure. VI. X-ray diffraction study of dental enamel exposed to a CO<sub>2</sub> láser. *Acta Odont Scand* 1973;**31**:369-379.
- 16 Kuroda S, Fowler BO. Compositional, structural and phase changes in *in vitro* láser-irradiated human tooth enamel. *Calcif Tissue Int* 1984;**36**:361-369.
- 17 Nelson DG, Shariati M, Glana R, Shields CP, Featherstone J. Effect of pulsed low energy infrared láser irradiation on artificial caries-like formation. *Caries Res* 1986;**20**:289-299.
- 18 Fowler BO, Kuroda S. Changes in heated and in láser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. *Calcif Tissue Int* 1986;**38**:197-208.
- 19 Nelson DG, Jongebloed WL, Featherstone JD. Láser irradiation of human dental enamel and dentine. *N Z Dent J* 1986;**82**:74-77.
- 20 Nelson DG, Wefel JS, Jongebloed WL, Featherstone JD. Morphology, Histology and Crystallography of human dental enamel treated with pulsed low-energy infrared láser radiation. *Caries Res* 1987;**21**:411-426.
- 21 Featherstone JD, Nelson DG. Láser effects on dental hard tissues. *Adv Dent Res* 1987;**1**:21-26.
- 22 Yamamoto H, Ooya K. Potential of yttrium aluminum-garnet láser in caries prevention. *J Oral Pathol* 1974;**38**:7-15.
- 23 Yamamoto H, Sato K. Prevention of dental caries by Nd-YAG láser irradiation. *J Dent Res* 1980;**59**:137.
- 24 Suzuki K, Morita K, Morioka T. An increment of acid-resistance of various types of láser beam (2nd report). *J Jap Soc Láser Med* 1982;**3**:613-618.
- 25 Tooya Y. Acousto-optically Q-Switched Nd-YAG láser effect on resistance of human enamel to demineralization in vitro and in vivo. *Jpn J Oral Biol* 1982;**24**:442-452.
- 26 Sato K. Relation between acid dissolution and histological alteration of heated tooth enamel. *Caries Res* 1983;**17**:490-495.
- 27 Vahl J. Electron microscopic and X-ray Crystallographic investigations of teeth exposed to láser rays. *Caries Res* 1968;**2**: 10-18.
- 28 Tagomori S, Morioka T. Combined effects of láser and fluoride on acid resistance of human dental enamel. *Caries Res* 1989;**23**:225-231.
- 29 Goodman BD, Kaufman HW. Effects of an argon láser on the crystalline properties and rate of dissolution in acid of tooth enamel in the presence of sodium fluoride. *J Dent Res* 1977;**56**:1201-1207.
- 30 Oho T, Morioka T. A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by láser irradiation. *Caries Res* 1990;**24**:86-92.
- 31 Fagnoni V. *Realtà e prospettive sull'impiego del fluoruro-láser nella prevenzione della carie dentaria*. Actas del XX Congreso Nazionale della Società Italiana di Odontostomatologia e Chirurgia Maxillo-Facciale. Saint Vincent, 1985, 26-29 Settembre.
- 32 Fagnoni V, Sapiro S, Zulian P, Iemma D. Ionofluor + láser = prevenzione. *Minerva Stomatol* 1989;**38**:769-772.

- 33 Palano D, Maiolani S, Majni G, Mincione E, Molinari G. Determination of the coefficient of enamel absorption of the radiation emitted by aHe-Ne laser. *Minerva Stomatol* 1988;**37**: 33-35.
- 34 Palano D, Maiolani S, Galli E, Rinaldi R, Molinari G. Possibilità e limiti della fluoroprofilassi topica mediante láser I.R. 904 nm. *Minerva Stomatol* 1988;**37**:97-106.
- 35 Vernole B, Palano D, Majni G, Torrisi L, Molinari G. Fluoridation of enamel in vitro using UV láser irradiation. *Minerva Stomatol* 1988;**37**:915-921.
- 36 Vernole B, Palano D, Molinari G, Majni G, Torrisi L. Fluoruration de l'émail in vitro par láser à rayons ultraviolets. *Bull Group Int Rech Sci Stomatol et Odontol* 1989;**32**:47-52.
- 37 Boehm R, Baechler JJ, Webster J, Jamre S. Láser processes in preventive dentistry. *Optical Eng* 1977;**16**:493.
- 38 Hattab FN. *In vitro* fluoride uptake by lased and unlased ground human enamel. *ASDC J Dent Child* 1987;**54**: 15-7.
- 39 Palamara J, Phakey PP, Rachinger W, Orams MJ. The ultrastructure of human dental enamel heat-treated in the temperature range 200°C to 600°C. *J Dent Res* 1987;**66**:1742-1747.
- 40 Fagnoni V. Realities and perspectives in the use of láser fluoride in the prevention of dental caries. *Arch Odonto-estomatología* 1986; **2** (Spec. N°):66-69.
- 41 Palano D, Molinari G. Chemico-physical hypotheses on the fixation of fluorine in enamel using láser light. *Minerva Stomatol* 1988;**37**:923-927.
- 42 Spandre S, Toscano L, Bertoletti M. Prevention of caries with fluoride iontophoresis and láser. *Dent Cadmos* 1986;**54**:99-103.
- 43 Iwase T, Saito T, Nara Y, Morioka T. Inhibitory effect on He-Ne láser on dental plaque deposition in hamsters. *J Periodont Res* 1989;**24**:282-283.
- 44 Stewart L, Powel GL, Wright S. Hydroxyapatite attached by láser: a potential sealant for pits and fissures. *Operat Dent* 1985;**10**: 2-5.
- 45 Myers T, Myers W. The use of a láser for debridement of incipient caries. *J Prosth Dent* 1985;**53**:776-779.
- 46 Hess JA. Scanning electron microscopic study of láser-induced morphologic changes of a coated enamel surface. *Lásers Surg Med* 1990;**10**:458-462.
- 47 Morioka T, Suzuki K, Tagomori S. Effect of beam absorptive mediators on acid-resistance of surface enamel by Nd-YAG láser irradiation. *J Dent Health* 1984;**34**:40-44.
- 48 Borggreven JMPM, Dijk JWE, Van Driessens FCM. Effect of láser irradiation on the permeability of bovine dental enamel. *Archs Oral Biol* 1980;**25**:831-832.
- 49 Corpas Pastor L. *25 Years of Research to Use Láser in Pediatric Dentistry. Research Presentation*. American Academy of Pediatric Dentistry. 45th. Annual Session. May 20-26th. Seattle, Washington (U.S.A.), 1992.
- 50 Corpas Pastor L, González Santiago MM, Gómez Ubrić JL. *Modificaciones en la captación del fluor por el esmalte previa exposición al láser UV: una contribución a la prevención de la caries dental*. ACTAS. III Congreso Nacional de Jóvenes investigadores. 17-21 de Septiembre. Cuenca, 1990, España.