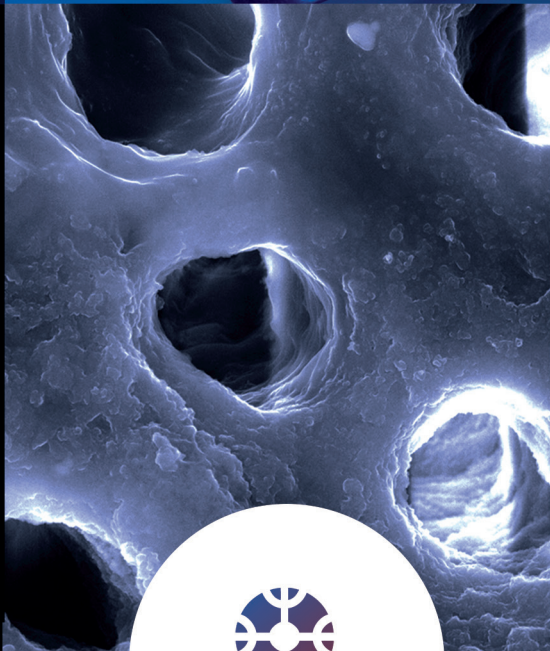
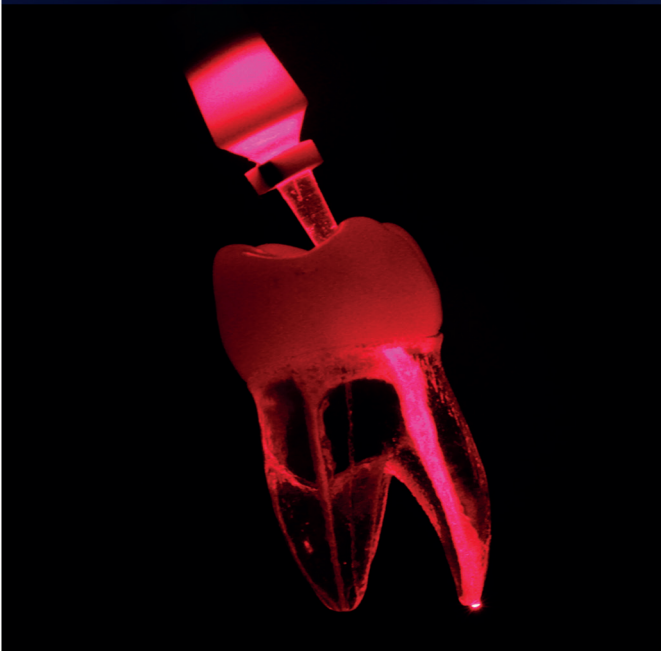
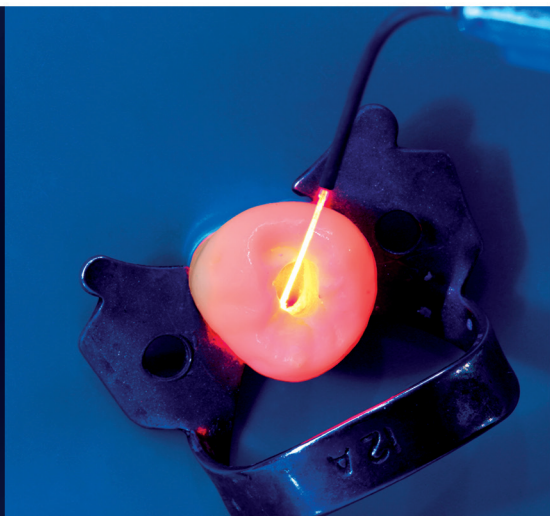


Pablo Betancourt Henríquez (editor)

Láser en endodoncia

Fundamentos y
aplicación clínica



COLECCIÓN CIENCIAS DE LA VIDA

Láser en endodoncia

LÁSER EN ENDODONCIA. FUNDAMENTOS Y APLICACIÓN CLÍNICA

Pablo Betancourt Henríquez (editor)

EDICIONES UNIVERSIDAD DE LA FRONTERA

COLECCIÓN CIENCIAS DE LA VIDA

Primera edición: agosto de 2023

ISBN: 978-956-236-436-2

UNIVERSIDAD DE LA FRONTERA

Av. Francisco Salazar 01145, casilla 54-D, Temuco

Rector: Eduardo Hebel Weiss

Vicerrector académico: Renato Hunter Alarcón

Director de Bibliotecas y Recursos de Información: Carlos del Valle Rojas

Coordinador de Ediciones Universidad de La Frontera: José Manuel Rodríguez

COMITÉ CIENTÍFICO ACADÉMICO ED. UFRO

Mg. Leonardo Castillo Cárdenas

Dr. Mauricio Godoy Molina

Dra. Yéssica González Gómez

Dr. Pablo Navarro Cáceres

Dr. Nicolás Saavedra Cuevas

Dra. Berta Schnettler Morales

REFERATO

Libro arbitrado por pares evaluadores

Fotografías de portada: H. Elaffi, F. Rubio y P. Betancourt

Diseño de portada: Ediciones UFRO

Impreso en A Impresores S. A.



Pablo Betancourt Henríquez (editor)

Láser en endodoncia

Fundamentos y aplicación clínica



COLECCIÓN CIENCIAS DE LA VIDA

ÍNDICE

Agradecimientos	9
Prólogo	11
Prefacio	13
CAPÍTULO 1: CIENCIA BÁSICA APLICADA A LA ENDODONCIA.....	15
Morfología dentaria	17
Microbiología endodóntica	43
CAPÍTULO 2: PRINCIPIOS Y FUNDAMENTOS DEL LÁSER	57
Breve historia del láser	59
Principios físicos del láser.....	71
Metodologías empleadas en estudios de láser en endodoncia	91
CAPÍTULO 3: APLICACIONES CLÍNICAS DEL LÁSER EN ENDODONCIA	105
Aplicación convencional del láser en endodoncia.....	107
Irrigación activada por láser	127
Terapia fotodinámica en endodoncia.....	145
Aplicación del láser en cirugía endodóntica	159
Autoras y autores	177

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quisiera agradecer a los coautores de este libro, por su dedicación, motivación y trabajo. La participación de cada uno de ellos le ha otorgado un especial realce a este proyecto. A la destacada Bettina Basrani, por su contribución a través del prólogo. A José Manuel Rodríguez, coordinador de Ediciones UFRO, por su orientación a lo largo de todo el proceso editorial. Al equipo de Ediciones UFRO, quienes con sus conocimientos contribuyeron a la obtención de esta versión final. A la Dirección de Comunicaciones (DIR-COM), por el tratamiento de las imágenes. También a la Vicerrectoría de Pregrado, a la Vicerrectoría de Investigación y a la Facultad de Odontología, por el financiamiento que hizo posible este proyecto. Y finalmente, a los integrantes del Laboratorio de Investigación en Endodoncia de la Facultad de Odontología de la Universidad de La Frontera, por su colaboración y apoyo.

Pablo Betancourt Henríquez (editor)

PRÓLOGO

La tecnología láser es un campo en evolución. El uso de láseres en odontología ha ganado popularidad, debido a su capacidad para ofrecer una alternativa precisa y mínimamente invasiva a las técnicas tradicionales. Los láseres también se han utilizado en endodoncia en una amplia gama de aplicaciones, incluida la limpieza y la conformación de canales radiculares, la eliminación de bacterias y desechos, la desinfección de sistemas de canales radiculares, y mucho más.

Láser en endodoncia: fundamentos y aplicación clínica, proporciona una guía completa para quienes desean incorporar la tecnología láser en su práctica de endodoncia. El libro cubre varios aspectos del uso del láser en endodoncia, tales como la física de la tecnología láser, los tipos de láseres utilizados, la preparación del canal radicular asistida por láser, la irrigación activada por láser, la desinfección con láser y la cirugía endodóntica asistida por láser.

El texto está dividido en varias secciones, cada una centrada en un aspecto particular del uso del láser en endodoncia y su relación con la morfología y microbiología. Cada capítulo está escrito por expertos en el campo, proporcionando una comprensión detallada y actualizada del tema. También se incluyen estudios de casos y ejemplos clínicos, destacando los beneficios potenciales del uso de láseres en endodoncia.

Esperamos que este magnífico libro, producto del excelente trabajo de edición de Pablo Betancourt, sirva como un recurso valioso para los profesionales de la endodoncia que deseen integrar la tecnología láser en su práctica, así como para los estudiantes e investigadores interesados en el campo de la odontología láser.

Bettina Basrani, DDS, Ph. D., Dip. Endodoncia
Profesora asociada y directora del
Programa de Maestría en Endodoncia,
Facultad de Odontología, Universidad de Toronto,
Toronto, Canadá

PREFACIO

En 2015, durante el transcurso de mi programa de doctorado en la ciudad de Barcelona, tuve la posibilidad de profundizar mis conocimientos en el área de la microbiología, bajo la tutela del profesor Miguel Viñas. Allí, en el Grupo de Microbiología Molecular y Agentes Antimicrobianos, pude apreciar el gran desafío que implica la remoción del biofilm endodóntico. Pero fue en 2016 que descubrí el mundo del láser. Con la colaboración y guía de Josep Arnabat, comenzamos a estudiar la capacidad antibacteriana del láser al interior del canal radicular. ¿Es capaz el láser de eliminar el biofilm endodóntico, sobre todo en zonas de difícil acceso? Durante los tres años siguientes, fue la pregunta que buscamos contestar. Luego de múltiples experimentos, varios de ellos publicados en revistas de alto impacto, comprobamos que sí, que es posible incorporar el láser al campo endodóntico de una manera segura y efectiva.

Actualmente, la tecnología láser se presenta como una opción viable en la práctica clínica endodóntica. Sin embargo, por tratarse de una terapia novedosa y en pleno desarrollo, existe aún un gran desconocimiento en la comunidad odontológica respecto a sus propiedades y potenciales aplicaciones.

El objetivo de este libro es guiar al lector en un primer contacto con el apasionante mundo del láser y convertirse en la base de un posterior camino

de formación en el área endodóntica. Está dirigido a cirujanos dentistas, especialistas en endodoncia, investigadores, estudiantes de posgrado del área de endodoncia y también a estudiantes de pregrado.

El capítulo 1 aborda la ciencia básica aplicada a la endodoncia; luego, el capítulo 2 describe los principios y fundamentos del láser, finalmente, el capítulo 3 se enfoca en las diversas aplicaciones del láser en endodoncia.

El presente texto no podría haberse llevado a cabo sin la excepcional contribución de grandes especialistas y referentes del área del láser, la microbiología y la morfología, provenientes de España, Brasil y Chile. Su participación me honra y motiva a continuar generando instancias de difusión de conocimiento. Para cada uno de ellos, muchas gracias por su dedicación y por creer en este proyecto.

Pablo Betancourt Henríquez, Ph. D.
Facultad de Odontología,
Universidad de La Frontera, Temuco, Chile

CAPÍTULO 1

CIENCIA BÁSICA APLICADA A LA ENDODONCIA

MORFOLOGÍA DENTARIA

Nilton Alves¹

Generalidades

La morfología dentaria, disciplina que estudia la forma y estructura del diente, es la base para el correcto desempeño de las especialidades odontológicas. En endodoncia, debido a las competencias que debe tener el especialista, es fundamental el conocimiento de la morfología dentaria, con especial foco en la morfología dentaria interna.

Los dientes están formados por cuatro tipos de tejidos: esmalte, dentina, cemento y pulpa dental.

El esmalte (figura 1.1) es un tejido duro y mineralizado que recubre la superficie de la corona del diente. Está constituido en un 95 % por matriz inorgánica (cristales de hidroxiapatita y otros minerales, como calcio y fosfatos) y el porcentaje restante por matriz orgánica (proteínas y polisacáridos) y agua. Las células encargadas de la secreción de la matriz orgánica, los ameloblastos, entran en estado de regresión tras completar la formación del esmalte, y desaparecen durante la erupción dentaria. Así, el esmalte es una estructura acelular, por lo que no puede regenerarse como sucede con otros tipos de tejido del organismo, aunque puede ocurrir el proceso de remineralización.

¹ Centro de Investigación en Morfología Aplicada (CIMA), Facultad de Odontología, y Centro de Excelencia en Estudios Morfológicos y Quirúrgicos (CEMyQ), Facultad de Medicina, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile.

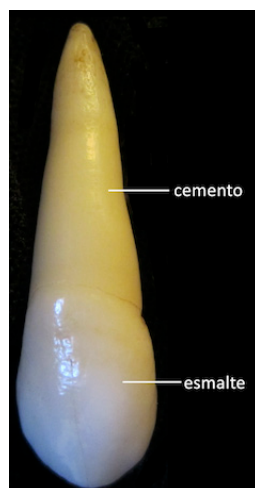


Figura 1.1. Esmalte y cemento recubriendo las superficies de la corona y de la raíz del diente, respectivamente (Fotografía: Dr. Nilton Alves).

La dentina (figura 1.2) es un tejido duro y mineralizado que constituye la mayor parte del volumen del diente. En su porción coronaria se encuentra recubierta por el esmalte y en su porción radicular, por el cemento. Una vez que se encuentra completamente madura, está compuesta en aproximadamente un 70 % por matriz inorgánica (principalmente cristales de hidroxiapatita) y el porcentaje restante por matriz orgánica (principalmente fibras colágenas) y agua. Gracias a su composición, la dentina presenta una propiedad elástica que proporciona flexibilidad al esmalte suprayacente, evitando que este se fracture cuando es sometido a la acción de fuerzas masticatorias.

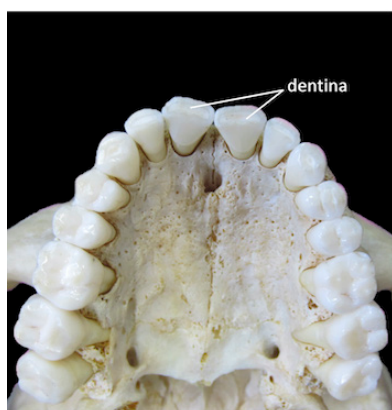


Figura 1.2. Arco dental superior permanente con desgaste en los márgenes incisales, evidenciando así la dentina coronaria (Fotografía: Dr. Nilton Alves).

La dentina es producida por un grupo de células especializadas denominadas odontoblastos, las cuales adquieren una forma alargada y de columna después de producirla. En la configuración de la dentina se pueden distinguir estructuras tubulares denominadas túbulos dentinarios, dentro de los cuales se encuentran las prolongaciones de los odontoblastos, cuyos cuerpos se ubican en la región más periférica de la pulpa dental. En el interior de los túbulos dentinarios existe también el líquido tisular (fluido o licor dentinario), que es un ultrafiltrado de la sangre presente en los capilares sanguíneos de la pulpa dental.

Según la clasificación histotopográfica, existen tres tipos de dentina: predentina, que es la primera capa de matriz extracelular formada por los odontoblastos, y corresponde a una capa de dentina sin mineralizar; dentina del manto, que es la primera dentina sintetizada por los odontoblastos, ubicada por debajo del esmalte y el cemento, y dentina circumpulpar, que es el resto de la dentina producida y mineralizada, y se extiende desde la dentina del manto hasta la predentina. Según la clasificación histogenética, tenemos también: la dentina primaria, que es aquella que se deposita desde el inicio de la dentinogénesis hasta que el diente entra en oclusión; la dentina secundaria, que es la producida después de que se ha completado la formación de la raíz del diente, y la dentina terciaria (reparativa, reaccional, irregular o patológica), que es la producida en los sitios donde existe un estímulo localizado.

El cemento (figura 1.1) es un tejido duro y mineralizado que recubre la superficie radicular del diente, y en algunas ocasiones puede extenderse sobre el esmalte en la región cervical. Está constituido en aproximadamente un 50 % por matriz inorgánica (fosfato de calcio dispuesto en hidroxiapatita, carbonatos de calcio y oligoelementos), en un 20 % por matriz orgánica (principalmente fibras colágenas tipo I) y en un 30 % por agua.

Las principales funciones del cemento son: servir de punto de fijación para las fibras del ligamento dentoalveolar (periodontal), compensar al desgaste oclusal/incisal sufrido por el diente (mediante su crecimiento) y propiciar la reorganización de las fibras principales del ligamento dentoalveolar.

Las principales células que forman el cemento son los cementoblastos y los cementocitos. Los cementoblastos se encuentran adheridos a la superficie del cemento, junto al ligamento dentoalveolar. Los cementocitos corresponden a los cementoblastos que han quedado incluidos en lagunas en el cemento mineralizado.

Existen dos tipos de cemento: celular (secundario) y acelular (primario). El cemento celular se deposita cuando el diente entra en oclusión, contiene células y se encuentra principalmente en el tercio apical de la raíz. El cemento acelular, en cambio, empieza a formarse antes de que el diente erupcione, está desprovisto de células y se encuentra principalmente en los dos tercios cervicales de la raíz.

La pulpa dental es el único tejido blando del diente, y está altamente vascularizada e inervada. Se encuentra localizada en el interior del diente, encerrada en una cavidad delimitada por dentina (excepto en la porción del foramen o forámenes apicales) denominada cavidad pulpar.

La pulpa dental está constituida en un 75 % por agua y en un 25 % por matriz orgánica formada por células (odontoblastos, fibroblastos, células ectomesenquimáticas indiferenciadas, macrófagos, células dendríticas, entre otras) y matriz extracelular. Aun cuando la composición y estructura de la pulpa dental y de la dentina son muy diferentes, ambos tejidos están en íntima relación embriológica y funcional y son considerados como un complejo indisoluble, denominado complejo pulpo-dentinario. Este complejo cumple importantes funciones, entre las que destacan: sensibilidad dentinaria, gracias a los nervios presentes en la pulpa dental; formación de dentina, una vez que la pulpa dental es capaz de elaborar dentina tanto fisiológicamente como en respuesta a un estímulo externo, ejerciendo así también una función defensiva o reparadora; nutrición de la dentina, realizada a través de las prolongaciones de los odontoblastos, cuyos cuerpos se ubican en la pulpa dental, y de los metabolitos provenientes de los capilares sanguíneos pulpaes que se difunden a través del líquido tisular existente en el interior de los túbulos dentinarios. Con el envejecimiento, la pulpa dental sufre una disminución de la irrigación sanguínea debido a una reducción del volumen pulpar por la deposición continua de dentina secundaria, generando la obliteración de algunos vasos sanguíneos. La edad también acarrea otros cambios en la pulpa, como la disminución de la inervación, la disminución cualitativa de la población celular y la aparición de centros irregulares de mineralización, entre otros.

Morfología dentaria interna

Cavidad pulpar

La cavidad pulpar (figura 1.3) es una cavidad localizada en el interior de la corona y de la raíz del diente, que aloja la pulpa dental. Esta cavidad se encuentra delimitada por dentina, excepto en la porción del foramen o forámenes apicales, y está dividida en: cámara pulpar y canal o canales radiculares.

La cavidad pulpar presenta variaciones anatómicas debidas a diversos factores, tales como la edad, presencia de dilaceraciones radiculares, calcificaciones pulpaes, entre otros. El conocimiento de la morfología dentaria interna y de las variaciones anatómicas posibles es determinante para el éxito de un tratamiento endodóntico.

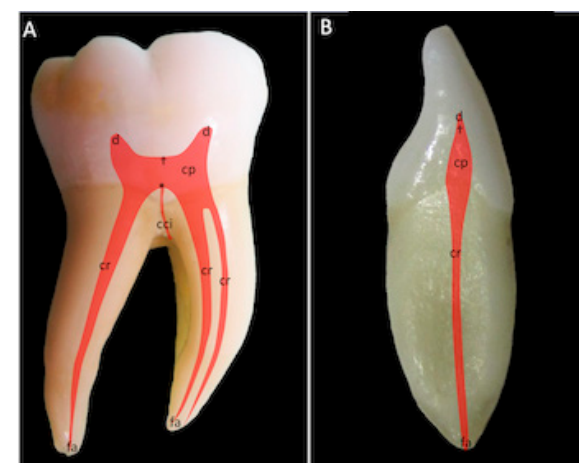


Figura 1.3. Ilustración de la cavidad pulpar y sus partes en un diente birradicular (A) y en un diente unirradicular (B): cámara pulpar (cp); divertículo de la cámara pulpar (cuerno pulpar) (d); techo (†); piso (*); canal radicular (cr); foramen apical (fa), y canal cavo-interradicular (cci) (ilustración: Dr. Nilton Alves).

Cámara pulpar

La cámara pulpar (figura 1.3) es la porción de la cavidad pulpar localizada en el interior de la corona y del tronco radicular. Cabe señalar que el tronco radicular es la región radicular no dividida en dientes con 2 o 3 cuerpos radiculares; corresponde a la distancia existente entre la unión cemento-esmalte y el inicio de la bi o trifurcación (figura 1.4).

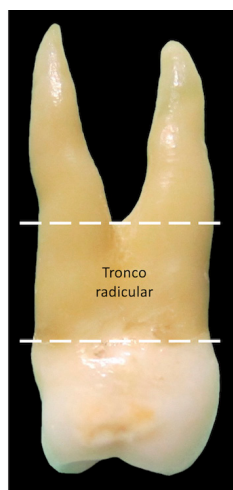


Figura 1.4. Cara mesial del segundo premolar superior derecho (1.5) con dos cuerpos radiculares mostrando la región del tronco radicular (Fotografía: Dr. Nilton Alves).

En general, la cámara pulpar acompaña la forma de las caras de la corona dental. Así, sus paredes (mesial, distal, vestibular y lingual o palatina) corresponden a la dentina de la cámara pulpar adyacente a las respectivas caras de la corona. Además, está constituida por una pared oclusal/incisal o techo y una pared cervical o piso.

La pared oclusal/incisal o techo corresponde a la porción de la dentina que delimita la cámara pulpar en dirección oclusal o incisal, tanto para los dientes inferiores como para los superiores. Esta pared presenta prominencias dirigidas hacia las puntas de las cúspides de los molares y premolares, los divertículos de la cámara pulpar, donde se alojan los cuernos pulpares. En los incisivos hay dos cuernos pulpares, uno para cada ángulo incisal, y en los caninos solo uno.

La pared cervical o piso corresponde a la cara opuesta al techo y está presente en todos los dientes multirradiculares. En los dientes unirradiculares, en general, no hay un límite preciso entre la cámara pulpar y el canal radicular, por lo que estos dientes no presentan esta pared en su cámara pulpar.

La forma de la pared cervical o piso varía según el número de canales radiculares que de él se originen. Allí se encuentran los orificios de entrada a los canales radiculares y una superficie convexa, lisa y pulida, denominada *rostrum canalium*, la cual sirve como guía hacia la entrada de los canales radiculares. En esta zona existe aun otra característica morfológica importante que ayuda a la ubicación de los canales: la presencia de las líneas de

fusión del desarrollo de las raíces. Estas líneas conducen a la entrada de los canales radiculares; en otras palabras, los orificios de entrada a los canales radiculares están localizados siempre al final de las líneas de fusión del desarrollo de las raíces.

El piso de la cámara pulpar se presenta, por lo general, con un color más oscuro que las paredes y el techo de la cámara pulpar.

En ocasiones pueden aparecer canales que comunican la pared cervical de la cámara pulpar con el ligamento periodontal ubicado en la región interradicular. Estos canales, que tienen una gran importancia clínica para el endodoncista, han recibido distintas denominaciones, tales como canales de furcación, canales accesorios furcales, canales cavo-interradiculares, entre otras (figura 1.3).

Cabe señalar que la cámara pulpar sufre modificaciones en sus características anatómicas con el avance de la edad o como consecuencia de alteraciones físicas, químicas o patológicas, lo que puede producir, en algunos casos, la obliteración de los orificios de entrada a los canales radiculares.

Canal radicular

El canal radicular (figura 1.3) es la porción de la cavidad pulpar localizada en la raíz del diente. Presenta, en general, la forma de la raíz, y se extiende desde el piso de la cámara pulpar (en dientes multirradiculares) o el estrechamiento de la misma (en dientes unirradiculares) hasta el foramen apical. Este, por su parte, representa el orificio de salida del canal radicular en la superficie radicular. Cada raíz presenta por lo menos un canal radicular en su interior; sin embargo, puede poseer más canales, y estos, de la misma manera que ocurre con la cámara pulpar, pueden sufrir con el tiempo modificaciones en sus características anatómicas.

El canal radicular se presenta con mayor diámetro en el piso de la cámara pulpar y se afila progresivamente hacia el foramen apical. Este, a su vez, no siempre está ubicado en el ápice radicular, ya que en ocasiones el canal radicular se ramifica, dando origen a varias foraminas, lo que se denomina delta apical (figura 1.5).

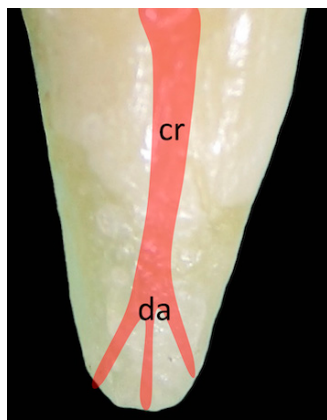


Figura 1.5. Ilustración del canal radicular (cr) originando un delta apical (da) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

El canal radicular está formado por dos conos unidos por sus vértices: uno de ellos, largo y constituido por dentina, denominado canal dentinario, y el otro, muy corto y constituido por cemento, llamado canal cementario. La zona de unión entre ambos canales se denominada límite CDC (cemento dentina-canal) (figura 1.6).

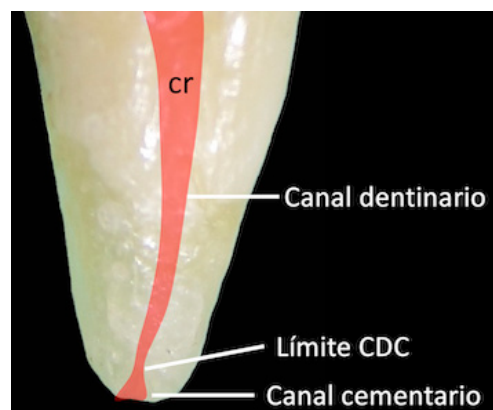


Figura 1.6. Ilustración del canal radicular (cr) formado por los canales dentinario y cementario. Entre ambos canales está el límite CDC (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

Didácticamente, y para facilitar su estudio, el canal radicular se divide en tres tercios: cervical, medio y apical.

La morfología de los canales radiculares es bastante compleja; por ello, se suele utilizar el concepto de «sistema de canales radiculares». Estos canales pueden presentar múltiples variaciones que se clasifican y nombran según los siguientes tipos (figura 1.7):

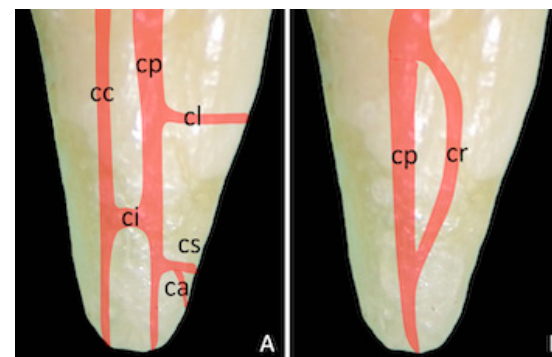


Figura 1.7. Ilustración de los distintos tipos de ramificaciones del canal principal. A: canal principal (cp), canal colateral (cc), canal lateral (cl), canal secundario (cs), canal accesorio (ca), conexión intercanal (ci). B: canal principal (cp), canal recurrente (cr) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

- Canal principal: es el de mayor tamaño y el más visible, y se extiende desde el piso de la cámara pulpar o la constricción cervical hasta el límite CDC.
- Canal colateral: presenta una trayectoria más o menos paralela al canal principal y un diámetro menor.
- Canal lateral: se extiende desde el canal principal hasta el periodonto, por lo general en el tercio cervical o medio.
- Canal secundario: se extiende desde el canal principal hasta el periodonto, y está ubicado en el tercio apical.
- Canal accesorio: es una ramificación del canal secundario que termina en la superficie del cemento.
- Canal recurrente: abandona el canal principal y recorre un trayecto variable por la dentina para retornar al canal principal sin exteriorizarse.

Existen además las conexiones intercanal, que son pequeños canales que comunican dos canales entre sí, sin alcanzar el cemento y periodonto. Los canales cavo-interradiculares (figura 1.3) y el delta apical (figura 1.5), igualmente relevantes, ya han sido descritos anteriormente.

La compleja morfología del sistema de canales radiculares también presenta variaciones anatómicas relacionadas con el número de canales radiculares y su disposición. Así, con base en la clasificación propuesta por Vertucci (1984), podemos señalar los siguientes tipos (figura 1.8):

- Tipo I: canal radicular simple, que va de la cámara pulpar hasta el ápice radicular.
- Tipo II: dos canales separados desde la cámara pulpar, que se unen en el ápice radicular para terminar en un solo foramen apical.

- Tipo III: un canal que se divide en dos y se vuelve a unir, para terminar en un solo foramen apical.
- Tipo IV: dos canales radiculares separados desde la cámara pulpar hasta el ápice radicular, cada uno de los cuales termina en su foramen apical correspondiente.
- Tipo V: un canal radicular que se divide en dos para terminar en dos foraminas apicales distintas.
- Tipo VI: dos canales radiculares separados desde la cámara pulpar, que se unen en el tercio medio y luego se separan para terminar en dos foraminas apicales separadas.
- Tipo VII: un canal radicular que se divide en dos, se une en el tercio medio y luego vuelve a separarse para terminar en dos foraminas apicales distintas.
- Tipo VIII: tres canales radiculares independientes desde la cámara pulpar hasta el ápice radicular, cada uno de los cuales termina en su foramen apical correspondiente.

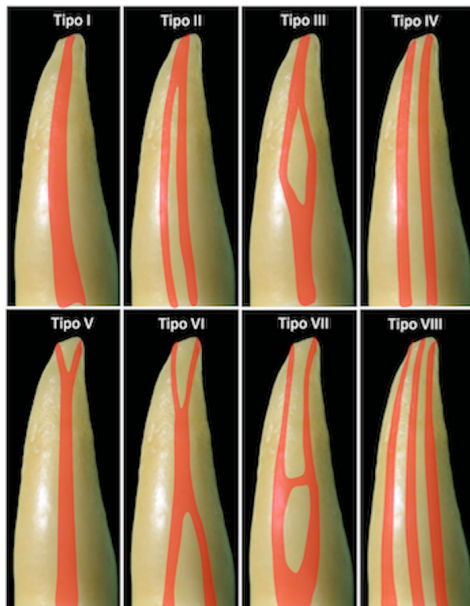


Figura 1.8. Clasificación del sistema de canales radiculares según el número de canales y su disposición (Vertucci, 1984) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

Los canales radiculares observados en un corte transversal presentan múltiples formas, pero siguen la de las raíces que los contienen. Así, podemos anotar los siguientes tipos de forma:

- Forma circular o redonda: se presenta en raíces circulares.
- Forma ovoide o elíptica: se encuentra en raíces con diámetros distintos o en la unión de dos raíces.
- Forma de C: se presenta con forma de fenda, en tres variantes: en forma de C completa, o sea, sin ninguna separación; en forma de punto y coma, propia de canales en forma de C en los cuales existe dentina separando el canal distal del vestibular o lingual, y con dos o más canales separados.

Respecto a la dirección de los canales radiculares, es importante señalar que esta depende del eje radicular. Cualquiera sea el número, forma y amplitud de los canales, estos pueden presentarse rectos y curvos. Las curvaturas pueden ser simples (arciformes), cuando no muestran ningún tipo de angulación, o complejas (acodadas), cuando exhiben un ángulo muy marcado.

Cavidad pulpar en los dientes permanentes

Incisivo central superior (1.1 o 2.1) (figura 1.9)



Figura 1.9. Ilustración de la cavidad pulpar del diente 1.1. Vista vestibular (A) y vista distal (B) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

Presenta una cámara pulpar amplia en sentido mesiodistal y estrecha en sentido vestibulopalatino, con dos divertículos bien evidentes que alojan los cuernos pulpares. La cámara pulpar se prolonga en el canal radicular sin una delimitación precisa.

La raíz es única, generalmente recta y de forma cónica.

El canal radicular es usualmente único, cónico y recto. En los cortes transversales de la raíz, aparece con forma aproximadamente triangular en el tercio cervical, ligeramente ovoide en el tercio medio y circular en el tercio apical. Se observa con cierta frecuencia la presencia de canales laterales.

Erupciona entre los 7 y 8 años, su rizogénesis se completa a los 10 años, y tiene una longitud total promedio de 22,5 mm.²

Incisivo lateral superior (1.2 o 2.2) (figura 1.10)



Figura 1.10. Ilustración de la cavidad pulpar del diente 1.2. Vista vestibular (A) y vista mesial (B) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

La cámara pulpar presenta características similares a la del incisivo central superior, pero con dimensiones menores, en particular en el sentido mesiodistal. Pasa lo mismo con los cuernos pulpares.

La raíz es única, de forma cónica y más delgada que la del incisivo central superior. Se presenta aplanada en el sentido mesiodistal y tiene, generalmente, una curvatura hacia distal o palatino.

El canal radicular es más reducido que el del incisivo central superior y, generalmente, único, cónico y recto o con una curva gradual. Por lo general, la curvatura es hacia distal y palatino, y rara vez se observan dos canales radiculares. En los cortes transversales de la raíz, el canal se presenta con forma ovoide en el tercio cervical, ovoide a circular en el tercio medio y circular en el tercio apical.

² Estos promedios de longitud son estadísticos y se presentan con el único propósito de ofrecer una orientación clínica.

Erupciona entre los 8 y 9 años, su rizogénesis se completa a los 11 años, y tiene una longitud total promedio de 22 mm.

Canino superior (1.3 o 2.3) (figura 1.11)



Figura 1.11. Ilustración de la cavidad pulpar del diente 1.3. Vista vestibular (A) y vista distal (B) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

Su cámara pulpar se presenta con mayor diámetro en sentido vestibulopalatino y con un divertículo muy desarrollado.

La raíz es única, de forma cónica, más ancha en el sentido vestibulopalatino que mesiodistal, y a menudo termina con una curva hacia distal o vestibular.

Su canal radicular es único, cónico y puede presentarse recto, pero suele aparecer con una curvatura hacia distal. En los cortes transversales de la raíz, se muestra ligeramente ovoide en los tercios cervical y medio, y circular en el tercio apical.

Erupciona entre los 11 y 12 años, su rizogénesis está completa entre los 13 y 15 años, y tiene una longitud total promedio de 26,8 mm.

Primer premolar superior (1.4 o 2.4) (figura 1.12)

La cámara pulpar se presenta alargada en el sentido vestibulopalatino y estrecha en el sentido mesiodistal, con dos divertículos que alojan los cuernos pulpares, siendo el vestibular el más largo y voluminoso.

Suele tener dos raíces, una vestibular y otra palatina, ambas con la misma longitud. Estas raíces pueden ser paralelas, divergentes o convergentes.



Figura 1.12. Ilustración de la cavidad pulpar del diente 1.4. Vista vestibular (A) y vista mesial (B) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

En algunos casos, presenta raíces fusionadas y en otros tres raíces, con una palatina y otra vestibular que se bifurca.

La mayoría de los primeros premolares superiores tienen dos canales radiculares que suelen ser estrechos y rectos. Cuando presentan un solo canal, este aparece amplio. Puede haber también tres canales, dos vestibulares y otro palatino, los cuales son en general bastante estrechos. La característica de los canales radiculares en los cortes transversales de la raíz dependerá del número de canales. En caso de haber dos canales, la sección será ovoide en el tercio cervical, y circular en los tercios medio y apical. En caso de haber uno, será ovoide en los tercios cervical y medio, y circular en el tercio apical.

Erupciona entre los 10 y 11 años, su rizogénesis se completa entre los 12 y 13 años, y tiene una longitud promedio de 21 mm.

Segundo premolar superior (1.5 o 2.5) (figura 1.13)

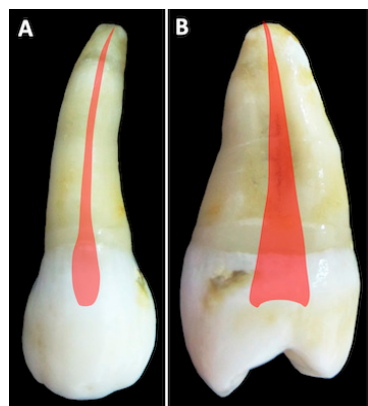


Figura 1.13. Ilustración de la cavidad pulpar del diente 2.5. Vista vestibular (A) y vista distal (B) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

Presenta una cámara pulpar con características similares a las del primer premolar superior, o sea, amplia en el sentido vestibulopalatino y estrecha en el sentido mesiodistal.

Los dos divertículos, que alojan los cuernos pulpares, tienen casi la misma longitud.

Por lo general, se presenta unirradicular, aunque en algunos casos puede tener dos raíces separadas o fusionadas. En cualquier caso, suele presentar una inclinación hacia distal o, con gran frecuencia, forma de bayoneta.

La mayoría de los segundos premolares superiores tienen canal radicular único, con marcado achatamiento en sentido mesiodistal, y muy amplio en sentido vestibulopalatino. De ser así, en los cortes transversales de la raíz el canal se presenta ovoide en los tercios cervical y medio, y circular en el tercio apical. En menor proporción, pueden aparecer dos y muy raramente tres canales, capaces de tomar variadas conformaciones.

Erupciona entre los 10 y 12 años, su rizogénesis se completa entre los 12 y 14 años, y tiene una longitud promedio de 21,5 mm.

Primer molar superior (1.6 o 2.6) (figura 1.14)

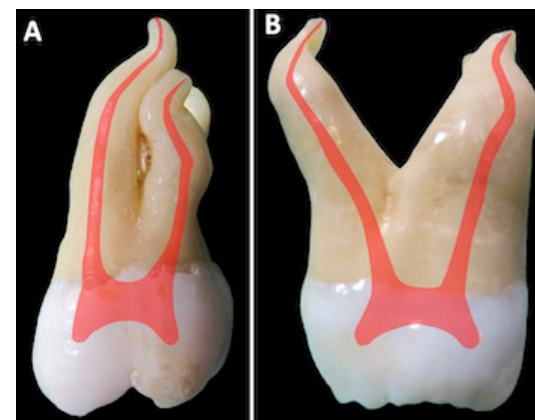


Figura 1.14. Ilustración de la cavidad pulpar del diente 2.6 con curvaturas radiculares. Vista vestibular (A) y vista mesial (B) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

La cámara pulpar se presenta amplia en sentido vestibulopalatino y achata en sentido mesiodistal, con cuatro divertículos que alojan sus respectivos cuernos pulpares. Las paredes mesial y distal son generalmente convexas, en tanto que la pared mesial puede presentar una acentuada convexidad, lo que muchas veces dificulta la localización del canal mesiovestibular. El piso

es convexo y tiene forma triangular o trapezoidal, con la base mayor hacia vestibular. En los ángulos del triángulo o trapecio se localizan los orificios de entrada de los canales radiculares.

Suele tener tres raíces, dos vestibulares y una palatina, que en la mayoría de los casos aparecen separadas. La raíz palatina es la más larga de las tres y la que presenta un mayor diámetro; por lo general se muestra recta, pero puede tener forma de gancho con el ápice hacia vestibular. La raíz mesiovestibular aparece con una curvatura marcada, achatada en el sentido mesiodistal y con forma piramidal. La raíz distovestibular es recta y generalmente es la más pequeña de las tres, tanto en longitud como en diámetro.

Su sistema de canales radiculares es complejo. Suele tener tres o cuatro canales radiculares, siendo el último número el más común.

Generalmente, existe un solo canal radicular palatino, que aparece amplio en sentido mesiodistal y con forma similar a la raíz. En raras ocasiones, se encuentran dos o más canales palatinos.

El canal radicular distovestibular es, por lo general, único y atrésico. A pesar de ser el más atrésico de los canales del primer molar superior, suele ser de fácil acceso debido a su forma redondeada y recta. En algunos casos, este canal puede presentar curvaturas.

El canal radicular mesiovestibular, que frecuentemente es curvo, puede aparecer como un único canal que se extiende desde la cámara pulpar hasta el foramen apical, o como un canal único en la salida de la cámara pulpar, pero terminado en dos canales separados en el ápice radicular. También puede presentarse como un canal único y aplanado (en forma de banda estrecha). Esta última característica anatómica, bastante frecuente en raíces de configuración achatada, se denomina istmo.

El hecho de que la raíz mesiovestibular presente un achatamiento mesiodistal determina, en general, la existencia de dos canales radiculares: uno vestibular y otro palatino. El canal vestibular de la raíz mesiovestibular también recibe el nombre de MV1, mientras que el canal palatino de la raíz mesiovestibular es llamado MV2. Estos canales pueden salir separados desde la cámara pulpar y seguir trayectorias independientes hasta el foramen apical o pueden salir separados desde la cámara pulpar para unirse en alturas variables de la raíz y formar un solo canal que termina en un foramen único. Cabe señalar que estos dos canales pueden estar conectados por un istmo, característica anatómica de gran importancia clínica ya que en esta banda estrecha de comunicación entre los canales existe tejido pulpar. Muy

raramente se encuentran en la raíz mesiovestibular tres canales radiculares conectados por un istmo.

En los cortes transversales de las raíces, el canal palatino aparece ovoide en el tercio cervical, y circular en los tercios medio y apical. Por su parte, el canal distovestibular se presenta circular en los tres tercios. El canal mesiovestibular se muestra ovoide en los tres tercios cuando existe un solo canal, mientras que cuando son dos, es ovoide en los tercios cervical y medio, y circular en el tercio apical.

Erupciona entre los 6 y 7 años, su rizogénesis se completa entre los 9 y 10 años, y tiene una longitud promedio de 19 mm (considerando las raíces mesiovestibular y distovestibular) y de 21mm (considerando la raíz palatina).

Segundo molar superior (1.7 o 2.7) (figura 1.15)

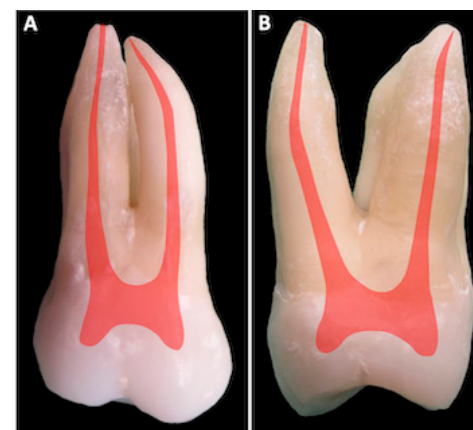


Figura 1.15. Ilustración de la cavidad pulpar del diente 1.7. Vista vestibular (A) y vista distal (B) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

Presenta una cámara pulpar con la misma configuración de las caras de la corona; por consiguiente, la cámara pulpar se presenta con formas variadas, ya que la forma coronal puede ser tetracuspídea o tricuspídea. Es frecuente observar una forma similar a la del primer molar superior, aunque más achatada en sentido mesiodistal. Este mayor achatamiento mesiodistal de la cámara pulpar determina que los orificios de entrada de los canales mesiovestibular y distovestibular estén más próximos entre sí. El orificio de entrada del canal mesiovestibular corresponde a la cúspide mesiovestibular; sin embargo, el orificio de entrada del canal distovestibular no corresponde a la cúspide del mismo nombre, y es común que esté ubicado en el centro de la cámara pulpar.

Suele tener tres raíces que, por lo general, se presentan separadas, pero pueden estar fusionadas. Comparadas con las raíces del primer molar superior son, en general, un poco menores y menos divergentes. También puede haber dos raíces, con menor frecuencia una sola y muy raramente cuatro.

En general, presenta tres o cuatro canales radiculares y raramente uno o dos. Estos suelen tener una acentuada curvatura y dimensiones reducidas.

En algunos casos, se observan dos o tres canales en la raíz mesiovestibular; en otros, uno o dos en la raíz distovestibular, y en raras ocasiones dos en la raíz palatina.

En los cortes transversales de las raíces, los canales aparecen ovoides en el tercio cervical y circulares en los tercios medio y apical.

Erupciona entre los 12 y 13 años, su rizogénesis se completa entre los 14 y 16 años, y tiene una longitud promedio de 21 mm (considerando la raíz palatina) y de 19 mm (considerando las raíces mesiovestibular y distovestibular).

Incisivo central inferior (3.1 o 4.1) (figura 1.16)



Figura 1.16. Ilustración de la cavidad pulpar del diente 3.1. Vista vestibular (A) y vista mesial (B) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

La cámara pulpar se presenta achatada en sentido vestibulolingual a la altura del techo y en sentido mesiodistal al nivel cervical, con divertículos poco marcados.

La raíz es única y generalmente se presenta recta y con aspecto piramidal. Su diámetro mesiodistal es aproximadamente la mitad del vestibulolingual.

El ápice radicular aparece con una leve inclinación hacia distal, y en algunos casos hacia vestibular.

Generalmente, posee un canal radicular único, recto y bastante achata-do en sentido mesiodistal. Sin embargo, puede darse la división en dos canales, uno vestibular y otro lingual, que en la mayoría de los casos convergen en un forámen apical único.

En los cortes transversales de la raíz, la forma de los canales radiculares es variable. Cuando hay un único canal radicular, este aparece con forma ovoide en los tercios cervical y medio, y circular en el tercio apical. En tanto que, en presencia de dos canales, su forma es circular en los tres tercios.

Erupciona entre los 6 y 7 años, su rizogénesis se completa entre los 9 y 10 años, y tiene una longitud total promedio de 20,7 mm.

Incisivo lateral inferior (3.2 o 4.2) (figura 1.17)

Presenta características morfológicas similares a las del incisivo central inferior, pero con dimensiones algo superiores.

Del mismo modo que con el incisivo central inferior, puede presentar dos canales radiculares, aunque en un bajo porcentaje.

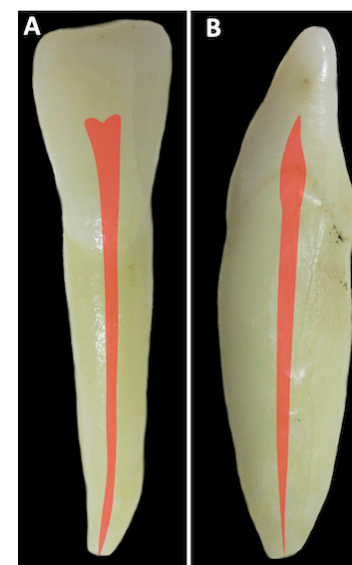


Figura 1.17. Ilustración de la cavidad pulpar del diente 4.2. Vista vestibular (A) y vista mesial (B) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

Erupciona entre los 7 y 8 años, su rizogénesis se completa a los 10 años, y tiene una longitud total promedio de 22,1 mm.

Canino inferior (3.3 o 4.3) (figura 1.18)

La cámara pulpar aparece con una dimensión vestibulolingual más amplia que la mesiodistal y con un divertículo muy desarrollado.

La raíz suele ser única y recta, aunque ocasionalmente se bifurca o trifurca. Tiene forma de pirámide cuadrangular, más estrecha en sentido mesiodistal que vestibulolingual.

El canal radicular es, por lo general, único, pero en algunos casos puede ser doble, con uno vestibular y otro lingual, ya sean separados o fusionados. Los cortes transversales de la raíz muestran, en presencia de un único canal radicular, los tercios cervical y medio con aspecto ovoide, y el tercio apical con forma aproximadamente circular. Mientras que, en presencia de dos canales, se presentan con forma circular en los tres tercios.

Erupciona entre los 9 y 10 años, su rizogénesis está completa a los 13 años, y tiene una longitud total promedio de 25,6 mm.



Figura 1.18. Ilustración de la cavidad pulpar del diente 3.3. Vista vestibular (A) y vista mesial (B) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

Primer premolar inferior (3.4 o 4.4) (figura 1.19)

La cámara pulpar aparece más amplia en sentido vestibulolingual que mesiodistal y con dos divertículos: uno vestibular y otro lingual.

El divertículo vestibular es más pronunciado que el lingual, que es bastante reducido.

La raíz es, por lo general, única, achatada en sentido mesiodistal en el tercio medio y conoide en el tercio apical. Sin embargo, puede presentarse bifurcada, con una rama vestibular y otra lingual (figura 1.20).

El canal radicular, cuando es único, se presenta achatado en sentido mesiodistal. Sin embargo, puede aparecer dividido en dos o tres canales, división que es más frecuente que ocurra en el tercio apical. La apariencia de los canales radiculares en los cortes transversales de la raíz dependerá del número de canales. De haber dos, en el tercio cervical la sección será ovoide y en los tercios medio y apical, circular. De haber solo uno, en los tercios cervical y medio será ovoide y en el tercio apical, circular.



Figura 1.19. Ilustración de la cavidad pulpar del diente 3.4. Vista vestibular (A) y vista mesial (B) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).



Figura 1.20. Cara mesial del diente 3.4 con dos raíces (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

Erupciona entre los 10 y 12 años, su rizogénesis se completa entre los 12 y 13 años, y tiene una longitud total promedio de 22,4 mm.

Segundo premolar inferior (3.5 o 4.5) (figura 1.21)

La cámara pulpar se asemeja a la del primer premolar inferior, aunque es más amplia y el divertículo lingual es algo más pronunciado.

Suele tener una sola raíz, con aspecto similar al del primer premolar inferior, solo que algo mayor. En casos raros, aparecen dos raíces fusionadas.

Su canal radicular es, generalmente, único, y aparece más amplio y menos achatado en sentido mesiodistal que el del primer premolar inferior. Si bien en ocasiones se encuentran dos y hasta tres canales, se trata de una situación muy rara. Los cortes transversales de la raíz muestran que, en los tercios cervical y medio, la sección presenta un aspecto ovoide, y en el tercio apical tiene forma circular.

Erupciona entre los 11 y 12 años, su rizogénesis se completa entre los 13 y 14 años, y tiene una longitud total promedio de 23 mm.



Figura 1.21. Ilustración de la cavidad pulpar del diente 4.5. Vista vestibular (A) y vista mesial (B) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

Primer molar inferior (3.6 o 4.6) (figura 1.22)

La cámara pulpar tiene apariencia cúbica, aunque con tendencia a adquirir una forma aproximadamente trapezoidal cerca del piso, y puede tener cinco divertículos bien evidentes: tres vestibulares y dos linguales. El piso es marcadamente convexo y presenta forma trapezoidal, con la base mayor hacia

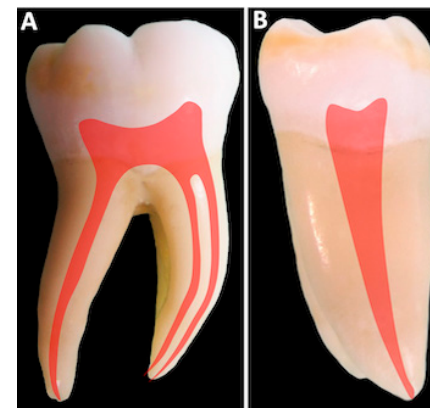


Figura 1.22. Ilustración de la cavidad pulpar del diente 4.6. Vista vestibular (A) y vista distal (B) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

mesial y la menor hacia distal. En los ángulos del trapecio están ubicados los orificios de entrada a los canales radiculares.

Suele tener dos raíces, una mesial y otra distal. En la mayoría de los casos, la raíz mesial es curva hacia distal, mientras que la raíz distal es recta. Excepcionalmente, se observa una tercera raíz, que por lo general es pequeña y curva. Esta raíz accesoria se denomina *radix entomolaris* cuando tiene una localización distolingual y *radix paramolaris* cuando se localiza hacia mesiovestibular.

Por lo general, exhibe tres canales radiculares (uno mesiovestibular, uno mesiolingual y uno distal), pero también puede presentar cuatro (uno mesiovestibular, uno mesiolingual, uno distovestibular y uno distolingual). Rara vez muestra dos canales (uno mesial y otro distal) y de forma igualmente excepcional se observa un pequeño canal entre los canales mesiovestibular y mesiolingual (denominado canal mediomesial), y entre los canales distovestibular y distolingual (denominado canal mediodistal).

Cuando existen tres canales (dos mesiales y uno distal), la forma de los canales radiculares en los cortes transversales de la raíz es ovoide en los tercios cervical y medio, y circular en el tercio apical. En presencia de cuatro canales radiculares (dos mesiales y dos distales), los canales distales suelen tener dimensiones más reducidas en comparación con los dientes que presentan un solo canal y muestran, generalmente, un aspecto circular en los tres tercios.

Es importante señalar que la configuración de los canales radiculares puede sufrir cambios como resultado del depósito de dentina secundaria en su interior, lo que provoca la separación de los canales en los tres tercios. Las

características morfológicas de su raíz mesial, como ocurre con las raíces mesiovestibulares de los molares superiores, permiten la presencia de comunicaciones, como canales e istmos, que son anchos en individuos jóvenes y, conforme se deposita dentina secundaria al ir madurando el diente, se van dividiendo.

Erupciona a los 6 años, su rizogénesis se completa entre los 9 y 10 años, y tiene una longitud total promedio de 21 mm.

Segundo molar inferior (3.7 o 4.7) (figura 1.23)

Su cámara pulpar es similar a la del primer molar inferior, pero aparece más pequeña y con 4 divertículos.

Suele tener dos raíces, una mesial y otra distal, que pueden estar separadas o fusionadas. En algunos casos se observa una sola raíz y, excepcionalmente, puede haber una tercera raíz más pequeña y corta.

Tal como sucede con el primer molar inferior, suele tener tres canales radiculares (uno mesiovestibular, uno mesiolingual y uno distal); sin embargo, puede presentar cuatro canales (uno mesiovestibular, uno mesiolingual, uno distovestibular y uno distolingual) o, también, dos canales (uno mesial y otro distal).

La forma de los canales radiculares en los cortes transversales de la raíz es ovoide en los tercios cervical y medio, y circular en el tercio apical, cuando existen tres canales. Cuando las dos raíces están fusionadas, los dos orificios de entrada a los canales mesiales pueden estar conectados por una hendidura semicircular, formando un canal con forma de C. En esta hendidura en forma de C se pueden encontrar dos o tres orificios, que corresponden a las entradas a los canales radiculares, o bien esta forma puede ser continua a lo largo de toda la raíz. Es importante señalar que el canal no siempre se presenta único, circular u ovalado en toda su longitud, pudiendo variar su configuración durante el trayecto. Por ello, el aspecto del orificio de entrada al canal radicular no permite predecir su morfología. Los canales radiculares en forma de C, en sus variadas configuraciones, son más frecuentes en el segundo molar inferior permanente, aunque también pueden ocurrir en otros molares e incluso en otros grupos dentales.

Erupciona entre los 11 y 13 años, su rizogénesis se completa entre los 14 y 15 años, y tiene una longitud total promedio de 21 mm.

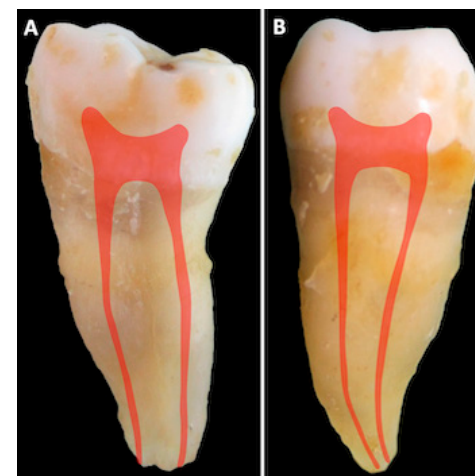


Figura 1.23. Ilustración de la cavidad pulpar del diente 3.7. Vista vestibular (A) y vista mesial (B) (Ilustración: Dr. Nilton Alves).

Con respecto a los terceros molares, cabe señalar que estos presentan numerosas variaciones anatómicas, tanto externas como internas, lo que hace muy difícil establecer un patrón para su descripción.

Referencias bibliográficas

- Vertucci, F. J. (1984). Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology*, 58(5), 589-599.

MICROBIOLOGÍA ENDODÓNTICA

*Eulàlia Sans Serramitjana,¹ Marta Jorba,² Pablo Betancourt³
y Miguel Viñas⁴*

Introducción

La presencia bacteriana en el sistema de canales radiculares es la causa principal de la aparición y persistencia de infecciones endodónticas, y origen del fracaso en el tratamiento endodóntico.

Para lograr una terapia antimicrobiana efectiva, así como prevenir la emergencia de resistencias bacterianas a los agentes antimicrobianos, es imprescindible identificar correctamente los agentes causantes de la infección, conocer sus características de crecimiento y sus factores de virulencia. En este sentido, cabe destacar que la formación de biofilm es la base de la mayoría de los casos de reinfección endodóntica (Gergova et al., 2016). Resulta igualmente relevante seleccionar el tratamiento antimicrobiano

1 Núcleo Científico Tecnológico de Biorrecursos, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile.

2 Laboratorio de Microbiología Molecular y Antimicrobianos, Departamento de Patología y Terapéutica Experimental, Universidad de Barcelona, Barcelona, España.

3 Laboratorio de Investigación en Endodoncia, Centro de Investigación en Ciencias Odontológicas, Departamento de Odontología Integral Adultos, Facultad de Odontología, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile.

4 Laboratorio de Microbiología Molecular y Antimicrobianos, Departamento de Patología y Terapéutica Experimental, Universidad de Barcelona, Barcelona, España.

adecuado, ya que la instrumentación por sí sola resulta insuficiente, dada la complejidad anatómica del canal radicular.

La utilización del láser en el tratamiento endodóntico para lograr una correcta limpieza y desinfección del canal radicular está abriendo caminos alternativos a los métodos comúnmente utilizados. Recientemente, la aplicación del láser en endodoncia ha reportado resultados muy prometedores (Betancourt y Viñas, 2019).

En general, la comprensión de los aspectos microbiológicos de la infección endodóntica constituye la base sólida sobre la que podemos construir una práctica clínica fructuosa y de calidad. Este capítulo, por lo tanto, se centra en las características microbiológicas de la cavidad oral y en los patógenos endodónticos bacterianos, así como en las alternativas al tratamiento endodóntico convencional.

Microbioma oral

La cavidad oral humana es un sistema ecológico complejo, compuesto por diversos microambientes en los que los microorganismos están inmersos en un medio fluido: la saliva. Es un ecosistema abierto, expuesto de manera regular y discontinua a sustancias exóctonas, al tiempo que incorpora nutrientes derivados del huésped, tales como proteínas de saliva, glicoproteínas y fluido crevicular gingival (FCG) (Lamont et al., 2018; Sedghi et al., 2021), y otros externos, como restos de comida. El ambiente húmedo, cálido y, en determinados momentos, rico en nutrientes que ofrece la cavidad oral, constituye un entorno con condiciones favorables para el desarrollo de múltiples microorganismos.

La boca humana está colonizada por una gran cantidad de microorganismos: bacterias, virus, protozoos, arqueas y hongos (Wade, 2013). De hecho, según algunas publicaciones, la boca proporciona un hábitat para unas 700 especies bacterianas, de las cuales entre 100 y 200 están presentes en la boca sana de cualquier individuo (Kolenbrander et al., 2010). El microbioma oral conforma la segunda microbiota en orden de diversidad del cuerpo humano, tras el colon, y es, hasta cierto punto, uno de los sistemas microbianos humanos mejor descritos (Sedghi et al., 2021).

La boca ofrece un ambiente heterogéneo, constituido por los variados hábitats que pueden ser sede de la colonización microbiana, tales como los dientes, la saliva, las encías, el surco gingival, la lengua, las mejillas,

los labios y el paladar (duro y blando). Todos ellos presentan características químicas, topográficas y de estabilidad distintas (Mark-Welch et al., 2020). Así, podemos afirmar que la microbiota normal de la cavidad oral es abundante y su composición variable, dependiendo de la zona a la que hagamos referencia. Algunas de las poblaciones bacterianas de la cavidad oral están mayoritariamente formadas por bacterias aerobias y anaerobias tolerantes al oxígeno como *Streptococcus mutans*, *Streptococcus sanguis*, *Streptococcus mitis*, *Actinomyces* spp., *Lactobacillus* spa. y *Enterobacteriaceae*. Otras son anaerobias estrictas como *Veillonella* spp., *Fusobacterium* spp., *Prevotella* spp., *Porphyromonas* spp. y *Treponema* spp. (Wade, 2013).

La relación entre el microbioma oral y su huésped es dinámica, y generalmente se acepta que los microorganismos que la forman aportan importantes beneficios para la salud del huésped (Marsh y Zaura, 2017). Aunque en la boca sana la composición de las comunidades microbianas es fundamentalmente estable, los factores vitales, así como los factores ambientales que producen alteraciones en las condiciones orales, pueden influir en su equilibrio. Estos factores incluyen ciertas características genéticas del huésped y la transmisión vertical (de madre a hijo), así como la dieta, respuestas inflamatorias, disrupciones sistémicas, medicación, higiene oral y hábitos dañinos (Sedghi et al., 2021). En ocasiones, el ecosistema de la boca puede perturbarse, causando un desplazamiento y una pérdida de equilibrio y/o diversidad en la cavidad oral, lo que da lugar al predominio de una o unas pocas especies, y aumenta el riesgo asociado a enfermedades (Thomas et al., 2021). Este estado, denominado disbiosis, se entiende como el origen de al menos dos de las patologías orales más relevantes y de mayor incidencia: la caries y la periodontitis (Lamont et al., 2018).

La microbiota oral, además, influye en la salud o enfermedad de regiones extraorales del cuerpo, desempeñando funciones cruciales en la fisiología humana sistémica (Dewhirst et al., 2010; Mark-Welch et al., 2020).

Biofilm oral

Los biofilms o biopelículas son comunidades de microorganismos adheridas a una superficie y embebidas en una matriz extracelular que presentan un fenotipo alterado con respecto a la tasa de crecimiento y la transcripción de genes (Donlan y Costerton, 2022). Los biofilms pueden formarse en una gran cantidad de superficies, tales como tejidos vivos, dispositivos médicos permanentes o sistemas de transporte de agua (Donlan, 2002).

Los biofilms desempeñan un papel importante en la persistencia de infecciones bacterianas, ya que las bacterias que forman un biofilm son de 10 a 1000 veces más resistentes a los agentes antimicrobianos que las bacterias en estado planctónico (Sharma et al., 2019). En los biofilms, la resistencia a los agentes antimicrobianos se debe a diferentes factores, tales como la dificultad de penetración de los antimicrobianos, los cambios en la tasa de crecimiento de los microorganismos, la producción de gradientes químicos que crean microambientes para las diferentes especies microbianas y la presencia de subpoblaciones de microorganismos con susceptibilidad modificada (Hall-Stoodley et al., 2004).

La formación de un biofilm es un proceso cíclico que sucede en cinco etapas consecutivas. La primera se inicia con el contacto y adhesión de células planctónicas a una superficie o a una interfase. En la segunda etapa, las células adheridas segregan una sustancia polimérica extracelular (EPS) que contribuye a que se adhieran irreversiblemente a la superficie o a la interfase. En la siguiente etapa, la biopelícula empieza a madurar; es decir, las bacterias se multiplican y la EPS se hace más abundante. En la cuarta etapa, el biofilm alcanza la madurez y su máxima densidad celular. Finalmente, la última etapa se caracteriza por la dispersión de células desde el biofilm, las que pueden migrar a nuevas superficies y fundar nuevos biofilms, lo que contribuye de forma significativa a propagar la infección (Rumbaugh y Sauer, 2020; Verderosa et al., 2019) (figura 2.1).

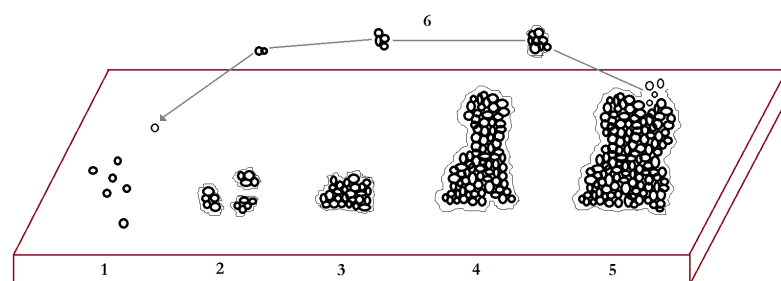


Figura 2.1. Esquema del ciclo de formación del biofilm. Estado planctónico (1), adhesión inicial (2), adhesión irreversible (3), maduración (4), dispersión (5) y repetición del ciclo (6) (ilustración: Dr. Betancourt).

En la cavidad oral, los microorganismos que no logran adherirse a una superficie tienden a ser transportados hacia el tracto digestivo por el flujo salival. Por este motivo, las bacterias orales poseen mecanismos de adherencia a las diferentes superficies de la boca, que les permiten persistir en localizaciones expuestas de esta (Kolenbrander et al., 2010; Mark-Welch et al., 2020).

Las etapas del desarrollo del biofilm oral son las siguientes (Huang et al., 2011; Kolenbrander et al., 2010; Sedghi et al., 2021):

1. Fijación en la superficie de los dientes de la película protéica adquirida que deriva de las glicoproteínas salivales.
2. Adhesión de bacterias en estado planctónico a la película protéica adquirida, al reconocer ellas las proteínas de unión. Este paso es reversible, si bien en este punto comienza la formación de la matriz del biofilm. Los géneros más importantes de esta adhesión primaria son: *Streptococcus* spp., *Actinomyces* spp., *Haemophilus* spp., *Capnocytophaga* spp., *Veillonella* spp. y *Neisseria* spp. Entre los microorganismos principales de la adhesión primaria, cabe destacar a *Streptococcus mutans*. Este coco Gram-positivo es considerado uno de los principales patógenos de la caries dental y juega un papel importante en la fermentación de los carbohidratos, dando lugar a la producción de ácido láctico y la desmineralización del esmalte dental.
3. Los colonizadores primarios proporcionan puntos de unión para otros microorganismos, reconocidos por los colonizadores tardíos, a los que se adhieren. Algunas de estas especies son: *Fusobacterium nucleatum*, *Treponema* spp., *Porphyromonas gingivalis* y *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*. Es interesante destacar que *F. nucleatum* es una de las primeras especies Gram-negativas que se establecen en el biofilm, actuando, de hecho, como un puente de enlace entre los colonizadores primarios y los secundarios. Por otra parte, los aerobios y la captación de oxígeno por parte de las células epiteliales de la mucosa, contribuyen a generar las condiciones reductoras necesarias para la emergencia de los anaerobios estrictos. Aunque anaerobio, *F. nucleatum* tiene cierta tolerancia a la presencia de bajas concentraciones de oxígeno.
4. Una vez que el biofilm ha madurado, las células pueden dispersarse y propagarse para colonizar otra superficie.

Patógenos en la endodoncia

El canal radicular constituye un ambiente favorable para la proliferación de microorganismos, aunque presenta como factores limitantes para su crecimiento la disponibilidad de oxígeno y nutrientes (De Paz, 2007). Las características morfológicas de los canales radiculares son complejas, impredecibles y generan una red tridimensional de ramificaciones que hacen que el uso de métodos convencionales de desinfección resulte a menudo insuficiente.

Numerosos estudios señalan a *Enterococcus faecalis* como una de las causas de la persistencia de infecciones endodónticas originadas después de un tratamiento fallido, habiendo sido aislado en infecciones tanto primarias como secundarias o persistentes (Anderson et al., 2016; Tennert et al., 2014).

El género *Enterococcus* es parte de la microbiota normal del tracto intestinal y del tracto genital femenino, pero puede encontrarse también en la cavidad bucal. *E. faecalis* es un coco Gram-positivo, anaerobio aerotolerante, causante de infecciones nosocomiales (Anderson et al., 2016; Fisher y Phillips, 2009). Los factores de virulencia de *E. faecalis*, como hemolisina, gelatinasa, sustancia de agregación, ácidos lipoteicoicos y bacteriocinas, desempeñan un rol crucial en la patogénesis de esta bacteria (Distel et al., 2002; Tennert et al., 2014). Bajo condiciones de estrés, *E. faecalis* puede sufrir alteraciones fenotípicas en la morfología celular que le permiten adaptarse al medio, incluso en condiciones extremas (Zancan et al., 2019). En la figura

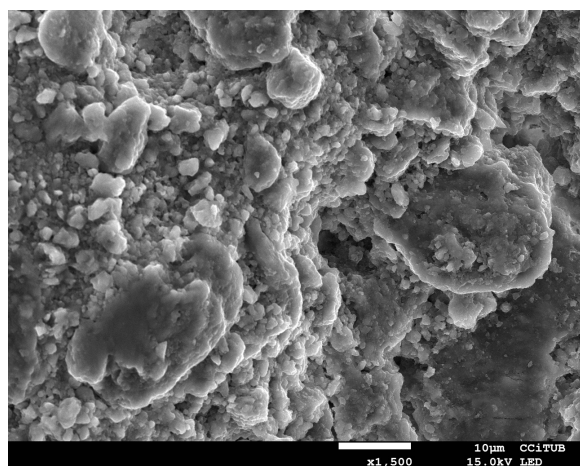


Figura 2.2. Imagen de un biofilm de *E. faecalis* formado al interior de un diente extraído, de 10 días de formación. Microscopía electrónica de barrido (1500x) (Imagen: Dr. Betancourt).

2.2 se puede apreciar un biofilm de *E. faecalis*, captado mediante microscopía electrónica de barrido.

A partir de las técnicas actuales de detección e identificación de microorganismos, se ha podido determinar que existen otras bacterias presentes en las infecciones endodónticas. Algunos estudios han destacado a bacterias del filo Bacteroidetes como las más abundantes en las infecciones tanto primarias como persistentes (Tzanetakis et al., 2015). Otros han señalado que el mayor número de bacterias identificadas pertenece al filo Proteobacteria (Sánchez-Sanhueza et al., 2018). Otro trabajo ha postulado la prevalencia y dominancia del filo Actinobacteria y el género *Streptococcus* (Siqueira et al., 2020). Es decir, no existe consenso acerca de la taxonomía de las bacterias con mayor nivel de implicación.

Tipos de infecciones endodónticas

Las infecciones endodónticas suponen entre un 40 y un 50 % del total de las infecciones orales (Madhu y Mathew, 2018). Las infecciones intrarradiculares son producidas por microorganismos orales que proliferan y colonizan el sistema de canales radiculares debido a necrosis pulpar, derivada de caries, traumatismo dental, restauraciones defectuosas o tratamientos endodónticos fallidos (Tzanetakis et al., 2015). Los microorganismos pueden habitar en el canal radicular principal, así como en los túbulos dentinarios o en las ramificaciones, formando biofilms.

Las infecciones se subdividen en tres categorías según su momento de ocurrencia: la infección primaria, causada por los microorganismos que invaden y colonizan inicialmente el tejido necrótico de la pulpa; la infección secundaria, provocada por microorganismos que no están presentes en la infección primaria pero que son introducidos en el canal radicular en algún momento después de la intervención, y la infección persistente, en la que los microorganismos causantes de las infecciones primaria y secundaria resisten los tratamientos antimicrobianos y son capaces de persistir (Rôças et al., 2004).

Las infecciones extrarradiculares se deben a una invasión microbiana de los tejidos perirradiculares como consecuencia de las infecciones intrarradiculares, al invadir las bacterias el área extrarradicular a través de los orificios apicales del canal radicular (Wang et al., 2012).

Métodos de identificación microbiana

En la microbiología clínica, identificar los agentes etiológicos responsables de un proceso infeccioso resulta clave para establecer una correcta terapia antimicrobiana y un pronóstico. Tradicionalmente, para asignar a una especie un aislamiento bacteriano, se han utilizado técnicas de cultivo *in vitro*, seguidas por la identificación fenotípica, basada en explorar las características morfológicas estructurales y bioquímicas de los microorganismos aislados (Madhu y Mathew, 2018). Estos métodos permiten la identificación del microorganismo y el estudio experimental de la sensibilidad a los antimicrobianos; sin embargo, también tienen algunas limitaciones. En primer lugar, algunas bacterias pueden resultar «fastidiosas»; es decir, crecer muy lentamente, requerir medios de cultivo especializados o condiciones de oxígeno y temperatura concretas para su incubación (Sedghi et al., 2021). Los microorganismos muy exigentes en cuanto a nutrientes o condiciones de incubación pueden subestimarse cuando se aplican protocolos estándar. Además, algunos (o muchos) microorganismos no crecen en condiciones de laboratorio, son los conocidos como no cultivables, hecho que imposibilita totalmente su identificación por métodos microbiológicos.

Para resolver algunas de estas limitaciones, los métodos moleculares irrumpieron de manera relevante en el campo del diagnóstico microbiológico, aportando técnicas independientes de cultivo. Existen diversas técnicas moleculares de identificación de microorganismos, como la reacción en cadena de la polimerasa (PCR), la hibridación fluorescente *in situ* (FISH), *micro* y *macro arrays* de hibridación DNA-DNA, y la secuenciación del gen rRNA 16S, entre otras (Madhu y Mathew, 2018), que no requieren cultivo, aunque tampoco están exentas de ciertas limitaciones.

Además, recientes avances han permitido progresar en la identificación de microorganismos, centrándose en sus metabolitos y proteínas. La metabolómica estudia las moléculas producidas por el huésped o su microbioma, y proporciona información sobre el metabolismo de ambos y sus interacciones. La proteómica analiza el proteoma, es decir, el perfil proteico de todas las proteínas presentes en una localización concreta. Una de las técnicas de identificación clínica rutinaria más utilizadas es el MALDI-TOF MS (del inglés *matrix-assisted laser desorption/ionization time-of-flight mass spectrometry*) (Yoon y Jeong, 2021).

Tanto la metabolómica como la proteómica son actualmente de gran utilidad para detectar cambios producidos durante la enfermedad (Sedghi et al., 2021).

Tratamiento de las infecciones endodónticas

El tratamiento de las infecciones endodónticas consiste en una preparación químico-mecánica del canal radicular, seguida de la aplicación de un agente antimicrobiano con el objetivo de lograr la completa limpieza y desinfección de aquel. Además, para impedir que los microorganismos infecten o reinfecten el canal radicular o los tejidos perirradiculares, el tratamiento finaliza con un sellado. Convencionalmente se ha tratado la infección endodóntica aplicando una solución irrigante desinfectante mediante una jeringa de irrigación (Rôças y Siqueira, 2010).

Las características del canal radicular aportan complejidad al tratamiento endodóntico, ya que dificultan el tratamiento mediante instrumentación y en algunos casos imposibilitan alcanzar la zona apical del canal radicular. Así, se ha observado que el irrigante solo alcanza una distancia de 2 mm desde la punta de la aguja de la jeringa. Esto permite la persistencia del biofilm en la zona apical y puede originar el fracaso del tratamiento, al sobrevivir las bacterias que se encuentran infectando esta parte más profunda.

El irrigante más comúnmente utilizado para la terapia endodóntica es el hipoclorito de sodio (NaOCl). El rango de concentraciones de NaOCl utilizado varía entre 0,5 y 6 % (Guivarc'h et al., 2017). El NaOCl presenta un gran poder desinfectante debido a sus propiedades antimicrobianas y capacidad para disolver tejidos, pero no es selectivo y a altas concentraciones puede producir efectos secundarios no deseados en el paciente.

Debido a que *E. faecalis* suele ser el causante del fracaso de los tratamientos de endodoncia, se han hecho múltiples estudios para evaluar alternativas a los métodos convencionales actualizados. Aunque normalmente las infecciones endodónticas son causadas por bacterias sésiles, muchas de las investigaciones se basan en bacterias en estado planctónico.

El fracaso del tratamiento endodóntico se explica por la persistencia de la infección microbiana en el canal radicular (Zancan et al., 2019). Los factores principales de este fracaso son la preparación químico-mecánica deficiente y el sellado inadecuado del canal radicular (Gergova et al., 2016).

Evidencia experimental del uso del láser para el tratamiento de las infecciones endodónticas

Para lograr una penetración adecuada del irrigante antimicrobiano y conseguir una correcta desinfección de la totalidad del canal radicular, así como disminuir la concentración de la solución irrigante, se han desarrollado recientemente metodologías alternativas al tratamiento endodóntico convencional. La activación del irrigante mediante láser (LAI) es una de las metodologías propuestas como coadyuvante en la terapia químico-mecánica convencional (Betancourt y Viñas, 2019).

Se han propuesto diversos modelos de infección endodóntica para poder determinar si el uso de LAI proporciona mejoras en el resultado del tratamiento endodóntico respecto a los métodos comúnmente utilizados. Estos modelos se han basado en canales radiculares artificiales (Betancourt et al., 2019), cortes de dentina de dientes de bovino infectados (Franzen et al., 2011), dientes humanos *ex vivo* (Arnabat et al., 2010; Betancourt et al., 2020; Christo et al., 2016) y cortes de dentina de canal radicular humano (Jurič et al., 2016), entre otros.

Uno de los temas de discusión que surge al explorar la actividad de diferentes antisépticos frente a un biofilm es la edad del biofilm a tratar. Este reacciona de forma distinta dependiendo de la fase en la que se encuentre. La mayoría de los estudios reportan resultados con biofilms de 24 o 48 h de formación (Licata et al., 2015; Gergova et al., 2016; Yavari et al., 2010). Sin embargo, es muy probable que en la clínica se traten biofilms mucho más maduros (de hasta 10 días o más). En este sentido, los estudios experimentales desarrollados con incubaciones bacterianas más prolongadas presentan características más relevantes gracias a la formación de biofilms maduros. Así, Betancourt et al. (2020) estudiaron biofilms de 10 días, imitando las condiciones naturales del patrón de colonización bacteriana en la dentina y en el interior de los túbulos dentinarios.

Referencias bibliográficas

- Anderson, A. C., Jonas, D., Huber, I., Karygianni, L., Wölber, J., Hellwig, E., Arweiler, N., Vach, K., Wittmer, A. y Al-Ahmad, A. (2016). *Enterococcus faecalis* from food, clinical specimens, and oral sites: prevalence of virulence factors in association with biofilm formation. *Front. Microbiol.*, 6, 1534.
- Arnabat, J., Escribano, C., Fenosa, A., Vinuesa, T., Gay-Escoda, C., Berini, L. y Viñas, M. (2010). Bactericidal activity of erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser in root canals. *Lasers Med. Sci.*, 25, 805-810.
- Betancourt, P. y Viñas, M. (2019). May laser be a key for endodontics? *J. Oral. Res.*, 8(5), 348-349.
- Betancourt, P., Merlos, A., Sierra, J. M., Arnabat-Dominguez, J. y Viñas, M. (2020). Er, Cr: YSGG laser-activated irrigation and passive ultrasonic irrigation: comparison of two strategies for root canal disinfection. *Photobiomodul. Photomed. Laser Surg.*, 38(2), 91-97.
- Betancourt, P., Merlos, A., Sierra, J. M., Camps-Font, O., Arnabat-Dominguez, J. y Viñas, M. (2019). Effectiveness of low concentration of sodium hypochlorite activated by Er, Cr: YSGG laser against *Enterococcus faecalis* biofilm. *Lasers Med. Sci.*, 34(2), 247-254.
- Christo, J. E., Zilm, P. S., Sullivan, T. y Cathro, P. R. (2016). Efficacy of low concentrations of sodium hypochlorite and low-powered Er, Cr: YSGG laser activated irrigation against an *Enterococcus faecalis* biofilm. *Int. Endod. J.*, 49, 279-286.
- De Paz, L. C. (2007). Redefining the persistent infection in root canals: possible role of biofilm communities. *J. Endod.*, 33(6), 652-662.
- Dewhirst, F. E., Chen, T., Izard, J., Paster, B. J., Tanner, A. C. R., Yu, W. H., Lakshmanan, A. y Wade, W. G. (2010). The human oral microbiome. *J. Bacteriol.*, 192(19), 5002-5017.
- Distel, J. W., Hatton, J. F. y Gillespie, M. J. (2002). Biofilm formation in medicated root canals. *J. Endod.*, 28(10), 689-693.
- Donlan, R. M. (2002). Biofilms: microbial life on surfaces. *Emerging Infectious Diseases*, 8(9), 881-890.
- Donlan, R. M. y Costerton, J. W. (2002). Biofilms: survival mechanisms of clinically relevant microorganisms. *Clin. Microbiol. Rev.*, 15(2), 167-193.
- Fisher, K. y Phillips, C. (2009). The ecology, epidemiology and virulence of *Enterococcus*. *Microbiology*, 155(6), 1749-1757.
- Franzen, R., Gutknecht, N., Falken, S., Heussen, N. y Meister, J. (2011). Bactericidal effect of a Nd: YAG laser on *Enterococcus faecalis* at pulse durations of 15 and 25 ms in dentine depths of 500 and 1,000 μm . *Lasers Med. Sci.*, 26, 95-101.
- Gergova, R. T., Gueorgieva, T., Dencheva-Garova, M. S., Krasteva-Panova, A. Z., Kalchinov, V., Mitov, I. y Kamenoff, J. (2016). Antimicrobial activity of

- different disinfection methods against biofilms in root canals. *J. Investig. Clin. Dent.*, 7(3), 254-262.
- Guivarc'h, M., Ordioni, U., Ahmed, H. M. A., Cohen, S., Catherine, J. H. y Bukiet, F. (2017). Sodium hypochlorite accident: a systematic review. *J. Endod.*, 43(1), 16-24.
- Hall-Stoodley, L., Costerton, J. W. y Stoodley, P. (2004). Bacterial biofilms: from the natural environment to infectious diseases. *Nature Reviews Microbiology*, 2(2), 95-108.
- Huang, R., Li, M. y Gregory, R. L. (2011). Bacterial interactions in dental biofilm. *Virulence*, 2(5), 435-444.
- Jurič, I. B., Plečko, V., Anić, I., Pleško, S., Jakovljević, S. y Rocca, J. P. (2016). Antimicrobial efficacy of photodynamic therapy, Nd: YAG laser and QMiX solution against *Enterococcus faecalis* biofilm. *Photodiagn. Photodyn. Ther.*, 13, 238-243.
- Kolenbrander, P. E., Palmer, R. J., Periasamy, S. y Jakubovics, N. S. (2010). Oral multispecies biofilm development and the key role of cell-cell distance. *Nature Reviews Microbiology*, 8(7), 471-480.
- Lamont, R. J., Koo, H. y Hajishengallis, G. (2018). The oral microbiota: dynamic communities and host interactions. *Nature Reviews Microbiology*, 16(12), 745-759.
- Licata, M. E., Albanese, A., Campisi, G., Geraci, D. M., Russo, R. y Gallina, G. (2015). Effectiveness of a new method of disinfecting the root canal, using Er, Cr: YSGG laser to kill *Enterococcus faecalis* in an infected tooth model. *Lasers. Med. Sci.*, 30, 707-712.
- Madhu, K. S. y Mathew, S. (2018). Review of microbiology of endodontics and molecular identification of microorganisms from endodontic infections. *Journal of Otolaryngology-ENT Research*, 10(6), 417-420.
- Mark Welch, J. L., Ramírez-Puebla, S. T. y Borisy, G. G. (2020). Oral microbiome geography: micron-scale habitat and niche. *Cell Host and Microbe*, 28(2), 160-168.
- Marsh, P. D. y Zaura, E. (2017). Dental biofilm: ecological interactions in health and disease. *J. Clin. Periodontol.*, 44, S12-S22.
- Rôças, I. N., Siqueira, J. F. y Santos, K. R. N. (2004). Association of *Enterococcus faecalis* with different forms of periradicular diseases. *J. Endod.*, 30, 315-320.
- Rôças, I. N. y Siqueira, J. F. (2010). Identification of bacteria enduring endodontic treatment procedures by a combined reverse transcriptase-polymerase chain reaction and reverse-capture checkerboard approach. *J. Endod.*, 36(1), 45-52.
- Rumbaugh, K. P. y Sauer, K. (2020). Biofilm dispersion. *Nature Reviews Microbiology*, 18(10), 571-586.
- Sánchez-Sanhueza, G., Bello-Toledo, H., González-Rocha, G., Gonçalves, A. T., Valenzuela, V. y Gallardo-Escárate, C. (2018). Metagenomic study of bacterial microbiota in persistent endodontic infections using next-generation sequencing. *Int. Endod. J.*, 51(12), 1336-1348.
- Sedghi, L., DiMassa, V., Harrington, A., Lynch, S. V. y Kapila, Y. L. (2021). The oral microbiome: role of key organisms and complex networks in oral health and disease. *Periodontology 2000*, 87(1), 107-131.
- Sharma, D., Misba, L. y Khan, A. U. (2019). Antibiotics versus biofilm: an emerging battleground in microbial communities. *Antimicrob. Resist. Infect. Control*, 8(1), 1-10.
- Siqueira J. F., Antunes, H. S., Pérez, A. R., Alves, F. R. F., Mdala, I., Silva, E. J. N. L., Belladonna, F. G. y Rôças, I. N. (2020). The apical root canal system of teeth with posttreatment apical periodontitis: correlating microbiologic, tomographic, and histopathologic findings. *J. Endod.*, 46(9), 1195-1203.
- Tennert, C., Fuhrmann, M., Wittmer, A., Karygianni, L., Altenburger, M. J., Pelz, K., Hellwig, E. y Al-Ahmad, A. (2014). New bacterial composition in primary and persistent/secondary endodontic infections with respect to clinical and radiographic findings. *J. Endod.*, 40(5), 670-677.
- Thomas, C., Minty, M., Vinel, A., Canceill, T., Loubières, P., Burcelin, R., Kaddech, M., Blasco-Baque, V. y Laurencin-Dalieux, S. (2021). Oral microbiota: a major player in the diagnosis of systemic diseases. *Diagnostics*, 11(8), 1-29.
- Tzanetakis, G. N., Azcarate-Peril, M. A., Zachaki, S., Panopoulos, P., Kontakiotis, E. G., Madianos, P. N. y Divaris, K. (2015). Comparison of bacterial community composition of primary and persistent endodontic infections using pyrosequencing. *J. Endod.*, 41(8), 1226-1233.
- Verderosa, A. D., Totsika, M. y Fairfull-Smith, K. E. (2019). Bacterial biofilm eradication agents: a current review. *Front. Chem.*, 7, 1-17.
- Wade, W. G. (2013). The oral microbiome in health and disease. *Pharmacol. Res.*, 69(1), 137-143.
- Wang, J., Jiang, Y., Chen, W., Zhu, C. y Liang, J. (2012). Bacterial flora and extraradicular biofilm associated with the apical segment of teeth with post-treatment apical periodontitis. *J. Endod.*, 38(7), 954-959.
- Yavari, H. R., Rahimi, S., Shani, S., Lotfi, M., Barhaghi, M. H., Fatemi, A. y Abdollahimi, M. (2010). Effect of Er, Cr: YSGG laser irradiation on *Enterococcus faecalis* in infected root canals. *Photomed. Laser. Surg.*, 28, S91-S96.

- Yoon, E. J. y Jeong, S. H. (2021). MALDI-TOF mass spectrometry technology as a tool for the rapid diagnosis of antimicrobial resistance in bacteria. *Antibiotics* (Basel), 10(8), 982.
- Zancan, R. F., Calefi, P. H. S., Borges, M. M. B., Lopes, M. R. M., De Andrade, F. B., Vivan, R. R. y Duarte, M. A. H. (2019). Antimicrobial activity of intracanal medications against both *Enterococcus faecalis* and *Candida albicans* biofilm. *Micros. Res. Tech.*, 82(5), 494-500.

CAPÍTULO 2

PRINCIPIOS Y FUNDAMENTOS DEL LÁSER

BREVE HISTORIA DEL LÁSER

Antonio España¹ y Pablo Betancourt²

Las primeras aportaciones a la historia del láser fueron las publicaciones de Albert Einstein (1879-1955) (figura 3.1) sobre el comportamiento de los electrones en el interior del átomo, basadas en los trabajos de Max Planck (1858-1947) (figura 3.2), y que constituyeron su estudio sobre el efecto fotoeléctrico. Los átomos son capaces de absorber o emitir luz, almacenando y liberando energía al modificar la posición de sus electrones.

Entre 1907 y 1915, Einstein desarrolló la teoría de la relatividad general, una teoría de campo clásica de la gravitación que proporciona la piedra angular de la astrofísica y la cosmología modernas. En 1917, Einstein publicó la idea del método de Einstein-Brillouin-Keller para encontrar la versión mecánica cuántica de un sistema clásico. El famoso modelo de Bohr del átomo de hidrógeno es un ejemplo simple, pero el método EBK también proporciona predicciones precisas para sistemas más complicados, como los cationes dinucleares H^2+ . En 1918, Einstein desarrolló una teoría general del proceso

¹ Máster en Aplicaciones del Láser en Odontología, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad de Barcelona, Barcelona, España.

² Laboratorio de Investigación en Endodoncia, Centro de Investigación en Ciencias Odontológicas, Departamento de Odontología Integral Adultos, Facultad de Odontología, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile.

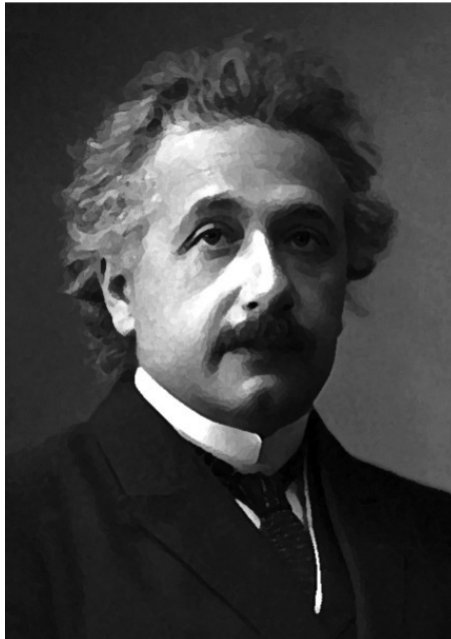


Figura 3.1. Albert Einstein
(Imagen: libre acceso).

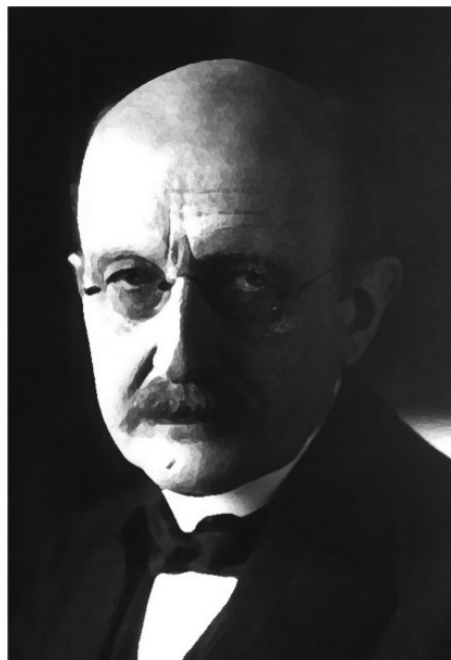


Figura 3.2. Max Planck
(Imagen: libre acceso).

por el cual los átomos emiten y absorben radiación electromagnética, que es la base de los láseres (emisión estimulada), y dio forma al desarrollo de la electrodinámica cuántica moderna, la teoría física mejor validada en la actualidad. Por regla general, los átomos son capaces de emitir ondas electromagnéticas de forma espontánea sin ninguna intervención externa. Einstein predijo la posibilidad de estimular los electrones del átomo para que emitiesen luz de una longitud de onda determinada. El estímulo lo proporcionaría una luz adicional de la misma longitud de onda. A pesar de que, en 1928, R. Ladenburg (1882-1952) verificó el pronóstico de Einstein, nadie pensó seriamente en construir un dispositivo basado en el fenómeno en cuestión hasta principios de los años cincuenta.

Recordemos que láser significa «amplificación de la luz por emisión estimulada de radiación» (sigla del inglés *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*). Einstein describió la emisión estimulada, pero para fabricar un láser se precisa también de una amplificación de dicha emisión estimulada.

La primera propuesta conocida para la amplificación de la emisión estimulada apareció en una solicitud de patente soviética en 1951, presentada por V. A. Fabrikant (1907-1991) y dos de sus alumnos. Sin embargo, dicha patente no se publicó hasta 1959 y, por consiguiente, no afectó a los demás investigadores. Fabrikant sigue siendo un misterio en la actualidad, uno de los olvidados en la ruta de la investigación del láser.

En 1953, Joseph Weber (1919-2000), de la Universidad de Maryland, propuso también la amplificación de la emisión estimulada y, al año siguiente, los rusos N. Básov (1922-2001) y A. Prokhorov (1916-2002) escribieron un artículo explorando mucho más a fondo el concepto. Desde entonces, Weber ha pasado a ser mejor conocido por sus investigaciones en otro campo, el de la detección de ondas de gravedad, basándose también en otra antigua idea de Albert Einstein. En 1915, Albert Einstein afirmó que algunos de los procesos más destructivos que ocurren en el universo provocan ondas gravitacionales. Se trata de ondulaciones en lo que vulgarmente se entiende por espacio, pero que para la física es el espacio-tiempo. El observatorio LIGO, en EE. UU., consiguió detectar por primera vez las ondulaciones en el tejido del espacio-tiempo, llamadas ondas gravitacionales. El descubrimiento confirma una predicción de la teoría de la relatividad de Einstein y abre una nueva vía para investigar el universo. La primera onda gravitacional observada se llama GW150914, y los científicos piensan que es fruto de la fusión de dos

agujeros negros. Las ondas gravitacionales fueron detectadas el 14 de septiembre de 2015 (a las 5:51 h en la costa este de EE. UU.) por los dos detectores gemelos del Observatorio por Interferometría Láser de Ondas Gravitacionales (LIGO, por su sigla en inglés), ubicados en Livingston (Louisiana) y Hanford (Washington, EE. UU.).

En 1951, Charles H. Townes (1915-2015) (figura 3.3), que por aquel entonces trabajaba con microondas, propuso las condiciones necesarias para amplificar la emisión estimulada de dichas ondas, tema que ofreció a James P. Gordon (1928-2013), recién licenciado de la Universidad de Columbia, como tesis doctoral. Tres años después pudieron construir, en Columbia, el primer máser (Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation), con la colaboración de H. Zeiger (1925-2011).

Durante los años siguientes proliferaron los máseres. Debido a que la física de estos era fascinante, el nuevo campo atrajo a numerosos investigadores, pero por desgracia se encontraron pocos usos para los aparatos en cuestión. Una de sus aplicaciones consiste en amplificar las señales que los radioastrónomos reciben del espacio lejano, y en las comunicaciones por medio de satélite. También se usan como medida de frecuencias en los relojes atómicos de ultraprecisión. Sin embargo, la gama de frecuencias que amplifica es excesivamente limitada para la mayoría de las aplicaciones electrónicas.



Figura 3.3. Charles Townes
(Imagen: libre acceso).



Figura 3.4. Arthur Schawlow
(Imagen: libre acceso).

Las limitaciones del máser en cuanto a sus posibles usos motivaron a la comunidad científica a investigar otras zonas del espectro electromagnético, en especial las longitudes de onda de la luz infrarroja y visible. La carrera por construir el primer láser había empezado. En septiembre de 1957, Townes esbozó un proyecto para la construcción de un máser óptico que emitiría luz visible. Townes se puso en contacto con su viejo amigo Arthur Schawlow (1921-1999) (figura 3.4), que había abandonado la Universidad de Columbia para trabajar en los laboratorios Bell y se había casado con su hermana, Aurelia Townes. Entre ambos desarrollaron un plan detallado para la construcción de un láser.

Un estudiante de doctorado de la Facultad de Física de la Universidad de Columbia, donde Townes ejercía como catedrático, llamado Gordon Gould (1920-2005) (figura 3.5), aunque no era su alumno, se inspiró en las ideas de este y en el máser, pero con la obsesión de construir un aparato que emitiera luz en lugar de microondas. En noviembre de 1957, transcurridos apenas dos meses desde que Townes hubiera esbozado su máser óptico, Gould comenzó a describir su propia idea para la construcción de un aparato semejante utilizando, al parecer por primera vez, el término láser. Prosiguió con la exposición de sus planes para la construcción de un láser y aprovechó la oportunidad para hacer proféticas declaraciones. Gould aseguró, antes de que lo hicieran otros pioneros del láser, que sería posible

conseguir densidades de potencia hasta entonces inalcanzables. Puntualizó que la segunda ley de la termodinámica no limitaba la potencia del láser. Dicha ley afirma que la temperatura de una superficie calentada por un haz procedente de una fuente de radiación térmica no puede exceder la temperatura de la fuente. Gould comprendió que el láser sería una fuente de luz no térmica y, por consiguiente, capaz de generar temperaturas muy superiores a la suya propia. En la práctica, esto significa que un láser que opere a temperatura ambiente es capaz de producir un haz que llegue a fundir el acero. Un haz de luz láser debidamente focalizado podría ser utilizado para generar una fusión termonuclear, pronosticó Gould en sus notas, además de afirmar que el láser podría emplearse para establecer comunicaciones con la luna.



Figura 3.5. Gordon Gould
(Imagen: libre acceso).

Tras completar sus notas, Gould intentó patentar el artilugio que había denominado láser, pero la oficina de patentes desestimó su trabajo por estar escrito a mano. Se dirigió con sus notas a un notario que, además, era propietario de una confitería en Nueva York, llamado Jack Gould, con quien no tenía parentesco alguno, para que certificase sus notas en calidad de testigo. Una reproducción de la primera página certificada del cuaderno de Gordon Gould se exhibe hoy en la Smithsonian Institution (Washington D. C.).

Gould, mal aconsejado por su abogado, decidió resumir sus ideas de forma más práctica para poder patentarlas, dilatando el asunto hasta abril de

1959. Mientras tanto, Townes y Schawlow sí que habían acudido a la oficina de patentes. Lo hicieron en el verano de 1958, a la vez que enviaban un detallado informe a la revista *Physical Review*, que se publicó en diciembre de 1958. Gould, además de no solicitar inmediatamente la patente correspondiente, cometió el error de no publicar sus planes para la construcción de un láser en alguna revista científica, práctica común entre científicos para ver reconocidas sus ideas originales.

Gould abandonó la Universidad de Columbia sin doctorarse y se fue con sus ideas a una pequeña empresa de Syosset, Nueva York, llamada TRG Inc. La TRG utilizó las ideas de Gould en una propuesta a la Agencia de Proyectos de Investigación Avanzados del Departamento de Defensa (ARPA), conocida posteriormente como Agencia de Proyectos de Investigación Avanzados de Defensa (DARPA). Lo que más le interesaba al ejército era el potencial calorífico del láser, y los planes de Gould para adaptar el láser a funciones bélicas. Las ideas de Gould causaron tal impacto en el Pentágono que, en 1959, este decidió otorgar un millón de dólares a la TRG en lugar de los 300 000 que la empresa había solicitado inicialmente.

Townes y Schawlow no contaron con tal ayuda por parte del Gobierno, y por consiguiente pudieron dedicarse a trabajar tranquilamente en el desarrollo del láser en la Universidad de Columbia y en los laboratorios Bell, respectivamente. Había también otros equipos que se esforzaban por construir un láser lo antes posible. Recordemos que, a pesar de que Townes, Schawlow y Gould habían solicitado patentes y elaborado varias detalladas propuestas, y de que algunos rusos habían hecho otro tanto, hacia fines de los años cincuenta nadie había construido en realidad ningún láser.

Un físico que trabajaba en la compañía aérea Hughes, en Malibú, California, llamado Theodore H. Maiman (1927-2007) (figura 3.6), investigando solo y sin ninguna ayuda gubernamental, construyó un pequeño artefacto que consistía en un cristal cilíndrico de rubí de aproximadamente un centímetro de diámetro, rodeado de una lámpara de espiral intermitente. Los extremos de la barra de rubí habían sido cubiertos con el fin de que actuaran como espejos, condición necesaria para la oscilación del láser. Cuando el cristal recibía ráfagas de luz de unas millonésimas de segundo de duración, producía breves pulsaciones de luz láser. El 7 de julio de 1960, Maiman comunicó a la prensa que había hecho funcionar el primer láser. Tan pequeño era el aparato, de unos escasos centímetros de longitud, que el encargado de relaciones públicas de la empresa Hughes no permitió que los periodistas

lo fotografarían. En su lugar, les ofreció la fotografía de otro artefacto que todavía no funcionaba, pero que resultaba más impresionante debido a su mayor tamaño.

Maiman realizó su demostración el 16 de mayo de 1960 y, como homenaje a su hallazgo, desde 2015 cada 16 de mayo se celebra el Día Internacional de la Luz, siguiendo la propuesta realizada durante la Conferencia General de la UNESCO de ese año.

El láser de Maiman producía una potente luz, pero duraba escasamente unas millonésimas de segundo por vez; además, correspondía a un extremo tan rojo del espectro luminoso que era casi invisible. Se precisaban delicados instrumentos para comprobar que los pulsos no eran simplemente fluorescentes, sino que correspondían a un tipo de luz nunca visto hasta entonces: la luz láser. La era del láser acababa de comenzar.



Figura 3.6. Theodore Maiman
(Imagen: libre acceso).

Lamentablemente, para los redactores de una de las más prestigiosas publicaciones en su campo, la *Physical Review Letters*, las implicaciones del descubrimiento de Maiman no resultaron evidentes en ese momento. Tras haber decidido en 1959 que los progresos en la física de los máseres ya no merecían ser publicados con urgencia (función primordial de la *Physical Review Letters*), optaron por rechazar el informe de Maiman.

La segunda publicación elegida por Maiman fue la prestigiosa —aunque menos especializada— revista británica *Nature*, que en 1960 se apresuró

a publicar el artículo de Maiman, que constaba de escasas 300 palabras y constituía, por consiguiente, el más sucinto informe jamás divulgado, considerando la talla del descubrimiento científico. A pesar de su brevedad, el artículo permitió que la hazaña de Maiman se replicara en varios laboratorios.

Después de estudiar el trabajo de Maiman, los demás investigadores dirigieron rápidamente su atención a la construcción de otros modelos de láseres. Al principio, el progreso era lento. Durante 1960 se construyó el primer láser de gas y dos nuevos modelos de cristal, uno de los cuales era de Schawlow. En 1961 se descubrieron dos nuevos tipos de láser, uno de ellos perteneciente al equipo de Gould de la TRG Inc. Al igual que el de Maiman, funcionaba por bombeo óptico, pero el material activo era vapor de cesio (un metal).

El verdadero auge comenzó en 1962, y para 1965 la actividad del láser había sido observada en mil longitudes de onda diferentes, y ello solo en los gases. Fueron muchos quienes, a partir del momento de su descubrimiento, comenzaron a estudiar las posibles aplicaciones de los láseres. Una de ellas consistía en calcular la distancia a la que se encontraban ciertos objetos, que los militares no tardaron en aprovechar para determinar la posición de los blancos. Los investigadores de los laboratorios Bell, entre otros, empezaron a estudiar su aplicación en el campo de las comunicaciones, como habían previsto Townes y Schawlow.

Pronto los pioneros del láser comenzaron a cubrirse de honores. En 1964, Townes, Basov y Prokhorov compartieron el Premio Nobel de Física. A Townes se le otorgó la patente del máser, que, puesto que cubría toda amplificación por emisión estimulada fuera cual fuese la longitud de onda, afectaba también al láser. Townes y Schawlow compartieron una patente básica sobre el láser (es decir, un artefacto que opera especialmente en longitudes de onda ópticas e infrarrojas). A Maiman se le otorgó una patente por su láser de rubí, y al fin consiguió hacerse con una suma considerable de dinero, al vender su participación en Korad Inc. a la Union Carbide Corporation.

Entretanto, Gordon Gould parecía haberse esfumado. Townes y Schawlow estaban en posesión de la patente que él esperaba conseguir, habiéndosele anticipado en casi nueve meses. Cuando intentó que se reconociesen sus derechos a la solicitud de 1959, se vio involucrado en cinco costosas y prolongadas acciones judiciales, propias del procedimiento utilizado por la Oficina de Patentes de Estados Unidos para determinar a quién corresponden los derechos de un invento determinado. En la primera de ellas,

Gould se estrelló contra la patente de Townes y Schawlow. Esencialmente, quedó desacreditado, y además se ganó la antipatía de numerosos miembros de la comunidad científica, debido al prestigio de los hombres a quienes se enfrentaba. A continuación, perdió otras dos batallas parecidas, pero ganó otras dos que, más adelante, constituirían las bases de las demás patentes que le otorgarían. A fin de cuentas, su compañía había pagado 300 000 dólares en gastos judiciales y la mayor parte de las solicitudes habían caído en el olvido. En 1977, recuperó de su compañía el derecho de sus patentes y comenzó a insistir en las solicitudes a título personal. Incapaz de seguir financiando sucesivas batallas legales, Gould cedió parte de sus derechos de patente a una agencia de licencias y patentes de Nueva York, llamada Refac Technology Development Corporation, a cambio de que la agencia se comprometiese a seguir tramitando las solicitudes.

Los esfuerzos de Refac se vieron coronados al fin por el éxito. El 11 de octubre de 1977 se le otorgó a Gould una patente relacionada con la técnica del bombeo óptico. En 1979, recibió una segunda patente que, al igual que la del bombeo óptico, hundía sus raíces en la solicitud de 1959 y cubría una amplia gama de aplicaciones del láser.

Frustrado por la falta de reconocimiento, Gould inició una batalla jurídica que se prolongaría durante décadas para obtener la aprobación de las 10 solicitudes de patentes presentadas por él en 1959. No obstante, debido a los grandes costes de las batallas legales, se vio obligado a renunciar al 80 % de los derechos de autor, en favor de las empresas que financiaron sus litigios. Ganó su primer juicio en 1977, pero no empezó a cobrar derechos de autor sino hasta 1988, cuando la Oficina de Patentes finalmente admitió su demanda por la invención del láser de bombeo óptico.

Cuando Gould recibió esta patente, el asombro fue enorme en la industria del láser. Las patentes de Townes y Schawlow acababan de caducar y los fabricantes de láseres creían que ya no se verían obligados a seguir pagando derechos por la utilización de conceptos básicos sobre el láser. Entre los afectados por las nuevas patentes se encontraban numerosos fabricantes de láseres industriales, así como otros de aplicaciones bélicas basados en el sistema de bombeo óptico, y cuando Refac les exigió el 5 %, manifestaron que no estaban dispuestos a aceptar la validez de las patentes en cuestión.

En el ejemplar de *Science* correspondiente al 3 de abril de 1981 apareció un informe de un grupo de científicos del Godard Space Flight Center de la NASA, encabezado por Michael Mumma, según el cual se había detectado

amplificación láser por bombeo óptico en la atmósfera de Marte. El equipo de Mumma descubrió que la luz del sol produce una inversión de población del dióxido de carbono a una altura de entre 75 y 90 km sobre la superficie de Marte, provocando emisión estimulada amplificada en la gama infrarroja. La Control Laser Corporation recibió la noticia con verdadero deleite, afirmando que el destello demostraba que la amplificación láser por bombeo óptico era un fenómeno natural y por consiguiente no patentable.

El objetivo de la Oficina de Patentes era denegar la concesión de más patentes a Gordon Gould, aunque finalmente, en 1985, la Corte Federal de Washington obligó a la oficina a concederle la del bombeo óptico, poniendo fin a una larga guerra. Al final de todo el proceso, Gould había obtenido cerca de 50 patentes, que le proporcionaron varios millones de dólares en beneficios.

En 2005, Gordon Gould murió con más de 50 patentes a su haber y con el proceso de investigación sobre el verdadero creador del término láser aún abierto, como lo sigue estando hasta hoy.

Bibliografía consultada

Bertolotti, M. (2005). *The history of the laser*. Institute of Physics Publishing.
Hecht, J. (2010). *Beam: the race to make the laser*. Oxford University Press.

PRINCIPIOS FÍSICOS DEL LÁSER

Antonio España,¹ Haitham Elafi Ebeid² y Pablo Betancourt³

En este capítulo abordaremos cuestiones referidas a los aspectos físicos del láser y su interacción con los tejidos biológicos.

A pesar de que a los odontólogos no nos gusta que nos hablen de conceptos físicos, estamos totalmente convencidos de que estos son indispensables para la mejor comprensión de lo que se puede y no se puede hacer con una unidad láser.

Seguramente, el lector no se dará cuenta de la importancia de los conceptos que exponemos a continuación, hasta que se encuentre con algún artículo científico que indique los parámetros utilizados y quiera replicarlos.

Componentes de un emisor láser

El proceso de emisión estimulada es la base de la formación de un haz de luz láser (figura 4.1). Para lograrlo, necesitamos:

1 Máster en Aplicaciones del Láser en Odontología, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad de Barcelona, Barcelona, España.

2 Máster en Aplicaciones del Láser en Odontología, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad de Barcelona, España.

3 Laboratorio de Investigación en Endodoncia, Centro de Investigación en Ciencias Odontológicas, Departamento de Odontología Integral Adultos, Facultad de Odontología, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile.

1. Medio activo

Entendemos como medio activo un conjunto de átomos o moléculas que podamos excitar, es decir, que sean capaces de pasar de su estado fundamental a un estado de excitación.

El medio activo puede encontrarse en cualquier estado de la materia: sólido, líquido, gaseoso o plasmático. Este condiciona las posibles longitudes de onda que podrá emitir el láser. Esas longitudes de onda están determinadas por las transiciones específicas entre los niveles de energía de los átomos o moléculas del material en cuestión.

Para la producción de un haz de luz láser se requiere que el medio activo esté en estado de excitación; así, tras la obtención de un fotón por emisión espontánea, se puede conseguir un efecto en cadena, favoreciendo la liberación de fotones con idénticas características témporo-espaciales. Habitualmente, cualquier medio posee más átomos en estado fundamental que en estado de excitación. Cuando existen más átomos en estado de excitación que en estado fundamental hablamos de inversión de población.

2. Sistema de bombeo

Para conseguir y mantener una inversión de población se requiere un aporte energético. La energía suministrada será absorbida por los átomos o moléculas del medio activo, produciéndose la inversión de población. Este aporte externo de energía recibe el nombre de sistema de bombeo, y es indispensable para la formación del haz láser.

Existen diversos sistemas de bombeo. De forma simplificada, pueden dividirse en:

- Bombeo óptico (por ejemplo: láser de rubí), en el cual se emplea una fuente luminosa (del tipo lámpara de *flash* de xenón u otro láser), generalmente de menor longitud de onda.
- Bombeo eléctrico, cuyo fundamento es hacer pasar una corriente eléctrica a través del material activo, habitualmente un gas (láser de He-Ne, por ejemplo), o a través de la unión PN de un semiconductor (por ejemplo: láser de As-Ga).
- Bombeo químico, basado en la energía liberada por la creación y ruptura de enlaces químicos (por ejemplo, láser de flúor-hidrógeno).

3. Resonador óptico

Una vez creada y mantenida la inversión de población en el medio activo, lo que completa el proceso de producción del láser es el empleo de un resonador óptico. El resonador —basado en el interferómetro de Fabry-Pérot, y también llamado cavidad óptica o cavidad de resonancia— está compuesto por dos espejos perfectamente paralelos, uno en cada extremo del material activo, uno de los cuales es totalmente reflectante y el otro es parcialmente reflectante.

El láser está construido de forma que el haz de radiación, al reflejarse, pase sucesivas veces por el medio activo; de este modo, el número de fotones emitidos se amplifica con cada pasada. El espejo parcialmente reflectante permite que parte del haz salga de la cavidad.

La cavidad resonante permite alcanzar tres objetivos esenciales:

- Aprovechar al máximo la inversión de población.
- Realizar la amplificación en una única dirección.
- Lograr la predominante monocromaticidad de la emisión.

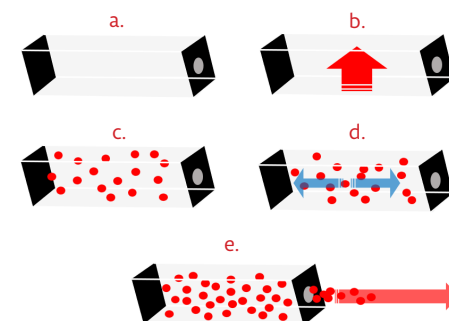


Figura 4.1. Proceso de amplificación de luz por emisión estimulada:

- Cavidad de resonancia óptica o resonador óptico. El medio activo se coloca dentro de la cavidad óptica. Hay dos espejos completamente paralelos. El espejo del lado izquierdo es 100 % reflectante y el del derecho es parcialmente reflectante.
- El sistema de bombeo suministra energía al medio activo para obtener la inversión poblacional.
- Inmediatamente después de que la energía ha sido absorbida por el medio activo, comienza la emisión espontánea en cualquier dirección.
- Los fotones liberados en una dirección no perpendicular a uno de los espejos rebotan y salen de la cavidad óptica. Después de un corto período de tiempo, solo sobreviven aquellos fotones con una dirección perpendicular a los espejos. En su camino, estos fotones favorecen la emisión estimulada de nuevos fotones tras chocar con átomos o moléculas excitados. Por lo tanto, la radiación se amplifica.
- El rayo láser aparece cuando la cavidad óptica contiene altos niveles de radiación (Ilustración: Dr. Elafifi).

4. Espectro electromagnético

Se denomina espectro electromagnético a la distribución energética del conjunto de las ondas electromagnéticas.

El espectro electromagnético se extiende desde la radiación de menor longitud de onda, como los rayos gamma y los rayos X, pasando por la luz ultravioleta, la luz visible y los rayos infrarrojos, hasta las ondas electromagnéticas de mayor longitud de onda, como las ondas de radio. Se cree que el límite para la longitud de onda más pequeña posible es la longitud de Planck, mientras que el límite máximo sería el tamaño del universo, si bien en términos formales el espectro electromagnético es infinito y continuo.

De mayor a menor longitud de onda, podemos dividir el espectro en (figura 4.2):

- Ondas de radio
- Microondas
- Infrarrojo
- Luz visible
- Ultravioleta
- Rayos X
- Rayos Gamma

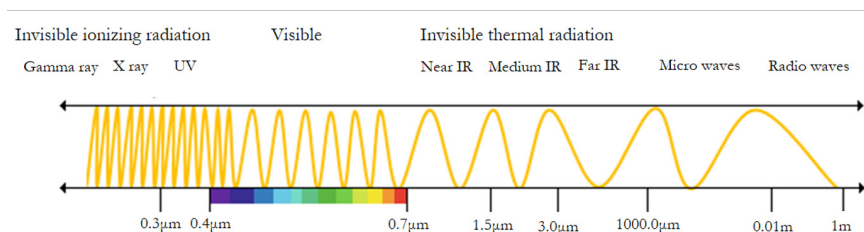


Figura 4.2. El espectro electromagnético se puede ordenar desde la longitud de onda más larga y la energía más baja, hasta la longitud de onda más corta y la energía más alta, comenzando por las ondas de radio, microondas, infrarrojos, ondas visibles, ultravioleta, rayos X, y terminando con rayos gamma. Alcance del láser: los láseres operan dentro de un rango específico en el espectro electromagnético, incluidas las longitudes de onda ultravioleta, visible e infrarroja. Luz visible: un ojo humano típico responderá a longitudes de onda de aproximadamente 400 a 700 nm (Imagen: Dr. Betancourt).

Propiedades de la luz láser

La luz láser tiene varias propiedades que, en conjunto, hacen que los láseres sean útiles (figura 4.3).

• Monocromaticidad

La luz láser es altamente monocromática.

La luz del sol, o de una ampolla o bombilla, generalmente se ve como blanca y contiene muchas longitudes de onda de luz (adquiere una apariencia coloreada al pasar por un prisma). La luz láser, por su parte, es generalmente monocromática, es decir, contiene una longitud de onda de luz específica. Esta longitud de onda puede verse como un solo color intenso (rojo, azul, verde o amarillo, etc., según el láser) o ser invisible (ultravioleta o infrarrojo). Los láseres pueden producir, y lo hacen, más de un color, pero estos colores son longitudes de onda de luz individuales discretas, a diferencia del amplio espectro de luz solar o fluorescente.

• Coherencia

La luz láser es muy coherente.

Las longitudes de onda de la luz láser se pueden considerar organizadas. Los fotones de la luz láser se mueven todos al mismo tiempo, como en una coreografía muy sincronizada. La luz de una ampolla o bombilla, por ejemplo, tiene longitudes de onda que no están tan organizadas, y la mayoría de las ondas de los fotones viajan caóticamente, interfiriendo entre sí. Es esta propiedad coherente y organizada de la luz láser la que le permite entregar una gran cantidad de energía en un rayo pequeño. En el caso de los láseres visibles, esto hace que el rayo de luz sea muy brillante e intenso.

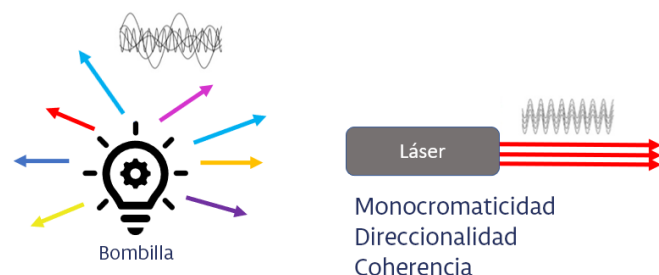


Figura 4.3.
 Monocromaticidad: la luz blanca se compone de todas las longitudes de onda del espectro visible, mientras que la luz láser tiene una sola longitud de onda.
 Coherencia: la luz normal no tiene coherencia temporal y espacial. Los LED son monocromáticos pero no tienen coherencia temporal y espacial.
 Direccionalidad: el láser funciona como un punto de emisión de luz en cualquier dirección del espacio (Imagen: Dr. Elafifi).

• Direccionalidad

La luz láser es altamente direccional.

Debido a la forma en que se produce, el rayo de luz láser es muy pequeño, estrecho y brillante. Los fotones dentro de él viajan casi exactamente paralelos entre sí. Por ejemplo, si una linterna y un rayo láser apuntaran a un edificio al otro lado de la calle, el rayo de la linterna aparecería de varios metros de ancho, mientras que el radio del rayo láser tendría apenas unos milímetros.

Distribución de la energía

La luz láser cumple las leyes de la óptica. Las ondas de luz en todo el espectro electromagnético se comportan de manera similar. Cuando una onda de luz encuentra un objeto, se transmite, refleja, refracta, difracta, dispersa o absorbe según la composición del objeto y la longitud de onda de la luz (figura 4.4).

a. Transmisión

Proceso por el cual la luz viaja a través de un medio sin ser absorbida o dispersada.

La reflexión y la transmisión de ondas de luz se producen porque las frecuencias de las ondas no coinciden con las frecuencias naturales de vibración de los objetos. Cuando las ondas de luz de estas frecuencias golpean un objeto, los electrones de los átomos del objeto comienzan a vibrar. Pero en lugar de vibrar en resonancia a una gran amplitud, los electrones vibran durante breves períodos de tiempo con pequeñas amplitudes de vibración; luego, la energía se vuelve a emitir como una onda de luz.

Si el objeto es transparente, las vibraciones de los electrones se transmiten a los átomos vecinos a través de la mayor parte del material y se vuelven a emitir en el lado opuesto del objeto. Se dice que tales frecuencias de ondas de luz se transmiten. Si el objeto es opaco, las vibraciones de los electrones no pasan de un átomo a otro a través de la mayor parte del material. Más bien, los electrones de los átomos en la superficie del material vibran durante cortos períodos de tiempo y luego reemiten la energía como una onda de luz reflejada. Se dice que estas frecuencias de luz se reflejan.

b. Reflexión

La reflexión se produce cuando la luz incidente (luz entrante) golpea un objeto y rebota. Las superficies muy lisas como, por ejemplo, los espejos, reflejan casi toda la luz incidente.

El color de un objeto está determinado, en realidad, por las longitudes de onda de la luz reflejada; todas las demás longitudes de onda se absorben. El color, en este caso, se refiere a las diferentes longitudes de onda de luz del espectro de luz visible que nuestros ojos son capaces de percibir. La composición física y química de la materia determina qué longitud de onda (o color) se refleja (o percibe).

Cuando existe una superficie irregular, se puede obtener una reflexión especular si la longitud de onda del láser es mayor que el tamaño de la irregularidad. Si la longitud de onda es menor que el tamaño de las irregularidades, el haz se refleja de forma difusa.

c. Refracción

La refracción se produce cuando las ondas de luz cambian de dirección a medida que pasan de un medio a otro. La luz viaja más lentamente en el aire que en el vacío, y todavía más lento en el agua. A medida que la luz pasa de un medio a otro, el cambio de velocidad altera la dirección del haz. Las diferentes longitudes de onda de luz se ralentizan a diferentes velocidades, lo que hace que se inclinen en diferentes ángulos. Por ejemplo, cuando el espectro de luz visible viaja a través del cristal de un prisma, las longitudes de onda se separan en los colores del arcoíris.

d. Difracción

La difracción es la reflexión y propagación de ondas alrededor de un obstáculo. Es más pronunciada cuando una onda de luz golpea un objeto con un tamaño comparable a su propia longitud de onda. Un instrumento llamado espectrómetro usa la difracción para separar la luz en un rango de longitudes de onda: un espectro. En el caso de la luz visible, la separación de longitudes de onda a través de la difracción da como resultado un arcoíris.

e. Dispersión

La dispersión ocurre cuando la luz rebota en un objeto en una variedad de direcciones. La cantidad de dispersión depende de la longitud de onda de la luz y del tamaño y estructura del objeto.

El color azul del cielo se debe a este comportamiento. A medida que se acerca a la superficie de la Tierra, la luz de longitudes de onda más cortas (azul y violeta) es dispersada por el nitrógeno y el oxígeno presentes en la atmósfera, mientras que las longitudes de onda de luz más largas (roja y amarilla) se transmiten. Esta dispersión de luz en longitudes de onda más cortas ilumina los cielos con luz del extremo azul y violeta del espectro visible. Aunque el violeta se dispersa más que el azul, el cielo nos parece azul porque nuestros ojos son más sensibles a la luz de este color.

f. Absorción

La absorción ocurre cuando los fotones de la luz incidente golpean átomos y moléculas y los hacen vibrar. Cuanto más se mueven y vibran las moléculas de un objeto, más caliente se vuelve este. A continuación, el objeto emite este calor en forma de energía térmica.

Algunos objetos, debido a sus propiedades ópticas, como los objetos de colores más oscuros, absorben más energía de luz incidente que otros. Por ejemplo, el pavimento negro absorbe la mayor parte de la energía visible y ultravioleta, y refleja muy poca, mientras que una vereda o acera de hormigón de color claro refleja más energía de la que absorbe. Por lo tanto, en un día bochornoso de verano, el pavimento negro será más caluroso que la acera. Los fotones rebotan durante este proceso de absorción y pierden energía en numerosas moléculas a lo largo del camino. Esta energía térmica luego se irradia en forma de energía infrarroja de longitud de onda más larga.

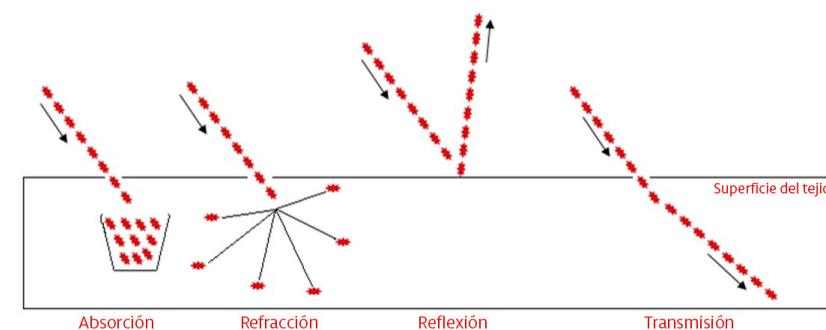


Figura 4.4. Al interactuar con la materia, la luz puede transmitirse, reflejarse, refractarse, difractarse, dispersarse o absorberse, según la composición del objeto y la longitud de onda de la luz emitida (Imagen: Dr. Betancourt).

Interacción láser/tejido

Cuando la luz láser incide en la superficie de un tejido, puede transmitirse, reflejarse, refractarse, difractarse, dispersarse o absorberse. La intensidad fraccional que entra en estos diferentes procesos depende de las propiedades ópticas del tejido (como su reflectividad, coeficientes de dispersión y absorción, tamaño de partícula), así como de los parámetros del láser (como

longitud de onda, energía por pulso o potencia, duración del pulso, y modo de operación y superficie donde se aplica).

a. Mecanismos de absorción

Los estados de energía de las moléculas se cuantifican; por lo tanto, la absorción de un fotón tiene lugar solo cuando su energía ($E = h\nu$) corresponde a la diferencia de energía entre dichos estados cuantificados.

La absorción de un fotón por un cromóforo provoca un cambio cuantificado en la distancia entre cargas (transición electrónica, espectro ultravioleta o visible) o un cambio cuantificado de los modos vibratorios de la molécula (transición vibratoria, infrarrojo cercano).

Los componentes moleculares absorbentes más importantes de los tejidos de la cavidad oral, para láseres visibles e infrarrojo cercano, son: agua, hemoglobina e hidroxiapatita.

En la región del infrarrojo cercano e infrarrojo medio, la absorción tisular está dominada por la absorción de agua, con un pico máximo a una longitud de onda de 2,94 μm . El coeficiente μ_a (cm^{-1}) caracteriza la absorción. La inversa, $1/\mu_a$, define la profundidad de penetración (camino libre medio) en el medio absorbente.

La presencia de cromóforos y la longitud de onda del láser también permiten encontrar longitudes de onda que no sean bien absorbidas, con lo cual la penetración del rayo resulta mucho mayor. Este es el caso de los láseres terapéuticos, cuya longitud de onda oscila entre los 625 nm (rojo) hasta los 1200 nm. Son láseres que poseen una gran penetración.

La figura 4.5 muestra cuatro cromóforos importantes para entender, desde el punto de vista físico, la absorción que sufre la energía por parte de ellos, dependiendo de su longitud de onda (λ). El gráfico es de tipo logarítmico, de forma que 10^0 (eje de ordenadas) corresponde a la unidad. De la misma forma, las longitudes de onda se representan en la escala logarítmica en el eje de las abscisas.

Si observamos el gráfico podemos ver que la longitud de onda del láser de Er: YAG ($\lambda = 2940$ nm) coincide con el pico de máxima absorción por parte del agua. Esto quiere decir que los tejidos ricos en agua ofrecerán una gran absorción a dicha longitud de onda, lo cual se traduce en una gran eficiencia de la energía suministrada.

Siguiendo con el mismo gráfico podemos apreciar que la absorción del láser de Nd: YAG por parte del agua es inferior a $0,2 \mu\text{a}/\text{cm}^{-1}$, es decir, el agua

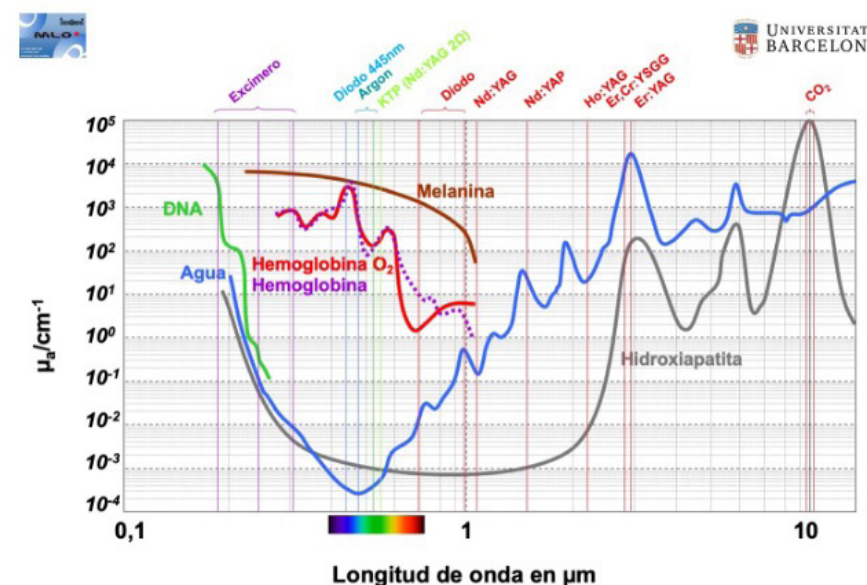


Figura 4.5. Gráfico logarítmico de absorción, según la longitud de onda del láser y algunos cromóforos (Imagen: Dr. España).

absorbe muy poco la energía de dicho láser, mientras que la hemoglobina oxigenada tiene una absorción aproximada de $8 \mu\text{a}/\text{cm}^{-1}$, la melanina, de $60 \mu\text{a}/\text{cm}^{-1}$, y la hidroxiapatita, por debajo de $0,001 \mu\text{a}/\text{cm}^{-1}$.

La interpretación del gráfico de absorción nos ayuda a entender la efectividad de la energía que suministramos en función de la longitud de onda (λ) del láser utilizado y del cromóforo presente en el tejido.

Láseres cercanos en longitud de onda pueden no presentar tasas de absorción parecidas, como, por ejemplo, el láser de Er: YAG y el láser de Er, Cr: YSGG, que, pese a ser ambos muy absorbidos por el agua, el primero posee un coeficiente de absorción casi un 400 % mayor que el segundo.

b. Efectos de absorción

La absorción es la interacción más importante. Cada longitud de onda tiene cromóforos específicos que absorben su energía. Esta energía absorbida se convierte en energía térmica y/o mecánica que se utiliza para

realizar el trabajo deseado. Los láseres del infrarrojo cercano, como los láseres de diodo y el de Nd: YAG, son absorbidos principalmente por pigmentos como la hemoglobina y la melanina. Los láseres de erbio y CO₂ son absorbidos predominantemente por el agua y la hidroxiapatita. Las longitudes de onda más cortas del infrarrojo cercano, de los láseres de diodo y del de Nd: YAG, también penetran más profundamente en el tejido que las longitudes de onda del infrarrojo medio más largas, de los láseres de erbio y CO₂.

Hay cinco tipos importantes de efectos biológicos que pueden ocurrir una vez que los fotones del láser ingresan al tejido: fluorescencia, fototerapia, fotodisrupción, fotoquímica y fotobiomodulación.

La fluorescencia es la emisión de luz por una sustancia que ha absorbido luz u otra radiación electromagnética. Es una forma de luminiscencia. En la mayoría de los casos, la luz emitida tiene una longitud de onda más larga y, por lo tanto, una energía más baja que la radiación absorbida.

Los efectos fototérmicos ocurren cuando los cromóforos absorben la energía del láser y se genera calor. Este calor se utiliza para realizar trabajos como hacer una incisión en el tejido o coagular la sangre. Las interacciones fototérmicas predominan cuando la mayoría de los procedimientos de tejidos blandos se realizan con láseres de aplicación odontológica. La ablación fototérmica también se produce cuando se utilizan láseres de CO₂ en los tejidos dentales, ya que el tejido duro se vaporiza durante la irradiación. Al generar calor durante estos procedimientos, se debe tener mucho cuidado con el fin de evitar daños térmicos en los tejidos.

Los efectos fotodisruptivos (o fotoacústicos) pueden ser un poco más difíciles de entender. Los tejidos duros se eliminan mediante un proceso conocido como ablación fotodisruptiva. Las ráfagas de luz láser de pulsos cortos con una potencia extremadamente alta interactúan con el agua del tejido y de la pieza de mano, lo que provoca una rápida expansión térmica de las moléculas de agua. Esto genera una onda de choque acústica termomecánica que es capaz de romper el esmalte y las matrices óseas de manera bastante eficiente. La alta eficiencia de ablación de los láseres de erbio es el resultado de estas microexplosiones de agua tisular sobrecalentada que absorbe predominantemente la energía del láser. Por lo tanto, el diente y el hueso no se vaporizan, sino que se pulverizan mediante un proceso de ablación fotomecánica. Esta onda de choque crea el distintivo sonido de estallido que se escucha durante el uso del láser de erbio. El daño térmico

es muy poco probable, ya que, usado correctamente y, en particular, considerando el concepto de relajación térmica, este láser casi no genera calor residual.

Las reacciones fotoquímicas ocurren cuando la energía de los fotones provoca una reacción química. Estas reacciones están implicadas en algunos de los efectos beneficiosos de la fotobiomodulación (figura 4.6).

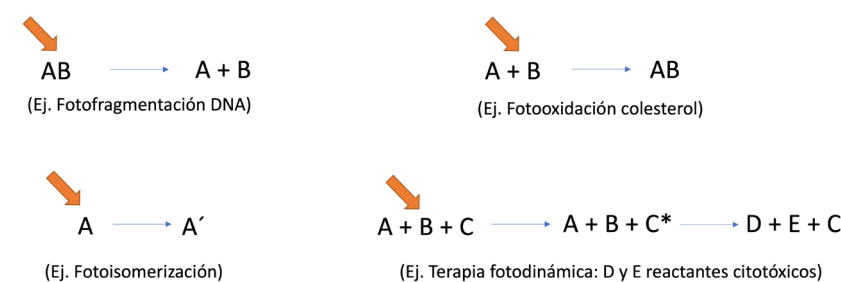


Figura 4.6. Interacción fotoquímica: la radiación absorbida induce reacciones químicas (por ejemplo, fotosíntesis). Ejemplos de reacción fotoquímica. Potencia de baja densidad ($\approx 1 \text{ W/cm}^2$) y tiempos de exposición prolongados ($> 1 \text{ s} - \text{CW}$). Longitud de onda: UV cercano, visible e IR cercano (alta penetración óptica), sin interacción térmica acumulativa (Imagen: Dr. Betancourt).

La fotobiomodulación se refiere a la capacidad del láser para acelerar la curación, aumentar la circulación, reducir el edema y minimizar el dolor. Muchos estudios han mostrado efectos como el aumento de la síntesis de colágeno, proliferación de fibroblastos, aumento de la osteogénesis, aumento de la fagocitosis de leucocitos y similares, con diversas longitudes de onda. El mecanismo exacto de estos efectos no está claro, pero se teoriza que ocurren principalmente a través de interacciones fotoquímicas y fotobiológicas dentro de la matriz celular y las mitocondrias.

Tipos de láser

Existen diferentes tipos de láser que pueden ser utilizados en odontología, algunos de ellos encuentran sus indicaciones de uso en diferentes subespecialidades del ámbito odontológico, y el láser, como tal, puede considerarse una herramienta con aplicación transversal en la odontología moderna.

Clasificación de los láseres:

Láseres de baja potencia (<0,5 W):

- He, Ne
- Diodo semiconductor
- As, Ga
- As, Ga, Al
- InGaAlP

Láseres de alta potencia:

- Argón
- Nd: YAG KTP
- Diodo (con gran variedad de longitudes de onda)
- Nd: YAG
- Nd: YAP
- Ho: YAG
- Er, Cr: YSGG
- Er: YAG
- CO₂ (entre 9300 nm y 10 600 nm)

Modos de emisión

Si atendemos a su forma de emisión, los láseres pueden clasificarse en continuos y pulsados; es decir, existen láseres que emiten en modo continuo y láseres que emiten en modo pulsado. Así, existen láseres de alta potencia que emiten en modo continuo, como el láser de CO₂, y otros que emiten en modo pulsado, como por ejemplo el láser de Er: YAG o el de Er, Cr: YSGG (figura 4.7).

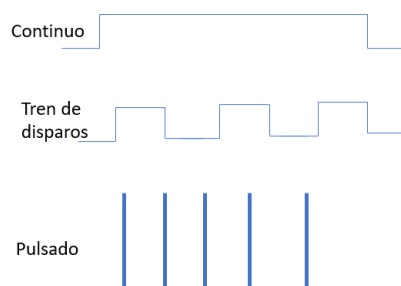


Figura 4.7. Formas de emisión de láser (Imagen: Dr. Elafifi).

Por regla general, los láseres que emiten en modo continuo nos permiten ajustar la potencia (medida en vatios: W). Se puede trabajar en modo tren de disparos.

Los láseres que trabajan en modo pulsado, nos permiten ajustar la energía por pulso (medida en milijulios) y el número de pulsos por segundo (medido en hercios: Hz).

Los láseres que emiten en continuo, como el láser de diodo y el de CO₂, permiten ajustar el tiempo mínimo de emisión (como si fueran pulsos), pero cuando emiten lo hacen a la potencia seleccionada. En el caso de los láseres pulsados, el pulso tiene una duración concreta y, si bien hay láseres pulsados que permiten escoger entre un pulso más corto o más largo, no podemos modificar su duración. Cuando un láser pulsado está emitiendo, su potencia instantánea es muy alta, si bien al calcular su potencia media pueden resultar valores relativamente bajos.

Efectos biológicos del láser

Los efectos biológicos de la acción del láser dependen de varios factores. El efecto que la luz láser tendrá sobre un tejido dependerá de su absorción: si no es absorbido, su efecto será nulo. Por otro lado, si es muy absorbido, la energía de la luz se transformará en otro tipo de energía, con el consecuente efecto físico.

Los dos principales factores a tener en cuenta son:

- Longitud de onda del láser
- Características ópticas del tejido

Evidentemente, la cantidad de energía liberada por unidad de tiempo y superficie, denominada densidad de potencia, también será importante en la valoración de los efectos de una luz láser. La misma cantidad de energía, liberada en el mismo espacio de tiempo, tendrá efectos diferentes según la superficie donde la apliquemos.

Los efectos más comunes en la interacción láser-materia son (figura 4.8):

- Fototérmico
- Fotoquímico
- Fotomecánico
- Fotoeléctrico

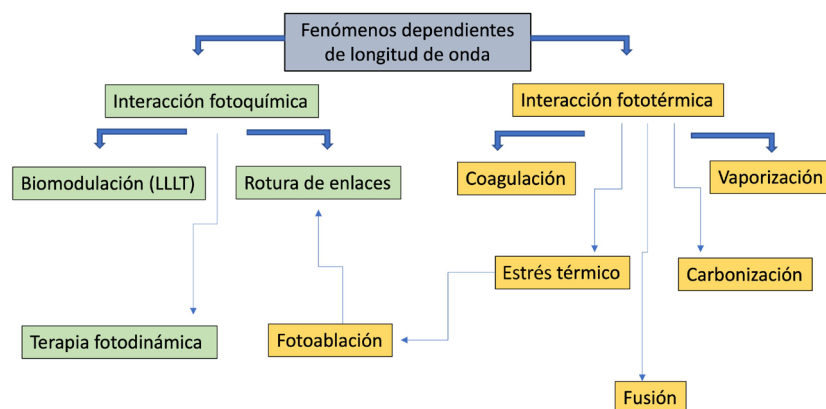


Figura 4.8. Mecanismos dependientes de la longitud de onda y densidad de potencia (Imagen: Dr. Betancourt).

Los láseres de alta potencia usados en odontología emiten en el infrarrojo, a excepción del láser de argón y el de Nd: YAG KTP, que emiten en la franja visible del espectro electromagnético. Todos ellos basan su acción en el efecto fototérmico. A pesar de ello, en mayor o en menor grado, se suceden todos los efectos, pudiendo obtenerse diferentes tipos de interacción láser-tejido:

- Fotocoagulación
- Ablación fototérmica
- Ablación fotoquímica
- Fotodisrupción
- Interacciones fotoquímicas (no ablativas)

Según la temperatura que alcance el tejido diana, se producirán diferentes alteraciones térmicas que van desde un ligero calentamiento (a veces subclínico) hasta la carbonización de la materia orgánica.

Sabiendo cómo actúa el láser que queremos utilizar y cómo controlar el efecto térmico, podremos establecer las pautas de tratamiento. Hay que recordar que el efecto térmico derivado del uso de los láseres puede lesionar estructuras vecinas si no se respetan los parámetros de emisión. Los tejidos

vivos son malos disipadores del calor, lo que da lugar a un efecto térmico acumulativo. A este respecto, hay longitudes de onda que comportan mayor peligro.

Si utilizamos un láser bien absorbido por el agua presente en los tejidos, y en función de la densidad de potencia, podemos conseguir desde un efecto de corte, cuando la superficie de aplicación es mínima, hasta un efecto térmico casi despreciable, cuando la superficie de aplicación es máxima.

El efecto de corte sobre los tejidos vivos puede ir acompañado de un efecto hemostático según la longitud de onda del láser y el tiempo de aplicación. Los vasos que pueden quedar sellados por la acción de los láseres con efecto térmico son los de calibre igual o inferior a 0,5 mm de diámetro. A este respecto, podemos observar en la clínica la normal hemorragia de los tejidos, cuando utilizamos el láser (por ejemplo, el de Er: YAG) como bisturí.

Cuando utilizamos láseres con marcado efecto térmico como fotobisturí, la colocación de puntos de sutura no suele ser necesaria. Ello favorece que los fibroblastos se distribuyan libremente siguiendo las líneas de tensión propias del tejido a reparar, disminuyendo el volumen del tejido cicatricial y consiguiendo cicatrices con alta calidad estética.

Si bien es cierto que el uso de la mayoría de los láseres de alta potencia comporta postoperatorios confortables, los mecanismos que intervienen en estos procesos no son bien conocidos.

Penetración de la luz láser

La profundidad de penetración es la medida con que la luz o cualquier radiación electromagnética pueden penetrar en un material. Se define como la profundidad a la que la intensidad de la radiación dentro del material cae a $1/e$ (aproximadamente un 37 %) (e = número de Euler) de su valor original en (o, más correctamente, justo debajo de) la superficie.

Cuando la radiación electromagnética incide en la superficie de un material, una parte de ella se reflejará (parcialmente) desde esa superficie y otra se transmitirá al material formando un campo. Este campo electromagnético interactúa con los átomos y electrones del interior del material. Dependiendo de la naturaleza del material, el campo electromagnético puede viajar muy lejos en el material o puede desaparecer muy rápidamente. Para un material dado, la profundidad de penetración será generalmente una función de la longitud de onda.

Según la ley de Beer-Lambert (también conocida como ley de Beer, ley de Lambert-Beer o ley de Beer-Lambert-Bouguer, que relaciona la atenuación de la luz con las propiedades del material a través del cual ella viaja), la intensidad de una onda electromagnética, dentro de un material, cae exponencialmente desde la superficie del mismo (figura 4.9).

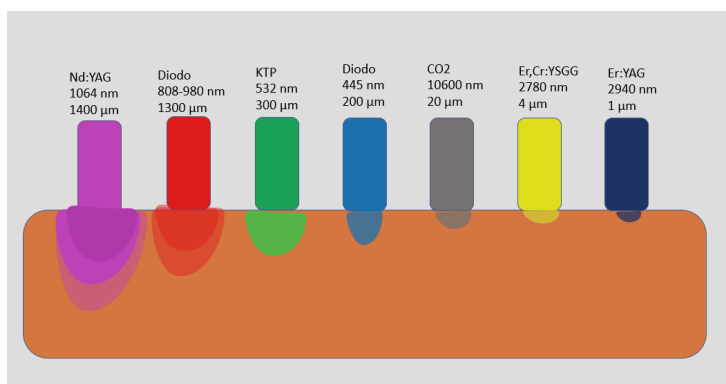


Figura 4.9. Penetración y daño térmico lateral de diferentes longitudes de onda de láser dentro de la mucosa. Estos efectos varían según la densidad de potencia y el tiempo de emisión utilizados. Los láseres más absorbidos son los que menor penetración presentan (Imagen: Dr. Elafifi).

En otras palabras, la profundidad de penetración no describe más que la desintegración de las ondas electromagnéticas dentro de un material. La definición anterior se refiere a la profundidad a la que la intensidad o potencia del campo decae a $1/e$ de su valor de superficie. En muchos contextos, uno se concentra en las cantidades de campo mismas: los campos eléctricos y magnéticos en el caso de las ondas electromagnéticas. Dado que la potencia de una onda en un medio particular es proporcional al cuadrado de una cantidad de campo, se puede hablar de una profundidad de penetración en la que la magnitud del campo eléctrico (o magnético) ha decaído a $1/e$ de su valor de superficie y, en ese punto, la potencia de la onda ha disminuido a $1/e^2$ o aproximadamente el 13 % de su valor de superficie.

La constante de atenuación de una onda electromagnética con incidencia normal en un material también es proporcional a la parte imaginaria del índice de refracción n del material.

También hay que tener en cuenta que solo estamos especificando la caída del campo, que puede deberse a la absorción de la energía electromagnética en un medio con pérdidas, o simplemente puede describir la penetración del campo en un medio donde no se produce ninguna pérdida (o una combinación de ambas situaciones).

Interacción fototérmica

La energía de la irradiación láser se transfiere a calor debido a la absorción de los fotones por los componentes del tejido, ADN/ARN, cromóforos, proteínas, enzimas y agua. Según el grado de calentamiento, se puede lograr un daño térmico escalonado y selectivo:

- 42-45 °C: comienzo de hipertermia, cambios conformacionales y encojimiento del colágeno.
- 50 °C: reducción de la actividad enzimática.
- 60 °C: desnaturalización de proteínas, coagulación del colágeno, permeabilización de membranas.
- 100 °C: secado de tejidos y formación de vacuolas.
- >100 °C: inicio de vaporización y carbonización de tejidos.
- 300-1000 °C: termoablación de tejido, fotoablación y rotura.

El tiempo de daño térmico es el tiempo necesario para que todo el objetivo, incluido el cromóforo primario (por ejemplo, la hemoglobina) y el objetivo circundante, se enfríe en aproximadamente un 63 %. Incluye el enfriamiento del cromóforo primario y del objetivo completo.

Bibliografía consultada

- Niemz, M. H. (2003). *Laser-tissue interactions: fundamentals and applications* (3.ª ed.). Springer-Verlag.
- Renk, K. F. (2012). *Basics of laser physics, for students of science and engineering*. Springer-Verlag.
- Shimoda, K. (1986). *Introduction to laser physics* (2.ª ed.). Springer-Verlag.
- Tipler, P. A. y Mosca G. (2008). *Physics for scientists and engineers* (6.ª ed.). W. H. Freeman and Co.

METODOLOGÍAS EMPLEADAS EN ESTUDIOS DE LÁSER EN ENDODONCIA

*Haitham Elafi Ebeid,¹ Pablo Betancourt²
e Isabel Parada Avendaño³*

En los últimos años, la incorporación del láser en el campo de la endodoncia ha ido en aumento, debido a los resultados prometedores vinculados en la literatura con los beneficios antimicrobianos de algunos láseres y su eficacia en la eliminación de residuos orgánicos e inorgánicos de las paredes del canal tras su instrumentación (Prada et al., 2019). Sin embargo, su utilización requiere de conocimientos tanto técnicos (sobre su funcionamiento y parámetros de uso) como biológicos (sobre su interacción con los tejidos) para conseguir el efecto terapéutico deseado.

El tratamiento de los canales en patología pulpar, como la pulpitis irreversible o la necrosis, se basa en la limpieza química mecánica y la desinfección de los mismos, previas a su obturación y sellado. Sin embargo, debido a la complejidad morfológica del sistema de canales radiculares, el tratamiento no suele asegurar una eliminación completa de los microorganismos solo con la instrumentación mecánica y los agentes químicos, ya

¹ Máster en Aplicaciones del Láser en Odontología, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad de Barcelona, España.

² Laboratorio de Investigación en Endodoncia, Centro de Investigación en Ciencias Odontológicas, Departamento de Odontología Integral Adultos, Facultad de Odontología, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile.

³ Máster en Diseño y Análisis en Investigaciones Clínicas, Universidad de Barcelona, España.

que las bacterias pueden encontrarse a una profundidad de hasta 100 μm al interior de los túbulos dentinarios, dificultando la acción antibacteriana (Vahdaty et al., 1993; Vatkar et al., 2016). Por ello, los estudios sobre aplicación del láser en endodoncia se centran en la descontaminación microbiana, la eliminación de los residuos inorgánicos y orgánicos tras la instrumentación mecánica, y el efecto de la fotobiomodulación, en el caso de los láseres de baja intensidad, que puede mejorar la cicatrización y disminuir el dolor postoperatorio (Bordea et al., 2020; Saydjari, et al., 2016; Liapis et al., 2021; Arslan et al., 2019).

En la literatura se pueden identificar variados modelos de infección endodóntica para evaluar el efecto antimicrobiano del láser, los que incluyen dientes humanos *ex vivo* (Christo et al., 2016; Arnabat et al., 2010), canales radiculares artificiales infectados (De Meyer et al., 2017), láminas de dentina de dientes bovinos infectados (Franzen et al., 2011) y láminas de dentina de raíz humana (Bago Jurič et al., 2016).

El objetivo de este capítulo es describir las diferentes metodologías utilizadas en el estudio de los efectos de los distintos tipos de láser en endodoncia.

El láser de CO_2

Aquí encontramos estudios *in vitro*, ya que fue el primer láser que se estudió para evaluar la posibilidad de sellar el foramen apical mediante un efecto térmico. También se investigó la acción del láser de Nd: YAG (longitud de onda: 1064 nm), por la posibilidad de alcanzar la zona apical mediante una fibra óptica fina (Weichman et al., 1972). La irradiación se realizó tanto por la zona externa del ápice como por la zona interna, a través del canal radicular. Se trató solamente de estudios morfológicos observacionales, en los cuales se utilizó el microscopio binocular para ver el efecto sobre el sellado del foramen apical, y no dieron resultados positivos (solo se observó la carbonización de las zonas irradiadas). Aunque no consiguieron el efecto deseado, estos estudios sí despertaron el interés en la aplicación del láser para el sellado de las paredes dentinarias del canal, con el fin de disminuir el riesgo de contaminación bacteriana.

El láser de excímero y argón

No fue sino hasta 10 años después que se retomó la investigación, esta vez sobre otros láseres, como el de excímero (Pini et al., 1989) o el de argón (Potts

y Petrou, 1991), sin resultados esclarecedores. Ello, junto con la poca utilización de ambos en el campo de la odontología, llevó al cese de las investigaciones sobre ellos.

Láser de diodo

A finales de los 90, comenzó a practicarse la introducción de láseres de diodo de alta potencia, con un sistema de fibra óptica, en los canales radiculares, para su descontaminación bacteriana mediante el efecto fototérmico.

Los protocolos de los estudios utilizan un rango de longitudes de ondas que va de 808 nm a 980 nm, aplicado con una fibra óptica fina (200 μm) a una potencia de 1,1-2,5 W, en modo continuo o pulsado, en el canal seco (figura 5.1). Se aplican movimientos circulares de apico-coronal a una velocidad de 2mm/s durante 5 segundos. Se pueden hacer hasta 4 ciclos con un intervalo de descanso de 20 segundos (Beer et al., 2012; Katalinić et al., 2019; Wang et al., 2018).

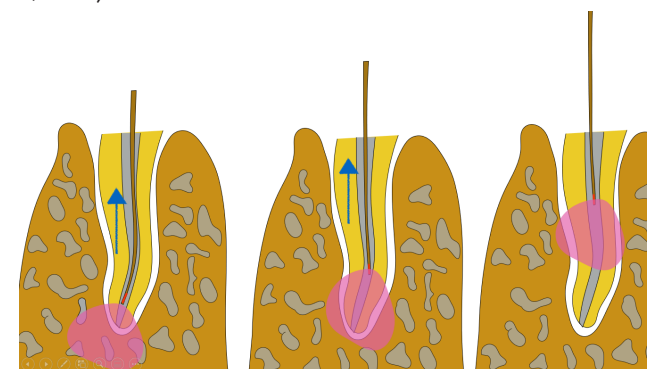


Figura 5.1. Aplicación del láser de diodo al interior del canal radicular en seco, con fibra óptica fina (Figura: Dr. Elafifi).

Las primeras investigaciones fueron estudios *in vitro* enfocados en el efecto bactericida. La metodología seguida empieza por la esterilización de las muestras en el autoclave, previa a la inoculación con una especie microbiana y la consiguiente valoración del efecto de la descontaminación con el láser sobre las muestras. Beer et al. (2012) utilizaron *Escherichia coli* (American Type Culture Collection 10536) a una concentración de 10^8 UFC/mL, y *Enterococcus faecalis* (ATCC 29212) (10^9 UFC/mL), inoculados mediante una pipeta

de Eppendorf e incubados durante 2 horas a una temperatura de $36,2 \pm 0,7$ °C y una humedad relativa de 46-56 %. Wang et al. (2018) incubaron *E. faecalis* (ATCC 29212) a 37 °C durante 24 horas, a una concentración de 10^7 UFC/mL. Por su parte, Katalinić et al. (2019) utilizaron un modelo de biofilm con una mezcla de diferentes especies (*E. faecalis*, *S. aureus* y *C. albicans*).

Diferentes estudios *in vitro* han demostrado la eficacia bactericida del láser, tras inocular los canales con bacterias como *E. faecalis*, *E. coli*, *S. aureus* y *C. albicans* (Beer et al., 2012; Da Fonseca Alvarez et al., 2012; Wang et al., 2018; Katalinić et al., 2019).

De Souza et al. (2008) estudiaron el efecto sobre *E. faecalis* de la descontaminación con láser en capas más profundas de las paredes dentinarias, en los tercios coronal, medio y apical de la raíz. El método de detección de los cultivos en capas más profundas, tras seccionar las raíces en los correspondientes tercios, se realizó con una fresa de tungsteno estéril, fresando con movimiento circular desde la zona del canal hacia la zona más profunda de la pared dentinaria. El cultivo bacteriano se realizó en un medio de detección selectivo.

Moritz et al. (1997) fueron los primeros en investigar el efecto del láser de diodo en la descontaminación de los canales *in vivo*, mediante un estudio microbiológico en el que tomaron muestras con puntas de papel estéril antes y después de la aplicación del láser.

Para conseguir la descontaminación bacteriana a través del efecto térmico con láseres de diodo se requieren potencias de entre 1,2 y 2,5 W, considerándose como aceptable un aumento de 7 °C en la superficie radicular.

Da Fonseca Alvarez et al. (2012) estudiaron el efecto del aumento de temperatura sobre la superficie radicular con diferentes potencias (1,5, 2, 2,5, 3 y 3,5 W), utilizadas al interior del canal con el láser de 810 nm. Las raíces fueron sumergidas en suero fisiológico a 37 °C durante una hora antes del experimento, y la temperatura se midió con sensores tipo K termopar (Center Technology Corp., Taipei, Taiwan) en 4 puntos (apical, medio, mesial y distal), para determinar el aumento de temperatura que puede llegar a afectar al ligamento periodontal *in vivo*.

Pirnat et al. (2011) no encontraron efecto letal del láser sobre bacterias no pigmentadas, como *E. coli* (ATCC 25922) y *E. faecalis* (ATCC 29212), comparadas con bacterias pigmentadas, como *Porphyromonas gingivalis* (ATCC 33277), lo que confirmaría la necesidad de alcanzar temperaturas altas con el láser para conseguir un efecto letal sobre estos microorganismos.

Terapia fotodinámica antimicrobiana (aPDT)

Con el objetivo de evitar un posible daño térmico, se propuso como alternativa segura la terapia fotodinámica antimicrobiana, que emplea láseres de diodo o incluso luz LED, con densidades de potencia más bajas, para activar un fotosensibilizante previamente inoculado en la zona diana (figura 5.2) (Asnaashari et al., 2016). Este efecto convierte las moléculas de oxígeno en singletes de oxígeno y especies reactivas que son letales para las bacterias debido a que destruyen su membrana celular (Javed y Romanos, 2013).

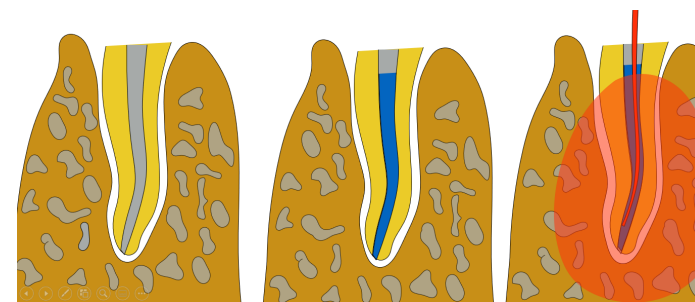


Figura 5.2. Aplicación de la terapia fotodinámica con un fotosensibilizante y una longitud de onda compatible (Figura: Dr. Elafifi).

En las infecciones endodónticas, los fotosensibilizantes más utilizados son el azul de toluidina (cuyo pico de absorción es de 630 nm) y el azul de metileno (con un pico de absorción de 660 nm), por su eficacia en pigmentar ambos tipos de bacterias, Gram-positivas y Gram-negativas, que suelen estar involucradas en este tipo de infecciones (Gajdács et al., 2017).

La biopelícula empleada en los diseños experimentales es con frecuencia un tema de discusión. Un gran número de investigaciones en el campo del láser se llevan a cabo con una biopelícula de 24 o 48 horas de antigüedad, mientras que en la práctica clínica es muy probable que trabajemos con biopelículas mucho más antiguas (de hasta 10 días o más). Por lo tanto, las incubaciones bacterianas más largas proporcionan características de mayor relevancia y semejanza con la realidad clínica, debido a la formación de biopelículas maduras.

En el campo del láser, el tiempo empleado para la colonización por *E. faecalis* y la posterior formación de biopelícula varía entre los diferentes estudios.

Mientras que algunos usan 24 horas de incubación (Licata et al., 2015), otros usan 48 horas (Yavari et al., 2010) o 10 días (Betancourt et al., 2019a). Otros estudios han utilizado períodos de incubación mucho más largos.

López Jiménez et al. (2015) estudiaron *in vitro* el efecto de la terapia fotodinámica antimicrobiana sobre un biofilm de *E. faecalis* (ATCC 29212), el cual se cultivó durante la noche en 20 ml de caldo de soya tripticasa (Scharlau, Barcelona, España) a 37 °C, con agitación orbital a 250 rpm. Se inocularon con el cultivo placas de 24 pocillos que contenían 2 ml de medio de crecimiento, para producir una concentración bacteriana 10^6 UFC/mL. Cada pocillo contenía una cubierta de Thermanox previamente recubierta con una solución de hidrobromuro de poli-L-lisina al 0,01 % (p/v) (Sigma-Aldrich, Dorset, Reino Unido), para mejorar la adhesión celular bacteriana y evitar la eliminación de biopelículas durante los experimentos. Las placas se incubaron a 37 °C durante 24 horas, con agitación suave (60 rpm) para permitir la formación de biopelículas.

Posteriormente, mediante microscopía láser confocal y microscopía de fuerza atómica, se analizó la morfología de la superficie de la biopelícula y las membranas celulares de las bacterias, así como la rugosidad de la superficie. Además, se utilizó el kit de viabilidad de bacterias (LIVE/DEAD) mediante la tinción verde fluorescente de las bacterias vivas con Syto 9 y la fluorescencia roja de las bacterias muertas con yoduro de propidio.

Las infecciones *in vivo* no suelen originarse por una especie bacteriana única, sino por un conjunto de las mismas. Por ello, algunos de los estudios *ex vivo* utilizan canales radiculares necróticos recién extraídos, para simular más fidedignamente el escenario clínico de las infecciones endodónticas (Ng et al., 2011; Hoedke et al., 2018).

Láseres de Er: YAG y Er, Cr: YSGG

Los láseres de Er: YAG (2940 nm) y Er, Cr: YSGG (2780 nm) tienen una alta absorción por parte del agua y la hidroxiapatita, lo que los hace eficaces en la ablación de tejidos duros y en la activación de soluciones irrigantes. La irrigación activada por láser fue investigada por el efecto de turbulencia fotoacústica inducida por fotones que ocurre cuando las moléculas de agua absorben los fotones, generando burbujas de vapor. Al cabo de microsegundos, estas burbujas sufren microexplosiones que generan ondas de choque capaces de eliminar el barrillo dentinario y remover biopelículas (figura 5.3).

Este proceso recibe el nombre de cavitación. Esteves-Oliveira et al. (2010) estudiaron el efecto del láser sobre la profundidad de penetración del hipoclorito de sodio en los tercios cervical, medio y apical del canal radicular. Finalmente, también se analizó, mediante microscopía electrónica de barrido, el efecto sobre la capa del barro dentinario.

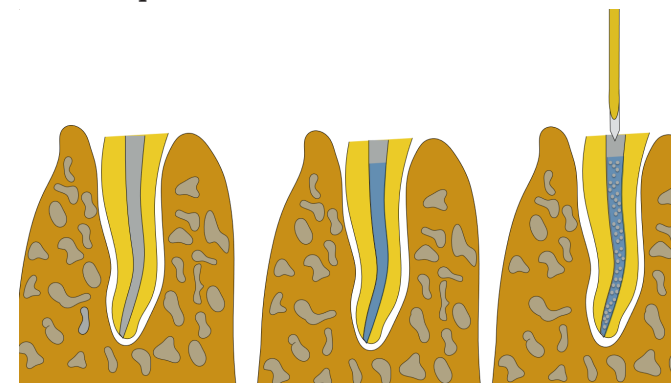


Figura 5.3. Aplicación del láser de erbio para producir el efecto fotoacústico, en presencia del irrigante, dentro del canal radicular (Figura: Dr.Elafifi).

Divito et al. (2012) utilizaron el microscopio electrónico de barrido para un estudio morfológico de las paredes dentinarias tras la activación de 17 % EDTA con la punta radial colocada en la cámara pulpar. Para comparar la eficacia de los diferentes parámetros, cuantificaron la cantidad de la capa de barro dentinario mediante la escala de Hülsmann et al. (1997), donde 1 significa ausencia de dicha capa y 5 representa la presencia de una capa gruesa no homogénea.

Cuando el hipoclorito de sodio se activa con láser al interior del canal radicular, surge la duda sobre el riesgo de extrusión hacia los tejidos periapicales. Peeters y Mooduto (2013), en un estudio *in vivo* sobre pacientes que presentaban lesiones apicales, emplearon el láser de Er, Cr: YSGG para activar un irrigante radiopaco, lo que permite detectar una posible extrusión periapical radiográficamente. Utilizaron una potencia de 1 W y 35 Hz de frecuencia de pulsos durante 60 segundos. La solución preparada fue una mezcla de 2,5 % de NaOCl con un contraste intravascular estéril (Bracco SpA, Pathenon, Italy) que contenía iomeprol (0,81 g/mL). Este procedimiento se llevó a cabo como parte del protocolo de irrigación final. Finalmente, se tomó una

radiografía periapical luego de la activación láser, para observar si hubo o no extrusión del irrigante. Los resultados demostraron que el empleo del láser de erbio bajo los parámetros descritos es una técnica segura para la clínica.

Los láseres de erbio también han sido investigados respecto a su efecto bactericida. Wang et al., (2018) tras inocular *E. faecalis* sobre bloques de dentina e incubarlos durante 3 semanas, compararon el efecto de la desinfección con hipoclorito sódico al 5,25 %, sola o combinada con activación con láseres de Er: YAG o Er, Cr: YSGG. Los resultados mostraron una mayor efectividad de la técnica activada con láser. El método utilizado para determinar la viabilidad bacteriana fue el microscopio confocal láser mediante fluorescencia.

Otro intento por acercar las condiciones reales del canal radicular a una situación *in vitro* fue el modelo propuesto por Betancourt et al. (2019b), quienes modificaron una pipeta Pasteur para replicar la cámara pulpar y el canal radicular. Con el fin de reproducir el efecto del hueso alrededor del ápice dentario, emplearon un adhesivo estéril en la punta de la pipeta. Esto permitió generar un vacío entre la zona coronal del modelo y la zona apical. En el área intermedia que replicaba el canal radicular es donde se realizó la formación de biopelícula de *E. faecalis*. El modelo permitió observar una serie de fenómenos, entre los que destacaron la generación de burbujas cavitacionales al interior del irrigante, generadas por los láseres de erbio, y la posibilidad de realizar el recuento bacteriano pre y postactivación láser (Betancourt et al., 2019b).

Betancourt et al. (2019a), en otro experimento, estudiaron el efecto de la combinación de láser de Er, Cr: YSGG y bajas concentraciones de hipoclorito sódico (0,5 % y 2,5 %) sobre el biofilm de *E. faecalis*, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas en la descontaminación de los canales entre el NaOCl 0,5 % activado y el NaOCl 2,5 % sin activar. Los resultados microbiológicos fueron confirmados visualmente mediante el uso del microscopio electrónico confocal y el microscopio electrónico de barrido. Estas observaciones son interesantes, ya que la aplicación clínica de bajas concentraciones de hipoclorito de sodio puede disminuir las complicaciones derivadas del uso de concentraciones de 5,25 %, las que, en caso de extrusión apical, pueden causar efectos adversos, como necrosis tisular y dolor agudo.

A diferencia de los láseres de diodo, los láseres de erbio no generan un efecto térmico importante que pueda ser perjudicial sobre el ligamento periodontal. Sin embargo, Abad-Gallegos et al., (2009) estudiaron *in vitro* el aumento térmico derivado del uso del láser de Er, Cr: YSGG sin spray de

agua. La medición del aumento de temperatura se hizo con un termopar tipo K (T Equipment, Hazlet, NY, USA), conectado a la zona apical del diente mientras se sostenía la raíz con los dedos para simular la temperatura de la microcirculación, según la técnica propuesta por Barkhordar et al., (1990). Esta metodología permite medir aumentos de temperatura desde 0,1 °C.

En resumen, existen diversos estudios recientes sobre el efecto de diferentes tipos de láseres aplicados en el campo de la endodoncia, sobre todo centrados en el efecto bactericida y la descontaminación de los canales radiculares. Los resultados son prometedores; sin embargo, todavía no hay protocolos claros, debido a la diversidad de láseres y parámetros utilizados, además de la heterogeneidad de las metodologías. Por ejemplo, en algunos casos los estudios microbiológicos utilizan una única especie bacteriana en estado planctónico, logrando un grado de complejidad en el modelo que de todas formas no es equivalente al de los canales radiculares *in vivo*, lo que genera limitaciones a la hora de sacar conclusiones.

Sin embargo, lo que sí salta a la vista al revisar la literatura es que el uso de diferentes tipos de láseres como terapia coadyuvante podría aportar diversos beneficios para aumentar el éxito del tratamiento endodóntico. Entre ellos, una mayor descontaminación microbiana, no solo en los canales principales del sistema de canales radiculares, sino también a mayor profundidad, en los túbulos dentinarios. La utilización de láseres de erbio y la eliminación efectiva de la capa del barrillo dentinario, sumadas a la utilización de cementos biocerámicos, podrían conseguir una mayor adhesión química a las paredes dentinarias, disminuyendo así el riesgo de reinfección. Además, el efecto de la fotobiomodulación asociada a los láseres de diodo ha demostrado su eficacia en disminuir la inflamación, y en algunos casos tiene un efecto analgésico que podría mejorar la calidad de vida y el confort de los pacientes. Finalmente, queda manifiesta la falta de estandarización de los diseños metodológicos, estandarización que podría mejorar el impacto científico de los estudios en el área médica y odontológica.

Referencias bibliográficas

Abad-Gallegos, M., Arnabat-Domínguez, J., España-Tost, A., Berini-Aytés, L. y Gay-Escoda, C. (2009). *In vitro* evaluation of the temperature increment at the external root surface after Er, Cr: YSGG laser irradiation of the root canal. *Med. Oral Patol. Oral y Cir. Bucal.*, 14(12), e658-e662.

- Arnabat-Domínguez, J., Escribano, C., Fenosa, A., Vinuesa, T., Gay-Escoda, C., Berini, L. y Viñas, M. (2010). Bactericidal activity of erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser in root canals. *Lasers Med. Sci.*, 25(6), 805-810.
- Arslan, H., Köseoğlu, S., Doğanay Yildiz, E., Arabaci, T., Savran, L., Yildiz, D. A. y Veyisoğlu, G. (2019). Effect of intracanal diode laser application and low-level laser therapy on CGRP change. *Braz. Oral. Res.*, 32, e125.
- Asnaashari, M., Godiny, M., Azari-Marhabi, S., Tabatabaei, F. S. y Barati, M. (2016). Comparison of the antibacterial effect of 810 nm diode laser and photodynamic therapy in reducing the microbial flora of root canal in endodontic retreatment in patients with periradicular lesions. *J. Lasers Med. Sci.*, 7(2), 99-104.
- Bago Jurič, I., Plečko, V., Anić, I., Pleško, S., Jakovljević, S., Rocca, J. P. y Medioni, E. (2016). Antimicrobial efficacy of photodynamic therapy, Nd: YAG laser and QMiX solution against *Enterococcus faecalis* biofilm. *Photodiagnosis Photodyn. Ther.*, 13, 238-243.
- Barkhordar, R. A., Goodis, H. E., Watanabe, L. y Koumdjian, J. (1990). Evaluation of temperature rise on the outer surface of teeth during root canal obturation techniques. *Quintessence Int.*, 21(7), 585-588.
- Beer, F., Buchmair, A., Wernisch, J., Georgopoulos, A. y Moritz, A. (2012). Comparison of two diode lasers on bactericidity in root canals--an *in vitro* study. *Lasers in Med. Sci.*, 27(2), 361-364.
- Betancourt, P., Sierra, J. M., Camps-Font, O., Arnabat-Domínguez, J. y Viñas, M. (2019a). Er, Cr: YSGG laser-activation enhances antimicrobial and antibiofilm action of low concentrations of sodium hypochlorite in root canals. *Antibiotics (Basel)*, 8(4), 232.
- Betancourt, P., Merlos, A., Sierra, J. M., Camps-Font, O., Arnabat-Domínguez, J. y Viñas, M. (2019b). Effectiveness of low concentration of sodium hypochlorite activated by Er, Cr: YSGG laser against *Enterococcus faecalis* biofilm. *Lasers Med. Sci.*, 34, 247-254.
- Bordea, I. R., Hanna, R., Chiniforush, N., Grădinaru, E., Câmpian, R. S., Sîrbu, A., Amaroli A. y Benedicenti, S. (2020). Evaluation of the outcome of various laser therapy applications in root canal disinfection: a systematic review. *Photodiagnosis Photodyn. Ther.*, 29, 101611.
- Christo, J. E., Zilm, P. S., Sullivan, T. y Cathro, P. R. (2016). Efficacy of low concentrations of sodium hypochlorite and low-powered Er, Cr: YSGG laser activated irrigation against an *Enterococcus faecalis* biofilm. *Int. Endod. J.*, 49(3), 279-286.
- Da Fonseca Alvarez, A., Moura-Netto, C., Daliberto Frugoli, A., Fernando, C., Aranha, A. C. y Davidowicz, H. (2012). Temperature changes on the root surfaces of mandibular incisors after an 810-nm high-intensity intracanal diode laser irradiation. *J. Biomed. Opt.*, 17(1), 015006.
- De Meyer, S., Meire, M. A., Coenye, T. y De Moor R. J. (2017). Effect of laser-activated irrigation on biofilms in artificial root canals. *Int. Endod. J.*, 50, 472-479.
- De Souza, E. B., Cai, S., Simionato, M. R. y Lage-Marques, J. L. (2008). High-power diode laser in the disinfection in depth of the root canal dentin. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 106(1), e68-e72.
- DiVito, E., Peters, O. A. y Olivi, G. (2012). Effectiveness of the erbium: YAG laser and new design radial and stripped tips in removing the smear layer after root canal instrumentation. *Lasers Med. Sci.*, 27(2), 273-280.
- Esteves-Oliveira, M., De Guglielmi, C. A., Ramalho, K. M., Arana-Chavez, V. E. y De Eduardo, C. P. (2010). Comparison of dentin root canal permeability and morphology after irradiation with Nd: YAG, Er: YAG, and diode lasers. *Lasers Med. Sci.*, 25(5), 755-760.
- Franzen, R., Gutknecht, N., Falken, S., Heussen, N. y Meister, J. (2011). Bactericidal effect of a Nd: YAG laser on *Enterococcus faecalis* at pulse durations of 15 and 25 ms in dentine depths of 500 and 1000 µm. *Lasers Med. Sci.*, 26(1), 95-101.
- Gajdács, M., Spengler, G. y Urbán, E. (2017). Identification and antimicrobial susceptibility testing of anaerobic bacteria: Rubik's cube of clinical microbiology? *Antibiotics (Basel)*, 6(4), 25.
- Hoedke, D., Enseleit, C., Gruner, D., Dommisch, H., Schlafer, S., Dige, I. y Bitter, K. (2018). Effect of photodynamic therapy in combination with various irrigation protocols on an endodontic multispecies biofilm *ex vivo*. *Int. Endod. J.*, 51, suppl. 1, e23-e34.
- Hülsmann, M., Rummelin, C. y Schäfers, F. (1997). Root canal cleanliness after preparation with different endodontic handpieces and hand instruments: a comparative SEM investigation. *J. Endod.*, 23(5), 301-306.
- Javed, F. y Romanos, G. E. (2013). Does photodynamic therapy enhance standard antibacterial therapy in dentistry? *Photomed. Laser Surg.*, 31(11), 512-518.

- Katalinić, I., Budimir, A., Bošnjak, Z., Jakovljević, S. y Anić, I. (2019). The photo-activated and photo-thermal effect of the 445/970 nm diode laser on the mixed biofilm inside root canals of human teeth *in vitro*: a pilot study. *Photodiagnosis Photodyn. Ther.*, 26, 277-283.
- Liapis, D., De Bruyne, M., De Moor, R. y Meire, M. A. (2021). Postoperative pain after ultrasonically and laser-activated irrigation during root canal treatment: a randomized clinical trial. *Int. Endod. J.*, 54(7), 1037-1050.
- Licata, M. E., Albanese, A., Campisi, G., Geraci, D. M., Russo, R. y Gallina, G. (2015). Effectiveness of a new method of disinfecting the root canal, using Er, Cr: YSGG laser to kill *Enterococcus faecalis* in an infected tooth model. *Lasers Med. Sci.*, 30, 707-712.
- López-Jiménez, L., Arnabat-Domínguez, J., Viñas, M. y Vinuesa, T. (2015). Atomic force microscopy visualization of injuries in *Enterococcus faecalis* surface caused by Er, Cr: YSGG and diode lasers. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal*, 20, e45-e51.
- Moritz, A., Gutknecht, N., Schoop, U., Goharkhay, K., Doertbudak, O. y Sperr, W. (1997). Irradiation of infected root canals with a diode laser *in vivo*: results of microbiological examinations. *Lasers Surg. Med.*, 21(3), 221-226.
- Ng, R., Singh, F., Papamanou, D. A., Song, X., Patel, C., Holewa, C., Patel, N., Klepac-Ceraj, V., Fontana, C. R., Kent, R., Pagonis, T. C., Stashenko, P. P. y Soukos, N. S. (2011). Endodontic photodynamic therapy *ex vivo*. *J. Endod.*, 37(2), 217-222.
- Peeters, H. H. y Mooduto, L. (2013). Radiographic examination of apical extrusion of root canal irrigants during cavitation induced by Er, Cr: YSGG laser irradiation: an *in vivo* study. *Clin. Oral. Investig.*, 17(9), 2105-2112.
- Pini, R., Salimbeni, R., Vannini, M., Barone, R. y Clauser, C. (1989). Laser dentistry: a new application of excimer laser in root canal therapy. *Lasers Surg. Med.*, 9(4), 352-357.
- Pirnat, S., Lukac, M. y Ihan, A. (2011). Study of the direct bactericidal effect of Nd: YAG and diode laser parameters used in endodontics on pigmented and nonpigmented bacteria. *Lasers Med. Sci.*, 26(6), 755-761.
- Potts, T. V. y Petrou, A. (1991). Argon laser initiated resin photopolymerization for the filling of root canals in human teeth. *Lasers Surg. Med.*, 11(3), 257-262.
- Prada, I., Micó-Muñoz, P., Giner-Lluesma, T., Micó-Martínez, P., Collado-Castellano N. y Manzano-Saiz, A. (2019). Influence of microbiology on endodontic failure. Literature review. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.*, 24(3), e364-e372.
- Saydjari, Y., Kuypers, T. y Gutknecht, N. (2016). Laser application in dentistry: irradiation effects of Nd: YAG 1064nm and diode 810nm and 980nm in infected root canals. A literature overview. *Biomed. Res. Int.*, 2016, 8421656.
- Vahdaty, A., Pitt Ford, T. R. y Wilson R. F. (1993). Efficacy of chlorhexidine in disinfecting dentinal tubules *in vitro*. *Endodo. Dent. Traumatol.*, 9(6), 243-248.
- Vatkar, N. A., Hegde, V. y Sathe, S. (2016). Vitality of *Enterococcus faecalis* inside dentinal tubules after five root canal disinfection methods. *J. Conserv. Dent.*, 19(5), 445-449.
- Wang, X., Cheng, X., Liu, X., Wang, Z., Wang, J., Guo, C., Zhang, Y. y He, W. (2018). Bactericidal effect of various laser irradiation systems on *Enterococcus faecalis* biofilms in dentinal tubules: a confocal laser scanning microscopy study. *Photomed. Laser. Surg.*, 36(9), 472-479.
- Weichman, J. A., Johnson, F. M. y Nitta, L. K. (1972). Laser use in endodontics. Part II. *Oral Surgery*, 34, 828-830.
- Yavari, H. R., Rahimi, S., Shahi, S., Lotfi, M., Barhaghi, M. H., Fatemi, A. y Abdolrahimi, M. (2010). Effect of Er, Cr: YSGG laser irradiation on *Enterococcus faecalis* in infected root canals. *Photomed. Laser. Surg.*, 28, suppl. 1, S91-S96.

CAPÍTULO 3

APLICACIONES CLÍNICAS DEL LÁSER EN ENDODONCIA

APLICACIÓN CONVENCIONAL DEL LÁSER EN ENDODONCIA

*Josep Arnabat Domínguez,¹ Haitham Elafi Ebeid²
y Pablo Betancourt³*

La desinfección de los canales radiculares y de los túbulos dentinarios ha sido siempre un tópico de gran interés, y para ello se han empleado diferentes agentes antimicrobianos que son en su mayoría productos químicos como el hipoclorito de sodio (NaOCl) (en concentraciones de entre 0,5 % y 6 %), el peróxido de hidrógeno (H₂O₂), el EDTA (ácido etilendiaminotetraacético) y la clorhexidina (Siqueira et al., 2000). Otros métodos físicos, como los ultrasonidos, la radiofrecuencia y el láser también han sido utilizados con el mismo objetivo (Ahmad et al., 1988).

La aplicación del láser en endodoncia debe ser entendida siempre como una técnica complementaria a las utilizadas convencionalmente en el tratamiento endodóntico, y nunca como un sustituto. Esta es la primera premisa que se debe tener en cuenta (Arnabat-Domínguez, 2015).

¹ Departamento de Odontología, Facultad de Medicina, Universidad de Barcelona, Barcelona, España.

² Máster en Aplicaciones del Láser en Odontología, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad de Barcelona, Barcelona, España.

³ Laboratorio de Investigación en Endodoncia, Centro de Investigación en Ciencias Odontológicas, Departamento de Odontología Integral Adultos, Facultad de Odontología, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile.

En endodoncia, el láser puede ser empleado para obtener dos tipos de efectos diferentes. Por una parte, el láser puede generar un efecto bactericida, con el cual se puede lograr una mejor desinfección al interior del sistema de canales radiculares (Gutknecht et al., 2000; Arnabat-Domínguez et al., 2010). Por otra, puede producir un efecto sobre la pared dentinaria del canal radicular, modificando la superficie de la dentina. Según el tipo de láser utilizado, se puede eliminar el detritus y el barrillo dentinario (*smear layer*), dejando los túbulos dentinarios abiertos, o por el contrario, se puede producir la fusión de la dentina con el cierre de los túbulos dentinarios (Takeda et al., 1998; Moriyama et al., 2004).

El efecto bactericida y el de modificación de la superficie dentinaria se producirán conjuntamente al aplicar cualquiera de los láseres utilizados en endodoncia, y dependerán de los parámetros de emisión escogidos. Una de las tendencias actuales en el tratamiento en endodoncia es la aplicación de dos tipos diferentes de láser para obtener un resultado más eficaz. De esta forma, se aboga por la utilización conjunta del láser de Er: YAG y de Nd: YAG, por un lado, y del láser de Er, Cr: YSGG y de diodo, por otro (Tokuc et al., 2019; Nasher et al., 2020).

El efecto bactericida alcanzado con los láseres ha sido ampliamente reportado en diferentes estudios tanto *in vitro* como *in vivo*. Ensayos de láser *in vitro* muestran, de forma mayoritaria, una reducción significativa del número de microorganismos, aunque en ningún caso se ha demostrado su eliminación total al interior del canal radicular (Gutknecht et al., 2000; Arnabat-Domínguez et al., 2010; Pirnat et al., 2011; Cheng et al., 2012). Por su parte, los estudios *in vivo* son escasos, aunque la mayoría de ellos han demostrado la efectividad del láser (Gutknecht et al., 1996a; Martins et al. 2013-2014).

El segundo efecto de la aplicación del láser en el interior de los canales radiculares es la acción sobre la dentina de la pared radicular, y sobre los túbulos dentinarios (figura 6.1). Este efecto estará determinado por el tipo de láser que se aplique. Así, los láseres de Nd: YAG y de diodo, al ser poco absorbidos por el agua y la hidroxiapatita, producen una fusión de la dentina, generando el cierre de los túbulos dentinarios (Esteves-Oliveira et al., 2010).

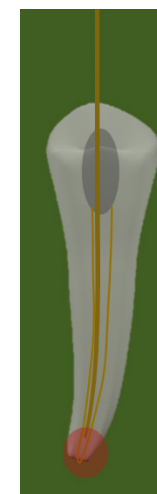


Figura 6.1. Aplicación de fibra láser al interior del canal radicular en seco (sin irrigante).

En contraparte, los láseres mejor absorbidos por el agua, como los de Er: YAG y de Er, Cr: YSGG, producen la evaporación del barrillo dentinario, dejando unas paredes libres de *smear layer* y los túbulos dentinarios abiertos (Takeda et al., 1998). Se debe considerar que el efecto depende del incremento de temperatura producido al interior del canal radicular. De todas formas, este efecto también puede estar determinado por otros factores, como el modo de emisión (si se utiliza en modo continuo o pulsado), la longitud del pulso utilizado y también si el láser es utilizado en seco o con alguna solución irrigante (figura 6.2).



Figura 6.2. Aplicación del láser al interior del canal radicular (con irrigante).

En la actualidad existen diferentes tipos de láser que pueden ser empleados en endodoncia; por una parte, se pueden utilizar los láseres quirúrgicos, como el láser de Nd: YAG (1064 nm), el KTP (532 nm), el de Nd: YAP (1340 nm), el de Er: YAG (2940 nm), el de Er, Cr: YSGG (2780 nm), y los de diodos de diferentes longitudes de onda (810 nm, 940 nm, 980 nm). También se pueden escoger los láseres indicados para fotobiomodulación, entre ellos los láseres de diodo a baja potencia (660 nm, 810 nm, 940 nm, 980 nm), como también algunos láseres de Nd: YAG a bajas densidades de energía. Otra posibilidad es la utilización de la terapia fotodinámica antimicrobiana, que combina la utilización de un cromóforo con un láser de baja potencia.

Una vez vistos los efectos básicos de los diferentes láseres en endodoncia, vamos a describirlos en función del tipo de láser que se utilice.

Láser de Nd: YAG

El láser de Nd: YAG (1064 nm) es un láser poco absorbido por el agua, al contrario de lo que ocurre con diferentes pigmentos como la melanina y la hemoglobina. Por su longitud de onda, puede ser transmitido a través de fibra óptica y ello lo hace aplicable en el interior de los canales radiculares, pudiendo alcanzar zonas cercanas al ápice radicular.

Se trata de un láser que, debido a sus características, produce un elevado efecto térmico, siendo muy poco absorbido en la superficie. Por lo tanto, su efecto se produce en profundidad. Es muy utilizado en endodoncia, con la finalidad de alcanzar un efecto bactericida en la profundidad de los túbulos dentinarios (Gutknecht et al., 1996a, 1996b; Moritz et al., 1999).

Se aplica en el interior del canal radicular, con una fibra de vidrio de 200 µm a 1,5 W a 15 pps, introduciendo la fibra sin activar en el interior del canal hasta alcanzar el ápice dentario, momento en que se activa el láser y la fibra se mueve en forma circular desde el ápice hacia coronal, repitiendo el procedimiento 4 veces con un máximo de irradiación de 45 segundos (Moritz et al., 1999; Schoop et al., 2006).

El efecto bactericida del láser de Nd: YAG (a 1,5 W y 15 pps durante 10-20 segundos, aplicado en 4 ciclos y con una angulación de 5°) puede llegar a penetrar hasta las 1000 µm de profundidad. Este efecto varía en función del espesor de la dentina y la profundidad. Así, en espesores de solo 100 micras, el efecto bactericida puede llegar al 93,9 %, mientras que

en espesores de 500 a 1000 µm, el efecto se reduce a 85,6 % y 84,8 %, respectivamente (Klinke et al., 1997).

En función del tipo de membrana que envuelva a las bacterias (Gram-positivo o negativo), pueden manifestarse diferentes alteraciones según la potencia a la que se utilice el láser de Nd: YAG. Se ha visto que al irradiar *E. coli* (Gram-negativa) con un láser de Nd: YAG a bajos niveles de energía (1 W, 15 pps), se producen lesiones severas en la pared de la membrana celular, especialmente en la superficie. Por el contrario, al irradiar *E. faecalis* (Gram-positiva), con idénticos parámetros, no se aprecian alteraciones estructurales ni en el interior de la membrana ni en su superficie. Ante este tipo de bacterias se deberá aumentar la potencia y el tiempo de exposición para obtener daños estructurales (Moritz et al., 2000).

El láser de Nd: YAG ha sido altamente efectivo en pacientes con lesiones apicales, con un tamaño de entre 1 y 5 mm (Gutknecht et al., 1996a). En un estudio clínico con 517 dientes con patología periapical, se obtuvo un éxito de un 82 % a los 12 meses. La irradiación se llevó a cabo con una fibra de vidrio de 200 µm a 1,5 W y 15 pps, repitiendo el procedimiento 4 veces con un máximo de tiempo de irradiación de 45 segundos.

Queda claro, tal como afirman Bergmans et al. (2006), que el láser de Nd: YAG debe utilizarse durante el tratamiento junto a terapias convencionales, y no como único método de desinfección.

Debido al elevado efecto térmico que se produce tras la irradiación con un láser de Nd: YAG, pueden observarse cambios morfológicos en la pared dentinaria, como la fusión, la recristalización y el sellado de los túbulos dentinarios (Koba et al., 1998; Camargo et al., 2005). Si se utilizan potencias excesivamente altas (como 3 W), se pueden observar fenómenos de carbonización, *cracks* o grietas en la superficie de la pared como resultado del daño térmico (Spencer et al., 1996).

A pesar de que hay pocos estudios clínicos en pacientes, algunos de ellos reportan buenos resultados, si bien otros no demuestran los efectos beneficiosos observados *in vitro*. Así, Lindström, en su estudio clínico randomizado con pacientes con lesiones periapicales, no pudo demostrar que el efecto de la irradiación con Nd: YAG fuera superior al tratamiento convencional con hipoclorito sódico al 1 % (Lindström et al., 2017).

Algunos autores también han utilizado el láser de Nd: YAG para calentar la gutapercha durante la condensación en caliente, determinando que se

puede utilizar sin que haya un incremento de temperatura nocivo para los tejidos circundantes (Podolak et al., 2020).

Recientes estudios con microscopía confocal comparan el efecto bactericida de diferentes tipos de láser en biofilms de *E. faecalis* en el interior de los canales radiculares. Según sus resultados, el láser de Nd: YAG presenta una menor reducción bacteriana cuando se compara con la activación de hipoclorito de sodio mediante un láser de Er: YAG y de Er, Cr: YSGG (Wang et al., 2018).

Láser de KTP

El láser de KTP (titanilfosfato de potasio), de 532 nm de longitud de onda, se obtiene mediante un láser de Nd: YAG (1064 nm) al cual se le adiciona un resonador, con lo cual se dobla su frecuencia, lo que le da una longitud de onda en el rango del campo visible y el color verde típico de este tipo de láser.

Debido a su longitud de onda, es un láser muy poco absorbido por el agua, pero con una afinidad muy alta por la oxihemoglobina. Su efecto bactericida también ha sido evaluado, aunque no ha sido superior al efecto del hipoclorito de sodio al 2,5 % (Kuştarci et al., 2009). Irradiando con el láser de KTP a 2,0 W (100 mJ, 20 Hz), se obtiene un 66 % de reducción bacteriana. Estos resultados son muy inferiores a los obtenidos por el hipoclorito de sodio al 5 % durante 3 minutos, y al láser de Er: YAG con similares parámetros (Zan et al., 2013). A potencias de 1,5 W también se han obtenido buenos resultados, y su efecto bactericida es mayor cuando se compara con el láser de diodo de 980 nm. Debido a su efecto térmico el láser de KTP produce fusión y recristalización de la superficie dentinaria y oblitera parcialmente los túbulos dentinarios (Schoop et al., 2006; Arslan et al., 2018).

Sus actuales aplicaciones en odontología incluyen el blanqueamiento dental, cuyos resultados parecen superiores a los diferentes láseres utilizados para este procedimiento, y el tratamiento de lesiones vasculares (Lagori et al., 2014).

Láser de Nd: YAP

El láser de Nd: YAP tiene una longitud de onda de 1,34 micras y, a diferencia del Nd: YAG, está constituido por un cristal sintético (una perusquita) y no

por un granate. La comercialización del láser de Nd: YAP se inició entre los años 1995 y 1997, y hay que señalar que no ha tenido demasiada aceptación en el campo de la odontología, si bien se ideó para ser utilizado básicamente en este ámbito.

Blum y Abadie (1997a) evaluaron la capacidad del láser de Nd: YAP para eliminar los materiales con los que se obtura el canal radicular. En sus conclusiones refieren que este láser es eficaz para remover ciertos materiales de obturación, como la gutapercha, pero no otros tipos de materiales, como las resinas, que se mostrarían particularmente resistentes a su acción.

Posteriormente, los mismos autores estudiaron el efecto bactericida del láser de Nd: YAP aplicado en el interior del canal radicular. Concluyeron que, utilizado a baja frecuencia (entre 10 y 20 Hz), el efecto bactericida era mínimo; sin embargo, al aumentar la frecuencia a 30 Hz, los resultados fueron óptimos, además de parecidos a los obtenidos con el hipoclorito de sodio al 5 % (Blum y Abadie, 1997b).

Blum y Abadie (1997a) también evaluaron los efectos del láser de Nd: YAP sobre la morfología de la pared del canal radicular. Para ello compararon, mediante microscopía electrónica de barrido (MEB), el efecto sobre la pared dentinaria. Los resultados obtenidos descartaron la posibilidad de utilizar el láser por sí solo para conseguir un ensanchamiento adecuado del canal radicular. Los autores concluyeron que el empleo combinado de la instrumentación manual, los ultrasonidos y el láser deja un canal limpio de detritus, además de los túbulos dentinarios abiertos.

Namour et al. (2016) concluyeron que la irradiación del interior del canal radicular con fibras de diámetro de 320 y 200 µm y un movimiento circular y retrógrado desde el ápice hasta la parte cervical del canal durante 10 segundos, con una velocidad axial de 1 mm/s y a una densidad de energía de entre 4981 J/cm² y 9554 J/cm², constituye un protocolo seguro para ser empleado en endodoncia.

Otros estudios también han demostrado la eficiencia del láser de Nd: YAP para los tratamientos de hipersensibilidad dentinaria, para los cuales se aconseja su aplicación de forma tangencial y no perpendicular, con unos parámetros no superiores a entre 2 y 4 W (entre 200 mJ y 400 mJ). La irradiación debe hacerse con movimiento constante de 1 mm/sec y una fibra de 320 micrometros de diámetro, con una frecuencia de 10 Hz y una duración del pulso de 100 µs en modo de no contacto (Namour, 2014).

Un estudio sobre un biofilm de *E. faecalis* de 14 días de maduración demostró que la eficacia del láser de Nd: YAP era proporcional a la energía de irradiación. De esta forma, los mejores resultados se obtuvieron cuando se irradiaban las muestras a 280 y 360 mJ, mientras que menores dosis de energía mostraron resultados significativamente más bajos (Liu et al., 2019).

Láser de CO₂

El láser de CO₂ ha sido uno de los más empleados en el campo de la endodoncia. En 1993 se publicó el artículo de Önal et al., quienes irradiaron *in vitro* canales radiculares con un láser de CO₂ de 9,6 µm, pulsado —con una duración del pulso de 135 µs—, con una energía de 60 mJ y una densidad de energía de 12 J/cm². Utilizaron, además, una fibra especial de AgCl —que puede introducirse en el interior del canal radicular— con un diámetro de 900 µm. Los dientes fueron irradiados durante 60 segundos a 60 mJ y a 10 Hz. Empleando estos parámetros, el incremento de temperatura no fue nunca superior a los 5 °C. Sus conclusiones, tras estudiar el efecto producido sobre la pared dentinaria, fueron que, si bien este tipo de láser era capaz de eliminar los tejidos orgánicos del interior del conducto radicular, producir la fusión de la hidroxiapatita y dejar los túbulos dentinarios abiertos, estos resultados no se producían de manera uniforme en toda la extensión del canal radicular.

Talebzadeh et al. demostraron, en un artículo publicado en 1994, que el efecto bactericida del láser de CO₂ no difería por especie bacteriana estudiada, en este caso *Escherichia coli*, *Streptococcus mutans* y *Bacillus stearothermophilus*. Por otra parte, para alcanzar el 99,5 % de muerte bacteriana solo se necesitó una densidad de potencia de 500 W/cm², que es el equivalente —con un pulso de 0,1 segundo de duración— a una densidad de energía de 50 J/cm². Obviamente, en la clínica no se pueden emplear cantidades desmesuradas de energía para conseguir efectos bactericidas, puesto que se generarían lesiones iatrogénicas (Khan et al., 1997).

Otros estudios en los que se han irradiado dientes *in vitro* con un láser de CO₂ a 5 W no han logrado mejorar los resultados obtenidos con el hipoclorito de sodio al 3 % (Le Goff et al., 1999).

Una de las dificultades más importantes, referidas a la utilización del láser de CO₂ en el interior del canal radicular, dice relación con la transmisión de su haz de luz. Con este tipo de láser, los mecanismos de transmisión

funcionan mediante tubos huecos con cristales de rodio pulido que conducen el haz de luz desde la caja de resonancia hasta la pieza de mano. Por las características específicas de este haz, no es posible conducirlo por fibra, al contrario de otros tipos de láser, como los de Er: YAG, Er, Cr: YSGG, Nd: YAG o de diodo. Por ello, Kesler et al. (1998) diseñaron un aditamento especial que consiste en una pieza de mano acodada en cuyo extremo puede colocarse una microsonda. En este caso, el haz de luz se conduce a través de una fibra hueca de metal flexible de 300 micras de diámetro, conectada a la pieza de mano. Con esta nueva fibra de metal hueca, los autores irradiaron 30 dientes vitales que debían ser extraídos por problemas periodontales. Los estudios, enfocados en el incremento térmico, se realizaron *in vivo* en tres posiciones distintas, a 3, 6 y 9 mm del ápice del diente tratado. Se comprobó que tanto a 5 W como a 10 W de potencia, y en modo pulsado (1 Hz, duración del pulso de 50 milisegundos, energía por pulso 0,25 J y densidad de energía de 350 J/cm²), se producía un ligero aumento de temperatura, manteniéndose siempre la del diente por debajo de los 38 °C.

Asimismo, el equipo liderado por Kesler evaluó la acción desinfectante del láser de CO₂, efectuando cortes histológicos de los dientes irradiados y observando la presencia bacteriana por microscopía óptica tras una tinción de Gram. Ninguno de los especímenes irradiados mostró colonias bacterianas, mientras que todos los controles —no irradiados— dieron positivo. Como conclusión, los autores exponen que, con esta microsonda de metal hueca y con una densidad de energía de 350 J/cm², es posible lograr un 100 % de desinfección. Esta última afirmación probablemente sea bastante arriesgada, ya que, en primer lugar, la muestra se realizó con dientes vitales sin ninguna patología pulpar —provenían de individuos con una enfermedad periodontal avanzada— y, por lo tanto, no se explica la presencia bacteriana, a no ser que se hubieran contaminado inadvertidamente a partir de la propia microbiota oral. En segundo lugar, el estudio microbiológico se realizó sobre cortes histológicos y tras una simple observación por microscopía óptica.

También hay que advertir que, aunque se disponga de esta microsonda, el hecho de introducirla en un canal curvo sigue siendo una acción difícil, a pesar de tratarse de un objeto flexible y susceptible de ser previamente moldeado.

Kesler et al. publicaron en 1999 un estudio clínico de tres años de seguimiento con dientes endodonciados que habían sido tratados con un láser de CO₂ de 10,6 µm, y con la microsonda. Relatan la experiencia de haber tratado

900 dientes con 1512 canales, en los cuales debía existir una lesión periapical de entre 1 y 3 mm de tamaño. La microsonda se colocaba a unos 6 mm del ápice y, durante la irradiación, se hacían repetidamente movimientos verticales de arriba abajo. Todos los canales fueron irradiados con los siguientes parámetros: 5 W, con una tasa de repetición de 0,5 segundos y 60 pulsos por ciclo, siendo el total de energía liberada por ciclo de 15 J.

Todos los pacientes fueron controlados a los 3, 6 y 12 meses, obteniéndose resultados satisfactorios en el 98 % de los casos. En un 52 % de los casos se observó una reducción de la imagen radiolúcida después de entre 2 y 6 meses. Se consideró un tratamiento exitoso si se apreciaba una disminución de la lesión periapical, ausencia de sintomatología clínica y, evidentemente, la falta de indicación de una cirugía periapical (Kesler et al., 1999).

Además del efecto desinfectante que puede producir el láser de CO₂ en el interior del canal radicular, también hay que valorar la afectación tanto morfológica como estructural de la dentina. Sobre estos cambios morfológicos que los láseres pueden inducir en las paredes dentinarias, Takeda et al. (1999) determinaron que, con el láser de CO₂, se puede producir fusión, carbonización, recristalización y glaseado de la superficie dentinaria.

Estudios recientes, enfocados en los cambios ultraestructurales de la dentina en el límite apical tras la irradiación con láser de CO₂ durante la preparación biomecánica, han concluido que, a medida que se incrementa la potencia del láser, de 3 a 5 W, se producen mayores áreas de dentina fundida que logran sellar el foramen apical (Gonçalves et al., 2010).

El láser de CO₂ también se ha utilizado en cirugía periapical. En un estudio *in vitro* con diferentes láseres, uno de los mejores resultados en la reducción de la filtración marginal apical se obtuvo al realizar la apicectomía con una fresa a 90 grados de inclinación, cavidad retrógrada mediante ultrasonidos, una obturación retrógrada con MTA y finalmente una irradiación con el láser de CO₂ a 1 W, en modo continuo (Pozza et al., 2009).

Láser de diodo

Se trata actualmente de unos de los más utilizados en odontología. Su tamaño reducido, así como su costo asequible, los hacen unos de los más vendidos en el campo del láser en odontología. Las longitudes de onda más utilizadas son 810 nm, 908 nm, 940 nm y 980 nm. Al ser poco absorbidos por el agua, son láseres cuyo efecto se produce en profundidad.

Moritz et al. (1997a) evaluaron la capacidad bactericida del láser de diodo de 810 nm, utilizando dientes unirradiculares inoculados con 10 µl de *Escherichia coli* y *Enterococcus faecalis*, con una concentración inicial de 10⁹ UFC. El láser de diodo fue empleado en modo pulsado, con pulsos de entre 0,01 y 0,02 segundos. Se utilizaron potencias de 2 W, 3 W y 4 W. El tiempo total de irradiación fue de 25 segundos —5 repeticiones de 5 segundos con una pausa breve entre ellas—. Con una potencia de 4 W, se consiguió la eliminación total de bacterias; en cambio, con potencias de 2 y 3 W, se constató presencia de bacterias. Asimismo, observaron que el aumento de temperatura en el exterior de la superficie radicular fue de 6 °C —como máximo— después de 1 segundo de irradiación, y que este crecía alarmantemente hasta los 18 °C después de 3 segundos de irradiación. Por último, notaron que, a potencias de 4 W, los túbulos dentinarios se cerraban completamente.

Según estos autores, el láser de diodo puede recomendarse para los tratamientos endodónticos, debido a su longitud de onda de 810 nm y al hecho de que se puede conducir por unas fibras muy finas y flexibles.

Gutknecht et al. (2000) también investigaron el efecto bactericida del láser de diodo de 810 nm. Para su estudio utilizaron dientes de bovino cortados en secciones longitudinales a diferentes grosores (100, 300 y 500 µm). La inoculación se hizo con 1 µl de una suspensión de la cepa de *Enterococcus faecalis*. La fibra se dispuso formando un ángulo aproximado de 5° con la dentina, para emular de forma más cercana la realidad clínica. Se utilizó una fibra de 400 micras, con un tiempo de irradiación de 30 segundos y una potencia de 0,6 W.

Los resultados demostraron que, en función del grosor de la dentina, la reducción bacteriana es diferente. Con espesores de 100 micras, se lograba un descenso del número de bacterias del 97,07 %; al aumentar el grosor a 300 micras, la reducción bacteriana disminuía hasta un 88,38 %, y finalmente, con grosores de 500 micras, el decremento bacteriano era de solo un 73,96 %.

Los mismos autores han estudiado, utilizando la misma metodología, el efecto bactericida del láser de diodo de 980 nm. Los parámetros utilizados fueron 1,75 W, 2,3 W y 2,8 W, con un tiempo de irradiación de 32 segundos y una fibra de 200 micras, mientras que, por otra parte, los espesores de la dentina fueron de 100, 300 y 500 micras. Cuando se irradió a 1,5 W con un espesor de 100 micras, se eliminó el 70 %; con 300 micras se redujo al 53 %, y con 500 micras solo se redujo al 13 % (Gutknecht et al., 2004).

Si se comparan ambos estudios, se puede observar cómo el láser de diodo de 980 nm tiene un menor efecto bactericida en profundidad, en

comparación con el láser de diodo de 810 nm. Esta diferencia tiene como posible explicación la menor penetración de este tipo de láser, debido a que el láser de 980 nm tiene una alta absorción en agua ($0,68 \text{ cm}^{-1}$), en comparación con el de diodo de 810 nm ($0,12 \text{ cm}^{-1}$).

Todos los láseres de diodo tienen un efecto bactericida que reduce de forma significativa el número de estos microorganismos, haciendo bajar considerablemente el dolor postoperatorio (Kaplan et al., 2021).

Nuevos estudios han mostrado que la aplicación conjunta de dos longitudes de onda (Er, Cr: YSGG y láser de diodo de 940 nm a diferentes parámetros (Er, Cr: YSGG a 1,25 W, 50 Hz y 50 μs , y láser de diodo de 940 nm a 2 W y 50 % DC, por un lado, y Er, Cr: YSGG a 2 W, 20 Hz y 50 μs , y láser de diodo de 940 nm a 2 W y 50 % DC, por otro) puede remover los detritus y el barrillo dentinario, así como las bacterias remanentes del interior de canales radiculares curvos (Nasher et al., 2020).

Láser de Er: YAG

El láser de Er: YAG tiene como medio activo un cristal granate de itrio y aluminio dopado (contaminado) con erbio. Su longitud de onda de 2940 nm le confiere unas características especiales que lo hacen ser bien absorbido tanto en agua como en hidroxiapatita. Por ello, puede ser utilizado sobre tejidos tanto duros dentales como blandos bucales, algo que lo hace muy indicado para su uso en odontología (Hibst y Keller, 1989).

Su absorción en agua es teóricamente 10 veces superior a la del láser de CO_2 , y unas 20 000 respecto al láser de Nd: YAG (Harashima et al., 1997). Debido a las características de su longitud de onda, se puede transmitir por fibra óptica, lo que permite la fabricación de *tips* muy pequeños, de entre 200 y 300 micras, que pueden introducirse en el canal radicular.

El mecanismo mediante el cual el láser de Er: YAG produce la ablación de los tejidos duros dentales funciona mediante la absorción masiva y brusca de la energía por parte del agua intracelular. Esta ebullición ocasiona microexplosiones al producir la evaporación del agua del interior de las células (Hibst et al., 1997).

Las bacterias —que tienen un alto contenido en agua— sufren un efecto similar al ser expuestas a la irradiación del láser de Er: YAG. La evaporación del agua de su interior causa la destrucción de la célula y, con ello, la muerte bacteriana. No obstante, la muerte bacteriana también se ha explicado simplemente por el aumento rápido de su temperatura intracelular (Paghdawala, 1993).

Los primeros estudios sobre el uso del láser Er: YAG en endodoncia fueron realizados en 1989 por Hibst y Keller. Al ser un láser bien absorbido por el agua, su efecto se produce en las capas más superficiales y, por ello, en las capas dentinarias más profundas su acción bactericida es menor en comparación con otros láseres, como los de Nd: YAG. Sin embargo, estudios recientes demuestran que su capacidad bactericida es similar, o en algunos casos mayor, aún en canales curvos. Estos estudios no hacen referencia a la penetración del efecto bactericida, ya que solo recolectan las bacterias del interior del canal principal (Yasuda et al., 2010).

La acción conjunta del láser de Er: YAG e irrigantes convencionales —hipoclorito de sodio, EDTA o clorhexidina— también ha demostrado ser efectiva en la reducción de biofilm de *Enterococcus faecalis*. Cuando el láser de Er: YAG se utiliza, aunque sea a bajas energías (20 mJ, 15 Hz), en conjunto con NaOCl al 5,25 %, los resultados son excelentes y superiores a los que se obtienen con el hipoclorito de sodio al 5,25 % por sí solo. La aplicación de los *tips* radiales (*radial and stripped tips*) con el Er: YAG en la cámara pulpar, y produciendo el efecto PIPS (*photo-induced photoacoustic streaming*), también logra una muy buena desinfección al utilizarse conjuntamente con el NaOCl al 5 %. Sin embargo, cuando se utiliza con agua destilada en el interior del conducto, su efecto bactericida es muy limitado (Lee et al., 2004).

Las nuevas técnicas utilizadas con el láser de Er: YAG, la llamada PIPS y la *shockwave enhanced emission photoacoustic streaming* (SWEEPS), que serán tratadas en otro capítulo, mejoran la limpieza de los túbulos dentinarios, así como el grado de desinfección en los tratamientos de endodoncia (Kharazifard et al., 2021).

Actualmente, los láseres de la familia de los erbios se aplican mayoritariamente con un irrigante en el interior de los canales radiculares. De esta forma, se produce la activación de los irrigantes mediante el láser. Todo ello incrementa la penetración de los cementos en los túbulos dentinarios, con lo cual se produce una mejora en los tratamientos endodónticos (Cheng et al., 2021).

Láser Er, Cr: YSGG

El de Er, Cr: YSGG es un láser con una longitud de onda muy similar al de Er: YAG (2780 nm). Ambos láseres tienen un diseño similar y su medio activo son cristales sólidos muy similares, dopados en ambos casos con erbio, con

la diferencia en la contaminación por cromo (Cr) (Schoop et al., 2004). Ambos son bien absorbidos por el agua y la hidroxiapatita, aunque con algunas diferencias. Estudios sobre la absorción en agua muestran una diferencia de un 300 % entre los coeficientes de absorción de ambos láseres, de Er: YSGG (400 mm^{-1}) y de Er: YAG (1200 mm^{-1}). Esto implica que, mientras con el láser de Er: YAG la penetración en la dentina es de unas 5 micras, con el de Er, Cr: YSGG esta llega a las 15 micras.

Su efecto bactericida ha sido también ampliamente estudiado por diferentes autores (Schoop et al., 2009; Dewsnap et al., 2010). En la mayoría de los casos, los resultados son aceptables, aunque, al igual que con el resto de los láseres, difieren según los parámetros utilizados. Los parámetros aconsejados van desde 1 a 1,5 W, con un máximo de 2 W, con frecuencias de entre los 10 y 20 Hz (Arnabat-Domínguez et al., 2010).

Licata et al. (2015) aconsejan utilizar el láser de Er, Cr: YSGG, con unos parámetros de 75 mJ, una frecuencia de 10 pulsos (0,75 W) y una duración del pulso de 140 μs durante 60 segundos, para obtener su máximo efecto bactericida. En todos los casos, se aconseja situar la fibra a 1 mm del ápice (de la longitud de trabajo), con movimientos circulares de apical a coronal y una velocidad aproximada de 1 mm/s, repitiendo este procedimiento 4 veces con intervalos de 15 segundos entre aplicaciones.

Actualmente, se han diseñado unas puntas con terminación en forma cónica (*radial fire tips*), para emitir la irradiación de forma lateral y no solamente recta. Ello hace que la irradiación acceda a toda la pared de una forma circular, con lo que se logra irradiar una mayor superficie de dentina.

Una decisión que aún se discute es dónde situar la punta de la fibra. Para algunos, y para evitar que el hipoclorito de sodio salga a través del ápice, lo recomendable es que la punta se mantenga en el interior de la cámara o como máximo entre 5 y 8 mm en el interior del canal. Para otros, y en este caso también se aconseja utilizar suero fisiológico o agua destilada como irrigante, la posición del *tip* debe situarse entre 1 y 2 mm del ápice radicular, para moverse hacia la parte más coronal (Peeters y De Moor, 2015).

A pesar de que los primeros estudios sobre el efecto bactericida de este láser se hicieron con el canal radicular en seco —esto es, sin ningún tipo de irrigante—, investigaciones más recientes abogan por mantener el canal con un irrigante, o utilizar el spray de agua/aire del sistema láser.

Los estudios más recientes incorporan el LAI, una técnica de activación del irrigante mediante el láser, que será objeto de otro capítulo de este libro

(Betancourt et al., 2019a). La mayoría de estos nuevos estudios muestran cómo el uso del láser puede incrementar la eficiencia del efecto bactericida del hipoclorito de sodio a muy baja concentración (Betancourt et al., 2019b). Asimismo, al irradiar con el canal húmedo, no se verifican fusión ni carbonización en las paredes dentinarias, como sí se observan túbulos dentinarios abiertos y reducción de detritus y del barrillo dentinario (Merigo et al., 2021).

Referencias bibliográficas

- Ahmad, M., Pitt Ford, T. R., Crum, L. y Walton, A. J. (1988). Ultrasonic debridement of root canals: acoustic cavitation and its relevance. *J. Endod.*, 14, 486-493.
- Arnabat-Domínguez J. (2015). Aplicaciones del láser en endodoncia. *RCOE Revista del Ilustre Consejo General de Colegios de Odontólogos y Estomatólogos de España*, 20(1), 37-45.
- Arnabat-Domínguez, J., Escribano, C., Fenosa, A., Vinuesa, T., Gay-Escoda, C., Berini, L. y Viñas, M. (2010). Bactericidal activity of erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser in root canals. *Lasers Med. Sci.*, 25, 805-810.
- Arslan, D. y Kuştarıcı, A. (2018). The effect of the KTP laser on smear layer and temperature change: an *in vitro* study. *Lasers Med. Sci.*, 33(1), 149-157.
- Bergmans, L., Moisiadis, P., Teughels, W., Van Meerbeek, B., Quirynen, M. y Lambrechts, P. (2006). Bactericidal effects of Nd: YAG laser irradiation on some endodontic pathogens *ex vivo*. *Int. Endod. J.*, 39(7), 547-557.
- Betancourt, P., Merlos, A., Sierra, J. M., Camps-Font, O., Arnabat-Domínguez y J., Viñas, M. (2019a). Effectiveness of low concentration of sodium hypochlorite activated by Er, Cr: YSGG laser against *Enterococcus faecalis* biofilm. *Lasers Med. Sci.*, 34(2), 247-254.
- Betancourt, P., Sierra, J. M., Camps-Font, O., Arnabat-Domínguez, J. y Viñas, M. (2019b). Er, Cr: YSGG laser-activation enhances antimicrobial and antibiofilm action of low concentrations of sodium hypochlorite in root canals. *Antibiotics* (Basel), 8(4), 232.
- Blum, J. Y. y Abadie, M. J. (1997a). Study of the Nd: YAP laser. Effect on canal cleanliness. *J. Endod.*, 23(11), 669-675.
- Blum, J. Y., Michailenco, P. y Abadie, M. J. (1997b). An evaluation of the bactericidal effect of the Nd: YAP laser. *J. Endod.*, 23(9), 583-585.

- Camargo, S. E., Valera, M. C., Camargo, C. H., Fonseca, M. B. y Menezes, M. M. (2005). Effects of Nd: YAG laser irradiation on the root canal dentin wall: a scanning electron microscopic study. *Photomed. Laser Surg.*, 23(4), 399-404.
- Cheng, X., Guan, S., Lu, H., Zhao, C., Chen, X., Li, N., Bai, Q., Tian, Y. y Yu, Q. (2012). Evaluation of the bactericidal effect of Nd: YAG, Er: YAG, Er, Cr: YSGG laser radiation, and antimicrobial photodynamic therapy (aPDT) in experimentally infected root canals. *Lasers Surg. Med.*, 44, 824-831.
- Cheng, X., Wang, X., Liu, N., Guan, Q., Yu, Q. y He, W. (2021). Effect of various laser-activated irrigation protocols on endodontic sealer penetration into the dentinal tubules: a confocal laser scanning microscopy study. *Photobiomodul. Photomed. Laser Surg.*, 39(8), 544-549.
- Dewsnup, N., Pileggi, R., Haddix, J., Nair, U., Walker, C. y Varella, C. H. (2010). Comparison of bacterial reduction in straight and curved canals using erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser treatment versus a traditional irrigation technique with sodium hypochlorite. *J. Endod.*, 36(4), 725-728.
- Esteves-Oliveira, M., De Guglielmi, C. A., Ramalho, K. M., Arana-Chavez, V. E. y De Eduardo, C. P. (2010). Comparison of dentin root canal permeability and morphology after irradiation with Nd: YAG, Er: YAG, and diode lasers. *Lasers Med. Sci.*, 25, 755-760.
- Gonçalves, J. Jr., Marchesan, M. A., Souza-Gabriel, A. E., Vansan, L. P., Sousa-Neto, M. D. y Silva-Sousa, Y. T. (2010). Ultra-structural changes at the apical stop irradiated with CO₂ laser. *Photomed. Laser Surg.*, 28(3), 345-349.
- Gutknecht, N., Franzen, R., Schippers, M. y Lampert, F. (2004). Bactericidal effect of a 980 nm diode laser in the root canals wall dentin of bovine teeth. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 22, 9-13.
- Gutknecht, N., Kaiser, F., Hassan, A. y Lampert, F. (1996a). Long-term clinical evaluation of endodontically treated teeth by Nd: YAG lasers. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 14, 7-11.
- Gutknecht, N., Moritz, A., Conrads, G., Sievert, T. y Lampert, F. (1996b). Bactericidal effect of the Nd: YAG laser in *in vitro* root canals. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 14, 77-80.
- Gutknecht, N., Gogswaardt, D. V., Conrads, G., Apel, C., Schubert, C. y Lampert, F. (2000). Diode laser radiation and its bactericidal effect in root canal wall dentin. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 18, 57-60.
- Harashima, T., Takeda, F. H., Kumura, Y. y Matsumoto, K. (1997). Effect of Nd: YAG laser irradiation for removal of intracanal debris and smear layer in extracted human teeth. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 15, 131-135.
- Hibst, R. y Keller, U. (1989). Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg. Med.*, 9(4), 338-344.
- Hibst, R., Stock, K., Gall, R. y Keller, U. (1997). Er: YAG laser for endodontics: efficiency and safety. *Proc. SPIE.*, 3192, 14-21.
- Kaplan, T., Sezgin, G. P. y Sönmez Kaplan, S. (2021). Effect of a 980 nm diode laser on post-operative pain after endodontic treatment in teeth with apical periodontitis: a randomized clinical trial. *BMC Oral Health.*, 21(1), 1-9.
- Khan, M. A., Khan, M. F., Khan, M. W., Wakabayashi, H. y Matsumoto, K. (1997). Effect of laser treatment on the root canal of human teeth. *Endod. Dent. Traumatol.*, 13, 139-145.
- Kesler, G., Koren, R., Kesler, A., Hay, N. y Gal, R. (1998). Histological changes induced by CO₂ laser microprobe specially designed for root canal sterilization: *in vivo* study. *J. Clin. Lasers Med. Surg.*, 16, 263-267.
- Kesler, G., Koren, R., Kesler, A., Hay, N. y Gal, R. (1999). Three years of clinical evaluation of endodontically treated teeth by 15 F CO₂ laser microprobe: *in vivo* study. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 17, 111-114.
- Kharazifard, M. J., Sattari Khavas, S., Jafarnia, S. y Saberi, S. (2021). Effect of Er: YAG laser irradiation using SWEEPS and PIPS technique on dye penetration depth after root canal preparation. *Photodiagnosis Photodyn. Ther.*, 33, 102136.
- Klinke, T., Klimm, W. y Gutknecht, N. (1997). Antibacterial effects of Nd: YAG laser irradiation within root canal dentine. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 15, 29-31.
- Koba, K., Kimura, Y., Matsumoto, K., Takeuchi, T., Ikarugi, T. y Shimizu, T. (1998). A histopathological study of the morphological changes at the apical seat and in the periapical region after irradiation with a pulsed Nd: YAG laser. *Int. Endod. J.*, 31(6), 415-420.
- Kuštarcic, A., Sümer, Z., Altunbaş, D. y Koşum, S. (2009). Bactericidal effect of KTP laser irradiation against *Enterococcus faecalis* compared with gaseous ozone: an *ex vivo* study. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 107, 73-79.
- Lagori, G., Vescovi, P., Merigo, E., Meleti, M. y Fornaini, C. (2014). The bleaching efficiency of KTP and diode 810 nm lasers on teeth stained with different substances: an *in vitro* study. *Laser Ther.*, 23(1), 21-30.

- Le Goff, A., Dautel-Morazin, A., Guigand, M., Vulcain, J. M. y Bonnaure-Mallet, M. (1999). An evaluation of the CO₂ laser for endodontic disinfection. *J. Endod.* 25(2), 105-108.
- Lee, M. T., Bird, P. S. y Walsh, L. J. (2004). Photo activated disinfection of the root canal: a new role for lasers in endodontics. *Aust. Endod. J.*, 30, 93-98.
- Licata, M. E., Albanese, A., Campisi, G., Geraci, D. M., Russo, R. y Gallina, G. (2015). Effectiveness of a new method of disinfecting the root canal, using Er, Cr: YSGG laser to kill *Enterococcus faecalis* in an infected tooth model. *Lasers Med. Sci.*, 30(2), 707-712.
- Lindström, M. G., Wolf, E. y Fransson, H. (2017). The antibacterial effect of Nd: YAG laser treatment of teeth with apical periodontitis: a randomized controlled trial. *J. Endod.*, 43(6), 857-863.
- Martins, M. R., Carvalho, M., Pina-Vaz, I., Capelas, J. A., Martins, M. A. y Gutknecht, N. (2013). Efficacy of Er, Cr: YSGG laser with endodontical radial firing tips on the outcome of endodontic treatment: blind randomized controlled clinical trial with six-month evaluation. *Lasers Med. Sci.*, 28, 1049-1055.
- Martins, M. R., Carvalho, M., Pina-Vaz, I., Capelas, J. A., Martins, M. A. y Gutknecht, N. (2014). Outcome of Er, Cr: YSGG laser-assisted treatment of teeth with apical periodontitis: a blind randomized clinical trial. *Photomed. Laser Surg.* 32, 3-9.
- Merigo, E., Bufflier, P., Rocca, J. P., Chevalier, M., Medioni, E., Meng, Z. y Fornaini, C. (2021). Bactericidal effect of Er, Cr: YSGG laser irradiation on endodontic biofilm: an *ex vivo* study. *J. Photochem. Photobiol. B.*, 218, 112185.
- Moritz, A., Gutknecht, N., Goharkhay, K., Schoop, U., Wernisch, J. y Sperr, W. (1997). *In vitro* irradiation of infected root canals with a diode laser: results of microbiologic, infrared spectrometric, and stain penetration examination. *Quintessence Int.*, 28, 205-209.
- Moritz, A., Jakolitsch, S., Goharkhay, K., Schoop, U., Kluger, W., Mallinger, R., Sperr, W. y Georgopoulos, A. (2000). Morphologic changes correlating to different sensitivities of *Escherichia coli* and *Enterococcus faecalis* to Nd: YAG laser irradiation through dentin. *Lasers Surg. Med.*, 26, 250-261.
- Moritz, A., Schoop, U., Goharkhay, K., Jakolitsch, S., Kluger, W., Wernisch, J. y Sperr, W. (1999). The bactericidal effect of Nd: YAG, Ho: YAG and Er: YAG laser irradiation in the root canal: an *in vitro* comparison. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 17, 161-164.
- Moriyama, E. H., Zângaro, R. A., Villaverde, A. B., Lobo, P. D., Munin, E., Watanabe, I. S., Júnior, D. R. y Pacheco, M. T. (2004). Dentin evaluation after Nd: YAG laser irradiation using short and long pulses. *J. Clin. Laser Med. Surg.* 22, 43-50.
- Namour, A., Geerts, S., Zeinoun, T., De Moor, R. y Nammour, S. (2016). Safety irradiation parameters of Nd: YAP laser beam for endodontic treatments: an *in vitro* study. *Biomed. Res. Int.*, 2016, 4741516.
- Namour, A., Nammour, S., Peremans, A., Heysselaer, D. y De Moor, R. J. (2014). Treatment of dentinal hypersensitivity by means of Nd: YAP laser: a preliminary *in vitro* study. *Scientific World Journal*, 2014, 323604.
- Nasher, R., Hilgers, R. D. y Gutknecht, N. (2020). Debris and smear layer removal in curved root canals using the dual wavelength Er, Cr: YSGG/diode 940 nm laser and the XP-endoshaper and finisher technique. *Photobiomodul. Photomed. Laser Surg.*, 38(3), 174-180.
- Önal, B., Ertl, T., Siebert, G. y Müller, G. (1993). Preliminary report on the application of pulsed CO₂ laser radiation on root canals with AgCl fibers: a scanning and transmission electron microscopic study. *J. Endod.*, 19, 272-276.
- Peeters, H. H. y De Moor, R. J. (2015). Measurement of pressure changes during laser-activated irrigant by an erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet laser. *Lasers Med. Sci.*, 30(5), 1449-1455.
- Paghdiwala, A. F. (1993). Root resection of endodontically treated teeth by erbium: YAG laser radiation. *J. Endod.*, 19, 91-94.
- Pirnat, S., Lukac, M. y Ihan, A. (2011). Study of the direct bactericidal effect of Nd: YAG and diode laser parameters used in endodontics on pigmented and nonpigmented bacteria. *Lasers Med. Sci.*, 26, 755-761.
- Podolak, B., Nowicka, A., Woźniak, K., Szyszka-Sommerfeld, L., Dura, W., Borawski, M., Dembowska, E. y Lipski, M. (2020). Root surface temperature increases during root canal filling *in vitro* with Nd: YAG laser-softened gutta-percha. *Journal of Healthcare Engineering.*, 2020, 8828272.
- Pozza, D. H., Fregapani, P. W., Xavier, C. B., Weber, J. B. y Oliveira, M. G. (2009). CO₂, Er: YAG and Nd: YAG lasers in endodontic surgery. *J. Appl Oral Sci.*, 17(6), 596-599.
- Schoop, U., Barylyak, A., Goharkhay, K., Beer, F., Wernisch, J., Georgopoulos, A., Sperr, W. y Moritz, A. (2009). The impact of an erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser with radial-firing tips on endodontic treatment. *Lasers Med. Sci.*, 24(1), 59-65.

- Schoop, U., Kluger, W., Dervisbegovic, S., Goharkhay, K., Wernisch, J., Georgopoulos, A., Sperr, W. y Moritz, A. (2006). Innovative wavelengths in endodontic treatment. *Lasers Surg. Med.*, 38, 624-630.
- Schoop, U., Kluger, W., Moritz, A., Nedjelik, N., Georgopoulos, A. y Sperr, W. (2004). Bactericidal effect of different laser systems in the deep layers of dentin. *Lasers Surg. Med.*, 35, 111-116.
- Siqueira, J. F., Roças, I. N., Favieri, A. y Lima, K. C. (2000). Chemomechanical reduction of the bacterial population in the root canal after instrumentation and irrigation with 1 %, 2,5 % and 5,25 % sodium hypochlorite. *J. Endod.*, 26, 331-334.
- Spencer, P., Cobb, C. M., McCollum, M. H. y Wieliczka, D. M. (1996). The effects of CO₂ laser and Nd: YAG with and without water/air surface cooling on tooth structure: correlation between FTIR spectroscopy and histology. *J. Periodontal Res.*, 31(7), 453-462.
- Takeda, F. H., Harashima, T., Eto, J. N., Kimura, Y. y Matsumoto, K. (1998). Effect of Er: YAG laser treatment on the root canal walls of human teeth: an SEM study. *Endod. Dent. Traumatol.*, 14, 270-273.
- Takeda, F. H., Harashima, T., Kimura, Y. y Matsumoto, K. (1999). A comparative study of the removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of laser. *Int. Endod. J.*, 32, 32-39.
- Talebzadeh, N., Morrison, R. y Fried, M. (1994). Comparative cell targeting *in vitro* using the CO₂ laser. *Lasers Surg. Med.*, 14, 164-167.
- Tokuc, M., Ozalp, S., Topcuoglu, N. y Kulekci, G. (2019). Bactericidal effect of 2780 nm Er, Cr: YSGG laser combined with 940 nm diode laser in *Enterococcus faecalis* elimination: a comparative study. *Photobiomodul. Photomed. Laser Surg.*, 37(8), 489-494.
- Wang, X., Cheng, X., Liu, X., Wang, Z., Wang, J., Guo, C., Zhang, Y. y He, W. (2018). Bactericidal effect of various laser irradiation systems on *Enterococcus faecalis* biofilms in dentinal tubules: a confocal laser scanning microscopy study. *Photomed. Laser Surg.*, 36(9), 472-479.
- Yasuda, Y., Kawamorita, T., Yamaguchi, H. y Saito, T. (2010). Bactericidal effect of Nd: YAG and Er: YAG lasers in experimentally infected curved root canals. *Photomed Laser Surg.*, 28, suppl. 2, S75-S78.
- Zan, R., Hubbezoglu, I., Sümer, Z., Tunç, T. y Tanalp, J. (2013). Antibacterial effects of two different types of laser and aqueous ozone against *Enterococcus faecalis* in root canals. *Photomed. Laser Surg.*, 31, 150-154.

IRRIGACIÓN ACTIVADA POR LÁSER

Pablo Betancourt,¹ Eulàlia Sans Serramitjana²
y Haitham Elafifi Ebeid³

El objetivo del tratamiento endodóntico es mantener o recuperar la salud perirradicular, a través del control de la infección del sistema de canales radiculares, manteniendo así la funcionalidad del diente, sin signos o síntomas de origen endodóntico.

La terapia endodóntica no quirúrgica implica la conformación y limpieza simultánea del sistema de canales radiculares, espacio confinado al interior de los tejidos duros de la corona y la raíz del diente (Peters et al., 2001). Durante esta fase, los tejidos vitales y/o necróticos se eliminan del sistema de canales radiculares; los instrumentos también ayudarán a eliminar la dentina del canal radicular, así como a remover el biofilm bacteriano cuando esté presente.

A pesar de la importante evolución en los sistemas de instrumentación, irrigación y, últimamente, obturación, la terapia convencional no quirúrgica presenta una serie de limitaciones, las cuales describiremos a continuación.

1 Laboratorio de Investigación en Endodoncia, Centro de Investigación en Ciencias Odontológicas, Departamento de Odontología Integral Adultos, Facultad de Odontología, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile.

2 Núcleo Científico Tecnológico en Biorrecursos, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile.

3 Máster en Aplicaciones del Láser en Odontología, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad de Barcelona, Barcelona, España.

Morfología del canal radicular

Debido a la existencia de canales accesorios, anastomosis, aletas, prolongaciones ovaladas, así como ramificaciones apicales, el canal se presenta como una red tridimensional compleja, lo que dificulta la eliminación completa de detritos y bacterias cuando se utilizan métodos convencionales. Además, la superficie del canal radicular, formada por dentina, presenta túbulos dentinarios con un diámetro promedio de 0,6 a 3,2 μm y una longitud de 1 a 2 mm, lo que brinda vías de colonización a los microorganismos (Haapasalo et al., 2011).

Técnica de instrumentación convencional

Se han descrito numerosos resultados indeseables de la preparación apical, como el transporte apical, el debilitamiento de la estructura radicular y la generación de *microcracks* (Liu et al., 2013). Peters et al. (2001) demostraron, mediante tomografía computarizada de haz cónico (TCHC), que la instrumentación mecanizada rotatoria deja un $\geq 35\%$ de la superficie del canal radicular sin tratar, impidiendo la remoción completa del biofilm. Por otra parte, la instrumentación del canal radicular genera barro dentinario, o *smear layer*, el cual se define como la mezcla de residuos de dentina, restos de tejido pulpar, procesos odontoblásticos y microorganismos, si están presentes (figura 7.1). Se ha señalado que el *smear layer* puede actuar como un agente protector del biofilm, y como inhibidor de la acción antibacteriana de las soluciones irrigantes empleadas en endodoncia (Haapasalo et al., 2007).

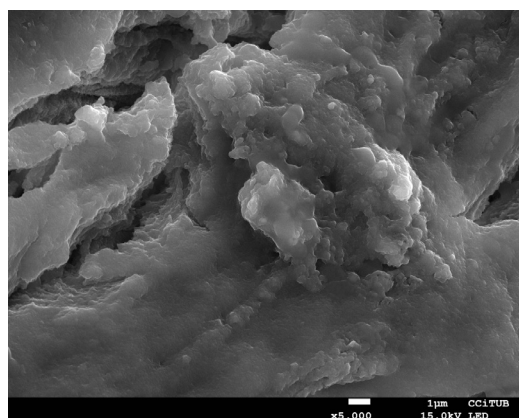


Figura 7.1. Corte transversal de un diente extraído (obtenido por microscopía electrónica de barrido, 5000x), donde se aprecia la presencia de barro dentinario y biofilm bacteriano (Imagen: Dr. Betancourt).

Irrigación convencional

Distintos autores refieren el uso de la jeringa endodóntica como un procedimiento sencillo, y brindan pautas para hacer que la irrigación sea más efectiva al disminuir la probabilidad de extrusión. Sin embargo, existe consenso en la dificultad que presenta la acción del irrigante en canales angostos y en áreas de difícil acceso, como la zona apical, istmos, canales laterales y túbulos dentinarios.

Un estudio de dinámica de fluidos computacional concluyó que la liberación del irrigante se limitó a entre 1 y 1,5 mm hacia apical desde la punta de la aguja, por lo que, para garantizar el intercambio de fluidos, la punta de la aguja debe ser posicionada a 1 mm de la longitud de trabajo, o LT (Boutsiosouk et al., 2009). Sin embargo, debido a la complejidad anatómica, especialmente de dientes con curvaturas pronunciadas, esto no siempre es factible.

Toxicidad del hipoclorito de sodio (NaOCl)

A pesar del efecto antibacteriano bien documentado del NaOCl, las propiedades químicas que inducen la muerte bacteriana degradan o pueden interferir con la integridad de las células huésped. El NaOCl tiene una acción inespecífica y se ha visto que el daño que provoque dependerá de la concentración (Zhang et al, 2003). Cuando la concentración disminuye, la capacidad bactericida disminuye proporcionalmente. Esto significa que, mientras se gana seguridad, se pierde eficacia bactericida. El contacto involuntario prolongado con las células huésped puede causar dolor e inflamación (Zhu et al., 2013).

Debido a las diversas limitaciones de la terapia endodóntica no quirúrgica, gran parte de los esfuerzos del mundo científico se han dirigido a la investigación de sistemas que generen agitación del irrigante al interior del canal radicular. Entre ellos, destaca el empleo del sistema láser.

Irrigación activada por láser (LAI)

Durante la última década, se ha investigado el uso de energía láser para inducir la cavitación y el flujo acústico de irrigantes al interior del canal radicular, dando como resultado una serie de protocolos clínicos (Walsh et al., 2017).

La irrigación activada por láser (LAI, del inglés: *laser activated irrigation*) se basa en la alta absorción de energía láser por parte del agua. La absorción genera efectos fotoacústicos y fotomecánicos a medida que se crean burbujas de aire y vapor en el irrigante. Un colapso forzado de burbujas provoca implosiones que impactan en las superficies, provocando fuerzas de corte, deformación de la superficie y eliminación del material de la superficie (de Groot et al., 2009). La mayoría de los trabajos sobre LAI han utilizado láseres que operan en la región del infrarrojo medio, donde la absorción de agua es más fuerte, como el láser de Er: YAG (longitud de onda de 2940 nm) y el de Er, Cr: YSGG (longitud de onda de 2780 nm) (George et al., 2008).

Como se ha dicho, la LAI se basa en las ondas de choque de colapso y el flujo de fluido a alta velocidad que son causados por la rápida expansión e implosión de burbujas inducidas por el láser (Matsumoto et al., 2011), fenómeno conocido como cavitación. La solución de irrigación energizada se vuelve más reactiva, fluyendo hacia la compleja red tridimensional del sistema de canales radiculares, mejorando así su grado de limpieza y desinfección (figura 7.2).



Figura 7.2. Representación del flujo turbulento que se produce al interior del sistema de canales radiculares al activar el irrigante mediante un láser de erbio. Las flechas esquematizan las distintas vías que puede tomar el irrigante, alcanzando zonas de difícil acceso, como el tercio apical o los canales accesorios. En el extremo superior, se aprecia la fibra del láser activando el irrigante. (Figura: Dr.Elafifi).

Cavitación

La cavitación se define como «la formación de un espacio vacío y el colapso rápido de una burbuja en un líquido» (Prosperetti, 2004). Una vez que la energía del láser es absorbida por la solución, se produce un sobrecalentamiento instantáneo hasta el punto de ebullición del agua (100 °C), lo que da como resultado la formación de una burbuja de vapor de cavitación inicial, que se expande desde la punta. Mientras dura la emisión del rayo láser, este atraviesa la burbuja evaporando el agua frente a ella, permitiendo que siga aumentando de volumen. Este fenómeno fue descrito por Van Leeuwen et al. (1991) y se denominó efecto Moisés. Una vez que la emisión del láser se detiene, la burbuja comienza a colapsar. La contracción genera ondas de presión que primero se desplazan a velocidad supersónica (ondas de choque) y luego a velocidad sónica (ondas acústicas) (Matsumoto et al., 2011), creando fuerzas de cizallamiento a lo largo del canal radicular (De Groot et al., 2009) (figura 7.3).

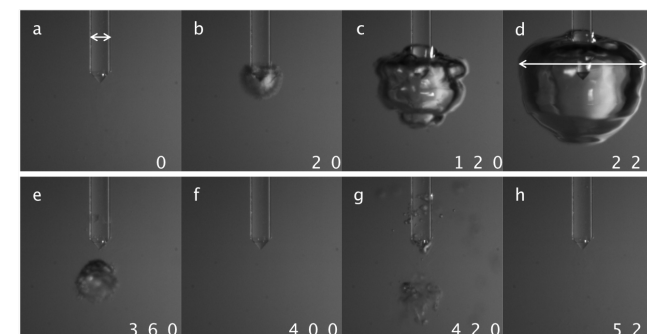


Figura 7.3. Formación, expansión e implosión de una burbuja inducida por el láser en solución acuosa libre. Los números representan el tiempo (microsegundos) desde el inicio del pulso láser. (d) Burbuja de vapor más grande, (e) implosión, (g) burbujas de cavitación secundaria (Imagen usada con autorización: Matsumoto et al., 2011).

Adicionalmente, un flujo de líquido de alta velocidad se forma durante el colapso de la burbuja (Song et al., 2004). Como resultado de un cambio abrupto y extenso de presión, una vez que el colapso de la burbuja de vapor principal ha terminado, se observan nuevas burbujas de cavitación más pequeñas. Este fenómeno se llama *rebound* (Akhatov et al., 2001). Estas burbujas de

cavitación secundarias también pueden colapsar, formando burbujas aún más pequeñas, que pueden desaparecer repetidamente en cantidades decrecientes (figura 7.4).

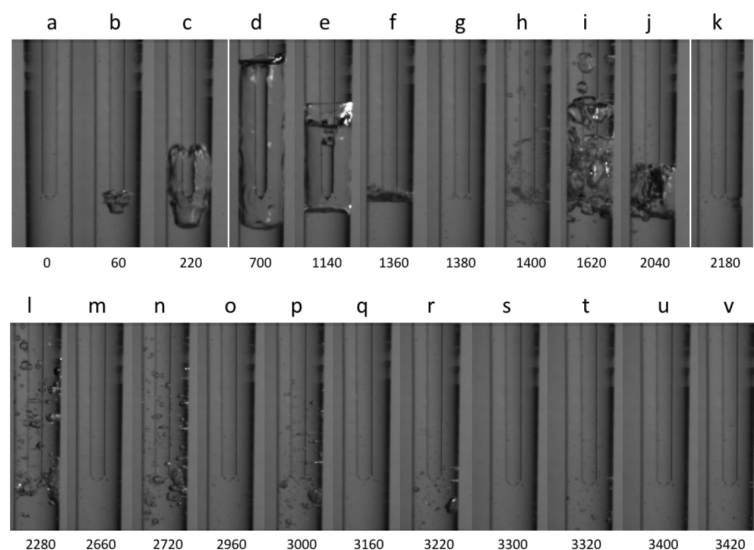


Figura 7.4. Fenómeno de cavitación en un modelo de canal radicular (50 mJ, 1 pps). (b-d) Expansión vertical de la burbuja de vapor, (d) burbuja de vapor más grande, (e-g) implosión, (i, l, n, p, r) burbujas de cavitación secundarias emergentes (Imagen usada con autorización: Matsumoto et al., 2011).

Diferentes parámetros del láser influyen en el fenómeno de la cavitación (De Moor y Meire, 2014): 1.º, la energía del pulso influirá en el tiempo de vida y el tamaño de la burbuja; 2.º, el tamaño de la burbuja aumentará con el aumento del diámetro de la fibra; 3.º, la duración del pulso determina el tamaño y, en menor medida, la forma de la burbuja. Los pulsos más cortos producen burbujas más anchas, así como el tamaño de la burbuja disminuye con pulsos más largos; 4.º, la forma de la punta de la fibra determina en gran medida la forma de la cavitación. Las puntas de fibra simple dan como resultado burbujas esferoidales alargadas, mientras que las puntas de fibra cónicas dan como resultado burbujas más esféricas, con la punta de la fibra actuando como el centro de la esfera. Una punta cónica con un extremo plano dará como resultado una burbuja con forma de manzana.

Posición de la fibra láser

Para evitar la extrusión y otros efectos térmicos no deseados, la fibra/punta del láser debe mantenerse alejada del ápice. Por otro lado, debe garantizarse una limpieza y desinfección eficiente y segura del canal radicular. En la actualidad existen dos aproximaciones para el empleo del láser en endodoncia: una que mueve o mantiene fija la punta de fibra al interior del canal radicular, y otra que utiliza la punta de fibra fija en la cámara pulpar (figura 7.5). La diferencia entre el enfoque convencional (fibra en el canal radicular, LAI) y el protocolo PIPS y/o SWEEPS (fibra fuera del canal radicular, en la cámara pulpar) se explicará con más detalle.

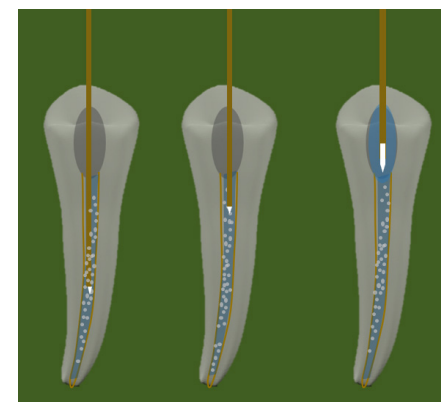


Figura 7.5. En la imagen se pueden apreciar los distintos enfoques de activación del irrigante en endodoncia. El primero es el enfoque convencional, que hace referencia a realizar la activación al interior del canal radicular. El segundo enfoque modifica la posición de la fibra láser, ubicándola a la entrada del canal radicular. El tercer enfoque (PIPS y SWEEPS) consiste en posicionar la fibra láser en la cámara pulpar (Figura: Dr.Elafifi).

El uso de la técnica LAI convencional ha sido principalmente descrito posicionando la fibra del láser en el interior del canal radicular (a entre 1 y 5 mm del ápice). Sin embargo, se ha demostrado que ubicar la fibra a la entrada del canal, empleando un láser de Er, Cr: YSGG (1 W, 10 Hz, 100 mJ), puede producir una alta efectividad antibacteriana, otorgando mayor seguridad para el paciente (Betancourt et al., 2021).

Nuestro grupo de investigación ha diseñado un modelo estandarizado original para simular las condiciones dentro del canal radicular, reproduciendo una interfaz solución-aire (Betancourt et al., 2019a). El modelo consiste en una pipeta Pasteur modificada (figura 7.6). Las dimensiones del modelo son de 7 cm de longitud, 6,95 mm de diámetro en el extremo superior y 1,1 mm de diámetro interno. El extremo superior de la pipeta actúa como depósito del irrigante. El extremo de la pipeta fue sellado con adhesivo estéril, con el objeto de asemejar el efecto de la raíz rodeada de hueso y ligamento

periodontal, además de crear una burbuja de aire apical. Cada pipeta fue inoculada con 100 μ l de suspensión bacteriana de *Enterococcus faecalis*, y fue incubada a 37 °C durante 24 horas para permitir la colonización y adhesión bacteriana a las paredes internas.



Figura 7.6. Modelo de pipeta Pasteur modificada, propuesto para el estudio del efecto antimicrobiano de la irrigación activada por láser. El extremo superior representa la cámara pulpar con el irrigante en su interior. El extremo inferior representa el canal radicular, donde se encuentran adheridas las bacterias. Nótese que el irrigante no inunda el extremo inferior, debido a la acción del adhesivo estéril (Imagen: Dr. Betancourt).

El protocolo LAI se realizó mediante el uso del láser pulsado de Er, Cr: YSGG (Waterlase iPlus; BIOLASE, Irvine, CA, EE. UU.), con una longitud de onda de 2780 nm. Los parámetros operativos del láser fueron: potencia de 1 W, frecuencia de repetición de 10 Hz, energía de pulso de 100 mJ y duración de pulso de 140 μ s para todos los grupos en los que se empleó el láser. La función de rociado de agua coaxial de la pieza de mano Gold (BIOLASE, Irvine, CA, EE. UU.) fue apagada durante el tratamiento. Se utilizó una fibra RFT 2 (Endolase, BIOLASE; 200 μ m de diámetro, longitud de 21 mm, factor de calibración de > 0,55) (figura 7.7). La potencia real fue de 0,55 W a 10 Hz y 55 mJ por pulso. La punta se posicionó solo en el depósito cilíndrico y se activó con un movimiento corto (de entre 2 y 3 mm) hacia arriba y hacia abajo. Los ciclos de irradiación láser fueron de 60 segundos.

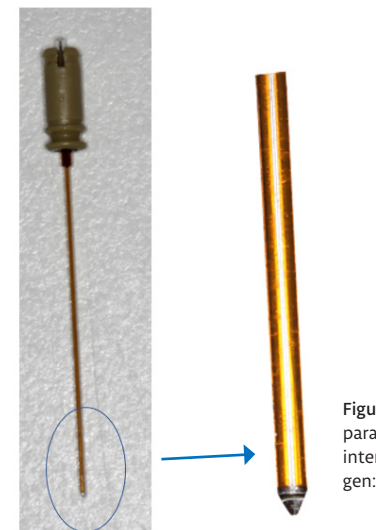


Figura 7.7. Fibra láser empleada para la activación del irrigante al interior del canal radicular (Imagen: Dr. Elafifi).

Al emplear el láser de Er, Cr: YSGG, se generó un efecto cavitacional al interior del irrigante. Los parámetros láser empleados favorecieron el desplazamiento del irrigante hasta la zona apical del modelo, eliminando el efecto de vacío generado por el adhesivo, a diferencia de lo observado en el grupo ultrasónico. Desde el punto de vista microbiológico, el láser de Er, Cr: YSGG demostró mejorar la efectividad antibacteriana del hipoclorito a baja concentración, incluso al posicionar el *tip* del láser en el reservorio cilíndrico superior del modelo, sin la necesidad de introducir la punta en el canal.

Trabajando en canales radiculares humanos (modelo *ex vivo*), logramos demostrar que una concentración de NaOCl al 0,5 % puede desinfectarlos de manera efectiva cuando se combina adecuadamente con la activación a través de un láser de Er, Cr: YSGG (Betancourt et al., 2019b; Betancourt et al., 2020). Obviamente, esto permitiría incrementar la seguridad del tratamiento al emplear una concentración menos tóxica de NaOCl. Para llevar a cabo el experimento, se trabajó con un biofilm de *E. faecalis* de 10 días de crecimiento (figura 7.8).

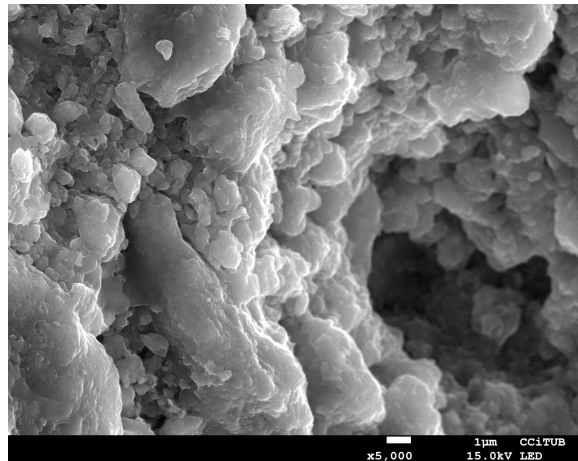
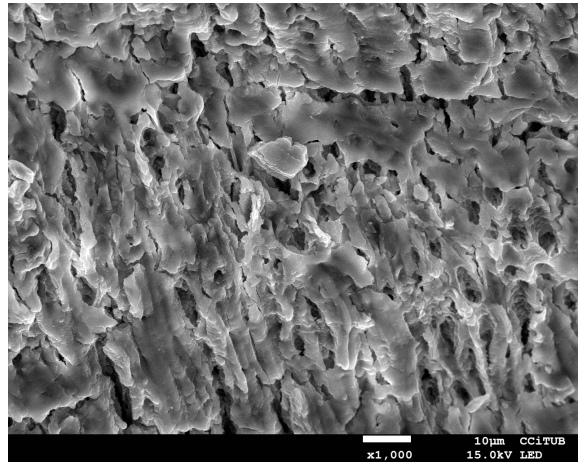


Figura 7.8. (a y b) Biofilm de *E. faecalis* de 10 días de crecimiento sobre la dentina al interior del canal radicular (imagen de microscopía de barrido electrónico, x1000 y x5000) (Imagen: Dr. Betancourt).

La microscopía electrónica de barrido reveló que una amplia región de la pared del canal y los túbulos estaban libres de microorganismos (figura 7.9). Del mismo modo, la microscopía electrónica láser confocal demostró que gran parte de los microorganismos perdían su viabilidad (figura 7.10). Fue evidente que el efecto era similar al del NaOCl al 2,5 % aplicado mediante irrigación convencional. Esto es relevante, ya que demuestra que, activadas con láser, las concentraciones bajas de NaOCl son tan efectivas como las concentraciones más altas. En cualquier caso, este hallazgo fue visto por nosotros como un argumento de refuerzo para el uso del láser en endodoncia.

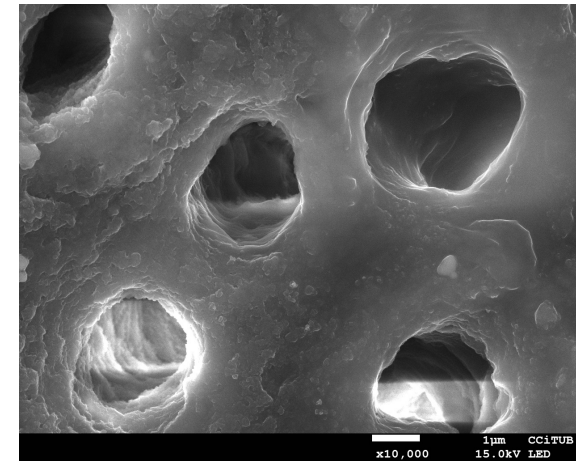
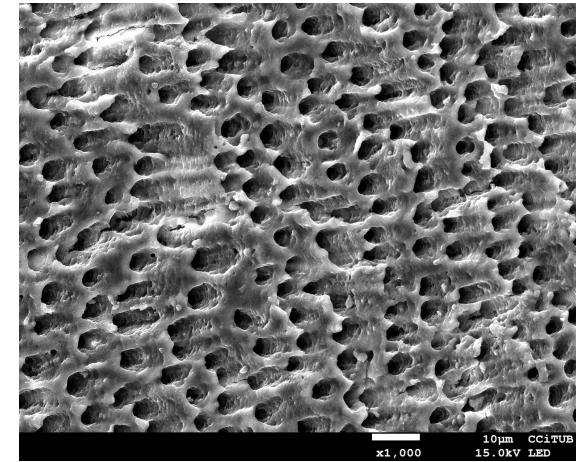


Figura 7.9. Dentina radicular tratada con 0,5 % de hipoclorito de sodio activado por láser de Er, Cr: YSGG mediante protocolo PIPS (imagen SEM, x1000). Los parámetros empleados fueron 1 W, 10 Hz, 100 mJ y 140 μs, utilizando una punta de 200 μm de diámetro. La superficie dentinaria se aprecia libre de residuos dentinarios. En la segunda imagen se aprecian los túbulos dentinarios con un aumento mayor, libres de barro dentinario (x10 000) (Imagen: Dr. Betancourt).

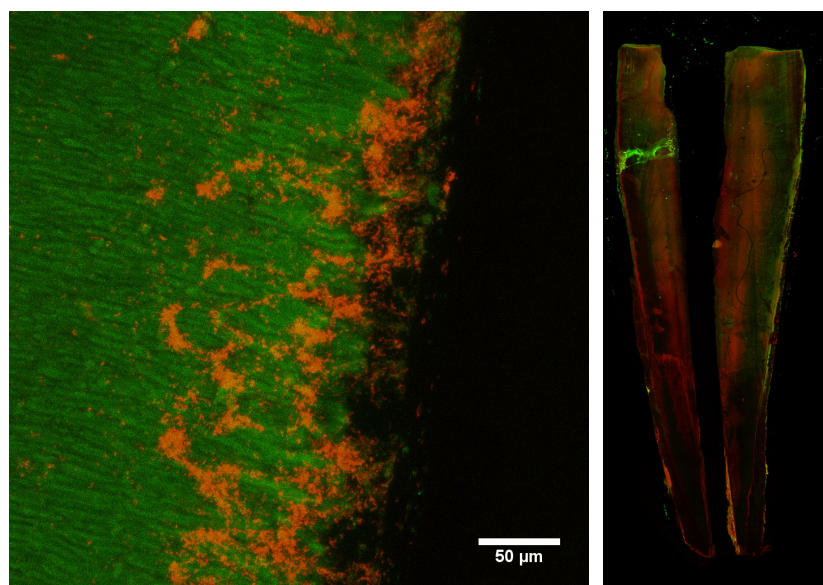


Figura 7.10. Estructura dentinaria posterior a la activación del hipoclorito de sodio al 0,5 % mediante láser de Er, Cr: YSGG (imagen de microscopía confocal de barrido). A la izquierda se puede apreciar cómo el láser es capaz de impulsar el irrigante al interior de los túbulos dentinarios (50 µm). A la derecha, una visión general del corte transversal del diente, donde se aprecia un mayor porcentaje de bacterias no viables (en rojo) (1000 µm) (Imagen: Dr. Betancourt).

Algunos de los estudios reportados en la literatura coinciden en que no es necesario insertar la punta del láser cerca del ápice o extremo apical de la preparación, sino que sugieren colocar las puntas de la fibra (de 200, 300 y 320 µm de diámetro) a 5 mm desde el ápice anatómico (Matsumoto et al., 2011; De Moor et al., 2009; de Moor et al., 2010; Deleu et al., 2013). Una de las razones que justifican esto es prevenir la extrusión del irrigante más allá del ápice.

PIPS

El PIPS es un proceso de irrigación activado por láser avanzado mediante el cual se emiten fotones de luz a niveles de energía muy bajos y con pulsos de microsegundos, esto es, de corta duración. A diferencia de otras formas de irrigación activada por láser, el PIPS utiliza un diseño único de

punta cónica, que permite la dispersión lateral y la propagación de la onda de choque generada en líquidos a niveles subablativos, a través de eventos fotoacústicos y fotomecánicos. Esto evita la posibilidad de daño térmico y permite una transmisión tridimensional efectiva cuando se utilizan los parámetros y protocolos correctos.

La técnica del PIPS ha mostrado generar una fuerte agitación de los líquidos al interior del canal radicular. Este fenómeno se produce al activar la solución irrigante a través de un profundo fenómeno fotoacústico y fotomecánico, que genera un flujo más rápido de fluidos en comparación con la irrigación ultrasónica pasiva (PUI), llegando a ser incluso tres veces mayor en magnitud. El uso de baja energía (20 mJ a 15 Hz y 0,3 W o menos de potencia media) genera un efecto térmico mínimo (Do y Gaudin, 2020).

Las variaciones de temperatura se han medido con termopares colocados a 5 mm del ápice en la superficie radicular externa. Se observó un aumento de temperatura de 1,2 °C después de 20 segundos, y de 1,5 °C después de 40 segundos de radiación continua. Las moléculas de agua generan fuertes ondas de choque que absorben cada impulso y generan un flujo efectivo de fluidos dentro del canal, al tiempo que evitan los efectos secundarios observados en otras metodologías. La punta emisora lateral, ahusada y pelada, colocada de manera estacionaria superior al orificio del conducto, minimiza el reborde, el transporte del ápice o la perforación, y la carbonización, como se ve en los conductos con puntas anulares en los extremos (DiVito et al., 2011).

Las superficies del canal radicular irrigadas con 2 ml de solución de hipoclorito de sodio al 5,5 % y 2 ml de EDTA al 17 % irradiados durante 20 segundos, mostraron túbulos limpios y abiertos, esencialmente sin capa de barro dentinario o residuos restantes. Según Peters et al. (2011), el PIPS mostró una mayor reducción de la contaminación bacteriana y una menor concentración bacteriana en las secciones transversales de los canales apicales, en comparación con la activación ultrasónica y la irrigación con jeringa. En la irrigación activada por láser, la punta del láser debe colocarse a 1 mm del ápice, mientras otras técnicas tradicionales requieren la colocación de la punta a 5 mm del ápice. La técnica PIPS elimina la necesidad de introducir la punta en el sistema de conductos radiculares, debido a su efecto profundo y distante (Blanken et al., 2009).

La punta debe colocarse en la porción coronal de la cámara pulpar y dejarse fija. Se utiliza un láser Er: YAG de 2940 nm, con una punta cónica de 14 mm de largo y 400 micrones de diámetro de nuevo diseño (DiVito et al., 2011).

SWEEPS

El SWEEPS representa la evolución tecnológica del PIPS. El láser es el mismo de Er: YAG (2940 nm), ahora producido en dos modelos (LightWalker y SkyPulse, Fotona). El modo endo permite la emisión de energía en dos modalidades: pulso único y pulso dual. La modalidad de pulso único supercorto (50 microsegundos, igual que para PIPS) se acompaña hoy de la modalidad de pulso único ultracorto (25 microsegundos, USP) que permite modular mejor la energía emitida, manteniendo la misma potencia de pico (es decir, 400 W de potencia máxima con solo 10 mJ) o una potencia máxima más potente (800 W con la misma energía (20 mJ) que PIPS. Además, ahora está disponible la emisión en la modalidad de doble pulso, que hace sonar un segundo pulso láser después del primero en rápida sucesión. El intervalo de emisión entre un pulso y otro varía aleatoriamente de 250 a 600 microsegundos (SWEEPS-Auto). Más sofisticada es la emisión del segundo pulso en resonancia con el primero (X-SWEEPS); esto puede ocurrir cuando el retardo del segundo pulso permite un timbre exacto que coincide con el momento en que la primera burbuja está todavía en fase de implosión, implementando así la cavitación primaria producida. Esta tecnología permite optimizar las ondas de presión producidas en función del volumen interno del diente a tratar (molar, premolar, incisivo). Asimismo, la posibilidad de modular la potencia de pico del pulso único, y consecuentemente de la onda de presión del irrigante intracanal, permite una mejor gestión del riego en los casos de canales particularmente anchos y ápices reabsorbidos de grandes dimensiones.

La activación por láser y la agitación de los irrigantes introdujeron un nuevo estándar en los diversos métodos de irrigación. La activación con láser de Er: YAG ha sido validada por diversos artículos revisados por pares y ofrece varias ventajas sobre otros métodos, entre las que destacan: proporcionar una activación química superior del NaOCl, incrementar la disolución de restos de pulpa por el NaOCl, proporcionar una disrupción física superior sobre el biofilm, generar una remoción superior del barrillo dentinario en comparación a EDTA, y presentar un efecto bactericida superior. Más aun, el fácil posicionamiento del *tip* en la cámara pulpar facilita llevar a cabo la etapa de desinfección, permitiendo la irrigación de canales estrechos con la misma sencillez que la irrigación de canales más amplios. Además, produce, en canales estrechos, un flujo de fluidos más efectivo y rápido en dirección apical, pero con presión reducida.

El protocolo SWEEPS puede comenzar justo después de la apertura de la cavidad de acceso, lo que permite una reducción progresiva de la carga bacteriana, incluso antes de la exploración y preparación de los canales. Además, al activar el NaOCl, tiene la capacidad de disolver el tejido pulpar, reduciendo la posibilidad de permanencia de remanentes pulpares posterior a la instrumentación. Clínicamente, es de gran ayuda en conductos calcificados, en caso de instrumento separado, así como de retratamiento endodóntico.

Referencias bibliográficas

- Akhatov, I., Lindau, O., Topolnikov, A., Mettin, R., Vakhitova, N. y Lauterborn, W. (2001). Collapse and rebound of a laser-induced cavitation bubble. *Physics of Fluids*, 13, 2805-2819.
- Betancourt, P., Arnabat-Domínguez, J. y Viñas, M. (2021). Irrigación activada por láser en endodoncia. *Int. J. Odontostomat.*, 15(3), 773-781.
- Betancourt, P., Merlos, A., Sierra, J. M., Arnabat-Domínguez, J. y Viñas, M. (2020). Er, Cr: YSGG laser-activated irrigation and pasive ultrasonic irrigation: comparision of two stretegies for root canal disinfection. *Photobiomodul. Photomed. Laser Surg.*, 38(2), 91-97.
- Betancourt, P., Merlos, A., Sierra, J. M., Camps-Font, O., Arnabat-Domínguez, J. y Viñas, M. (2019a). Effectiveness of low concentration of sodium hypochlorite activated by Er, Cr: YSGG laser against *Enterococcus faecalis* biofilm. *Lasers in Medical Science*, 34(2), 247-254.
- Betancourt, P., Sierra, J. M., Camps-Font, O., Arnabat-Domínguez, J. y Viñas, M. (2019b). Er, Cr: YSGG laser-activation enhances antimicrobial and antibiofilm action of low concentrations of sodium hypochlorite in root canals. *Antibiotics (Basel)*, 8(4), 232.
- Blanken, J., De Moor, R. J., Meire, M. y Verdaasdonk, R. (2019). Laser induced explosive vapour and cavitation resulting in effective irrigation of the root canal. Part 1: a visualization study. *Lasers Surg. Med.*, 41(7), 514-519.
- Boutsoukakis, C., Lambrianidis, T. y Kastrinakis, E. (2009). Irrigant flow within a prepared root canal using various flow rates: a computational fluid dynamics study. *Int. Endod J.*, 42, 144-155.
- De Groot, S. D., Verhaagen, B., Versluis, M., Wu, M. K., Wesselink, P. R. y Van der Sluis L. W. M. (2009). Laser-activated irrigation within root canals: cleaning efficacy and flow visualization. *Int. Endod. J.*, 42, 1077-1083.

- De Moor R. J., Blanken, J., Meire, M. y Verdaasdonk, R. (2009). Laser induced explosive vapor and cavitation resulting in effective irrigation of the root canal. Part 2: evaluation of the efficacy. *Lasers Surg. Med.*, 41, 520-523.
- De Moor, R. J., Meire, M., Goharkhay, K., Moritz, A. y Vanobbergen, J. (2010). Efficacy of ultrasonic versus laser- activated irrigation to remove artificially placed dentin debris plugs. *J. Endod.*, 36, 1580-1583.
- De Moor, R. J. y Meire, M. (2014). High-power lasers in endodontics. Fiber placement for laser-enhanced endodontics: in the canal or at the orifice? *J. Laser Health.*, 2014, 20-28.
- Deleu, E., Meire, M. A. y De Moor, R. J. (2013). Efficacy of laser-based irrigant activation methods in removing debris from simulated root canal irregularities. *Lasers Med. Sci.*, 30, 831-835.
- DiVito, E., Colonna, M. y Olivi, G. (2011). The photoacoustic efficacy of an Er: YAG laser with radial and stripped tips on root canal dentin walls: an SEM evaluation. *J. Laser Dent.*, 19(1), 156-161.
- Do, Q. L. y Gaudin, A. (2020). The efficiency of the Er: YAG laser and photon-induced photoacoustic streaming (PIPS) as an activation method in endodontic irrigation: a literature review. *J. Lasers Med. Sci.*, 11(3), 316-334.
- George, R., Meyers, I. A. y Walsh, L. J. (2008). Laser activation of endodontic irrigants with improved conical laser fiber tips for removing smear layer in the apical third of the root canal. *J. Endod.*, 34, 1524-1527.
- Haapasalo, M., Qian, W., Portenier, I. y Waltimo, T. (2007). Effects of dentin on the antimicrobial properties of endodontic medicaments. *J. Endod.*, 33, 917-925.
- Haapasalo, M., Shen, Y. y Ricucci, D. (2011). Reasons for persistent and emerging post-treatment endodontic disease. *Endod. Top.*, 18(1), 31-50.
- Liu, R., Kaiwar, A., Shemesh, H., Wesselink, P. R., Hou, B. y Wu, M. K. (2013). Incidence of apical root cracks and apical dentinal detachments after canal preparation with hand and rotary files at different instrumentation lengths. *J. Endod.*, 39, 129-132.
- Matsumoto, H., Yoshimine, Y. y Akamine, A. (2011). Visualization of irrigant flow and cavitation induced by Er: YAG laser within a root canal model. *J. Endod.*, 37, 839-843.
- Peters, O. A., Schönenberger, K. y Laib, A. (2001). Effects of four Ni-Ti preparation techniques on root canal geometry assessed by micro computed tomography. *Int. Endod. J.*, 34(3), 221-230.
- Prosperetti, A. (2004). Bubbles. *Physics of Fluids*, 16, 1852-1865.
- Song, W. D., Hong, M. H., Lukyanchuk, B. y Chong, T. C. (2004). Laser-induced cavitation bubbles for cleaning of solid surfaces. *J. Appl. Phys.*, 95, 2952-2956.
- Van Leeuwen, T. G., Van der Veen, M. J., Verdaasdonk, R. M. y Borst, C. (1991). Noncontact tissue ablation by holmium: YSGG laser pulses in blood. *Lasers Surg. Med.*, 11, 26-34.
- Walsh, L. J. y George, R. (2017). Activation of alkaline irrigation fluids in endodontics. *Materials*, 10, 1214.
- Zhang, W., Torabinejad, M. y Li, Y. (2003). Evaluation of cytotoxicity of MTAD using the MTT-tetrazolium method. *J. Endod.*, 29, 654-657.
- Zhu, W. C., Gyamfi, J., Niu, L. N., Schoeffel, J., Liu, S. Y., Santarcangelo, F., Khan, S., Tay, K. C., Pashley, D. H. y Tay, F. R. (2013). Anatomy of sodium hypochlorite accidents involving facial ecchymosis. A review. *J. Dent.*, 41(11), 935-948.

TERAPIA FOTODINÁMICA EN ENDODONCIA

*Haitham Elafifi Ebeid,¹ Pablo Betancourt,² Francisco Rubio³
y Josep Arnabat Domínguez⁴*

La terapia fotodinámica (TFD) es una terapia coadyuvante en diferentes patologías, y consiste en la combinación de una sustancia química llamada fotosensibilizante (FS), que tiñe las células diana, y una fuente de luz que activa el FS para causar daño celular. El uso médico más antiguo, del que se tenga registro, de sustancias químicas combinadas con luz (en este caso, del sol) se remonta a 3000 años atrás, cuando las antiguas poblaciones egipcias e indias aplicaban sobre la piel sustancias vegetales, observando de paso que la irradiación con luz solar inducía fotorreacciones y producía una repigmentación de las lesiones cutáneas. Desde entonces se han empleado muchas aplicaciones similares.

A principios del siglo xx, la medicina moderna comenzó a estudiar los efectos de la luz sobre diferentes sustancias y tejidos (Moan y Peng, 2003). Investigaciones realizadas en Alemania demostraron que el oxígeno

1 Máster en Aplicaciones del Láser en Odontología, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad de Barcelona, Barcelona, España.

2 Laboratorio de Investigación en Endodoncia, Centro de Investigación en Ciencias Odontológicas, Departamento de Odontología Integral Adultos, Facultad de Odontología, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile.

3 Facultad de Odontología, Universidad Andrés Bello, Concepción, Chile.

4 Departamento de Odontología, Facultad de Medicina, Universidad de Barcelona, Barcelona, España.

era esencial para la reacción química de diferentes sustancias (como la de Raab). En 1904, Von Tappeiner fue el primero en acuñar el término «acción fotodinámica».

Se han registrado varias aplicaciones para la TFD y una de las más interesantes es la TFD antimicrobiana (TFDa), orientada a bacterias, virus y hongos. Es una estrategia de tratamiento avanzada que se ha desarrollado en diferentes especialidades médicas y que se caracteriza por la inactivación de células (malignas o patógenas), microorganismos o moléculas, mediante el uso de un FS activado con una fuente de luz de baja potencia, con una longitud de onda compatible y en presencia de oxígeno (Gursoy et al., 2013).

La TFD se desarrolló en primer lugar para el tratamiento de lesiones cancerosas y premalignas. En este caso, el FS es captado por las células cancerígenas y, cuando se aplica luz en la proximidad de estas células, se produce una reacción de tipo I o II (véase más adelante), con lo cual ocurre la muerte celular por apoptosis. En muchos casos, el reto es llegar con la fuente de luz láser o LED a la proximidad de las células teñidas. Esta técnica es muy usada en dermatología para lesiones superficiales de fácil acceso. En este caso, se utilizan FS aplicados en la zona patológica y se debe de esperar cierta cantidad de tiempo para que estos penetren lo suficiente en las células en mitosis, con lo que posteriormente se aplica la fuente de luz.

Últimamente la investigación en TFD se ha ampliado al campo de la endodoncia, por la eficacia antimicrobiana de esta terapia, así como por la ausencia de efectos adversos y de riesgo de resistencia bacteriana (figura 8.1) (Pedigo et al., 2009; Abdelkarim et al., 2021).

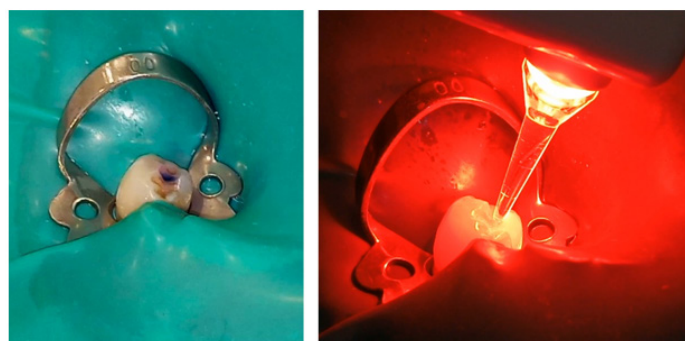


Figura 8.1. Aplicación de la TFDa en endodoncia utilizando el azul de toluidina como FS y una luz LED de 630 nm (Imagen: Dr. Elafifi).

El éxito del tratamiento endodóntico se presenta como un reto significativo; esto, debido a factores como la complejidad anatómica del sistema de canales radiculares (anastomosis, ramificaciones apicales y canales laterales), la presencia de calcificaciones o pulpolitos que dificultan el acceso, la falta de una adecuada instrumentación mecánica, la malposición dentaria o una apertura bucal limitada del paciente; pero, sobre todo, por la gran variabilidad de especies bacterianas capaces de formar biopelículas al interior de los canales radiculares, entre ellas: *Streptococcus*, *Lactilobacilli*, *Actinomices*, *Eubacterium*, *Veillonella párvula*, *Bacteroides* y *Fusobacterium* (Kirsch et al., 2017). Una de las claves del éxito es disminuir la concentración bacteriana a niveles compatibles con la salud, justo antes de la obturación.

El tratamiento endodóntico convencional se basa en la instrumentación mecánica y la desinfección química mediante el uso de hipoclorito sódico (NaOCl), debido a su alta capacidad antimicrobiana y de disolución del material orgánico (Dunavant, 2006). Sin embargo, la eficacia de este irrigante depende de su concentración, la que, de ser alta, puede suponer un riesgo en caso de extrusión hacia los tejidos periapicales, causando necrosis tisular. Dicha complicación es conocida como el accidente del hipoclorito (Guivarc'h, 2017). Es importante destacar que no se han registrado complicaciones derivadas de la extrusión del FS, ya que es una sustancia no tóxica y biocompatible que, en ausencia de oxígeno y de una fuente de luz, no se activa, dejando el proceso inconcluso.

Entre las fuentes de luz citadas actualmente para interactuar con el FS, se encuentran los láseres, los diodos emisores de luz (del inglés *light-emitting diode*, LED) y las lámparas halógenas (Kübler, 2005; Nagata et al., 2012). De estos, el más utilizado es el láser de diodo, debido a su portabilidad, diversidad de aplicaciones clínicas, facilidad de manejo y bajo costo en comparación con otros láseres (Jerjes et al., 2007). Además, el rango de longitudes de onda que emite el láser de diodo coincide con el espectro de absorción electrónica de la mayoría de los FS disponibles (Wilson y Patterson, 2008).

El FS es una solución química natural o sintética no tóxica, generalmente un colorante, que puede ser activado por una longitud de onda específica, desde el estado fundamental a un estado de mayor energía, después de ser aplicado localmente en los tejidos diana (Javed y Romanos, 2013).

Los FS más utilizados en endodoncia son las fenotiazinas (compuestos sintéticos sin porfirina), como el azul de metileno y el azul de toluidina en

diferentes concentraciones, por su característica anfifílica (hidrofóbica e hidrofílica) (Usacheva et al., 2001) y su capacidad de actuar sobre bacterias tanto Gram-positivas como negativas (Nagata et al., 2012), aunque últimamente también se emplean otros, como la curcumina, la rosa de bengala y el verde de indocianina. Cada uno de ellos debe utilizarse con la longitud de onda adecuada en función de su coeficiente de absorción. Diferentes estudios han demostrado que para el azul de metileno la longitud de onda de mayor absorción es 660 nm (Severino et al., 2003), mientras que para el azul de toluidina es de 630 nm, así como 810 nm la más indicada para el verde de indocianina (Afkhami, 2017). La curcumina tiene un rango de espectro de absorción de la luz de entre 300 y 500 nm, con un máximo de absorción de entre 430 y 435 nm (Ivanaga et al., 2019). El rosa de bengala tiene un pico de absorción de 532 nm (color verde) (Sebrão et al., 2017).

Hay dos formas a través de las cuales el FS puede reaccionar con la biomolécula: la reacción de tipo I (o reacción de transferencia de electrones), que da como resultado la formación de radicales libres altamente reactivos, al eliminar la molécula de electrón/hidrógeno del sustrato, que luego reacciona con la molécula de oxígeno endógena produciendo especies reactivas de oxígeno (ROS), como el peróxido de hidrógeno, radicales hidroxilos y superóxidos, que causan daño celular irreversible (Dougherty et al., 1998). Y la reacción de tipo II, en la cual el FS alcanza el estado triple o excitado, y reacciona con las moléculas de oxígeno presentes en las células diana produciendo oxígeno reactivo u oxígeno singlete ($^1\text{O}_2$), que conduce a la muerte celular microbiana por daño oxidativo. Este segundo tipo de reacción es el más utilizado para combatir infecciones.

El $^1\text{O}_2$ se produce por esta interacción que causa daño oxidativo en las células diana, como bacterias Gram-positivas y negativas, afectando su membrana plasmática, incluidas proteínas, lípidos y ADN, y sin afectar la viabilidad de la célula huésped (Li et al., 2016). El $^1\text{O}_2$ tiene una vida media muy corta ($<0,04 \mu\text{s}$) y una relación de acción de $0,02 \mu\text{m}$, lo que hace que su efecto sea muy breve y localizado.

Como señalamos anteriormente, cuando la TFD se utiliza con la finalidad de eliminar bacterias recibe el nombre de terapia fotodinámica antimicrobiana (TFDa). La TFDa es un método no invasivo que puede producir un efecto bactericida en las células expuestas a un láser o LED de baja potencia, lo que evita el riesgo de producir un efecto térmico. Otros términos pueden ser igualmente utilizados para describir el mismo tipo

de tratamiento, lo cual puede inducir a confusión. Las siglas en inglés y en castellano son, respectivamente: *photoactivated disinfection* (PAD), desinfección fotoactivada (DF); *light-activated disinfection* (LAD), desinfección por activación de luz; *photodynamic antimicrobial chemotherapy* (PACT), quimioterapia antimicrobiana fotodinámica (QAF); *antimicrobial photodynamic therapy* (aPDT), terapia antimicrobiana fotodinámica (TAF) (Bordea et al., 2020).

Para conseguir el efecto terapéutico, es importante usar los parámetros adecuados tanto respecto al aparato utilizado (láser o LED) como al FS. En cuanto a la concentración de FS, los valores citados en la literatura varían entre 6,25 y 25 $\mu\text{g/mL}$ para el azul de metileno, y entre 10 y 100 $\mu\text{g/mL}$ para el azul de toluidina (Meire et al., 2009).

Para que esta terapia sea efectiva, es necesario dejar un tiempo suficiente para la tinción de las células diana con el FS (entre 5 y 15 min), previo a la irradiación con el láser o LED. Ese lapso se denomina tiempo de preirradiación (Trindade et al., 2015; Seal et al., 2002; Fimple et al., 2008; Pagonis et al., 2010; Fumes et al., 2018; Nagai et al., 2018). Sin embargo, en la aplicación clínica este tiempo se puede reducir, como observaron Pourhajibagher y Bahador (2018), quienes consiguieron eliminar una cantidad elevada de bacterias aplicando la TFDa con un tiempo de preirradiación de solo 60 s, seguido de 30 s de irradiación. La potencia utilizada varía entre 50 mW y hasta los 100 mW, siendo difícil establecer un estándar concreto de densidad de potencia (potencia por unidad de superficie) debido a la variedad de fuentes de luz (LED vs. láseres) y puntas de aplicación o diámetros de la fibra óptica utilizada dentro del canal radicular. Para llevar a cabo la descontaminación vía TFDa, tras terminar la instrumentación mecánica y la descontaminación química, se aplica el FS en el canal seco, asegurándose de que este llegue hasta la longitud del trabajo. A continuación se espera el tiempo de preirradiación con el objetivo de teñir las bacterias. Es recomendable quitar el exceso del FS, ya sea con el aspirador o con una punta de papel, para así evitar la pérdida de energía absorbida por el exceso de material, que conforma una barrera óptica frente a la fuente de luz. Terminado el proceso, se irriga el canal con NaOCl en la concentración utilizada previamente en el tratamiento, normalmente 5,25 %, con el fin de eliminar el exceso de FS, y se procede a la obturación del canal radicular (figuras 8.2 y 8.3).

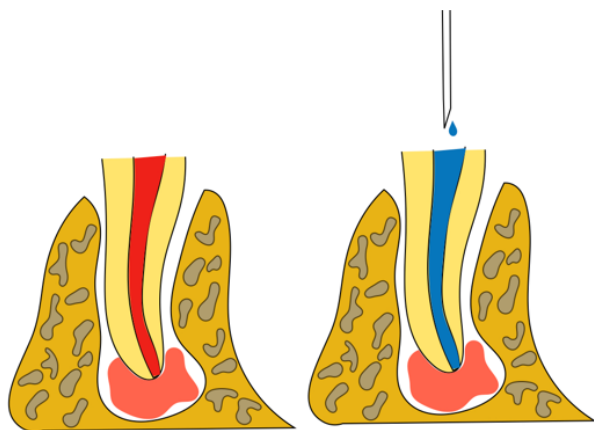


Figura 8.2. Aplicación de la TFDa en endodoncia. A la izquierda se aprecia una lesión apical asociada a la raíz. A la derecha, el interior del canal conteniendo el fotosensibilizante y la punta del láser en la parte más coronal (Imagen: Dr. Elafifi).

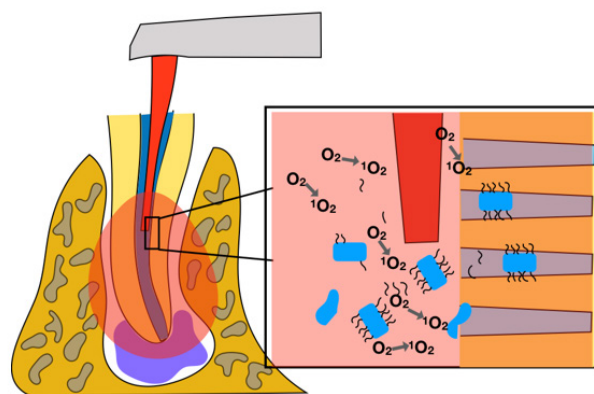


Figura 8.3. Mecanismo de acción de la TFDa y conversión del oxígeno a singletes de oxígeno, la que produce la muerte celular de las bacterias (Imagen: Dr. Elafifi).

Las bacterias que se encuentran en un biofilm son más resistentes a los antibióticos porque enlentecen la difusión de estos al interior del biofilm; por ello, se necesita una concentración más elevada (hasta 1000 veces más alta) para conseguir un efecto terapéutico equivalente al obtenido con bacterias en estado planctónico (Ceri et al., 1999). En caso de infecciones locales, la administración de antibióticos sistémicos muchas veces no resulta eficaz, por la falta de vascularización de la zona, que dificulta la llegada del antibiótico.

La TFDa es una buena estrategia frente a las infecciones endodónticas, las cuales se caracterizan por la presencia de bacterias multiespecies que crecen en forma de biopelícula. Diversos estudios han demostrado la eficacia de la TFDa frente a distintas biopelículas (López-Jiménez et al., 2015; Warriar et al., 2021). Es por ello que la implementación de esta terapia en endodoncia se considera eficaz, por la elevada eliminación bacteriana, y es de elevado interés clínico.

De Miranda et al. (2017), en un estudio clínico aleatorizado, han demostrado una eliminación bacteriana superior y mejor cicatrización de las lesiones periapicales en 6 meses, en comparación con el tratamiento convencional sin aplicar la TFDa. Además, los estudios *in vivo* han arrojado resultados comparables al utilizar la TFDa en una sesión de tratamiento, versus el tratamiento convencional en varias sesiones utilizando el hidróxido de calcio como medicación intracanalicular. Así, los estudios concluyen que la TFDa elimina el riesgo de filtración bacteriana cuando se utiliza un empaste provisional en el tratamiento de multivisitas, y reduce el tiempo de tratamiento para el paciente (Asnaashari et al., 2017; Rabello et al., 2017).

Sarda et al. (2019) compararon el efecto bactericida de la técnica endodóntica convencional con la combinación de la TFDa y NaOCl al 3 %, y en otro grupo, del láser de diodo de 980 nm y NaOCl al 3 %. Los resultados arrojaron una mayor descontaminación con las terapias combinadas de láser y TFDa, sin diferencias significativas entre ambas. Esta observación es interesante, ya que puede dar al clínico una alternativa más segura, sin el riesgo de un efecto térmico perjudicial sobre los tejidos periapicales o los ligamentos periodontales; esto, ya que la TFDa no requiere el uso de potencias muy altas. Además, se pueden utilizar longitudes de onda más bajas que en el caso de la desinfección con láser de diodo de alta potencia.

También en el tratamiento quirúrgico, al hacer la apicectomía, se ha visto una eliminación microbiana superior, lo que permite una cicatrización más predecible, con evidencias de cicatrización ósea. Abu Hasna et al. (2020) observaron, en un caso clínico, la reparación ósea a los 12 meses, tras

una apicectomía en una raíz perforada y sellada con cemento biocerámico. Vieira et al. (2018), en un estudio de serie de casos de 19 dientes *in vivo* en los que se aplicó la TFDa tras las apicectomías, encontraron, utilizando el análisis microbiológico molecular, una reducción microbiana significativa en comparación con la situación de base (antes de aplicar la TFDa). Además, se ha visto una tasa de cicatrización del 93 % tras un seguimiento de entre 12 y 21 meses.

A continuación detallamos dos casos clínicos, en los cuales se aprecia la evolución positiva del tratamiento de endodoncia con la TFDa como procedimiento de descontaminación de los canales radiculares.

Caso 1

Paciente de sexo masculino, 34 años, con antecedentes de traumatismo del diente 1.1, con un foco periapical y ápice inmaduro de gran calibre. Se decide realizar un tratamiento no quirúrgico de apexificación con tapón apical de MTA. Después de la apertura cameral, se instrumentó con limas manuales. Antes de realizar el tapón apical, se realizó el tratamiento con TFDa, utilizando el azul de toluidina, con un tiempo de preirradiación de 3 m y posterior activación con un láser de 650 nm durante 60 s. Se irrigó el canal con suero fisiológico para eliminar el FS residual y se procedió a posicionar el tapón apical de MTA. A los 2 días, se terminó el tratamiento rellenando el canal con gutapercha termoplastificada (figuras 8.4 y 8.5).

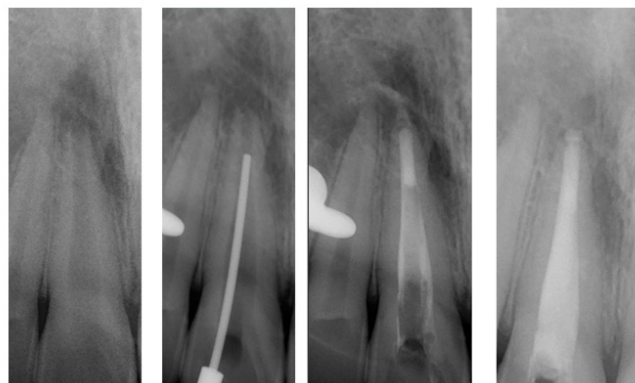


Figura 8.4. Secuencia radiológica del tratamiento endodóntico asociado a la TFDa de apexificación y control a los 3 meses (Imagen: Dr. Elafifi).

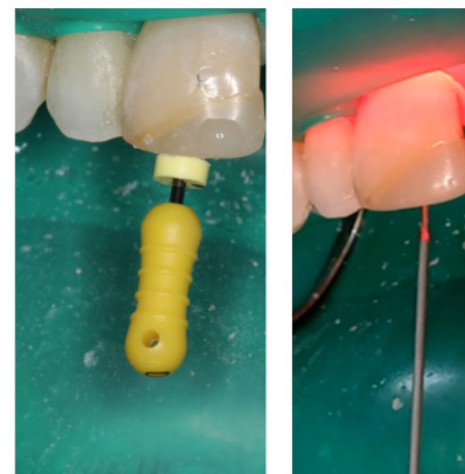


Figura 8.5. Preparación y tratamiento de la TFDa con azul de toluidina y láser de 650 nm (Imagen: Dr. Elafifi).

Caso 2

Paciente de sexo masculino, 56 años, acude con dolor a la percusión del diente 1.7, previamente tratado. Se decide realizar el retratamiento en una sesión, con la TFDa como coadyuvante. En este caso, se utilizó el azul de toluidina con una luz LED de 630 nm. Después de acceder a los canales radiculares y retirar la gutapercha, se localizó un cuarto canal omitido. En este caso se optó por obturar el caso con cemento biocerámico y cono único para rellenar el defecto de la reabsorción interna. Se puede apreciar en la última radiografía de control a los 3 meses, la resolución de la lesión periapical (figura 8.6).

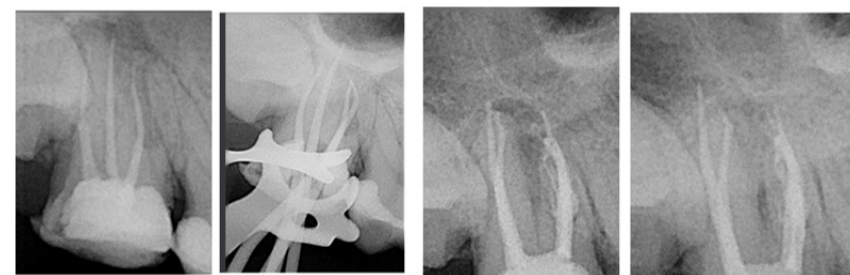


Figura 8.6. Secuencia del retratamiento: localización, instrumentación y obturación del canal mesio-vestibular secundario y, finalmente, el control a los 3 meses. Se aprecia una reabsorción interna en la raíz mesial (Imagen: Dr. Elafifi).

A continuación, se muestran ejemplos de la aplicación clínica de la TFDa (figuras 8.7 y 8.8).

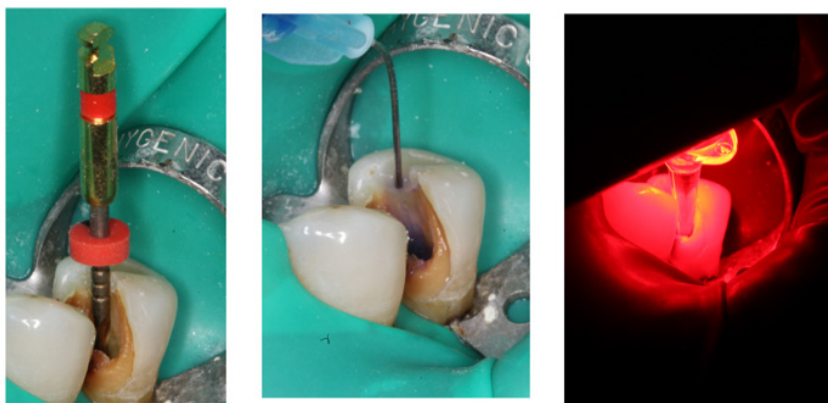


Figura 8.7. Secuencia de la aplicación de la TFDa en un diente 3.4 (Imagen: Dr. Elafifi).

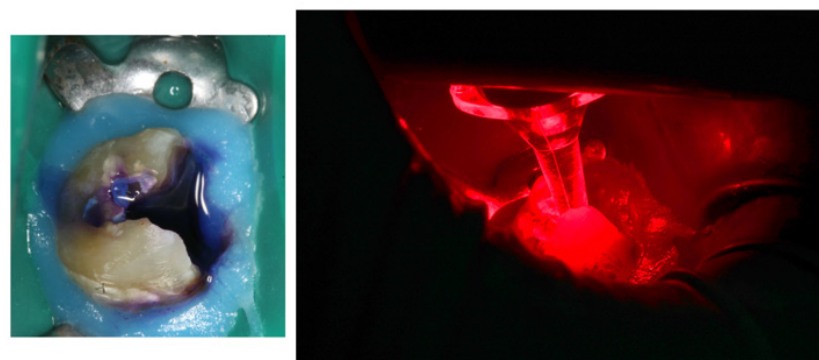


Figura 8.8. Secuencia de la aplicación de la TFDa en un diente 4.7 (Imagen: Dr. Elafifi).

La TFDa es un tratamiento seguro, ya que posee la ventaja de utilizar potencias muy bajas para conseguir el efecto antimicrobiano, y nos ofrece resultados predecibles por su gran capacidad bactericida. Las infecciones persistentes ocurren por la presencia de biopelícula o incluso por la resistencia bacteriana a los antibióticos. Sin embargo, gracias a su mecanismo no específico, la TFDa puede ser una estrategia efectiva en combatir dichas patologías sin efectos adversos ni riesgo de generar resistencias bacterianas.

En resumen, la TFDa es una estrategia para tener en cuenta al planificar un tratamiento endodóntico, si bien requiere un conocimiento básico sobre el manejo de los dispositivos láser o LED y el ajuste de sus parámetros.

Referecias bibliográficas

- Abdelkarim-Elafifi, H., Parada-Avenidaño, I. y Arnabat-Dominguez, J. (2021). Photodynamic therapy in endodontics: a helpful tool to combat antibiotic resistance? A literature review. *Antibiotics* (Basel), 10(9), 1106.
- Abu Hasna, A., Pereira Santos, D., Gavlik de Oliveira, T. R., Pinto, A., Pucci, C. R. y Lage-Marques, J. L. (2020). Apicectomy of perforated root canal using bioceramic cement and photodynamic therapy. *International Journal of Dentistry*, 2020, 6677588.
- Afkhami, F., Akbari, S. y Chiniforush, N. (2017). *Enterococcus faecalis* elimination in root canals using silver nanoparticles, photodynamic therapy, diode laser, or laser-activated nanoparticles: an *in vitro* study. *J. Endod.*, 43, 279-282.
- Asnaashari, M., Ashraf, H., Rahmati, A. y Amini, N. (2017). A comparison between effect of photodynamic therapy by LED and calcium hydroxide therapy for root canal disinfection against *Enterococcus faecalis*: a randomized controlled trial. *Photodiagnosis Photodyn. Ther.*, 17, 226-232.
- Bordea, I. R., Hanna, R., Chiniforush, N., Grădinaru, E., Câmpian, R. S., Sîrbu, A., Amaroli, A. y Benedicenti, S. (2020). Evaluation of the outcome of various laser therapy applications in root canal disinfection: a systematic review. *Photodiagnosis. Photodyn. Ther.*, 29, 101611.
- Ceri, H., Olson, M. E., Stremick, C., Read, R. R., Morck, D. y Buret, A. (1999). The Calgary Biofilm Device: new technology for rapid determination of antibiotic susceptibilities of bacterial biofilms. *J. Clin. Microbiol.*, 37(6), 1771-1776.
- De Miranda, R. G. y Colombo, A. P. V. (2018). Clinical and microbiological effectiveness of photodynamic therapy on primary endodontic infections: a 6-months randomized clinical trial. *Clin. Oral Investig.*, 22, 1751-1761.
- Dougherty, T. J., Gomer, C. J., Henderson, B. W., Jori, G., Kessel, D., Korblik, M., Moan, J. y Peng, Q. (1998). Photodynamic therapy. *J. Natl. Cancer Inst.*, 90(12), 889-905.
- Dunavant, T. R., Regan, J. D., Glickman, G. N., Solomon, E. S. y Honeyman, A.

- L. (2006). Comparative evaluation of endodontic irrigants against *Enterococcus faecalis* biofilms. *J. Endod.*, 32(6), 527-531.
- Fimple, J. L., Fontana, C. R., Foschi, F., Ruggiero, K., Song, X., Pagonis, T. C., Tanner, A. C., Kent, R., Doukas, A. G., Stashenko, P. P. y Soukos, N. S. (2008). Photodynamic treatment of endodontic polymicrobial infection *in vitro*. *J. Endod.*, 34(6), 728-734.
- Fumes, A. C., Da Silva Telles, P. D., Corona, S. A. M. y Borsatto, M. C. (2018). Effect of aPDT on *Streptococcus mutans* and *Candida albicans* present in the dental biofilm: systematic review. *Photodiagnosis Photodyn. Ther.*, 21, 363-366.
- Guivarc'h, M., Ordioni, U., Ahmed, H. M., Cohen, S., Catherine, J. H. y Bukiet, F. (2017). Sodium hypochlorite accident: a systematic review. *J. Endod.*, 43(1), 16-24.
- Gursoy, H., Ozcaker-Tomruk, C., Tanalp, J. y Yilmaz, S. (2013). Photodynamic therapy in dentistry: a literature review. *Clin. Oral Investig.*, 17(4), 1113-1125.
- Ivanaga, C. A., Miessi, D. M. J., Nuernberg, M. A. A., Claudio, M. M., Garcia, V. G. y Theodoro, L. H. (2019). Antimicrobial photodynamic therapy (aPDT) with curcumin and LED, as an enhancement to scaling and root planing in the treatment of residual pockets in diabetic patients: a randomized and controlled split-mouth clinical trial. *Photodiagnosis Photodyn. Ther.*, 27, 388-395.
- Javed, F. y Romanos, G. E. (2013). Does photodynamic therapy enhance standard antibacterial therapy in dentistry? *Photomed. Laser. Surg.*, 31(11), 512-518.
- Jerjes, W., Upile, T., Betz, C. S., El Maaytah, M., Abbas, S., Wright, A. y Hopper, C. (2007). The application of photodynamic therapy in the head and neck. *Dent. Update*, 34(8), 478-486.
- Kirsch, J., Basche, S., Neunzehn, J., Dede, M., Dannemann, M., Hannig, C. y Weber, M. T. (2017). Is it really penetration? Locomotion of devitalized *Enterococcus faecalis* cells within dentinal tubules of bovine teeth. *Arch. Oral Biol.*, 83, 289-296.
- Kübler, A. (2005). Photodynamic therapy. *Medical Laser Application*, 20(1), 37-45.
- Li, R., Jia, Z. y Trush, M. A. (2016). Defining ROS in Biology and Medicine. *React. Oxyg. Species (Apex)*, 1(1), 9-21.
- López-Jiménez, L., Fusté, E., Martínez-Garriga, B., Arnabat-Domínguez, J., Vinuesa, T. y Viñas, M. (2015). Effects of photodynamic therapy on *Enterococcus faecalis* biofilms. *Lasers Med. Sci.*, 30(5), 1519-1526.
- Meire, M. A., De Prijck, K., Coenye, T., Nelis, H. J. y De Moor, R. J. (2009). Effectiveness of different laser systems to kill *Enterococcus faecalis* in aqueous suspension and in an infected tooth model. *Int. Endod. J.*, 42(4), 351-359.
- Moan, J. y Peng, Q. (2003). An outline of the hundred-year history of PDT. *Anticancer. Res.*, 23(5A), 3591-3600.
- Nagai, Y., Suzuki, A., Katsuragi, H. y Shinkai, K. (2018). Effect of antimicrobial photodynamic therapy (aPDT) on the sterilization of infected dentin *in vitro*. *Odontology*, 106(2), 154-161.
- Nagata, J. Y., Hioka, N., Kimura, E., Batistela, V. R., Terada, R. S., Graciano, A. X., Baesso, M. L. y Hayacibara, M. F. (2012). Antibacterial photodynamic therapy for dental caries: evaluation of the photosensitizers used and light source properties. *Photodiagnosis Photodyn. Ther.*, 9(2), 122-131.
- Pagonis, T. C., Chen, J., Fontana, C. R., Devalapally, H., Ruggiero, K., Song, X., Foschi, F., Dunham, J., Skobe, Z., Yamazaki, H., Kent, R., Tanner, A. C., Amiji, M. M. y Soukos, N. S. (2010). Nanoparticle-based endodontic antimicrobial photodynamic therapy. *J. Endod.*, 36(2), 322-328.
- Pedigo, L. A., Gibbs, A. J., Scott, R. J. y Street, C. N. (2009). Absence of bacterial resistance following repeat exposure to photodynamic therapy. *Proc. SPIE.*, 7380, 73803H.
- Pourhajabagher, M. y Bahador, A. (2018). An *in vivo* evaluation of microbial diversity before and after the photo-activated disinfection in primary endodontic infections: traditional phenotypic and molecular approaches. *Photodiagnosis Photodyn. Ther.*, 22, 19-25.
- Rabello, D., Corazza, B., Ferreira, L. L., Santamaria, M. P., Gomes, A. y Martinho, F. C. (2017). Does supplemental photodynamic therapy optimize the disinfection of bacteria and endotoxins in one-visit and two-visit root canal therapy? A randomized clinical trial. *Photodiagnosis Photodyn. Ther.*, 19, 205-211.
- Sarda, R. A., Shetty, R. M., Tamrakar, A. y Shetty, S. Y. (2019). Antimicrobial efficacy of photodynamic therapy, diode laser, and sodium hypochlorite and their combinations on endodontic pathogens. *Photodiagnosis Photodyn. Ther.*, 28, 265-272.
- Seal, G. J., Ng, Y. L., Spratt, D., Bhatti, M. y Gulabivala, K. (2002). An *in vitro* comparison of the bactericidal efficacy of lethal photosensitization or sodium hypochlorite irrigation on *Streptococcus intermedius* biofilms in root canals. *Int. Endod. J.*, 35(3), 268-274.

- Sebrão, C. C., Bezerra, A. G. Jr., de França, P. H., Ferreira, L. E. y Westphalen, V. P. (2017). Comparison of the efficiency of rose bengal and methylene blue as photosensitizers in photodynamic therapy techniques for *Enterococcus faecalis* inactivation. *Photomed. Laser Surg.*, 35(1), 18-23.
- Severino, D., Junqueira, H. C., Gugliotti, M., Gabrielli, D. S. y Baptista, M. S. (2003). Influence of negatively charged interfaces on the ground and excited state properties of methylene blue. *Photochem. Photobiol.*, 77(5), 459-468.
- Trindade, A. C., De Figueiredo, J. A., Steier, L. y Weber, J. B. (2015). Photodynamic therapy in endodontics: a literature review. *Photomed. Laser Surg.*, 33(3), 175-182.
- Usacheva, M. N., Teichert, M. C. y Biel, M. A. (2001). Comparison of the methylene blue and toluidine blue photobactericidal efficacy against gram-positive and gram-negative microorganisms. *Lasers Surg. Med.*, 29, 165-173.
- Vieira, G. C. S., Antunes, H. S., Pérez, A. R., Gonçalves, L. S., Antunes, F. E., Siqueira, J. F. Jr. y Rôças, I. N. (2018). Molecular analysis of the antibacterial effects of photodynamic therapy in endodontic surgery: a case series. *J. Endod.*, 44(10), 1593-1597.
- Warrier, A., Mazumder, N., Prabhu, S., Satyamoorthy, K. y Murali, T. S. (2021). Photodynamic therapy to control microbial biofilms. *Photodiagnosis Photodyn. Ther.*, 33, 102090.
- Wilson, B. C. y Patterson, M. S. (2008). The physics, biophysics and technology of photodynamic therapy. *Phys. Med. Biol.*, 53(9), R61-R109.

APLICACIÓN DEL LÁSER EN CIRUGÍA ENDODÓNTICA

Daniel Abad Sánchez,¹ Pablo Betancourt²
y Josep Arnabat Domínguez³

La cirugía endodóntica es uno de los procedimientos quirúrgicos necesarios para la conservación de dientes con cuadros patológicos no resueltos mediante estrategias endodónticas no quirúrgicas. Podríamos decir que es el último tipo de tratamiento disponible antes de la extracción. El fracaso del tratamiento se relaciona, generalmente, con una insuficiente eliminación del tejido infectado, así como con un sellado marginal inadecuado de la cavidad retrógrada, lo que permite la filtración de microorganismos y sus productos desde el sistema de canales radiculares hacia el tejido periapical.

La aparición de los láseres en odontología, debido a sus características y formas de interacción con los tejidos duros y blandos, abre una infinidad de posibilidades de tratamiento que, en muchas ocasiones, mejoran los resultados obtenidos con las técnicas convencionales. Las principales ventajas del láser en la cirugía periapical son: mejor hemostasia y visualización del

1 Departamento de Odontoestomatología, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad de Barcelona, Barcelona, España.

2 Laboratorio de Investigación en Endodoncia, Centro de Investigación en Ciencias Odontológicas, Departamento de Odontología Integral Adultos, Facultad de Odontología, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile.

3 Departamento de Odontoestomatología, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad de Barcelona, Barcelona, España.

campo operatorio, posible esterilización del extremo radicular, reducción de la permeabilidad de la superficie dentinaria, disminución del riesgo de contaminación del área quirúrgica, y reducción del dolor postoperatorio. De todos los láseres existentes, los más recomendados para la cirugía endodóntica son los láseres de erbio (Er: YAG y Er, Cr: YSGG), ya que se pueden utilizar en todas las fases del proceso, empezando por la incisión y pasando por la ostectomía, desinfección del tejido infectado, apicectomía y realización de la cavidad retrógrada.

En este capítulo se explicarán detalladamente estas fases y el rol que juegan los láseres en cada una de ellas, indicando además los parámetros empleados.

Aplicación del láser en cirugía endodóntica

El tratamiento endodóntico es un procedimiento indicado para tratar infecciones pulpares y periapicales con una tasa de éxito que, en función de la presencia de una lesión periapical previa, oscila entre el 82,2 % y el 97,3 % (Chércoles-Ruiz et al., 2017). Sin embargo, en algunos casos la lesión periapical puede persistir, incluso cuando, habiendo realizado el retratamiento endodóntico, se hace necesaria una cirugía endodóntica, cuya tasa de éxito media oscila entre el 59,1 % y el 93 % (Serrano-Giménez et al., 2015). Esta variabilidad en la tasa de éxito se debe a diferentes factores, tales como: el tipo de lesión previa, el diente, la técnica quirúrgica utilizada, el material de obturación retrógrada, y la edad y sexo del paciente (Von Arx et al., 2010).

La aparición del láser en el campo de la odontología, y sus múltiples aplicaciones en las diferentes especialidades, con excelentes resultados, hace que esta tecnología sea una herramienta apropiada para realizar este tipo de intervenciones, en nuestro caso: la cirugía endodóntica.

La cirugía endodóntica realizada con láser no se diferencia de otros tipos de cirugía publicados para otros procedimientos quirúrgicos. Es decir, podremos utilizar los láseres en tejidos blandos, provocando una incisión limpia y precisa con ausencia de sangrado, y también en tejidos duros, evitando así la producción de aerosoles y reduciendo el riesgo de contaminación del campo quirúrgico a través de los patógenos transmitidos por la sangre (Payer et al., 2005).

La cirugía endodóntica comprende diferentes fases en las que la aplicación del láser asumirá un papel importante. Las que examinaremos son:

1) incisión, 2) ostectomía, 3) eliminación de la lesión periapical, 4) apicectomía, 5) preparación de la cavidad retrógrada, 6) desinfección periapical y 7) fotobiomodulación (Mohammadi et al., 2017). A continuación, describiremos estas fases quirúrgicas, subrayando el importante rol y utilidad del láser en cada una de ellas.

1. Incisión

Los láseres dentales se han empleado ampliamente en procedimientos de tejidos blandos, como la gingivectomía, la gingivoplastia, la frenectomía y para la extirpación de tumores benignos en cirugía bucal (Pick y Colvard, 1993; Coluzzi y Convisar, 2007). Las principales propiedades beneficiosas de los láseres son la ablación de tejidos blandos, y sus efectos hemostáticos y bactericidas. En comparación con el bisturí, un láser puede cortar, extirpar y remodelar más fácilmente los tejidos blandos orales en la cavidad bucal, con menor o sin sangrado.

La mayoría de los láseres se pueden utilizar en cirugías de tejidos blandos, en las cuales ejercen un efecto fototérmico. Los tejidos blandos se evaporan, dejando en cambio diferentes grados de desnaturalización térmica, como la carbonización y la coagulación de la superficie tratada. Pocos estudios han comparado con precisión la cicatrización de heridas entre instrumentos y láseres convencionales, porque es difícil preparar heridas con las mismas dimensiones tanto para incisiones con bisturí como con láser. Como los estudios comparativos disponibles son limitados y los resultados difieren según el tipo de láser empleado, no se ha llegado a un consenso sobre la velocidad de cicatrización de las heridas tras el uso de láser (Aoki et al., 2015).

Para realizar una incisión limpia, podremos utilizar todos los láseres quirúrgicos, es decir, de CO₂, de Nd: YAG, de diodo, de Er: YAG y de Er, Cr: YSGG. Sin embargo, con el fin de mantener los márgenes de la incisión con una zona de efecto térmico lo más reducida posible (para luego poder afrontar bien los tejidos y que se produzca una cicatrización óptima), escogemos los láseres de erbio (Er: YAG y Er, Cr: YSGG). Se ha demostrado que su efecto térmico en los tejidos es muy inferior al producido por los otros tipos de láseres (Cercadillo-Ibarguren et al., 2010).

Los parámetros utilizados y recomendados para los diferentes tipos de láseres de erbio orientados a este tipo de intervención se describen en la figura 9.1.



Figura 9.1. Incisión semilunar realizada con un láser de Er, Cr: YSGG de 2780 nm (Waterlase MD™). Los parámetros utilizados son: 1,5 W a 20 Hz, en modo S, 10 % de agua y 15 % de aire, con una punta MG6 de 600 micras en modo de contacto. Si se utiliza el láser de Er: YAG de 2940 nm, los parámetros serían 250 mJ por pulso, con una frecuencia de 20 Hz y una punta de 400 micras en modo de contacto, e irrigación de 80 ml/min (Imagen: Dr. Abad).

Respecto a la realización de incisiones con bisturí convencional, las ventajas que nos ofrece el láser son: un campo quirúrgico con mínimo sangrado, una mayor visibilidad intraoperatoria, un mejor control de la zona quirúrgica y una buena cicatrización (Rizoiu et al., 1996).

2. Ostectomía

En la década de los 90, las ostectomías con láser fueron ganando popularidad en medicina y odontología con la introducción de los láseres de erbio, como el de Er: YAG y el de Er, Cr: YSGG (Van As, 2004). Ambos láseres ven su radiación absorbida por moléculas de agua e hidroxiapatita, actuando de manera muy similar tanto en tejidos blandos como mineralizados (Freiberg y Cozean, 2002). El láser de Er, Cr: YSGG, que presenta una longitud de onda de 2780 nm, coincide con el pico de absorción de energía de las moléculas de agua y los componentes tisulares hidratados. Se ha sugerido que el mecanismo de corte del láser de Er, Cr: YSGG opera mediante la absorción de energía por parte de los componentes hidratados, resultando

en una explosión severa y controlada de la estructura que produce la separación mecánica del tejido mineralizado (Kimura et al., 2001).

Para el trabajo en tejidos duros, los láseres de erbio (Er: YAG y Er, Cr: YSGG) resultan los más indicados, debido a sus características, que hacen que interactúen bien con estas estructuras. Aunque diferentes estudios sobre la utilización del láser de erbio en cirugías óseas no han mostrado ventajas significativas en cuanto a tiempo quirúrgico requerido, facilidad de acceso y mejor analgesia postoperatoria, investigaciones histológicas han demostrado una curación más rápida al comparar estos tipos de láser con las fresas quirúrgicas, los dispositivos piezoeléctricos e incluso otros tipo de láser, como el de CO₂ (Brown, 1995; Pourzarandian et al., 2004).

Uno de los aspectos principales para tener en cuenta cuando se utilizan láseres de erbio en una ostectomía es la correcta selección de los parámetros. Una mala selección de la potencia o de la frecuencia puede provocar la carbonización y necrosis de los tejidos, produciendo una cicatrización deficiente.

Tres elementos influirán en la utilización de este tipo de láseres: el efecto de la absorción del agua, la duración del pulso y el efecto de la refrigeración del agua. En este caso, los láseres de Er: YAG trabajarán un poco mejor que los de Er, Cr: YSGG, ya que su coeficiente de absorción en el agua es 3 veces mayor (Perhavec y Diaci, 2008). Igualmente, la duración del pulso durante la ostectomía es fundamental para no dañar los tejidos durante su ablación. Una temperatura de entre 44 y 47° C, o un incremento de 10 °C durante más de un minuto, provocaría un daño tisular irreversible (Eriksson y Albrektsson, 1983; Walsh et al., 1989). Por último, y no menos importante, el spray de agua es fundamental para rehidratar el tejido óseo y prevenir daños tisulares como la carbonización. Al utilizar agua durante la ostectomía, el líquido también absorberá la energía del láser. Por lo tanto, el proceso de ablación ósea puede ralentizarse o incluso detenerse, dependiendo de la cantidad de agua y el método utilizados (Visuri et al., 1996).

Otro aspecto importante a considerar es el mayor efecto que los láseres de erbio pueden tener sobre la secreción de factor de crecimiento derivado de plaquetas (PDGF) durante la fase de cicatrización ósea, lo que comportaría una cicatrización más rápida en comparación con los métodos tradicionales (Kesler et al., 2011).

Esteves et al. (2016) observaron, mediante un estudio histomorfométrico e histoquímico, que los efectos de las fresas y el láser de Er, Cr: YSGG en la

reparación ósea eran similares, por lo que la utilización de este último para este tipo de procedimiento está más que justificada.

En las figuras 9.2a y 9.2b se muestran los parámetros recomendados para la resección ósea de una cirugía endodóntica, utilizando los 2 tipos de láseres mencionados, de Er: YAG y de Er, Cr: YSGG.

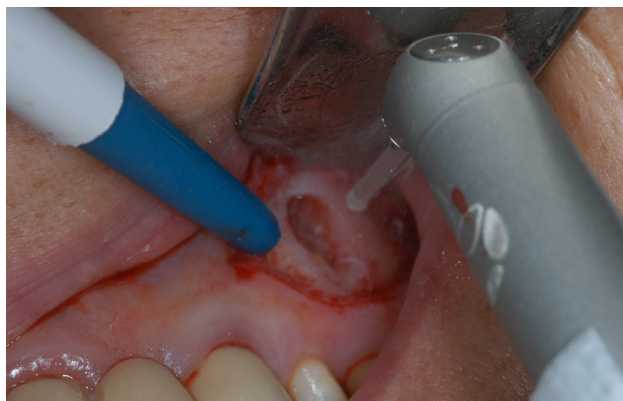


Figura 9.2a. Ostectomía realizada con un láser de Er: YAG de 2940 nm (Lite Touch™, Light Instruments, Yoknean, Israel). Los parámetros utilizados fueron: 450 mJ por pulso, con una frecuencia de 20 Hz y una punta de 1300 micras en modo de no contacto, e irrigación de 100 ml/min (Imagen: Dr. Abad).



Figura 9.2b. Ostectomía realizada con un láser Er, Cr: YSGG de 2780 nm (Waterlase Biolase Technology Inc., CA). Los parámetros utilizados fueron: entre 3,5 y 4 W a 20 Hz, modo H, con un 55 % agua y un 45 % de aire, con una punta MG6 de 600 micras a una distancia focal de 1,5 mm (Imagen: Dr. Abad).

3. Eliminación de la lesión periapical

En esta fase de la cirugía endodóntica se emplea la instrumentación manual con cucharillas de legrado, con el fin de obtener material suficiente para su posterior estudio histopatológico. Una vez recogida la muestra de tejido, podemos ayudarnos con el láser para vaporizar y eliminar los restos que puedan quedar adheridos a la pared ósea, y así descontaminar la zona y eliminar el máximo de bacterias. En este caso, los láseres de erbio, si bien tienen una menor capacidad de penetración en los tejidos en comparación con los de diodo o de Nd:YAG, han demostrado tener una acción bactericida, esterilizante y detoxificante, que permite una gran desinfección de la lesión a tratar y sus tejidos adyacentes (Folwaczny et al., 2002). En la figura 9.3 se pueden observar los parámetros empleados para la eliminación de la lesión periapical, así como para la descontaminación de las zonas adyacentes.



Figura 9.3. Eliminación del tejido de granulación realizada con un láser de Er, Cr: YSGG de 2780 nm (Waterlase Biolase Technology Inc., CA). Los parámetros utilizados fueron: entre 3 y 3,5 W a 20 Hz, modo H, con un 70 % de agua y un 70 % de aire y una punta MZ8 de 600 micras a una distancia focal de 1,5 mm. De utilizar un láser de Er: YAG de 2960 nm (Lite Touch™, Light Instruments, Yoknean, Israel), los parámetros serían: 700 mJ por pulso a 12 Hz, con una punta de 1300 micras sin contacto (Imagen: Dr. Abad).

4. Apicectomía

El objetivo de la resección radicular apical (o apicectomía) es eliminar la infección originada en el canal radicular y sus ramificaciones, así como especificar si la obturación radicular es suficiente en esta zona eliminada (Duarte et al., 2007). Durante la apicectomía, se debe utilizar un método adecuado para proporcionar una superficie apical más regular y lisa. Al mismo tiempo, este método debe minimizar el desplazamiento de la obturación presente (Angiero et al., 2011).

Los estudios de morfología apical indican que el ápice de la raíz debe seccionarse entre 2 y 3 mm durante los procedimientos quirúrgicos, para eliminar la mayoría de los canales accesorios no preparados y sin rellenar, y eliminar el reservorio potencial de patógenos (Morfis et al., 1994). En la literatura se han recomendado y evaluado numerosas técnicas e instrumentos para obtener un método de resección apical ideal. Entre otros, cabe destacar el estudio realizado por Ayranci et al. (2015), en el que comparan diversos métodos para la resección apical y la afectación que sufre la anatomía de la superficie apical en dientes seccionados a 3 mm del ápice radicular, utilizando fresas de tungsteno, diamantadas y el láser de Er: YAG. Los autores observaron que las superficies más lisas y con menos fisuras eran las realizadas con fresas de tungsteno y el láser, sin diferencias significativas entre ambos métodos.

Es importante saber que, al hacer la resección apical con cualquiera de los instrumentos anteriormente citados, una vez realizada la cavidad retrógrada y el sellado, quedará una zona expuesta de la dentina, cuya permeabilidad influirá en el éxito del tratamiento.

Según el estudio realizado por Gouw-Soares et al. (2004), los láseres de Er: YAG y de CO₂ utilizados para la resección del extremo radicular y el tratamiento de la superficie de la dentina mostraron una disminución de la permeabilidad al azul de metileno.

Komori et al. (1997) utilizaron diferentes tipos de láseres (de Er: YAG, de Ho: YAG y de CO₂) en raíces resecaídas de dientes humanos extraídos para investigar su aplicación clínica en tejidos duros. Después de la resección mediante estas técnicas, los cambios morfológicos en la superficie resecaída se estudiaron con microscopio tanto óptico como electrónico de barrido (SEM). El estudio concluyó que el láser de Er: YAG producía superficies lisas y limpias, sin signos de daño térmico. Por otro lado, los láseres de Ho: YAG y de CO₂

generaron daños térmicos. Además, con el láser de Ho: YAG se observaron espacios considerables entre las paredes del canal y la gutapercha después de la irradiación.

Recientemente, se ha estudiado *in vitro* la resección apical realizada con láser de Er, Cr: YSGG en comparación con el uso de fresas, para luego realizar el sellado con MTA (Negi et al., 2019). Este estudio demostró que el láser producía menos filtraciones apicales, eso sí, siempre que el procedimiento se completara con un sellado apical con MTA.

En la figura 9.4, se puede observar la resección apical realizada con el láser de Er, Cr: YSGG y revisar los parámetros utilizados.



Figura 9.4. Resección apical realizada con un láser de Er, Cr: YSGG de 2780 nm (Waterlase Biolase Technology Inc., CA). Los parámetros utilizados fueron: entre 3,5 y 4 W a 20 Hz, modo H, con un 55 % de agua y un 45 % de aire y una punta MG6 de 600 micras a una distancia focal de 1,5 mm. De realizar la resección con el láser de Er: YAG de 2940 nm, los parámetros serían: una punta de 800 micras en modo de contacto y 850 mJ por pulso a 12 Hz de frecuencia (Imagen: Dr. Abad).

5. Preparación de la cavidad retrógrada

Igualmente, la preparación de la cavidad retrógrada es fundamental para la colocación del material adecuado que permita el sellado apical. Como vimos en el apartado anterior, será de vital importancia que los métodos de realización de esta cavidad no provoquen fisuras ni irregularidades que puedan alterar la permeabilidad dentinaria, evitando así filtraciones (Reyhanian et al., 2008). Algunos autores han surgido también la utilización de otros

láseres para el sellado apical. Concretamente, Wong et al. (1994) proponen realizar el sellado con el láser de Nd: YAG, al que compara con la aplicación de amalgama, sin encontrar diferencias significativas en cuanto a filtración bacteriana.

Camargo et al. (2010) hallaron que el láser de Er, Cr: YSGG no provocó grietas en la superficie apical de la raíz, al compararlo con otros métodos tradicionales como los ultrasonidos y las fresas, que dejaban un espesor de dentina mínimo.

Rahimi et al. (2010) compararon el efecto del láser Waterlase (de Er, Cr: YSGG) y la preparación ultrasónica de la cavidad del extremo de la raíz, sin hallar diferencias significativas en la formación de grietas.

No obstante, un aspecto para tener en cuenta es el tiempo de trabajo y la calidad de la preparación. Batista de Faria-Junior et al. (2009) evaluaron el tiempo requerido y la calidad de las preparaciones de la cavidad retrógrada utilizando ultrasonidos y un láser de Er, Cr: YSGG, y concluyeron que los ultrasonidos superaban al láser.

Wallace (2006) demostró que el láser de Er, Cr: YSGG genera un porcentaje muy bajo de grietas cuando se utiliza para la preparación de la cavidad retrógrada. Los láseres de Er, Cr: YSGG y de Er: YAG han reportado la mejor eficacia para cortar tejidos duros. Estos láseres cortan la dentina con moléculas de agua energizadas, manteniendo la temperatura de la superficie de la raíz baja y, por lo tanto, produciendo un menor cambio térmico. El láser de erbio también hace que la superficie afectada sea retentiva, lo que aumentaría la adhesión entre el material de sellado y la dentina.

Desde el punto de vista de la formación de grietas, los láseres de tejido duro han demostrado preservar la integridad de las cavidades retrógradas mejor que los dispositivos ultrasónicos (Ashnaasari et al., 2009). Los láseres producen resultados favorables, incluida la menor formación de grietas, la ausencia de vibración y presión durante la preparación de la cavidad retrógrada, y la eliminación eficaz del barrillo dentinario (Rosenberg, 2003). En un estudio reciente, Premjith et al. (2020) evaluaron el efecto de la utilización del láser de Er, Cr: YSGG, ultrasonidos y fresas para la preparación de la cavidad retrógrada. El grupo del láser mostró la menor microfiltración en comparación con los ultrasonidos y las fresas. De acuerdo con los autores, el láser de Er, Cr: YSGG causaría microexplosiones en el agua de la dentina, resultando en la eliminación de la capa de barrillo dentinario y permitiendo

así que el material de obturación retrógrado penetre en estos túbulos y disminuya la microfiltración (Kellert et al., 1994).

En la figura 9.5 se observa la preparación de la cavidad retrógrada con el láser de Er, Cr: YSGG y los parámetros utilizados.



Figura 9.5. Preparación de la cavidad retrógrada realizada con un láser de Er, Cr: YSGG de 2780 nm (Waterlase Biolase Technology Inc., CA). Los parámetros utilizados fueron: entre 3 y 4 W a 20Hz, modo H, con un 55 % de agua y un 45 % de aire y una punta MG6 de 600 micras a una distancia focal de 1,5 mm. De realizar la resección con un láser de Er: YAG de 2940 nm, los parámetros serían: una punta de 800 micras en modo contacto y 850mJ por pulsos a 12 Hz de frecuencia (Imagen: Dr. Abad).

6. Desinfección periapical

Como bien sabemos, uno de los factores de éxito y pronóstico de la cirugía endodóntica es el de evitar reinfecciones. Todas las fases explicadas anteriormente tienen mucha importancia para lograr con éxito el tratamiento. No obstante, el factor clave es el de finalizar la intervención con una correcta descontaminación de la zona, incidiendo sobre todo en la primera capa ósea adyacente a la infección periapical (figura 9.6). Es decir, realizaremos una descontaminación de la zona periapical utilizando el láser. En la literatura se han publicado numerosos estudios relacionados con la capacidad que tienen todos los láseres de reducir o eliminar completamente la actividad bacteriana (Sculean et al., 2004; Nelson et al., 1989). Estos

efectos adicionales de descontaminación y desintoxicación pueden influir positivamente en la cicatrización y regeneración de la herida del sitio tratado y ofrecer varias ventajas sobre el tratamiento mecánico convencional (Aoki et al., 2015).



Figura 9.6. Descontaminación apical realizada con un láser de Er, Cr: YSGG de 2780 nm (Waterlase Biolase Technology Inc., CA). Los parámetros utilizados fueron: entre 3 y 3,5 W a 20Hz, modo H, con un 70 % de agua y un 70 % de aire y una punta MZ8 de 600 micras y 14 mm a una distancia focal de 1,5 mm. De utilizar un láser de Er: YAG de 2960 nm (Lite Touch™, Light Instruments, Yoknean, Israel), los parámetros serían: 700 mJ por pulso a 12 Hz con una punta de 1300 micras sin contacto (Imagen: Dr. Abad).

7. Fotobiomodulación

Finalmente, una vez realizada la cirugía endodóntica, podemos aplicar el láser para obtener un efecto fotobiomodulador en los tejidos y así acelerar el proceso de cicatrización y reducir el dolor e inflamación postoperatorios (Enwemeka et al., 2004; Woodruff et al., 2004).

Dependiendo del nivel de energía aplicado, el uso de láseres se puede dividir en dos categorías: terapia con láser de alta intensidad (HLLT) y terapia con láser de baja intensidad (LLLT). La terapia con láser de alta intensidad, como ya hemos visto, generalmente tiene como objetivo extirpar los tejidos enfermos y lograr la asepsia de los sitios tratados, lo que conduce a una mejor curación y regeneración. Por el contrario, la terapia con láser de baja intensidad estimula los tejidos y las células sin producir cambios irreversibles (fotobiomodulación), lo que promueve una mejor cicatrización de

las heridas. En el caso de la cirugía endodóntica, ambas terapias pueden emplearse simultáneamente, porque una cantidad de energía reducida puede penetrar y dispersarse en los tejidos circundantes durante la irradiación láser (HLLT). Además, el efecto fototérmico generado por este tipo de irradiación láser puede influir de forma positiva en la cicatrización de heridas como uno de los resultados de la fotobiomodulación (Oshiro y Calderhead, 1991).

Un estudio reciente de Metin et al. (2018) sobre 76 incisivos superiores en los que se había realizado la cirugía endodóntica, compara la aplicación del láser de baja potencia con un grupo de control. En este estudio se evaluaron el dolor postoperatorio, parámetros clínicos y radiológicos, e índices de calidad de vida. Los resultados mostraron, para el grupo tratado con láser, unos valores significativamente mejores en cuanto a dolor postoperatorio durante los primeros días, menor equimosis, y unos índices de calidad de vida más altos que los del grupo control.

Así, la fotobiomodulación puede provocar una aceleración en la cicatrización de los tejidos duros y blandos después de la cirugía endodóntica, y mostrar efectos favorables sobre el dolor, la inflamación y la calidad de vida de los pacientes, especialmente en la fase postoperatoria inicial.

En la figura 9.7, podemos observar la utilización del láser de diodo de baja potencia para realizar la terapia de fotobiomodulación una vez finalizada la cirugía endodóntica.



Figura 9.7. Fotobiomodulación realizada al finalizar una cirugía endodóntica con un láser de diodo de 810 nm (Laser Smile Biolase Technology Inc., CA). Los parámetros utilizados fueron: 0,3 W con una densidad de energía de 6 J/cm² durante 60 s (Imagen: Dr. Abad).

La utilización del láser para procedimientos quirúrgicos está más que justificada científicamente. Los láseres de erbio (Er: YAG y Er, Cr: YSGG) pueden realizar una incisión para levantar el colgajo, una incisión intrasulcular, vertical o semilunar, proporcionando un mejor control del campo quirúrgico. La vaporización del tejido de granulación después de levantar el colgajo es más eficaz con estos tipos de láseres, ofreciendo un riesgo de sobrecalementamiento del hueso menor que el de los láseres de diodo o de CO₂. También producen una ablación del tejido óseo alveolar que se puede utilizar para remodelar el hueso y eliminar el tejido necrótico. Además, desinfectan y detoxifican la zona infectada, y eliminan el tejido dentario dejando una superficie lisa y sin irregularidades, ayudando así a preparar una cavidad retrógrada sin grietas que puedan provocar microfiltraciones. En resumen, y después de haber analizado todas las fases de la cirugía endodóntica, podemos afirmar que estos tipos de láseres de erbio (Er: YAG y Er, Cr: YSGG) pueden considerarse un método alternativo, adecuado y útil para realizar esta clase de procedimiento, de una eficacia y seguridad demostradas.

Referencias bibliográficas

- Angiero, F., Benedicenti, S., Signore, A., Parker, S. y Crippa, R. (2011). Apicoectomies with the erbium laser: a complementary technique for retrograde endodontic treatment. *Photomed. Laser Surg.*, 29(12), 845-849.
- Aoki, A., Mizutani, K., Schwarz, F., Sculean, A., Yukna, R. A., Takasaki, A. A., Romanos, G. E., Taniguchi, Y., Sasaki, K. M., Zeredo, J. L., Koshy, G., Coluzzi, D. J., White, J. M., Abiko, Y., Ishikawa, I. y Izumi, Y. (2015). Periodontal and peri-implant wound healing following laser therapy. *Periodontol 2000*, 68(1), 217-269.
- Asnaashari, M., Fekrazad, R., Dehghan Menshadi, F. y Seifi, M. (2009). The effect of Er, Cr: YSGG laser irradiation on the apical leakage of retrograde cavity. *Iran. Endod. J.*, 4(4), 144-148.
- Ayranci, F., Ayranci, L. B., Arslan, H., Omezli, M. M. y Topcu, M. C. (2015). Assessment of root surfaces of apicected teeth: a scanning electron microscopy evaluation. *Niger. J. Clin. Pract.*, 18(2), 198-202.
- Batista de Faria-Junior, N., Tanomaru-Filho, M., Guerreiro-Tanomaru, J. M., De Toledo Leonardo, R. y Camargo Villela Berbert, F. L. (2009). Evaluation of ultrasonic and Er, Cr: YSGG laser retrograde cavity preparation. *J. Endod.*, 35(5), 741-744.
- Brown, D. C. (1995). Advances in endodontic surgery: Part 2. *Dent. Update.*, 22, 324-328.
- Camargo Villela Berbert, F. L., De Faria-Junior, N. B., Tanomaru-Filho, M., Guerreiro-Tanomaru, J. M., Bonetti-Filho, I., De Toledo Leonardo, R. y Marcantonio, R. A. (2010). *In vitro* evaluation of apicoectomies and retro-preparations using different methods. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 110(4), 57-63.
- Cercadillo-Ibarguren, I., España-Tost, A., Arnabat-Domínguez, J., Valmaseda-Castellón, E., Berini-Aytés, L. y Gay-Escoda, C. (2010). Histologic evaluation of thermal damage produced on soft tissues by CO₂, Er, Cr: YSGG and diode lasers. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal*, 15(6), 912-918.
- Chércoles-Ruiz, A., Sánchez-Torres, A. y Gay-Escoda, C. (2017). Endodontics, endodontic retreatment, and apical surgery versus tooth extraction and implant placement: a systematic review. *J. Endod.*, 43(5), 679-686.
- Coluzzi, D. J. y Convisar, R. A. (2007). *Atlas of laser applications in dentistry*. Quintessence Publishing.
- Duarte, M. A., Domingues, R., Matsumoto, M. A., Padovan, L. E. y Kuga, M. C. (2007). Evaluation of apical surface roughness after root resection: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 104, 74-76.
- Enwemeka, C. S., Parker, J. C., Dowdy, D. S., Harkness, E. E., Sanford, L. E. y Woodruff, L. D. (2004). The efficacy of low-power lasers in tissue repair and pain control: a meta-analysis study. *Photomed. Laser Surg.*, 22, 323-329.
- Eriksson, R. y Albrektsson, T. (1983). Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J. Prosthet. Dent.*, 50(1), 101-107.
- Esteves, J. C., De Souza Faloni, A. P., Macedo, P. D., Nakata, P. B., Chierici Marcantonio, R. A., Intini, G. y Marcantonio Jr., E. (2016). Effects on bone repair of osteotomy with drills or with erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser: histomorphometric and immunohistochemical study. *J. Periodontol.*, 87(4), 452-460.
- Freiberg, R. J. y Cozean, C. D. (2002). Pulsed erbium laser ablation of hard dental tissue: the effects of atomized water spray versus water surface film. *Proc. SPIE.*, 4610, 74-84.
- Folwaczny, M., Mehl, A., Aggstaller, H. y Hickel, R. (2002). Antimicrobial effects of 2,94 micron Er: YAG laser radiation on root surfaces: an *in vitro* study. *J. Clin. Periodontol.*, 29, 73-78.

- Gouw-Soares, S., Stabholz, A., Lage-Marques, J. L., Zezell, D. M., Groth, E. B. y Eduardo, C. P. (2004). Comparative study of dentine permeability after apicectomy and surface treatment with 9,6 micron TEA CO₂ and Er: YAG laser irradiation. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 22(2), 129-139.
- Kellert, M., Solomon, C. y Chalfin, H. (1994). A modern approach to surgical endodontics: ultrasonic apical preparation. *N. Y. State. Dent J.*, 60, 25-28.
- Kesler, G., Shvero, D. K., Tov, Y. S. y Romanos, G. (2011). Platelet derived growth factor secretion and bone healing after Er: YAG laser bone irradiation. *J. Oral Implantol.*, 37, 195-204.
- Kimura, Y., Yu, D. G., Fujita, A., Yamashita, A., Murakami, Y. y Matsumoto, K. (2001). Effects of erbium, chromium: YSGG laser irradiation on canine mandibular bone. *J. Periodontol.*, 72, 1178-1182.
- Komori, T., Yokoyama, K., Matsumoto, Y. y Matsumoto, K. (1997). Erbium: YAG and holmium: YAG laser root resection of extracted human teeth. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 15(1), 9-13.
- Metin, R., Tatli, U. y Evlice, B. (2018). Effects of low-level laser therapy on soft and hard tissue healing after endodontic surgery. *Lasers Med. Sci.*, 33(8), 1699-1706.
- Mohammadi, Z., Jafarzadeh, H., Shalavi, S., Kinoshita, J. I. y Giardino, L. (2017). Lasers in apicoectomy: a brief review. *J. Contemp. Dent. Pract.*, 18(2), 170-173.
- Morfis, A., Sylaras, S. N., Georgopoulou, M., Kernani, M. y Prountzos, F. (1994). Study of the apices of human permanent teeth with the use of a scanning electron microscope. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 77, 172-176.
- Negi, S., Adhikari, H. D., Mazumder, D., Lakiang, R. D. y Bhardwaj, S. (2019). Comparative evaluation of microleakage after root-end resection by erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet (Er, Cr: YSGG) laser and carbide bur with or without placement of mineral trioxide aggregate: an *in vitro* study. *J. Conserv. Dent.*, 22(4), 391-395.
- Nelson, J. S., Orenstein, A., Liaw, L. H. L. y Berns, M. W. (1989). Mid-infrared erbium: YAG laser ablation of bone: the effect of laser osteotomy on bone healing. *Lasers Surg. Med.*, 9, 362-374.
- Ohshiro, T. y Calderhead, R. G. (1991). Development of low reactive-level laser therapy and its present status. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 9, 267-275.
- Payer, M., Jakse, N., Pertl, C., Truschnegg, A., Lechner, E. y Eskici, A. (2005). The clinical effect of LLLT in endodontic surgery: a prospective study on 72 cases. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 100(3), 375-379.
- Perhavec, T. y Diaci, J. (2008). Comparison of Er: YAG and Er, Cr: YSGG dental lasers. *J. Oral Laser Applicat.*, 8, 25-36.
- Pick, R. M. y Colvard, M. D. (1993). Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *J. Periodontol.*, 64, 589-602.
- Pourzarandian, A., Watanabe, H., Aoki, A., Ichinose, S., Sasaki, K. M., Nitta, H. y Ishikawa, I. (2004). Histological and TEM examination of early stages of bone healing after Er: YAG laser irradiation. *Photomed. Laser Surg.*, 22, 342-350.
- Premjith Shetty, D., Kailar, A., Pare, S., Kumar, P. y Ragher, M. (2020). The effect of root end cavity preparation using Er, Cr: YSGG laser, ultrasonic retrotip, and bur on the apical microleakage of retrograde cavity filled with MTA plus. *J. Pharm. Bioallied Sci.*, 12, suppl. 1, S299-S303.
- Rahimi, S., Yavari, H. R., Shahi, S., Zand, V., Shakoui, S., Reyhani, M. F. y Pirzadeh, A. (2010). Comparison of the effect of Er, Cr-YSGG laser and ultrasonic retrograde root-end cavity preparation on the integrity of root apices. *J. Oral Sci.*, 52(1), 77-81.
- Reyhani, A., Parker, S. y Moshonov, J. (2008). The use of the erbium yttrium aluminium garnet (2940 nm) in a laser-assisted apicectomy procedure. *Br. Dent. J.*, 205(6), 319-323.
- Rizoiu, I. M., Eversole, L. R. y Kimmel, A. I. (1996). Effects of an erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet laser on mucocutaneous soft tissues. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, 82(4), 386-395.
- Rosenberg, S. P. (2003). The use of the erbium, chromium: YSGG laser in microdentistry. *Dent. Today*, 22, 70-73.
- Sculean, A., Schwarz, F., Berakdar, M., Windisch, P., Arweiler, N. B. y Romanos, G. E. (2004). Healing of intrabony defects following surgical treatment with or without an Er: YAG laser. *J. Clin. Periodontol.*, 31, 604-608.
- Serrano-Giménez, M., Sánchez-Torres, A. y Gay-Escoda, C. (2015). Prognostic factors on periapical surgery: a systematic review. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.*, 20(6), 715-722.
- Visuri, S. R., Walsh, J. T. y Wigdor, H. A. (1996). Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. *Lasers Surg. Med.*, 18(3), 294-300.
- Von Arx, T., Peñarrocha, M. y Jensen, S. (2010). Prognostic factors in apical surgery with root-end filling: a meta-analysis. *J. Endod.*, 36, 957-973.
- Van As, G. (2004). Erbium lasers in dentistry. *Dent. Clin. North Am.*, 48, 1017-1059.

- Wallace, J. A. (2006). Effect of Waterlase laser retrograde root-end cavity preparation on the integrity of root apices of extracted teeth as demonstrated by light microscopy. *Aust. Endod. J.*, 32(1), 35-39.
- Walsh, J. T., Flotte, T. J. y Deutsch, T. F. (1989). Er: YAG laser ablation of tissue: effect of pulse duration and tissue type on thermal damage. *Lasers Surg. Med.*, 9(4), 314-326.
- Wong, W. S., Rosenberg, P. A., Boylan, R. J. y Schulman, A. (1994). A comparison of the apical seals achieved using retrograde amalgam fillings and the Nd: YAG laser. *J. Endod.*, 20(12), 595-597.
- Woodruff, L. D., Bounkeo, J. M., Brannon, W. M., Dawes, K. S., Barham, C. D., Waddell, D. L. y Enwemeka, C. S. (2004). The efficacy of laser therapy in wound repair: a meta-analysis of the literature. *Photomed. Laser Surg.*, 22, 241-247.

AUTORAS Y AUTORES

Editor



PABLO BETANCOURT HENRÍQUEZ

Doctor en Medicina e Investigación Traslacional, Universidad de Barcelona, Barcelona, España. Especialista en endodoncia, magíster en Odontología, director del Diplomado en Endodoncia y profesor asistente de la Facultad de Odontología, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile. pablo.betancourt@ufrontera.cl

Autoras y autores



NILTON ALVES

Especialidad en Cirugía y Traumatología Maxilofacial, Universidad Anhanguera de São Paulo, Brasil. Magíster en Anatomía y doctor en Ciencias, Universidad Federal de São Paulo, UNIFESP, Brasil. Posdoctorado, Universidad de São Paulo, USP, Brasil. Profesor asociado, Facultad de Odontología, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile. nilton.alves@ufrontera.cl



EULÀLIA SANS SERRAMITJANA

Doctora en Medicina e Investigación Traslacional y máster en Investigación Clínica (con especialización en Microbiología Clínica), Universidad de Barcelona, Barcelona, España. Investigadora posdoctoral, BIOREN, Universidad de La Frontera, Temuco, Chile. eulalia.sans@ufrontera.cl



MARTA JORBA PEDROSA

Doctora en Medicina e Investigación Traslacional, máster en Microbiología Avanzada e investigadora de la Unidad de Microbiología del Departamento de Patología y Terapéutica Experimental de la Facultad de Medicina, Universidad de Barcelona, Barcelona, España.
m.jorba.pedrosa@gmail.com



MIGUEL VIÑAS CIORDIA

Licenciado en Ciencias, doctor en Ciencias y catedrático de Microbiología de la Facultad de Medicina, Universidad de Barcelona, Barcelona, España. Profesor en la Universidad de Zaragoza (Zaragoza, España), Jacobs University (Alemania), University of Wurzburg (Alemania) y Baylor College of Medicine (Houston, Texas, Estados Unidos).
mvinyas@ub.edu



ANTONIO ESPAÑA TOST

Doctor en Medicina y Cirugía, máster Interuniversitario Europeo en Láser en Medicina, máster en Cirugía e Implantología Bucal y exprofesor asociado de Anestesia Odontológica y de Cirugía Bucal, Facultad de Odontología, Universidad de Barcelona, Barcelona, España.
toniespana@gmail.com



HAITHAM ELAFIFI EBEID

Máster en Láser en Odontología y máster Europeo en Aplicaciones Orales del Láser, Universidad de Barcelona, Barcelona, España. Experto universitario en endodoncia con microscopio óptico, Universidad de Cardenal Herrera, Valencia, España. Posgrado en Ortodoncia, Sociedad Catalana de Odontología y Estomatología (SCOE), Barcelona, España.
dr.karim.laserdent@gmail.com



ISABEL PARADA AVENDAÑO

Diploma de Actualización en Medicina y Cirugía, Universidad de Alcalá, Alcalá de Henares, España. Experta en Anatomía Quirúrgica y máster en Estadística «Diseño y análisis en investigaciones clínicas», Universidad de Barcelona, Barcelona, España. Máster Propio en Gestión Clínica, Dirección Médica y Asistencial, Universidad Cardenal Herrera, Valencia, España.
cotihums@gmail.com



JOSEP ARNABAT DOMÍGUEZ

Doctor en Medicina y Cirugía, máster en Cirugía e Implantología Bucal, máster Interuniversitario Europeo en Láser en Medicina, director del máster Láser en Odontología (EMDOLA, European Master Degree in Oral Laser Applications) y profesor agregado permanente, Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad de Barcelona, Barcelona, España.
joseparnabat@ub.edu



FRANCISCO RUBIO PALMA

Especialista en Endodoncia, Universidad del Desarrollo, Concepción, Chile. Magíster en Educación Superior, Universidad San Sebastián, Concepción, Chile. Mastership Laser Therapy in Dentistry, RWTH Aachen University, Aachen, Alemania. Docente instructor adjunto de pre y posgrado, Universidad Andrés Bello, Concepción, Chile.
f.rubiopalma@uandresbello.edu



DANIEL ABAD SÁNCHEZ

Máster en Cirugía e Implantología Bucofacial, máster en Láser en Odontoestomatología, coordinador del máster Láser en Odontología (EMDOLA, European Master Degree in Oral Laser Applications) y profesor asociado del Departamento de Odontoestomatología, Universidad de Barcelona, Barcelona, España.
dabad@ub.edu



Este libro fue compuesto por el equipo de
Ediciones Universidad de La Frontera durante
el otoño de 2023.

Para los textos del interior se utilizó la fuente Skolar Latin,
diseñada por David Březina. En la portada se usó Libertad,
del tipógrafo Fernando Díaz.



Este libro es una introducción al apasionante mundo del láser y sus distintas aplicaciones en el campo de la endodoncia. Incluye capítulos sobre su historia y las bases físicas de su funcionamiento, aborda la relación que existe entre la aplicación del láser, la morfología dentaria y la microbiología endodóntica, y ofrece ejemplos sobre su aplicación concreta en procedimientos como la irrigación activada por láser, la terapia fotodinámica y la cirugía endodóntica.

La terapia con láser en endodoncia es un procedimiento novedoso que aún no ha sido adoptado ampliamente por la comunidad odontológica chilena, debido principalmente a la falta de información. Los capítulos que componen este libro fueron escritos por académicos de Chile y el extranjero que cuentan con una vasta experiencia en el tema, y están dirigidos a estudiantes de pre y posgrado, cirujanos dentistas, especialistas en endodoncia, y docentes e investigadores del área de la odontología y la medicina. Su propósito es actualizar sus conocimientos, brindarles herramientas para la práctica clínica y abrir nuevas sendas de investigación en el campo de la endodoncia.

ISBN: 978-956-236-436-2

