

LASER EN PERIODONCIA

Estudio realizado por el Comité de Investigación, Ciencia y
Terapia de la Academia Norte-Americana de Periodoncia.
(Aprobado en Abril de 1991)

Traducción realizada por:
Dra. María Eugenia García-Frontini
Especialista en Periodoncia.

Una explosión de publicidad alrededor del uso del láser en odontología, ha generado enorme interés en profesionales y legos. Tales publicaciones han difundido simultáneamente información errónea. El propósito de este informe es proveer conocimiento acerca de las aplicaciones actuales y potenciales de la tecnología laser en la práctica periodontal.

Este informe fue preparado por el Comité de Investigación Ciencia y Terapia de la American Academy of Periodontology (AAP).

Desde el descubrimiento del láser de rubí por Maiman en 1960, los láser han sido ampliamente usados en medicina y cirugía. Oftalmología comenzó usando el láser de rubí a principios de 1960 y ahora emplea para varios propósitos, láseres de argón, krypton, CO₂, ND:YAG y más recientemente láser de exímeros. Los cuatro tipos de láser usados en otras especialidades quirúrgicas son argón, KTP/532, ND:YAG y CO₂. Sin embargo, para tejidos blandos orales, el CO₂ y el ND:YAG son en general sólo los láseres de uso clínico.

La característica del láser depende de su longitud de onda. Esta afecta no sólo la aplicación clínica del láser, sino el diseño del instrumento. La longitud de onda de los láseres usados en medicina y odontología va de 193 a 348 (ultravioleta) nanómetros (nm) hasta 10.600 (infrarrojo) nanómetros. Los láseres más comúnmente usados en odontología, el CO₂ y el ND:YAG, tienen longitud de onda de 10.600 nm (infrarroja) y 1064 nm (cercano infrarrojo) respectivamente. Al estar ambos láser en el infrarrojo sus disparos no son visibles. Por esto, ambos usualmente requieren la incorporación de un láser coaxial de helio-neón con longitud de onda de 630 nm, rojo y visible, dentro del aparato para permitir apuntar el disparo.

La longitud de onda puede también afectar el diseño del instrumento y su aplicación. El láser de ND:YAG, de longitud de onda de 1064 nm, en el

cercano infrarrojo, puede ser transmitido a través de una fibra óptica, permitiendo a su vez, pasar a través de endoscopios. El láser CO₂, por otro lado, es absorbido por la mayoría de las fibras ópticas, y por consiguiente, ha sido tradicionalmente transmitido a través de una serie de espejos en un brazo articulado y enfocado por lentes en un microscopio o en una pieza de mano. La pérdida de transmisión por un sistema de fibra óptica y en una pieza de mano específicamente diseñada para uso intraoral y dental ha hecho al láser de CO₂ inherente más torpe para usar en la boca.

Sin embargo, el desarrollo reciente de piezas de mano más versátiles y con técnica dirigida de onda al vacío permite al disparo ser transmitido a través de un tubo flexible y tener fácil acceso a todas las áreas de la cavidad oral.

Los láseres diseñados para cirugía transmiten energía de fácil acceso a todas las áreas de la cavidad oral.

Los láseres diseñados para cirugía transmiten energía concentrada y controlable para los tejidos. Para que el láser tenga efecto la energía debe ser absorbida. El grado de absorción en el tejido varía en función de la longitud de onda del disparo y de las características del tejido. Si el pico de emisión del láser iguala el espectro de absorción de uno o más componentes del tejido, ocurrirá un efecto específico y preciso. Puesto que todos los tejidos tienen más de un componente, el efecto total será una combinación de los efectos sobre cada uno de los componentes, cada uno de ellos tiene su propia característica de absorción. Como la temperatura aumenta en el lugar de la cirugía, los tejidos blandos pasan a través de estados de: calentamiento (37-60°C), soldadura (60-65°C), coagulación (65-90°C), desnaturalización de proteínas (90-100°C), vaporización (100°C) y carbonización. La vaporización del tejido comienza cuando el agua celular es calentada a temperatura de ebullición, 100°C, pero otros componentes del tejido

vaporizan a altas temperaturas. Con el láser de CO₂, el levantamiento rápido de la temperatura y de la presión intracelular causa explosión de la célula, arrojando vapor y restos celulares conocidos como la "pluma láser". Los restos se levantan del lugar del impacto carbonizados en el disparo láser, denominado "char". Este fenómeno es más común en láser con onda continua que con láser pulsado. Si un carbón remanente es dejado en la zona y en el laseado se intenta atravesarlo, habrá un rápido salto en la temperatura entre 150°C y 200°C y el punto laseado comenzará a incandescer con una luz naranja, causando daño térmico extenso.

La emisión del láser de CO₂, longitud de onda 10.600 nm, es fuertemente absorbida por el agua. Como el tejido blando es 75% a 90% agua, cerca del 98% de la energía es convertida en calor y absorbida por la superficie del tejido con muy poca dispersión o penetración. Así sola una angosta zona de necrosis por coagulación puede rodear la zona de vaporización de la incisión de láser CO₂. En algunos sistemas, el disparo láser es enfocado por lentes que convergen el punto focal. El disparo reducido en un área en el punto focal corta y desenfocado se dispersa y no corta. En recientes sistemas de fibras flexibles, el menor diámetro del disparo está cercano al fin de la fibra, más allá de la cual él diverge. Cortar es vaporizar tejido a lo largo de la línea, usando un disparo enfocado en el punto focal, con un punto de 0,1 a 1,0 mm. La divergencia del disparo detrás del punto focal da una rápida pérdida del poder de densidad y protección de los tejidos subyacentes, causando sólo desnaturalización de proteínas y coagulación. Vasos sanguíneos de hasta 0,5 mm de diámetro son sellados en los tejidos circundantes. Así, una de las principales ventajas de la cirugía láser es la hemostasia y un campo relativamente seco. La profundidad de la incisión láser, destrucción de tejido, es proporcional a la fuerza y a la duración de la exposición del disparo. El láser de CO₂ para cirugía de tejidos blandos orales es generalmente realizado con un potencia de 5 a 25 watts en forma continua o pulsada.

El láser de Nd:YAG, de longitud de onda de 1064 nm, cercano infrarrojo, puede penetrar el agua 60mm antes de ser atenuado en un 10% de su potencia original. Sin embargo, es dispersado un poco en tejidos blandos en vez de ser absorbido sobre la superficie del tejido como con la energía del láser de CO₂. En tejidos blandos fuertemente pigmentados como la piel la dispersión es cerca dos veces más grande que la absorción. Este "efecto cocinante" con el láser de Nd:YAG es ideal para la ablación de tejido anormal con un aumento del potencial de hemorragia

y para control de vasos sanguíneos más grandes que un capilar. Sin embargo el efecto de dispersión aumenta la dificultad en juzgar la profundidad de penetración, particularmente en tejidos poco coloreados, puesto que la apariencia superficial del tejido no es un indicador confiable de la profundidad. Esta profundidad de penetración ha sido estimada en 2 ± 1 mm en tejidos blandos. Altos niveles de energía son requeridos para vaporizar y remover tejidos. Bajos niveles son usados para hemostasia y fotocoagulación. La facilidad de aplicación del láser de Nd:YAG a través de una fibra de cuarzo flexible ha resultado en un extendido uso en endoscopia del sistema respiratorio, gastrointestinal, urinario y ginecológico. Fuerzas de hasta 100 watts son usadas para cirugías abiertas hechas con fibra, y 10 a 20 watts se usa para fotoablación.

El desarrollo reciente de puntas de zafiro y cerámicos para uso de contacto, ha permitido entrega precisa con bajo voltaje (3 a 20 watts) pero con alto poder de densidad desarrollado en la pequeña punta, 0,2 a 1,2 mm de diámetro. La ventaja del bisturí de contacto, es que el cirujano tiene respuesta táctil no disponible con el láser sin toque de Nd:YAG o CO₂. Un estudio encontró que el mínimo daño a los tejidos ocurre con la punta más pequeña en todas las intensidades, pero mayor que con escalpelo común. No hay sangrado con las puntas de contacto.

Como se advierte, suficientes datos sostienen la aplicación de ambos láseres, el de CO₂ y el Nd:YAG para cirugía de tejidos blandos orales. El láser de CO₂ ha sido utilizado para cirugía de tejidos blandos, incluyendo los tejidos orales, desde principios de 1970 y ha sido aprobado por la FDA para este propósito en 1976. Un nuevo aparato láser de Nd:YAG, diseñado y promovido para aplicaciones orales y dentales, puede entregar 3 watts de potencia en forma pulsada (20 pulsos por segundo) o continua, utilizando una pieza de mano especialmente diseñada con puntas con o sin contacto. Fue aprobada por la FDA en mayo de 1990. Sin embargo, debe ser enfatizado que la FDA no ha permitido a los fabricantes de láser decir que esterilizan el campo o que son indoloros. Preocupada por los reclamos en el uso del láser de Nd:YAG en tejidos dentales duros, la FDA convocó a un panel experto en julio de 1990 para revisar datos aportados. El panel concluyó que los datos no son aún suficientes para substanciar tales reclamos u observaciones.

USO DEL LASER EN PERIODONCIA

Los periodoncistas pueden estar no familiarizados con la literatura láser pues tan sólo tres informes han

sido publicados en revistas periodontales. El único uso periodontal sostenido por esos informes es para gingivectomía utilizando el láser CO2. Usando cirugía láser hay gran evidencia confirmando disminución del sangrado, particularmente en los tejidos orales altamente vascularizados.

Informes de casos que cortan tejidos blandos orales con láser y dañan mucho menos que con el bisturí y así requieren menos anestesia local, no tienen confirmación científica al presente. El dolor post-operatorio siguiente a procedimientos quirúrgicos orales y otolaringológicos, parecen reducirse en la cirugía láser. Se teoriza que esto puede ser debido al coágulo de proteínas que se forma en la superficie lesionada, actuando como una protección biológica y también sellando las terminaciones nerviosas sensitivas.

Algunos informes sugieren que las lesiones láser curan más rápidamente y producen menos tejido cicatrizal que la cirugía convencional con bisturí. Sin embargo, evidencia contraria de estudios en cerdos y ratas indican que la curación de la herida láser es retrasada y que ellos tienen menos fortaleza durante las primeras fases de la curación. Ultimamente esta fortaleza de las heridas por láser y por bisturí son comparables. Un experimento con cultivos de fibroblastos de piel humana mostraron que la producción de colágeno y la síntesis de DNA fue retrasada cuando los fibroblastos fueron expuestos a la radiación del láser de Nd:YAG.

Deben tenerse precauciones cuando se hace gingivectomía láser. El disparo del láser de CO2 puede ser reflejado por las superficies metálicas brillantes tales como retractores o espejos bucales y causar daño ocular. Protectores oculares deben usar el operador y sus asistentes. La garganta y los delicados tejidos orales del paciente deben ser protegidos con gasas húmedas de impactos accidentales del disparo. Defectos crateriformes en el esmalte y cemento fueron notados después de una gingivectomía experimental en perros, aún cuando una hoja de papel de estaño fue usada como barrera entre la encía y el diente. Clínicos experimentados en cirugía con láser de CO2 enfatizan la necesidad de una adecuada barrera, tal como un instrumento u hoja o folio de plata, entre la encía y el diente.

No hay evidencia que el láser, en instrumento de contacto o no, tenga algún valor en remover concreciones de la superficie radicular, ni en cualquier otra forma de debridamiento radicular.

No hay datos de investigación que respalden su uso para curetaje subgingival. Su habilidad para remover el tejido blando que recubre la bolsa o para remover acúmulos bacterianos es aún desconocido.

Corrientemente no hay datos que justifiquen el uso del láser de CO2 o el Nd:YAG sobre hueso en la terapia periodontal. Dos estudios en conejos mostraron retraso en la cicatrización de osteotomías realizadas con láser de CO2 en comparación con cirugía con escalpelo.

Aún cuando es extensa la literatura de los efectos del láser de CO2 y de Nd:YAG sobre los tejidos duros dentales, esta área completa está aún en estado fluctuante.

Hay datos de estudios indicando que ocurren cambios en esmalte y dentina cuando son expuestos a la energía láser. Sin embargo, la naturaleza y extensión de estos cambios con relación al poder láser, longitud de onda, tiempo de exposición, calor provocado, como también el efecto en la pulpa dental, aún deben ser dilucidados. Si el acondicionamiento radicular en la terapia periodontal puede ser eventualmente hecho por aplicación láser, debe ser investigado. De los 19 resúmenes relacionados con láser presentados en 1990 IADR/AADR reunión, 4 fueron importantes para periodoncia.

COSTO/EFFECTIVIDAD

Los equipos láser son caros, requieren entrenamiento específico para su uso y pueden necesitar, dependiendo del tipo y poder del láser, instalación eléctrica y de plomería especiales. La única función aprobada en periodoncia es en este momento cirugía de tejidos blandos: gingivectomía, frenectomía, reducción de tuberosidad, profundización vestibular. Desde que estos procedimientos son todos rutinariamente hechos con bisturí de bajo costo, la decisión de usar el láser debe ser basada en dar beneficios de hemostasis y campo seco, la experiencia general de menos dolor post-operatorio y tumefacción, y la declarada, pero indocumentada ventaja de menos dolor operatorio.

Individualmente se debe decidir entre costo-beneficio que justifique el uso del láser.

La Academia Americana de Periodoncia fomenta más investigación sobre el potencial uso de la energía láser en la terapia periodontal. Este es un campo atractivo y promisorio para ser investigado. Esta es un área que puede finalmente probar ser de rica utilidad en periodoncia. Sin embargo, la Academia está preocupada por reclamos acerca del uso erróneo o uso del láser para lo que no ha sido aprobado. La Academia urge a sus miembros considerar los beneficios frente a los costos, las desventajas y los riesgos, y seguir cuidadosamente la información científica para futuros progresos.