



UAEM | Universidad Autónoma
del Estado de México

**Valores DIAGNOdent en Esmalte Temporal Acondicionado con Laser Er: YAG VS.
Grabado Convencional**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE

CIRUJANO DENTISTA

PRESENTAN

P.C.D. JOSÉ JAVIER RODRÍGUEZ RODRÍGUEZ
P.C.D. ANGÉLICA DANIELA TIRADO ESCALANTE

DIRECTORAS DE TESIS

DRA. ENC.S. LAURA EMMARODRÍGUEZVILCHIS
DRA. EN O. ROSALÍA CONTRERAS BULNES

REVISORES DE TESIS

DR. En C. IGNACIO SÁNCHEZ FLORES
M. en O. JUDITH ARJONA SERRANO

TOLUCA, MÉXICO

MAYO DE 2016

FO
FACULTAD ODONTOLOGIA



Índice

Contenido	No. Pagina
1. Antecedentes	5
2. Planteamiento del problema	19
3. Justificación	20
4. Hipótesis	21
5. Objetivos	22
6. Marco metodológico	23
7. Resultados	28
8. Discusiones	29
9. Conclusiones	31
10. Referencias bibliográficas	32
11. Anexos	36

1. ANTECEDENTES

Estructura de los órganos dentarios

Los dientes son componentes del aparato masticador y se encuentran anclados al maxilar superior y al maxilar inferior a través del periodonto. Sirven para la masticación de alimentos y al triturarlos, cumplen una importante función previa a la digestión. Además, son considerados órganos ya que se encuentran formados por diferentes tejidos los cuales son el esmalte, la dentina, el cemento y la pulpa dental.

El esmalte dental es una capa mineral de gran pureza, que recubre externamente la corona del diente. Este, es un tejido muy duro y su función es proteger el diente frente a las influencias perjudiciales del exterior, sobre todo del desgaste. Se compone en un 95% de su peso de minerales (fundamentalmente fosfato y calcio), en 1% de sustancias orgánicas (proteínas) y en un 4% de agua.¹

Debajo del esmalte se encuentra la dentina. Esta no solo rodea la corona, sino también la zona de la raíz, concretamente la pulpa dentaria. Los denominados túbulos dentinarios, que contienen parcialmente prolongaciones de neuronas, poseen una densidad variable; la densidad tubular es superior en la proximidad de la pulpa. Los túbulos laterales de la dentina del manto contienen una mayor cantidad de líquido. La dentina posee una alta proporción de componentes orgánicos, formada en un 20% de su peso por sustancias orgánicas, en un 70% por minerales y en un 10% por agua. Esta composición también hace que la dentina sea más blanda que el esmalte.³

Desde el área de transición entre la corona y la raíz del diente, un tejido conectivo mineralizado, denominado cemento dental, recubre la superficie de la raíz. El cemento no contiene nervios ni vasos sanguíneos, y anatómicamente no forma parte del diente, sino del periodonto.⁴ El periodonto está compuesto además por los huesos que rodean los dientes, el tejido conectivo y la mucosa.

La pulpa dentaria, que forma la estructura interna del diente, posee células, vasos sanguíneos y fibras nerviosas.⁵ Aunque se le ha dividido en pulpa coronaria y pulpa

radicular, tan solo la diferencia es por su localización, ya que ambas forman una misma unidad orgánica. Los dientes sanos, que contienen una pulpa intacta, reciben el nombre de dientes vitales, lo que quiere decir que reaccionan ante los estímulos externos como por ejemplo el frío. En los dientes enfermos, la pulpa se inflama y la inflamación puede extenderse a través de este sistema hasta los huesos del extremo de la raíz.⁶

Los dientes una vez que erupcionan están expuestos a múltiples agresiones en el medio bucal y pueden desarrollar diversas enfermedades. Entre las enfermedades que han sido históricamente consideradas como las más frecuentes se encuentran la caries y la enfermedad periodontal. La caries dental es causada por los ácidos generados por las bacterias al fermentar los azúcares de los alimentos. En las décadas recientes el proceso ha sido mejor definido en diversos aspectos incluyendo el microbiológico y lo referente a saliva, pérdida mineral, composición y estructural del diente, proceso de difusión, desmineralización cinética y remineralización y factores que contribuyen a revertir el proceso.

Cuando los ácidos orgánicos son producidos por las bacterias en la placa dental sobre la superficie del diente, estos se difunden en todas direcciones a través del esmalte y la dentina y en el tejido subyacente. A medida que esto ocurre se inicia la disolución o separación del componente mineral del diente cuyo resultado final es la formación de una cavidad. La formación de la cavidad puede durar meses o años, ésta se considera como el punto final del proceso de la enfermedad conocida como caries dental. Una vez que se produce la ruptura del esmalte, aun cuando puede continuar el proceso de remineralización, es conveniente colocar una restauración para evitar que el proceso continúe.⁷

Grabado convencional en odontología

Existen muchas técnicas para restaurar los órganos dentarios que han sido dañados por el proceso carioso y en la actualidad las restauraciones estéticas han tomado gran importancia. Para este tipo de restauraciones es necesario, en la mayoría de los casos, el grabado ácido del esmalte dental, esta técnica fue descubierta por el Doctor Michael Buonocore en 1955. El método ha evolucionado y ha sido perfeccionado desde entonces

y actualmente los ácidos utilizados son soluciones de ácido fosfórico diluidas, entre un 35% y un 37%, que se aplican durante un tiempo de entre 15 y 30 segundos.⁸

El descubrimiento de esta técnica fue un avance decisivo en la historia de la odontología adhesiva. Cuando la solución contacta con el esmalte dental, el ácido disuelve selectivamente los cristales de hidroxiapatita. Este efecto se determina como una desmineralización selectiva, ya que crea superficies irregulares sobre el esmalte y también proporciona el aumento de energía de la superficie. Además, el grabado ácido puede desmineralizar tanto la región central de los prismas como su parte periférica, creando microespacios en la superficie del esmalte.⁹

En este sentido, al aplicar una resina de consistencia fluida en el esmalte grabado, este llena los microespacios y después de su polimerización queda mecánicamente retenida en el esmalte. La resina no sólo encapsula los cristalitos de esmalte sino que puede penetrar en los propios cristalitos, formando un verdadero composite en el que los cristalitos constituyen el relleno y la resina la matriz sintética. Asimismo, el grabado ácido del esmalte proporciona también una remoción de la capa residual, aumenta la capacidad de humectación, mejora las condiciones de unión del esmalte e incrementa el área del esmalte disponible para la adhesión.¹⁰

La adhesión se entiende como un mecanismo que mantiene dos o más sustratos unidos sin que se separen, en el caso de la odontología se puede definir como una unión íntima entre el tejido dentario y el material restaurador. La adhesión es la que evita el desprendimiento de la obturación y posibles fracturas de la estructura dental, evita filtración marginal, entre otros beneficios.

Los tipos de adhesión que existen son:

La adhesión mecánica que es aquella que se da cuando dos partes quedan trabadas en razón a su morfología y la adhesión química se fundamenta en la interacción de los componentes íntimos de dos estructuras.¹¹

El sistema de adhesión es un conjunto de técnicas y materiales que nos permite preparar la superficie dental, para la adhesión química y micromecánica entre el material restaurador y el diente. ¹²

Cuando de grabado convencional se trata, existen tres tipos de grabado ácido los cuales son:

Grabado tipo I: El efecto desmineralizante con remoción de sales de calcio se efectúa primordialmente en el centro de cada varilla, dejando la periferia intacta.

Grabado tipo II: El efecto ácido actúa en los contornos de la varilla adamantina.

Grabado tipo III: El efecto desmineralizante se da en el centro y periferia de las varillas adamantinas, por lo tanto se pierde la adhesión micromecánica, sólo hay adhesión química

Los adhesivos son sustancias capaces de mantener unidos dos materiales por atracción superficial, produciendo la formación de una capa muy delgada que permite la adhesión. El adhesivo penetra las microporosidades creadas en el esmalte y se conforma como la interfase unión química entre esmalte y dentina con el sellante o resina. ¹³

Historia de los láseres y su uso clínico en medicina y odontología

En 1704 Newton estableció la luz como una corriente de partículas. Fue hasta 1803 que un experimento realizado por Young en el que hablaba de la polaridad de la luz, dio pauta a que otros científicos de esa época, se convencieran de que la luz es emitida en forma de ondas. El concepto de radiación electromagnética fue explicado matemáticamente por Maxwell en 1880; la teoría electromagnética de Maxwell plantea a la luz como rápidas vibraciones de campos electromagnéticos debido a la oscilación de partículas cargadas. Un trabajo adicional emprendido por Hertz sobre el efecto fotoeléctrico y Planck con su trabajo sobre la distribución de la radiación emitida en un cuerpo, que actúa como amortiguador de la energía radiante, son de utilidad para entender mejor la propagación de la luz. La importancia del estudio de Planck en este contexto, es que la radiación, tal como la luz es emitida, transmitida y absorbida en discretos paquetes de energía o quanta.

Las observaciones que existen acerca de los electrones liberados en el efecto fotoeléctrico y su proporcionalidad a la intensidad de la luz así como que la frecuencia o longitud de onda determina la energía cinética máxima de los electrones, indican un tipo de interacción entre la luz y la materia que no puede ser explicada en términos de física clásica; la búsqueda de una explicación llevó a Albert Einstein en 1905, a enunciar su teoría acerca de que la luz puede ser considerada como un compuesto de partículas discretas (fotones) equivalente a la energía quanta. Como explicación al efecto fotoeléctrico Einstein enunció que un fotón podrá penetrar a la materia en donde choque con un átomo. Así fue que fundó el concepto de "emisión estimulada", para luego dar paso al desarrollo de la luz láser.¹⁴

El láser se basa en la amplificación de luz por emisión estimulada de radiación. Un haz de luz está compuesto por paquetes de fotones, los cuales son producidos por un foco o cualquier otra fuente de luz. La luz láser se produce al estimular un átomo con una fuente externa de energía para emitir un fotón antes de que el proceso espontáneo ocurra. La emisión espontánea de un fotón por un átomo estimulado libera un segundo fotón, ambos fotones son capaces de estimular la emisión de más fotones y cada uno de ellos formará una luz con características especiales como la luz láser, que a diferencia de la luz normal tienen una misma longitud de onda, energía y color (monocromáticos), ondas sincrónicas (coherente) y rayos paralelos (colimada).

Para llevar a cabo este procedimiento de amplificación de la luz se requiere de un medio activo para estimular la emisión de fotones, este medio puede ser un gas, un líquido o un material sólido que contenga un tubo de cerámica o vidrio. La longitud de onda específica de cada uno de los equipos láser depende del estado de energía del electrón cuando el fotón es liberado y en particular las propiedades de cada láser dependen precisamente de la longitud de onda.

Cuando la luz láser llega a un tejido puede ser reflejada (pequeña o ninguna absorción), dispersada (la luz viaja en diferentes direcciones con efectos térmicos menos precisos e intensos), absorbida (convertida en calor) o transmitida a los tejidos circundantes.

La aplicación del láser en Odontología debe basarse en el conocimiento de una serie de procesos físicos y biológicos que dependen de diversos factores. Cada tipo de láser emite energía luminosa con una única longitud de onda; es, por tanto, una luz monocromática. En función de la longitud de onda del láser y dónde se aplique se podrán producir diferentes fenómenos ópticos. La luz láser, al igual que la luz visible, cumple todos los principios básicos de la óptica: transmisión, reflexión, refracción y absorción. La energía lumínica que producirá el o los efectos sobre los tejidos irradiados será aquella que sea absorbida, es decir, aquella que libere su energía.

Los fenómenos de absorción dependen básicamente de dos factores: la longitud de onda del láser y las características ópticas del tejido que debe ser irradiado.¹⁵ La cavidad bucal contiene tejidos muy distintos entre sí; por tanto las características ópticas de los tejidos que la conforman no van a tener el mismo comportamiento cuando sean irradiadas con la misma longitud de onda. Es decir, se necesita una longitud de onda diferente para cada uno de los tejidos que hay en la cavidad bucal. Cuando con el mismo láser irradiamos dos tejidos diferentes, los efectos que se producen también serán diferentes. Es decir, diferentes láseres producen efectos distintos sobre el mismo tejido.

Hay que tener en cuenta que cada láser solo va a emitir en una única longitud de onda y que por lo tanto se obtienen diferentes efectos sobre los tejidos tratados.

Las unidades emisoras de energía láser permiten variar algunos parámetros relativos a la cantidad de energía liberada por unidad de tiempo, o lo que es lo mismo, la potencia. Las piezas de mano que nos van a facilitar el transporte de la energía hasta el tejido suelen permitir la concentración o repartición de la energía láser en una menor o mayor superficie de aplicación, cuando estamos aplicando una determinada cantidad de energía por unidad de tiempo, en una superficie pequeña obtenemos mayor densidad de potencia que cuando la aplicamos a una superficie mayor. La densidad de potencia determinará diferentes efectos sobre el mismo tejido.

Clasificación de los láseres

Los láseres son susceptibles de ser clasificados de múltiples formas. Pueden clasificarse en relación a su medio activo, según sea su longitud de onda, forma de emisión u otros

criterios, la forma más habitual de clasificarlos es la potencia a la cual van a ser usados. Se clasifican en general en dos grupos:

- Láser de baja potencia.
- Láser de alta potencia.

Los láseres de baja potencia son aquellos que van a ser utilizados, principalmente, por su acción bioestimulante, analgésica y antiinflamatoria. Los láseres de alta potencia serán aquellos que producen efectos físicos visibles y que se emplean como sustitutos del bisturí o del instrumental rotatorio convencional. En la práctica sólo unos pocos están comercializados y disponibles para su uso clínico.

Los láseres de baja potencia más conocidos son:

- As,Ga (Arseniuro de Galio)
- As,Ga,Al (Arseniuro de Galio y Aluminio)
- He,Ne (Helio-Neon)

Los láseres de alta potencia disponibles en el mercado odontológico son:

- Argon
- Diodo
- Nd:YAG
- Nd:YAP
- Ho:YAG
- Er,Cr:YSGG
- Er:YAG
- CO₂

Cada uno de ellos posee características propias que lo hacen diferente a los demás. En algunas ocasiones un mismo tratamiento se podría efectuar con más de un tipo de láser, aunque siempre hay alguno que puede ofrecer mejores características que los demás para determinado tratamiento.

De los láseres de alta potencia mencionados, algunos son más empleados que otros. Por ejemplo, el láser de Argon es poco utilizado. Existen algunas variedades del láser de Argon que son sustitutos de la lámpara halógena, que sirven para lo mismo: fotopolimerización y blanqueamiento.¹⁶ Es el único láser de alta potencia, que emite luz visible. Todos los demás emiten luz infrarroja.

El láser de Ho:YAG proviene de los antiguos países del este de Europa y en la actualidad no está demasiado introducido en el área odontológica.

De los láseres mencionados, los más relevantes son los de diodo, Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG y CO₂, y nos referiremos a ellos para describir las principales indicaciones de los láseres de alta potencia en odontología.

Indicaciones de los láseres de alta potencia

Existen unas normas de seguridad, muy estrictas, en el manejo de este tipo de láseres, que deben ser conocidas y puestas en práctica tanto por el profesional de la salud, como por su equipo de trabajo.

Los láseres que se mencionarán emiten luz no visible al ojo humano, con longitudes de onda situadas en el espectro infrarrojo. La interacción de estas longitudes de onda con los tejidos produce un efecto fototérmico. Sin embargo, ya que se trata de diferentes longitudes de onda, no siempre van a ser absorbidos de igual forma, produciendo una amplia gama de efectos relacionados con su absorción. Los láseres mejor absorbidos producen un rápido incremento de la temperatura en la zona de aplicación.¹⁷ El láser de Diodo y el láser de Nd:YAG no son bien absorbidos por los tejidos blandos, con el riesgo de que se produzca un acúmulo térmico en los tejidos adyacentes, que en caso de que superara los 65° C produciría la necrosis de los mismos. El efecto térmico acumulado dependerá del tiempo de aplicación. Hay láseres que emiten en modo continuo y láseres

que emiten en modo pulsado. El incremento térmico depende del tiempo de aplicación, el odontólogo debe conocer estos aspectos para evitar producir efectos iatrogénicos derivados de un mal uso del láser.

Tanto el láser de Er,Cr:YSGG como el de Er:YAG son muy bien absorbidos por el agua. Se trata de láseres que se emiten en modo pulsado y que aprovechan esta máxima absorción por el agua para producir su acción. Son los más indicados para la eliminación de tejidos duros, y cuando son utilizados con spray de aire y agua no producen efecto térmico.

En la actualidad existen diferentes tipos de láser para uso dental, algunos se utilizan para el diagnóstico de caries, otros para procedimientos quirúrgicos en tejidos blandos y otros para para la eliminación de caries y preparación de cavidades en los tejidos irradiados.¹⁸

A continuación se mencionan algunos tratamientos odontológicos en los que se puede utilizar algún tipo de láser.

Preparación de cavidades

En la actualidad se aconseja la utilización de los láseres de Er,Cr:YSGG y de Er:YAG como sustitutos de la alta velocidad.¹⁹ Se recomienda emplearlos con spray de aire y agua, para minimizar el efecto térmico. El aumento de temperatura que se produce en la cámara pulpar es inferior a los 4° C, por lo que su uso no representa ningún riesgo.²⁰ Se obtienen cavidades similares a las que se pueden preparar con el instrumental rotatorio convencional. Existen distintas opiniones en relación con las fuerzas de adhesión obtenidas cuando se acondiciona el esmalte con láseres de Er:YAG o de Er,Cr:YSGG. Para la mayoría de autores, se obtendrían fuerzas de adhesión menores, pero al superar el 70% del resultado obtenido con el ácido ortofosfórico, se podrían considerar una alternativa aceptable.²¹ El tiempo invertido en la preparación de una cavidad, con los láseres de Er,Cr:YSGG o de Er:YAG, suele ser mayor que el utilizado con la turbina convencional.¹⁸

Los láseres de Er,Cr:YSGG y de Er:YAG permiten la preparación de cavidades sin necesidad de utilizar técnica alguna de anestesia local.²² Diversos estudios cifran en un

94% el porcentaje de tratamientos realizados sin la aplicación de anestesia. Esta característica abre nuevas expectativas para el tratamiento de pacientes, que no acepten o en los que no esté aconsejado el uso de anestésicos locales. Por este motivo, estos láseres son cada vez más recomendables en Odontopediatría y para el tratamiento de pacientes especiales.²³

El láser de Er,Cr:YSGG, cuando se aplica a baja densidad de potencia sobre la dentina, produce un efecto desensibilizante. Esto permite alternar, si es necesario, la utilización del instrumental rotatorio convencional con el láser, sin la administración de soluciones anestésicas.

La utilización del láser de CO2 en el tratamiento de las exposiciones pulpares, tiene la finalidad de coagular y descontaminar la zona expuesta. Se obtienen buenos resultados cuando la exposición pulpar se produce a consecuencia de un traumatismo, siempre que el tratamiento se efectúe durante las 24 primeras horas. Cuando la exposición pulpar se produce durante la eliminación de una caries, las posibilidades de éxito descienden.²⁴

Existen trabajos en los que tras la irradiación de los bordes de la cavidad con láser (CO2, Er, Cr:YSGG, Er:YAG y Nd:YAG), se producen cambios en la composición del esmalte, dándole menor solubilidad al ataque ácido de la placa bacteriana y por lo tanto se obtiene mayor resistencia contra la aparición de caries secundarias.²⁵ En relación con la fuerza de adhesión entre los materiales de obturación y la dentina, cuando se ha utilizado el láser de Er:YAG en la preparación de una cavidad, existen diferentes opiniones en cuanto a los resultados. Para algunos autores disminuiría la fuerza de adhesión y para otros sería una alternativa válida.²⁶

Sellado de fosas y fisuras

Todos los láseres de alta potencia mencionados pueden utilizarse para preparar el esmalte previamente a la aplicación del sistema de sellado, o bien como complemento, con la finalidad de obtener un efecto bactericida.²⁷

Endodoncia

En el tratamiento de los conductos radiculares, el láser aporta nuevas perspectivas como complemento al tratamiento convencional.

La preparación biomecánica del conducto radicular se efectúa de forma convencional, pero existen publicaciones en las que se utilizan los láseres de Er,Cr:YSGG o de Er:YAG para dicho fin.²⁸

Uno de los objetivos del tratamiento endodóntico es conseguir la mayor eliminación posible de los microorganismos patógenos que pudieran quedar en el diente en tratamiento. Para lo cual se utilizan diferentes productos químicos, entre las cuales la más efectiva es la solución de hipoclorito sódico al 5%. En este aspecto la utilización del láser de Nd:YAG parece igualar los resultados obtenidos con el hipoclorito sódico al 5%, sin el riesgo que supondría el paso de la solución de hipoclorito sódico a la zona periapical. A partir de estos datos que existen, se ha propuesto el uso de otros láseres para obtener la descontaminación del conducto radicular.

Blanqueamiento dental

Ningún láser produce efecto de blanqueamiento por sí mismo. Simplemente acelera los procesos de descomposición del peróxido de hidrógeno utilizado habitualmente en las técnicas de blanqueamiento dentario.

Con el empleo del láser, los tiempos de trabajo se ven reducidos respecto a la utilización de la lámpara halógena, pero el grado de blanqueamiento obtenido no supera los resultados de otros procedimientos más clásicos.²⁹

Preparación dentaria para la colocación de coronas

Se ha descrito la preparación de dientes para la colocación de coronas completas con el láser de Er,Cr:YSGG. A pesar de que se considera que cuando sólo se utiliza el láser, no se consigue la misma precisión en los márgenes de la preparación que cuando utilizamos el instrumental rotatorio convencional.

Láser Er: YAG

En 1975 Zharicov introduce el láser Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet (Er:YAG). El medio activo de este láser es un cristal sólido de itrio-aluminio-granate revestido con erbio. El cual opera en una longitud de onda cercana a la frontera del infrarrojo y medio infrarrojo de 2.94 μm (2,940 nm) y es altamente absorbido por el agua. Teóricamente el coeficiente de absorción de agua es 10 veces mayor que el CO₂ 10.6 μm (10,600 nm) y de 15,000-20,000 veces más que el de Nd:YAG 1.064 μm (1,064 nm).³⁰ El láser Er:YAG fue aprobado hasta 1997 por la US Food and Drug Administration (FDA) para la eliminación de caries y preparación cavitaria,³⁰ en 1999 para la cirugía de tejidos blandos, limpieza surcular y en 2004 para cirugía ósea.³¹ El Er:YAG es quizás el más versátil de todos los tipos de láser disponibles en el mercado actualmente, debido a las múltiples aplicaciones en Odontología tanto para tejidos duros como blandos, aunque quizás, una de sus limitaciones sea su efectividad en la coagulación respecto a otros.³¹

Durante la ablación de un tejido con láser Er:YAG, la energía es absorbida selectivamente por moléculas de agua y los componentes hídricos orgánicos de los tejidos, ocasionando la evaporación del agua y de los componentes orgánicos, como resultado de los efectos térmicos generados por el proceso de calentamiento (evaporación fototérmica). En los tejidos duros, el vapor de agua producido incrementa la presión interna dentro del tejido, dando lugar a una expansión explosiva llamada "microexplosión". El efecto dinámico produce un colapso mecánico en los tejidos, resultando una ablación termomecánica o fotomecánica.³²

Algunos usos del láser de Er:YAG es la eliminación de caries aunque es un procedimiento lento, debido a la pobre absorción de los láser infrarrojos por el esmalte dental. La eliminación de materiales de obturación como resinas, ionómeros de vidrio y silicatos es efectiva también a través del Er:YAG, sin embargo está contraindicada su utilización para la remoción de materiales que produzcan gran reflexión de energía o que transmitan calor fácilmente como las incrustaciones metálicas y las amalgamas de plata. La fuerza de adhesión de los materiales de obturación se incrementa al realizar el grabado del esmalte con el Er:YAG, debido a que permite un aumento de superficie por las rugosidades producidas. A nivel dentinario, el Er:YAG produce un acondicionamiento

que ofrece mayores fuerzas de adhesión que el instrumental rotatorio convencional, mejorando la unión de las resinas.

El Láser de Er:YAG tiene también numerosas aplicaciones en las áreas de endodoncia ya que facilita la instrumentación manual, preparación biomecánica y secado del conducto. En periodoncia, favoreciendo la ablación del cálculo, tratamiento de bolsas periodontales, gingivectomías, gingivoplastias, osteotomías, amputaciones radiculares y efecto bactericida a bajo nivel de energía. En implantología para exponer el tapón de cicatrización del implante y tratamiento de periimplantitis. En prótesis dando acondicionamiento de la dentina previo al cementado con resinas y remodelado gingival previo a la toma de impresiones. En cirugía de tejidos blandos, ya sean lesiones planas o exofíticas, toma de biopsias, aftas, exéresis de frenillos y cirugía preprotésica, también en cirugía de tejidos duros como son, la exostosis, odontosecciones, cirugía periapical y de ATM.³²

DIAGNOdent

Hibst y Gall en 1998, desarrollaron el equipo laser portátil, que mide el incremento en la fluorescencia del tejido dental afectado por caries cuando se aplica sobre él una luz láser con una longitud de onda de 655 nm. El diodo laser se encuentra en el interior del equipo. El DIAGNOdent ilumina la superficie dental, a través de una sonda flexible, con una luz láser roja intermitente, que penetra varios milímetros dentro de la estructura dentaria. Una parte de la luz es absorbida por los componentes orgánicos e inorgánicos de la estructura dental, mientras que otra parte de esta luz es reemitida como fluorescencia, dentro del espectro infrarrojo, hacia el dispositivo. Esta información es analizada y cuantificada. El valor numérico obtenido está en relación directa con el tamaño de la lesión. Opcionalmente, la detección de la radiación fluorescente puede ser reflejada por medio de una señal acústica.

Valores numéricos entre 5 y 25 indican lesión inicial en el esmalte y valores mayores de este rango reflejan caries en dentina temprana. Cuando existen lesiones avanzadas en la dentina se obtienen valores superiores a 35.³³

Es necesario que para utilizar este sistema, el área que va a ser diagnosticada esté limpia, porque la placa, el cálculo y las decoloraciones, pueden dar lugar a falsos positivos en el diagnóstico de caries, debido a su capacidad de detectar alteraciones mínimas en la superficie del esmalte incrementando o disminuyendo la cantidad de luz emitida. Ejemplo de esto se observa cuando se obtienen valores numéricos entre 5 y 25, lo que indica la presencia de lesión inicial en el esmalte; en cambio, cuando el resultado es un valor mayor de este rango, reflejan caries en dentina. No obstante, algunos autores sugieren que los resultados del DIAGNOdent depende más del tamaño que de la profundidad de la lesión. ³⁴

El láser DIAGNOdent detecta eficazmente la elevada fluorescencia de la pieza dental, la placa bacteriana y los depósitos orgánicos, cálculo, restos de comida y esmalte y dentina hipocalcificados, así como caries; por lo que este láser como método de determinación de desmineralización en órganos dentarios es de gran utilidad, así como en diagnóstico de caries, aunque para este último es necesario ayudarse de otras técnicas de diagnóstico.

Los valores DIAGNOdent con respecto al grado de desmineralización presente en los órganos dentarios se representa de la siguiente manera:

- 0-13: sano
- 14-20: caries en esmalte
- 21-29: caries profunda en esmalte
- > 30: caries en dentina

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El acondicionamiento de tejidos dentales es un paso fundamental para el éxito de las restauraciones estéticas, en la actualidad no solo es posible acondicionar el esmalte con ácido fosfórico, recientemente y con el desarrollo de la tecnología láser otra opción es la aplicación del láser. Sin embargo los valores DIAGNOdent no han sido establecidos cuando se aplican estos sistemas de acondicionamiento por lo que con este trabajo se pretende responder a las siguientes preguntas

¿Cuáles son los valores DIAGNOdent en el esmalte temporal acondicionado con láser ER: YAG y el acondicionado en forma tradicional?

¿Existen diferencias en los valores DIAGNOdent en el esmalte temporal acondicionado con láser ER:YAG y el acondicionado en forma tradicional?

3. JUSTIFICACIÓN

Con el presente trabajo se pretende profundizar el conocimiento con respecto a los cambios que sufre el esmalte después de ser acondicionado con el láser Er:YAG y el grabado convencional a través de los valores DIAGNOdent, obtenidos cuando se aplican los diferentes sistemas de acondicionamiento. Por otra parte el presente trabajo también representa una parte de toda una línea de investigación respecto a la aplicación de la tecnología láser.

4. HIPÓTESIS

Hipótesis de Trabajo

Los valores DIAGNOdent en el esmalte de dientes temporales acondicionados con láser Er:YAG son menores a los valores obtenidos con el grabado convencional.

Hipótesis Nula

Los valores DIAGNOdent en el esmalte de dientes temporales acondicionados con láser Er:YAG no son menores a los valores obtenidos con el grabado convencional.

5. OBJETIVOS

Objetivo General

Determinar los valores DIAGNOdent en esmalte de dientes temporales acondicionados con láser Er:YAG vs. grabado convencional

Objetivos Específicos

- Determinar los valores DIAGNOdent del grupo control
- Obtener los valores DIAGNOdent en dientes temporales acondicionados con láser Er:YAG.
- Obtener los valores DIAGNOdent en dientes temporales acondicionados con grabado convencional o grabado con ácido fosfórico.
- Comparar los resultados de los valores DIAGNOdent obtenidos con el láser Er:YAG, grabado convencional y grupo control.

6. MARCO METODOLÓGICO

Diseño y Tipo de Estudio

El presente trabajo de investigación fue un estudio experimental.

Selección de la Muestra

La muestra incluyó 30 piezas dentarias temporales distribuidas aleatoriamente en tres grupos (10 muestras por grupo) y seleccionadas bajo los siguientes criterios:

Criterios de Inclusión

- Dientes temporales sanos:
- Exfoliados o extraídos por persistencia en la cavidad bucal.
- Sin caries, fracturas, obturaciones o daños observables a simple vista.
- Sin fluorosis dental.
- Sin daños en su estructura producidos durante el procedimiento de extracción.
- Que en la prueba de DIAGNOdent presenten un valor de 0 a 13 (sano).

Criterios de Exclusión

- Piezas dentales con caries o con restauraciones.
- Piezas dentales con fractura o pérdida de estructura.

Criterios de eliminación

- Dientes temporales que presenten fracturas o algún daño durante su manipulación o almacenamiento

Material y Métodos

Preparación de la Muestra

Se solicitó los pacientes de la especialidad de Odontopediatría de la Facultad de Odontología de la Universidad Autónoma de Estado de México así como de las clínicas de odontopediatría de la Clínica Odontológica Morelos de ISSEMyM la donación de órganos dentarios temporales para el presente proyecto, los cuales fueron indicados para extracción dental por razones terapéuticas. Después de la extracción se removieron los restos de tejidos blandos con una hoja de bisturí y fueron enjuagados con agua destilada; se eliminó la raíz hasta la unión cemento-esmalte con discos de diamante (BesQual, USA) y un motor de baja velocidad (Brasseler, USA), irrigando con agua deionizada para evitar la deshidratación de las muestras. Posteriormente, las muestras fueron colocadas en un recipiente cerrado herméticamente con timol al 0,2% a 4°C (wt/vol) y etiquetadas hasta la realización de las pruebas.

Las muestras fueron divididas aleatoriamente en tres grupos de acuerdo a lo siguiente:

- **Grupo I (n=10).** Grupo control. No se sometieron a ningún tipo de acondicionamiento.
- **Grupo II (n=10).** Esmalte acondicionado con láser tipo Er:YAG (Lumenis OPUS DUO™ Er: YAG + CO², Israel) con una longitud de onda de 2.94 μm, punta de zafiro de 1.0 mm de diámetro, energía de salida de 150 mJ , con una densidad de energía de 19.1 J/cm², 15 Hz e irrigación constante con agua deionizada con 5ml/min.

Acondicionamiento con Láser Er: YAG

Para irradiar las muestras se utilizó un equipo láser tipo Er:YAG (Lumenis OPUS DUO™ Er: YAG + CO², Israel) con una longitud de onda de 2.94 μm y una duración del pulso de 250- 450 μsec. La energía de irradiación se calibró con el aditamento

que para tal fin incluye el equipo, mientras que la energía liberada fue evaluada periódicamente con un medidor de potencia (Lasermater-P, Coherent Co., Santa Clara, CA, USA). Para el manejo de las muestras se utilizó una pinza para papel de articular de acero inoxidable, con sus partes activas cubiertas con un protector de látex para evitar el reflejo de los rayos láser. La irradiación se realizó manualmente en una dirección, la punta de zafiro se colocó perpendicularmente a cada muestra, escaneando la superficie del esmalte. Para reducir el calentamiento, se irrigó con agua deionizada en spray (5.0 mL/min). Cada muestra fue irradiada una sola vez, a una distancia punta-muestra de 1 mm. Una lámina de acero inoxidable (23 mm x 5 mm x 0.5 mm) se colocó en la parte superior de la pieza de mano del láser para conservar dicha distancia. Para corroborar que tanto el diámetro de salida de la punta de zafiro como el del haz del láser sean iguales, se usó una placa sensible al infrarrojo (Lumitek International, Inc., USA).

- **Grupo III (n=10).** El esmalte fue acondicionado con ácido grabador al 37% (Scotchbond etchant 3M espe, EUA). Se realizó el lavado del esmalte durante 15 segundos, posteriormente se secó con aire comprimido libre de aceite 15 segundos después fue aplicado el ácido por 20 segundos frotándolo continuamente contra la superficie del esmalte y posteriormente se lavó 10 segundos y se secó con aire comprimido durante 10 segundos.

Evaluación con Láser Fluorescencia (Valores DIAGNOdent)

El esmalte de cada órgano dentario fue evaluado inicialmente con láser (DIAGNOdent pen, Kavo, USA) para confirmar que se encuentra sano (valor 0-13) y nuevamente después de la irradiación y acondicionamiento con láser, de acuerdo a lo siguiente:

El láser fue calibrado previo a la evaluación de la muestra y fue recalibrado cada 10 muestras. Se utilizó la punta B específica para superficies proximales y lisas, se escaneó manualmente la superficie bucal colocando la punta perpendicular a la superficie dentaria formando un ángulo de 60°. Los valores obtenidos fueron registrados en el anexo I.

Variables de Estudio

- Variables Independientes
- Variables dependientes.

Tabla 1. Definición conceptual y operacional de variables

Variable Independiente				
Variable	Definición conceptual	Definición Operacional	Tipo de variable	Escala de medición
Acondicionamiento de esmalte	Proceso que utilizan los dentistas para lograr que los materiales dentales se adhieran a la superficie dental.	Diferentes sistemas de acondicionamiento dental tales como: <ul style="list-style-type: none"> • Láser Er:YAG. • Grabado convencional. 	Cualitativa Nominal	Nominal

Variable Dependiente				
Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición
Valores DIAGNOdent	Método de diagnóstico de caries dental a base de láser	Método que permite diagnosticar desmineralización en los tejidos dentarios, con la siguiente escala: 0 - 13: Sano. 14 - 20: Caries en esmalte 21 – 29: Caries profunda en esmalte >30: Caries en Dentina.	Cualitativa ordinal	Ordinal

Implicaciones Bioéticas

Para llevar a cabo el presente trabajo se consideraron los aspectos éticos de la investigación en seres humanos, de acuerdo a los principios de la declaración de Helsinki y a los vertidos en el reglamento de la ley General de Salud en Materia de Investigación.

Por tratarse de una investigación con riesgo mínimo, y de acuerdo al Título Segundo, De los Aspectos Éticos de la Investigación en Seres Humanos Capítulo I, artículo 23 que menciona que en el caso de investigaciones con riesgo mínimo, la Comisión de Ética, por razones justificadas, podrá autorizar que el consentimiento informado se obtenga sin formularse por escrito, y tratándose de investigaciones sin riesgo, podrá dispensar al investigador la obtención del consentimiento informado. En el presente trabajo se solicitó la autorización de los padres y el asentimiento del niño para la donación de los órganos dentarios.

Análisis Estadístico

Los datos fueron analizados en el paquete estadístico SPSS 21 IBM (SPSS IBM, New York, NY, USA). En el análisis estadístico se aplicaron las siguientes pruebas: Kolmogorov-Smirnov para evaluar la distribución de los datos y Kruskal Wallis y U de Mann Whitney para establecer las diferencias entre grupos con un nivel de significancia de $p \leq 0.05$.

7. RESULTADOS

Los resultados de los valores DIAGNOdent por grupo, se presentan en la Tabla 1, en donde observamos que en los grupos I y II el 100 % se encuentran en valores de 0-13, con diferencias estadísticamente significativas con respecto al grupo III.

Tabla 2. Porcentaje de Valores DIAGNOdent de Acuerdo al Grupo

Valores DIANGNOdent	Grupos		
	Grupo I	Grupo II	Grupo III
0-13	100 ^A	100 ^A	40 ^B
14-20	0	0	60
21-29	0	0	0

* Grupos con diferentes letras son estadísticamente significativos ($p \leq 0.05$)

8. DISCUSION

Los resultados obtenidos en el presente estudio muestran una diferencia significativa entre el grupo de muestras de esmalte temporal acondicionado con láser Er: YAG y el grupo de muestras acondicionadas con la forma convencional utilizando ácido fosfórico. En este último grupo se muestra mayor nivel de desmineralización de acuerdo a los valores DIAGNOdent.

En odontología la desmineralización de las superficies acondicionadas busca lograr mayor retención de las restauraciones y sistemas adhesivos¹⁰.

El láser Er: YAG es considerado un láser quirúrgico cuyas aplicaciones en los tejidos duros del diente provoca vaporización del agua dentro de las células (ablación) de tejido sano y cariado sin el posible daño térmico a los tejidos circundantes ³⁵.

De acuerdo a estudios como el de Borsatto ³⁶ sobre el uso de selladores de fosas y fisuras con previo acondicionamiento de esmalte con láser y sistemas de autograbado muestran que la resistencia a las fuerzas de cizallamiento por parte del sellante colocado en superficies irradiadas con láser Er: YAG son menores que al utilizar grabado ácido. Igualmente Giachetti *et al* ³⁷ reportan que las superficies acondicionadas con láser Er:YAG no demuestran características necesarias para garantizar una buena retención.

Sin embargo existen otros autores como Visuri *et al* ³⁸ que comentan que el esmalte irradiado presenta microrrugosidades y microcráteres que favorecen a la retención micromecánica sin la necesidad de emplear un método químico. Así lo demuestra también estudios como el de Francischetti ³⁵ que incluyó 180 pacientes en los que se realizaron todo tipo de cavidades con Er: YAG que posteriormente fueron obturadas con resina, sin utilizar bases en las lesiones profundas y sin grabar el esmalte o la dentina con ácido y al cabo de 8 meses las restauraciones permanecían en boca sin reincidencia de caries.

La combinación de ambos procedimientos como sistema de acondicionamiento del esmalte dental, es considerada en el estudio de Donza Pulido *et al* ³⁹ que demuestran que al emplear el láser Er: YAG con el uso de un agente químico (ácido

ortofosforico 37%), se puede lograr una completa disolución del centro del prisma y conservar la periferia intacta, lo cual es ideal para los sistemas adhesivos. En dicho estudio se presentaron microfracturas en esmalte al combinar los dos métodos.

El presente estudio muestra solo los niveles de desmineralización, utilizando el sistema DIAGNOdent, que se obtienen al utilizar grabado ácido e irradiación laser. Los resultados son respaldados por la literatura e investigaciones existentes en el sentido de comparar el grado de desmineralización del esmalte dental entre un sistema y otro, sin llegar a concluir cuál de los dos sistemas de acondicionamiento es mejor frente al otro.

Actualmente el uso de rayo láser como alternativa al grabado ácido es altamente discutido ya que la mayoría de los sistemas adhesivos disponibles requieren de acondicionamiento ácido para un mayor éxito, por lo cual no es aconsejable la omisión de dicho procedimiento.

La literatura y estudios existentes sobre el uso del rayo láser como sistema de acondicionamiento de la superficie dental y su comparación con los sistemas convencionales es poca pudiendo en algunos casos resultar contradictoria, por lo que es complicado establecer una comparación clara entre la eficacia de un método u otro.

Solamente investigaciones posteriores que permitan conocer el grado de éxito de las restauraciones en preparaciones acondicionadas con láser ER: YAG a nivel clínico de esmalte y dentina permitirán establecer beneficios de dicho método frente a los que actualmente son efectuados en la gran mayoría de la práctica odontológica.

9. CONCLUSION

El estudio demuestra que el acondicionamiento del esmalte temporal con láser Er: YAG presenta un menor grado de desmineralización que al utilizar el grabado convencional de ácido fosfórico.

10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Bartlett JD, Ganss B. Dental enamel: genes define biomechanics. Calif Dent Assoc. 2006; 37 (12): 863-8.
2. Butler WT. Extracellular matrix proteins of dentine. Ciba Found Symp. 1998; 205: 107-115.
3. Barry K. B. Berkovits. Master Dentistry. Ed Churchill Livingstone, Estados Unidos. 2010. 322-330.
4. Beertsen W, McCulloch CA. The periodontal ligament: a unique, multifunctional connective tissue. Dentistry. 1997; 22(8): 12-23.
5. Sloan AJ, Waddington RJ. The influence of fluoride on the cellular morphology and synthetic activity of the rat dentine-pulp complex in vitro. Arch Oral Biol. 2009; 48(1):39-46.
6. Smith AJ. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation--phase I. Clin Laser Med Surg. 2002; 15(3):109-15.
7. Featherstone JDB. Dental caries: a dynamic disease process. Aust Dent J. 2008; 286-291.
8. Carvalho et al. In vitro study on the dimensional changes of human dentine after demineralization. Arch Oral Biol. 2002; 41: 369-77.
9. Fuentes Fuentes Ma. V. Propiedades mecánicas de la dentina humana. Av Odontostomatol. 2004; 20(2): 79-83.
10. Nakabayashi y Pashley. Hybridization of Dental Hard Tissues. Quintessence. 1998; 30: 22-25.

11. Marín Dario. Adhesión química de restauraciones dentales. Dentreview. 20. 2005. 23-30.
12. Guzmán Humberto. El Rol del Láser en la Odontología Moderna. Rev Circ Argent Odontol.2006; 19:91-4
13. Barrancos Mooney. Operatoria dental: integración clínica. Ed. Médica Panamericana. Brasil. 2006 1021-1031.
14. Parker S. Introduction, history of lasers and laser light production. Brit Dent J. 2007; 202. 21-23.
15. Souyias J. et all. Bond Strenght to Enamel and Dentin Conditioned by Er:YAG Laser and Self-etching Adhesive. Endodon. 2002;19:91-4.
16. Walden J.E. et all. Use of laser fluorescence DIAGNOdent for in vivo diagnosis of occlusal caries: a systematic review. J. Appl. Oral Sci.2002; 12(3) :12-14.
17. Francischetti, Martiniano. Usos del rayo láser de Erbium:YAG en odontología restauradora. Dent. 2004; 67:847-851.
18. Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonov J y Ziskind D. The use of lasers in dentistry: principles of operation and clinical applications. Compend Contin Educ Dent. 2003; 24. 35-48.
19. Kinoshita. Enamel caries initiation and progression after argon laser irradiation: in vitro argon laser systems comparison. Clin Laser Med Surg. 2003; 20(5):257-62.
20. Attrill DC, Davies RM, King TA, Dickinson MR, Blinkhorn AS. The effects of XeCl laser etching of Ni-Cr alloy on bond strengths to composite resin: a comparison with sandblasting procedures. Dent Mater. 2008; 21(6):538-44.

21. Usumez S, Orhan M, Usumez A Microtomographic analysis of subsurface enamel and dentine following Er:YAG laser and acid etching. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2008; 9: 73-9
22. Hibst R, Keller U. Er:YAG and adhesion in conservative dentistry : clinical overview. Aust Dent J 1990;3:112-121
23. Jacobson B, Berger J, Kravitz R, Ko J. Dental lasers: possibilities and benefits. Mass Dent Soc. 2004; 53(3):6-8.
24. Tost A, Velasco Vivancos V, Gay Escoda C, Berini Aytés L, Arnabat Domínguez J. Láseres y amplificación de la luz en odontología. Odontología moderna. 1995; 26:491-497.
25. Apel C, Schafer C, Gutknecht N. Calcium solubility of dental enamel following sub-ablative Er:YAG and Er:YSGG laser irradiation in vitro. Lasers Surg Med. 2003; 30(5):337-41.
26. Shigetani Y, Tate Y, Okamoto A, Iwaku M, Abu-Bakr N. Water flow on erbium:yttrium-aluminum-garnet laser irradiation: effects on dental tissues. Med Sci. 1992; 24(5):811-8
27. Kato J, Moriya K, Jayawardena JA, Wijeyeweera RL, Awazu K. Basic study of morphological changes and surface roughness of cavities prepared by laser irradiation. Photomed Laser Surg. 2003; 24(4):503-7.
28. Chen WH. Aplicaciones del láser en odontología. RCOE. vol. 9. 2002; pp.497-511.
29. Jones AH, Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Cobb DS. Colorimetric assessment of laser and home bleaching techniques. Esthet Dent. 1999; 11(2):87-94.
30. Ishikawa I, Aoki A y Takasaki AA. Potential applications of Erbium:YAG laser in periodontics. J Periodont Res.2004; 39. 75-85.

31. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. Dent Clin North Am. 2000; 44. 17-22.
32. Aoki A, Sasaki K M, Watanabe H y Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. Periodontol. 2000; 36. 59-97.
33. Rubio Martinez E., Cueto Suarez M., Suarez Fato R.M., Frieyro González J. Técnicas de diagnóstico de caries. Descripción, indicaciones y valoración de su rendimiento. Bol Pediatr. 2006; 46. 23-31
34. Veitra E. Lizmar D. Métodos convencionales y no convencionales para la detección de lesión inicial de caries. Revisión bibliográfica. Acta Odontol Venez. 2011; 49. Pp 9
35. Natera A et al. Usos del rayo láser de erbium:yag (Er:YAG) en odontología restauradora. II parte. Acta odontológica. 2002; 40 (2).
36. Borsatto et al. Self-etch bonding agent beneath sealant: bond strength for laser-irradiated enamel. Eur J Dent. 2007; 7. 289-294.
37. Giachetti et al. SEM Analysis of Dentin Treated with the Er:YAG Laser: APilot Study of the Consequences Resulting from Laser Use on Adhesion Mechanisms. J Clin Laser Med Surg. 2004; 22 (1). 35-41
38. Visuri, S.R., Gilbert, J.L., Wright, D.D., et al. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser prepared dentine. J. Dent. Res.1996; 75. 599–605.
39. Daza Pulido, Luz Mireya; Güiza Cristancho, Edgar Humberto; Sarmiento Bejarano, Laura Rocío; 2005. "Determinación del patrón de grabado con láser y ácido ortofosfórico al 37% sobre el esmalte dental". Universitas Odontológica, num. Julio-Septiembre, pp. 31-40

11. ANEXOS

Grupo I. Grupo Control		
MUESTRAS	ANTES	DESPUÉS
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
9		
10		

Grupo II. Láser Er: YAG		
DENSIDAD DE ENERGIA 15.7 J/cm²		
MUESTRAS	ANTES	DESPUÉS
11		
12		
13		
14		
15		
16		
17		
18		
19		
20		

Grupo III. Grabado convencional		
Ácido fosfórico al 37%		
MUESTRAS	ANTES	DESPUÉS
21		
22		
23		
24		
25		
26		
27		
28		
29		
30		