



Universidad Autónoma del Estado de México

**Valores DIAGNOdent en esmalte temporal después de la irradiación con láser
Er:YAG vs. CO₂**

Tesis

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
CIRUJANO DENTISTA**

Presentan

Mario Alberto Avilés Hurtado
Luis Guillermo Zepeda Flores

Directores de Tesis

Dra. en O. Rosalía Contreras Bulnes
Dra. en C.S. Laura Emma Rodríguez Vilchis

Revisores de Tesis

M. en O. Judith Arjona Serrano
Dr. en O. Rogelio José Scougall Vilchis

Toluca, México



Junio 2017

FO

Facultad de Odontología

Índice

Contenido	No. página
1. Marco Teórico	3
1.1 Esmalte dentario	3
1.2 Caries dental	7
1.3 Tecnología láser en odontología	8
1.4 DIAGNOdent	10
1.5 Laser Er:YAG	11
1.6 Laser de dióxido de carbono	14
2. Antecedentes	15
3. Planteamiento del Problema	18
4. Justificación	19
5. Hipótesis	20
6. Objetivos	21
7. Marco Metodológico	22
7.1 Diseño de estudio	22
7.2 Criterios de inclusión	22
7.3 Criterios de exclusión	22
7.4 Criterios de eliminación	22
7.5 Variables	22
7.6 Procedimiento	24
7.7 Implicaciones bioéticas	25
7.8 Análisis estadístico	26
8. Resultados	27
9. Discusión	28
10. Conclusiones	30
11. Referencias	31
12. Anexos	35

1. MARCO TEÓRICO

1.1 Esmalte dentario

Generalidades.

El esmalte, también llamado tejido adamantino o sustancia adamantina, deriva embriológicamente del ectodermo y cubre a manera de casquete a la dentina en su porción coronaria.¹ Es el tejido biológico mineralizado más duro, está compuesto por minerales en un 96% en peso y 90% en volumen, en forma de cristalitos de hidroxiapatita. El resto del componente no mineral del esmalte incluye el agua que aproximadamente se encuentra en un 3% en peso (8% en volumen), así como un 1% en peso de material orgánico (2% en volumen).² Al menos 41 elementos de la tabla periódica han sido identificados en la composición química del esmalte dental humano,³ sin embargo el Ca es el más abundante.⁴

El esmalte se forma a partir del ameloblasto, que son células que secretan la sustancia adamantina, los cuales al completar la formación de esmalte desaparecen durante la erupción dentaria, lo que significa que no hay crecimiento ni nueva aposición de esmalte después de la erupción.^{1,5}

Propiedades Físicas.

A) Dureza. Es la resistencia superficial de una sustancia a ser rayada o a sufrir deformaciones de cualquier índole, motivadas por presiones. La apatita presenta una dureza que corresponde a cinco en la escala de Mohs (escala de uno a diez que determina la dureza de ciertas sustancias). La dureza adamantina decrece desde la superficie libre a la conexión amelodentinaria; depende del grado de mineralización.

B) Elasticidad. Es muy escasa ya que depende de la cantidad de agua y de sustancia orgánica que posee. Por esta razón es un tejido frágil, con tendencia a las micro y macro fracturas cuando no tiene un apoyo dentinario elástico.

C) Color y transparencia. El esmalte es translucido, su color varia de un blanco amarillento a un blanco grisáceo, pero este color no es propio del esmalte, sino que depende de las estructuras subyacentes, especialmente de la dentina. En las zonas de mayor espesor tiene tonalidad grisácea y en donde es más delgado su tonalidad es blanco-amarillento. Cuanto más mineralizado el esmalte, más transparente será.

D) Permeabilidad. Es extremadamente escasa, el esmalte puede actuar como una membrana semipermeable, permitiendo la difusión de agua y de algunos iones presentes en el medio bucal. Existen vías submicroscópicas de transporte molecular donde el agua actúa como agente transportador de iones en la matriz adamantina. Se aprovecha este sistema submicroscópico de poros para el aporte de fluoruros. La propiedad de semipermeabilidad es muy escasa en los dientes viejos.

E) Radioopacidad. Es la oposición al paso de los rayos Roentgen y dicha propiedad es muy alta en el esmalte, ya que es un tejido muy mineralizado.

Características del esmalte primario versus permanente

Existen algunas diferencias con respecto al esmalte de los dientes temporales y al de los permanentes. El espesor de esmalte de los dientes deciduos es la mitad del que existe en los permanentes y varía de acuerdo con las distintas zonas de la corona. En las cúspides o bordes incisales el espesor es de aproximadamente 1,5 mm, reduciéndose progresivamente en las caras libres y proximales hasta llegar a 0 o 0,5 mm en la unión amelocementaria.

El espesor del tejido adamantino en los surcos y fosas es mínimo en los dientes primarios y ocasionalmente puede llegar a faltar, lo que hace estas áreas susceptibles a sufrir caries.

Las propiedades físicas del esmalte de los dientes primarios y los permanentes son semejantes. Sin embargo, existen diferencias importantes que merecen destacarse.

- ❑ Con respecto a la dureza, se reconoce que la del esmalte de los dientes primarios es ligeramente inferior a la del esmalte de los dientes permanentes.
- ❑ En relación con la permeabilidad se admite que esta es mayor en el esmalte del diente primario que en el permanente debido, fundamentalmente, a su menor grosor.
- ❑ La radiopacidad del diente temporal es ligeramente inferior a la del diente permanente, debido posiblemente a las variaciones en la distribución del componente mineral.
- ❑ El color del diente primario es blanco-azulado o blanco-grisáceo, debido al menor espesor de las estructuras dentales y al grado de mineralización. La tendencia a que el esmalte primario sea más blanquecino con respecto al esmalte permanente se debe a que la mayor parte del esmalte primario se forma en la etapa prenatal y no está sometido a factores ambientales.¹

La composición química del esmalte primario y el secundario difieren esencialmente en el grado de mineralización, siendo menores las concentraciones de calcio y fosforo en los dientes primarios.^{1,6} Por otra parte también se han encontrado diferencias morfológicas.⁷

Diferencias y particularidades histológicas del esmalte en dentición primaria y permanente.

A) Esmalte prismático.

Los prismas, unidades estructurales y funcionales del esmalte, presentan caracteres microscópicos semejantes a los del esmalte de los dientes permanentes. Sin embargo, en ningún caso alcanzan la superficie externa, pues es en esta zona donde se encuentra el esmalte aprismático rodeando toda la corona.

En relación con la orientación de los prismas del esmalte se ha demostrado:

- ❑ Que en la profundidad de fosas y fisuras de las caras oclusales, los prismas terminan formando ángulos agudos, entre 67° y 70° , a diferencia de los molares permanentes, donde el ángulo es de 60° .
- ❑ Que en las cúspides los prismas forman ángulos rectos de 90° con la superficie externa.
- ❑ Que en las zonas correspondientes al tercio cervical, los prismas se orientan con la superficie externa formando ángulos obtusos hacia oclusal de aproximadamente 120° , mientras que en los dientes permanentes es de alrededor de 106° .

B) Esmalte aprismático.

Es una banda de esmalte que carece de prismas y que en el diente primario rodea toda la corona. Su espesor es de aproximadamente $30\ \mu\text{m}$ y en el mismo los cristales de hidroxiapatita densamente agrupados se disponen perpendiculares a la superficie y paralelos unos a otros.

Unidades estructurales secundarias del esmalte.

En el esmalte de los dientes primarios también se observan unidades estructurales secundarias, como resultado de los cambios de recorrido de los prismas, de los diferentes grados de mineralización y de defectos en la formación del esmalte.

A) Estrías de Retzius.

Son líneas o bandas de color pardo oscuro, de ancho variable que marcan la aposición de tejido adamantino durante la formación de la corona. El color oscuro de dichas estrías es debido a su naturaleza hipocalcificada.

B) Laminillas o fisuras del esmalte.

Son microdefectos estructurales que se ubican entre los prismas del esmalte, su extensión es variable pudiendo llegar y/o atravesar la unión amelodentinaria. Estas fisuras son de gran importancia ya que constituyen verdaderas brechas por donde

pueden introducirse bacterias que contribuyen a la formación de caries. En el esmalte primario existen numerosos de estos microdefectos a nivel de las fosas y fisuras de los molares que pueden llegar a comunicar la dentina y la pulpa con el medio bucal.

C) Husos adamantinos y túbulos dentinarios remanentes.

Los husos adamantinos y los túbulos remanentes o penetrantes existen en una proporción mayor en los dientes primarios debido a que el área en el tercio interno del esmalte cuspidado es más denso.

D) Bandas de Hunter-Schreger

Son bandas alternas oscuras y claras de ancho variable que se localizan en el esmalte de los dientes anteriores primarios cerca de las superficies incisales, mientras que en los molares predominan en el tercio medio y cervical y su origen se debe a la distinta orientación que presentan los prismas adamantinos.¹

1.2 Caries Dental.

El término caries proviene de la palabra latina que significa podredumbre.⁸ Respecto al concepto algunos autores la han considerado como una enfermedad infecciosa de las estructuras dentales que produce la disolución del esmalte o la dentina a causa de la actividad microbiana (es decir, un proceso de lisis y desmineralización de los componentes estructurales básicos del diente). Keyes refiere esta enfermedad como un proceso odontolítico.⁵ Por otra parte ha sido definida como un proceso posteruptivo localizado de origen externo que involucra la destrucción de los tejidos duros del diente, que de continuar puede dar como resultado la formación de una cavidad.⁹ Así mismo la caries dental se ha entendido como un proceso multifactorial que para que se desarrolle, cuatro condiciones deben estar presentes simultáneamente: (1) un diente susceptible y hospedero, (2) microorganismos cariogénicos en suficiente cantidad, (3) frecuente consumo de azúcares, (4) ocurre durante un periodo de tiempo.¹⁰ y más actualmente, es una enfermedad donde un cambio ecológico, dentro del medio ambiente de la biopelícula dental ocurre debido al frecuente acceso a una

dieta de carbohidratos fermentables; lo cual provoca un desequilibrio en la población de microorganismos de baja cariogenicidad a una población altamente cariogénica (más acidúricos y acidogénicos) y un incremento en la producción de ácidos orgánicos. Esto produce una pérdida en los minerales y da como resultado la lesión cariosa.^{11,12}

La enfermedad rara vez se limita a sí misma a menos que la placa dental que cubre el sitio sea regularmente alterada y/o el metabolismo en la biopelícula interferido. En ausencia de lo anterior la caries dental progresa lentamente hasta la destrucción del diente. La destrucción localizada de los tejidos duros es a menudo referida como la lesión, la cual es el signo o síntoma de la alteración o perturbación metabólica en el equilibrio de la biopelícula.

En la búsqueda de evitar las lesiones o su progreso se pueden aplicar diversas estrategias.¹²

1.3 Tecnología Láser en Odontología.

La palabra láser es un acrónimo de "*Light Amplification by the stimulation Emission of Radiation*", su principio físico fue desarrollado a partir de la teoría de Einstein en 1917, como concepto básico para la amplificación de la luz.

El primer dispositivo láser fue creado por Theodore Maiman en 1960 y fue llamado láser rubí ya que utilizaba este mineral como medio activo energizado por una fuente eléctrica. Un año más tarde, Goldman estableció el primer laboratorio médico en la Universidad de Cincinnati y fue reconocido como el primer médico que utilizó la tecnología láser.¹³

El uso del láser en odontología data del siglo pasado, en la década de los setenta, cuyas primeras pruebas *in vitro* utilizando el láser rubí fueron realizadas por Stern y Sognaes. Posteriormente, con el avance de la tecnología, nuevos equipos láser fueron descubiertos, tales como el láser de argón y CO₂, en 1969. Fue hasta 1990 que se reconoció el primer láser específicamente diseñado para la odontología general y

aprobado por la Food and Drug Administration (FDA) para la cirugía intraoral de tejidos blandos, el Nd:YAG, creado por Myers y Myers. En 1975, Zharicov introduce el láser Erbium: Yttrium-Aluminum-Garnet (Er:YAG), el cual fue aprobado para la eliminación de caries y preparación cavitaria hasta 1997 por la Food and Drug Administration.^{13,14} Actualmente se cuenta con una variedad amplia de equipos láser para su uso en odontología. Para la aplicación en tejidos duros incluye diagnóstico de caries, eliminación de tejido cariado, preparación de cavidades y procedimientos quirúrgicos periodontales, entre otros.¹⁵

Entre los efectos benéficos en la interacción del láser con los tejidos se encuentran:

En tejidos blandos:

- Capacidad de cortar, coagular, realizar ablación o vaporizar los elementos tisulares.
- Sellado de los pequeños vasos sanguíneos (campo seco en cirugía).
- Sellado de los pequeños vasos linfáticos (reducción del edema postoperatorio).
- Esterilización de tejido (debido a la acumulación de calor y destrucción de formas bacterianas).
- Disminución de la contracción del tejido postoperatorio (disminución de la cantidad de cicatrices).

En tejidos duros:

- Capacidad para realizar la ablación selectiva de caries dental (ablación más rápida debido al mayor contenido de agua).
- Reducción del agrietamiento perioperatorio en comparación con la instrumentación rotatoria.
- Posibilidad de restauración mínimamente invasiva en el tratamiento de las caries tempranas.
- Reducción en el aumento de la temperatura de la pulpa.
- Esterilización de la cavidad.¹⁶

1.4 DIAGNOdent

Generalidades.

La caries de los surcos anatómicos de los dientes es un problema de salud bucal que a veces resulta difícil de diagnosticar mediante el uso del explorador, radiografías intraorales y los colorantes o detectores de caries. La desmineralización provocada por la colonización bacteriana, permanece por lo tanto confinada en el interior del surco sin que se manifieste ninguna sintomatología. Esta última aparece cuando la lesión ya ha debilitado el techo del esmalte superior que colapsa destacando la presencia de la cavidad. De todos los medios diagnósticos altamente tecnológicos a disposición de los operadores, actualmente el más confiable, el más experimentado y el único difundido y comercializado en los consultorios odontológicos por casi un decenio, es el láser de diodo, DIAGNOdent (Kavo, Alemania) Fig 1.

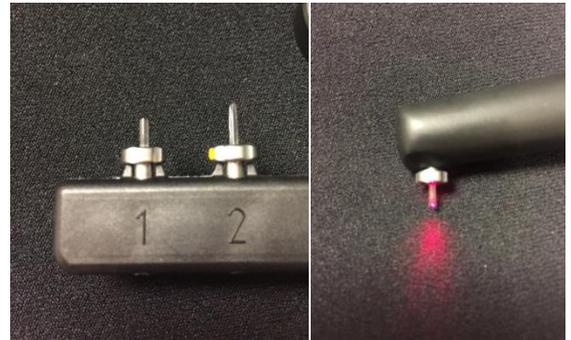


Figura 1, DIAGNOdent; (punta 1 para superficies lisas y punta 2 para superficies proximales)

Durante los últimos años, la investigación ha sido dirigida a las aplicaciones prácticas y a las posibilidades diagnósticas de la fluorescencia. Lussi observó en 1991 la posibilidad de ubicación de fenómenos cariogénicos a través de la utilización de una fuente láser de 635nm, obtenible a través de un diodo. El principal problema diagnóstico, especialmente en lo que se refiere a los dientes deciduos, es plantear una diagnosis diferencial entre el esmalte de surcos ligeramente descalcificados o caries penetrantes en la dentina. Actualmente existe un solo aparato láser utilizado para la determinación de la caries que aprovecha los principios antes explicados, el DIAGNOdent (Kavo, Alemania).

A través de un conducto óptico, un haz de láser de 665nm es dirigido hacia la superficie del diente a investigar. No es posible realizar mediciones por debajo de obturaciones u onlays, la amalgama y las aleaciones metálicas presentan mínima o ninguna fluorescencia, mientras que las resinas compuestas, cerámicas y cementos emiten fluorescencias variables de acuerdo con su composición. La utilización del DIAGNOdent en el estudio de la caries secundaria otorga resultados controversiales

debido a la interferencia provocada por el material de obturación o pigmentaciones adyacentes. Por otra parte, no se aconseja su uso para evaluar los resultados obtenidos después de la preparación de una cavidad en odontología conservadora antes de ejecutar una obturación, no solo porque la sonda no llega a alcanzar toda la preparación, sino también porque en el caso de cavidades profundas, la presencia de la pulpa a breve distancia podría otorgar un falso positivo relacionado con su fluorescencia.

El DIAGNOdent es seguramente el mejor medio para la toma de decisiones terapéuticas de los surcos, sabiendo, mediante datos objetivos, cuando no hacer nada y cuando intervenir con técnicas microinvasivas para realizar un sellado o directamente ir a la realización de la apertura de surcos para remover el tejido cariado subyacente.¹⁷

1.5 Laser Er: YAG

Estudios previos.

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 2,940nm y es altamente absorbido por el agua. El láser Er: YAG fué aprobado hasta 1997 por la US Food and Drug Administration (FDA) para la eliminación de caries y preparación cavitaria, en 1999 para la cirugía de tejidos blandos, limpieza sulcular y para la cirugía ósea. El Er: YAG es actualmente el más versátil de todos los tipos de láser disponibles en el mercado, debido a las múltiples aplicaciones en odontología para tejidos duros y blandos, teniendo como única limitación su efectividad en la coagulación respecto a otros Fig. 2.¹⁵



Figura 2, laser Er:YAG

Características y aplicaciones en odontología.

El láser Er: YAG es un láser de estado sólido cuyo medio activo está representado por el erbio. El mecanismo de bombeo es óptico y está constituido por una lámpara

flash que hace trabajar esta máquina exclusivamente bajo régimen pulsado. Desde la cámara de resonancia óptica el haz se emite a través de una fibra hueca o de brazos articulados hasta la pieza de mano. Las potencias utilizadas llegan hasta los 10W con frecuencia de repetición de impulso entre los 2 y los 60Hz. La longitud de onda del láser es absorbida por el agua presente en los tejidos y la ablación que se produce sobre las mismas es determinada por la evaporación del agua.¹⁷

Durante la ablación de un tejido con láser Er: YAG, la energía es absorbida selectivamente por moléculas de agua y 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 foto térmica). En los tejidos duros, el vapor de agua producido incrementa la presión interna 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.

El láser Er:YAG se ha considerado un instrumento funcional y eficaz para la preparación de cavidades en procedimientos restaurativos dentales; es capaz de cortar y tener un efecto antibacteriano. Su aplicación en los tejidos dentales incluye la eliminación selectiva de caries, la preparación de cavidades, especialmente para la colocación de resinas compuestas, el grabado dental, la preparación del diente para obtener acceso al canal radicular, la limpieza y preparación del conducto radicular, incluyendo su ampliación, apicectomia y corte de hueso. Mediante el uso de la tecnología láser se puede llevar a cabo una odontología mínimamente invasiva que incluye la conservación de la mayor cantidad de tejido sano durante la restauración.¹⁵

Durante la utilización de las metodologías tradicionales con instrumentos rotatorios, la causa principal de sobrecalentamiento está en la relación con la velocidad del corte, la presión aplicada y el filo que tienen las fresas; mediante el uso de estos métodos tradicionales y un insuficiente spray de agua a nivel pulpar es posible alcanzar temperaturas superiores a 15°C. Un gran porcentaje de células de la pulpa son destruidas a 5.5°C, de este modo se causa un herida a nivel de la dentina y por cada

mm³ de dentina removida es posible destruir unos 40,000 odontoblastos. Una elevación excesiva de la temperatura de superficie provoca un debilitamiento significativo del esmalte adyacente y la creación de microfracturas. Otro riesgo relacionado al uso de instrumentos rotatorios en las preparaciones cavitarias interproximales es la posibilidad de dañar la pared sana del diente adyacente. Por lo tanto, la utilización del láser en odontología conservadora permite un mayor control espacio-tiempo de los posibles daños a las estructuras dentarias y permite, sobre todo cuando no se trabaja con contacto, la realización de una cavidad que recopile fielmente la forma de la lesión cariogénica y ahorre tejido sano.

Durante la preparación de la cavidad con láser, la energía electromagnética se transforma en energía térmica y provoca la evaporación del agua, un aumento de presión y una serie de micropulsaciones (ondas acústicas, efecto fotoacústico) que provocan la destrucción del tejido cariado; el spray de agua crea una película superficial que aumenta el número de micropulsaciones. Una enorme ventaja de la utilización del láser con respecto a la preparación con instrumentos rotatorios a alta velocidad, cuando se utilizan las técnicas adhesivas, es que la capa de detritos es automáticamente removida y los túbulos dentinarios están libres y listos para la adhesión.

Es posible resumir las ventajas del láser de erbio cuando es aplicado sobre los tejidos dentarios duros a continuación:

- La eficacia está en la relación a la cantidad de agua presente en el tejido objetivo.
- Tiene una máxima de selectividad de acción.
- Formación inmediata de dentina de reacción.
- El grabado no es necesario o requiere tiempos reducidos, con menor riesgo de daño pulpar.
- Siempre está asociado con las técnicas adhesivas o requiere de menor necesidad a los anestésicos locales.
- Menor sensibilidad postoperatoria.
- Asociado con las técnicas tradicionales para biselar y pulir.

Dentro de los parámetros de utilización del láser, las micropulsaciones y por lo tanto la frecuencia deben ser reducidos en el caso de sensibilidad y acercamiento a la pulpa; además, variando los parámetros de utilización podemos disminuir la molestia del paciente y evitar, sin embargo, el tener que recurrir a la anestesia en base al umbral individual de estimulación de las fibras nociceptivas.¹⁷

1.6 Laser de dióxido de carbono CO₂

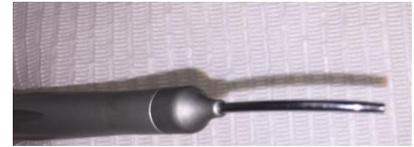


Figura 3, laser CO₂.

El láser de CO₂ fue uno de los primeros en ser utilizados en odontología. Fue perfeccionado por Patel en 1964 y representa uno de los láseres moleculares más difundidos. En estos láseres se aprovechan las transmisiones entre niveles energéticos electrónicos, de vibración o rotación de moléculas, las reducidas energías de los niveles involucrados permiten un elevado valor de rendimiento de las máquinas de las cuales se pueden obtener potencias laser de muchos kW y energías por impulsos de centenares de Joule. La sustancia activa es un gas contenido en un tubo de vidrio activado a través de una descarga eléctrica. La conducción del haz láser es confinada a sistemas de brazos articulados o fibras cavas. Las potencias utilizadas en odontología llegan hasta los 5W en modalidad continua o superpulsada. Esta última modalidad, obtenida electrónicamente, fue introducida para limitar los daños térmicos que se desarrollan sobre todo en las intervenciones que tienen como objetivo los tejidos duros. Contrariamente al laser de erbio, la acción del láser de CO₂ en la longitud de onda de 9,6µm actúa directamente sobre la hidroxiapatita y no en el agua que la contiene, provocando un calentamiento intenso del tejido irradiado. La longitud de onda de 10,6µm es utilizada para el tratamiento de los tejidos blandos.¹⁷ Este láser es absorbido fácilmente por el agua y, por lo tanto, es muy efectivo para la cirugía de los tejidos blandos, los cuales tienen un alto contenido en agua. La ventaja más importante del CO₂ en la cirugía láser sobre el bisturí es el fuerte efecto hemostático y bactericida, las heridas se contraen mínimamente y la cicatrización es otra ventaja importante. El láser CO₂ se ha utilizado para la cirugía de tejido blando desde principios de 1970. En 1976 fue aprobado en Estados Unidos por la US Food and Drug Administration (FDA) para cirugía de tejidos blandos, incluyendo la cirugía de los

tejidos orales. El uso del láser CO₂ se ha limitado únicamente a procedimientos de tejidos blandos debido a que produce graves daños térmicos como grietas, fusión y carbonización cuando se aplica a tejidos duros Fig.3.

El láser CO₂ es altamente absorbido por los principales componentes minerales del tejido duro, especialmente los iones de fosfato (PO₄) de la hidroxiapatita carbonatada. La energía aplicada se absorbe fácilmente en el tejido duro produciendo instantáneamente la acumulación de calor en los componentes inorgánicos irradiados, lo que da como resultado la carbonización de los componentes orgánicos y la fusión de los inorgánicos, en lugar del colapso físico del tejido duro mediado por agua, observado con la irradiación del láser Er:YAG. La ablación producida por el láser de CO₂ es debida principalmente a la acción de generación de calor; la carbonización fácilmente se produce en la superficie irradiada, pero el calor producido no se dispersa. De esta manera, el láser CO₂ produce una capa de tejido relativamente delgado y térmicamente modificado (coagulación) alrededor del sitio donde se ha realizado la ablación. El ancho de la capa de coagulación de una incisión en piel de cerdo con láser CO₂ a 6W en modo continuo es de 100-300µm.³⁻¹⁵

El láser CO₂ emite radiaciones que destruyen las células por vaporización del contenido acuoso y, por lo tanto, el daño térmico reducido y la disminución del sangrado lo vuelven indicado para las incisiones quirúrgicas donde la respuesta inflamatoria contenida se corresponde con una mejor cicatrización. Este laser ha mostrado una gran eficacia para tratamientos de tejidos blandos tanto bucales como cutáneos.¹⁷

2. ANTECEDENTES

Evidentemente el láser Er:YAG, tiene diversas aplicaciones en odontología, en el área periodontal, la evidencia actual indica que el uso para el tratamiento de la periodontitis crónica puede ser equivalente al raspado y alisado radicular en la reducción en la profundidad en el sondeo y las poblaciones de bacterias subgingivales. Se ha reportado que el láser Er:YAG es más adecuado para el tratamiento no quirúrgico de la periodontitis crónica. Se ha observado que los estudios previos que utilizan

tecnología láser pueden demostrar los efectos positivos sobre la disminución selectiva de la biopelícula, la eliminación de los depósitos de cálculo y la neutralización de endotoxinas, la eliminación del epitelio del surco para ayudar en la re inserción y disminución de la profundidad de la bolsa y también en la bioestimulación para mejorar la cicatrización de la herida.^{14, 15}

Respecto a su aplicación sobre la superficie del esmalte y dentina diversos cambios en la composición mineral y morfología han sido reportados ¹⁸⁻²³ después de la irradiación tanto en dentición primaria como permanente, los cuales dependen de las condiciones de irradiación, como la densidad de energía del láser, el tiempo de irradiación, la distancia focal y el uso de agua, entre otros. Entre los cambios químicos más importantes observados es la disminución del porcentaje atómico carbono (C) y en algunos casos el incremento de la relación calcio- fósforo (Ca/P).

Debido a este cambio en la composición mineral del esmalte se ha reportado que la irradiación promueve la prevención de caries dental. En cuanto a la prevención de la caries dental mediante el tratamiento con láser Er:YAG, aún no se ha llegado a conclusiones contundentes debido a las divergencias en las investigaciones realizadas. Algunos autores han señalado que la irradiación con láser Er:YAG aumenta la resistencia del esmalte al ataque ácido, previene su desmineralización e incrementa la captación de fluoruro, mientras que otros han observado daños importantes en el esmalte irradiado con láser Er:YAG a densidades de energía subablativas, incluyendo cráteres y fracturas, lo cual contrarresta el beneficio del láser en la resistencia a la desmineralización.

En un estudio donde se evaluó la resistencia ácida en dientes temporales tratados con láser Er:YAG, concluyeron que a las condiciones de irradiación empleadas en los primeros molares primarios se observó un aumento de la resistencia del esmalte a la desmineralización. Otros reportes realizados en dientes temporales han evaluado el efecto del láser Er:YAG, enfocándose en el tratamiento de la caries dental, preparación de cavidades y la ablación en fosas y fisuras.¹⁵

Por otra parte también se ha reportado²⁴⁻²⁷ un efecto preventivo en el esmalte, cuando se irradia con láser CO₂.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La caries dental continúa siendo un problema de salud pública a nivel mundial, como se ha mencionado, es una enfermedad donde un cambio ecológico, dentro del medio ambiente de la biopelícula dental, ocurre debido al frecuente acceso a una dieta de carbohidratos fermentables; lo cual provoca un desequilibrio en la población de microorganismos de baja cariogenicidad a una población altamente cariogénica (más acidúricos y acidogénicos) y un incremento en la producción de ácidos orgánicos. Esto produce una pérdida en los minerales y da como resultado la lesión cariosa.^{11,12}

Para su control diversas medidas pueden ser aplicadas para incrementar la resistencia del diente como el uso del fluoruro, aislar las fosas y fisuras en el caso de los selladores entre otras.

Con el desarrollo de la tecnología láser, diversos cambios han sido reportados, después de la irradiación con láser Er:YAG y CO₂, tanto en esmalte como en dentina y en dentición primaria como permanente.¹⁸⁻²⁷ Los cambios químicos se han observado bajo diferentes técnicas, sin embargo en la literatura no existen antecedentes respecto a los valores DIAGNOdent en el esmalte temporal, después de la irradiación con láser Er:YAG vs. CO₂, por lo que con el presente trabajo se pretende responder a la siguiente pregunta.

¿Cuáles son los valores DIAGNOdent, en el esmalte temporal irradiado con láser Er:YAG vs. CO₂?

4. JUSTIFICACIÓN

La detección oportuna de las lesiones de caries antes de que se presente una ruptura del esmalte es fundamental en la prevención, es por lo anterior que se han desarrollado instrumentos durante los últimos años utilizando también la tecnología láser, la investigación ha sido dirigida a las aplicaciones prácticas y a las posibilidades diagnósticas de la fluorescencia. Lussi observó en 1991 la posibilidad de ubicación de fenómenos cariogénicos a través de la utilización de una fuente láser de 635nm, obtenible a través de un diodo el DIAGNOdent (Kavo, Alemania).¹⁷

Los resultados del presente trabajo aportarán información respecto a los valores DIAGNOdent en el esmalte temporal irradiado con láser Er:YAG vs. CO₂. Lo cual es de gran utilidad para establecer cuál de los dos tipos de irradiación resulta más inocua para la superficie del esmalte.

5. HIPÓTESIS

Hipótesis de Trabajo

Los valores DIAGNOdent en el esmalte temporal irradiado con láser Er:YAG serán mayores a los de CO₂.

Hipótesis Nula

Los valores DIAGNOdent en el esmalte temporal irradiado con láser Er:YAG no serán mayores a los de CO₂.

6. OBJETIVOS

General

- ✓ Determinar los valores DIAGNOdent en esmalte temporal después de la irradiación con láser Er:YAG vs. CO₂.

Específicos

- ✓ Determinar los valores DIAGNOdent en el grupo control.
- ✓ Determinar los valores DIAGNOdent en esmalte temporal después de la irradiación con láser Er:YAG.
- ✓ Determinar los valores DIAGNOdent en esmalte temporal después de la irradiación con láser CO₂.
- ✓ Comparar los valores DIAGNOdent en esmalte temporal después de la irradiación con láser Er:YAG vs. CO₂.

7. MARCO METODOLÓGICO

7.1 Diseño de estudio

Tipo de Estudio:

El presente estudio fue experimental.

Universo:

Dientes temporales.

Muestra:

Muestreo no probabilístico, cuya muestra incluyó 30 dientes temporales extraídos por razones terapéutica bajo los siguientes criterios.

7.2 Criterios de inclusión

- Dientes temporales clínicamente sanos y extraídos por razones terapéuticas.
- Sin caries, fracturas, obturaciones, hipoplasia del esmalte.
- Valores de 0-13 (sano) a la prueba con DIAGNOdent.

7.3 Criterios de exclusión

Dientes temporales con lesiones cariosas.

Dientes temporales con restauraciones u otras alteraciones.

7.4 Criterios de eliminación

Dientes temporales que presentaron fracturas o algún daño durante su manipulación o almacenamiento.

7.5 Variables

Independientes: Irradiación con láser Er:YAG o CO₂.

Dependientes: Valores DIAGNOdent.

Tabla I.- Definición Conceptual y Operacional de Variables

Variable Independiente o de Agrupación				
Variable	Definición Conceptual	Definición Operacional	Tipo de Variable	Escala de Medición
Láser	La palabra láser es un acrónimo de “Light Amplification by the Stimulation Emission of Radiation” (amplificación de luz por emisión estimulada de radiación)	Láser Er:YAG a una densidad de energía de 19.9 J/cm ² Laser CO ₂ YAG a una densidad de energía de 20 J/cm ²	Cualitativa	Nominal

Variable Dependientes				
Variable	Definición Conceptual	Definición Operacional	Tipo de Variable	Escala de Medición
Valores DIAGNO dent	Láser utilizado para diagnóstico de caries el cual determina el grado de desmineralización.	Método de diagnóstico que permite evaluar la pérdida mineral en los tejidos dentarios, bajo los siguientes valores: 0 - 13: Sano. 14 - 20: Caries en Esmalte. 21 – 29: Caries Profunda en Esmalte. >30: Caries en Dentina.	Cualitativa	Ordinal

7.6 PROCEDIMIENTO

Preparación de la Muestra

Se solicitó a los pacientes, la donación de sus órganos dentarios temporales (anexo I) para el presente proyecto, los cuales estuvieran indicados para extracción dental por razones terapéuticas o exfoliación natural. Después de la extracción, se removieron los restos de tejidos blandos con una hoja de bisturí y fueron enjuagados con agua deionizada. Posteriormente fueron colocados en un recipiente cerrado herméticamente con timol al 0.2% (wt/vol) a 4°C.

Las muestras fueron divididas aleatoriamente en dos grupos:

Grupo I (n=15). Irradiado con láser Er:YAG, con una energía de salida de 100mJ, punta de zafiro de 0.8mm de diámetro con una densidad de energía de 19.9J/cm², 15Hz y con agua deionizada en espray 5mL/min.

Grupo II (n=15). Irradiado con láser CO₂, con 2watts, 50ms de duración del pulso y una tasa de repetición del pulso de 2Hz, punta de cerámica de 0.8mm de diámetro, con una densidad de energía de 20J/cm².

Para irradiar las muestras se utilizó un equipo láser tipo Er:YAG (Lumenis OPUS DUO TM Er: YAG + CO₂, Israel) con una longitud de onda para Er:YAG de 2.94µm y una duración del pulso de 300µsec y el láser CO₂ con una longitud de onda 10.6µm. La energía de irradiación fue calibrada con el aditamento que para tal fin incluye el equipo (Er:YAG), mientras que la energía liberada será evaluada periódicamente con un medidor de potencia (Lasermater-P, Coherent Co., Santa Clara, CA, USA) para ambos sistemas. 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 llevó a cabo manualmente en

una dirección, la punta de zafiro (Er:YAG) o cerámica (CO₂), se colocó perpendicularmente a cada muestra, y escaneando la superficie del esmalte durante 18seg. Para reducir el calentamiento de las muestras cuando se aplicó el láser Er:YAG, se irriego con agua deionizada en spray (5.0mL/min). Cada muestra fue irradiada una sola vez, a una distancia punta-muestra de 1mm para Er.YAG y 1.8mm para CO₂. Una lámina de acero inoxidable (23mm x 5mm x 0.5mm) 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 serán iguales, se usó una placa sensible al infrarrojo (Lumitek International, Inc., USA).

Evaluación DIAGNOdent

El esmalte de cada órgano dentario fue evaluado inicialmente con láser (DIAGNOdent pen, Kavo, USA) y nuevamente después de la irradiación, de acuerdo a lo siguiente: El láser fue calibrado previo a la evaluación de la muestra y recalibrado cada 10 muestras. Se utilizó la punta específica para superficies planas, se escaneo 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 II.

7.7 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.

7.8 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Los datos fueron analizados en el paquete estadístico SPSS 19 IBM, (New York, NY, USA). La prueba de Kolmogorov-Smirnov se utilizó para evaluar la distribución de los datos. Así mismo se aplicó la prueba de Wilcoxon y U de Mann-Whitney con un nivel de significancia de $p \leq 0.05$.

8. RESULTADOS

Los resultados en los valores DIAGNOdent por grupo, se presentan en la Tabla 2, en donde se muestra que los grupos I y II antes de la irradiación, el 100% de los valores se ubican en el nivel de 0-13, mientras que el grupo II después de la irradiación presenta valores mayores a 30 con diferencias estadísticamente significativas.

Tabla 2. Porcentaje de Valores DIAGNOdent de Acuerdo al Grupo

Valores DIAGNOdent	Grupos			
	GI Antes	GI Después	GII Antes	GII Después
0-13	100A	100A	100A	0B
14-20	0	0	0	0
21-29	0	0	0	0
>30	0	0	0A	100B

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

9. DISCUSIÓN

El láser Er:YAG, tiene diversas aplicaciones en odontología,¹³⁻¹⁶ entre ellas, con este tipo de láser además de la posibilidad de eliminar caries dental selectivamente podemos realizar cavidades para restauraciones a base de resinas entre otras aplicaciones, mientras que el láser CO₂ es utilizado con fines quirúrgicos.^{13,15,16}

Respecto a la aplicación láser Er:YAG sobre la superficie del esmalte de dientes temporales se han observado cambios en la composición mineral y morfología, entre los más relevantes encontramos la disminución del porcentaje atómico (at%) de carbono (C) y en algunos casos el incremento de la relación calcio- fosforo (Ca/P).¹⁹ Tanto los efectos del láser Er:YAG como del CO₂, han sido y continúan siendo estudiados, no solo en la prevención de la caries dental y acondicionamiento del esmalte y de la dentina, ya sea en dientes permanentes como temporales.¹³⁻³¹

Así mismo, muchos métodos han sido utilizados para el diagnóstico de la caries dental incluyendo la examinación visual, radiográfica y digital. Hoy en día la tecnología láser en este campo se ha perfeccionado, el DIAGNOdent® es un equipo de láser fluorescencia utilizado para determinar el grado de desmineralización de las lesiones,¹⁵ mostrando exactitud en diagnóstico de caries en comparación con otros métodos, como lo son el método visual, el cual tiene una baja sensibilidad y no es capaz de detectar por completo la región cariada o el uso del explorador, el cual puede causar daños en las fisuras y el esmalte desmineralizado, resultando en el progreso de la lesión cariosa.³² Sin embargo también diversos estudios³³⁻³⁷ han cuestionado la efectividad del DIAGNOdent® para evaluar el proceso de remineralización, pero apropiado para detectar la desmineralización a diferencia de los estudios *in situ* e *in vivo*.

En el presente estudio *in vitro*, se observó que las muestras irradiadas con láser Er:YAG no mostraron cambios en los valores DIAGNOdent, es decir se conserva el esmalte en los niveles de láser fluorescencia de esmalte sano, a diferencia de lo observado con el láser CO₂, cuyos valores se incrementan de manera importante. Esto puede ser explicado quizás por el calor generado por el CO₂ y la subsecuente carbonización asociada, y también por la diferencia en el sistema Er:YAG, que en

teoría la ablación depende del flujo de agua y éste último utiliza agua como sistema de enfriamiento,³⁸

sin embargo, no existen reportes al respecto con los que puedan ser comparados estos resultados ni en relación al mecanismo de los mismos, por lo que se requieren estudios adicionales. El presente trabajo abre un nuevo campo de estudio en esta importante área de la Odontología.

10. CONCLUSIONES

- I. La irradiación con láser Er: YAG a la densidad de energía aplicada en el presente trabajo no produce cambios en los valores DIAGNOdent.
- II. La irradiación con láser CO₂ aplicada en el presente trabajo produce cambios importantes en los valores DIAGNOdent.

11. REFERENCIAS

1. Gómez de Ferraris ME, Campos M.A. Histología y embriología bucodental. 2ªed. Madrid: Panamericana; 2007:238-269.
2. Skinner HCW. Biominerals. Mineral Mag. 2005; 69(5): 621-641.
3. Losee FL, Cutress T W, Brown R. Natural elements of the periodic table in human dental enamel. Caries Res. 1974;8(2):123-134.
4. Young RA. Implications of atomic substitutions and other structural details in apatites. J Dent Res. 1974; 53 (2): 193-203.
5. Menaker L, Morhart RE, Navia JM. Bases biológicas de la caries dental. Barcelona: Salvat; 1986:239-275.
6. De Menezes Oliveira MA, Torres CP, Gomes-Silva JM, Chinelatti MA, De Menezes FC, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Microstructure and mineral composition of dental enamel of permanent and deciduous teeth. Microsc Res Tech. 2010;73(5):572-7.
7. Lucchese A, Storti E. Morphological characteristics of primary enamel surfaces versus permanent enamel surfaces: SEM digital analysis. Eur J Paediatr Dent. 2011;12(3):179-83.
8. Pine C, Harris R, editors. Community oral health. 2nd ed Germany: Quintessence; 2007.
9. Harris N O, Christen A G. Primary Preventive Dentistry 3rd ed. United States of America: Apleton & Lange; 1991.
10. Harris N O, Garcia-Godoy F, Nathe CN. Primary preventive dentistry. 8th ed. United States of America: Pearson; 2014.
11. Schwendicke F, Frencken JE, Bjørndal L, Maltz M, Manton DJ, Ricketts D, et al. Managing Carious Lesions: Consensus Recommendations on Carious Tissue Removal. Adv Dent Res. 2016;28(2):58-67.
12. Fejerskov O, Nyvad B, Kidd E, editors. Dental Caries: The Disease and its Clinical Management. 3rd ed. Oxford: Wiley Blackwell; 2015.
13. Sulewski JG. Historical survey of laser dentistry. Dent Clin North Am. 2000;44:717-52.
14. Ishikawa I, Aoki A, Takasaki AA. Potential applications of Erbium:YAG laser in periodontics. J Periodont Res 2004;39:275-85.

15. Rodríguez L, Contreras R, Scougall R, Centeno C, Arjona J. Tecnología láser en odontología. En: Contreras R, Scougall R, editores. Salud y enfermedad bucal: avances científicos vol. 1. México: EÓN; 2016.
16. Parker S. Introduction, history of lasers and laser light production. Brit Dent J. 2007.
17. Maggioni M, Attanasio T, Scarpelli F. Laser en Odontología. Italia: Amolca; 2010.
18. Contreras-Arriaga B, Rodríguez-Vilchis LE, Contreras-Bulnes R, Olea-Mejía OF, Scougall-Vilchis RJ, Centeno-Pedraza C. Chemical and morphological changes in human dentin after Er:YAG laser irradiation: EDS and SEM analysis. Microsc Res Tech. 2015;78(11):1019-25
19. Zamudio-Ortega CM, Contreras-Bulnes R, Scougall-Vilchis RJ, Morales-Luckie RA, Olea-Mejía OF, Rodríguez-Vilchis LE, García-Fabila MM. Morphological and chemical changes of deciduous enamel produced by Er:YAG laser, fluoride, and combined treatment. Photomed Laser Surg. 2014; 32(5):252-9.
20. Díaz-Monroy JM, Contreras-Bulnes R, Olea-Mejía OF, García-Fabila MM, Rodríguez-Vilchis LE, Sánchez-Flores I, Centeno-Pedraza C. Chemical changes associated with increased acid resistance of Er:YAG laser irradiated enamel. ScientificWorldJournal. 2014. 27;2014:501357.
21. Contreras-Bulnes R, Scougall-Vilchis RJ, Rodríguez-Vilchis LE, Centeno-Pedraza C, Olea-Mejía OF, Alcántara-Galena M del C. Evaluation of self-etching adhesive and Er:YAG laser conditioning on the shear bond strength of orthodontic brackets. ScientificWorldJournal. 2013 8;2013:719182.
22. Rodríguez-Vilchis LE, Contreras-Bulnes R, Olea-Mejía OF, Sánchez-Flores I, Centeno-Pedraza C. Morphological and structural changes on human dental enamel after Er:YAG laser irradiation: AFM, SEM, and EDS evaluation. Photomed Laser Surg. 2011;29(7):493-500.
23. Rodríguez-Vilchis LE, Contreras-Bulnes R, Sánchez-Flores I, Samano EC. Acid resistance and structural changes of human dental enamel treated with Er:YAG laser. Photomed Laser Surg. 2010;28(2):207-11.
24. Stern RH and Sognnaes RF. Laser inhibition of dental caries suggested by first tests in vivo. J Am Dent Assoc. 1972; 85(5): 1087-90.

25. Featherstone JDB, Barrett-Vespone NA, Fried D., Kantorowitz, Z. & Seka W. CO₂ Láser inhibition of artificial caries-like lesion progression in dental enamel. *J Dent Res.* 1998;77(6): 1397-1403.
26. Kantorowitz ZVI, Featherstone JDB, Fried D. (1998). Caries prevention by CO₂ laser treatment: dependency on the number of pulses used. *J Am Dent Assoc.* 1998; 129:585-91.
27. Hsu, C.Y.S., Jordan, T.H., Dederich, D.N. & Wefel, J.S. Effects of low-energy CO₂ laser irradiation and the organic matrix on inhibition of enamel desmineralization. *J Dent Res* 2000; 79 (9): 1725-30.
28. Alcantara M, Contreras R, Rodríguez L E, Espinoza M, Barrera C, Lopez , et al. Microhardness, Structure, and Morphology of Primary Enamel after Phosphoric Acid, Self-Etching Adhesive, and Er:YAG Laser Etching. *Int J Opt* 2017; 1-8.
29. Contreras R, Morozov I A, Rodríguez L E, and Montoya-Ayala G. Surface nanomorphology of human dental enamel irradiated with an Er:YAG laser *M J Dent* 2016; 1(1): 1-6
30. Arbabzadeh F, Samimi P, Birang R, Eskini M, Bouraima SA Farahnaz A, Pouran S. Assessment of Microleakage of Class V Composite Resin Restoration Following Erbium-Doped Yttrium Aluminum Garnet (Er:YAG) Laser Conditioning and Acid Etching with Two Different Bonding Systems. *J Lasers Med Sci* 2013; 4(1):39-47.
31. Moosavi H, Ghorbanzadeh S, Ahrari F. Structural and Morphological Changes in Human Dentin after Ablative and Subablative Er:YAG Laser Irradiation. *J Lasers Med Sci* 2016; 7(2):86-91
32. Nokhbatolfoghahaie H, Alikhasi M, Chiniforush N, Khoei F, Safavi N, Yaghoub Zadeh B. Evaluation of Accuracy of DIAGNOdent in Diagnosis of Primary and Secondary Caries in Comparison to Conventional Methods. *J Lasers Med Sci* 2013; 4(4):159-67.
33. Diniz MB, Paes Leme AF, Cardoso Kde S, Rodrigues Jde A, Cordeiro Rde C The efficacy of laser fluorescence to detect in vitro demineralization and remineralization of smooth enamel surfaces. *Photomed Laser Surg.* 2009;27(1):57-61.
34. Spiguel MH, Tovo MF, Kramer PF, Franco KS, Alves KM, Delbem AC. Evaluation of laser fluorescence in the monitoring of the initial stage of the de-/remineralization process: an in vitro and in situ study. *Caries Res.* 2009; 43(4):302-7.

35. Rodrigues JA, Sarti CS, Assunção CM, Arthur RA, Lussi A, Diniz MB. Evaluation of laser fluorescence in monitoring non-cavitated caries lesion progression on smooth surfaces in vitro. Lasers Med Sci. 2017 [Epub ahead of print].
36. Jayarajan J, Janardhanam P, Jayakumar P; Deepika. Efficacy of CPP-ACP and CPP-ACPF on enamel remineralization - an in vitro study using scanning electron microscope and DIAGNOdent. *Indian J Dent Res*. 2011; 22(1):77-82.
37. Bahrololoomi Z, Musavi SA, Kabudan M. In vitro evaluation of the efficacy of laser fluorescence (DIAGNOdent) to detect demineralization and remineralization of smooth enamel lesions. 2013 *J Conserv Dent*.16(4):362-6.
38. Colucci V, do Amaral FL, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Corona SA. Effects of water flow on ablation rate and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation. *Am J Dent*. 2012;25(6):332-336.

12. ANEXOS

Anexo I



Universidad Autónoma del Estado de México
Facultad de Odontología

Folio:

Asentimiento Informado del Paciente Menor de Edad para la Donación de Órganos Dentarios

Nombre(s) del paciente

Apellido paterno

Apellido materno

en forma voluntaria y sin alguna presión asiento en donar _____ mi diente

Estoy de acuerdo en que mi pieza o piezas dentarias extraídas por razones necesarias o exfoliadas, sean utilizadas en algún proyecto de investigación del Centro de Investigación y Estudios Avanzados en Odontología de la Universidad Autónoma del Estado de México, para contribuir en la búsqueda de nuevos métodos para prevenir la caries dental.

Declaro que no he recibido dinero por la donación que hago y sé que las muestras no serán vendidas o distribuidas con fines comerciales.

Se me ha hecho saber que todos mis datos personales serán guardados en secreto y confidencialidad.

He sido informado(a) acerca del proyecto de investigación vigente en el que podrían ser incluidos los dientes que dono, entiendo claramente toda la información de este documento y me han sido aclaradas todas las dudas que tenía sobre mi participación.

Además mi padre/madre _____
Nombre(s) del padre o tutor Apellido paterno Apellido materno

Conoce las condiciones de la presente donación y cuento con su consentimiento informado por escrito.

Fecha de nacimiento del paciente: _____

Género: masculino femenino

Anexo II

Valores DIAGNOdent

Muestra	Grupo I Control	Grupo II Er:YAG	Grupo III CO₂
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			