

ARTICULO DE REVISIÓN

RECIBIDO : ABRIL 2023

ACEPTADO: MAYO 2023

TECNICA DE VANGUARDIA PARA EL DESCEMENTADO DE
BRACKETS CERAMICOS Y SU IMPACTO SOBRE EL ESMALTE
DENTAL

Vanguard technique to uncement ceramic braces and its impact on the
dental enamel.

Lorena Pintos Pizzichillo

Dra en Odontología UDELAR*
Especialista en Ortopedia y Ortodoncia MF IUCEDDU**

email:lorpizzi@gmail.com

doi 10.52887/RUOO/v6n1.2

RESUMEN

El propósito de esta revisión bibliográfica es resumir y evaluar la literatura más reciente disponible acerca del descementado de brackets cerámicos mediante tecnología láser, enfocado principalmente en láseres de alta potencia fundamentalmente el láser Er:Yag (láser de granate de Ytrio y Aluminio dopado con Erblio) y evaluar sus efectos (ARI,SBS, temperatura pulpar) sobre la pieza dentaria y compararlo con las técnicas de descementado convencionales.

Palabras clave: Descementado brackets cerámicos; láseres de alta potencia; restos adhesivos (ARI); microfisuras (EMC).

SUMMARY: The purpose of this bibliographical review is to summarize and evaluate the most recent literature available on the removal of ceramic brackets using laser technology, focused mainly on high power lasers, mainly the Er:Yag laser (Yttrium and Aluminum garnet laser doped with Erbium) and evaluate its effects (ARI, SBS, pulp temperature) on the tooth in comparison with conventional debonding techniques.

Key words: DEBONDING CERAMIC BRACKETS; HIGH POWER LASERS; ADHESIVE REMNANT (ARI); MICROCRACKS (EMC).

1- INTRODUCCION

Debido a que los tratamientos de ortodoncia se encuentran actualmente muy extendidos, en consonancia con el aumento del número de adultos que requieren de los mismos, y **con demandas estéticas** cada vez mayores, corresponde realizar una **revisión bibliográfica de tipo narrativo**, en la cual se pretende **analizar la información** y los avances disponibles acerca de las técnicas de descementado de brackets cerámicos con **tecnología láser** en **comparación con métodos convencionales**. Asimismo, se pretende evaluar las **ventajas de la técnica láser** en el descementado de los brackets cerámicos, y determinar cuáles son los cambios estructurales en la superficie del esmalte y comparar dicha técnica con el uso de la técnica convencional (Mesaroş et al., 2022),(Alakuş Sabuncuoğlu et al., 2016).

El **método convencional** de descementado de brackets implica la aplicación de una **fuerza de compresión lenta e intermitente** sobre el bracket a través de las **pinzas de descementado**. Sin embargo, existe **controversia** con el resultado de este método; **algunos** estudios **no informan daños** en el esmalte, mientras que otros **sí reportan grietas** o un aumento en el tamaño de las mismas luego del descementado (Ajwa et al., 2021).

El **esmalte no se puede regenerar**, razón por la cual ante cualquier lesión que reciba, se **alterará en forma permanente**. Debido a dicha característica, es importante observar todos los cuidados del caso tanto en las **técnicas** de **adhesión** de brackets **como en el descementado en sí** de los mismos (Romero et al., 2018).

Teniendo en cuenta los **desafíos** que se presentan tanto en la adhesión del bracket como en su descementado (fuerte unión, fácil descementación), se ha **sugerido** el uso de **diversas técnicas** como el descementado **ultrasónico** y/o **electrotérmico**

para superar los problemas que surgen durante la remoción **convencional** de los brackets, **agregándose** a dichas técnicas el uso del **láser** (Alakuş Sabuncuoğlu et al., 2016).

En los últimos años, la tecnología **láser** con todas sus variantes, viene siendo utilizada en **Medicina** y en **Odontología** (Mesaroş et al., 2022).

Dada la variedad y cierta **complejidad de los** sistemas láser, no corresponde en el presente trabajo hacer un pormenorizado estudio de los mismos, pero sí hacer mención a su utilidad en la práctica Odontológica, enfocándonos en particular en su aplicación en Ortodoncia y particularmente en el descementado de brackets cerámicos.

1- a ANTECEDENTES

Los primeros **brackets estéticos (plásticos)** fueron introducidos en Ortodoncia por Newman en 1965, pero los primeros **brackets cerámicos** aparecieron recién en la década de 1970 (Matos et al., 2021).

Puesto que los brackets **cerámicos** presentan un **bajo nivel de deformación**, en el momento del descementado (mecánico) pueden provocar inconvenientes dando lugar a **daños irreversibles** en la estructura del esmalte, en forma de **grietas y/o fracturas**; en algunos casos extremos teniendo que ser necesario realizar una **restauración** de la pieza dentaria para devolverle la función y la estética (Leão Filho, 2021).

Es por ello que se han buscado otras **alternativas**, como la aplicación de tecnología **láser de alta potencia** para minimizar dichos problemas. Es así, que a través de la **transferencia de calor** se logra **ablandar el agente de cementación**, haciendo que el descementado de los brackets cerámicos sea más seguro. Dada la generación de calor, se torna imperioso poner **especial cuidado** tanto en la técnica de descementado en sí, como en el control del **calor** emitido por el láser, previniendo posibles daños sobre la **pulpa** dentaria (Matos et al., 2021).

Desde hace más de **30 años la ciencia** ha avanzado en todos los campos, y sin duda, uno de los grandes adelantos en el área médica y odontológica del siglo XX ha sido el desarrollo de la tecnología láser. La palabra "Láser" es un **acrónimo** de "amplificación de luz por emisión estimulada de radiación", "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation". Su base teórica fue postulada por **Albert Einstein** en 1916, a través de la cual se obtuvo una **luz con propiedades específicas**, muy diferente a la luz ordinaria y con un alto grado de concentración energética (Ruíz-Esculpi et al., 2014).

En los **últimos años** se ha venido introduciendo esta tecnología para el tratamiento de las enfermedades bucales, y especialmente se vienen investigando a nivel mundial las posibilidades de la **aplicación** de dicha **tecnología** en tratamientos **terapéuticos y preventivos**, teniendo en cuenta que con la aplicación de la misma, muchos **procedimientos médicos** reducen el **dolor**, así como los **tiempos quirúrgicos** y de **recuperación** de los pacientes. Desde que en el año **1960 Theodor Maiman** anunciara oficialmente el funcionamiento del **primer láser de rubí**, desarrollado en los laboratorios de **investigación** de la firma **Hughes Aircraft Company en EE.UU**, las investigaciones con láser en el área odontológica comenzaron a desarrollarse (Águila Aguilar Mabel, 2020).

En la década de **1980**, los cirujanos orales comenzaron a usar láseres de dióxido de carbono (CO₂) en los tejidos blandos y a partir de este momento se produjo el uso del **primer láser en odontología** (Mesaroş et al., 2022).

En **1988** durante el **Primer Congreso de Láser en Japón**, se fundó la ISLD (International Society of Laser Dentistry). Posteriormente la FDA aprobó el uso del láser para cirugía de tejidos blandos en la cavidad bucal (Águila Aguilar Mabel, 2020).

En **1997**, la Administración de Drogas y Alimentos de los Estados Unidos (FDA) permite el uso de los **láseres de Erbium** para procedimientos en tejidos duros (Mesaroş et al., 2022).

Dichos láseres fueron descritos **por primera vez** por Strobl et al (**1992**), lográndose su **aprobación clínica en 1997**, y siendo utilizados para dichos fines hasta el día de hoy (Leão Filho, 2021), (Zanini et al., 2022).

Es así entonces que surgen los sistemas **láser de alta Potencia** con diferentes longitudes de onda para lograr controlar la energía transmitida durante el descementado de los brackets cerámicos (Leão Filho, 2021).

1- b OBJETIVOS:

Objetivos generales:

- Establecer una puesta a punto en relación a técnicas de **descementado** de brackets cerámicos con **tecnología láser** especialmente los de alta potencia.
- Establecer las **ventajas** sobre el método convencional.

Objetivos específicos:

- Determinar cuáles serían los **láseres más utilizados** para el descementado de brackets cerámicos con dicha tecnología.
- Describir las características de estos láseres, **ventajas y desventajas**.

- Evaluar el impacto de las propiedades (**fragilidad y fractura**) de los brackets cerámicos durante el descementado, con respecto a la fuerza de cizallamiento (**SBS**).
- Analizar el índice de remanente de adhesivo (**ARI**) en esmalte considerando las fallas de unión entre los diferentes componentes (superficie del bracket, superficie del esmalte y adhesivo).
- Considerar los parámetros inherentes al láser a los efectos de no provocar daños a nivel de la cámara **pulpar**.

2 - METODOLOGIA:

La **metodología** consistió en una búsqueda exhaustiva de publicaciones y textos basándose en los criterios de inclusión desde el año 2016 al 2022, con la excepción de un texto de 2013, otro del 2014 y un artículo del 2005, en donde se encontraron estudios in vitro, ensayos clínicos y revisiones sistemáticas en las siguientes bases de datos: Medline (pubmed), Scielo, Lilacs, Portal BVS y Google Académico. Fueron excluidas en este trabajo, tanto las técnicas de descementado para aparatología lingual, como las técnicas de descementado utilizando el ultrasonido y la electrotermia. Se utilizaron los siguientes descriptores: descementado, remoción, despegado, y sus variantes en inglés: debonding, removal, ya que las publicaciones bibliográficas más destacadas se publican en dicho idioma. El estilo elegido para las citas bibliográficas fue **APA**. Se utilizó **ZOTERO**, un gestor de referencias bibliográficas.

3 - MARCO TEORICO

3 - 1 Descementado:

El **objetivo del descementado** es retirar toda la aparatología de ortodoncia fija (bandas, brackets metálicos, brackets cerámicos), además de devolverle a las piezas dentarias sus condiciones iniciales en cuanto a estructura, superficie y brillo original, sin causar daños iatrogénicos. Consiguientemente se deberá eliminar la totalidad del adhesivo residual, ya que éste favorece la acumulación de placa dental pudiendo también provocar decoloración. Es importante llevar a cabo una técnica adecuada, empleando instrumentos correctos, a los efectos de evitar lesiones en el esmalte con los consiguientes perjuicios, más allá de tomar tiempo innecesario (Mesaroş et al., 2022), (Zachrisson, Bjorn U & Buyukyilmaz, Tamer, 2013).

Existen muchos factores involucrados en la descementación como ser: tipo de bracket, técnica adhesiva utilizada, instrumentos empleados para remover brackets y técnicas para remover resina (Ajwa et al., 2021), (Arboleda Ariza et al., 2017), (Alakuş Sabuncuoğlu et al., 2016).

Otros autores hacen referencia a que el **proceso de descementado** también podría verse afectado por otras variables, además de las ya nombradas, como ser el **tipo de láser empleado**, la **potencia**, **modo** y **tiempo de aplicación** y tiempo transcurrido entre la aplicación en sí del láser y la remoción del bracket (Downarowicz et al., 2020), (Ghazanfari et al., 2016).

Los **brackets** deben tener una **fuerte unión con la superficie dentaria** de manera de **resistir todo el tratamiento**, pero a su vez **permitir una fácil remoción** alterando lo menos posible la estructura del esmalte; también deben **soportar las fuerzas de masticación** y el **estrés** ejercido por los **arcos de ortodoncia** (Arboleda Ariza et al., 2017).

En la **Técnica de grabado convencional**, la desmineralización irreversiblemente elimina micrones de la superficie del esmalte que se manifiestan en forma dispareja, dejando espacios que son ocupados por el **adhesivo que penetra** dentro del esmalte en forma de **cuñas** que se unen de manera irreversible. Es **casi inevitable** que la **resina no permanezca dentro del esmalte** luego de eliminar los remanentes, **provocando microfisuras** cuando se produce la **ruptura de la interfase adhesivo-esmalte**. Una **adecuada técnica de remoción rompe la unión** entre la **base del bracket** y el **adhesivo** en lugar de ser entre el adhesivo y la superficie del esmalte (Arboleda Ariza et al., 2017).

La fuerza de **adhesión** entre el bracket y la superficie del esmalte depende de tres factores: la topografía de **retención de la base del bracket**, el **material adhesivo** y el **tipo de grabado ácido** sobre el diente. Los **sistemas adhesivos** que se utilizan en general son: **acondicionador** de esmalte, **primer** y **resina**. Mayormente, estos sistemas adhesivos utilizan **ácido ortofosfórico al 35-37%**, lo que acondiciona la superficie del esmalte (Águila Aguilar Mabel, 2020).

Es necesario comprender que el **proceso de cementación** ortodóncica se puede lograr de diferentes maneras: adhesión **mecánica**, **química**, o **híbrida**, y la forma de hacerlo es mediante una **técnica directa o indirecta**, siendo la técnica de cementación **directa la más usada**, ya que se genera una adhesión mecánica que funciona como una microtraba, favoreciendo así la estabilidad de la unión con el tiempo (Salgado, s. f., 2021). A modo de información se pueden utilizar los **láseres de alta intensidad**, para el **grabado del esmalte** previo al cementado de brackets. Con esta técnica se logra **más del 70 % de retención**, siendo éste el **valor mínimo requerido**. De todas formas, sigue siendo menos efectivo en comparación con la técnica de grabado con ácido ortofosfórico (Águila Aguilar Mabel, 2020).

Concluimos que al realizar el grabado con técnica láser, la remoción de los brackets ofrecería menor resistencia al retiro y por consiguiente menor daño en la estructura del esmalte.

3 - 2 Líneas de fisuras en la superficie del esmalte.

Se recomienda identificar **grietas** y/o **fisuras** antes de comenzar el tratamiento de ortodoncia mediante un examen **clínico**, registrando las mismas en la **historia clínica** (consentimiento informado). Dichas líneas se **observan sobre todo** a nivel de **incisivos** y **caninos superiores**. Nos podemos ayudar con diferentes métodos como ser la **transiluminación** con fibra óptica ya que al examen visual con la luz del foco son difíciles de identificar. El **riesgo** de que se formen **fisuras** al descementar los brackets con **alicates** es



mayor en brackets **cerámicos que en metálicos** (Zachrisson, Bjorn U. et al., 2018).

(Zachrisson, Bjorn U. et al., 2018).

La importancia del estudio de las **microfisuras posterior a la descementación** ortodóncica es vital, considerando que luego de este proceso se altera la superficie del esmalte. Las microfisuras **pueden favorecer** la aparición de lesiones **cariosas**,

convirtiéndose en una **vía permeable** que permite el pasaje de **bacterias** hacia la dentina sin mostrar cambios o signos visibles de daño en la superficie dental **comprometiendo la vitalidad** pulpar a futuro. Asimismo, dichas microfisuras podrían **facilitar** el pasaje de agentes **blanqueadores** de alta concentración hacia la dentina determinando **sensibilidad dental y/o daño pulpar**. También, se resalta la relación de las **microfisuras en el síndrome del diente agrietado** y la relación con las posibles **fracturas dentales** (Salgado, 2021)

3 - 3 Características de los brackets cerámicos.

Según los autores D. Souza y col., existen **dos tipos de brackets cerámicos** según su estructura en alúmina, **monocristalina y/o policristalina** dependiendo del método de fabricación. Su **retención** puede ser **mecánica y/o química**. Presentan **alta dureza, alto módulo elástico y baja resistencia a la fractura** (Matos et al., 2021), (Ajwa et al., 2021), (Alakuş Sabuncuoğlu et al., 2016).

Dada la **fragilidad** propia de los materiales cerámicos, es evidente que este tipo de **bracket** es factible de sufrir algún tipo de **fractura** al momento de retiro del mismo, lo cual constituye una desventaja frente a los brackets metálicos. Estos últimos presentan cierta **maleabilidad y ductilidad**, propiedades características de los **metales** (Águila Aguilar Mabel, 2020).

La **superioridad estética** que ofrecen los brackets cerámicos en comparación con los metálicos los convierte en los favoritos para los pacientes. Siendo, como ya mencionamos, materiales de **alta fragilidad**, poseen en consecuencia una **baja flexibilidad**. Si a esto se agrega su **alta fuerza de unión (adhesiva)** a menudo el proceso de descementación resulta en su fractura. En comparación con los brackets metálicos, los **cerámicos** pueden resultar en una mayor incidencia de **daños irreversibles en el esmalte, en forma de grietas y fracturas**, durante la extracción mecánica con pinzas de ortodoncia

(técnica convencional); por otro lado, la fractura de los brackets cerámicos que ocurre en un 10 a 30% cuando se retiran con pinzas de ortodoncia, puede ocasionar **lesiones oculares**, **aspiración o ingestión** de fragmentos de brackets por parte del paciente. Además, los **restos del bracket** fracturado deben **eliminarse mediante instrumental rotativo** de alta velocidad (piedras de diamante) lo cual no sólo **alarga el tiempo clínico** sino que aumenta el riesgo de comprometer la estructura del esmalte dental sano (A. Khalil et al., 2022), (Leão Filho, 2021), (Ajwa et al., 2021), (Ngan et al., 2020), (Naseri et al., 2020), (Zachrisson, Bjorn U. et al., 2018).

Los **brackets se fracturan** con frecuencia a nivel de sus **aletas durante el transcurso del tratamiento** y sobre todo al momento de la remoción de los mismos. Se adhieren al esmalte mediante **dos mecanismos**: retención **mecánica** por medio de indentaciones y resalte en la base y adhesión **química** agregando **silano**. La fuerza de unión resulta aumentada en aquellos brackets que agregan adhesión química. Teniendo en cuenta entonces su **baja flexibilidad**, un **menor riesgo de fractura** durante su remoción se da en aquellos brackets con base de **unión mecánica y ranura vertical**, aunque se generan de

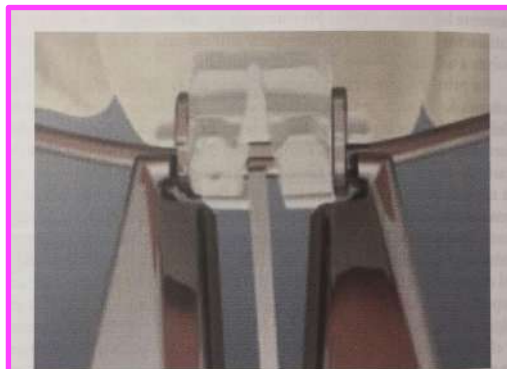


FIGURA 27-29 Para despejar los brackets cerámicos colapsa

todas formas tensiones entre el esmalte y el adhesivo (Zachrisson, Bjorn U. et al., 2018).

Se pueden usar alicates de HOWE o WEINGART o el recomendado por el fabricante para el retiro de determinado tipo de brackets (Zachrisson, Bjorn U. et al., 2018).

Presentan diferentes características físicas: los brackets cerámicos **policristalinos son partículas de óxido de aluminio sinterizado o fundido**. Las imperfecciones leves y las impurezas de la sinterización pueden servir como focos para la propagación de grietas bajo tensión. Por el contrario, las partículas de óxido en los brackets **cerámicos monocristalinos se cristalizan y se muelen** para darles forma. Por lo tanto, la capacidad de **resistir fallas estructurales** es mucho **más fuerte** en los **monocristalinos que** en los **policristalinos**. Sin embargo, cuando el bracket monocristalino se raya, la fisura se propaga y la resistencia a la fractura disminuye hasta o por debajo de la de los brackets policristalinos (Ngan et al., 2020), (Karthikeyan Subramani1 & Prashanti Bollu, 2020).

El **óxido de aluminio** es un material inerte que no **puede adherirse** en forma química directamente a las **resinas de unión**. Por lo tanto, muchos **fabricantes** incorporan un **agente de acoplamiento a base de silano** en la confección del bracket, agregando entonces una adhesión química a la retención mecánica. Esto da como resultado una **mayor fuerza de unión** entre la interfaz entre el soporte y el adhesivo, lo que puede provocar un aumento de la tensión en la interfaz esmalte-adhesivo durante el descementado convencional (Ngan et al., 2020).

La mayoría de los **brackets cerámicos** que se **comercializan actualmente** tienen una **interfaz diseñada para facilitar la separación**. La unión química entre la resina adhesiva y el bracket puede llegar a ser excelente, pero la mayoría de los fabricantes han debilitado o **eliminado** por completo la **adhesión química** (Proffit, William et al., 2014).

Otros autores hacen mención a que la **mayor fuerza** necesaria para la remoción de los brackets cerámicos, en **comparación** con la de los **brackets**

metálicos, podría incluso llegar a la **fractura de la pieza**, requiriendo la **restauración** correspondiente (Nimplod et al., 2021), (Leão Filho, 2021); tales fracturas serían el resultado de las **fuerzas** de descementado **excesivas**, que **superan** a la **fuerza cohesiva** del esmalte o del propio bracket (Yilanci et al., 2017).

Los fabricantes e investigadores han estado trabajando continuamente para **modificar el diseño de base** de los **brackets cerámicos** y desarrollar **instrumentos de descementado mecánico especialmente diseñados**. Tal es entonces el bracket Inspire Ice (Ormco, Orange, CA) con una **banda esférica** de reducción y el bracket Clarity (3M Unitek, Monrovia, CA), que presenta una **ranura vertical** de descementado, elementos que **reducen el riesgo** de fractura del bracket cerámico durante su remoción. A **pesar de estas modificaciones**, el daño del esmalte sigue siendo **mayor** en comparación con los **brackets metálicos** (Urichianu et al., 2022), (Ngan et al., 2020).

3 - 4 Técnicas alternativas de descementado.

Las **técnicas alternativas** de descementado tratan de minimizar los daños sobre la superficie del esmalte. Para el descementado de brackets se utilizan varios instrumentos como ser pinzas especiales para **descementado mecánico, ultrasonido, electrotermia**, y tecnología **láser** (Proffit, William et al., 2014)

Dentro del descementado **mecánico**, los **alicates** aplican **fuerzas de corte y torsión** para retirar los brackets cerámicos. Sin embargo, esta técnica puede causar **fracturas** del esmalte o del bracket, además de causar cierta **incomodidad** al paciente. El uso de **alicates especialmente diseñados** para la remoción **es clave** para evitar fracturas del bracket así como los posibles daños al esmalte. Igualmente los inconvenientes son inevitables

(Khalil et al., 2022), (Khader et al., 2022), (Mesaroş et al., 2022), (Karthikeyan Subramani1 & Prashanti Bollu, 2020), (Mirhashemi et al., 2019).

El uso de puntas **ultrasónicas** es doblemente beneficioso ya que las mismas pueden utilizarse tanto para el descementado como para la eliminación de los restos de adhesivo. Aun así, el significativo **aumento en el tiempo** de descementado sigue siendo uno de los **principales inconvenientes** además de requerir una **fuerza moderada sobre el bracket** para completar su remoción (Khalil et al., 2022), (Khader et al., 2022), (Mesaroş et al., 2022), (Karthikeyan Subramani1 & Prashanti Bollu, 2020), (Mirhashemi et al., 2019).

La falla de la unión con instrumentación **ultrasónica** ocurrió en la **interfaz** adhesiva del esmalte, lo que resultó en una mayor eliminación del adhesivo junto con la superficie del esmalte; razón por la que la instrumentación ultrasónica condujo a una **mayor incidencia de daño en la superficie del esmalte** (Khader et al., 2022).

El uso de dispositivos **electrotérmicos** también se ha utilizado en la remoción de brackets cerámicos ya que se logra mediante los mismos el ablandamiento del adhesivo, lo cual permite una separación más fácil sin una fuerza excesiva. Sin embargo la **limitación de esta técnica** radica en el **aumento** de la **temperatura** a la cual se reblandece el adhesivo, planteando una posible lesión pulpar. Otra de las deficiencias de esta técnica radica en el calor generado en el dispositivo en sí, pudiendo despegar un número limitado de brackets a la vez (Karthikeyan Subramani1 & Prashanti Bollu, 2020).

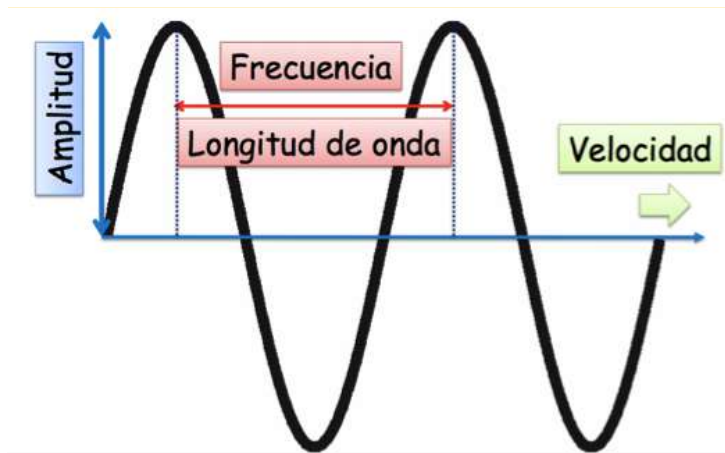
La aplicación de varios **agentes químicos (aceite de menta)** aplicados antes del descementado con la idea de reducir la fuerza requerida para la remoción del bracket, ha planteado resultados inciertos, requiriendo mayores estudios al respecto (Khalil

et al., 2022),(Mesaroş et al., 2022), (Karthikeyan Subramani1 & Prashanti Bollu, 2020), (Mirhashemi et al., 2019), (Karthikeyan Subramani & Prashanti Bollu, 2020), (Ngan et al., 2020).

3 - 5 PRINCIPIOS IMPORTANTES DEL LASER

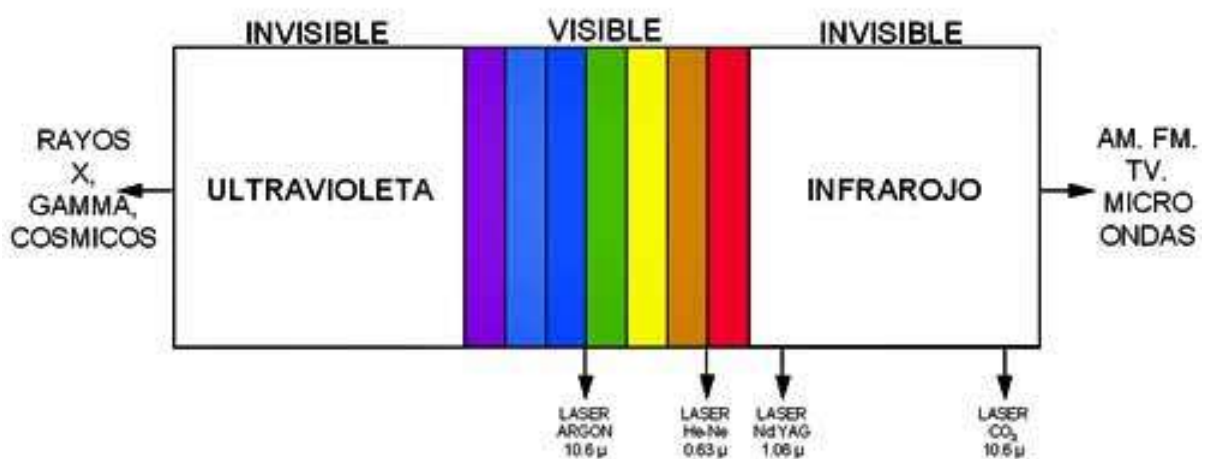
3 - 5-1 GENERALIDADES DEL LASER

El láser es una **luz con propiedades específicas** y puede **interactuar** con **tejidos y materiales**. La luz es una **onda electromagnética**, que es un acoplamiento de **campos eléctricos y magnéticos** que viajan como ondas a una velocidad igual a la **velocidad** de la **luz**. Ambos campos oscilan a la misma frecuencia, con un número de oscilaciones por segundo, lo que se conoce como **frecuencia (f)**. La **velocidad** de la **luz** es una **constante universal**, que es de unos 300.000 km/s. (Romanos,Georgios E, 2021); la partícula elemental de luz se denomina **fotón**. Una onda de fotones puede definirse por **dos propiedades básicas**: amplitud y longitud de onda. La **amplitud** es la altura de la onda desde el cero del eje hasta su pico. Tiene relación con la cantidad de energía de cada fotón, de modo que cuanto **mayor es la amplitud, mayor es la energía**, que se mide en **julios**. La **longitud de onda** se define como la distancia horizontal entre dos puntos cualesquiera correspondientes en la onda y se mide en **metros, nanómetros, o micras**. Debido a que las ondas se desplazan, **oscilan varias veces por segundo**, lo cual se denomina **frecuencia**. La **frecuencia** es **inversamente proporcional a la longitud de onda**: cuanto más corta es la longitud de onda, mayor es la frecuencia (Stephen Tracey & Antonio Gracco, 2013).

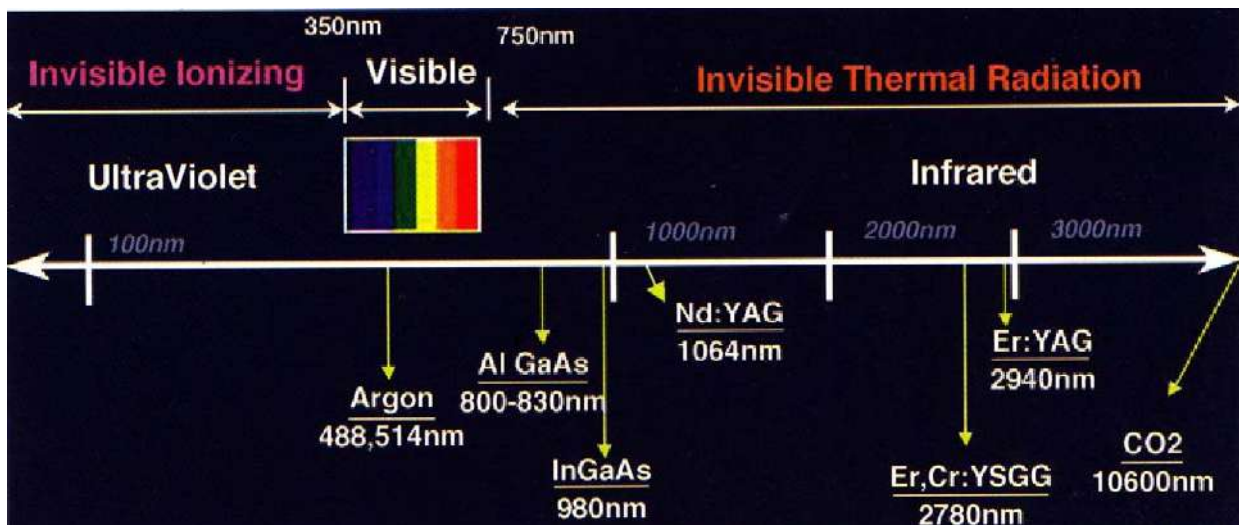


Extraída de: <https://bnnas.files.wordpress.com/2014/10/parc3a1metros-onda.png>

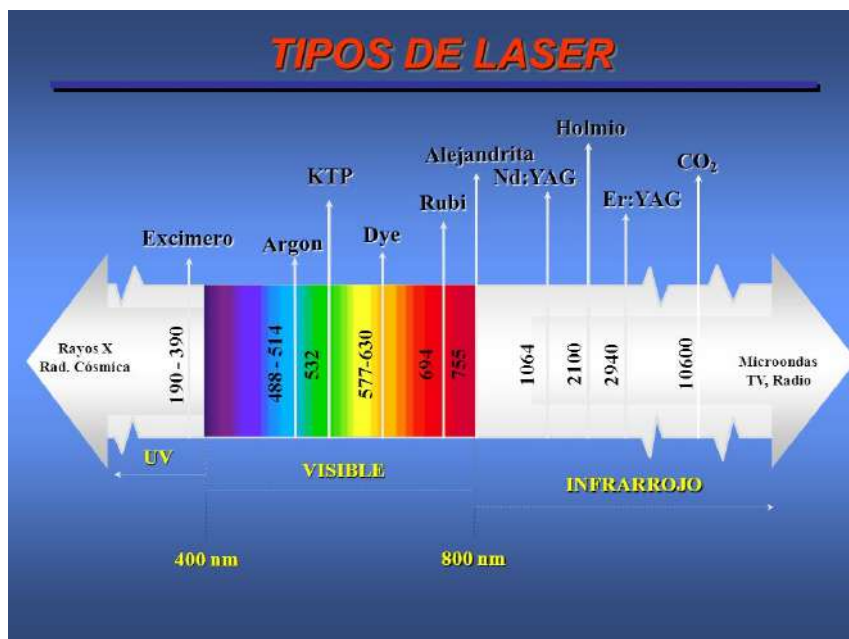
El espectro electromagnético se divide en **dos zonas principales**: la **radiación ionizante** de **longitud de onda corta** (no visible para el ojo humano) y la radiación **no ionizante** (luz visible y radiación infrarroja no visible) con **longitudes de onda más largas**. La radiación ionizante puede penetrar en los tejidos y dañar las células (Romanos,Georgios E, 2021), (Águila Aguilar Mabel, 2020).



Extraída de: <https://www.iluminet.com/press/wp-content/uploads/2018/05/espectro-laser.jpg>



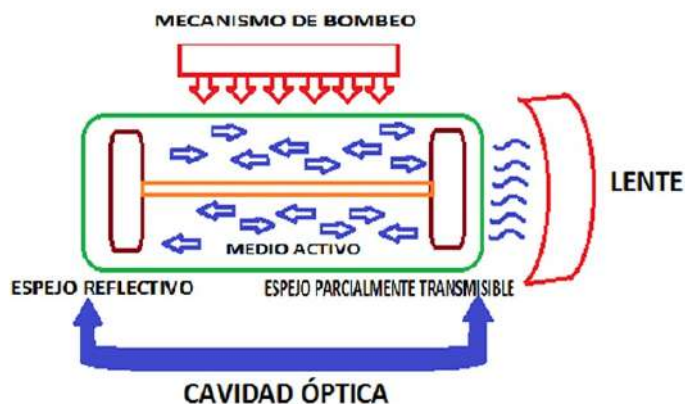
<https://d3i71xaburhd42.cloudfront.net/7a2bae75e6d63cb9522167999812146f121f2822/2-Figure2-1.png>



<https://slideplayer.es/slide/1096252/3/images/2/TIPOS+DE+LASER+Holmio+Alejandrita+CO2+KTP+Nd%3AYAG+Er%3AYAG+Rubi+Dye.jpg>

3- 5-2 COMPONENTES DEL LASER:


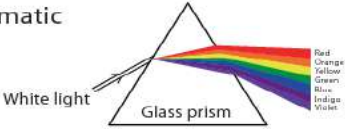

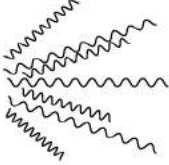

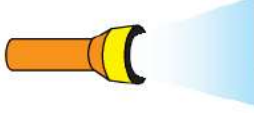
1- el medio láser (medio de ganancia) 2- la fuente de bombeo y 3- la cavidad óptica o resonador óptico. El **medio láser** es el elemento activo y es quien determina la longitud de onda del láser. La **fente de bombeo** estimula el medio láser hasta que se emite la energía luminosa. La **cavidad óptica o resonador óptico** es un compartimento de espejos que contiene el medio láser. Dicho **resonador óptico** amplifica la energía de la luz que se libera del **medio de ganancia reflejada** por los **espejos** (totalmente vidriados en un lado y parcialmente vidriados en el lado opuesto del medio) de nuevo sobre sí mismo, donde puede ser **amplificada** por **emisión estimulada** antes excitando la cavidad. El rayo de luz generado es el rayo láser (Shehare & Tarvade (Daokar), 2022), (Gheorghe & Priya, 2022), (Muralidhar et al., 2021), (Kumari et al., 2021), (Kumar, 2020), (Kevser Kurt Demirsoy et al., 2020), (Yacoob et al., 2020).



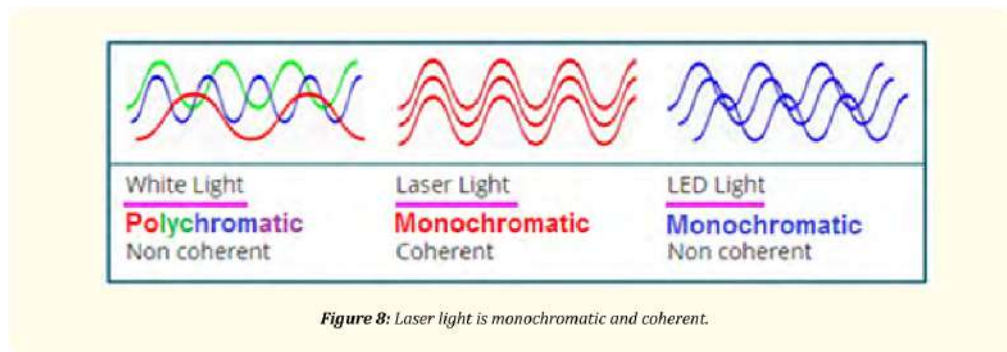
https://www.redalyc.org/journal/2312/231249121007/231249121007_gf6.png

3- 5-3 CARACTERISTICAS DEL RAYO LASER

La luz láser se diferencia de la luz normal en algunas características, como ser : es **monocromática**, es decir, de un color y una longitud de onda. La importancia clínica de esta propiedad monocromática de la luz láser le permite apuntar a cromóforos específicos, como ser el agua, la hemoglobina y la melanina, permitiendo así aplicaciones clínicas específicas; es **colimada**, significando que todas las ondas son paralelas entre sí, con poca divergencia o convergencia; las ondas de luz viajan todas en la misma dirección, sin difusión. Dicha característica, permite que la luz láser viaje largas distancias sin pérdida de intensidad; es **coherente**, o sea que sus fotones comparten la misma frecuencia y sus longitudes de onda están en fase entre sí (Muñoz & Chatazar, 2022) , (Gheorghe & Priya, 2022), (Kumari et al., 2021), (Cabrera,2021), (Abdulsamee,Nagy et al., 2021), (Balamurugan Suba Ranjana et al., 2021), (Salgado, 2021), (Romanos,Georgios E, 2021), (Águila Aguilar Mabel, 2020), (Santiesteban & Gutierrez-Rojo Jaime Fabian, 2016), (Stephen Tracey & Antonio Gracco, 2013).

Laser light	Non-laserlight (e.g. flashlight)
Monochromatic 	Polychromatic 
Coherent 	Incoherent 
Collimated 	Divergent 

<https://d3i71xaburhd42.cloudfront.net/49786128f221dd6c9200c1319eaffdda033e49d/4-Figure3-1.png>



<https://d3i71xaburhd42.cloudfront.net/112e97a4e80d446e7f23595e66945008f616bbc9/3-Figure8-1.png>

3- 5-4 INTERACCION CON LOS TEJIDOS

Cuando la luz láser incide sobre el tejido objetivo, se producen cuatro tipos diferentes de interacciones, según las propiedades ópticas del tejido objetivo y la longitud de onda de la luz láser. Estas interacciones son las siguientes:

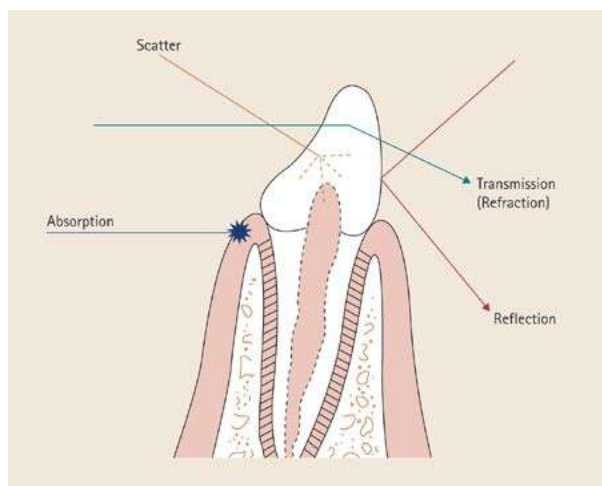
Absorción: la absorción de la luz láser es causada por la presencia del cromóforo dentro del tejido diana. Los cromóforos o pigmentos absorbentes de luz (**melanina**, **hemoglobina**, **agua**, tejidos duros dentales (**agua e hidroxiapatita**) y materiales fotosensibles (**poliméricos**) curados con luz visible (**canforquinona y dicetona**) son los principales cromóforos responsables de absorber la energía láser de una determinada longitud de onda. Los componentes sanguíneos y los pigmentos tisulares absorben la luz láser de longitud de onda más corta, que se encuentra principalmente entre 500 y 1000 nm, mientras que los cristales de hidroxiapatita y las moléculas de agua absorben la luz de longitud de onda más larga (Gheorghe & Priya, 2022), (Abdulsamee,Nagy et al., 2021), (Muralidhar et al., 2021), (Nalbantgil et al., 2018).

Transmisión: la energía láser pasa a través de los tejidos superficiales para interactuar con la zona más profunda. A medida que la energía láser de argón y Nd:YAG llega a los fluidos tisulares, se absorbe bien, mientras que la energía láser de la familia Erbium y el láser de CO2 se transmite al tejido adyacente (Gheorghe & Priya, 2022), (Abdulsamee,Nagy et al., 2021), (Muralidhar et al., 2021), (Nalbantgil et al., 2018).

Dispersión de luz láser: la dispersión de la luz láser da como resultado la transferencia de calor y el daño del tejido adyacente al área objetivo. También disminuye el resultado clínico favorable. Sin embargo, esta propiedad es beneficiosa cuando el

clínico intenta tratar una úlcera aftosa o polimerizar una restauración de resina compuesta (Gheorghe & Priya, 2022), (Abdulsamee,Nagy et al., 2021), (Muralidhar et al., 2021), (Nalbantgil et al., 2018).

Reflexión: es posible que la luz láser se transmita desde el tejido objetivo sin tener ningún efecto sobre él. Este reflejo involuntario puede ser dañino para los ojos. Esta propiedad, por otro lado, es utilizada por los láseres de detección de caries para evaluar la estructura dental sana (Gheorghe & Priya,2022), (Abdulsamee,Nagy et al., 2021), (Muralidhar et al., 2021),(Nalbantgil et al., 2018).



https://media.springernature.com/lw685/springer-static/image/art%3A10.1038%2Fbdj.2007.24/MediaObjects/41415_2007_Article_BFbdj200724_Fig2_HTML.jpg

3 -5-5 EFECTOS PRODUCIDOS POR EL LASER:

A) EFECTO FOTOTÉRMICO: la interacción fototérmica se caracteriza por un aumento de la temperatura local inducida por la acción del láser, característica distintiva de los láseres quirúrgicos. Así las principales interacciones fototérmicas son incisión/escisión de tejidos, ablación/vaporización y hemostasia/coagulación. Cuando la luz láser se absorbe, la temperatura del tejido diana se eleva, lo que da lugar a una serie de efectos fototérmicos basados en el contenido tisular del agua. Al alcanzarse una temperatura de **100°C**, se produce una **vaporización del agua** en el tejido, proceso llamado de **ablación**. Como los tejidos blandos están formados por una cantidad importante de agua, la escisión de dichos tejidos comienza a esta temperatura. A temperaturas por **debajo de los 100°C, pero superiores a 60°C**, las proteínas comienzan a **desnaturalizarse sin vaporización del tejido subyacente**. Por **encima de los 200°C**, el tejido se deshidrata y después se quema, lo que da lugar a un efecto indeseado de **carbonización** (Gheorghe & Priya, 2022),(Muralidhar et al., 2021), (Abdulsamee,Nagy et al., 2021), (Nalbantgil et al., 2018), (Briceño Castellanos et al., 2017), (Stephen Tracey & Antonio Gracco, 2013).

B) FLUORESCENCIA: este fenómeno puede ocurrir durante los procedimientos de diagnóstico cuando se usa una longitud de onda visible de aproximadamente 655 nm en una lesión cariosa (Kevser Kurt Demirsoy et al., 2020),(Kumar, 2020), (Rodríguez et al., 2020).

C) EFECTO FOTODISRUPTIVO (FOTOACÚSTICO): breves ráfagas pulsadas de luz láser con una potencia extremadamente alta interactúan con el agua en el tejido provocando la expansión térmica de las moléculas de agua. Esto produce un choque acústico termomecánico que es capaz de romper eficientemente el esmalte y las matrices óseas. Esta onda de choque crea un chasquido distintivo que se escucha durante el

uso del láser Erbium. El daño térmico es muy poco probable sin calor residual (Kevser Kurt Demirsoy et al., 2020),(Kumar, 2020),(Rodríguez et al., 2020).

D) FOTOQUÍMICA: el fotón generado crea una reacción química dentro del tejido (Kevser Kurt Demirsoy et al., 2020),(Kumar, 2020),(Rodríguez et al., 2020).

E) FOTOBIMODULACIÓN / BIOESTIMULACIÓN: se refiere a la capacidad del láser de **aumentar la velocidad de cicatrización**, aumentar la circulación y **reducir el dolor**. Los cambios histológicos que ocurren con la bioestimulación incluyen aumento de la síntesis de colágeno, proliferación de fibroblastos, aumento de la osteogénesis. La mayoría de estas reacciones se deben a interacciones del láser con la matriz celular y las mitocondrias. La bioestimulación (también conocida como terapia láser de bajo nivel) en Odontología se utiliza para reducir las molestias postoperatorias (Kevser Kurt Demirsoy et al., 2020), (Kumar, 2020), (Rodríguez et al., 2020).

3 - 6 CLASIFICACIÓN DE LASER

Teniendo en cuenta la gran variedad de sistemas láser y los diferentes campos en donde se aplican, podemos hacer una clasificación de dicho sistemas según:

1.Tipo de emisión: emisión espontánea/estimulada (Muralidhar et al., 2021),(Kumar, 2020).

2.Potencia de salida: alta/media/baja potencia (Muralidhar et al., 2021),(Kumar, 2020).

3. Medio activo: líquido/gas/sólido/semiconductor (Shehare & Tarvade (Daokar), 2022) (Gheorghe & Priya, 2022), (Muralidhar et al., 2021), (Kumari et al., 2021), (Balamurugan Suba Ranjana et al., 2021),(Kumar, 2020).

4. Tejido objetivo: tejido duro/blando(Gheorghe & Priya, 2022),(Shehare & Tarvade (Daokar), 2022),(Muñoz & Chatazar, 2022),(Muralidhar et al., 2021),(Kumar, 2020).

5. Daño biológico: Clase I/ Clase II/ Clase III/ Clase IV (Lepcha Tshering Pintso et al., 2022), (Muralidhar et al., 2021), (Kumar, 2020).

6. Fuente de excitación: Continuo (CO₂ /diodo) / Modo pulsante (Nd:YAG, Er:YAG) (Muralidhar et al., 2021), (Kumar, 2020).

7. Longitud de onda: Ultravioleta (140-350nm)/ Luz visible (350-750nm)/ Infrarrojos (>750nm) (Gheorghe & Priya, 2022), (Muralidhar et al., 2021),(Kumar, 2020).

8. Modo de contacto: (con/sin) (Shehare & Tarvade (Daokar), 2022), (Gheorghe & Priya, 2022), (Muralidhar et al., 2021), (Kumar, 2020).

3 -6-1 Sistemas láser de baja y alta potencia en Odontología

Siendo la oferta de sistemas láser tan vasta, resulta útil clasificar los mismos en láseres de **baja potencia** y de **alta potencia**.

Las terapias con láseres de **baja potencia, (fríos o terapéuticos)**, se caracterizan por sus efectos **fotobiomoduladores**, con los efectos

previamente citados operando por debajo de los 500mW (Sant'Anna et al., 2017) como ser el láser He:Ne o los láseres de diodo (GaAs y GaAlAs)(Romanos,Georgios E, 2021); por el contrario los láseres **de alta potencia**, se distinguen por su capacidad para cortar y ablacionar tejidos y composites. Dichos sistemas con diferentes longitudes de onda garantizan un procedimiento de descementado **de brackets** cerámicos en forma más sencilla y segura (Leão Filho, 2021), (Salgado, 2021), (Águila Aguilar, Mabel, 2020).

En dicho procedimiento **la energía del láser se transmite a través de la cerámica**, interactuando con el material adhesivo y alterándolo, lo que facilita el descementado al requerirse menor fuerza mecánica para el retiro del bracket (Demirkan et al., 2016).

3 -6-2 Sistemas láser de alta energía

En los últimos años, el uso de láseres de alta energía se ha centrado en ortodoncia en la simplificación del procedimiento de **descementado de brackets cerámicos** (Stein et al., 2017); así pues, la irradiación con láser de estos brackets ha sido evaluada en varios estudios, siendo los **más relevantes los de Diodo, Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG, CO2, y Tm:YAP** (Mesaroş et al., 2022), (A. S. Khalil et al., 2022), (Joseph et al., 2021), (Salgado, s. f.2021), (Rodríguez et al., 2020), (Naseri et al., 2020), (Grzech-Leśniak et al., 2018), (Sant'Anna et al., 2017).

3 -6-3 Láseres más utilizados en Odontología: los láseres de diodo y de estado sólido

Láser de Diodo: el láser de diodo es básicamente un medio semiconductor hecho de aluminio, galio, arseniuro y, en ocasiones, indio. Es capaz de generar longitudes de onda que van desde aproximadamente **810nm a 980nm**. Estas longitudes de

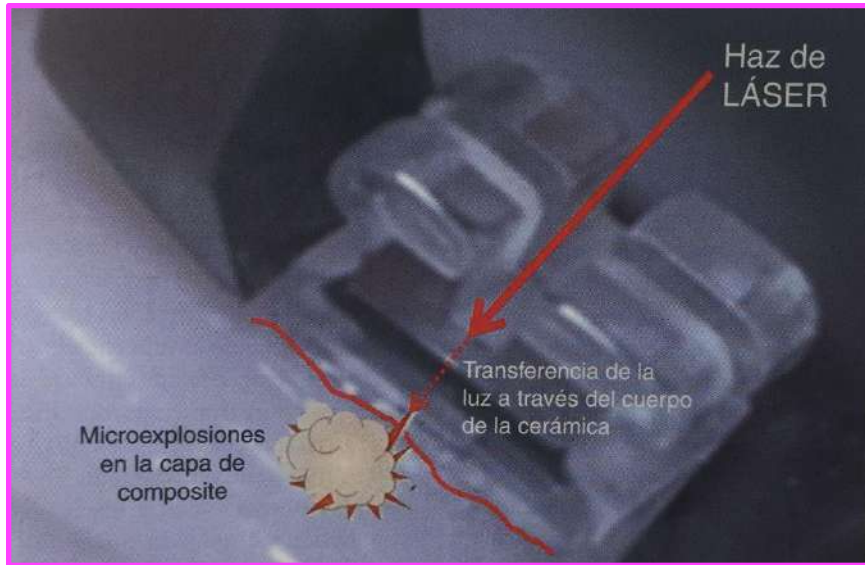
onda de diodo son absorbidas por el pigmento tisular (melanina) y la hemoglobina. Por el contrario, son **mal absorbidos por la hidroxiapatita y el agua** presentes en el esmalte. Por lo tanto se usan para **cirugía de tejidos blandos**, para recontorneado gingival estético, alargamiento de coronas de tejidos blandos, exposición de dientes incluidos, con un bajo riesgo de daño contra los dientes y tejido óseo (Muralidhar et al., 2021), (Shehare & Tarvade (Daokar), 2022); las longitudes de onda nombradas anteriormente se sitúan al comienzo del espectro electromagnético. Pertinente a que la estructura dental absorbe poco la longitud de onda del láser se puede utilizar con confianza cerca de los tejidos duros (Shehare & Tarvade (Daokar), 2022), (Shetty et al., 2021), (Sant'Anna et al., 2017), (Stephen Tracey & Antonio Gracco, 2013).

Si bien la longitud de onda de esta luz láser suele estar en el rango de 810 a 980nm, puede utilizarse una potencia **más baja** (635nm) cuando se usa como un láser suave. El modo de trabajo es tanto “continuo” como “pulsado”. El láser de diodo es **actualmente inadecuado** para la manipulación del tejido duro, debido a la carga térmica sobre la pulpa y los tejidos periodontales. Sin embargo se vienen desarrollando **nuevos láseres de diodo** para controlar el riesgo potencial de seguridad térmica. La absorción por el agua con el láser de 980nm es **15 veces mejor** que con el de diodo de **810nm** y aproximadamente cinco veces mejor que con el láser Nd:YAG (1064nm). Los **desarrollos recientes** han introducido nuevas plataformas láser con aparatología de tamaño pequeño y bajo costo que los láseres de diodo tradicionales, pero con características de **potencia y versatilidad de longitud de onda** que los hacen capaces de reemplazar a los sistemas convencionales. Los láseres de diodo se pueden utilizar no sólo como dispositivos de bioestimulación (láseres blandos), sino también como láseres quirúrgicos (duros)(Romanos,Georgios E, 2021).

Láseres de Erblio: dentro de la familia de los láseres de erbio, con afinidad por tejidos duros y blandos dada su longitud de onda, se encuentra el sistema láser **Er,Cr:YSGG** cuyo medio activo consiste en un cristal sólido de itrio -escandio -galio-granate dopado con erbio y cromo, con una longitud de onda de **2790nm**. El láser **Er:YAG** tiene un medio activo de itrio-aluminio-granate dopado con erbio, con una longitud de onda de **2940 nm**. Ambas longitudes de onda están en la porción intermedia del espectro infrarrojo, invisible y no ionizante (Shetty et al., 2021); las longitudes de onda de estos láseres tienen **afinidad elevada por la hidroxiapatita**, siendo de **elección** para tratar los tejidos duros dentales. El agua presente en todos los tejidos dentales absorbe las longitudes de onda del láser de Erblio muy bien. **Se transmite muy poco calor al tejido**, debido a que la penetración de la longitud de onda del láser erbio es muy baja, con **mínimo efecto pulpar**. Estos láseres también se pueden usar para la ablación de los tejidos blandos ya que éstos contienen gran cantidad de agua, pero la **hemostasia** que se logra **no es tan buena** como con los láseres de diodo (Shehare & Tarvade (Daokar), 2022), (Gheorghe & Priya, 2022), (Stephen Tracey & Antonio Gracco, 2013).

3- 7 CARACTERISTICAS GENERALES DE LOS LASERES

Los **láseres** producen **menor daño y trauma** en la pieza dentaria en el momento de retirar los brackets cerámicos en comparación con el método convencional de descementado. Se ha visto que, los brackets se despegan sin que sufra daño térmico la pieza dentaria, ya que la energía del rayo láser se transfiere a través de la cerámica y es absorbida por la resina, donde se generan microexplosiones (Bjorn U.Zachrisson et al., 2018).



(Bjorn U.Zachrisson et al., 2018).

Profundidad de penetración del láser: el grado de absorción de onda láser determinará su performance, y dicha absorción dependerá de la longitud de onda del láser, pudiendo clasificarlos por ende en dos grupos: A) **Penetración profunda:** la penetración más profunda en el tejido biológico ocurre cuando hay un coeficiente de absorción más bajo en el agua, como en los sistemas **Nd: YAG** (itrioaluminio-granate dopado con neodimio) y láseres de **diodo**; estos rayos de luz pueden penetrar y dispersarse profundamente en el tejido (Kumari et al., 2021). B) **Penetración superficial:** presenta un mayor coeficiente de absorción en el agua, como los láseres de dióxido de carbono (**CO2**), (**Er: YAG**) y (**Er, Cr: YAG**); estos láseres no penetran, ni se dispersan profundamente y la luz láser se absorbe sólo en la capa superficial (Kumari et al., 2021).

Parámetros a tener en cuenta (tipo de láser, niveles de energía, tiempo y distancia desde la fuente) utilizados para despegar los brackets de ortodoncia. Otros factores además del láser, como los tipos de brackets, el método de grabado, el material

adhesivo utilizado para la unión y el uso de sistemas de refrigeración por agua, tienen un papel fundamental en el resultado de la descementación (Ajwa et al., 2021).

Los dispositivos láser dentales basados en el **modo de emisión** pueden emitir energía luminosa ya sea en forma **continua, modulada, pulsada o superpulsada**, siendo la modulada una variación del modo continuo. En la emisión pulsada la radiación láser es emitida durante instantes muy breves, llamados impulsos; en cambio en la emisión superpulsada los impulsos son reemplazados por ráfagas de impulsos a una frecuencia elevada (Kumari et al., 2021); no se informaron diferencias significativas cuando se compararon los **modos** continuo y pulsado; sin embargo el **superpulsado** presentó resultados superiores en comparación con el pulsado normal (Khalil et al., 2022).

3- 8 LÁSERES MÁS UTILIZADOS PARA EL DESCEMENTADO DE BRACKETS CERAMICOS SEGUN LA LITERATURA ENCONTRADA

Todos los sistemas láser demostraron mayor eficacia al momento de la remoción de brackets cerámicos en comparación con la forma convencional de hacerlo. Sin embargo, se **destaca** especialmente el **láser de Er:YAG**. No hay indicaciones de que un único tipo de láser sea significativamente **mejor o más seguro** para la extracción de los brackets de ortodoncia. Podríamos decir por lo tanto, que el descementado de brackets cerámicos asistido por sistema láser **es seguro y eficaz**, debiendo considerársele como una alternativa viable al descementado convencional (Mesaroş et al., 2022),(Karthikeyan Subramani & Prashanti Bollu, 2020).



[https://d1kw0nx8pk9xzh.cloudfront.net/0001/909a8b40/resize-crop\(w=1027;h=578\):sharpen\(level=0\):output\(format=webp\)/up/dt/2012/05/8b61bb45940fc7e3721d0d5f64bab25e.png](https://d1kw0nx8pk9xzh.cloudfront.net/0001/909a8b40/resize-crop(w=1027;h=578):sharpen(level=0):output(format=webp)/up/dt/2012/05/8b61bb45940fc7e3721d0d5f64bab25e.png)

Los láseres de erbio tienen una fuerte interacción con el OH- presente en las moléculas de agua, por lo que los **fotones interactúan** con dichas moléculas presentes en el **cemento resinoso**, provocando una **fotoablación** del mismo (Zanini et al., 2022).

El descementado con láser de erbio es prometedor, ya que asegura una intervención muy conservadora. La interacción del láser se produce con el cemento resinoso, más concretamente favoreciendo la fotoablación de este material. El láser **Er:YAG** tiene una gran interacción con el **agua** y sus picos de absorción son de **3µm y 10µm**, mientras que el **Er,Cr:YSGG** tiene una fuerte interacción con los grupos **hidroxilo** presentes en el **cemento resinoso**. Teniendo en cuenta la diferencia de longitud de onda entre Er:YAG (2940 nm) y Er,Cr:YSGG (2780 nm), parece que las superficies irradiadas con un láser Er,Cr:YSGG se ven más afectadas térmicamente que las irradiadas con un láser Er:YAG. La profundidad de penetración óptica de los láseres de erbio es de unos pocos micrómetros: 7µm en esmalte y 5µm en dentina, pero la penetración térmica es mayor que la penetración óptica. Esta propagación de calor a los tejidos adyacentes provoca cambios químicos en el esmalte,

siendo necesario un **rociado con agua** en todos los láseres de erbio para actuar como un disipador de calor y evitar daños térmicos en el tejido subyacente (Zanini et al., 2022).

La topografía del esmalte sigue siendo una gran preocupación después del descementado de brackets. Sin embargo, no está del todo definida la situación de la misma, ni aclarada en la literatura. Se puede concluir que el **ajuste y manipulación inadecuados** de los parámetros de descementado de los sistemas láser Erbio podrían **estar relacionados** con la **alteración estructural del esmalte** debajo del bracket y áreas circundantes. A medida que se observan alteraciones en la topografía del esmalte, más estudios se hacen necesarios para evaluar los cambios microestructurales del mismo, así como las propiedades mecánicas como la dureza y la resistencia a la fractura. En comparación con el descementado manual convencional, el uso del **Er,Cr:YSGG ayudó a proteger la topografía del esmalte** cuando se utilizó para el descementado de brackets cerámicos (Naseri et al., 2020).



Fig. 1 Muestra irradiada con Er,Cr:YSGG

(Naseri et al., 2020).

La irradiación del esmalte con Er:YAG (80mJ) no mostró una reducción significativa de las microfisuras del esmalte en comparación con el ácido fosfórico al

37%. En cambio sí se vio una reducción significativa de las microfisuras con el Er:YAG (60mJ). El grabado con **Er,Cr:YSGG** no mostró una reducción significativa de las microfisuras en comparación con el grabado con ácido fosfórico (Hoteit et al., 2020).

Otros autores demostraron que el descementado con **láser Er:YAG** presenta un riesgo reducido de **daños en el esmalte (fracturas o grietas)**, pero resulta en una **mayor aspereza de la superficie** y requiere mucho tiempo para los procedimientos de eliminación del adhesivo en comparación con los métodos de descementado convencionales (Ajwa et al., 2021).

Está bien documentado que fuentes láser como **CO2, Er-YAG, Nd:YAG, láser de diodo, láseres de fibra de iterbio y Tm:YAP reducen significativamente la fuerza de desunión** que puede conducir a menos lesiones en el esmalte. El descementado de brackets cerámicos con **láser de diodo** (longitud de onda de 980 nm y salida de 2,5 vatios), si bien **facilitó el proceso de descementado**, se acompañó de algunos surcos en el esmalte y un aumento de la temperatura pulpar. La aplicación del modo pulsado y el de onda continua no fueron diferentes en la producción de grietas en el esmalte (Yassaei Soghra et al., 2018).

3- 9 VENTAJAS DE LOS LASERES DE ERBIO

Los láseres de la familia Erblio ofrecen varias ventajas en el descementado de brackets de ortodoncia debido a su versatilidad, como ser el cambio de ajustes, concentración de agua/aire, potencia, energía, frecuencia, tiempo y método de irradiación lo cual ayudaría a proteger la superficie del esmalte y evitaría el aumento de temperatura en la cámara intrapulpar (Mesaroş et al., 2022), (Hoteit et al., 2020).

Profesionales y pacientes relatan que al utilizar láseres de erblio para el manejo de tejidos duros, perciben una **reducción en los ruidos molestos** y una

disminución de la **sensibilidad intra y postoperatoria**, así como cierta selectividad en la remoción de tejidos, ya que para cada tejido tienen una función específica (Zanini et al., 2022).

Con la tecnología **Er:YAG** se han mostrado mejores resultados en la preservación de la **integridad del esmalte** y el **control** de la variación **de la temperatura intrapulpar** dentro de un rango seguro para preservar la vitalidad de la pulpa. Se ha demostrado que los láseres Er:YAG con niveles de energía de **4 W** combinados con un **rociador de enfriamiento de agua (refrigeración)** mediante un modo de **escaneo** son seguros para el descementado de brackets en **alúmina policristalina**, aunque tal vez no sean del todo eficientes en cuanto al tiempo, ya que requieren **6s** por diente (Mesaroş et al., 2022),(Lepcha Tshering Pintso et al., 2022),(Karthikeyan Subramani & Prashanti Bollu, 2020), (Downarowicz et al., 2020), (Nalbantgil et al., 2018).

“**Grzech-Lesniak et al**” estudiaron la irradiación con láser Er:YAG en varios grupos. Los brackets fueron irradiados con láser Er:YAG con una longitud de onda de 2940 nm a una potencia de **3,4 W**, energía 170 mJ, frecuencia 20 Hz, duración del pulso 300 μ s, diámetro de punta 0,8 mm, refrigeración por aire/líquido 3 mL/s, y tiempo de irradiación 6 seg. El **aumento de temperatura** después de la irradiación fue **menor** en los **brackets metálicos** que en los **cerámicos**. El aumento de temperatura más bajo se encontró después de la irradiación mediante el método de **escaneo** para brackets cerámicos. Además, el análisis **SEM (microscopía electrónica de escaneo)** no reveló daños en el esmalte después del descementado con láser, al contrario de los resultados obtenidos con métodos mecánicos, lo que sugiere que la irradiación con **láser ayuda a proteger la superficie del esmalte** (Grzech-Leśniak et al., 2018).

“**2018 Nalbantgil et al**”, estudiaron el láser **Er:YAG** con diferentes niveles de energía de **2, 4 ó 6 vatios**. Se examinaron las fuerzas de desprendimiento, los aumentos de la temperatura intrapulpar y el ARI de los grupos,

encontrándose una diferencia estadísticamente significativa entre los grupos. Se registraron aumentos medios de temperatura de 0,67 °C a 0,12 °C, de 1,25 °C a 0,16 °C y de 2,36 °C a 0,23 °C para los grupos de láser de 2, 4 y 6 vatios. La resistencia media de la unión al cizallamiento fue de **21,35 a 3,43** megapascales (**MPa**) para el grupo de **control**, mientras que fue de 8,79 a 2,47, de 3,28 a 0,73 y de 2,46 a 0,54 MPa para los grupos de láser de 2, 4 y 6 vatios, respectivamente. Se llegó a la **conclusión** de que **cuatro vatios** es el nivel de energía más eficiente y seguro que se puede utilizar con el **láser Er:YAG** con refrigeración con agua pulverizada mediante el método de escaneo durante **6 segundos** en el descementado de brackets de alúmina policristalina **sin ningún efecto de carbonización** ni cambios de temperatura perjudiciales en los sitios de descementado (Nalbantgil et al., 2018).

El uso del Láser de CO2 para el descementado de brackets cerámicos demostró que este tipo de tecnología reduce significativamente la fuerza de unión, al tiempo que evita un aumento peligroso de la temperatura en la cámara pulpar, protegiendo en consonancia la vitalidad del diente y previniendo el daño del esmalte (Mesaroş et al., 2022).

Diferentes autores han informado que la degradación de la resina adhesiva ocurre cuando el rayo láser atraviesa el bracket. Por lo tanto, **el láser de CO2** es una opción adecuada para el descementado de brackets cerámicos porque su longitud de onda es fácilmente absorbida por los brackets cerámicos. No obstante, se ha sugerido que en lugar de la absorción directa de energía láser por el bracket y su efecto indirecto sobre la resina adhesiva, el láser puede aplicarse directamente sobre la resina y aumentar los efectos de ablación térmica y fotoablación. Por consiguiente ciertos autores sugieren el láser **Nd:YAG** debido a su menor absorción por la cerámica en comparación con el láser de CO2 (Naseri et al., 2020).

Los láseres Nd:YAG, de diodo y de fibra también favorecen la extracción de los brackets de ortodoncia y se utilizan como opción para reducir el daño de la superficie del esmalte y disminuir la fuerza de unión (Mesaroş et al., 2022).

En relación al **efecto térmico**, el láser **Er:YAG** **mostró mejores resultados** sobre el granate de itrio aluminio dopado con neodimio (**Nd:YAG**) y láseres de dióxido de carbono (**CO2**). Estos láseres presentan mayor efecto térmico (A. Khalil et al., 2022),(Khader et al., 2022), (Naseri et al., 2020), (Karthikeyan Subramani & Prashanti sBollu, 2020),(Mirhashemi et al., 2019), (Nalbantgil et al., 2018), (Yilanci et al., 2017) y su uso clínico está asociado con el riesgo de la caída del bracket caliente en la boca del paciente. Su uso es similar al proceso de descementado convencional y no requiere de un equipo adicional ya que su efecto térmico es menor (Mirhashemi et al., 2019).

Su longitud de onda coincide con la máxima **absorción por el agua**. Por lo tanto, este láser puede ser altamente absorbido por el adhesivo residual que contiene agua o monómero residual, provocando su ablandamiento y degradación, logrando una disminución de su resistencia con lo cual el bracket se descementa sin traumatizar la superficie del esmalte (Mirhashemi et al., 2019), al aplicarse menor fuerza durante el proceso de remoción (A. S. Khalil et al., 2022), (Mesaroş et al., 2022).

3- 10 ELIMINACIÓN DEL MEDIO CEMENTANTE CON TECNOLOGIA LASER

La energía láser puede **eliminar la resina adhesiva de la superficie del diente** a través de tres procesos: **ablandamiento térmico, ablación térmica y fotoablación**. El proceso de **ablandamiento térmico** ocurre cuando el agente adhesivo se calienta lentamente hasta que se ablanda y el bracket se desliza sobre la superficie del diente

(Shetty et al., 2021); la **ablación térmica** es el proceso mediante el cual la **temperatura aumenta rápidamente** en un rango de **vaporización** de la resina adhesiva (Shetty et al., 2021); antes de que se produzca el ablandamiento térmico, hay una interacción de la energía transmitida con el grupo hidroxilo y las moléculas de agua presentes en el composite y el bracket se desprende de la superficie del diente. En la **fotoablación**, el nivel de energía de los enlaces entre los átomos de la resina de unión aumenta rápidamente por encima de sus niveles de energía de disociación, lo que da como resultado la descomposición del material, provocando que se despegue el adhesivo (Mesaroş et al., 2022), (Khader et al., 2022), (Leão Filho, 2021), (Joseph et al., 2021), (Naseri et al., 2020), (Yilanci et al., 2017), (Santiesteban & Gutierrez-Rojo Jaime Fabian, 2016)

El mecanismo de **ablandamiento térmico** (Tzanakakis et al., 2021), es causado por bajas densidades de potencia, lo cual hace que el proceso sea lento y puede resultar en un aumento significativo de la temperatura en el bracket y en la pieza dentaria. Por el contrario, la **ablación y fotoablación** se produce a altas densidades de potencia (Shetty et al., 2021) y en forma rápida, dando lugar a poca difusión de calor y, en consecuencia, se producen pocos cambios de temperatura en el bracket y en el esmalte (Leão Filho, 2021), (Naseri et al., 2020), (Yilanci et al., 2017).

En la **ablación térmica**, el sustrato se elimina de la superficie del esmalte antes de que se produzca el ablandamiento térmico (Mesaroş et al., 2022); de hecho, después de la irradiación con láser, la falla de la unión ocurrirá principalmente en la interfaz entre el soporte y la resina o dentro de la resina, a diferencia del descementado convencional, donde la falla es más probable en la interfaz resina-esmalte. La falla de la unión, después de irradiar la superficie del bracket con láser, podría explicarse por la **ablación termomecánica** que ocurre en la parte superficial de la capa adhesiva. Con la utilización del láser **Er:YAG** con

refrigeración con agua, utilizando la modalidad de un sólo pulso de láser se provoca la **ablación termomecánica** en la parte superficial de la capa adhesiva (Kevser Kurt Demirsoy et al., 2020), es por ésto, que los láseres Er:YAG y Er,Cr:YSGG son los elegidos debido a que son altamente absorbidos por el agua remanente presente en la capa de resina adhesiva (Hoteit et al., 2020).

Las imágenes del **microscopio electrónico de barrido** (SEM) de un estudio piloto confirmaron que **sólo 100-120 µm de adhesivo** se eliminan por **ablación** debajo de los brackets, lo cual corresponde aproximadamente a un cuarto del espesor total de la capa de adhesivo, preservándose así la superficie del esmalte. Así, los autores concluyeron que la **energía del láser se absorbe** en los primeros **100 µm** del adhesivo (Yilanci et al., 2017) lo cual conduce a la desunión del bracket debido a la ablación termomecánica que provoca un “**soplado**” o “**barrido**” del bracket de cerámica. El **agua y el monómero** absorben la energía expandiéndose y causando presión debajo de la superficie. Es debido a dicha **expansión** del vapor de agua dentro de un entorno cerrado de la interfase bracket-adhesivo, que se generan **microexplosiones** que provocan la descomposición de la **matriz de resina**, la cual empuja al bracket hacia afuera con un **sonido de estallido** (A. S. Khalil et al., 2022), (Karthikeyan Subramani & Prashanti Bollu, 2020).

La resina adhesiva **se ablanda** cuando su temperatura **supera los 150°C~200°C**. El **ablandamiento térmico** de la resina adhesiva permite la remoción del bracket cerámico con menor fuerza, y previniendo daños en el esmalte. Sin embargo, el uso de la irradiación láser en forma **excesiva** para lograr el ablandamiento térmico provoca un aumento de la temperatura en la cámara pulpar, habiéndose informado que el aumento de más de **5°C** produciría una **pulpitis o necrosis pulpar** (Son et al., 2021).

Con el láser de **DIODO** los resultados indican que cuanto mayor sea el nivel de energía de irradiación del láser, **mayor será el aumento de la temperatura** a lo largo del tiempo. A 5 W (tiempo de irradiación, en 30 segundos), la temperatura de la resina no alcanza los 200°C; sin embargo, a 7 W (tiempo de irradiación, 28 segundos) y 10 W (tiempo de irradiación, 15 segundos), la temperatura de la resina adhesiva alcanza los 200°C. La irradiación con láser de diodo no debe durar más de 14 segundos a 5 W, 8 segundos a 7 W y 6 segundos a 10W para evitar daños en la pulpa (Son et al., 2021).

Además, aunque la irradiación con **láser de diodo** puede alcanzar la temperatura de **ablandamiento de la resina de 200°C**, se debe considerar cuidadosamente el uso de láseres en el descementado de brackets porque la temperatura de la cavidad pulpar **aumenta en más de 5°C** dentro del tiempo de irradiación que se necesita para alcanzar el ablandamiento térmico. Es por ello, que el uso del **láser de diodo** para el descementado de brackets **debe considerarse cuidadosamente**, ya que el aumento de la temperatura de la cavidad pulpar a **más de 5 °C** durante el tiempo de irradiación para alcanzar el ablandamiento térmico de la resina es factible de causar lesiones pulpares (Son et al., 2021).

Otros estudios han demostrado que el uso de láseres de diodo con una potencia de **1W** o **3W** durante 3s puede despegar los brackets cerámicos de manera efectiva sin el efecto perjudicial sobre el esmalte o pulpa (Mesaroş et al., 2022), (Naseri et al., 2020).

Los efectos de los láseres de alta potencia y longitudes de onda largas como el CO₂, Nd:YAG y Er:YAG, han sido consistentemente aceptados; sin embargo, el efecto del láser de diodo sobre los brackets de cerámica policristalina no ha sido ampliamente establecido. Por lo tanto, es necesario seguir estudiando el uso de los láseres de diodo para la desunión (Son et al., 2021).

3- 11 ARI Y SBS

Para evaluar **cuantitativamente los daños** ocasionados en el esmalte al descementar brackets con láseres de alta potencia, se utiliza el índice de remanente adhesivo (Adhesive Remnant Index **ARI**), y las pruebas de resistencia al cizallamiento (Shear Bond Strength **SBS**). Mientras que el **ARI** mide, a través de **puntajes**, la cantidad adhesivo remanente en el diente, el **SBS cuantifica (en MPa)** la resistencia al cizallamiento del adhesivo después de la irradiación (Zanini et al., 2022), (Leão Filho, 2021).

La puntuación **ARI** indica la **ubicación** del remanente adhesivo descementado y es importante para evaluar el **riesgo potencial de daño al esmalte, causado por el desprendimiento** del adhesivo. La desunión en la interfaz cerámica-adhesivo favorece la protección del esmalte. Sin embargo, requiere de maniobras meticulosas para eliminar el adhesivo residual sobre el esmalte. Los resultados actuales revelan que el descementado **asistido por láser** de brackets cerámicos puede disminuir significativamente la frecuencia de descementado en la interfaz **esmalte-adhesivo** y, **en consecuencia, proteger al esmalte reduciendo posibles daños** (Naseri et al., 2020).

ARI representa la proporción de adhesivo residual que queda en la superficie dentaria luego del descementado del bracket a través de puntajes que van de **0 a 3**, donde:

Puntuación 0: no queda adhesivo residual en la superficie del diente

Puntuación 1: queda menos de la mitad del adhesivo en la superficie del diente

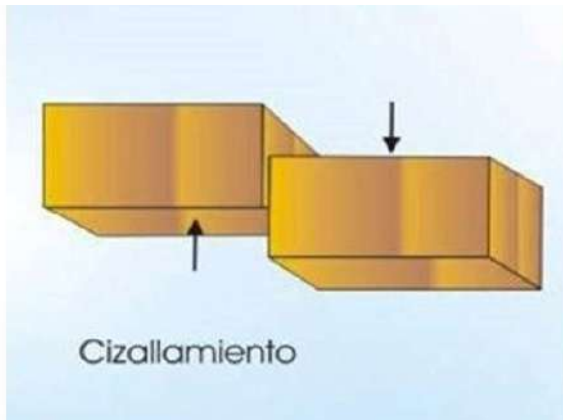
Puntuación 2: queda más de la mitad del adhesivo en la superficie del diente

Puntuación 3: queda todo el adhesivo en la superficie del diente (Khalil et al., 2022), (Khader et al., 2022), (Muñoz & Chatazar, 2022), (Leão Filho, 2021), (Prado Jhossimar, 2019), (Yassaei Soghra et al., 2018).

La fuerza de adhesión entre el bracket y la superficie del esmalte depende de **tres factores**: el mecanismo de retención de la base del bracket, el material adhesivo y la preparación de la superficie del diente. Comúnmente se utilizan sistemas adhesivos que emplean acondicionador de esmalte, solución primer, y resina para adherir los brackets de ortodoncia a la superficie del esmalte. En general, estos sistemas adhesivos contienen 35-37% de ácido ortofosfórico, lo que acondiciona la superficie del esmalte. Para la adhesión de brackets, los láseres de alta intensidad Er:YAG y Er,Cr:YSGG se han utilizado para el grabado del esmalte previo al cementado. A pesar de que los resultados obtenidos hasta ahora no superan los valores de adhesión que se alcanzan con el ácido ortofosfórico, puede considerarse como una técnica válida ya que superan el 70% de retención, que es el valor mínimo requerido (Águila Aguilar Mabel, 2020).

La falla en la interfaz entre dos estructuras, puede ser **falla cohesiva** cuando sucede dentro de la masa del agente de adhesión, o **adhesiva** cuando tiene lugar entre el bracket y el adhesivo o entre el esmalte y el adhesivo (Muñoz & Chatazar, 2022)

Una puntuación **alta de ARI** muestra que hubo una falla en la interfaz entre el bracket y el adhesivo, lo que deja una gran cantidad de adhesivo remanente sobre la superficie del esmalte resultando en una **baja probabilidad de compromiso** del mismo. Por otro lado, un puntaje **ARI bajo**, revela que la falla ocurrió más cerca de la interfaz esmalte-adhesivo, lo que resulta en mayores posibilidades de causar **grietas** en el tejido dental (Leão Filho, 2021).



<https://www.lifeder.com/wp-content/uploads/2019/08/fuerza-de-cizallamiento-2.jpg>

Con la utilización del láser **Er:YAG** en modalidad de escaneo se comprueba **menor resistencia al cizallamiento** en comparación con los métodos convencionales, obteniéndose puntajes de índice de restos de adhesivo (**ARI**) entre **2 y 3** (Kevser Kurt Demirsoy et al., 2020).

El uso de brackets cerámicos ha aumentado el riesgo de daño en el esmalte debido a su **alta resistencia al cizallamiento (SBS)** durante el procedimiento de descementado. El grabado con ácido fosfórico al 37% tiene la desventaja de producir la desmineralización de la capa superficial del esmalte pudiendo derivar en un alto nivel de resistencia de la unión del bracket cerámico que podría alcanzar los **27 MPa**. Conscientes de dicho problema, los fabricantes han introducido modificaciones **reduciendo el tamaño y diseño de la base del bracket e implementando diferentes** técnicas para el descementado. Pero aún así, no se ha logrado reducir la incidencia de las **microfisuras (EMC - Enamel Microcracks)** y la media de la resistencia al cizallamiento (**SBS**) sigue siendo **relativamente alta** (Hoteit et al., 2019).

Cuando se retira un bracket cementado puede producirse un fallo en alguna de estas **tres superficies de unión**: entre el adhesivo y el bracket, en el interior del propio material adhesivo, o entre el adhesivo y la superficie del esmalte. Si se ha conseguido una adhesión muy fuerte con el esmalte como sucede con los brackets cerámicos, el fallo en la superficie del esmalte al desprender el bracket es un efecto indeseable, ya que el material adhesivo puede romper la superficie del esmalte al separarlo. **La zona más oportuna de separación es entre el material adhesivo y el propio bracket** (Proffit, William et al., 2014); el riesgo de agrietamiento del prisma del esmalte es mayor cuando el área de unión está más cerca de la interfaz esmalte-adhesivo (Grzech-Leśniak et al., 2018).

Dado que los brackets cerámicos permiten una completa fotopolimerización del adhesivo y algunos de ellos agregan la adhesión química, además de la retención mecánica, la alta fuerza de unión lograda determina un mayor riesgo de daño del esmalte durante su remoción. Se compararon los valores de fuerza de unión con y **sin primer de silano**, siendo de **21.9 MPa** para cerámicas sin primer y de **26.45 MPa** con primer. Con los brackets cerámicos se determinó un significativo aumento en las fracturas del esmalte en comparación con los brackets **metálicos y de policarbonato** (Zanini et al., 2022), (Kilponen et al., 2019), (Mirhashemi et al., 2019).

Reynolds y von Fraunhofer señalaron que un **SBS mínimo** clínicamente aceptable debería estar entre **6 y 8 MPa**. **Ortendahl y Thilander** consideraron **4 MPa** adecuados para la aplicación clínica de brackets. **Diedrich** propuso que un **SBS de 5 a 10 MPa** sería apropiados para la fijación de brackets. **Endo et al.** sugieren valores de **SBS entre 2,8 y 10 MPa** como clínicamente apropiados para no causar daño o pérdida del esmalte. **Rodríguez-Chávez** et al. mostró que **6,8 MPa** fue el **promedio de SBS**. Igualmente se puede encontrar en este valor **daño y pérdida** de esmalte. Una de las importantes ventajas de los

láseres de Erbium es la **capacidad de ajustar su configuración** al realizar el grabado para lograr un **SBS adecuado** para el soporte cerámico. No obstante, algunos autores postularon que los láseres de la familia Erbium, empleados para el acondicionamiento del esmalte causan una **microfisura fina**, lo que puede afectar el proceso de adhesión (Hoteit et al., 2019).

La **fuerza tensil** que se debe aplicar sobre el esmalte para no dañarlo en forma permanente al remover los brackets debe estar por debajo de los **14.5 MPa** (Kilponen et al., 2019), (Mirhashemi et al., 2019), (Hoteit et al., 2019).

La fuerza de descementado de los brackets monocristalinos se redujo significativamente con la tecnología láser, pero no la de los brackets policristalinos. **Esta diferencia se explica por la estructura cristalina uniforme y la transmisibilidad de los brackets monocristalinos, lo que limita la pérdida de energía.** Debido a la diversidad de brackets cerámicos disponibles en el mercado y las diferencias en el grosor de la base del bracket, estas variables deben ser tenidas en cuenta (Yilanci et al., 2017); las densidades de energía, así como las potencias de pulso que se requieren de los láseres para obtener el desprendimiento ablativo debe ser mayor en los brackets policristalinos (Mesaroş et al., 2022).

El diseño de la base del bracket es un factor clave en la creación de retención mecánica y afecta en gran medida las propiedades de unión de los brackets. Es así que al aplicar el método convencional de descementado cada diseño de base requiere una fuerza de descementado diferente (Kilponen et al., 2019).

Al comparar los métodos de descementado, se investigó que el láser Er:YAG facilitó la remoción de los brackets cerámicos mediante la reducción del **SBS (9.39 Mpa)** y el aumento de **ARI**, previniendo el riesgo de daño al esmalte. El descementado asistido por **ultrasonido** y **láser de diodo** de los brackets cerámicos redujo significativamente el **SBS**. Sin embargo, el **ARI** no reveló diferencias significativas en ninguno de los 2 grupos. El

descementado asistido por **químicos** de brackets cerámicos mediante aceite de menta, tuvo poco efecto sobre el **SBS** y el **ARI**. Por lo tanto, este método no puede recomendarse sin un estudio más exhaustivo. En un estudio se evaluó la **microestructura del esmalte** mediante microscopía electrónica de barrido (**SEM- Scanning Electron Microscope**), y se determinó una **gran pérdida de masa** en forma de alteraciones de panel, grietas aparentes y erosiones en grupo I y II (técnica **convencional y agentes químicos**); **surcos e irregularidades** en varios grados en el grupo III y IV (**ultrasonido y láser de diodo**); **microestructura intacta del esmalte** con pocas alteraciones en el grupo V (**láser Er:YAG**) (Khalil et al., 2022).

La evaluación de la **cantidad de Calcio** en la estructura del prisma del esmalte después del descementado, **es un indicador de los daños en el esmalte**. En este estudio se encontró **mayor cantidad de Calcio** en el descementado con **tecnología láser** en comparación con el método convencional (Grzech-Leśniak et al., 2018).

Los resultados in vitro confirmaron que el uso de raspadores **ultrasónicos** para el descementado de brackets cerámicos mostró una incidencia significativamente mayor de daños en la superficie del esmalte en comparación con el descementado mediante alicates o láser **Er:YAG**. Las puntuaciones de **ARI** en la superficie del diente utilizando alicates de descementado y láser fueron significativamente mayores que las de la técnica de descementado **ultrasónico**. Por lo tanto los hallazgos de este estudio sugieren que el **descementado con alicates o láser** es comparativamente **mejor que** con raspadores **ultrasónicos** ya que se muestran daños mínimos en el esmalte (Khader et al., 2022).

Los **valores de fuerza de adhesión** fueron **más altos** para los brackets **cerámicos**, seguidos por los brackets de **policarbonato**, y por último los brackets **metálicos**. La fuerza adhesiva **sin imprimación fue 21,9 MPa (±3,55)** para **cerámica**, **10,47 MPa (±2,11)** para **policarbonato** y **8,14 MPa (±1,49)** para **metal** (Kilponen et al., 2019).

En otro estudio, el 65 % de los dientes presentaban una puntuación **ARI** de 2 ó 3, lo que indicaba una falla cohesiva deseable. Mundethu informó que todas sus muestras (20 terceros molares humanos) mostraban una puntuación **ARI** de 3 después de la irradiación de un sólo pulso con láser Er-YAG. Ahrari notó que la frecuencia de puntuación 0 de ARI en los grupos sin láser fueron del 43,7 %, mientras que el descementado con láser disminuyó el porcentaje de puntuación ARI de 0 al 5% (Yassaei Soghra et al., 2018).

3- 12 IRRADIACIÓN LÁSER Y TEMPERATURA INTRAPULPAR

El uso de **láseres de alta potencia requiere parámetros bien definidos** y un protocolo de tratamiento adecuado para **evitar daños térmicos y garantizar un desprendimiento predecible** (Grzech-Leśniak et al., 2018).

La protección de la pulpa es muy importante durante el descementado. Los parámetros indicados debido a la **eficiencia y seguridad** del descementado con láser, evitan la posible irritación térmica de la pulpa. Un aumento de temperatura intrapulpar de **1,8 °C** no causa daño, pero un aumento de temperatura de **5,5 °C** podría causar **necrosis pulpar** en el 15 % de los dientes (Ajwa et al., 2021),(Salgado, s. f.2021), (Downarowicz et al., 2020), (Naseri et al., 2020), (Grzech-Leśniak et al., 2018), (Ghazanfari et al., 2016).

Los determinantes del aumento de la temperatura pulpar son: diferentes tipos de láser y sus configuraciones, métodos de aplicación del láser, refrigeración por agua, grado de calentamiento y tipo de bracket (Ajwa et al., 2021); la **temperatura**

aumenta proporcionalmente en **función del tiempo de irradiación del láser** (Ghazanfari et al., 2016).

Diferentes **resinas** han mostrado reacciones mixtas o variadas frente a cierta clase o tipo de láser (Ajwa et al., 2021); para prevenir la irritación pulpar térmica en el descementado con láser, es importante conocer el método y la duración del pulso que deben ajustarse correctamente según el tipo de resina adhesiva (Ngan et al., 2020), (Ghazanfari et al., 2016).

Otras consideraciones a tener en cuenta en el momento del descementado es el **retiro inmediato del bracket** después de que la resina adhesiva se ablanda para evitar daños en el tejido pulpar (Ghazanfari et al., 2016).

El uso de adhesivos diseñados para absorber la luz en longitudes de onda específicas puede facilitar la alteración de la resina a niveles de potencia láser más bajos y disminuir el calentamiento térmico del bracket (Mesaroş et al., 2022).

Otra consideración a tener en cuenta en el aumento de la temperatura intrapulpar es el tipo de bracket a retirar, siendo los brackets **policristalinos más fríos** que los **monocristalinos** (Ngan et al., 2020).

En general, todos los estudios incluidos que evaluaron la **temperatura pulpar** con el uso de **láser** indicaron que los cambios de temperatura **están dentro del límite del umbral** si la configuración del láser se **regula correctamente**; Amasyali et al. y Yassaei et al. en sus respectivos estudios han demostrado una temperatura pulpar **más baja con el uso del láser Er:YAG situándose** por debajo del valor umbral (Ajwa et al., 2021).

Los **métodos de irradiación láser** de brackets cerámicos también influyen en la variación de la temperatura de la pulpa. Se han descrito tres técnicas diferentes: **pulso único** de alta energía, **métodos de escaneo circular** y **métodos de escaneo en forma de S** (Hoteit et al., 2020), (Grzech-Leśniak et al., 2018); escanear el rayo láser durante 6s a través de la superficie del bracket **evita un aumento de temperatura siendo una forma segura y eficaz de retirar los brackets sin causar daño pulpar** (Dra. Vineet Nair et al., 2022); un **sistema de refrigeración por agua** ayuda a los láseres de Erblio a moderar el aumento de la temperatura pulpar (Hoteit et al., 2020).

Se estudiaron 2 láseres de Erblio: el primero era un láser de erbio-cromo (**Er,Cr:YSGG**), con una longitud de onda de 2.780 nm a una potencia de 2,78-2,85 W, energía de 185-190 mJ, fluencia de 10 ns, frecuencia de 25 Hz, duración de pulso de 300 µs, diámetro de punta de 0,6 mm, enfriamiento aire/líquido de 3,5 mL/s y tiempo de irradiación de 5-25 s y el segundo láser era un láser (**Er:YAG**) con una longitud de onda de 2940 nm a una potencia de 4W, energía de 200 mJ, fluencia de 10 ns, frecuencia de 20 Hz, duración del pulso de 300 µs, diámetro de la punta de 0,8 mm, refrigeración por aire/líquido de 3,5 ml/s y tiempo de irradiación de 5 a 15 s. Cuando se utilizó el láser (**Er,Cr:YSGG**), la diferencia media entre la temperatura interna y externa de los dientes examinados (**1,4°C**) fue mayor que cuando se utilizó el láser **Er:YAG (0,6°C)**. El estudio encontró que la temperatura en el interior del diente no aumentó, e incluso disminuyó durante el tratamiento con láser Er:YAG usando refrigeración por agua, siempre que se use la proporción adecuada de agua y aire. Por lo tanto, se confirma que el **uso de láseres de la familia Er:YAG** para el descementado de brackets en un estudio in vitro es **seguro y eficiente**. Igualmente, se justifican más estudios in vivo para evaluar el impacto de los láseres en el aumento de la temperatura a nivel dentario (Downarowicz et al., 2020).

Para reducir la transmisión de calor a la pulpa, se intenta disminuir el efecto de la energía escaneando la superficie del bracket en lugar de aplicarla en un sólo punto. Los láseres infrarrojos como **Er:YAG, Nd:YAG y dióxido de carbono** tienen principalmente un efecto térmico en los tejidos que contienen agua (Khader et al., 2022).

La protección pulpar es de suma importancia durante el descementado. La **irradiación láser** se aplica desde una **distancia de 1–2 mm**, con un ligero movimiento circular para los brackets cerámicos y desde los lados para los brackets metálicos (método de **escaneo**) (Ajwa et al., 2021), (Grzech-Leśniak et al., 2018).

Debido a que **Er,Cr:YSGG** tiene un **coeficiente de absorción más bajo que el Er:YAG**, su profundidad de penetración es **tres veces** mayor que este último. Por lo tanto el aumento de temperatura es mayor en comparación con el **Er:YAG y posee una mayor eficiencia de corte de tejidos blandos. A pesar de ello dicho aumento de temperatura se encuentra por debajo del umbral** crítico de daño pulpar (Romanos, Georgios E, 2021), (Naseri et al., 2020).

3-13 MICROFISURAS

Los **EMC (Enamel Microcracks)**, a menudo visibles a simple vista tanto por los pacientes como por el Odontólogo, pueden poner en peligro la integridad del esmalte, causar manchas y acumulación de placa en la superficie fracturada rugosa, comprometiendo la apariencia de la pieza dentaria. Se ha relacionado el efecto de las microfisuras sobre la **sensibilidad** de los dientes durante el descementado de los brackets. Se describen diferentes técnicas para diagnosticar microfisuras como ser: transiluminación, tinción, ultrasonido, tomografía de coherencia óptica, microscopía electrónica de barrido y perfilometría óptica confocal. Estas dos últimas técnicas, además de visualizar las microfisuras, sirven para medir la pérdida volumétrica del esmalte (Dumbryte et al., 2018).

Hay pruebas poco sólidas que indiquen que la longitud y el ancho de las microfisuras aumenten después de la eliminación de los brackets y las pruebas científicas relativas a la evaluación cuantitativa del parámetro numérico antes y después del descementado son insuficientes. Sin embargo, existe una fuerte evidencia de que después de la desvinculación, es probable que aumente el número de microfisuras (Dumbryte et al., 2018).

5- CONCLUSIONES

Si bien varios tipos de sistemas láser han demostrado ser efectivos para el descementado de brackets cerámicos, los estudios con la tecnología **Er: YAG** han mostrado los mejores resultados. Existe una fuerte tendencia a la utilización de láseres de **alta potencia** para dicho procedimiento, como es el Er:YAG, por la obtención de mejores valores en cuanto al remanente de adhesivo post descementado y la disminución de la **fuerza de cizallamiento**, con reducción de las microfisuras y **alivio del dolor**, sin comprometer la **vitalidad pulpar**, en **comparación** con la **técnica convencional** mediante alicates.

6 BIBLIOGRAFÍA

Abdulsamee,Nagy, Elkhadem,Ahmed, & Nagi,Passant. (2021). Laser: From Fundamental Principles to Applied Pediatric Dentistry—Review. *International Journal of Dental Research and Oral Health*, 3(2), 1-11.

Águila Aguilar Mabel. (2020). El láser. Su uso en ortodoncia. *Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatria*. <https://www.ortodoncia.ws/publicaciones/2020/art-19/>

- Ajwa, N., Alfayez, H., Al-Oqab, H., Taha, R., & Alzamil, Y. (2021). The Effect of Erbium-Doped Yttrium Aluminum Garnet Laser in Debonding of Orthodontic Brackets: A Systematic Review of the Literature. *Photobiomodulation, Photomedicine, and Laser Surgery*, 39. <https://doi.org/10.1089/photob.2020.4985>
- Alakuş Sabuncuoğlu, F., Erşahan, Ş., & Ertürk, E. (2016). Debonding of Ceramic Brackets by Er:YAG Laser. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 50(2). <https://doi.org/10.17096/jiufd.39114>
- Arboleda Ariza, N., Wasserman Milhem, I., Reina Velosa, D. K., & Quintero Quinche, I. (2017). Evaluación de la superficie del esmalte luego de la descementación de brackets metálicos. Revisión sistemática / Enamel Surface Assessment after Metallic Bracket Debonding. A Systematic Review. *Universitas Odontológica*, 36(77). <https://doi.org/10.11144/Javeriana.uo36-77.esed>
- Balamurugan Suba Ranjana, Hetal Sachanandani, Pratik Surana, Subhi Aliya, Vishal Shrishail Kudagi, 6, & Shruti Khanna. (2021). Application of Laser in Dentistry: A Brief Review. *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research*.
- Briceño Castellanos, J. F., Gaviria Beitia, D. A., & Carranza Rodríguez, Y. A. (2017). Láser en odontología: Fundamentos físicos y biológicos / Laser in Dentistry: Physical and Biological Foundations. *Universitas Odontológica*, 35(75). <https://doi.org/10.11144/Javeriana.uo35-75.loff>
- Cabrera, R. M. A. (2021). *Radiación láser en ortodoncia*. 156.
- Demirkan, I., Sarp, A. S. K., & Gülsoy, M. (2016). Ceramic bracket debonding with Tm: fiber laser. *Journal of Biomedical Optics*, 21(6), 1-9. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.21.6.065007>
- Downarowicz, P., Noszczyk, P., Mikulewicz, M., & Nowak, R. (2020). Thermal effect of Er:YAG and Er,Cr:YSGG used for debonding ceramic and metal orthodontic brackets: An experimental analysis. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, 29(5), 557-563. <https://doi.org/10.17219/acem/118844>
- Ghazanfari, R., Nokhbatolfoghahaei, H., & Alikhasi, M. (2016). Laser-Aided Ceramic Bracket Debonding:

A Comprehensive Review. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 7(1), 2-11.

<https://doi.org/10.15171/jlms.2016.02>

Gheorghe, I., & Priya, S. (2022). *Lasers and Its Applications in Dentistry: A Brief Review*. 5(5), 12.

Grzech-Leśniak, K., Matys, J., Żmuda-Stawowiak, D., Mroczka, K., Dominiak, M., Brugnera Junior, A.,

Gruber, R., Romanos, G. E., & Sculean, A. (2018). Er:YAG Laser for Metal and Ceramic Bracket Debonding: An *In Vitro* Study on Intrapulpal Temperature, SEM, and EDS Analysis.

Photomedicine and Laser Surgery, 36(11), 595-600. <https://doi.org/10.1089/pho.2017.4412>

Hoteit, M., Nammour, S., & Zeinoun, T. (2020). Evaluation of Enamel Topography after Debonding Orthodontic Ceramic Brackets by Different Er,Cr:YSGG and Er:YAG Lasers Settings. *Dentistry Journal*, 8(1), 6. <https://doi.org/10.3390/dj8010006>

Joseph, V., Pu, B., Lakshmanan, L., & mathews, M. C. (2021). A Review of Laser Applications in Orthodontics. *Cross Current International Journal of Medical and Biosciences*, 3(5), 48-50. <https://doi.org/10.36344/ccijmb.2021.v03i05.001>

Karthikeyan Subramani & Prashanti Bollu. (2020). Debonding of Orthodontic Ceramic brackets: A comprehensive review of the literature – Part 2. *IP Indian Journal of Orthodontics and Dentofacial Research*.

Karthikeyan Subramani¹ & Prashanti Bollu. (2020). Debonding of Orthodontic Ceramic brackets: A comprehensive review of the literature – Part 1. *IP Indian Journal of Orthodontics and Dentofacial Research*.

Kevser Kurt Demirsoy, Kevser, & Gökmen Kurt, G. (2020). Use of Laser Systems in Orthodontics. *Turkish Journal of Orthodontics*, 33(2), 133-140. <https://doi.org/10.5152/TurkJOrthod.2020.18099>

Khader, M., Dileep, S., Gafoor, Aa., Jijin, M., Sunil, M., & Krishnaraj, P. (2022). Optical coherence tomography assessment of the enamel surface after debonding the ceramic brackets using three different techniques. *Journal of Orthodontic Science*, 11(1), 16.

https://doi.org/10.4103/jos.jos_192_21

Khalil, A. S., Tamish, N. M., & Elkalza, A. R. (2022). Assessment of chemical, ultrasonic, diode laser, and Er:YAG laser application on debonding of ceramic brackets. *BMC Oral Health*, 22(1), 79.

<https://doi.org/10.1186/s12903-022-02111-7>

Khalil, A., Tamish, N., & Elkalza, A. (2022). EVALUATION OF DIFFERENT TECHNIQUES FOR DEBONDING OF CERAMIC BRACKETS (AN IN VITRO STUDY). *Egyptian Orthodontic Journal*, 0(0), 0.

<https://doi.org/10.21608/eos.2021.105244.1033>

Kilponen, L., Varrela, J., & Vallittu, P. K. (2019). Priming and bonding metal, ceramic and polycarbonate brackets. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 6(1), 61-72.

<https://doi.org/10.1080/26415275.2019.1684823>

Kumar, D. S. M. (2020). LASERS IN ORTHODONTICS – A REVIEW. *Clinical Medicine*, 7(4), 6.

Kumari, A., Bagati, M., Asrani, K., & Yadav, A. (2021). Application of Laser in Dentistry – A Literature Review. *RGUHS Journal of Dental Sciences*, 13(2), 39-47. https://doi.org/10.26715/rjds.13_2_3

Leão Filho, J. C. (2021). *Alteração da morfologia de superfície do esmalte dental e temperatura intrapulpar no descolamento de dispositivos cerâmicos com lasers de alta potência: Revisão sistemática e meta-análise* [Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo].

<https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/23/23134/tde-28012022-115746/pt-br.php>

Lepcha Tshering Pintso, Nakib Asger Ali, Nair Vineet, Kumar Mukesh, & Garai Diptangshu. (2022).

International Journal of Medical Science and Current Research (IJMSCR). 5(5), 26-32.

Matos, D. S., Küchler, E. C., Borsatto, M. C., Matsumoto, M. A. N., Marques, F. V., & Romano, F. L.

(2021). CO2 laser irradiation for debonding ceramic orthodontic brackets. *Brazilian Dental Journal*, 32(2), 45-52. <https://doi.org/10.1590/0103-6440202104077>

Mesaroş, A., Mesaroş, M., & Buduru, S. (2022). Orthodontic Bracket Removal Using LASER-Technology— A Short Systematic Literature Review of the Past 30 Years. *Materials*, 15(2), 548.

<https://doi.org/10.3390/ma15020548>

Mirhashemi, A. H., Hossaini, S. M. H., Etemadi, A., Kharazifard, M. J., Bahador, A., & Soudi, A. (2019).

Effect of Er:YAG and Er,Cr:YSGG Lasers on Ceramic Bracket Debonding from Composite Blocks.

Frontiers in Dentistry. <https://doi.org/10.18502/fid.v16i2.1359>

Muñoz, P. A. G., & Chatazar, G. L. P. (2022). EFECTO DEL LÁSER DE DIODO SOBRE LA FUERZA MÁXIMA DE

RESISTENCIA Y LA CANTIDAD DE RESINA REMANENTE EN LA DESEMENTACIÓN DE BRACKETS

CERÁMICOS; ESTUDIO IN VITRO. 1-75.

Muralidhar, N. V., Parveen, M., & Niyath, N. A. (2021). *An Insight into the World of LASERS and its*

Applications in Orthodontics. 25(6), 13.

Nalbantgil, D., Tozlu, M., & Oztoprak, M. O. (2018). Comparison of Different Energy Levels of Er:YAG

Laser Regarding Intrapulpal Temperature Change During Safe Ceramic Bracket Removal.

Photomedicine and Laser Surgery, 36(4), 209-213. <https://doi.org/10.1089/pho.2017.4397>

Naseri, N., Ghasemi, N., Baherimoghadam, T., & Azmi, A. (2020). Efficacy of Er,Cr:YSGG laser for

debonding of ceramic brackets and prevention of enamel damage and intrapulpal temperature

change. *Lasers in Dental Science*, 4(3), 157-163. <https://doi.org/10.1007/s41547-020-00101-y>

Ngan, Ay., Bollu, P., Chaudhry, K., Stevens, R., & Subramani, K. (2020). Survey on awareness and

preference of ceramic bracket debonding techniques among orthodontists. *Journal of Clinical*

and Experimental Dentistry, e656-e662. <https://doi.org/10.4317/jced.56976>

Nimplod, P., Tansalarak, R., & Sornsuan, T. (2021). Effect of the different debonding strength of metal

and ceramic brackets on the degree of enamel microcrack healing. *Dental Press Journal of*

Orthodontics, 26(3), e2119177. <https://doi.org/10.1590/2177-6709.26.3.e2119177.oar>

Prado Jhossimar. (2019). *Efectos en el esmalte despues del retiro de brackets y pulido final*. Universidad

Privada de Tacna.

Proffit, William, Field, Henry, & Sarver, David. (2014). Aparatos ortodóncicos actuales. Cap. 10. En

Ortodoncia Contemporánea (QUINTA, pp. 347-389). Elsevier.

Rodríguez, M. H., Castro, A. M., & Chaviano, Y. R. (2020). *LASERTERAPIA: ADELANTO TECNOLÓGICO EN BÚSQUEDA DE LA ODONTOLOGÍA MODERNA*. 21.

Romanos, Georgios E. (2021). Laser Fundamental Principles. En *Advanced Laser Surgery in Dentistry*. (pp. 1-40). John Wiley & Sons.

Romero, S., Romero, G., & Natera, A. (2018). Comparación de métodos para la remoción de resina residual posterior al descementado de aparatología fija de ortodoncia mediante el uso de gomas y discos. *Odous científica*, 19(2), 13.

Ruiz-Esculpi, M., Ricse-Chaupis, E., Villanueva-Vega, J., & Torres-Maita, L. (2014). Láser en ortodoncia. *Revista Estomatológica Herediana*, 23(3), 154-161. <https://doi.org/10.20453/reh.v23i3.27>

Salgado, K. (2021). *SYSTEMATIC REVIEW OF ENAMEL MICROFISSURES AFTER ORTHODONTIC DEBONDING WITH CONVENTIONAL TECHNIQUE AND ER: YAG / ER, CR: YSGG LASER*. 51.

Sant'Anna, E. F., Araújo, M. T. de S., Nojima, L. I., Cunha, A. C. da, Silveira, B. L. da, & Markezan, M. (2017). High-intensity laser application in Orthodontics. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 22(6), 99-109. <https://doi.org/10.1590/2177-6709.22.6.099-109.sar>

Santiesteban, A. F. P. & Gutierrez-Rojo Jaime Fabian. (2016). *Usos del láser y LEDs en Ortodoncia*. 5.

Shehare, N. V., & Tarvade (Daokar), S. M. (2022). Laser: A Newer Tool for Orthodontist. *CODS - Journal of Dentistry*, 13(2), 55-57. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10063-0120>

Shetty, S. K., Wilson, C., Y, M. K., & Madhur, V. K. (2021). Lasers in Orthodontics. *Scholars Journal of Dental Sciences*, 8(7), 224-229. <https://doi.org/10.36347/sjds.2021.v08i07.007>

Son, Y.-T., Son, K., Kim, K.-M., Lee, J.-M., Kim, J.-W., Yu, W., & Lee, K.-B. (2021). Comparison of Temperatures of the Resin Cement in Polycrystalline Ceramic Brackets Irradiated Using a Diode Laser. *Journal of Korean Dental Science*, 14(2), 69-78.

<https://doi.org/10.5856/JKDS.2021.14.2.69>

- Stein, S., Kleye, A., Schauseil, M., Hellak, A., Korbmacher-Steiner, H., & Braun, A. (2017). 445-nm diode laser-assisted debonding of self-ligating ceramic brackets. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, 62(5). <https://doi.org/10.1515/bmt-2016-0027>
- Stephen Tracey & Antonio Gracco. (2013). Láseres en ortodoncia. En *Ortodoncia Principios y técnicas actuales* (Quinta edición, pp. 1051-1073). Elsevier.
- Tzanakakis, E.-G. C., Skoulas, E., Pepelassi, E., Koidis, P., & Tzoutzas, I. G. (2021). The Use of Lasers in Dental Materials: A Review. *Materials*, 14(12), 3370. <https://doi.org/10.3390/ma14123370>
- Yacob, I. M., Mahmood, S. G., Slewa, M. Y., & Nooh, N. M. (2020). Mathematical Study for laser and its Clinical Applications in dentistry: Review and Outlook. *Journal of Physics: Conference Series*, 1660(1), 012101. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1660/1/012101>
- Yassaei Soghra, Hosseinagha Aghili, & Zahra Ebrahimi-Nik. (2018). Different modes of diode laser irradiation: Effects on enamel surface and intrapulpal temperature at debonding: Diode laser for debonding. *LASER THERAPY*, 27(3), 214-218. https://doi.org/10.5978/islsm.27_18-OR-20
- Yilanci, H., Yildirim, Z. B., & Ramoglu, S. I. (2017). Intrapulpal Temperature Increase During Er:YAG Laser-Aided Debonding of Ceramic Brackets. *Photomedicine and Laser Surgery*, 35(4), 217-222. <https://doi.org/10.1089/pho.2016.4198>
- Zachrisson, Bjorn U., Serdar Usumez, & Tamer Buyukyilmaz. (2018). Adhesión en ortodoncia. En Lee W.Gaber, Katherine W.L.Vig, Robert L.Vanarsdall Jr, & Greg J. Huang, *Ortodoncia Principios y Técnicas Actuales* (6ta ed, pp. 812-867). Elsevier.
- Zachrisson, Bjorn U & Buyukyilmaz, Tamer. (2013). Adhesión en ortodoncia. En Lee W.Gaber, Robert L.Vanarsdall, & Katherine W, *Ortodoncia Principios y Técnicas Actuales* (Quinta, pp. 727-784). Elsevier.
- Zanini, N. A., Caramel-Juvino, A., Ana, P. A., & Zezell, D. (2022). Erbium laser in the debonding of ceramics: A literature review. *Brazilian Dental Science*, 25(2), e3154.

<https://doi.org/10.4322/bds.2022.e3154>

Monografía presentada en el IUCEDDU como requisito para la obtención del título en la carrera de la especialidad en Prevención, Ortopedia y Ortodoncia Máxilo Facial.

AGRADECIMIENTOS:

Dr. Roy Cooper profesor de materiales dentales UDELAR/IUCEDDU/UCU^{***}, por la tutoría de este trabajo

* Universidad de la Republica ,Uruguay

** Instituto universitario CEDDU , Uruguay