



FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGÍA  
UNIVERSITAT DE VALÈNCIA

**ESTUDIO DE LA FUERZA DE ADHESIÓN DE BRACKETS  
METÁLICOS Y CERÁMICOS SOBRE SUPERFICIES DE  
ZIRCONA TRATADAS CON LÁSER DE FEMTOSEGUNDOS**

PROGRAMA DE DOCTORADO  
**ODONTOLOGÍA**

DOCTORANDA  
**VERÓNICA GARCÍA SANZ**

DIRECTORES TESIS DOCTORAL  
**VANESSA PAREDES GALLARDO**  
**CARLOS BELLOT ARCÍS**  
**ALBERTO ALBALADEJO MARTÍNEZ**





## **FACULTAD DE MEDICINA Y ODONTOLOGÍA.**

### **UNIDAD DOCENTE DE ORTODONCIA DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA.**

Dña. Vanessa Paredes Gallardo, Profesora Contratado Doctor del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València,

D. Carlos Bellot Arcís, Profesor Ayudante Doctor del Departamento de Estomatología de la Facultad de Medicina y Odontología de la Universitat de València,

D. Alberto Albaladejo Martínez, Profesor Titular del Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina de la Universidad de Salamanca,

CERTIFICAN QUE: Dña. **Verónica García Sanz**, ha realizado bajo nuestra dirección el presente trabajo titulado: **“ESTUDIO DE LA FUERZA DE ADHESIÓN DE BRACKETS METÁLICOS Y CERÁMICOS SOBRE SUPERFICIES DE ZIRCONA TRATADAS CON LÁSER DE FEMTOSEGUNDOS”**, y reúne, en nuestro criterio, los requisitos y méritos suficientes para optar, mediante el mismo, al Grado de Doctor en Odontología por la Universitat de València.

Fdo. Vanessa Paredes    Fdo. Carlos Bellot    Fdo. Alberto Albaladejo





# AGRADECIMIENTOS

“If I have seen further it is by standing on the shoulders of  
giants”

- Isaac Newton -



## **AGRADECIMIENTOS.**

Me gustaría dedicar unas palabras de agradecimiento a todas aquellas personas que han estado a mi lado en lo personal y en lo académico, haciendo posible de manera directa o indirecta la realización de esta tesis doctoral.

Al Dr. Alberto Albaladejo, por haber compartido conmigo su bonita línea de investigación, y por haberme guiado durante la realización de esta tesis con la ilusión, disposición y capacidad de trabajo que le caracterizan.

A mi viejo amigo, el Dr. Carlos Bellot, por valorar siempre mi trabajo, por hacerme sentir grande, por todos los mensajes de ánimo cuando las cosas no salen bien, por transmitirme la cordura que necesitaba en el transcurso de esta tesis y por su amistad sincera.

A la Dra. Vanessa Paredes, directora de tesis y buena amiga. Por acompañarme en todos mis proyectos, por sus buenos consejos sobre la ortodoncia, la investigación y la vida, por su confianza, cariño y bondad hacia mí, y por haberme hecho creer en mí misma.

Al Dr. José Luis Gandía, por darme la oportunidad de mi vida y por no haber dejado nunca de confiar en mí.

A la Dra. Rosa Cibrián, por ser una fuente inagotable de ideas, por sus valiosas lecciones de futuro, y por contagiarme su positivismo cuando más falta me hacía.

A la Dra. Gladys Mínguez y a su equipo, por haberse involucrado en este proyecto de manera desinteresada, por abrirme las puertas de su casa haciéndome sentir como en la mía, y por su sorprendente calidad humana. No me cansaré de trabajar con vosotros, sois una suerte para la ciencia.

A mis compañeros de máster, por haber sido mi familia durante 3 años que nunca olvidaré. Chicos, echo de menos vuestras caras de sueño por las mañanas, las birras de los viernes, las tardes musicales, hasta vuestros abrazos que tan poco me gustaban, en fin, os echo mucho de menos... ladrones de bolis.

A todo el equipo del máster de ortodoncia de la Universitat de València, por haberme enseñado todo sobre la ortodoncia y el trabajo en equipo, por derrochar ilusión por nuestra profesión y por todos los buenos momentos que he pasado y espero seguir pasando junto a ellos.

A 3M Unitek y Dentsply por haberme proporcionado el material necesario para la realización de la parte experimental de esta tesis.

A mis padres, por haberme transmitido los valores de la humildad y del esfuerzo siempre desde el ejemplo y nunca desde la imposición, por enseñarme que no hay que pararse en la meta, que siempre hay que seguir para llegar a la siguiente y sobre todo, por su amor y cariño infinitos. Esta tesis se la dedico a ellos sin duda. Mamá, papá: admire la vostra capacitat de lluita i de treball, sou la major inspiració per a mi. Arribar a ser com vosaltres es el màxim al que aspire en la meua vida. Gràcies. Vos estime.

Y a Julián, por llevarme siempre de la mano en el camino hacia mis sueños, por devolverme los pies al suelo cuando quiero despegar demasiado rápido y por regalarme todos los días dosis de amor sin las que no podría vivir. Nunca dejes de caminar a mi lado, me haces mucha falta. Te quiero.



# ÍNDICE





# ÍNDICE

<b>1- INTRODUCCIÓN</b>	<b>17</b>
<b>2- REVISIÓN DE LA LITERATURA</b>	<b>23</b>
2.1. Cerámica	
2.2. Adhesión sobre cerámica	
2.3. láser en odontología	
2.4. Láser de ti:zafiro (femtosegundos)	
2.5. Adhesión de brackets sobre cerámica	
2.6. Metodología de los estudios de adhesión in-vitro	
<b>3- HIPÓTESIS Y OBJETIVOS</b>	<b>71</b>
<b>4- MATERIAL Y MÉTODOS</b>	<b>77</b>
4.1. Primera parte: revisión sistemática y meta-análisis	
4.2. Segunda parte: determinación de los parámetros ideales del láser de femtosegundos para una adhesión óptima de brackets a zircona. Estudio piloto	
4.3. Tercera parte: fuerza de adhesión de brackets cerámicos y metálicos sobre superficies de zircona tratadas con láser de femtosegundos y otros métodos	

**5- RESULTADOS \_\_\_\_\_ 121**

- 5.1. Primera parte: revisión sistemática y meta-análisis
- 5.2. Segunda parte: determinación de los parámetros ideales del láser de femtosegundos para una adhesión óptima de brackets a zircona. Estudio piloto
- 5.3. Tercera parte: fuerza de adhesión de brackets cerámicos y metálicos sobre superficies de zircona tratadas con láser de femtosegundos y otros métodos

**6- DISCUSIÓN \_\_\_\_\_ 159**

- 6.1. Primera parte: revisión sistemática y meta-análisis
- 6.2. Segunda parte: determinación de los parámetros ideales del láser de femtosegundos para una adhesión óptima de brackets a zircona. Estudio piloto.
- 6.3. Tercera parte: fuerza de adhesión de brackets cerámicos y metálicos sobre superficies de zircona tratadas con láser de femtosegundos y otros métodos.

**7- CONCLUSIONES \_\_\_\_\_ 183**

**8- BIBLIOGRAFÍA \_\_\_\_\_ 189**

**ANEXO 1. APORTACIÓN A CONGRESO \_\_\_\_\_ 229**

**ANEXO 2. ARTÍCULOS PENDIENTES DE  
PUBLICACIÓN \_\_\_\_\_ 235**

# INTRODUCCIÓN

“We hope you will enjoy the show”

- Sgt. Pepper's Lonely Hearts Club Band. The Beatles -



# 1. INTRODUCCIÓN

Las cerámicas son materiales de vanguardia en odontología. Las restauraciones fijas como coronas, puentes y frentes laminados, están fabricadas en parte o en su totalidad por materiales cerámicos, los cuales aportan estética además de cierto grado de resistencia y durabilidad.

En las últimas décadas, este tipo de restauraciones han pasado a ser las más utilizadas debido a los avances tecnológicos en su fabricación así como a la creciente demanda estética por parte de los pacientes.

La adhesión sobre las superficies de los materiales cerámicos supone un reto, y son muchos los métodos y protocolos que se han propuesto. Sin embargo, no se ha llegado a ningún consenso respecto a cuál es la técnica que proporcione una adhesión óptima.

Son diferentes los sustratos a los que se adhieren las cerámicas. Por una parte, las restauraciones fabricadas con estos materiales se adhieren, en la mayoría de los casos, sobre esmalte o dentina. En ciertas ocasiones, cuando existe descascarillado o rotura de parte de la cerámica, materiales de reparación como los

composites necesitan ser adheridos sobre su superficie con el fin de cubrir la parte dañada.

Además, en los pacientes que requieren tratamientos de ortodoncia y son portadores de este tipo de restauraciones, es necesario cementar brackets, tubos y otros aditamentos sobre estas superficies cerámicas. Esta unión de elementos ortodóncicos sobre materiales cerámicos debe, idealmente, durar hasta la finalización del tratamiento de ortodoncia, siendo esta unión reversible y produciendo el menor daño posible en la superficie de la restauración en el momento de descementar dichos aditamentos. Son diferentes los materiales con los que se fabrican los brackets de ortodoncia, siendo los más comunes los metálicos y los cerámicos. Estos tipos de brackets poseen propiedades distintas, por lo que su adhesión sobre la superficie de la cerámica puede requerir protocolos diferentes.

Los métodos más comunes de acondicionamiento de la cerámica previamente a la adhesión sobre material dentario, así como antes de cementar brackets, composites, cementos de resina u otras cerámicas, son: el arenado de la superficie con partículas de óxido de alúmina, arenado con partículas de óxido de silicio y aplicación de silano, el grabado con ácido fluorhídrico, y la microablación de la superficie con distintos tipos de láseres,

siendo los más utilizados el Nd:YAG, CO<sub>2</sub>, Er:YAG, Er,Cr:YSGG y Ti:Zafiro.

El láser de Ti:Zafiro emite pulsos en el rango de los femtosegundos (1fs= 10<sup>-15</sup>s). Este láser es el último que se ha incorporado a estudios de adhesión en odontología. Por su característica de emitir pulsos ultracortos, aporta las ventajas de no aumentar la temperatura del material sobre el que se aplica y no producir daños mecánicos.

El láser de femtosegundos solamente se ha utilizado en investigaciones in-vitro, y todavía no ha sido optimizado para su utilización clínica, debido a sus grandes dimensiones y elevado coste.

Muy pocos estudios han analizado los efectos del acondicionamiento de las cerámicas mediante la irradiación con láser de femtosegundos en la adhesión de cementos, composites o brackets sobre estas superficies. La adhesión de brackets sobre cerámicas tratadas con láser de femtosegundos ha sido, hasta este momento, la menos estudiada, y no existe ningún estudio que haya estudiado el comportamiento de brackets cerámicos al respecto.





# REVISIÓN DE LA LITERATURA

“Stories of all we did”

- Wings. Birdy -



## **2. REVISIÓN DE LA LITERATURA.**

### **2.1. CERÁMICA**

#### **2.1.1. Historia de las cerámicas dentales**

La palabra cerámica deriva del término griego *keramikós*, y se define como (1) el arte de fabricar vasijas y otros objetos de barro, loza o porcelana (2) material no metálico fabricado por sinterización (Real Academia Española 2014), pudiendo ser sólidos cristalinos, semicristalinos o no cristalinos (McMillan 1979).

La porcelana se define como “material de cerámica fino, brillante y generalmente translúcido, que se inventó en China” (Real Academia Española 2014).

A pesar de que los términos cerámica y porcelana no son sinónimos, los emplearemos indistintamente en este trabajo, ya que la literatura respectiva a las cerámicas/porcelanas en odontología no hace distinciones concretas entre ambas palabras.

A principios del siglo XVIII, la porcelana europea evolucionó a partir del uso de feldespato y la aplicación de altas temperaturas

para su sinterización (Kingery y Vandiver 1986). En el año 1774, el boticario Alexis Duchateau junto con el dentista Nicholas Dubois de Chémant, fabricaron en París la primera dentadura completa de porcelana. En el año 1808, Giuseppangelo Fonzi, otro dentista parisino, mejoró la versatilidad de las porcelanas dentales horneando las piezas dentales individualmente, a las cuales añadía un pin de platino, lo cual le permitía fabricar dentaduras parciales, reparar las piezas, así como mejorar la estética (Kelly y Benetti 2011). Más tarde, en el año 1885, Logan resolvió los problemas de retención de las coronas de porcelana a postes, que hasta dicho momento se fabricaban en madera, fusionando la porcelana a postes de platino, siendo éste una evolución de las dentaduras de porcelana con pines de platino de G. Fonzi (Jones 1985).

Las primeras coronas ceramo-metálicas fueron introducidas por Land en el año 1886, que utilizaba una lámina de platino como subestructura recubierta de porcelana feldespática (Sproull 1978).

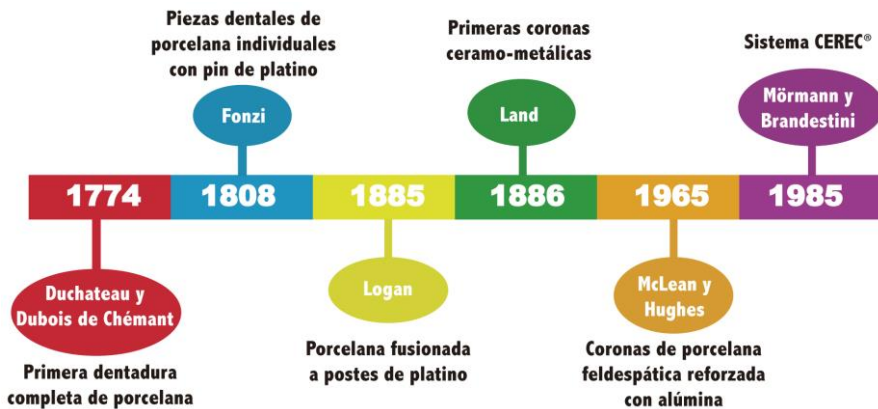
En el año 1950 se añadió leucita a la composición de la porcelana, lo cual supuso un avance ya que este nuevo elemento elevaba el coeficiente de expansión térmica, permitiendo de esta manera la fusión de la porcelana a ciertas aleaciones de oro para

formar coronas completas y dentaduras parciales fijas (Kelly y cols. 1996). McLean y Hughes desarrollaron en el año 1965 las coronas de porcelana feldespática reforzada con alúmina (McLean y Hughes 1965), lo cual supuso un aumento en la resistencia a la fractura del material. En los años 80 se introdujeron las restauraciones totalmente cerámicas y libres de contracción (Cerestore, Coors Biomedical), así como los sistemas de cerámica vítrea modelable (Dicor, Dentsply), las cuales aportaban mayor estética y nuevos métodos de procesado (Kelly y cols. 1996).

En el año 1985, Werner H. Mörmann y Marco Brandestini implementaron el sistema CEREC<sup>®</sup>, haciendo posible la aplicación de la tecnología CAD/CAM a la odontología (Mörmann 2006).

El óxido de zirconio, también llamado zircona, fue introducido en el campo biomédico por primera vez en el año 1969 como material para la fabricación de prótesis de cadera (Helmer y Driskell 1969). Sin embargo, la zircona no se comenzó a utilizar en odontología hasta el año 1998 para confeccionar coronas, dentaduras parciales fijas e implantes (Gautam y cols. 2016).

En la **figura 1** se muestra un cronograma resumido con los acontecimientos más importantes relativos a la cerámica en odontología.



**Figura 1.** Cronograma de la evolución histórica de las cerámicas en odontología

### 2.1.2. Propiedades y composición de las cerámicas dentales

Las cerámicas son el material de elección para las restauraciones dentales fijas ya que poseen ciertas cualidades que aportan un equilibrio aceptable entre estética y función.

Las cerámicas utilizadas en odontología poseen una excelente biocompatibilidad con los tejidos de la cavidad oral y son altamente estéticas debido a su translucidez, índice de

refracción, brillo, color y textura (Álvarez-Fernández y cols. 2003). Las propiedades físicas y mecánicas más relevantes que poseen las cerámicas son las siguientes (Jithendra Babu y cols. 2015):

- Buena resistencia a fuerzas de compresión (330 MPa).
- Baja resistencia a fuerzas de tensión (34 MPa).
- Baja resistencia a fuerzas de cizalla (110MPa).
- Alta dureza superficial (KHN).
- Coeficiente de expansión térmica similar al del diente ( $12 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ).
- Conductividad térmica baja ( $0.0030 \text{ cal/s/cm}^2$ ).

La durabilidad de estos materiales depende de varios factores como son (1) la resistencia a la fatiga, que depende a su vez de la presencia de humedad y del estrés cíclico, y (2) la adhesión de la restauración al diente, la calidad de la cual variará según la técnica, materiales adhesivos utilizados y el propio pilar sobre el que se cimente (Jithendra Babu y cols. 2015).

Los materiales cerámicos pueden presentarse en composiciones muy variadas, siendo sus componentes más comunes alúmina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), cal ( $\text{CaO}$ ) y nitruro de silicio ( $\text{Si}_3\text{N}_4$ ) (Sukumaran y Bahradwaj 2006), y pueden incorporar otros elementos a su

composición, como pueden ser silicatos u óxido de zirconio en diferentes concentraciones, los cuales les aportarán diversas características ópticas, químicas y mecánicas (Anusavice 2003).

### **2.1.3. Clasificación de las cerámicas dentales.**

Existen muchas clasificaciones de las cerámicas de uso odontológico. Las más importantes son las que atienden a su composición química, técnica de procesado, temperatura de fusión y microestructura.

#### **2.1.3.1. Clasificación de las cerámicas dentales según composición química.**

Dependiendo de la composición química, las cerámicas pueden agruparse en tres grandes familias: feldespáticas, aluminosas y zirconiosas (Martínez Rus y cols. 2007):

- Cerámicas feldespáticas: Estas cerámicas derivan de las primeras porcelanas de uso dental. Las cerámicas feldespáticas actuales están compuestas por feldespato (aporta translucidez), cuarzo (constituye la fase cristalina) y pequeñas cantidades de caolín (confiere plasticidad facilitando el manejo de la cerámica antes de su cocción). Además, llevan fundentes y pigmentos añadidos.



Las cerámicas feldespáticas, debido a su alto contenido en vidrios, poseen la cualidad de ser altamente estéticas, con la desventaja de ser muy frágiles, por lo que están indicadas en el recubrimiento de estructuras metálicas o cerámicas.

Además de las porcelanas feldespáticas clásicas anteriormente descritas, existen las de alta resistencia, que surgieron más tarde después de realizar varias modificaciones. Están compuestas por un alto contenido en feldespatos y además incorporan elementos que aumentan su resistencia mecánica, como son: leucita, disilicato de litio y ortofosfato de litio. Las porcelanas feldespáticas de alta resistencia están indicadas para la fabricación de núcleos, los cuales suelen ser recubiertos por porcelana feldespática clásica con el fin de conseguir mejores resultados estéticos.

- Cerámicas aluminosas: Estos materiales incorporan óxido de aluminio en su composición y la proporción de cuarzo se encuentra reducida. La alúmina aumenta la resistencia a la fractura del material, pero la translucidez disminuye, comprometiendo de esta manera la estética. Estas cerámicas se utilizan en restauraciones con baja demanda estética y para la fabricación de núcleos. Existen diversas formulaciones dependiendo de las indicaciones, en las cuales la proporción de

alúmina varía considerablemente y se añaden otros elementos como óxido de magnesio o de zirconio.

- Cerámicas zirconiosas: Están compuestas por óxido de zirconio ( $ZrO_2$ ) altamente sinterizado (95%), estabilizado parcialmente por óxido de itrio (5%). El óxido de zirconio se conoce también con el nombre de zircona. Estas cerámicas son muy resistentes, ya que poseen el mecanismo de “transformación resistente”, por el que la zircona, ante una zona de alto estrés mecánico, pasa de forma tetragonal a monoclínica. Esta transformación de fase cristalina aumenta la resistencia evitando que se propague la fractura (Garvie y cols. 1975).

Debido a la ausencia de fase vítrea, estas porcelanas son muy opacas, por lo que se utilizan para la fabricación de núcleos o restauraciones posteriores, requiriendo recubrimientos con otras porcelana para alcanzar resultados estéticos.

### **2.1.3.2. Clasificación de las cerámicas dentales según técnica de procesado.**

Independientemente de su composición química, las cerámicas pueden ser confeccionadas mediante diferentes técnicas, las cuales también aportarán determinadas cualidades al material. Según las indicaciones y los materiales o dispositivos de los que disponga el laboratorio, se utilizará una determinada técnica

para confeccionar las restauraciones de cerámica. De este modo, se clasifican en: técnica de sinterización, sustitución a la cera perdida y procesado por ordenador.

- Técnica de sinterización: El material cerámico es elaborado mediante el modelado por capas previamente al proceso de cocción. Dicho modelado puede realizarse sobre hojas de platino (Land 1903), cofias metálicas o modelos de revestimiento (Southan 1987). La condensación o modelado sobre hojas de platino no se utiliza en la actualidad. La técnica de sinterización más utilizada en la actualidad es la de modelos de revestimiento, por la que se obtiene un modelo de trabajo en material refractario sobre el que se modelará la porcelana. El material refractario se elimina finalmente mediante arenado. Se emplean en esta técnica las porcelanas feldespáticas convencionales y las de alta resistencia, así como las aluminosas (fabricación de los núcleos internos).

- Técnica de sustitución a la cera perdida: Esta técnica se basa en el modelado de una estructura de cera que sirve como patrón, y se transforma posteriormente mediante colado o inyección por presión en un núcleo interno o restauración completa de cerámica.

- Técnica de procesado por ordenador CAD-CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Machining): Esta es una técnica de diseño y procesado por ordenador que fue aplicada por primera vez a la clínica por el sistema Cerec<sup>®</sup>, desarrollado en los años 80 por Mörmann y Brandestini. Mediante este método pueden confeccionarse incrustaciones, coronas o puentes totalmente cerámicos. Consta de un escáner que lee la preparación (diente tallado o modelo de escayola) obteniendo una imagen tridimensional, para posteriormente diseñar sobre ésta la restauración mediante un software y las indicaciones del técnico. Este diseño es transferido a la unidad de producción que confeccionará en porcelana la estructura prediseñada a partir de un bloque sólido mediante el tallado de su superficie con fresas y discos.

### **2.1.3.3. Clasificación de las cerámicas dentales según temperatura de fusión.**

Según la temperatura de fusión de las cerámicas, pueden clasificarse en: alta fusión (1300 °C), media fusión (1101-1300 °C), baja fusión (850-100 °C) y fusión ultra baja (<850 °C) (Anusavice 2003). Las piezas de cerámica que se utilizan en dentaduras suelen ser de alta fusión, y los puentes y coronas de media o baja fusión. Las porcelanas de fusión ultra baja se utilizan para glaseados.

#### **2.1.3.4. Clasificación de las cerámicas dentales según microestructura.**

Por último, otra clasificación comúnmente utilizada es la que clasifica las porcelanas según su contenido vítreo/cristalino de la siguiente manera (Shenoy y Shenoy 2010):

- Cerámicas vítreas: Compuestas mayormente por silicatos o cuarzo y diferentes proporciones de alúmina. Los aluminosilicatos, que contienen diversas cantidades de sodio y potasio, son conocidos como feldespatos. Las propiedades mecánicas de estas cerámicas no son óptimas, por lo que se emplean fundamentalmente en la fabricación de frentes laminados.

- Cerámicas vítreas con relleno: Su composición es parecida a la de las cerámicas vítreas con la diferencia de que contiene cantidades variables de cristales (leucita, disilicato de litio o fluorapatita). Este tipo de cerámicas se subdivide a su vez en tres categorías: alto-moderado contenido en leucita (materiales llamados comúnmente “porcelanas feldespáticas”), alto contenido en leucita, y cerámica vítrea de disilicato de litio. Las propiedades mecánicas de estas porcelanas son más altas que las anteriormente citadas, haciéndolas más resistentes.

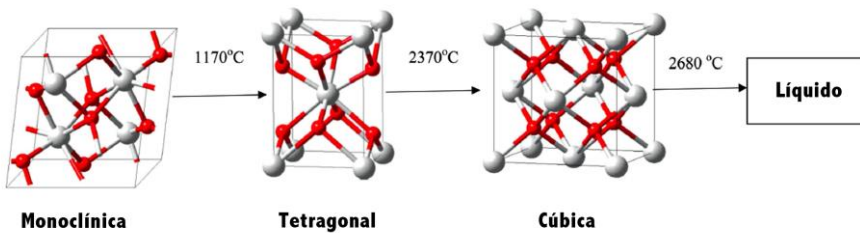
- Cerámicas cristalinas con relleno vítreo: Son cerámicas de alta resistencia que contienen un 85% de alúmina. Después de la sinterización de la alúmina queda una estructura porosa a la cual se le infiltra vidrio de lantano que penetra en los poros produciendo una cerámica densa.

- Sólidos policristalinos: Se forman por la sinterización directa de cristales, sin la intervención de ninguna matriz. Existen muchas técnicas de procesado diferentes para este tipo de cerámicas que permiten la fabricación de óxido de alúmina u óxido de zirconio.

#### **2.1.4. Zircona**

La zircona es una cerámica cristalina de dióxido de zirconio cuyas propiedades mecánicas son similares a las de algunos metales y su color comparable al del diente (Piconi y Maccauro 1999). Los cristales de zircona pueden estar organizados siguiendo tres patrones: monoclinico, cúbico y tetragonal, pasando de un estado a otro durante el horneado. Cuando la cerámica alcanza los 1170 °C se encuentra en forma tetragonal, y a temperatura ambiente, monoclinica. En el estado monoclinico, la estructura ocupa un volumen 4.4% mayor que la tetragonal, lo cual puede provocar que el material se cuartee durante el enfriamiento. En la **figura 2** se muestra una

representación gráfica de las tres fases de cristalización de la zircona. Añadiendo a esta matriz otros óxidos como son el óxido de magnesio (MgO), calcio (CaO) o itrio ( $Y_2O_3$ ), se obtiene una alta estabilidad molecular ya que se estabiliza la forma tetragonal a temperatura ambiente, alcanzando la metaestabilidad (Shenoy y Shenoy 2010). Esta estabilización evita la propagación de grietas y aumenta la dureza del material (Heuer y cols. 1986).



**Figura 2.** Cambios cristalográficos con los cambios de temperatura de las tres fases de la zircona (Gautam y cols. 2016).

La zircona posee las propiedades mecánicas más altas de todos los materiales cerámicos utilizados en odontología, lo cual permite la confección de dentaduras parciales fijas en los sectores posteriores y la reducción del grosor de los núcleos de

las restauraciones. Sin embargo, debido a la metaestabilidad de la fase tetragonal, procedimientos que generen estrés tales como arenado o pulido con fresas pueden provocar una transformación hacia la fase monoclinica que lleva asociado un aumento de volumen, lo cual aumenta el estrés compresivo (Deville y cols. 2006).

#### **2.1.4.1. Propiedades de la zircona**

La zircona posee las mejores propiedades entre las cerámicas utilizadas en odontología, siendo altamente resistente y biocompatible. Sin embargo, ciertos cambios de temperatura y la exposición a humedad pueden provocar cambios desfavorables en estas propiedades (Lawson 1995).

Sus propiedades más relevantes para la odontología son las siguientes (Gautam y cols. 2016):

- Alta resistencia a la tracción (900-1200 MPa).
- Alta resistencia a la compresión (2000 MPa).
- Alta resistencia a la abrasión y desgaste.
- Baja porosidad.
- Baja conductividad térmica.
- Dureza intermedia (menor a la de las cerámicas aluminosas).
- Alta biocompatibilidad.



- Brillo y color similares a los del diente natural.

#### **2.1.4.2. Tipos de zircona.**

Existen muchos tipos de cerámicas de óxido de zirconio, pero solamente tres se utilizan en la actualidad en odontología: zircona policristalina tetragonal estabilizada con itrio (3Y-TZP), zircona reforzada con alúmina (ZTA) y zircona parcialmente estabilizada con magnesio (Mg-PSZ) (Denry y Kelly 2008):

- 3Y-TZP: Esta es la cerámica de zirconio más utilizada en el campo biomédico, que contiene un 3mol% de  $Y_3O_2$  como estabilizante. Este tipo de cerámica se utilizó mucho para prótesis de cabeza de fémur en los años 80, sin embargo, su uso en cirugía ortopédica disminuyó en un 90% debido a una serie de fallos ocurridos en el año 2001. En odontología se utiliza para la fabricación de coronas y dentaduras parciales fijas. Sus propiedades mecánicas dependen básicamente del tamaño del grano. Cuando el grano es de gran tamaño, es menos estable y más susceptible a la transformación espontánea de tetragonal a monoclinica. En cambio, cuando el grano es más fino ( $< 1 \mu m$ ), las posibilidades de transformación de fase son menores. Por tanto, las condiciones de sinterización juegan un papel importante en la estabilidad y propiedades mecánicas, ya que el tamaño de grano depende de éstas. Cuanto más altas son las

temperaturas de sinterización y más larga la duración, mayor será el tamaño del grano. Muchos de los fabricantes de 3Y-TZP no recomiendan el arenado o el pulido con fresas del material con el fin de evitar la transformación a la fase monoclinica y la aparición de imperfecciones. La microestructura de esta cerámica consiste en pequeños granos equiaxiales.

- ZTA: El material comercializado In-Ceram® Zirconia® (Vident™, Brea, CA), se desarrolló añadiendo 33 vol.% de 12mol% zircona estabilizada con ceria (12Ce-TZP) a la cerámica aluminosa In-Ceram® Alumina®. Su microestructura está formada por granos de alúmina y zircona, y su fase vítrea representa un 23% del producto final. Esta cerámica es más porosa que la 3Y-TZP y sus propiedades mecánicas son más pobres comparadas con las de ésta. La cerámica ZTA puede procesarse mediante maquinado o colado, aportando mejores propiedades mecánicas el maquinado.

- Mg-PSZ: Este material no ha sido exitoso en el campo biomédico debido a su alta porosidad asociada a un gran tamaño de grano (30-60  $\mu\text{m}$ ), lo cual puede conducir a un elevado desgaste de la superficie. Su microestructura consiste en precipitados tetragonales dentro de una matriz cúbica de zircona estabilizada. La proporción de magnesio en la composición de

estas cerámicas es de 8-10mol%. La obtención del producto final libre de silicatos es complicada, y esto hace que disminuya el contenido en magnesio, provocando la transformación a fase monoclinica lo cual hace que disminuyan sus propiedades mecánicas y estabilidad. Un ejemplo de estas cerámicas es Denzir-M® (Dentronic AB), que se utiliza para maquinado de restauraciones en odontología.

## **2.2. ADHESIÓN SOBRE CERÁMICA.**

La adhesión en odontología siempre ha sido un gran reto debido a la gran variabilidad tanto de sustratos a los que adherir las restauraciones o aditamentos (esmalte, dentina, metal, cerámica, etc.) como de materiales restauradores. Dada esta variabilidad, es complicado encontrar un procedimiento de adhesión común, por lo que son muchos los protocolos y materiales adhesivos que se han propuesto para cada tipo de procedimiento. En este apartado, nos centraremos en la adhesión sobre materiales cerámicos. La adhesión sobre cerámica es especialmente complicada debido a las características de su superficie la cual es poco porosa. Se han estudiado y propuesto diversos métodos para mejorar la adhesión sobre estos materiales, ya que esta unión es la clave de la durabilidad de las reparaciones realizadas sobre estos materiales así como del éxito del movimiento

ortodóncico de dientes portadores de restauraciones cerámicas. Esta adhesión puede obtenerse mediante retención micromecánica, química o una combinación de ambas (Matinlinna y Vallittu 2007). Existen diferentes técnicas mediante las que se acondiciona la superficie de la porcelana sobre la que posteriormente se aplica el agente adhesivo, existiendo también una gran variedad de dichos adhesivos.

La unión mecánica depende del grado de penetración del adhesivo en la superficie de la cerámica. La unión química está relacionada con ciertas fuerzas que se generan entre el adhesivo y la superficie adherente que pueden ser fuertes o débiles.

La fuerza de adhesión de los composites a las superficies de cerámica depende de muchos factores que han sido ampliamente estudiados. En primer lugar, Simonsen y Calamia demostraron la efectividad del grabado con ácido fluorhídrico en la fuerza de adhesión entre cerámica feldespática y composite (Simonsen y Calamia 1983). Un estudio llevado a cabo por Sorensen y cols. demostró que el efecto del grabado ácido depende en gran medida del tipo de porcelana al que se aplique, siendo la porcelana feldespática con bajo contenido en alúmina sobre la que mayor efecto tuvo el grabado ácido en términos de fuerza de adhesión (Sorensen y cols. 1991).

La aplicación de silano sobre la superficie de la cerámica también juega un papel importante en la fuerza de unión a cementos y composites según algunos autores (Abduljabbar y cols. 2016, Moro y cols. 2017). Los silanos son agentes de unión cuya parte organofuncional puede polimerizar con una matriz orgánica, mientras sus grupos alcoxi reaccionan con sustratos inorgánicos formando, en ambos casos, uniones covalentes entre las matrices. Debido a su reactividad dual, los silanos pueden funcionar como mediadores y promover la adhesión entre matrices orgánicas e inorgánicas (Matinlinna y cols. 2004).

Otro factor del que depende altamente el grado de adhesión es el tipo de cerámica (Peumans y cols. 2016). Por último, el tipo de agente adhesivo también influye en la fuerza de unión entre el composite y la superficie de la porcelana (Tanış y cols. 2015)

### **2.2.1. Cementos**

Los cementos utilizados para adherir cerámicas sobre diferentes sustratos están basados en resinas. Existen dos grandes grupos de cementos de resina: los convencionales, que requieren un agente adhesivo, y los autoadhesivos, que no necesitan aplicar otra sustancia por separado (Manso y cols. 2011).

- Cementos de resina convencionales: Suelen estar compuestos por una mezcla de monómeros de dimetacrilato, relleno inorgánico (60-70%) y un iniciador. En muchas ocasiones también se añaden silicatos u oligómeros de elevado peso molecular para facilitar su manejo. Algunas de sus aplicaciones clínicas incluyen cementado de coronas y puentes con base de metal, coronas de zircona y alúmina, postes de fibra de vidrio y postes y núcleos metálicos. La polimerización de estos cementos de resina convencionales puede ser por luz exclusivamente o dual. Los cementos de polimerización dual normalmente se presentan en dos pastas para mezclar, y se utilizan para cementar restauraciones en las que el material dificulta el paso de la luz.

- Cementos de resina autoadhesivos: Este tipo de cementos consta de un solo paso y su polimerización es dual. Se caracterizan por ser tolerantes a cierto grado de humedad, liberar flúor y no generar sensibilidad postoperatoria. La fuerza de adhesión de porcelanas con cementos autoadhesivos depende de la superficie adherente. En este sentido, proporciona fuerzas de adhesión menores sobre esmalte que sobre dentina, hecho que puede limitar su uso para el cementado de frentes laminados sobre esmalte (Radovic y cols. 2008). Estos cementos tienen un pH ácido, lo cual provoca que, en su fase fluida, los grupos ácidos del monómero disuelvan el barrillo dentinario

permitiendo la penetración del cemento en los túbulos, proporcionando una capa híbrida consistente y una buena adhesión en consecuencia (Manso y cols. 2011).

### **2.2.2. Técnicas de acondicionamiento de la cerámica.**

Debido a la dificultad para obtener fuerzas de adhesión adecuadas sobre cerámica, se han estudiado y propuesto diversos métodos y protocolos con el fin de mejorarla. Mediante estos procedimientos se acondiciona la superficie del material antes de aplicar el adhesivo correspondiente. Los más comunes son el grabado con ácido fluorhídrico, el arenado con partículas de alúmina, la silicatización y la irradiación con algunos tipos de láser. Todos estos métodos se utilizan en la actualidad exceptuando algunos tipos de láser que están en proceso de experimentación.

- Ácido fluorhídrico: Este ácido actúa sobre la superficie del material disolviendo parcialmente la matriz vítrea de la porcelana creando una microestructura que facilita la adhesión por retención micromecánica. Este método de acondicionamiento de la superficie está indicado para las cerámicas vítreas y el protocolo varía de un tipo de material a otro. En las cerámicas feldespáticas y las reforzadas con leucita se utiliza el ácido fluorhídrico al 5-10% durante 60 segundos,

mientras que las porcelanas de disilicato de litio necesitan ser grabadas durante solamente 20 segundos (El-Damanny y Gaintantzopoulou 2017, Kalavacharla y cols. 2015).

Ramakrishnaiah y cols. analizaron los efectos del ácido fluorhídrico sobre la superficie de la cerámica a nivel de la morfología de la microestructura creada y concluyeron que aumentando la exposición de la superficie al agente ácido se alteraba significativamente la microestructura, aumentando la rugosidad y la anchura de los poros. También encontraron una correlación positiva entre la rugosidad y la humectabilidad, y que la anchura de los poros aumentaba de una manera más rápida que su profundidad (Ramakrishnaiah y cols. 2016)

- Abrasión con partículas de alúmina: Esta técnica consiste en arenar las superficies con partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , de 25-110  $\mu\text{m}$  de diámetro, con el fin de aumentar la rugosidad y área de superficie de la cerámica, potenciar la retención micromecánica, y aumentar la fuerza de adhesión. Además, limpia la superficie del material eliminando restos de saliva u otros agentes contaminantes que podrían debilitar la adhesión. Se recomienda su aplicación bajo una presión de 0.2 MPa desde una distancia de 10-25 mm durante 13-20 segundos hasta que la superficie de



la cerámica adquiere aspecto blanco opaco (Luthra y Kaur 2016).

Existe cierta controversia respecto a este método de acondicionamiento de la cerámica. Algunos autores han encontrado en sus estudios que la abrasión con partículas de alúmina puede provocar ciertos defectos sobre la superficie de la cerámica, lo cual puede comprometer la fuerza de adhesión así como la resistencia a la fatiga del material (Zhang y cols. 2004, Zhang y cols. 2006). Sin embargo, otras investigaciones demuestran que este método aumenta la fuerza de adhesión y resistencia a la flexión de las cerámicas (Qeblawi y cols. 2010, Song y cols. 2013). Alteraciones en el protocolo o tamaño de partícula pueden inducir daños importantes en la superficie del material, por lo que no se recomienda exceder el tamaño de grano de 110  $\mu\text{m}$  ni una presión de aplicación mayor de 0.2 MPa (Chintapalli y cols. 2013).

- Silicatización: Esta técnica de acondicionamiento de la superficie es similar a la descrita anteriormente. Consiste en la aplicación con aire comprimido de partículas de alúmina recubiertas de óxido de silicio. El impacto de estas partículas sobre la cerámica crea un recubrimiento parcial de óxido de silicio en la superficie, lo cual deberá ser complementado con la

aplicación de silano antes de aplicar el cemento. Se producen dos efectos: mecánico, por la creación de microrretenciones en la superficie, y químico, por la unión con el silano (Luthra y Kaur 2016, Sun y cols. 2000). Los sistemas más utilizados basados en esta técnica son Rocatec™ (3M ESPE) y CoJet™ (3M ESPE). El sistema Rocatec™ consiste en un pretratamiento con partículas de alúmina de 110 µm a 0.2 MPa para limpiar la superficie de la cerámica (Rocatec Pre Powder), seguido por el arenado con partículas de alúmina recubiertas de óxido de silicio (Rocatec Pus Powder), finalizando con la aplicación de silano. El sistema CoJet™ utiliza partículas de alúmina de 30 µm modificadas con sílice. Este último sistema se utiliza en la clínica para la reparación intraoral de coronas cerámicas o ceramo-metálicas con composite.

Este método ha demostrado aumentar la fuerza de adhesión sobre cerámicas aluminosas (Blixt y cols. 2000, Blatz y cols. 2003). Sin embargo, para las cerámicas de zirconia, se requiere el uso de adhesivos de monómero de fosfato con el fin de conseguir fuerzas de adhesión adecuadas (Kern y Wegner 1998).

- Láser: Durante la última década se han introducido algunos tipos de láser como método alternativo para el acondicionamiento de las superficies cerámicas. Existe una gran

variedad de láseres los cuales se diferencian a grandes rasgos por el tipo de pulso y por el medio activo. Respecto al pulso, pueden ser continuos o pulsados, y a su vez, los pulsos emitidos pueden ser largos, cortos o ultracortos, lo cual afectará al tipo de ablación de material producida y a los cambios de temperatura en el material irradiado. El medio activo es el que da el nombre al láser y por el que más comúnmente se clasifican. De este modo, los láseres más utilizados para la preparación de las superficies de cerámica previamente a la adhesión de cementos y composites son: CO<sub>2</sub>, Er:YAG, Nd:YAG, Er,Cr:YSGG, y más recientemente Ti:Zafiro, este último todavía en vías de investigación.

En la literatura encontramos estudios con láser como acondicionamiento de la porcelana desde 2005. Los primeros láseres estudiados fueron Nd:YAG y Er:YAG, cuyo uso solía combinarse con la abrasión con partículas de alúmina (da Silveira y cols. 2005, Shiu y cols. 2007, Spohr y cols. 2008). Más tarde, a partir de 2010 se empezó a utilizar el láser de CO<sub>2</sub> sobre cerámica y los estudios empezaron a comparar diferentes láseres entre sí (Akyil y cols. 2010a, Paranhos y cols. 2011). Existe cierta controversia entre los estudios de láser como potenciador de la adhesión sobre porcelana ya que, en algunos casos se concluye que mejoran la adhesión respecto a métodos

tradicionales (da Silveira y cols. 2005, Usumez y cols. 2013) mientras otros encuentran que los láseres no son más efectivos que otras técnicas de acondicionamiento (Akyil y cols. 2010b, Arami y cols. 2014, Sadeghi y cols. 2015). El láser de Ti:Zafiro ha sido incorporado al campo odontológico en los últimos años y, a pesar de que todavía no se ha utilizado clínicamente, cuenta con ventajas interesantes que hacen que sea el candidato ideal para el acondicionamiento de la cerámica y otros materiales. Dedicaremos más adelante un apartado a este láser en el cual está basado este trabajo.

### **2.3. LÁSER EN ODONTOLOGÍA**

Un láser (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) es un dispositivo que utiliza la emisión estimulada de radiación en un medio activo para generar un haz de luz. Cuando un electrón se encuentra en un nivel de energía elevado, un fotón puede estimular la caída de un electrón a un nivel inferior si tiene una energía igual a la diferencia entre los dos niveles, en ese caso, se emitirá un segundo fotón idéntico al que ha inducido la transición. Este proceso recibe el nombre de emisión estimulada y permite producir el proceso de avalancha y amplificación necesario para la producción de luz láser, y además, le confiere a esta unas propiedades características como

son la alta monocromaticidad, direccionalidad y coherencia (Orza 1986).

El medio activo de un láser puede ser sólido, líquido o gaseoso, y dependiendo de éste, el tipo de bombeo y la cavidad, variarán las distintas características del láser como son: la longitud de onda, la potencia de la emisión, el tipo de emisión (continua o pulsada), la duración del pulso en el caso de láseres pulsados o el espectro de emisión (ultravioleta: longitud de onda <400 nm, visible: 400-700 nm e infrarrojo: >700 nm). La duración de pulso, la fluencia y la longitud de onda son factores importantes a tener en cuenta ya que determinan los distintos tipos de mecanismos de interacción radiación-tejido existentes. En concreto, la duración del pulso juega un papel importante en la difusión de calor a los tejidos. Generalmente, los pulsos largos son menos deseables ya que inducen más daños térmicos (Chen y Liu 1999).

La primera aplicación del láser en odontología data del año 1965, cuando Goldman realizó un estudio in vivo sobre superficies de molares utilizando un láser de rubí, el cual producía algunos defectos sobre la superficie irradiada, aumentos de temperatura de 10 °C pero no dolor (Goldman 1965).

### 2.3.1. Aplicaciones del láser en odontología.

Las aplicaciones de los láseres en odontología son muy variadas y dependen del tipo de láser, ya que cada procedimiento requiere unos parámetros de potencia, longitud de onda, etc. determinados. Las aplicaciones más destacadas según el tipo de láser son las siguientes:

- Argón: Tratamiento quirúrgico de lesiones vasculares (Sexton y O'Hare 1993), eliminación de manchas de melanina en tejidos blandos orales (Trelles y cols. 1993), polimerización (Potts y Petrou 1991), detección de caries (Kutsch 1993), endodoncia (Harashima y cols. 1998), adhesión de brackets ortodóncicos a esmalte (Talbot y cols. 2000) y blanqueamiento (Luk y cols. 2004).

- CO<sub>2</sub>: Cirugía de tejidos blandos (Pecaro y Garehime 1983), ortodoncia (Obata y cols. 1999) y periodoncia (Kreisler y cols. 2002).

- Er:YAG: Preparación de cavidades (Hibst y Keller 1989), periodoncia (Eversole y RizoIU 1995), eliminación de composites y pastas endodóncicas (RizoIU y cols. 1998, Warembourg y cols. 2001), grabado del esmalte (Hossain y cols. 1999), cirugía de tejidos duros y blandos (RizoIU y cols. 1996,

Rupprecht y cols. 2003), endodoncia (Warembourg y cols. 2001), eliminación y tratamiento de caries en dientes temporales (Hossain y cols. 2002) y ortodoncia (Hamamci y cols. 2010, Oztoprak y cols. 2010)

- Nd:YAG: Eliminación de caries superficiales (White y cols. 1993), endodoncia (Gutknecht y cols. 1996), cirugía de tejidos blandos (Bradley 1997), cirugía periapical (Arisu y cols. 2004) y periodoncia (Grassi y cols. 2004).

- Nd:YAP: Endodoncia (Blum y cols. 1996) y periodoncia (El Yazami y cols. 2004)

- Ho:YAG: Artroscopia de ATM (Hendler y cols. 1992) y endodoncia (Gutknecht 1997).

- Er,Cr:YSGG: Cirugía de tejidos duros dentales (Wang y cols. 2002), preparación de cavidades (Rosenberg 2003), acondicionamiento de superficies dentales previo a obturaciones (Usumez y cols. 2002), endodoncia (Chen 2002), prótesis (Usumez y Aykent 2003), periodoncia (Miller 2004) y ortodoncia (Hamamci y cols. 2010).

- Diodos: Cirugía de tejidos blandos (Wyman y cols. 1992), periodoncia (Moritz y cols. 1997), endodoncia (Gutknecht y cols. 2000) y blanqueamiento (Wetter y cols. 2004).

- Ti:Zafiro: Este láser todavía no se ha aplicado in vivo, por lo que las aplicaciones en odontología están siendo investigadas. Los estudios in-vitro con este láser van enfocados a la ablación de tejidos dentales y materiales odontológicos.

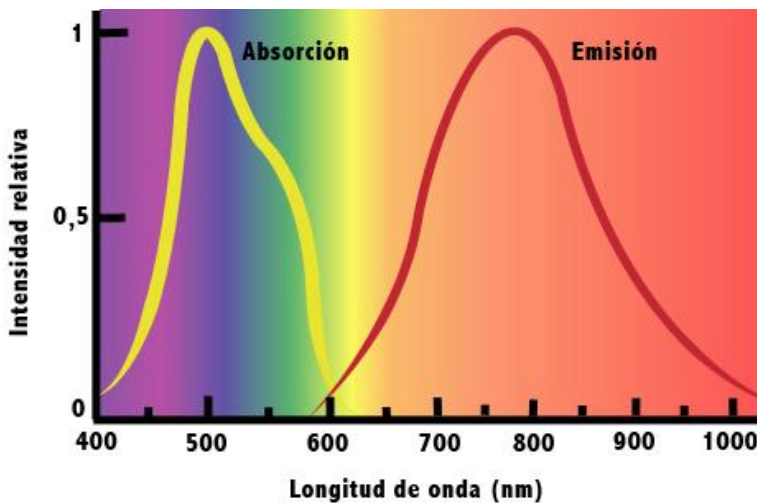
Además de estas aplicaciones, algunos de estos láseres se han utilizado en las últimas décadas para crear retenciones micromecánicas en tejidos dentales, cerámicas y metales con el fin de potenciar la fuerza de adhesión (Marimoto y cols. 2013, Kasraei y cols. 2014a, Kasraei y cols. 2014b, Kasraei y cols. 2016).

#### **2.4. LÁSER DE TI:ZAFIRO (FEMTOSEGUNDOS).**

El láser de Ti:Zafiro fue introducido por Moulton en el año 1986 (Moulton 1986). Este láser pertenece al grupo de láseres de pulso ultracorto. La duración del pulso es muy corta, en el rango de los femtosegundos ( $1\text{fs} = 10^{-15}\text{ s}$ ), y por ello también se conocen como láseres de femtosegundos. Este láser consiste en un medio activo sólido de un cristal de zafiro dopado con iones



Ti<sup>3+</sup>. La emisión de este láser puede sintonizarse en la banda del espectro entre 600 y 1100 nm, pero la eficiencia óptima se obtiene a los 795 nm. La **figura 3** muestra una gráfica de los rangos de absorción y emisión del láser de femtosegundos. La potencia de bombeo con la que se utiliza el láser de Ti:Zafiro oscila entre los 3 W y los 10 W, y este bombeo se realiza mediante otros láseres cuyo cristal tiene mayor coeficiente de absorción, empleándose láseres de Argón (514,5 nm), o láseres de estado sólido como Nd:YAG, Nd:YLF o Nd:YVO (527-532 nm).



**Figura 3.** Rangos de absorción y emisión del láser de Ti:Zafiro.

La emisión de este láser es por lo general poco energética. Por ello, necesitan ser sometidos a procesos de amplificación de energía. En ese caso, el láser Ti:Zafiro, que sirve de semilla para el proceso de amplificación, se llama oscilador y suele tener energías del orden de los nanojulios (nJ) y tasas de repetición de varias decenas de MHz. El proceso de amplificación recibe el nombre de CPA (Chirped Pulse Amplification) (Strickland y Mourou 1985) y se puede producir mediante dos cavidades láser diferentes, la regenerativa y la multipaso. Normalmente, a la salida de un láser amplificado la frecuencia de repetición es del orden de KHz y la energía por pulso de pocos milijulios (mJ).

Los efectos y aplicaciones de este láser son muy variados, siendo uno de ellos la ablación ultrarrápida de material, que es el tema de interés en este trabajo. Este fenómeno de ablación ultrarrápida requiere que los pulsos sean ultracortos y que se deposite una fluencia (energía del pulso por unidad de superficie) superior a la umbral del material. Cuando estos pulsos ultracortos inciden sobre el material, su energía es absorbida por los electrones de los átomos y moléculas de la superficie de dicho material. Debido a la alta concentración de fotones de un pulso ultracorto se puede producir un proceso de absorción no lineal, donde los electrones pueden absorber más de un fotón simultáneamente para pasar a niveles energéticos

superiores. Además, sobrepasada una cierta energía umbral, se producirá la ionización de los electrones que quedarán libres de su átomo correspondiente. Se produce entonces el llamado proceso de ionización multifotónica. Dichos electrones libres seguirán experimentando la acción del campo electromagnético mientras dure el pulso generando movimientos oscilatorios. Durante estos movimientos pueden colisionar y provocar que otros electrones queden también desligados del átomo. Por tanto, durante el transcurso del pulso, existirán muchos electrones libres que migrarán a la superficie del material y el material se queda con un exceso de carga positiva. La atracción eléctrica de los electrones sobre los iones positivos junto a la repulsión entre iones cargados positivamente, provocará la rotura de los enlaces entre iones, siendo expulsados de la zona de procesado a alta velocidad generando el plasma característico de este tipo de interacción. Todo este proceso ocurre en un intervalo similar al de la duración de los pulsos (Nolte y cols. 1997, Chen y cols. 1999). Por tanto, los procesos de absorción, ionización y eyección del material se producen sin que haya habido prácticamente transmisión de energía, ya que un electrón tarda más de un picosegundo en ceder su energía a la red cristalina. Por ello, no se produce aumento de la temperatura de la superficie irradiada. Este proceso de ablación no térmica se conoce como explosión de Coulomb (Carlson y White 1966).

Este proceso de ablación ultrarrápida permite eliminar cualquier material con una precisión elevada y sin incrementar la temperatura. Esta ablación puede realizarse en forma de cráteres o surcos, cuyo diámetro y anchura dependerán de la energía de pulso. En los casos en que se realiza un patrón de surcos como en el presente trabajo, la velocidad de irradiación está relacionada con la profundidad de dichos surcos. La separación entre surcos es también un parámetro importante a determinar de cara a nuestra aplicación.

#### **2.4.1. Aplicaciones del láser de femtosegundos en odontología.**

Debido a la habilidad de este láser para producir ablación en frío y realizar un maquinado muy preciso alcanzando niveles sub-micro o incluso nano, este láser parece ser el candidato ideal para ciertas preparaciones dentales (Chen y cols. 2016).

Existen muy pocos estudios sobre este láser aplicado a la odontología, y ninguno in vivo debido a la falta de resultados concluyentes y al tamaño y coste elevados de estos aparatos.

Los estudios al respecto se han centrado hasta el momento en:

- Microtexturizado de implantes: Con el láser de femtosegundos se crean rugosidades en la superficie del implante reduciendo la presencia de elementos residuales, lo cual puede promover la osteointegración. Además, este procesado es altamente reproducible ya que está automatizado (Delgado-Ruiz y cols. 2011).

- Ablación de tejidos dentales: Partiendo de la ventaja de que este láser no aumenta la temperatura del material irradiado, se ha propuesto para la preparación de tejidos duros dentales ya que no produciría daño térmico sobre éstos no afectando por tanto a la pulpa. Los estudios publicados al respecto están enfocados a la preparación de los dientes previamente al cementado de composites o brackets con el fin de potenciar la fuerza de adhesión. De este modo, se han estudiado sus efectos cuando se acondiciona el esmalte (Lorenzo y cols. 2015), dentina (Portillo y cols. 2015) y cemento (Ji y cols. 2012).

- Acondicionamiento de cerámica: El láser de femtosegundos también se ha propuesto para acondicionar la cerámica para mejorar la fuerza de adhesión a ciertos materiales. Existen muy pocos estudios de este tipo. En primer lugar, se ha analizado la fuerza de adhesión de composites sobre superficies de zircona tratadas con láser de femtosegundos (Vicente-Prieto y cols.

2016). Otras investigaciones han analizado los efectos de la preparación de núcleos de zircona con este láser en la fuerza de adhesión a láminas de cerámica de disilicato de litio (Yilmaz-Savas y cols. 2016). Por último, solamente dos estudios han analizado la adhesión de brackets de ortodoncia sobre superficies de cerámica tratadas con láser de Ti:Zafiro. Ambas investigaciones acondicionan cerámica diferente a la zircona (Erdur y Bascifti 2015a, Akpinar y cols. 2015c).

## **2.5. ADHESIÓN DE BRACKETS SOBRE CERÁMICA**

Los tratamientos estéticos se han convertido en una de las principales áreas de interés en odontología. Además, la demanda de tratamiento ortodóncico por parte de pacientes adultos se ha incrementado en los últimos años. Muchos de estos pacientes adultos son portadores de restauraciones de cerámica tales como coronas y puentes, y debido a las propiedades de dicho material, las cuales se han comentado en apartados anteriores de este trabajo, adherir brackets a estas superficies puede resultar complicado (Poosti y cols. 2012).

La adhesión de brackets sobre superficies cerámicas debe proporcionar la fuerza suficiente para que el aditamento perdure

durante el tratamiento de ortodoncia. Esta unión debe ser reversible y producir los mínimos daños sobre el material cerámico cuando se desceamente el bracket.

### **2.5.1. Características mecánicas de los diferentes tipos de brackets y sus implicaciones en la adhesión.**

Existen diferentes tipos de brackets, y a grandes rasgos podemos diferenciar entre brackets metálicos y estéticos. Los brackets metálicos suelen estar fabricados en acero, mientras los estéticos pueden estar confeccionados con materiales muy diversos, siendo principalmente de plástico o de cerámica. Los brackets cerámicos son rígidos, muy resistentes a la abrasión y no sufren tinciones, contrariamente a los brackets de plástico (Matsui y cols. 2015).

Los brackets metálicos constan de una malla en su base que les proporciona la retención mecánica necesaria para conseguir una adhesión adecuada. Los brackets cerámicos pueden combinar esta retención mecánica con procesos químicos, ya que a algunos se les realiza un tratamiento de silicatización. En el presente trabajo se utilizaron brackets metálicos y cerámicos. Los brackets cerámicos utilizados solamente presentaban retención mecánica.

Otra propiedad importante que diferencia los brackets metálicos de los cerámicos es la capacidad de su base para flexionarse. Los brackets metálicos, ante una fuerza compresiva se flexionan y deforman, mecanismo por el que son descementados de las superficies. Por el contrario, los brackets cerámicos son resistentes a la deformación por flexión, propiedad que puede dificultar el descementado (Mundstock y cols. 1999, Vestrynge y cols. 2004).

### **2.5.2. Estudios que analizan la fuerza de adhesión de brackets a cerámica.**

Algunos estudios han analizado la fuerza de adhesión de brackets sobre superficies de cerámica. Dalaie y cols. analizaron las asociaciones entre el tipo de base del bracket y la fuerza de adhesión a cerámica, y observaron que había diferencias significativas (Dalaie y cols. 2016). La mayoría de las investigaciones de este tipo se basan en analizar el efecto de diferentes técnicas de acondicionamiento de la superficie de la cerámica en la fuerza de adhesión a brackets (Ramos y cols. 2012, Girish y cols. 2012). Entre las técnicas de acondicionamiento de la cerámica analizadas, muchos estudios incorporan diferentes tipos de láser, siendo los más utilizados el CO<sub>2</sub>, Nd:YAG y Er:YAG (Akova y cols. 2005, Poosti y cols. 2012, Ahrari y cols. 2013, Zarif-Najafi y cols. 2014).



El láser de femtosegundos como tratamiento de la cerámica previo al cementado de brackets se ha estudiado solo en dos ocasiones. Akpınar y cols. irradiaron superficies de porcelana feldespática con láser de femtosegundos, y analizaron la fuerza de adhesión de brackets metálicos sobre esta superficie, observando que dicho láser proporcionaba fuerzas de adhesión significativamente más altas que otros métodos incluido el láser Nd:YAG (Akpınar y cols. 2015c). El otro estudio fue llevado a cabo por Erdur y Basciftci, quienes también irradiaron porcelana feldespática con láser de femtosegundos, y concluyeron que esta técnica proporcionaba fuerzas de adhesión más elevadas que el arenado, el grabado ácido, y la irradiación con láser Nd:YAG y Er:YAG (Erdur y Basciftci 2015a).

Según nuestro conocimiento, no existe ningún estudio que haya investigado la fuerza de adhesión de brackets sobre superficies de zircona tratadas con láser de femtosegundos. Además, ningún estudio ha comparado la adhesión entre brackets cerámicos y metálicos sobre superficies de cerámica. Y por último, ningún autor ha estudiado la fuerza de adhesión de brackets estéticos a superficies cerámicas tratadas con láser de femtosegundos.

## 2.6. METODOLOGÍA DE LOS ESTUDIOS DE ADHESIÓN IN-VITRO

La mayoría de los estudios de adhesión in-vitro siguen unos protocolos estandarizados, lo cual facilita que los resultados puedan ser comparados. Después de que las superficies hayan sido adheridas mediante cualquiera de los métodos disponibles, el conjunto resultante es sometido a las pruebas de fuerza de adhesión pertinentes, las cuales consisten en la aplicación de una fuerza de cizalla o de tracción. Previamente a la aplicación de estas fuerzas que romperán la unión entre el adhesivo y el adherente, algunos estudios aplican métodos que simulan el envejecimiento de los especímenes, tratando de emular las condiciones orales, siendo los más comunes el ciclado químico, ciclado térmico y ciclado mecánico.

Otro aspecto común de los estudios de adhesión in-vitro es la evaluación cualitativa y cuantitativa de las superficies de las muestras. Después de la preparación de las superficies y antes de proceder al cementado, los efectos del acondicionamiento de la superficie pueden ser analizados mediante técnicas microscópicas o mediante perfilometría. Después del descementado, las muestras pueden también ser observadas microscópicamente o macroscópicamente con la finalidad de evaluar

posibles daños sobre la superficie o analizar, mediante alguno de los índices disponibles, el tipo de fallo adhesivo.

### **2.6.1. Métodos de simulación de envejecimiento.**

- Ciclado químico: El método más utilizado para simular la degradación química es la exposición a agua. Se ha sugerido que el agua puede degradar la unión entre las superficies por hidrólisis (de Munk y cols. 2005). Dicha degradación depende del tiempo durante el que la muestra esté expuesta al agua (Ferracane y cols. 1995). Para simular las condiciones orales, además de guardar las muestras en agua durante un tiempo, también pueden utilizarse soluciones de saliva artificial, aunque se ha observado que la disminución en la fuerza de adhesión es muy similar a la que se obtiene utilizando agua (Kitasako y cols. 2000).

- Ciclado térmico: Otra técnica muy utilizada en los estudios de adhesión es el ciclado térmico, por el que se somete a las muestras a varios ciclos en agua a diferentes temperaturas. La pauta de 500 ciclos en agua a 5-55°C fue propuesta por de Munk y cols. como la más adecuada (de Munk y cols. 2005). Sin embargo, en una revisión de la literatura llevada a cabo por Gale y cols. varios años antes, concluían que 10000 ciclos correspondían a la funcionalidad de la muestra in vivo durante

un año, por lo que 500 ciclos eran insuficientes para evaluar la efectividad de la adhesión a largo plazo (Gale y cols. 1999).

- Ciclado mecánico: Esta técnica trata de imitar los efectos de las fuerzas de la masticación. Se aplica por tanto una fuerza que impacta sobre la muestra de manera repetida, siendo el proceso controlado por ordenador, lo cual provoca una degradación mecánica de la unión (Mirmohammadi y cols. 2010). Cuando se aplica el ciclado mecánico hay una distribución del estrés sobre la interfase de unión que provoca la fractura progresiva de la superficie (Zhou y cols. 2007).

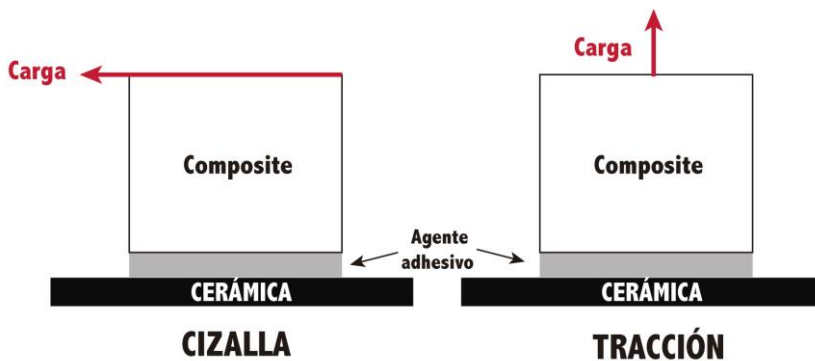
### **2.6.2. Pruebas de fuerza de adhesión.**

- Test de resistencia a la cizalla: Se aplica una fuerza paralela a las superficies hasta la fractura entre el adherente y el adhesivo. La fuerza a la que se produce dicha fractura se registra en Newtons (N), la cual puede ser convertida a MPa dividiendo el valor en N entre el área de la superficie adherida.

- Test de resistencia a la tracción: En este caso, la fuerza se aplica de manera perpendicular a la superficie adherida, desplazando las superficies en sentido contrario tratando de arrancarlas. Este es un método más tedioso y meticuloso (Luthra y Kaur 2016). De la misma manera que en la técnica anterior, se

registra la fuerza en N a la que se ha producido la separación entre las superficies.

La **Figura 4** muestra una representación gráfica de las pruebas de fuerza de adhesión descritas.



**Figura 4.** Esquema representativo de las pruebas de cizalla y tracción para medir la fuerza de adhesión.

### 2.6.3. Análisis cuantitativo y cualitativo de las superficies.

- Perfilometría: Mediante esta técnica se realiza un análisis cuantitativo de la rugosidad de la superficie del material. Los perfilómetros escanean solamente una parte de la superficie y

proporcionan valores de anchura y profundidad de las irregularidades de la superficie. Debido a que es complicado analizar con este método toda la superficie, suele acompañarse de otras técnicas de análisis de la superficie como la microscopía (Bottino y cols. 2006).

- Microscopía: En los estudios de acondicionamiento de superficies y adhesión, el microscopio electrónico de barrido es el más utilizado para analizar de manera cualitativa las superficies de los materiales, tanto antes de la adhesión como después del descementado. Estos microscopios proporcionan imágenes de alta resolución que nos permiten ver con detalle las texturas de las superficies analizadas (Valian y Moravej-Salehi 2014).

- Análisis del fallo adhesivo: Cuando se produce la separación entre las superficies adheridas (en el caso del presente trabajo, la cerámica y el bracket), es interesante analizar en qué interfase se ha producido el fallo, es decir, si la separación ha ocurrido entre la cerámica y el composite o entre el composite y el bracket. Existen varios índices para caracterizar el tipo de fallo, siendo el ARI (Adhesive Remnant Index) el más utilizado en la literatura. El análisis de las superficies suele realizarse con la ayuda de microscopios ópticos y se le asigna a cada muestra una

puntuación de la siguiente manera: 0) no se observa composite en la superficie del material; 1) menos del 50% de la superficie muestra restos de composite; 2) más del 50% pero menos del 100% de la superficie muestra restos de composite; 3) el 100% del composite ha quedado adherido a la superficie (Årtun y Bergland 1984, Montasser y Drummond 2009).





# HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

“Where to, where do I go? If you never try, then you’ll  
never know”

- Speed of sound. Coldplay -



### 3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

La adhesión sobre cerámica es un procedimiento complejo debido a las propiedades de dicho material. A pesar de que en los últimos años se han llevado a cabo numerosos estudios al respecto, no se ha determinado un protocolo ideal para cada tipo de adhesivo o de adherente.

En los últimos estudios sobre adhesión a cerámica se ha experimentado con diferentes tipos de láser, siendo el láser de Ti:Zafiro la última aportación. Dicho láser cuenta con ciertas ventajas respecto a los demás láseres utilizados en odontología, ya que no produce daño térmico ni mecánico en las superficies irradiadas.

Pocos estudios han analizado los efectos de este láser sobre la adhesión de diferentes materiales a cerámica, y solamente dos han investigado la fuerza de unión entre estas superficies y brackets de ortodoncia. Ambos estudios utilizan cerámicas distintas a la zircona y brackets metálicos. Por tanto, no se ha publicado ningún estudio que determine los efectos del láser de Ti:Zafiro como acondicionador de la superficie de la zircona en la fuerza de adhesión de brackets sobre esta cerámica. Además, ningún estudio ha analizado la calidad de la adhesión de brackets cerámicos sobre superficies de porcelana tratadas mediante láser de Ti:Zafiro.

En base a los antecedentes descritos, se formula la siguiente hipótesis:

**“El láser de Ti:Zafiro (femtosegundos) como tratamiento de la superficie de la zircona potencia la adhesión de brackets cerámicos y metálicos sobre esta superficie”.**

De acuerdo con esta hipótesis, los objetivos de nuestro trabajo fueron los siguientes:

1. Realizar un análisis cualitativo y cuantitativo de la literatura mediante una revisión sistemática y meta-análisis de los estudios existentes relativos a los efectos de los distintos láseres como tratamiento acondicionador de la cerámica en la fuerza de adhesión de cementos y composites.
2. Determinar los parámetros ideales del láser de femtosegundos en términos de potencia y de separación entre surcos para conseguir una fuerza de adhesión óptima entre brackets y zircona.
3. Determinar la relación existente entre la rugosidad superficial de la zircona previamente tratada y la fuerza de adhesión de brackets sobre estas superficies.

4. Comparar el efecto de diferentes técnicas de acondicionamiento de las superficies de zircona (abrasión con partículas de alúmina, silicatización, láser de femtosegundos y abrasión con partículas de alúmina seguida de la irradiación con láser de femtosegundos) en la fuerza de adhesión de brackets metálicos y cerámicos.
5. Comparar la fuerza de adhesión entre brackets cerámicos y metálicos cementados a superficies de zircona tratadas mediante cuatro técnicas (abrasión con partículas de alúmina, silicatización, láser de femtosegundos y abrasión con partículas de alúmina seguida de la irradiación con láser de femtosegundos).



# MATERIAL Y MÉTODOS

“I planned each charted course, each careful step along the byway. And more, much more than this, I did it my way”

- My way. Frank Sinatra -





## **4. MATERIAL Y MÉTODOS.**

La presente investigación se dividió en tres fases. En primer lugar, se realizó una revisión sistemática de la literatura y un meta-análisis de los estudios relativos a diferentes tipos de láser como tratamiento de la superficie de la cerámica previo a la adhesión de cementos y composites. En segundo lugar, se llevó a cabo un estudio piloto para determinar cuáles eran los parámetros ideales del láser de femtosegundos para acondicionar la cerámica y conseguir una adecuada adhesión de brackets sobre esta superficie. En último lugar, se estudió la fuerza de adhesión de brackets metálicos y cerámicos cementados sobre superficies de zircona previamente tratada mediante láser de femtosegundos con los parámetros obtenidos en el estudio piloto, y con otros métodos de acondicionamiento tradicionales.

### **4.1. PRIMERA PARTE: REVISIÓN SISTEMÁTICA Y META-ANÁLISIS.**

#### **4.1.1. Revisión sistemática de la literatura.**

En la primera parte del presente estudio se llevó a cabo una revisión sistemática siguiendo las bases PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) (Liberati y cols. 2009). La pregunta de investigación que nos planteamos fue la siguiente: ¿El acondicionamiento de las

superficies mediante láser aumenta la fuerza de adhesión de cementos y composites a materiales cerámicos?.

Se realizó una búsqueda electrónica de las publicaciones relevantes para nuestro estudio en las bases de datos online Pubmed, Embase y Scopus. Se revisaron también las bibliografías de todos los artículos identificados. Los términos de búsqueda utilizados fueron: laser\* combinado con ceramic\* OR porcelain\*, bond\* or adhe\* y strength. No se estableció ningún límite en cuanto a año de publicación o idioma. La búsqueda se fue actualizando, siendo la última que realizamos en mayo de 2017. El programa Endnote X7 (Thompson Reuters, Philadelphia, PA, EEUU) se utilizó para eliminar duplicados.

#### **4.1.2. Selección de los estudios.**

Dos investigadores experimentados (V.G. y C.B.) analizaron los títulos y los resúmenes de todos los artículos previamente identificados de manera independiente. En caso de desacuerdo, se consultó a un tercer revisor (V.P.). Los criterios de inclusión de las publicaciones fueron los siguientes:

- Estudios in-vitro
- Uno o varios dispositivos láser fueron utilizados para acondicionar superficies de cerámica previamente al cementado.

- Cementaron composites o cementos de resina sobre la cerámica.
- Realizaron pruebas de fuerza de adhesión (test de resistencia a la cizalla o a la tracción).
- La fuerza de adhesión se midió en al menos uno de los grupos de láser.

Los estudios que cumplían con los mencionados criterios fueron incluidos en una base de datos y los textos completos fueron analizados por los dos revisores de manera independiente.

#### **4.1.3. Extracción de datos.**

El programa Excel 2013 de Microsoft Office (Microsoft Corporation, Redmond, WA, EEUU) se utilizó para registrar los datos relevantes extraídos de los artículos revisados: año de publicación, grupos estudiados, tipo/s de láser estudiado/s, condiciones en las que se guardaron las muestras una vez preparadas, protocolo de termociclado o ciclado mecánico (si se llevó a cabo), carga aplicada en la prueba de fuerza de adhesión (mm/min), resultados de las pruebas de fuerza de adhesión para cada grupo (MPa) y conclusiones del estudio. En la **tabla 1** están recogidos todos estos datos.

AUTOR Y AÑO	TRATAMIENTO DE SUPERFICIE	n/ grupo	CERÁMICA	CEMENTO / COMPOSITE	ALMACENAMIENTO / TERMOCICLADO / CICLADO MECÁNICO	VELOCIDAD DE CARGA mm/min	RESULTADOS FUERZA DE ADHESIÓN (MPa) Media/Desviación estándar diferencias = diferencias estadísticamente significativas	CONCLUSIONES
El Gamal y cols. 2017	- Control (C) - CO <sub>2</sub> /SW + 9% ácido FH + Silano (CO <sub>2</sub> /HF+S) - FH+S - CO <sub>2</sub> +APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA)+S - APA + S	5	- Disilicato de litio (L) - Zircona (Z)	Composite (Filtek)	Agua destilada 37°/24h	1	- L+C 7.6 (1.92) - Z+C 11.5 (3.02) - L+CO <sub>2</sub> +FH+S 16.71 (4.04) - L+FH+S 16.90 (6.42) - Z+CO <sub>2</sub> +APA+S 30.16 (4.95) - Z+APA+S 26.20 (2.89) - C+R 7.28 (2.75) <sup>ab</sup> - APA+R 13.31 (3.92) <sup>ba</sup> - SC+R 18.05 (3.89) <sup>ca</sup> - Nd:YAG+R 20.99 (8.17) <sup>ca</sup> - C+B 6.82 (2.77) <sup>aa</sup> - APA+B 12.03 (2.86) <sup>aba</sup> - SC+B 17.32 (4.76) <sup>ba</sup> - Nd:YAG+B 22.16 (6.20) <sup>ca</sup>	El láser de CO <sub>2</sub> aumenta la fuerza de adhesión de composite a zircona
Zanatta y cols. 2017	- Control (C) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - APA + silicización (SC) - Nd:YAG 1mm/100m/100s	13	Zircona	Cemento de resina - Rely X U200 (R) - Bifix SE (B)	Agua destilada / 1 semana	1	- Control 9.4 (1.8) <sup>ab</sup> - APA 16.2 (2.6) <sup>b</sup> - Primer 22.8 (5.7) <sup>c</sup> - CO <sub>2</sub> 10W/10mj 18.1 (3.1) <sup>b</sup> - CO <sub>2</sub> 10W/14mj 27.4 (3.7) <sup>cd</sup> - CO <sub>2</sub> 20W/10mj 28.1 (4.9) <sup>cd</sup> - C+R+24h 3.8 (2.2) <sup>aa</sup> - CP+R+24h 11.3 (7.8) <sup>bbc</sup> - SC+R+24h 12.9 (1.4) <sup>bb</sup> - SCS+R+24h 21.1 (8.6) <sup>ba</sup> - APA+R+24h 2.5 (0.6) <sup>ba</sup> - APACP+R+24h 12.0 (5.5) <sup>bb</sup> - ER+R+24h 1.2 (0.4) <sup>ba</sup> - ER+R+24h 13.0 (5.8) <sup>bb</sup> - C+R+6m 1.5 (1.3) <sup>ad</sup> - CP+R+6m 10.4 (4.8) <sup>bbc</sup> - SC+R+6m 17.0 (7.3) <sup>bb</sup> - SCS+R+6m 28.7 (6.4) <sup>ba</sup> - APA+R+6m 6.5 (3.6) <sup>ba</sup> - APACP+R+6m 18.5 (5.5) <sup>bb</sup> - ER+R+6m 1.6 (0.4) <sup>ba</sup> - ER+R+6m 17.5 (4.4) <sup>bb</sup> - C+P+24h 2.5 (2.0) <sup>bbc</sup> - CP+P+24h 3.6 (1.9) <sup>bcc</sup> - SC+P+24h 3.2 (0.9) <sup>bcc</sup> - SCS+P+24h 9.9 (5.0) <sup>ba</sup> - APA+P+24h 10.9 (2.4) <sup>ba</sup> - APACP+P+24h 9.9 (3.1) <sup>ba</sup> - ER+P+24h 0.5 (0.3) <sup>bc</sup> - ER+P+24h 6.6 (5.9) <sup>ba</sup> <sup>bcc</sup>	El láser Nd:YAG mejoró la adhesión de ambos cementos, siendo similar a la silicización para RelyX U200. RelyX U200 fue similar a Bifix SE
Abhari y cols. 2016	- Control - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> - Primer universal - CO <sub>2</sub> : 30mm/10W/10m/10s - CO <sub>2</sub> : 30mm/10W/14m/10s - CO <sub>2</sub> : 30mm/20W/10m/10s	15	Zircona	Cemento de resina (Clearfil)	Agua destilada / T° ambiente / 24h	1	- Control 9.4 (1.8) <sup>ab</sup> - APA 16.2 (2.6) <sup>b</sup> - Primer 22.8 (5.7) <sup>c</sup> - CO <sub>2</sub> 10W/10mj 18.1 (3.1) <sup>b</sup> - CO <sub>2</sub> 10W/14mj 27.4 (3.7) <sup>cd</sup> - CO <sub>2</sub> 20W/10mj 28.1 (4.9) <sup>cd</sup>	El láser de CO <sub>2</sub> puede mejorar la fuerza de adhesión del cemento de resina a zircona
Aras y cols. 2016	- Control (C) - Ceramic Primer (CP) - Silicización (SC) - Silicización + Silano (SCS) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - APA + CP (APACP) - Er,Cr:YSGG (ER) - Er,Cr:YSGG + CP (ERC)  *Er,Cr:YSGG 1mm/3W/30s	5	Zircona	Cemento de resina - Panavia F (P) - RelyX ARC (R)	Agua destilada 37° - 24h - 6 meses	1	- Control 9.4 (1.8) <sup>ab</sup> - APA 16.2 (2.6) <sup>b</sup> - Primer 22.8 (5.7) <sup>c</sup> - CO <sub>2</sub> 10W/10mj 18.1 (3.1) <sup>b</sup> - CO <sub>2</sub> 10W/14mj 27.4 (3.7) <sup>cd</sup> - CO <sub>2</sub> 20W/10mj 28.1 (4.9) <sup>cd</sup> - C+R+24h 3.8 (2.2) <sup>aa</sup> - CP+R+24h 11.3 (7.8) <sup>bbc</sup> - SC+R+24h 12.9 (1.4) <sup>bb</sup> - SCS+R+24h 21.1 (8.6) <sup>ba</sup> - APA+R+24h 2.5 (0.6) <sup>ba</sup> - APACP+R+24h 12.0 (5.5) <sup>bb</sup> - ER+R+24h 1.2 (0.4) <sup>ba</sup> - ER+R+24h 13.0 (5.8) <sup>bb</sup> - C+R+6m 1.5 (1.3) <sup>ad</sup> - CP+R+6m 10.4 (4.8) <sup>bbc</sup> - SC+R+6m 17.0 (7.3) <sup>bb</sup> - SCS+R+6m 28.7 (6.4) <sup>ba</sup> - APA+R+6m 6.5 (3.6) <sup>ba</sup> - APACP+R+6m 18.5 (5.5) <sup>bb</sup> - ER+R+6m 1.6 (0.4) <sup>ba</sup> - ER+R+6m 17.5 (4.4) <sup>bb</sup> - C+P+24h 2.5 (2.0) <sup>bbc</sup> - CP+P+24h 3.6 (1.9) <sup>bcc</sup> - SC+P+24h 3.2 (0.9) <sup>bcc</sup> - SCS+P+24h 9.9 (5.0) <sup>ba</sup> - APA+P+24h 10.9 (2.4) <sup>ba</sup> - APACP+P+24h 9.9 (3.1) <sup>ba</sup> - ER+P+24h 0.5 (0.3) <sup>bc</sup> - ER+P+24h 6.6 (5.9) <sup>ba</sup> <sup>bcc</sup>	El tratamiento con láser no fue suficiente para mejorar la fuerza de adhesión entre la zircona y el cemento de resina. La silicización seguida por la aplicación de un primer obtuvo los valores de adhesión más altos.

Baruticigli y cols. 2016	- Control (C) - Silicatización (SC) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - 10% ácido FH (FH) - Adhesivo universal (AU) - Er:Cr:YSGG 1mm/2W/200m/20s	10	Feldespática	Cemento de resina (Reiy X U200)	Agua destilada 37º/24h	0.5	- C+P+6m 7.1 (1.4) <sup>abcd</sup> - CP+P+6m 10.6 (3.1) <sup>abc</sup> - SC+P+6m 5.0 (1.1) <sup>klde</sup> - SCS+P+6m 10.9 (4.3) <sup>bc</sup> - APA+P+6m 18.7 (2.9) <sup>mn</sup> - APACP+P+6m 12.9 (2.8) <sup>lab</sup> - ER+P+6m 0.5 (0.1) <sup>klc</sup> - ERC+P+6m 3.2 (2.2) <sup>klde</sup> - C 7.751 (2.336) <sup>b</sup> - SC 8.757 (3.148) <sup>ab</sup> - APA 9.139 (2.428) <sup>ab</sup> - FH 10.144 (2.510) <sup>ab</sup> - AU 10.728 (3.449) <sup>b</sup> - Er:Cr:YSGG 9.137 (2.642) <sup>ab</sup> - SL Control 13.54 (0.70) <sup>aa</sup> - SL ErYAG 17.17 (1.22) <sup>ab</sup> - SL CO <sub>2</sub> 2W17.47 (1.60) <sup>ab</sup> - SL CO <sub>2</sub> 4W 16.57 (1.31) <sup>ab</sup> - SC Control 12.33 (0.96) <sup>ba</sup> - SC ErYAG 16.02 (1.51) <sup>ab</sup> - SC CO <sub>2</sub> 2W 15.49 (1.28) <sup>bb</sup> - SC CO <sub>2</sub> 4W 15.91 (1.68) <sup>ab</sup> - APA 24h 22 <sup>A</sup> - SC 24h 20.8 <sup>A</sup> - Yb:YAG/L10 24h 42.3 <sup>B</sup> - Yb:YAG/L20 24h 37.9 <sup>B</sup> - APA 1m 20.1 <sup>A</sup> - SC 1m 19.0 <sup>A</sup> - Yb:YAG/L10 1m 42.3 <sup>B</sup> - Yb:YAG/L20 1m 34.3 <sup>B</sup>	Los tratamientos de superficie de la cerámica pueden mejorar la fuerza de adhesión de cemenys de resina. No hubo diferencias significativas entre los diferentes tratamientos
Dele y cols. 2016	- SL Control - SL ErYAG 10mm/6W/300ml/5s - SL CO <sub>2</sub> 2W/20m/10s - SL CO <sub>2</sub> 4W/20m/10s - SC Control - SC ErYAG 10mm/6W/300ml/5s - SC CO <sub>2</sub> 2W/20m/10s - SC CO <sub>2</sub> 4W/20m/10s	10	Zirconia - (SL) Sinterizado largo - (SC) Sinterizado corto	Discos de composite = Cemento de resina (Panavia 2.0)	Agua destilada 37º/24h	1	- SL Control 13.54 (0.70) <sup>aa</sup> - SL ErYAG 17.17 (1.22) <sup>ab</sup> - SL CO <sub>2</sub> 2W17.47 (1.60) <sup>ab</sup> - SL CO <sub>2</sub> 4W 16.57 (1.31) <sup>ab</sup> - SC Control 12.33 (0.96) <sup>ba</sup> - SC ErYAG 16.02 (1.51) <sup>ab</sup> - SC CO <sub>2</sub> 2W 15.49 (1.28) <sup>bb</sup> - SC CO <sub>2</sub> 4W 15.91 (1.68) <sup>ab</sup>	Variaciones en el tiempo de sinterización pueden afectar la fuerza de adhesión a zirconia. La irradiación con láseres de CO <sub>2</sub> y Er:YAG obtuvieron fuerzas de adhesión suficientes entre el cemento y la zirconia
Estreves-Olheira y cols. 2016	- APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - Silicatización (SC) - Yb:YAG 9W/L10 - Yb:YAG 9W/L20	63/72/ 71/63/ 44/49/ 52/59	Zirconia	Silano + composite	Agua destilada 37º - 24h - 1 mes	0.5	- APA 24h 22 <sup>A</sup> - SC 24h 20.8 <sup>A</sup> - Yb:YAG/L10 24h 42.3 <sup>B</sup> - Yb:YAG/L20 24h 37.9 <sup>B</sup> - APA 1m 20.1 <sup>A</sup> - SC 1m 19.0 <sup>A</sup> - Yb:YAG/L10 1m 42.3 <sup>B</sup> - Yb:YAG/L20 1m 34.3 <sup>B</sup>	La irradiación con láser incrementó significativamente la fuerza de adhesión del composite a la cerámica.
Uzun y cols. 2016	- Abrasión con fresa (A) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - Er:YAG 2W/200m/10s	10	- Zirconia (Z) - Feldespática (F)	silano + composite (Grandio SO)	Agua destilada 37º/24h	1	- Z+A 68.4 (10.4) <sup>aa</sup> - Z+APA 31.0 (10.0) <sup>ab</sup> - Z+ErYAG 16.4 (5.3) <sup>bc</sup> - F+A 42.3 (11.3) <sup>ba</sup> - F+APA 25.2 (5.9) <sup>ba</sup> - F+ErYAG 27.6 (5.6) <sup>ba</sup>	El láser Er:YAG fue la técnica menos efectiva para preparar la superficie de la zirconia, pero puede ser una alternativa para acondicionar porcelana feldespática
Vicente y cols. 2016	- Control (C) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> - Silicatización (SC) - Láser FS step 20µ (FS20) - Láser FS step 40µ (FS40)	15	Zirconia	Cemento de resina (Clearfil)	- Agua destilada (A) - Ciclado mecánico 90N (50000 cycles; 3 cycles/s) (CM)	0.5	- C+A 4.4 (1.3) <sup>b</sup> - C+CM 3.1 (0.5) <sup>b</sup> - APA+A 8.1 (3.6) <sup>b</sup> - APA+CM 7.2 (3.4) <sup>b</sup> - SC+A 9.5 (2.3) <sup>bc</sup> - SC+CM 7.9 (1.7) <sup>b</sup> - FS20+A 10.8 (1.9) <sup>f</sup> - FS20+CM 8.5 (1.0) <sup>b</sup> - FS40+A 10.7 (1.4) <sup>c</sup> - FS40+CM 7.7 (0.4) <sup>b</sup>	El ciclado mecánico disminuye la efectividad adhesiva de la interfase zirconia-cemento cuando se aplica cualquiera de los tratamientos de superficie, excepto APA, el cual no se ve afectado por el ciclado. El láser de femtosegundos y la silicatización mejoran la fuerza de adhesión zirconia-cemento.

Vicente Prieto y cols. 2016	- Control (C) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - Silicatización (SC) - Láser FS 100mm/4mj	Zircona	Cemento de resina (Clearfil)	Agua destilada 37º/72h	0.5	- C 4.4 (1.3) <sup>a</sup> - APA 8.1 (3.6) <sup>b</sup> - SC 9.5 (2.3) <sup>bc</sup> - FS 10.8 (1.9) <sup>c</sup>	El láser de femtosegundos y la silicatización mejoran la fuerza de adhesión zircona-cemento
Yenisey y cols. 2016	- Control (C) - Silano (S) - Silano-Pen (SP) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - APA+Silano (APAS) - APA+Silicatización Cojet (APACo) - APA+Silicatización Rocatec (APARo) - APA+AP diamante+silano (APAD) - APA + Silano-Pen (APASP) - APA+Er:YAG-silano (Er:YAG) *Er:YAG 6W/120mj/5s	Zircona: - (SL) Sintetizado largo - (SC) Sintetizado corto	Composite (Filtek) + Panavia F	Agua destilada 37º/24h Termociclado 6000 ciclos / 5-55º/30s	1	- SL+C 4.62 (0.62) <sup>aa</sup> - SL+S 5.55 (0.74) <sup>abc</sup> - SL+SP 6.51 (0.94) <sup>abc</sup> - SL+APAS 4.89 (1.32) <sup>ab</sup> - SL+APAS 7.26 (1.33) <sup>bc</sup> - SL+APACo 11.19 (1.44) <sup>ad</sup> - SL+APARo 4.89 (0.65) <sup>ab</sup> - SL+APAD 5.70 (0.96) <sup>abc</sup> - SL+APASP 6.10 (0.52) <sup>abc</sup> - SL+ Er:YAG 6.70 (0.66) <sup>abc</sup> - SC+C 4.70 (0.63) <sup>aa</sup> - SC+S 5.59 (0.63) <sup>aa</sup> - SC+SP 5.71 (0.75) <sup>ab</sup> - SC+APA 5.91 (0.73) <sup>ab</sup> - SC+APAS 7.36 (1.26) <sup>abc</sup> - SC+APACo 13.36 (2.41) <sup>ad</sup> - SC+APARo 6.01 (1.62) <sup>ab</sup> - SC+APAD 6.54 (1.36) <sup>abc</sup> - SC+APASP 9.22 (1.47) <sup>abcd</sup> - SC+ Er:YAG 6.70 (1.03) <sup>abc</sup>	La variación en el tiempo de sinterizado afectó a la fuerza de adhesión entre la zircona. Los tratamientos de superficie también la afectaron. La silicatización con el sistema Cojet incrementó de manera significativa la fuerza de adhesión
Akhanan Zamjani y cols. 2015	- APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> - CO <sub>2</sub> 4W/50s - Er:Cr:YSGG 1mm/3W/50s - Er:Cr:YSGG 1mm/2W/50s	Zircona	Cemento de resina (Panavia F2.0)	Incubación 48h/37º/ 98% humedad	0.5	- APA 37.3066 (5.57471) <sup>a</sup> - CO <sub>2</sub> 29.0802 (6.59420) <sup>b</sup> - Er:Cr:3W 27.5204 (4.85286) <sup>b</sup> - Er:Cr:2W 21.9773 (5.31486) <sup>c</sup>	APA fue más efectivo que el CO2 y Er:Cr:1SGG. CO <sub>2</sub> 4-W y Er:Cr:YSGG 3-W pueden ser una alternativa.
Akin y cols. 2015	- Control (C) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - Silicatización (SC) - Nd:YAG 0mm/1W/100mj/20s - Er:YAG 10mm/1.5W/150mj/20s	Zircona	Composite (Variolink N)		0.5	- C 11.7 (1.83) <sup>a</sup> - APA 15.03 (1.85) <sup>b</sup> - SC 19.08 (2.97) <sup>b</sup> - Nd:YAG 16.01 (1.92) <sup>bc</sup> - Er:YAG 18.08 (3.61) <sup>cd</sup>	Todos los tratamientos fueron efectivos en la adhesión composite-zircona. Los láseres se pueden utilizar para mejorar esta adhesión.
Akpinari y cols. 2015a	-FS 90º 750mW/11cm -FS 75º 750mW/11cm -FS 60º 750mW/11cm -FS 45º 750mW/11cm	Zircona	Cemento de resina RelyX	Desecador/ temperatura ambiente / 24h	1	-FS 90º 10.79 (1.8) <sup>a</sup> -FS 75º 13.48 (1.2) <sup>b</sup> -FS 60º 15.85 (0.81) <sup>c</sup> -FS 45º 18.2 (1.43) <sup>d</sup>	Cuando el ángulo entre la superficie y el haz disminuye, la fuerza de adhesión zircona-cemento aumenta
Akpinari y cols. 2015b	-FS recesión cuadrada (RQ) -FS proyección cuadrada(PQ) -FS recesión circular (RC) -FS proyección circular (PC) *750mW/11cm	Zircona	Cemento de resina RelyX	Desecador/ Temperatura ambiente /24h	1	-FS RQ 14.23 (2.98) <sup>a</sup> -FS PQ 18.26 (1.41) <sup>b</sup> -FS RC 9.86 (1.83) <sup>c</sup> -FS PC 18.62 (1.66) <sup>d</sup>	Los valores de adhesión para PC y PQ fueron mayores que para RQ y RC. Los valores de adhesión para PC y PQ fueron muy similares
Gomes y cols. 2015	- Control (C) - Silicatización (ROC) - Er:YAG 5mm/200mj (LA) - Er:YAG 5mm/200mj + ROC (LAROC)	Zircona	- (BIF) Bifix - (CL) Clearfil	Agua destilada 37º/24h n/2; (TC) Termociclado 5000 ciclos / 5-55º/	0.5	- C-BIF-24h 7.5 (5.6) <sup>aa</sup> - C-BIF-TC 0.0 (0.0) <sup>ab</sup> - C-CL-24h 6.8 (3.4) <sup>ca</sup> - C-CL-TC 1.5 (2.6) <sup>cb</sup> - ROC+BIF-24h 17.3 (6.6) <sup>ba</sup>	El termociclado no afecta los valores de adhesión de la interfase cuando se aplica un cemento autoadhesivo con 10-MDP en su composición sobre

Kara y cols. 2015	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Láser FS 11cm/400mW</li> <li>- Nd:YAG 1mm/2W/100mJ</li> <li>- Er:YAG 1mm/6W/300mJ</li> </ul>	12	<ul style="list-style-type: none"> <li>- (Z) Zircona Z</li> <li>- (ZP) Zircona ZP</li> </ul>	30s	<ul style="list-style-type: none"> <li>- ROC+BIF+TC 1.9 (1.5)<sup>ab</sup></li> <li>- ROC+CL+24h 15.8 (4.8)<sup>aa</sup></li> <li>- ROC+CL+TC 15.3 (5.8)<sup>aa</sup></li> <li>- LA+BIF+24h 5.7 (2.3)<sup>ba</sup></li> <li>- LA+BIF+TC 1.8 (3.8)<sup>bb</sup></li> <li>- LA+CL+24h 6.9 (2.0)<sup>ca</sup></li> <li>- LA+CL+TC 0.0 (0.0)<sup>ca</sup></li> <li>- LAROC+BIF+24h 18.9 (4.6)<sup>aa</sup></li> <li>- LAROC+BIF+TC 0.9(2.2)<sup>ac</sup></li> <li>- LAROC+CL+24h 11.1 (3.8)<sup>bb</sup></li> <li>- LAROC+CL+TC 9.9 (3.5)<sup>bb</sup></li> <li>- Z+FS 52.82 (13.48)</li> <li>- Z+Er:YAG 42.51 (9.59)</li> <li>- Z+ Nd:YAG 40.33 (16.59)</li> <li>- ZP+FS 51.18 (3.81)<sup>a</sup></li> <li>- ZP+Er:YAG 41.77 (9.54)<sup>b</sup></li> <li>- ZP+Nd:YAG 40.27 (6.00)<sup>b</sup></li> <li>- C 23.35 (3.12)</li> <li>- CO<sub>2</sub> 14.00 (1.96)</li> <li>- Nd:YAG 18.95 (3.46)</li> <li>- C+TC 1.80(1.23)</li> <li>- CO<sub>2</sub>+TC 3.70 (1.56)<sup>a</sup></li> <li>- Nd:YAG+TC 4.77 (1.72)<sup>a</sup></li> <li>- C 15.90 (0.96)<sup>a</sup></li> <li>- APA 16.73 (1.99)<sup>ab</sup></li> <li>- Nd:YAG 18.87 (1.84)<sup>b</sup></li> <li>- Er:Cr:YSGG 16.55 (2.38)<sup>ab</sup></li> <li>- APA+Nd:YAG 17.44 (1.95)<sup>ab</sup></li> <li>- APA+Er:Cr:YSGG 18.83 (2.24)<sup>b</sup></li> <li>- C3.87 (1.17)<sup>c</sup></li> <li>- APA 12.03 (2.58)<sup>b</sup></li> <li>- L1 4.10 (1.20)<sup>ac</sup></li> <li>- L2 4.51 (1.2)<sup>ac</sup></li> <li>- L3 4.41 (1.16)<sup>ac</sup></li> <li>- L4 5.00 (1.53)<sup>ac</sup></li> <li>- L5 4.47 (1.31)<sup>ac</sup></li> <li>- L6 4.62 (0.90)<sup>ac</sup></li> <li>- L7 5.40 (1.68)<sup>ac</sup></li> <li>- L8 6.33 (1.69)<sup>c</sup></li> <li>- L9 5.81 (1.89)<sup>ac</sup></li> <li>- C+TC 3.81 (1.07)<sup>a</sup></li> <li>- APA+TC 12.16 (3.39)<sup>b</sup></li> <li>- L1+TC 3.79 (1.01)<sup>a</sup></li> <li>- L2+TC 3.98 (1.10)<sup>a</sup></li> <li>- L3+TC 4.45 (1.23)<sup>a</sup></li> <li>- L4+TC 4.52 (1.19)<sup>a</sup></li> <li>- L5+TC 4.58 (1.28)<sup>a</sup></li> <li>- L6+TC 4.24 (0.89)<sup>a</sup></li> </ul>	<p>superficies de zircona tratadas con silicización (con o sin Er:YAG)</p> <p>La eficacia adhesiva es más alta si la superficie se trata solamente con silicización (sin aplicar el láser) independientemente del TC. Er:YAG no es efectivo para mejorar la fuerza de adhesión resina-zircona.</p> <p>El láser de femtosegundos proporciona las fuerzas de adhesión más altas.</p> <p>El láser de FS es un método efectivo para mejorar la adhesión de cemento-zircona</p> <p>CO<sub>2</sub> y Nd:YAG aumentan la durabilidad de la adhesión de cemento a zircona después del termociclado y almacenaje en agua durante 6 meses.</p> <p>Varios métodos de acondicionamiento de la superficie de la zircona, especialmente Er:Cr:YSGG, mejoran la fuerza de adhesión composite-cerámica</p> <p>Nd:YAG puede cambiar las características morfológicas de la cerámica pero no aumenta la fuerza de adhesión de cementos sobre estas cerámicas.</p> <p>Cambiar la potencia y aumentar el tiempo de irradiación no producen fuerzas de adhesión más altas y pueden provocar defectos en el material. La abrasión con partículas de alúmina puede mejorar las propiedades adhesivas de la zircona al cemento de resina.</p>
Kasraei y cols. 2015	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Control (C)</li> <li>- CO<sub>2</sub> 1mm/3W/10s</li> <li>- Nd:YAG 1mm/2W/10s</li> </ul>	15	Zircona	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Agua destilada 37°/24h</li> <li>- TC: Termociclado 3000 ciclos/ 5-55°/ 30s/37°/6meses</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- C 14.00 (1.96)</li> <li>- Nd:YAG 18.95 (3.46)</li> <li>- C+TC 1.80(1.23)</li> <li>- CO<sub>2</sub>+TC 3.70 (1.56)<sup>a</sup></li> <li>- Nd:YAG+TC 4.77 (1.72)<sup>a</sup></li> </ul>	<p>CO<sub>2</sub> y Nd:YAG aumentan la durabilidad de la adhesión de cemento a zircona después del termociclado y almacenaje en agua durante 6 meses.</p>
Kirmali y cols. 2015	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Control (C)</li> <li>- APA CoJet</li> <li>- Nd:YAG 1mm/1W/200mJ/20s</li> <li>- Er:Cr:YSGG 10mm/1.5W/20s</li> <li>- APA+Nd:YAG</li> <li>- APA+Er:Cr:YSGG</li> </ul>	10	Zircona	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Agua destilada 37°/24h</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- C 15.90 (0.96)<sup>a</sup></li> <li>- APA 16.73 (1.99)<sup>ab</sup></li> <li>- Nd:YAG 18.87 (1.84)<sup>b</sup></li> <li>- Er:Cr:YSGG 16.55 (2.38)<sup>ab</sup></li> <li>- APA+Nd:YAG 17.44 (1.95)<sup>ab</sup></li> <li>- APA+Er:Cr:YSGG 18.83 (2.24)<sup>b</sup></li> </ul>	<p>Varios métodos de acondicionamiento de la superficie de la zircona, especialmente Er:Cr:YSGG, mejoran la fuerza de adhesión composite-cerámica</p>
Liu y cols. 2015	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Control (C)</li> <li>- APA+CO</li> <li>- Nd:YAG 1W/10Hz/100mJ/30s (L1)</li> <li>- Nd:YAG 1W/10Hz/100mJ/60s (L2)</li> <li>- Nd:YAG 1W/10Hz/100mJ/90s (L3)</li> <li>- Nd:YAG 2W/20Hz/100mJ/30s (L4)</li> <li>- Nd:YAG 2W/20Hz/100mJ/60s (L5)</li> <li>- Nd:YAG 2W/20Hz/100mJ/90s (L6)</li> <li>- Nd:YAG 3W/30Hz/100mJ/30s (L7)</li> <li>- Nd:YAG 3W/30Hz/100mJ/60s (L8)</li> <li>- Nd:YAG 3W/30Hz/100mJ/90s (L9)</li> </ul>	20	Zircona	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Agua destilada 37°/24h</li> <li>- h/2: (TC) Termociclado 20000 ciclos 5-55°/28 días</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- C3.87 (1.17)<sup>c</sup></li> <li>- APA 12.03 (2.58)<sup>b</sup></li> <li>- L1 4.10 (1.20)<sup>ac</sup></li> <li>- L2 4.51 (1.2)<sup>ac</sup></li> <li>- L3 4.41 (1.16)<sup>ac</sup></li> <li>- L4 5.00 (1.53)<sup>ac</sup></li> <li>- L5 4.47 (1.31)<sup>ac</sup></li> <li>- L6 4.62 (0.90)<sup>ac</sup></li> <li>- L7 5.40 (1.68)<sup>ac</sup></li> <li>- L8 6.33 (1.69)<sup>c</sup></li> <li>- L9 5.81 (1.89)<sup>ac</sup></li> <li>- C+TC 3.81 (1.07)<sup>a</sup></li> <li>- APA+TC 12.16 (3.39)<sup>b</sup></li> <li>- L1+TC 3.79 (1.01)<sup>a</sup></li> <li>- L2+TC 3.98 (1.10)<sup>a</sup></li> <li>- L3+TC 4.45 (1.23)<sup>a</sup></li> <li>- L4+TC 4.52 (1.19)<sup>a</sup></li> <li>- L5+TC 4.58 (1.28)<sup>a</sup></li> <li>- L6+TC 4.24 (0.89)<sup>a</sup></li> </ul>	<p>Nd:YAG puede cambiar las características morfológicas de la cerámica pero no aumenta la fuerza de adhesión de cementos sobre estas cerámicas.</p> <p>Cambiar la potencia y aumentar el tiempo de irradiación no producen fuerzas de adhesión más altas y pueden provocar defectos en el material. La abrasión con partículas de alúmina puede mejorar las propiedades adhesivas de la zircona al cemento de resina.</p>

Loffredo y cols. 2015	- 10% ácido FH (FH) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> + FH (APAFH) - Er:YAG 500nm/4Hz/0.3mm/40s - Er:YAG 500nm/4Hz+FH - Er:YAG 400nm/6Hz - Er:YAG 400nm/6Hz + FH - Er:YAG 0.3mm/40s	7	Feldespatítica	Silano + cemento de resina (Relay X ARC)	Agua destilada 37º/24h	0.5	- L7+TC 5.29 (1.42) <sup>a</sup> - L8+TC 5.73 (1.67) <sup>a</sup> - L9+TC 5.45 (1.38) <sup>a</sup> - FH 17.55 (3.9) <sup>bcd</sup> - APAFH 18.8 (2.6) <sup>d</sup> - Er:YAG500 21.8 (2.5) <sup>d</sup> - Er:YAG500+FH12.62 (3.5) <sup>ab</sup> - Er:YAG400 15.81 (4.3) <sup>abc</sup> - Er:YAG400+FH 11.59 (3.4) <sup>a</sup>	Er:YAG a 500 nm/4 Hz obtuvo resultados similares al grabado con ácido FH y al grupo de APAFH, y fue superior a los otros grupos de Er:YAG.
Sadeghi y cols. 2015	- Control (C) - 9% ácido FH (FH) - Er:YAG 2W/100nm/1mm/20s - Er:YAG 3W/150nm/1mm/20s - Er:YAG 4W/200nm/1mm/20s - Er:YAG 5W/250nm/1mm/20s	12	Feldespatítica	- Silano + composite (Point 4, Kerr)	Agua destilada 37º/2 semanas Termociclado 1500 ciclos / 5-55º/60s	1	- C 3.76 (0.89) - FH 12.29 (3.04) - Er:YAG 2W 1.96 (0.76) - Er:YAG 3W 2.23 (0.60) - Er:YAG 4W 2.93 (0.47) - Er:YAG 5W 8.00 (2.22) - APA+P+24h 5.97 (2.27) <sup>aa</sup> - SC+P+24h 12.13 (4.69) <sup>ba</sup> - Nd:YAG+P+24h 6.32 (3.34) <sup>aa</sup> - APA+P+14d 4.35 (3.11) <sup>aa</sup> - SC+P+14d 10.77 (4.20) <sup>ba</sup> - Nd:YAG+P+14d 4.85 (1.90) <sup>aa</sup> - APA+V+24h 2.24 (1.05) <sup>ab</sup> - SC+V+24h 15.05 (11.53) <sup>ba</sup> - Nd:YAG+V+24h 2.97 (0.80) <sup>ca</sup> - APA+V+14d 1.98 (1.54) <sup>ab</sup> - SC+V+14d 14.30 (5.56) <sup>ba</sup> - Nd:YAG+V+14d 2.51 (1.65) <sup>aa</sup>	El ácido FH obtuvo mayores fuerzas de adhesión que el láser Er:YAG a diferentes potencias. Er:YAG a 5W, 250 nm/20 Hz fue el más efectivo de todos los grupos de láser. Resinas de cemento con MDP aumentan la fuerza de adhesión a zircona tratada con APA y SC pero los resultados a largo plazo de la silicización son cuestionables.
Taniş y Akgaoy 2015	- APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> - APA-Silicización(SC) - APA+Nd:YAG 2W/100nm/2min	10	Zircona	Cementos de resina: - (F) Panavia F II - (V) Variolink II	Agua destilada 37º - 24h - 14 días	1	- L+C 7.61 (3.69) <sup>aa</sup> - L+APA 9.80 (3.65) <sup>ba</sup> - L-SC 29.10 (4.01) <sup>aa</sup> - L+FH 26.07 (5.84) <sup>aa</sup> - L+Er:YAG 4.92 (2.53) <sup>aa</sup> - L+Nd:YAG 5.30 (2.13) <sup>aa</sup> - L+FS 12.66 (1.55) <sup>aa</sup> - Z+C 7.62 (4.26) <sup>ca</sup> - Z+APA 19.94 (5.04) <sup>ab</sup> - Z+SC 28.08 (5.30) <sup>aa</sup> - Z+FH 16.72 (3.39) <sup>bb</sup> - Z+Er:YAG 9.47 (3.47) <sup>ca</sup> - Z+Nd:YAG 9.08 (2.97) <sup>ca</sup> - Z+FS 15.12 (2.67) <sup>aa</sup>	La aplicación de silano después de la silicización mejora la fuerza de adhesión a ambas cerámicas; mientras el grabado con ácido FH es favorable solo para la cerámica de disilicato de litio. El tratamiento con láser de femtosegundos parece ser un método adecuado para fortalecer la adhesión de los cementos de resina a cerámica.
Yavuz y cols. 2015	- Control (C) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - Silica coating (SC) - 5% ácido FH (FH) - Er:YAG 1mm/100W/500nm) - Nd:YAG 1mm/2W/100nm) - Láser FS 750mW (FS)	12	- Disilicato de litio (L) - Zircona (Z)	Silano + composite	Agua destilada 37º/24h Termociclado 1000 ciclos / 5-55º/30s	0.5	- C 11.87 (2.07) <sup>a</sup> - APA 17.24 (3.22) <sup>b</sup> - Er:YAG 11.15 (1.36) <sup>b</sup> - Nd:YAG 9.32 (1.65) <sup>a</sup> - C+P 0.2 <sup>a</sup> - APA+P 12.2 <sup>ab</sup>	APA es el método más efectivo. El láser Nd:YAG disminuyó la fuerza de adhesión. Las fuerzas de adhesión sobre zircona no tratada y tratada con
Arami y cols. 2014	- Control (C) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - Er:YAG 4mm/2W/10s - Nd:YAG 1mm/1.5W/2min	10	Zircona	Composite (Clearfil)	Agua destilada 37º/60 days	0.5	- C 11.87 (2.07) <sup>a</sup> - APA 17.24 (3.22) <sup>b</sup> - Er:YAG 11.15 (1.36) <sup>b</sup> - Nd:YAG 9.32 (1.65) <sup>a</sup> - C+P 0.2 <sup>a</sup> - APA+P 12.2 <sup>ab</sup>	APA es el método más efectivo. El láser Nd:YAG disminuyó la fuerza de adhesión. Las fuerzas de adhesión sobre zircona no tratada y tratada con
Erdem y cols.	- Control (C) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA)	10	Zircona	Cemento de resina:	Agua destilada 37º/60 days	0.5	- C 11.87 (2.07) <sup>a</sup> - APA 17.24 (3.22) <sup>b</sup> - Er:YAG 11.15 (1.36) <sup>b</sup> - Nd:YAG 9.32 (1.65) <sup>a</sup> - C+P 0.2 <sup>a</sup> - APA+P 12.2 <sup>ab</sup>	APA es el método más efectivo. El láser Nd:YAG disminuyó la fuerza de adhesión. Las fuerzas de adhesión sobre zircona no tratada y tratada con



2014	- APA + silicización + silano (SC) - Er:YAG 10mm/2W/200ml/10s	- Panavia F (P) - Rely X U100 (R) - Clearfil (CL) - Superbond (SB) - Multilink (M)	Zirconia	0.5	- SC+P 13.3 <sup>a1</sup> - Er:YAG+P 0.4 <sup>a</sup> - C+R 0.3 <sup>a</sup> - APA+R 12.7 <sup>b1</sup> - SC+R 10.5 <sup>a2</sup> - Er:YAG+R 0.1 <sup>a</sup> - C+CL 0.0 <sup>a</sup> - APA+CL 1.8 <sup>a2</sup> - SC+CL 8.8 <sup>a2</sup> - Er:YAG+CL 0.1 <sup>a</sup> - C+SB 0.2 <sup>a</sup> - APA+SB 0.4 <sup>a2</sup> - SC+SB 0.9 <sup>a3</sup> - Er:YAG+SB 0.4 <sup>a</sup> - C+M 0.0 <sup>a</sup> - APA+M 0.3 <sup>a2</sup> - SC+M 10.1 <sup>b1,2</sup> - Er:YAG+M 0.0 <sup>a</sup>	laser fueron bajas. Los métodos APA y SC pueden mejorar la adhesión. Los cementos adhesivos con PMC (Panavia 2.0, Clearfil Esthetic, and Rely X U100) combinados con APA o SC producen las fuerzas de adhesión más altas. La silicización aumentó los valores de adhesión de los cementos libres de monómero de fosfato (Multilink). Independientemente del tipo de cemento, el láser no mejoró la fuerza de adhesión.
Ghasemi y cols. 2014	- Control (C) - DS2: Er,Cr:YSGG 1mm/2W/50sec (después de sinterización) - DS3: Er,Cr:YSGG 1mm/3W/50sec (después de sinterización) - AS2: Er,Cr:YSGG 1mm/2W/50sec (antes de sinterización) - PS3: Er,Cr:YSGG 1mm/3W/50sec (antes de sinterización) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Panavia 2.0	Zirconia	0.5	- C 26.86 (6.11) <sup>a</sup> - DS2 32.04 (7.37) <sup>ab</sup> - DS3 34.92 (7.70) <sup>b</sup> - AS2 30.38 (6.34) <sup>ab</sup> - AS3 29.51 (5.32) <sup>ab</sup> - APA 52.55 (9.23)	APA es más efectivo que Er,Cr:YSGG. Er,Cr:YSGG a 3W después de sinterización puede ser un método de acondicionamiento adecuado para mejorar la adhesión.
Kasraei y cols. 2014a	- Control (C) - CO <sub>2</sub> 1mm/3W/10s	Composite (Filtek Z 250)	Zirconia	0.5	- C 5.95 (1.14) <sup>a</sup> - CO <sub>2</sub> 12.12 (3.02)	El láser de CO <sub>2</sub> mejora la fuerza de adhesión primaria entre el composite y la zirconia
Kasraei y cols. 2014b	- Control (C) - CO <sub>2</sub> 1mm/3W/265.39l/cm <sup>2</sup> /10s - Er:YAG 0.5mm/2W/200ml/10s	Composite (Filtek Z 250)	Zirconia	0.5	- C 5.97 (1.14) <sup>a</sup> - CO <sub>2</sub> 12.12 (3.02) <sup>k</sup> - Er:YAG 6.65 (1.77) <sup>b</sup>	CO <sub>2</sub> y Er:YAG aumentaron los valores de adhesión, siendo CO <sub>2</sub> superior
Subaşı e Inan 2014	- Control (C) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> - Silicización (SC) - Er:YAG 1mm/AW/400ml/15s - APA+Er:YAG	Cilindros de composite cementados con RelyX (CL) Clearfil (P) Panavia F	Zirconia	0.5	- CR 2.43 (0.62) <sup>a1,2</sup> - APA+R 2.07 (0.55) <sup>a1</sup> - Er:YAG+R 0.37 <sup>a1</sup> - APA+Er:YAG+R 2.72 (0.77) <sup>a1,2</sup> - C+CL 3.52 (0.39) <sup>ab,3</sup> - APA+CL 3.47 (1.04) <sup>ab,1,2</sup> - SC+CL 3.09 (0.95) <sup>a1,2</sup> - Er:YAG+CL 2.79 (0.64) <sup>a2</sup> - APA+Er:YAG+CL 4.11 (0.68) <sup>a2</sup> - C+P 2.95 (0.23) <sup>a2</sup> - APA+P 4.00 (0.26) <sup>a2</sup> - SC+P 3.74 (0.89) <sup>b,2</sup> - Er:YAG+P 2.48 (0.38) <sup>a2</sup> - APA+Er:YAG+P 4.18 (0.58) <sup>a2</sup>	Todos los tratamientos de superficie menos el láser fueron adecuados para acondicionar la zirconia antes del cementado. El tratamiento de superficie o la selección del cemento pueden condicionar la adhesión entre el composite y la cerámica. La selección del cemento fue más importante que el tratamiento de superficie. Los cementos PMC (CL y P) fueron adecuados para la adhesión sobre zirconia.

Kursoglu y cols. 2013	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Control (C)</li> <li>- 9.5% ácido FH (FH)</li> <li>- Er:Cr:YSGG 1.5W</li> <li>- Er:Cr:YSGG 2.5W</li> <li>- Er:Cr:YSGG 6W</li> <li>- Er:Cr:YSGG 1mm/300nm/60s</li> </ul>	10	Disilicato de litio	Composite (Filtek) + cemento de resina (Rejix)	Agua destilada 37º/24h	1	<ul style="list-style-type: none"> <li>- C 1.95 (1.06)<sup>a</sup></li> <li>- FH 8.42 (1.86)<sup>a</sup></li> <li>- Er:Cr:YSGG 1.5W 3.88 (1.94)<sup>b</sup></li> <li>- Er:Cr:YSGG 2.5W 3.65 (1.87)<sup>b</sup></li> <li>- Er:Cr:YSGG 6W 3.59 (1.19)<sup>c</sup></li> </ul>	Er:Cr:YSGG a 1.5 y 2.5 W aumenta la adhesión comparado con el control. El ácido FH es más efectivo que cualquiera de los tratamientos de láser analizados.
Lin y cols. 2013	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Control (C)</li> <li>- APA Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></li> <li>- Er:YAG 1W/100mm/5s (L1)</li> <li>- Er:YAG 1W/100mm/10s (L2)</li> <li>- Er:YAG 1W/100mm/15s (L3)</li> <li>- Er:YAG 2W/200mm/5s (L4)</li> <li>- Er:YAG 2W/200mm/10s (L5)</li> <li>- Er:YAG 2W/200mm/15s (L6)</li> <li>- Er:YAG 3W/300mm/5s (L7)</li> <li>- Er:YAG 3W/300mm/10s (L8)</li> <li>- Er:YAG 3W/300mm/15s (L9)</li> </ul>	10	Zircona	Resin cement (Clearfil)	Agua destilada 37º/24h n/2; (TC) Termociclado 20000 ciclos / 5-55º/28 days	1	<ul style="list-style-type: none"> <li>- C 3.87 (1.17)<sup>a</sup></li> <li>- APA 12.03 (2.58)<sup>b</sup></li> <li>- L1 4.26 (0.90)<sup>a</sup></li> <li>- L2 3.66 (1.03)<sup>a</sup></li> <li>- L3 3.83 (0.88)<sup>a</sup></li> <li>- L4 4.60 (1.57)<sup>a</sup></li> <li>- L5 5.37 (1.37)<sup>a</sup></li> <li>- L6 4.82 (1.46)<sup>a</sup></li> <li>- L7 4.88 (1.73)<sup>a</sup></li> <li>- L8 5.74 (1.86)<sup>a</sup></li> <li>- L9 5.61 (1.47)<sup>a</sup></li> <li>- G+TC 3.81 (1.07)<sup>a</sup></li> <li>- APA+TC 12.16 (3.38)<sup>b</sup></li> <li>- L1+TC 3.90 (1.11)<sup>a</sup></li> <li>- L2+TC 3.26 (0.90)<sup>a</sup></li> <li>- L3+TC 4.09 (1.28)<sup>a</sup></li> <li>- L4+TC 4.30 (1.47)<sup>a</sup></li> <li>- L5+TC 4.26 (1.07)<sup>a</sup></li> <li>- L6+TC 4.19 (1.28)<sup>a</sup></li> <li>- L7+TC 4.58 (1.47)<sup>a</sup></li> <li>- L8+TC 5.41 (1.46)<sup>a</sup></li> <li>- L9+TC 5.52 (1.51)<sup>a</sup></li> </ul>	Irradiar con láser Er:YAG puede modificar la superficie de la zircona pero no aumenta la fuerza de adhesión de cementos zircona. Cambiar las intensidades y aumentar el tiempo de radiación no resultan en un incremento en la fuerza de adhesión y podrían provocar defectos en el material. APA puede mejorar la adhesión del cemento a la zircona.
Sarac y cols. 2013	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Control (C)</li> <li>- 4% ácido FH (FH)</li> <li>- Er:YAG 2W/200mm/2s</li> <li>- CO<sub>2</sub> 3W</li> <li>- APA Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (APA)</li> <li>- Silicatización (SC)</li> </ul>	15	Feldespática	Silano + composite (Reflections)	Agua destilada 37º/24h Termociclado / 500 ciclos /5-55º/30s	1	<ul style="list-style-type: none"> <li>- C 5.56 (0.40)</li> <li>- FH 13.71 (0.48)<sup>a</sup></li> <li>- Er:YAG 10.73 (0.90)</li> <li>- CO<sub>2</sub> 12.99 (1.06)<sup>a</sup></li> <li>- APA 16.88 (1.18)<sup>b</sup></li> <li>- SC 17.73 (1.50)<sup>b</sup></li> </ul>	SC y APA fueron los tratamientos más efectivos mostrando valores altos de adhesión. CO <sub>2</sub> fue más efectivo que Er:YAG.
Usmez y cols. 2013	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Control (C)</li> <li>- Claseado feldesp + 9.5 FH (G)</li> <li>- APA Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (APA)</li> <li>- Nd:YAG 180µs pulso (ND180)</li> <li>- Nd:YAG 320µs pulso (ND320)</li> <li>- Nd:YAG 200nm/60s</li> </ul>	15	Zircona	Cemento de resina (Clearfil)		1	<ul style="list-style-type: none"> <li>- C 3.73 (1.9)<sup>a</sup></li> <li>- G 4.99 (1.7)<sup>a</sup></li> <li>- APA 4.26 (1.7)<sup>a</sup></li> <li>- ND180 8.17 (1.9)<sup>b</sup></li> <li>- ND320 6.99 (1.6)<sup>b</sup></li> </ul>	Las fuerzas de adhesión fueron similares entre los grupos de láser, y fueron significativamente más altas que en los otros grupos.
Yavuz y cols. 2013	<ul style="list-style-type: none"> <li>- APA Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (APA)</li> <li>- 5% ácido FH (FH)</li> <li>- Er:YAG 1mm/10W/500nm/20s</li> <li>- APA+Er:YAG</li> <li>- HF+Er:YAG</li> </ul>	10	- (L) Disilicato de litio IPS Empress 2 - (F) Feldespática VITA VM 9	Silano + cemento de resina (Panavia F)	Agua destilada / temperatura ambiente / 24h	0.5	<ul style="list-style-type: none"> <li>- L+APA 6.10 (2.16)<sup>ab</sup></li> <li>- L+FH 6.40 (1.72)<sup>ab</sup></li> <li>- L+Er:YAG 4.47 (2.48)<sup>b</sup></li> <li>- L+APA+Er:YAG 7.99 (3.48)<sup>a</sup></li> <li>- L+FH+Er:YAG 4.20 (1.61)<sup>b</sup></li> <li>- F+APA 6.22 (2.57)<sup>ab</sup></li> <li>- F+FH 5.61 (1.28)<sup>ab</sup></li> <li>- F+Er:YAG 4.86 (1.36)<sup>ab</sup></li> </ul>	La fuerza de adhesión varió según el tipo de cerámica. Para el disilicato de litio los resultados fueron significativamente diferentes entre los grupos de láser. No hubo diferencias significativas para feldespáticas.

Liu y cols. 2012	- Control (C) - Abrasión (A) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - Er:YAG 200m/5s	5	Zircona	Composite (Ceram.X)	Agua destilada 37º/24h	1	- F+APA+Er:YAG 6.61 (2.56) <sup>ab</sup> - F+FH+Er:YAG 3.96 (1.53) <sup>b</sup> - C 16.4 (1.2) - A 17.7 (1.9) - APA 21.9 (1.3) - Er:YAG 31.5 (1.3) - C-SEA 9.79 (2.55) - C+TEA 5.72 (0.98) - APA+SEA 11.99 (3.30) - APA+TEA 9.53 (4.26) - Er:YAG+SEA 12.05 (1.85) - Er:YAG+TEA 7.48 (1.33)	FH+Er:YAG y Er:YAG obtuvieron valores de adhesión bajos. La fuerza de adhesión proporcionada por arenado y láser fue mayor que para la abrasión. La aplicación de un adhesivo autograbante después de la irradiación con Er:YAG puede ser el método de elección para reparar restauraciones de porcelana.
Tarcin y cols. 2012	- Control (C) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - Er:YAG 1mm/2W/200m]	10	Feldespática	- Silano + adhesivo autograbante + composite (SEA) - 36% ácido OF + silano + adhesivo grabado total + composite (TEA)	Agua destilada 37º/24h	1.5	- C 13.4 (3.1) <sup>a</sup> - CO <sub>2</sub> 2W 21.0 (2.7) <sup>c</sup> - CO <sub>2</sub> 3W 20.9 (3.8) <sup>c</sup> - CO <sub>2</sub> 4W 17.2 (2.1) <sup>b</sup> - CO <sub>2</sub> 5W 14.4 (1.6) <sup>ab</sup> - EM+C 7.5 (1.4) <sup>a</sup> - EM+APA 17.7 (0.9) <sup>b</sup> - EM+FH 22.1 (3.4) <sup>c</sup> - EM+APA+FH 28.2 (1.9) <sup>d</sup> - EM+Nd:YAG 11.9 (0.9) <sup>e</sup> - EM+Nd:YAG+FH 23.7 (2.2) <sup>f</sup> - E+C 12.6 (1.8) <sup>a</sup> - E+FH 25.9 (2.1) <sup>b</sup> - E+APA 20.5 (1.3) <sup>b</sup> - E+APA+FH 30.2 (2.0) <sup>d</sup> - E+Nd:YAG 15.6 (2.0) <sup>e</sup> - E+Nd:YAG+FH 27.4 (3.1) <sup>f</sup> - C 8.02 (2) <sup>bc</sup> - FH 17.01 (4.5) <sup>f</sup> - APA 14.58 (3.21) <sup>e</sup> - Er:YAG 5.28 (0.74) <sup>a</sup> - Nd:YAG 6.51 (1.74) <sup>ab</sup> - APA-FH 9.08 (3.34) <sup>c</sup> - Er:YAG+FH 12.25 (4.23) <sup>d</sup> - Nd:YAG+FH 11.75 (5.22) <sup>d</sup> A+V+Iday+C n=0 A+V+Iday+Er:YAG 17.63 (4.29) A+V+Iday+Er:YAG 15.15 (0.21) A+V+6m+C 11.00 (0.00) A+V+6m+APA 9.01 (1.18) A+V+6m+Er:YAG 10.35 (2.32)	Puede haber relación entre la potencia del láser y la fuerza de adhesión. El láser CO <sub>2</sub> puede ser efectivo para mejorar la fuerza de adhesión. IPS Express 2 mostró valores de fuerza de adhesión significativamente más altos que IPS e max. La adhesión se vio significativamente afectada por los tratamientos de superficie. La micromorfología de la superficie de la cerámica después del tratamiento con Nd:YAG fue similar a la de las muestras no tratadas. FH obtuvo los mayores valores de adhesión. APA, APA+FH y lasers + FH mejoraron la adhesión entre Panavia F y cerámica feldespática. Er:YAG o Nd:YAG en solitario empeoraron la adhesión.
Ural y cols. 2012	- Control (C) - CO <sub>2</sub> 2W - CO <sub>2</sub> 3W - CO <sub>2</sub> 4W - CO <sub>2</sub> 5W	10	Zircona	Composite (Filtek) + cemento de resina (Panavia F)	Agua destilada 37º/24h	1	- C 13.4 (3.1) <sup>a</sup> - CO <sub>2</sub> 2W 21.0 (2.7) <sup>c</sup> - CO <sub>2</sub> 3W 20.9 (3.8) <sup>c</sup> - CO <sub>2</sub> 4W 17.2 (2.1) <sup>b</sup> - CO <sub>2</sub> 5W 14.4 (1.6) <sup>ab</sup> - EM+C 7.5 (1.4) <sup>a</sup> - EM+APA 17.7 (0.9) <sup>b</sup> - EM+FH 22.1 (3.4) <sup>c</sup> - EM+APA+FH 28.2 (1.9) <sup>d</sup> - EM+Nd:YAG 11.9 (0.9) <sup>e</sup> - EM+Nd:YAG+FH 23.7 (2.2) <sup>f</sup> - E+C 12.6 (1.8) <sup>a</sup> - E+FH 25.9 (2.1) <sup>b</sup> - E+APA 20.5 (1.3) <sup>b</sup> - E+APA+FH 30.2 (2.0) <sup>d</sup> - E+Nd:YAG 15.6 (2.0) <sup>e</sup> - E+Nd:YAG+FH 27.4 (3.1) <sup>f</sup> - C 8.02 (2) <sup>bc</sup> - FH 17.01 (4.5) <sup>f</sup> - APA 14.58 (3.21) <sup>e</sup> - Er:YAG 5.28 (0.74) <sup>a</sup> - Nd:YAG 6.51 (1.74) <sup>ab</sup> - APA-FH 9.08 (3.34) <sup>c</sup> - Er:YAG+FH 12.25 (4.23) <sup>d</sup> - Nd:YAG+FH 11.75 (5.22) <sup>d</sup> A+V+Iday+C n=0 A+V+Iday+Er:YAG 17.63 (4.29) A+V+Iday+Er:YAG 15.15 (0.21) A+V+6m+C 11.00 (0.00) A+V+6m+APA 9.01 (1.18) A+V+6m+Er:YAG 10.35 (2.32)	Puede haber relación entre la potencia del láser y la fuerza de adhesión. El láser CO <sub>2</sub> puede ser efectivo para mejorar la fuerza de adhesión. IPS Express 2 mostró valores de fuerza de adhesión significativamente más altos que IPS e max. La adhesión se vio significativamente afectada por los tratamientos de superficie. La micromorfología de la superficie de la cerámica después del tratamiento con Nd:YAG fue similar a la de las muestras no tratadas. FH obtuvo los mayores valores de adhesión. APA, APA+FH y lasers + FH mejoraron la adhesión entre Panavia F y cerámica feldespática. Er:YAG o Nd:YAG en solitario empeoraron la adhesión.
Yucel y cols. 2012	- Control (C) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - 4.9% ácido FH (FH) - APA+FH - Nd:YAG 1mm/2W/100m] - Nd:YAG+FH	10	Disilicato de litio: IPS e max (EM) - IPS Express (E)	Cemento de resina (Variolink II)	Termociclado 2000 ciclos / 5-55º / 25s	0.5	- C 13.4 (3.1) <sup>a</sup> - CO <sub>2</sub> 2W 21.0 (2.7) <sup>c</sup> - CO <sub>2</sub> 3W 20.9 (3.8) <sup>c</sup> - CO <sub>2</sub> 4W 17.2 (2.1) <sup>b</sup> - CO <sub>2</sub> 5W 14.4 (1.6) <sup>ab</sup> - EM+C 7.5 (1.4) <sup>a</sup> - EM+APA 17.7 (0.9) <sup>b</sup> - EM+FH 22.1 (3.4) <sup>c</sup> - EM+APA+FH 28.2 (1.9) <sup>d</sup> - EM+Nd:YAG 11.9 (0.9) <sup>e</sup> - EM+Nd:YAG+FH 23.7 (2.2) <sup>f</sup> - E+C 12.6 (1.8) <sup>a</sup> - E+FH 25.9 (2.1) <sup>b</sup> - E+APA 20.5 (1.3) <sup>b</sup> - E+APA+FH 30.2 (2.0) <sup>d</sup> - E+Nd:YAG 15.6 (2.0) <sup>e</sup> - E+Nd:YAG+FH 27.4 (3.1) <sup>f</sup> - C 8.02 (2) <sup>bc</sup> - FH 17.01 (4.5) <sup>f</sup> - APA 14.58 (3.21) <sup>e</sup> - Er:YAG 5.28 (0.74) <sup>a</sup> - Nd:YAG 6.51 (1.74) <sup>ab</sup> - APA-FH 9.08 (3.34) <sup>c</sup> - Er:YAG+FH 12.25 (4.23) <sup>d</sup> - Nd:YAG+FH 11.75 (5.22) <sup>d</sup> A+V+Iday+C n=0 A+V+Iday+Er:YAG 17.63 (4.29) A+V+Iday+Er:YAG 15.15 (0.21) A+V+6m+C 11.00 (0.00) A+V+6m+APA 9.01 (1.18) A+V+6m+Er:YAG 10.35 (2.32)	Puede haber relación entre la potencia del láser y la fuerza de adhesión. El láser CO <sub>2</sub> puede ser efectivo para mejorar la fuerza de adhesión. IPS Express 2 mostró valores de fuerza de adhesión significativamente más altos que IPS e max. La adhesión se vio significativamente afectada por los tratamientos de superficie. La micromorfología de la superficie de la cerámica después del tratamiento con Nd:YAG fue similar a la de las muestras no tratadas. FH obtuvo los mayores valores de adhesión. APA, APA+FH y lasers + FH mejoraron la adhesión entre Panavia F y cerámica feldespática. Er:YAG o Nd:YAG en solitario empeoraron la adhesión.
Akyil y cols. 2011	-Control (C) -Ácido FH (FH) -APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> -Er:YAG 1mm/AW/400ml/1min -Nd:YAG 1mm/2W/200m/1min -APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> +FH -Er:YAG+FH -Nd:YAG+FH	32/36/ 33/18/ 20/29/ 26/24	Feldespática	Silano + cemento de resina (Panavia 2.0)	Agua destilada 37º/24h Termociclado / 1000 ciclos / 5-55º / 30s	0.1	- C 8.02 (2) <sup>bc</sup> - FH 17.01 (4.5) <sup>f</sup> - APA 14.58 (3.21) <sup>e</sup> - Er:YAG 5.28 (0.74) <sup>a</sup> - Nd:YAG 6.51 (1.74) <sup>ab</sup> - APA-FH 9.08 (3.34) <sup>c</sup> - Er:YAG+FH 12.25 (4.23) <sup>d</sup> - Nd:YAG+FH 11.75 (5.22) <sup>d</sup> A+V+Iday+C n=0 A+V+Iday+Er:YAG 17.63 (4.29) A+V+Iday+Er:YAG 15.15 (0.21) A+V+6m+C 11.00 (0.00) A+V+6m+APA 9.01 (1.18) A+V+6m+Er:YAG 10.35 (2.32)	Puede haber relación entre la potencia del láser y la fuerza de adhesión. El láser CO <sub>2</sub> puede ser efectivo para mejorar la fuerza de adhesión. IPS Express 2 mostró valores de fuerza de adhesión significativamente más altos que IPS e max. La adhesión se vio significativamente afectada por los tratamientos de superficie. La micromorfología de la superficie de la cerámica después del tratamiento con Nd:YAG fue similar a la de las muestras no tratadas. FH obtuvo los mayores valores de adhesión. APA, APA+FH y lasers + FH mejoraron la adhesión entre Panavia F y cerámica feldespática. Er:YAG o Nd:YAG en solitario empeoraron la adhesión.
Foxton y cols. 2011	- Control (C) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - Er:YAG 0mm/200m/5s	0/4/2/ 2/7/4/ 5/5/2/ 2/3/4/ 2/8/7/	(A) Óxido de alúmina (Z) Zircona	(V) Variolink II (N) NAC 100	Agua destilada 37º - 24 horas - 6 meses	1	- C 8.02 (2) <sup>bc</sup> - FH 17.01 (4.5) <sup>f</sup> - APA 14.58 (3.21) <sup>e</sup> - Er:YAG 5.28 (0.74) <sup>a</sup> - Nd:YAG 6.51 (1.74) <sup>ab</sup> - APA-FH 9.08 (3.34) <sup>c</sup> - Er:YAG+FH 12.25 (4.23) <sup>d</sup> - Nd:YAG+FH 11.75 (5.22) <sup>d</sup> A+V+Iday+C n=0 A+V+Iday+Er:YAG 17.63 (4.29) A+V+Iday+Er:YAG 15.15 (0.21) A+V+6m+C 11.00 (0.00) A+V+6m+APA 9.01 (1.18) A+V+6m+Er:YAG 10.35 (2.32)	Er:YAG no mejoró la adhesión. Para el óxido de alúmina, Er:YAG no mejoró la adhesión comparado con APA y control. Se consiguió buena adhesión a

Kara y cols. 2011	<ul style="list-style-type: none"> <li>- APA Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (APA)</li> <li>- 5% ácido FH (FH)</li> <li>- Nd:YAG 1mm/2W/100mj</li> </ul>	5/8/3/ 8/8/7/ 5/9/4	Feldespática	Cemento de resina (Clearfil)	Agua destilada / temperatura ambiente / 24h	1	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Z-V+1day+C 18.94 (2.95)</li> <li>- Z-V+1day+APA 20.98 (3.69)</li> <li>- Z-V+1day+Er:YAG 13.95 (0.92)</li> <li>- Z-V+6m+C 14.65 (0.49)</li> <li>- Z-V+6m+APA 8.97 (2.76)</li> <li>- Z-V+6m+Er:YAG 8.3 (1.15)</li> <li>- A-N+1day+C 17.3 (0.99)</li> <li>- A-N+1day+APA 17.53 (1.10)</li> <li>- A-N+1day+Er:YAG 16.05 (1.33)</li> <li>- A-N+6m+C 12.72 (3.92)</li> <li>- A-N+6m+APA 25.68 (7.64)</li> <li>- A-N+6m+Er:YAG 16.73 (6.44)</li> <li>- Z-N+1d-C 19.08 (2.14)</li> <li>- Z-N+1d+APA 19.35 (2.02)</li> <li>- Z-N+1d+Er:YAG 14.23 (4.14)</li> <li>- Z-N+6m+APA 19.84 (3.82)</li> <li>- Z-N+6m+Er:YAG 14.79 (2.13)</li> <li>- Z-N+6m+Er:YAG 10.93 (3.08)</li> <li>- APA 84.72 (2.46)</li> <li>- FH 59.33 (3)</li> <li>- Nd:YAG 58.99 (5.77)</li> <li>- C 2.21 (0.53)<sup>b</sup></li> <li>- P 1.78 (0.56)<sup>a</sup></li> <li>- APA 5.39 (0.64)<sup>c</sup></li> <li>- CO-6W 4.95 (1.54)<sup>c</sup></li> <li>- CO-7W 5.03 (1.30)<sup>c</sup></li> <li>- CO-8W 6.68 (1.69)<sup>c</sup></li> <li>- CO-9W 6.46 (1.23)<sup>c</sup></li> <li>- CO-10W 6.06 (1.26)<sup>c</sup></li> <li>- CO-8W+APA 7.49 (3.08)<sup>c</sup></li> <li>- CO-8W/45s 4.94 (1.24)</li> <li>- CO-8W/90s 5.75 (1.41)</li> <li>- C 4.65 (1.31)<sup>bc</sup></li> <li>- APA 8.79 (1.39)<sup>bc</sup></li> <li>- SC 7.56 (1.11)<sup>bc</sup></li> <li>- C+Nd:YAG 14.09 (1.88)<sup>ba</sup></li> <li>- APA+Nd:YAG 16.20 (1.87)<sup>ba</sup></li> <li>- SC+Nd:YAG 15.21 (1.87)<sup>aba</sup></li> <li>- C+CO<sub>2</sub> 7.92 (1.97)<sup>ab</sup></li> <li>- APA + CO<sub>2</sub> 6.24 (2.53)<sup>cc</sup></li> <li>- SC + CO<sub>2</sub> 10.51 (3.12)<sup>ab</sup></li> <li>- C 17.02 (4.14)<sup>ab</sup></li> <li>- APA Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 23.46 (2.77)<sup>b</sup></li> <li>- SC 23.39 (2.40)<sup>b</sup></li> <li>- Er:YAG 19.69 (6.30)<sup>ab</sup></li> <li>- Nd:YAG 15.62 (5.05)<sup>ab</sup></li> <li>- CO<sub>2</sub> 22.35 (6.13)<sup>ab</sup></li> <li>- APA+Er:YAG 14.85 (9.99)<sup>a</sup></li> <li>- APA+Nd 20.82 (11.61)<sup>ab</sup></li> <li>- APA + CO<sub>2</sub> 19.30 (8.50)<sup>ab</sup></li> </ul>	cerámica de alúmina tratada con APA cuando se utilizó adhesivo dual junto con cemento con MDP, no siendo el caso en zircona. Cuando se dejaron la cerámica de alúmina y zircona sin tratar (C), se consiguió buena adhesión cuando se aplicó un cemento con MDP adherido con cemento dual.
Maruo y cols. 2011	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Control (C)</li> <li>- Primer de cerámica (P)</li> <li>- APA Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (APA)</li> <li>- CO<sub>2</sub> 6W/60s</li> <li>- CO<sub>2</sub> 7W/60s</li> <li>- CO<sub>2</sub> 8W/60s</li> <li>- CO<sub>2</sub> 9W/60s</li> <li>- CO<sub>2</sub> 10W/60s</li> <li>- CO<sub>2</sub> 8W/60s + APA</li> <li>- CO<sub>2</sub> 8W/45s</li> <li>- CO<sub>2</sub> 8W/90s</li> </ul>	10	Zircona	Cemento de resina (Linkmax)	Agua destilada 37°/24h	0.5	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Control (C)</li> <li>- APA Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (APA)</li> <li>- Silicatización (SC)</li> <li>- APA + Nd:YAG 0mm/2W/100mj</li> <li>- SC + Nd:YAG</li> <li>- C + CO<sub>2</sub> 1mm/5W/5J</li> <li>- APA + CO<sub>2</sub> 1mm/5W/5J</li> <li>- SC + CO<sub>2</sub> 1mm/5W/5J</li> </ul>	El láser de adhesión puede aumentar la fuerza de adhesión del cemento de resina a cerámica.
Paranhos y cols. 2011	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Control (C)</li> <li>- APA Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (APA)</li> <li>- Silicatización (SC)</li> <li>- APA + Nd:YAG 0mm/2W/100mj</li> <li>- SC + Nd:YAG</li> <li>- C + CO<sub>2</sub> 1mm/5W/5J</li> <li>- APA + CO<sub>2</sub> 1mm/5W/5J</li> <li>- SC + CO<sub>2</sub> 1mm/5W/5J</li> </ul>	17	Zircona	Silano + Cemento de resina (Panavia F)	Agua destilada 24h	0.5	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Control (C)</li> <li>- APA Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (APA)</li> <li>- Silicatización (SC)</li> <li>- Er:YAG 1mm/2W/200mj/10s</li> <li>- Nd:YAG 1mm/2W/100mj/2min</li> <li>- CO<sub>2</sub> 1mm/4W/cont/50s</li> <li>- APA+Er:YAG</li> <li>- APA+Nd:YAG</li> <li>- APA + CO<sub>2</sub></li> </ul>	Nd:YAG produjo rugosidades en la superficie de la cerámica y aumento la fuerza de adhesión. SC puede aumentar la adhesión sobre zircona tratada con o sin láser. Se encontraron defectos importantes en los especímenes tratados con CO <sub>2</sub> specimens, por lo que se contraindica su uso. APA y SC fueron los métodos más efectivos para mejorar la adhesión de cemento a zircona. Er:YAG y CO <sub>2</sub> pueden aumentar la fuerza de adhesión. Nd:YAG puede disminuirla. CO <sub>2</sub> o Er:YAG después de APA puede disminuir la adhesión, pero Nd:YAG la aumenta.

Akyl y cols. 2010b	- Control (C) - 9.5% FH acid (FH) - Er:YAG 3W/300mJ/1min - Nd:YAG 1W/100mJ/1min - FH+Er:YAG - FH+Nd:YAG	12	Feldespática	Silano + composite (Arabesk Top)	Agua destilada 37°/24h Termociclado 1000 ciclos / 5-55°/ 30s	0.5	- C.5.83 (1.22) <sup>a</sup> - FH 15.21 (2.54) <sup>b</sup> - Er:YAG 3.96 (0.55) <sup>c</sup> - Nd:YAG 6.08 (1.33) <sup>b</sup> - FH+Er:YAG 12.74 (2.22) <sup>d</sup> - FH+Nd:YAG 12.59 (1.95) <sup>d</sup>	FIF fue el más efectivo. Er:YAG mostró valores más bajos que el control. Nd:YAG obtuvo valores similares al control. FH + láser muestra valores mayores que el láser solo.
Chen y cols. 2010	- APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - APA + CO <sub>2</sub> 30mm (APA+CO <sub>2</sub> ) - APA + Primer (APA + P) - APA + P + CO <sub>2</sub>	5	Leucita	Composite (Lite-Fil II)	Agua destilada 37°/24h n/2; (TC) Termociclado 2000 ciclos / 4-60°/60s	1	- APA 0.26 - APA-CO <sub>2</sub> 0.05 - APA+P 8.2 - APA+P+CO <sub>2</sub> 9.7 - APA+TC FAILED - APA+CO <sub>2</sub> +TC FAILED - APA+P+TC 3.6 - APA+P+CO <sub>2</sub> +TC 7.7 - APA+ARC 10.35 (2.37) - APA+Er:YAG+ARC 11.12 (2.20) - APA+Nd:YAG+ARC 9.78 (2.40) - APA+CO <sub>2</sub> +TC 10.77 (3.17) - APA+P+TC 11.18 (2.61) - APA+Nd:YAG+U100 9.71 (2.09)	La porcelana tratada con silano e irradiada con CO <sub>2</sub> mejoró los valores de adhesión, siendo significativamente más altos que en los otros grupos.
Da Silva Ferreira y cols. 2010	- APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - APA+Er:YAG 500mJ/20s - APA+Nd:YAG 1mm/1W/100mJ	20	Feldespática	Silano + cemento de resina (RelyX ARC) - cemento autoadhesivo (RelyX U100)	Agua destilada 37°/24h	0.5	- C. 13.4 (3.1) <sup>a</sup> - APA 16.4 (3.4) <sup>b</sup> - FH 14.1 (4.7) <sup>a</sup> - CO <sub>2</sub> 20.9 (3.7) <sup>b</sup>	APA + Er:YAG/Nd:YAG y cemento autoadhesivo puede ser una alternativa para acondicionar cerámica feldespática, y fue igual de efectivo que APA y FH con cemento convencional.
Ural y cols. 2010	- Control (C) - APA - ácido FH (FH) - CO <sub>2</sub> 3W	10	Zircona	Composite (Filtek) + cemento de resina (Panavia F)	Agua destilada 37°/24h	1	- C. 13.4 (3.1) <sup>a</sup> - APA 16.4 (3.4) <sup>b</sup> - FH 14.1 (4.7) <sup>a</sup> - CO <sub>2</sub> 20.9 (3.7) <sup>b</sup>	El láser de CO <sub>2</sub> puede ser un método alternativo para mejorar la adhesión sobre zircona.
Spohr y cols. 2008	- APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - APA + silicización (SC) - APA + Nd:YAG 1mm/2W/100mJ/2min	20	Zircona	Cemento (Panavia Fluoro) + composite (Filtek)	Agua destilada 37°/24h	0.5	- APA 11.81 (3.12) <sup>a</sup> - SC 15.75 (4.45) <sup>b</sup> - APA+Nd:YAG 18.70 (5.14) <sup>c</sup>	Nd:YAG mostró ser un método efectivo para la adhesión entre zircona y cemento Panavia Fluoro.
Shu y cols. 2007	- Control (C) - 10% ácido FH 2 min (FH) - 37% ácido HPO 1 min (HPO) - 1.23% ácido APF 10 min (APF) - Fresa de diamante (FD) - APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - APA+FH - Silicización (SC) - Er:YAG 500mJ/2 min - APA+Er:YAG	10	Feldespática	Silano + Cemento de resina (Rely X)	Agua destilada 37°/24h	0.5	- C.4.15 (2.10) - FH 16.80 (5.15) - HPO 3.08 (1.49) - APF 5.41 (1.47) - FD 9.66 (2.51) - APA 16.22 (4.28) - APA+FH 9.88 (2.76) - SC 15.14 (2.65) - Er:YAG 3.67 (2.18) - APA+Er:YAG 9.53 (2.22) - APA 14.38 (2.97) <sup>a</sup> - APA+SC 20.09 (3.46) - APA+Nd:YAG 23.21 (3.72) <sup>c</sup>	FH, SC, y APA fueron los más efectivos produciendo las mayores fuerzas de adhesión. Er:YAG obtuvo resultados bajos, por lo que parece inadecuado para el uso clínico con los parámetros utilizados.
Da Silveira y cols. 2005	- APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (APA) - APA + silicización (SC) - APA+Nd:YAG 1mm/2W/100mJ	15	Alúmina	Silano + cemento (Panavia F) + composite (Filtek)	Agua destilada 37°/24h	0.5	- C.4.15 (2.10) - FH 16.80 (5.15) - HPO 3.08 (1.49) - APF 5.41 (1.47) - FD 9.66 (2.51) - APA 16.22 (4.28) - APA+FH 9.88 (2.76) - SC 15.14 (2.65) - Er:YAG 3.67 (2.18) - APA+Er:YAG 9.53 (2.22) - APA 14.38 (2.97) <sup>a</sup> - APA+SC 20.09 (3.46) - APA+Nd:YAG 23.21 (3.72) <sup>c</sup>	Nd:YAG fue el tratamiento más efectivo para la adhesión entre cerámica de alúmina y Panavia F.

**Tabla 1.** Artículos incluidos en la revisión sistemática. Información sobre el tratamiento de superficie, tamaño de muestra (n/grupo), tipo de cerámica, cemento/composite utilizado, condiciones de almacenamiento/ciclado, velocidad de carga, resultados (fuerza de adhesión en MPa – media y desviación estándar-) y conclusiones.

#### **4.1.4. Riesgo de sesgo y análisis de calidad.**

Dos revisores (V.G. y A.A.) analizaron la calidad metodológica de cada estudio de manera independiente. Para ello, se utilizó un protocolo adaptado de una revisión sistemática de estudios in-vitro llevado a cabo por Sarkis-Onofre y cols. (Sarkis-Onofre y cols. 2014), basado en la descripción que hacían los artículos de los siguientes parámetros:

- Cálculo del tamaño muestral.
- Grupo control adecuado.
- Parámetros del láser.
- Materiales utilizados según las instrucciones del fabricante
- Tratamientos de la superficie de la cerámica llevados a cabo por un solo operador.
- Cementado llevado a cabo por un solo operador.
- Análisis estadístico adecuado (media, desviación estándar y p-valor presentes)

Para cada parámetro se asignó una “S” (sí) o una “N” (no), dependiendo si aparecía en el artículo o no. Los estudios que incluían de 0 a 3 de estos ítems fueron clasificados como estudios con alto riesgo de sesgo, 4 o 5 ítems riesgo medio, y 6 o 7 ítems bajo riesgo de sesgo.

#### 4.1.5. Análisis cuantitativo (meta-análisis).

Para realizar la síntesis cuantitativa, la media de los valores de fuerza de adhesión (MPa) se calculó para cada tipo de láser, para los grupos control y para los grupos tratados mediante arenado con partículas de alúmina. Los estudios que contaban con las siguientes características no fueron incluidos en el meta-análisis:

- Estudios que no tuviesen grupo control ni grupo con arenado.
- Estudios cuyos resultados no reflejasen los valores de las desviaciones estándar.
- Estudios donde el láser se combinase con otras técnicas.

Se llevaron a cabo todas las comparaciones posibles entre los diferentes grupos de láser, grupos control y grupos de arenado con partículas de alúmina. Para estudios que comparasen grupos tratados con el mismo láser (utilizando diferentes parámetros de láser, diferentes cementos, diferentes protocolos de ciclado, etc.), solo el grupo de láser que obtuvo mayores valores de fuerza de adhesión fue incluido en el meta-análisis.

Se determinaron las diferencias de medias inter-grupo y sus intervalos de confianza. Un p-valor  $< 0.05$  fue considerado estadísticamente significativo. La heterogeneidad fue determinada con el Q test de Cochran, en el cual un umbral

p-valor de 0.1 fue considerado estadísticamente significativo, así como el test  $I^2$ , en el que valores menores del 50% se consideraron indicativos de una heterogeneidad baja, valores entre 50% y 75% heterogeneidad moderada, y valores mayores de 75% heterogeneidad alta. El método de efectos aleatorios de DerSimonian-Laird se utilizó para calcular las diferencias entre medias ponderadas. El índice de Rosenthal (número de estudios no significativos necesarios para que la significación encontrada desaparezca) y gráficos de embudo se utilizaron para evaluar los sesgos de publicación. El programa informático Comprehensive Meta-Analysis V.3 (Biostat, Inc) se utilizó para llevar a cabo la síntesis cuantitativa.

El efecto de cada láser en la fuerza de adhesión de cementos y composites sobre superficies de cerámica fue analizado mediante dos análisis diferentes:

- Diferentes láseres vs grupos control
- Diferentes láseres vs grupos de arenado con partículas de alúmina.



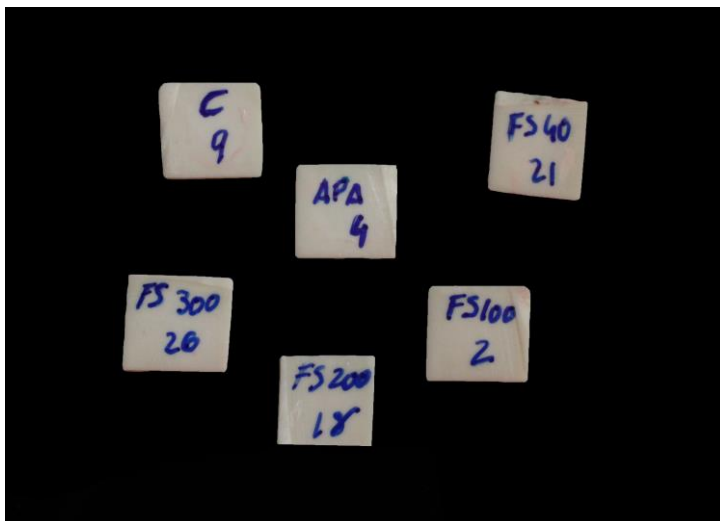
## **4.2. SEGUNDA PARTE: DETERMINACIÓN DE LOS PARÁMETROS IDEALES DEL LÁSER DE FEMTOSEGUNDOS PARA UNA ADHESIÓN ÓPTIMA DE BRACKETS A ZIRCONA. ESTUDIO PILOTO.**

### **4.2.1. Preparación de las muestras.**

En la segunda parte de nuestro trabajo se llevó a cabo un estudio piloto en el cual se utilizaron 180 muestras de zircona densamente sinterizada Y-TZP (Cercon®, Degudent, Hanau, Germany). Estas muestras se obtuvieron a partir de bloques de dicho material, los cuales fueron cortados con una máquina cortadora de precisión (Isomet 5000; Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) de la Clínica Odontológica de la Universidad de Salamanca (**Figura 5**), obteniéndose láminas cuadradas de 9x9x1 mm (**Figura 6**). Las muestras fueron pulidas con lija de grano 600 en una máquina pulidora (Phoenix Beta; Buehler, Lake Bluff, IL, EEUU) y asignadas de manera aleatoria a 6 grupos (n=30).



**Figura 5.** Bloque de zircona siendo cortado para obtener las láminas de la muestra.

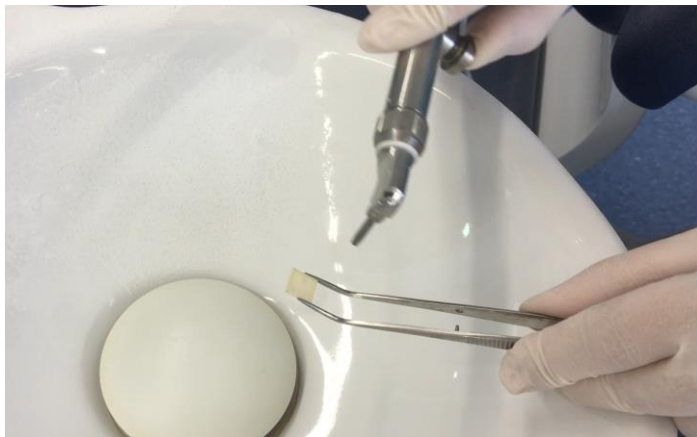


**Figura 6.** Algunas de las muestras utilizadas en el estudio

A las muestras de zircona de cada uno de los 6 grupos se les aplicó un tratamiento de superficie diferente:

- Grupo 1: Este grupo sirvió como control (C). No se aplicó ningún tratamiento a las superficies de zircona.

- Grupo 2: Abrasión con partículas de alúmina (APA). La superficie de las muestras fue arenada con partículas de alúmina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) de un tamaño medio de  $25\ \mu\text{m}$  a una presión de  $0,25\ \text{MPa}$  durante 20 segundos a una distancia perpendicular de 10 mm (**Figura 7**).



**Figura 7.** Arenado de la muestra con partículas de alúmina.

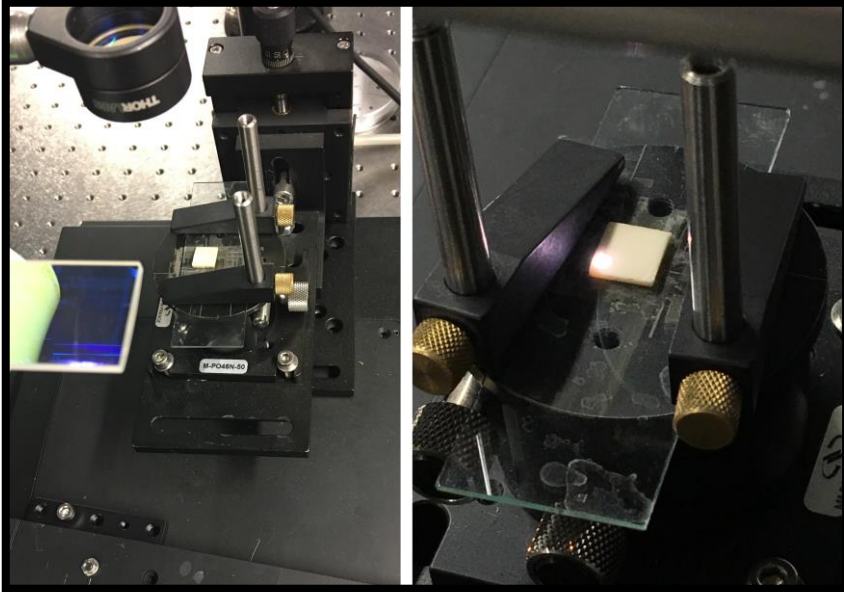
Las muestras de los grupos 3, 4, 5 y 6 fueron irradiadas por un láser de Ti:Zafiro (Femtopower Compact Pro, Spectra Physics, Santa Clara, CA, EEUU) ubicado en los Servicios Centrales de Instrumentación Científica de la Universidad Jaume I de Castellón (**Figura 8**) con un pulso de una duración temporal de 30 femtosegundos de anchura a media altura, longitud de onda central de 800 nm y frecuencia de repetición de 1 kHz. Para tener la mínima duración del pulso sobre la muestra de zircona, se utilizó un filtro acusto-óptico sintonizable (Dazzler, Fastlite, Valbonne, Francia) que compensaba los posibles ensanchamientos temporales debido al sistema de guiado de haz laser.



**Figura 8.** Láser de femtosegundos utilizado para preparar las superficies de zircona.

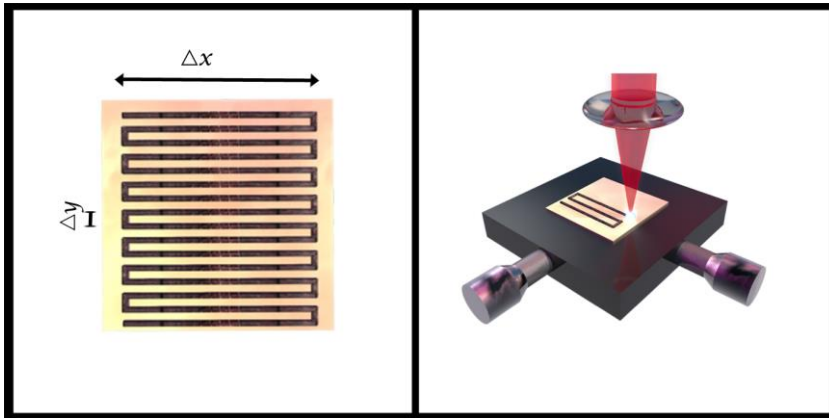
Con el objetivo de reducir las aberraciones de láser y obtener un punto de ablación óptimo, el haz del láser se filtró con un iris de 6 mm de diámetro y se focalizó con una lente plano-convexa de 75 mm sobre la superficie de la muestra.

Las muestras se colocaron en la superficie de una plataforma motorizada con movimiento en 2D a una velocidad constante de 1,44 mm/s en el plano del foco del haz del láser (**Figura 9**).



**Figura 9.** Muestra siendo irradiada por el láser de femtosegundos.

El láser se programó para realizar la ablación de la superficie de la zircona siguiendo un patrón de surcos paralelos (**Figura 10**).



**Figura 10.** Diseño del patrón de tallado del láser en la superficie de la cerámica.

Se determinaron diferentes combinaciones de potencia (mW) y distancias inter-surco ( $\mu\text{m}$ ) para cada uno de los grupos de láser:

- Grupo 3: Las superficies de las muestras fueron irradiadas con el láser de femtosegundos (FS) a una potencia de 300 mW y una distancia entre los surcos de 60  $\mu\text{m}$ .

- Grupo 4: Se utilizó el láser de femtosegundos a una potencia de 200 mW y una distancia inter-surco de 100  $\mu\text{m}$

- Grupo 5: Las superficies se prepararon con el láser de femtosegundos a una potencia de 40 mW y una distancia inter-surco de 60  $\mu\text{m}$ .

- Grupo 6: El láser de femtosegundos se utilizó a una potencia de 200 mW y una distancia inter-surco de 60  $\mu\text{m}$

En la **tabla 2** se resumen las características de cada uno de los grupos.

GRUPO	n	TRATAMIENTO	POTENCIA LÁSER (mW)	DISTANCIA INTER-SURCO ( $\mu\text{m}$ )
1	30	Control		
2	30	Arenado $\text{Al}_2\text{O}_3$ (APA)		
3	30	Láser femtosegundos	300	60
4	30	Láser femtosegundos	200	100
5	30	Láser femtosegundos	40	60
6	30	Láser femtosegundos	200	60

**Tabla 2.** Características de los 6 grupos experimentales.

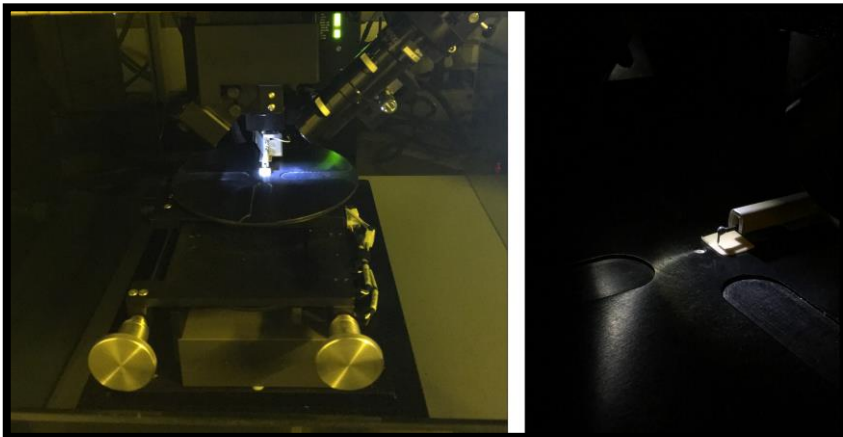
Después de aplicar los tratamientos de superficie, se limpiaron las muestras con etanol y se secaron. Cada grupo fue dividido en dos subgrupos ( $n=15$ ). En uno de los subgrupos se analizó la rugosidad superficial mediante un perfilómetro, y a las muestras



del otro subgrupo se les cementó un bracket para realizar las pruebas de fuerza de adhesión como explicaremos en apartados posteriores.

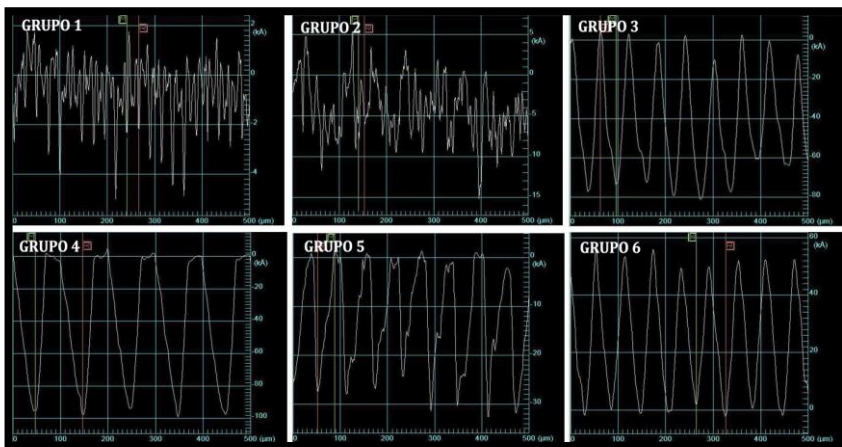
#### 4.2.2. Análisis de la rugosidad.

Se utilizó un perfilómetro mecánico (6M Veeco Dektak, Plainview, NY, EEUU) ubicado en los Servicios Centrales de Instrumentación Científica de la Universidad Jaume I de Castellón para realizar las mediciones de rugosidad ( $Ra$  en  $k\text{\AA}$ ), siendo  $Ra$  el valor medio de rugosidad de cada superficie analizada. El perfilómetro se calibró antes de tomar cada medición. En la **figura 11** se puede observar una de las muestras siendo escaneada por el perfilómetro.



**Figura 11.** Perfilómetro escaneando la superficie de uno de los especímenes del estudio.

Para cada una de las muestras se realizaron cuatro escaneos de 500  $\mu\text{m}$  colocando la aguja del perfilómetro sobre diferentes localizaciones de la muestra y se calculó el valor medio. La **figura 12** muestra gráficos pertenecientes a un escaneo representativo para cada grupo.



**Figura 12.** Gráficos de perfilometría de superficie representativos para cada grupo.

Para los grupos de láser (3, 4, 5 y 6), la dirección de escaneo fue perpendicular a los surcos trazados por el láser. Para los grupos 1 (control) y 2 (APA), los escaneos se llevaron a cabo en 4 direcciones diferentes.

#### 4.2.3. Proceso de cementado de brackets.

Un bracket de ortodoncia metálico de incisivo central superior (Victory 3M Unitek, Monrovia, Calif, EEUU) cuyas dimensiones eran 3x4 mm, fue cementado por el mismo operador en el centro de cada una de las muestras previamente tratadas utilizando un sistema adhesivo de grabado total, el cual incluye un acondicionador y un adhesivo de resina (Transbond TM XT; 3M-Unitek). Para polimerizar ambas capas, se utilizó una lámpara (XL 3000, 3M ESPE) a una intensidad de 500 mW/cm<sup>2</sup> aplicada al conjunto bracket-zircona desde los aspectos oclusal y gingival del bracket durante 20 segundos (**Figura 13**).



**Figura 13.** Lámpara polimerizando la interfase adhesiva entre el bracket y la superficie de la cerámica

Las muestras fueron almacenadas en agua destilada a 37 °C durante 24 horas.

#### 4.2.4. Prueba de resistencia a la fuerza de cizalla.

Todas las muestras compuestas por la lámina de zircona y el bracket cementado fueron montadas verticalmente en bases cilíndricas de acrílico y fijadas mediante cola termofusible (Salki P22) aplicada con una pistola de encolar (Salki S25). En la **figura 14** se observa una de las muestras montada en un bloque acrílico.



**Figura 14.** Muestra fijada con cola termofusible a un cilindro de acrílico.

El bloque de acrílico con la muestra se colocó en la máquina de pruebas universal (AGS-X Autograph, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japón) ubicada en la Clínica Odontológica de la Universidad de Salamanca, y se aplicó una fuerza de cizalla a una velocidad de carga de 0,5 mm/min hasta que se fracturó la unión entre el bracket y la superficie de la cerámica. En la **figura 15** se puede observar la máquina utilizada y una de las muestras siendo sometida a la prueba de resistencia a la fuerza de cizalla.



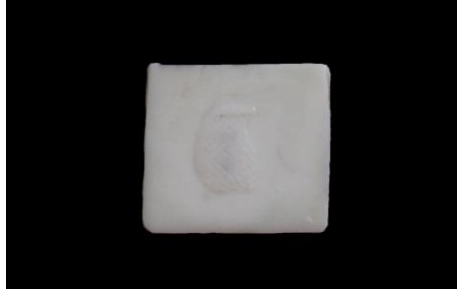
**Figura 15.** Máquina de pruebas universal utilizada para las pruebas de fuerza de adhesión y muestra siendo sometida a la prueba.

Los valores de fuerza de adhesión fueron calculados en MPa dividiendo la máxima carga registrada por la máquina antes de la fractura (Newtons, N) entre el área de la base del bracket (12 mm<sup>2</sup>).

#### **4.2.5. Análisis del fallo adhesivo.**

Después del descementado, las superficies de la zircona fueron examinadas utilizando el microscopio óptico Axio M1 (Carl Zeiss, Oberkochen, Germany) ubicado en la Clínica Odontológica de la Universidad de Salamanca a 40 aumentos. El tipo de fallo adhesivo fue identificado y clasificado en una de las cuatro categorías del índice ARI (Adhesive Remnant Index), según la cantidad de composite que quedaba adherido a la superficie de la siguiente manera: 0) no se observa composite en la superficie del material; 1) menos del 50% de la superficie muestra restos de composite; 2) más del 50% pero menos del 100% de la superficie muestra restos de composite; 3) el 100% del composite ha quedado adherido a la superficie.

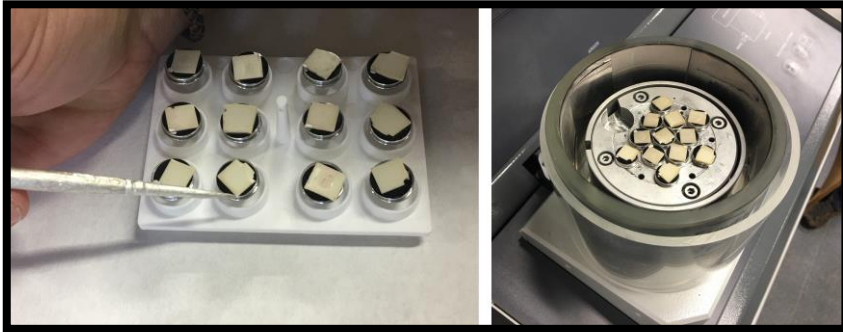
La **figura 16** representa una de las muestras después del descementado del bracket en cuya superficie se observan restos de composite.



**Figura 16.** Espécimen del estudio después del descementado del bracket.

#### **4.2.6. Microscopía electrónica de barrido.**

Se preparó una muestra adicional de zircona para cada uno de los grupos experimentales con el fin de analizar de manera cualitativa los efectos de cada tratamiento sobre la superficie de la cerámica. Para llevar a cabo este análisis, después de aplicar el tratamiento de superficie correspondiente, las muestras se prepararon mediante la técnica de “sputtering” (pulverización catódica) por la que se recubren con una fina capa de platino utilizando la máquina Baltec SCD 500 (**Figura 17**) para después observarlas utilizando un microscopio electrónico de barrido (JEOL-JSM-7001F, JEOL Ltd., Tokyo, Japón) (**Figura 18**) a una magnificación de 350x. Tanto la máquina con la que se realizó el “sputtering” como el microscopio electrónico de barrido se encuentran ubicados en los Servicios Centrales de la Universidad Jaume I de Castellón.



**Figura 17.** Pincelado de platino (izquierda) y muestras en la máquina de pulverizado catódico después del proceso de “sputtering” (derecha).



**Figura 18.** Microscopio electrónico utilizado en el estudio.



Siguiendo el mismo protocolo, también se observaron muestras representativas de cada grupo después del descementado, siendo en este caso la magnificación de 75x.

#### **4.2.7. Análisis estadístico.**

Los datos relativos a la rugosidad superficial (medida en  $k\text{\AA}$ ) y los valores de fuerza de adhesión (en MPa) fueron analizados utilizando el programa informático SPSS v.16 (Statistical Package for the Social Sciences, Chicago, IL, EEUU).

Se realizó una estadística descriptiva incluyendo la media, desviación estándar, mediana, valores mínimo y máximo de la rugosidad de superficie ( $k\text{\AA}$ ) y de la fuerza de adhesión (MPa). Los niveles de confianza al 95% fueron también incluidos.

Se aplicó un análisis de varianza (ANOVA) y la prueba de comparación múltiple T2 de Tamhane para determinar la significación estadística de las diferencias de las medias entre los 6 grupos. El coeficiente de Spearman se utilizó para calcular la correlación no lineal entre la fuerza de adhesión y la rugosidad. En nivel de significatividad empleado en los análisis fue del 5% ( $p < 0,05$ ).

Respecto al análisis del índice ARI, se utilizó la prueba de Kruskal-Wallis para contrastar diferencias entre grupos y la de Mann-Whitney para las comparaciones múltiples, ajustando el nivel de confianza según el criterio de Bonferroni.

### **4.3. TERCERA PARTE: FUERZA DE ADHESIÓN DE BRACKETS CERÁMICOS Y METÁLICOS SOBRE SUPERFICIES DE ZIRCONA TRATADAS CON LÁSER DE FEMTOSEGUNDOS Y OTROS MÉTODOS.**

#### **4.3.1. Preparación de las muestras.**

En la tercera parte de nuestro estudio utilizamos trescientas muestras de zircona densamente sinterizada Y-TZP (Cercon®, Degudent, Hanau, Germany) de 9x9x1 mm. Estas muestras se obtuvieron a partir de bloques de zircona y pulidas de la misma manera que se explica para el estudio piloto (**Figura 5**). Todos los especímenes fueron distribuidos de manera aleatoria en 5 grupos experimentales (n=60) según el tratamiento de superficie a aplicar:

- Grupo 1: No se aplicó ningún tratamiento de superficie, sirviendo estas muestras como control (C).

- Grupo 2: Abrasión con partículas de alúmina (APA). Las superficies fueron arenadas con partículas de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de un tamaño de grano de  $25\ \mu\text{m}$  a una presión de  $0,25\ \text{MPa}$  durante 20 segundos a una distancia perpendicular entre la arenadora y la muestra de aproximadamente  $10\ \text{mm}$  (**Figura 7**).

- Grupo 3: Silicatización (SC). Las superficies fueron arenadas con partículas de alúmina de  $30\ \mu\text{m}$  modificadas con sílice mediante el sistema CoJet™ (3M ESPE) (**Figura 19**) a  $0.25\ \text{MPa}$  y una distancia aproximada de  $10\ \text{mm}$  durante 20 segundos. A continuación se aplicó un acondicionador de cerámica que contiene silano (Rely X™, 3M ESPE, Seefeld, Alemania) siguiendo las instrucciones del fabricante.



**Figura 19.** Material utilizado para la técnica de silicatización (Partículas de alúmina recubiertas con sílice Cojet™ y arenadora).

- Grupo 4: Láser de femtosegundos (FS). Las muestras fueron irradiadas mediante láser de Ti:Zafiro (Femtopower Compact Pro, Spectra Physics, Santa Clara, CA, EEUU) (**Figuras 8 y 9**). El ancho de pulso fue de 30 femtosegundos, la longitud de onda de 800 nm y la frecuencia de repetición de 1 kHz. Para determinar la potencia (200 mW) nos basamos en los resultados obtenidos en la segunda parte de esta investigación (estudio piloto). Se utilizaron asimismo los mismos filtros, lentes, plataforma mecanizada y protocolos establecidos para el estudio piloto. El patrón de ablación de la cerámica para el que se programó el láser fue el de surcos paralelos (**Figura 10**), siendo la distancia inter-surco de 60  $\mu\text{m}$  en base a los resultados obtenidos en el estudio piloto.

- Grupo 5: Abrasión con partículas de alúmina + láser de femtosegundos (APA+FS). La superficie de la cerámica fue arenada siguiendo el mismo protocolo descrito para el Grupo 2 y a continuación fue irradiada con láser de femtosegundos utilizando los parámetros descritos para el Grupo 4.

#### **4.3.2. Medición de la temperatura.**

La cámara termográfica FLYR E60 (FLYR Systems, Wilsonville, OR, EEUU) perteneciente al Departamento de Fisiología de la Facultad de Medicina y Odontología de la

Universitat de València (**Figura 20**) fue utilizada para medir los posibles cambios de temperatura en las muestras de zircona durante la irradiación de las mismas con el láser de femtosegundos. La cámara se montó en un trípode perpendicular a la muestra a una distancia de 15 cm. La grabación termográfica comenzó 2 segundos antes de la irradiación y continuó dos segundos después de ésta.



**Figura 20.** Cámara termográfica utilizada en el estudio.

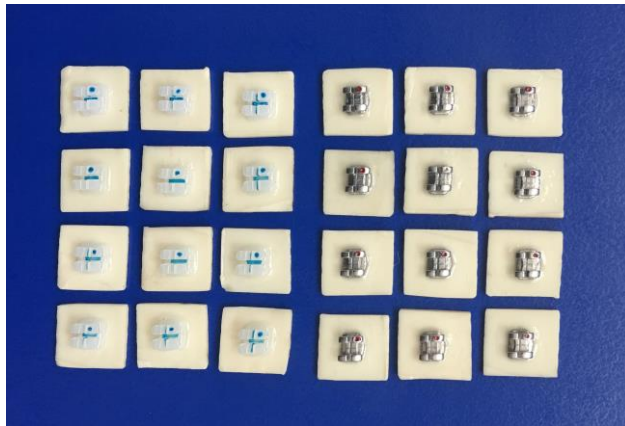
#### **4.3.3. Proceso de cementado de brackets.**

Después de realizar los tratamientos de superficie, las muestras se limpiaron con etanol y secaron. Cada grupo fue dividido en dos subgrupos (n=30) según el tipo de bracket a cementar:

- Subgrupo 1: Bracket metálico. Un bracket de metal de incisivo central superior (Victory 3M Unitek, Monrovia, Calif, EEUU) cuya base mide 3x4 mm fue cementado en el centro de cada una de las superficies tratadas por un mismo operador mediante un sistema adhesivo de grabado total en dos fases que consistía en un acondicionador y un adhesivo de resina (Transbond TM XT, 3M Unitek) siguiendo las instrucciones del fabricante. Las capas adhesivas fueron polimerizadas utilizando una lámpara (XL 3000, 3M ESPE) a una intensidad de  $500 \text{ mW/cm}^2$ , aplicada desde los aspectos oclusal y gingival del bracket durante 20 segundos.

- Subgrupo 2: Bracket estético. Un bracket de cerámica de incisivo central superior (Clarity Advanced, 3M Unitek) se cementó sobre la superficie de la zircona siguiendo el mismo protocolo explicado para el Subgrupo 1.

En la **figura 21** pueden observarse algunas muestras cementadas pertenecientes a ambos subgrupos.



**Figura 21.** Brackets cerámicos y metálicos cementados sobre algunas de las muestras del estudio.

Las muestras ya cementadas fueron almacenadas en agua destilada a 37 °C durante 24 horas.

#### **4.3.4. Prueba de resistencia a la fuerza de cizalla.**

Todos los especímenes zircona-bracket fueron montados en cilindros de acrílico de la misma manera que en el estudio piloto (**Figura 14**). A cada muestra se le aplicó una fuerza de cizalla a una velocidad de carga de 0,5 mm/min hasta que ocurrió la separación entre la cerámica y el bracket. Se utilizó para ello la máquina de pruebas universal AGS-X Authograph (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japón). La fuerza de adhesión fue calculada

en MPa dividiendo la carga máxima soportada por la muestra antes de la fractura (Newtons, N) por el área de la base del bracket.

#### **4.3.5. Análisis del fallo adhesivo.**

Después del descementado, todas las superficies de las muestras fueron evaluadas utilizando el microscopio óptico Axio M1 (Carl Zeiss, Oberkochen, Alemania) a 40 aumentos y clasificadas según el índice ARI en 4 categorías tal y como se ha explicado para el estudio piloto.

#### **4.3.6. Microscopía electrónica de barrido.**

Cinco muestras adicionales fueron preparadas para cada uno de los grupos para evaluar cualitativamente la superficie de las mismas utilizando el microscopio electrónico de barrido (JEOL-JSM-7001F, JEOL Ltd., Tokyo, Japón) (**Figura 18**) a 600 aumentos con el objetivo de ver las diferencias entre las superficies según la técnica de acondicionamiento. Las muestras se prepararon mediante la técnica de “sputtering” antes de ser observadas, tal y como se describe en el estudio piloto.

Muestras representativas de cada grupo fueron también observadas al microscopio electrónico después del descementado del bracket a una magnificación de 300x.



#### **4.3.7. Análisis estadístico.**

Los datos obtenidos fueron analizados mediante el programa SPSS v.16 (Statistical Package for the Social Sciences, Chicago, IL, EEUU).

Se calcularon las medias, desviaciones estándar, mediana, máximo y mínimo de los valores de fuerza de adhesión (MPa) para cada grupo y subgrupo, incluyendo los intervalos de confianza al 95%.

Se aplicó un análisis de varianza (ANOVA) y la prueba de comparación múltiple T2 de Tamhane para determinar las diferencias significativas entre los grupos. Se estableció un nivel de significatividad del 5% ( $p < 0,05$ ).

Para el análisis del índice ARI, se utilizó la prueba de Kruskal-Wallis para contrastar diferencias entre grupos y la de Mann-Whitney para las comparaciones múltiples, ajustando el nivel de confianza según el criterio de Bonferroni.



# RESULTADOS

“ There will be an answer, let it be”

- Let it be. The Beatles -



## **5. RESULTADOS.**

Siguiendo el esquema establecido en el apartado de Material y Métodos basado en las tres partes de este estudio, se han dividido los resultados de la misma manera.

### **5.1. PRIMERA PARTE: REVISIÓN SISTEMÁTICA Y META-ANÁLISIS.**

#### **5.1.1. Estrategia de búsqueda.**

En la primera parte de nuestra investigación, un total de 635 estudios fueron identificados: 185 en Pubmed, 148 en Embase y 302 en Scopus. Se eliminaron 210 artículos por estar duplicados, y 338 fueron descartados después de leer el título y el resumen. El índice Kappa de concordancia inter-revisor fue de 0.87.

Los textos completos de los 87 artículos restantes se leyeron y analizaron. Después de una evaluación exhaustiva, 35 estudios fueron excluidos de la revisión sistemática por los siguientes motivos:

- No se reflejaban los valores numéricos de la fuerza de adhesión.
- Los materiales cementados sobre las superficies cerámicas eran otros diferentes a los cementos de resina o composites.
- Los láseres se habían utilizado para propósitos diferentes al acondicionamiento de las superficies de cerámica.

Finalmente, 52 estudios cumplieron con los criterios y fueron incluidos para el análisis cualitativo, mientras que solamente 25 artículos se seleccionaron para la síntesis cuantitativa, de los cuales 23 fueron utilizados en el primer meta-análisis y 19 en el segundo (**Figura 22**).

### **5.1.2. Análisis cualitativo.**

Se identificaron seis tipos de láser en los 52 artículos incluidos en la revisión sistemática.

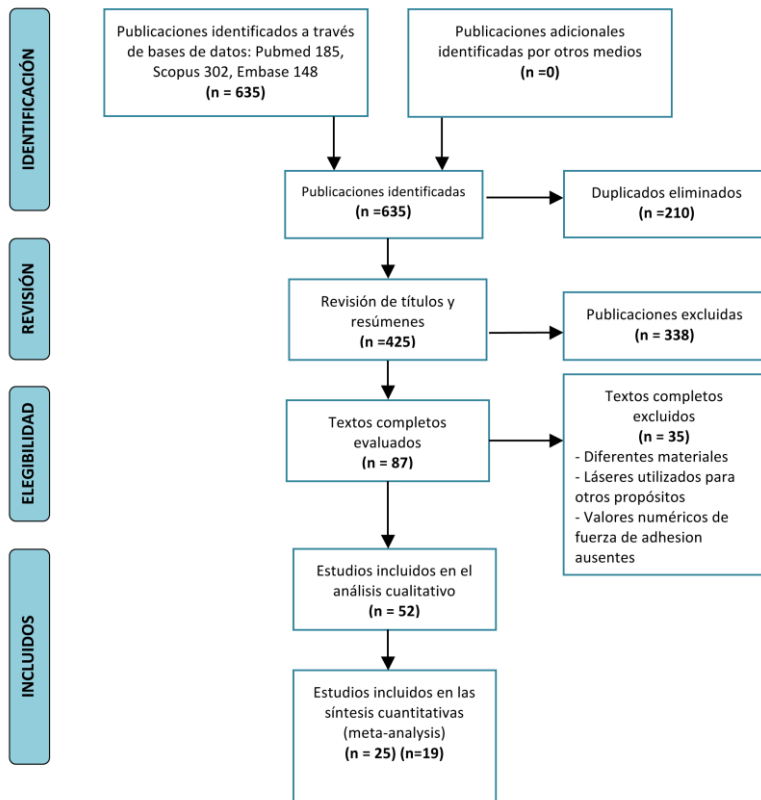
Un total de catorce estudios incluían láser de CO<sub>2</sub> (El Gamal y cols. 2017, Dede y cols. 2016, Ahrari y cols. 2016, Akhavan Zanjani y cols. 2015, Kasraei y cols. 2015, Kasraei y cols. 2014a, Kasraei y cols. 2014b, Saraç y cols. 2013, Ural y cols.

2012, Maruo y cols. 2011, Paranhos y cols. 2011, Akyil y cols. 2010a, Chen y cols. 2010, Ural y cols. 2010).

Seis estudios utilizaron el láser Er,Cr:YSGG (Aras y cols. 2016, Barutcigil y cols. 2016, Akhavan Zanjani y cols. 2015, Kirmali y cols. 2015, Ghasemi y cols. 2014, Kursoglu y cols. 2013).



## PRISMA 2009 DIAGRAMA DE FLUJO



Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, The PRISMA Group (2009). Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. PLoS Med 6(7): e1000097. doi:10.1371/journal.pmed1000097

Para más información: [www.prisma-statement.org](http://www.prisma-statement.org).

**Figura 22.** Diagrama de flujo PRISMA, basado en: Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, The PRISMA Group (2009). Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement.



Veintitrés trabajos incluían grupos con láser Er:YAG (Dede y cols. 2016, Uzun y cols 2016, Yenisey y cols. 2016, Akin y cols. 2015, Gomes y cols. 2015, Kara y cols. 2015, Loffredo y cols. 2015, Sadeghi y cols. 2015, Yavuz y cols. 2015, Arami y cols. 2014, Erdem y cols. 2014, Kasraei y cols. 2014b, Subasi e Inan 2014, Lin y cols. 2013, Yavuz y cols. 2013, Liu y cols. 2012, Tarcin y cols. 2012, Akyil y cols. 2011, Foxton y cols. 2011, Akyil y cols. 2010a, Akyil y cols. 2010b, da Silva Ferreira y cols. 2010, Shiu y cols. 2007).

El láser de femtosegundos fue utilizado en seis de los estudios (Vicente y cols. 2016, Vicente-Prieto y cols. 2016, Akpınar y cols. 2015a, Akpınar y cols. 2015b, Kara y cols. 2015, Yavuz y cols. 2015).

Dieciocho estudios utilizaron el láser Nd:YAG (Zanatta y cols. 2016, Akin y cols. 2015, Kara y cols. 2015, Kasraei y cols. 2015, Kirmali y cols. 2015, Liu y cols. 2015, Tanis y Akçaboy 2015, Yavuz y cols. 2015, Arami y cols. 2014, Usumez y cols. 2013, Yucel y cols. 2012, Akyil y cols. 2011, Kara y cols. 2011, Paranhos y cols. 2011, Akyil y cols. 2010b, da Silva Ferreira y cols. 2010, Spöhr y cols. 2008, da Silveira 2005).

Por último, solamente un estudio utilizó el láser Yb:YAG (Esteves-Oliveira y cols. 2016).

Los láseres fueron utilizados a diferentes potencias, oscilando entre 400 mW y 10 mW, siendo el láser de femtosegundos el que utilizó potencias más bajas contrariamente a los láseres Er:YAG y CO<sub>2</sub> los cuales se aplicaron a potencias más altas comparadas con el resto de láseres. Se observó también variabilidad en cuanto a los parámetros de energía (4 mJ a 500 mJ); tiempo de aplicación (2 segundos a 2 minutos); y distancia (algunos láseres se aplicaron en modo de contacto y otros a cierta distancia que oscilaba entre 1 mm y 11 cm). En algunos de los estudios, un mismo láser se utilizó en diferentes grupos variando algunos de los parámetros.

Una amplia variedad de tipos de cerámica fue utilizada en los estudios analizados, siendo la zircona las más común (36 estudios), seguida por la porcelana feldespática (11 estudios), disilicato de litio (5 estudios), aluminosa (3 estudios) y leucita (1 estudio). Se encontró también variabilidad respecto a los composites y cementos de resina utilizados.

Después del cementado de las muestras y antes de proceder a realizar las pruebas de fuerza de adhesión, muchos de los

estudios reportaron haber almacenado las muestras en agua destilada durante 24 horas a 37 °C. Muchos estudios llevaron a cabo procedimientos de termociclado utilizando diferentes protocolos, pero solamente un estudio sometió a las muestras a ciclado mecánico (Vicente y cols. 2016).

Todos los estudios analizaron la fuerza de adhesión realizando pruebas de resistencia a la cizalla aplicando una velocidad de carga de 0.5 o 1 mm/min, exceptuando cinco estudios que realizaron pruebas de resistencia a la tracción a 0.1 y 0.5 mm/min (Akin y cols. 2015, Akyil y cols. 2011, da Silveira y cols. 2005, Esteves-Oliveira y cols. 2016, Spohr y cols. 2008).

En la **tabla 1** se presentan los estudios seleccionados para la revisión sistemática, la cual recoge datos de los grupos y tratamientos de superficie (incluyendo los tipos de láser y parámetros), el tamaño de la muestra (n/grupo), tipo de cerámica, tipo o marca del cemento de resina/composite, condiciones de almacenamiento de las muestras, protocolos de termociclado o ciclado mecánico (si se lleva a cabo), velocidad de carga aplicada (mm/min), medias y desviaciones estándar de los resultados de las pruebas de fuerza de adhesión (MPa) y las conclusiones de los estudios.

### 5.1.3. Meta-análisis.

Se realizaron comparaciones entre los valores de fuerza de adhesión de los grupos control y los que utilizaban láser CO<sub>2</sub>, Er,Cr:YSGG, Er:YAG, Ti:Zafiro y Nd:YAG, y los resultados se muestran en la **figura 23**.

Los tests Q e I<sup>2</sup> mostraron una alta heterogeneidad, siendo el p-valor del test Q 0.000 y el I<sup>2</sup> = 96,4%. Debido a esta heterogeneidad, los resultados fueron analizados utilizando el modelo de efectos aleatorios. Los valores totales reflejaron que los tratamientos con láser aumentaban la fuerza de adhesión (3,93 MPa [IC 95% 3,13 a 4,73 MPa]) de los cementos de resina y composites sobre las superficies de cerámica comparados con los grupos control, siendo la diferencia estadísticamente significativa (p-valor = 0,000).

Cuando se analizaron las diferencias para cada tipo de láser de manera individual, se encontró una diferencia media de 5,1 MPa (IC 95% 2,15 a 8,08 MPa) entre los grupos de láser de CO<sub>2</sub> y los controles con diferencias significativas (p-valor = 0,001). El láser de femtosegundos mostró resultados similares. Para el resto de grupos de láser, las diferencias con los grupos control no fueron estadísticamente significativas, siendo la diferencia

# Fuerza de adhesión Láser VS Control

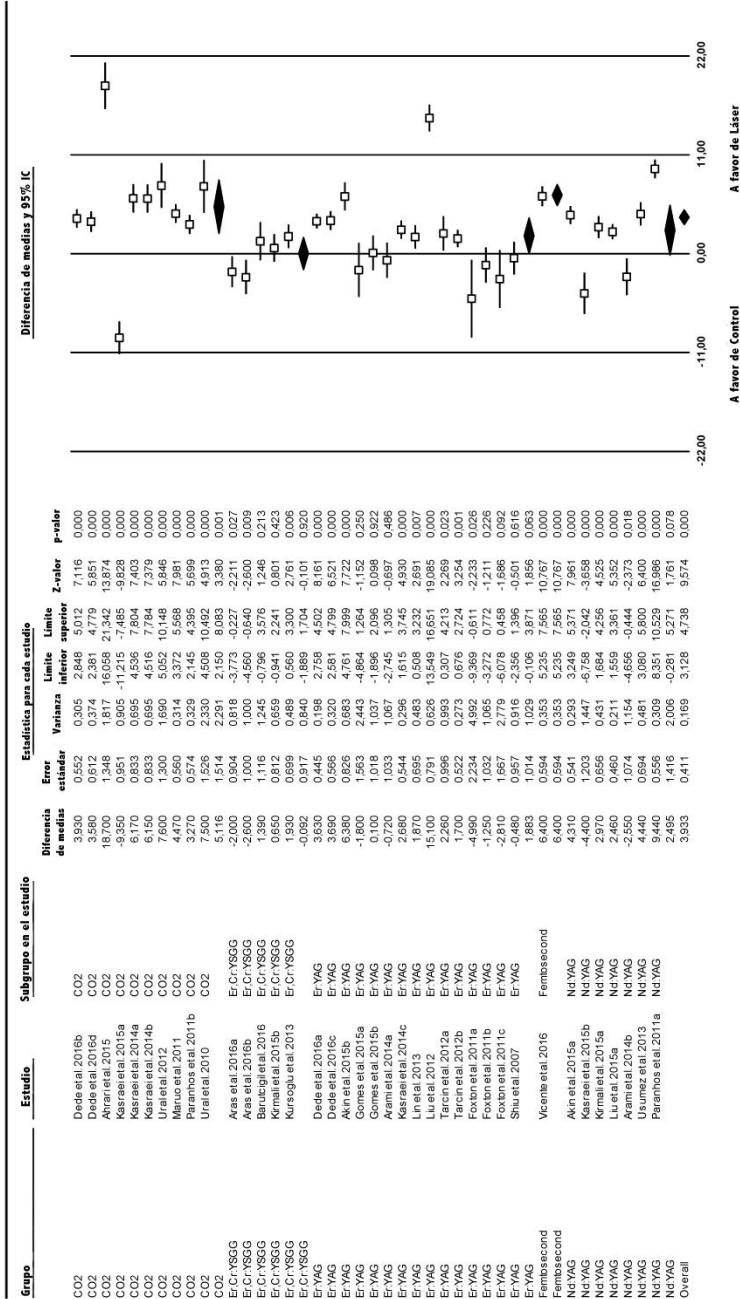


Figura 23. Gráfico de efectos que sintetiza las fuerzas de adhesión obtenidas por diferentes láseres versus grupos control

media de -0,09 MPa para el láser Er,Cr:YSGG, 1,88 MPa para Er:YAG, 2,49 MPa para Nd:YAG y los p-valores 0,920, 0,063 y 0,078 respectivamente. Todos los modelos mostraron una alta heterogeneidad ( $I^2 > 81$ , p-valor del test Q = 0,000).

En la **figura 24** se observan los resultados del segundo meta-análisis, en el que los grupos de láser fueron comparados con los grupos que aplicaban abrasión con partículas de alúmina (APA) sobre la cerámica.

Para este modelo también se encontró una heterogeneidad alta (p-valor del test Q = 0,000;  $I^2 = 97,2\%$ ), y por tanto el modelo de efectos aleatorios fue utilizado para el análisis. No se encontraron diferencias significativas cuando el valor medio de los grupos APA se comparó con el valor general de los grupos de láser (p-valor = 0,603), siendo la diferencia media de 0,39 MPa (IC 95% -1,10 a 1,89). No se encontraron diferencias significativas cuando se analizó cada láser por separado.

El sesgo de publicación para ambos meta-análisis fue bajo como se muestra en los diagramas de embudo de la **figura 25**, obteniéndose valores altos de tolerancia (Rosenthal's).

### Fuerza de adhesión Láser VS APA

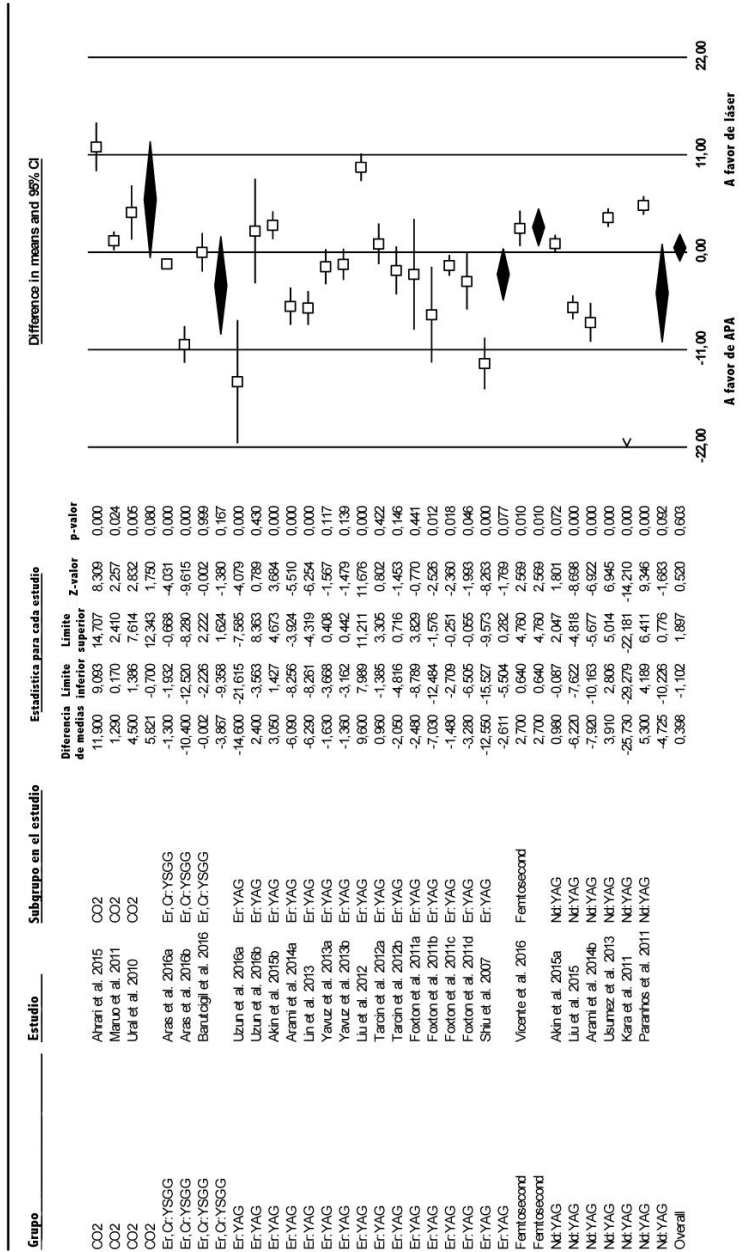
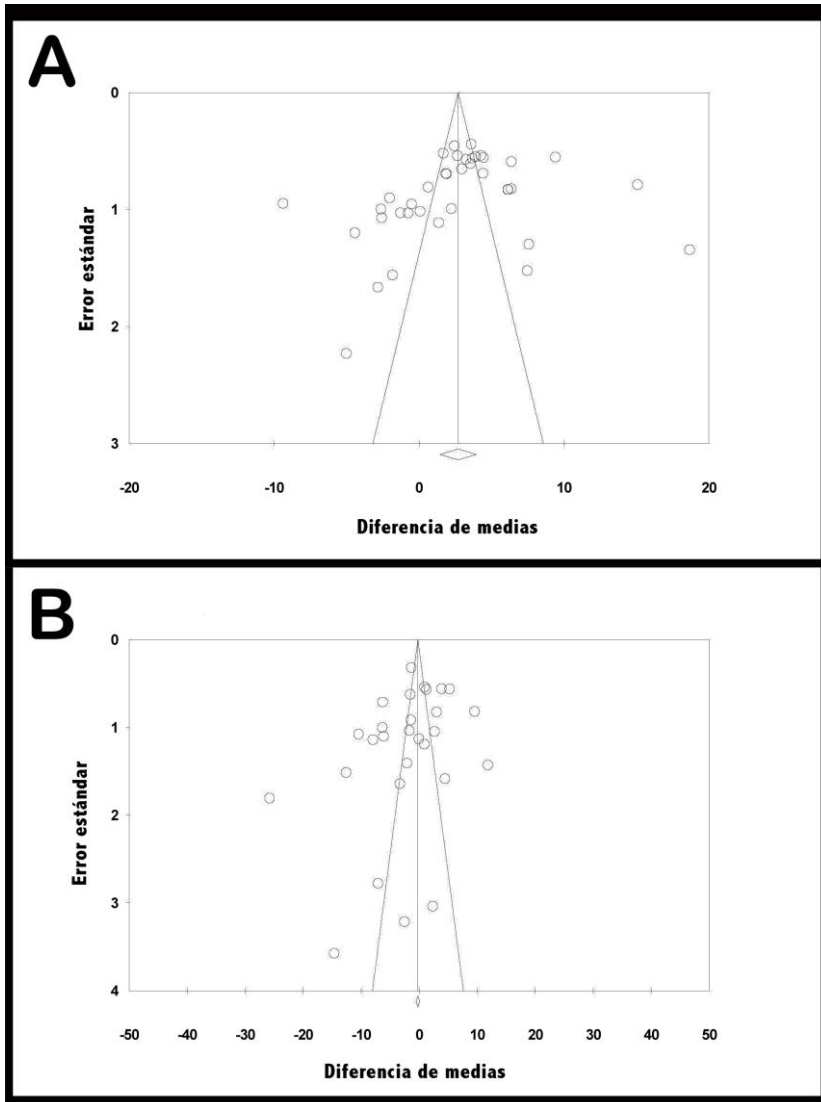


Figura 24. Gráfico de efectos que sintetiza las fuerzas de adhesión obtenidas por diferentes láseres versus APA



**Figura 25.** A. Diagrama de embudo del primer meta-análisis (láser vs control); B. Diagrama de embudo del segundo meta-análisis (láser vs APA).



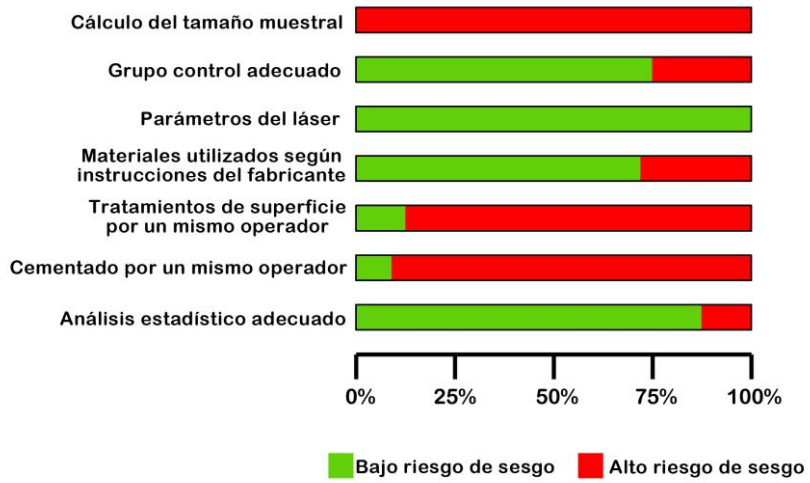
#### **5.1.4. Riesgo de sesgo y análisis de calidad.**

Según los parámetros establecidos para el análisis de calidad de las publicaciones, 30 de los 52 estudios incluidos en la revisión sistemática presentaron riesgo medio sesgo, uno de ellos fue calificado como de bajo riesgo, y el resto de alto riesgo de sesgo (**Tabla 3 y Figura 26**). En general, se obtuvieron puntuaciones positivas para los siguientes ítems: grupo control adecuado, parámetros del láser, materiales utilizados según las instrucciones del fabricante y análisis estadístico adecuado.

Autor/año	Cálculo tamaño muestral	Grupo control adecuado	Parámetros Láser	Materiales utilizados según instrucciones	Tratamiento de superficie por un solo operador	Cementado por un solo operador	Análisis estadístico adecuado	Riesgo de sesgo
El Gamal y cols. 2017	N	S	S	S	N	N	S	Medio
Zanatta y cols. 2017	N	S	S	S	N	N	S	Medio
Ahrari y cols. 2016	N	S	S	S	N	N	S	Medio
Aras y cols. 2016	N	S	S	S	N	N	S	Medio
Barutçigil y cols. 2016	N	S	S	S	N	N	S	Medio
Dede y cols. 2016	N	S	S	S	N	N	S	Medio
Esteves-Oliveira y cols. 2016	N	N	S	S	N	N	N	Alto
Uzun y cols. 2016	N	N	S	N	N	N	S	Alto
Vicente y cols. 2016	N	S	S	N	N	N	S	Alto
Vicente Prieto y cols. 2016	N	S	S	S	N	N	S	Medio
Yenisey y cols. 2016	N	S	S	S	N	N	S	Medio
Akhavan Zanjani y cols. 2015	N	N	S	S	N	N	S	Alto
Akin y cols. 2015	N	S	S	S	S	N	S	Medio
Akpinar, y cols. 2015a	N	N	S	N	N	N	S	Alto
Akpinar y cols. 2015b	N	N	S	N	N	N	S	Medio
Gomes y cols. 2015	N	S	S	S	N	N	S	Medio
Kara y cols. 2015	N	N	S	S	N	N	S	Alto
Kasraei y cols. 2015	N	S	S	S	N	N	S	Medio
Kirmali y cols. 2015	N	S	S	S	N	N	S	Medio
Liu y cols. 2015	N	S	S	S	N	S	S	Medio
Loffredo y cols. 2015	N	N	S	S	S	N	S	Medio
Sadeghi y cols. 2015	N	S	S	N	N	N	S	Alto
Taniş y Akçaboy 2015	N	N	S	S	N	N	S	Alto
Yavuz y cols. 2015	N	S	S	S	N	N	S	Medio
Arami y cols. 2014	N	S	S	S	N	N	S	Medio
Erdem y cols. 2014	N	S	S	S	S	S	N	Medio

Ghasemi y cols. 2014	N	S	S	S	S	N	N	N	S	Medio
Kasraei y cols. 2014a	N	S	S	S	S	N	N	N	S	Medio
Kasraei y cols. 2014 b	N	S	S	S	N	N	N	N	S	Alto
Subaşı e İhan 2014	N	S	S	S	S	N	N	N	S	Medio
Kursoglu y cols. 2013	N	S	S	S	S	N	S	S	S	Medio
Lin y cols. 2013	N	S	S	S	S	N	N	N	S	Medio
Saraç y cols. 2013	N	S	S	S	N	N	N	N	S	Alto
Usumez y cols. 2013	N	S	S	S	S	N	N	N	S	Medio
Yavuz y cols. 2013	N	N	S	S	S	S	N	S	S	Medio
Liu y cols. 2012	N	S	S	S	N	N	N	N	S	Alto
Tarcin y cols. 2012	N	S	S	S	S	S	S	S	S	Bajo
Ural y cols. 2012	N	S	S	S	N	N	N	N	S	Alto
Yuceel y cols. 2012	N	S	S	S	S	N	N	N	S	Medio
Akyil y cols. 2011	N	S	S	S	S	N	N	N	S	Medio
Foxton y cols. 2011	N	S	S	S	S	N	N	N	N	Alto
Kara y cols. 2011	N	N	S	S	S	N	N	N	S	Alto
Maruo y cols. 2011	N	S	S	S	N	N	N	N	S	Alto
Paranhos y cols. 2011	N	S	S	S	S	N	N	N	S	Medio
Akyil y cols. 2010a	N	S	S	S	S	N	N	N	S	Medio
Akyil y cols. 2010 b	N	S	S	S	S	N	N	N	S	Medio
Chen y cols. 2010	N	N	S	S	N	N	N	N	N	Alto
da Silva Ferreira y cols. 2010	N	N	S	S	S	N	S	N	N	Alto
Ural y cols. 2010	N	S	S	S	N	N	N	N	S	Alto
Spohr y cols. 2008	N	N	S	S	N	N	N	N	S	Alto
Shiu y cols. 2007	N	S	S	S	N	N	N	N	N	Alto
da Silveira y cols. 2005	N	S	S	S	S	N	N	N	S	Medio

Tabla 3. Evaluación del riesgo de sesgo



**Figura 26.** Diagrama del riesgo de sesgo.

## **5.2. SEGUNDA PARTE: DETERMINACIÓN DE LOS PARÁMETROS IDEALES DEL LÁSER DE FEMTOSEGUNDOS PARA UNA ADHESIÓN ÓPTIMA DE BRACKETS A ZIRCONA. ESTUDIO PILOTO.**

### **5.2.1. Fuerza de adhesión**

La **tabla 4** muestra los valores (MPa) obtenidos para cada grupo de la segunda parte de nuestra investigación. Todos los tratamientos de superficie afectaron la fuerza de adhesión obteniendo valores más altos que el grupo control excepto para el grupo 4 (láser de femtosegundos (FS) 200 mW, 100  $\mu$ m). Los Grupos 3 (FS 300 mW, 60  $\mu$ m) y 6 (FS 200 mW, 60  $\mu$ m) presentaron los valores de fuerza de adhesión más altos sin existir diferencias significativas entre ambos grupos ( $5,92 \pm 1,12$  MPa y  $5,68 \pm 0,94$  MPa respectivamente), mientras los grupos 1 (control) y 4 (FS 200 mW, 100  $\mu$ m) obtuvieron los valores más bajos ( $3,87 \pm 0,77$  MPa y  $3,74 \pm 0,10$  MPa respectivamente). No se encontraron diferencias significativas entre los grupos 1 (control), 2 (APA Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), 4 (FS 200 mW, 100  $\mu$ m) y 5 (FS 40 mW, 60  $\mu$ m).

		GRUPOS EXPERIMENTALES					
		1	2	3	4	5	6
		Control	APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Láser FS 300mW 60µm	Láser FS 200mW 100µm	Láser FS 40mW 60µm	Láser FS 200mW 60µm
N	90	15	15	15	15	15	15
Media (MPa)	4,56	3,87	4,25	5,92	3,74	3,91	5,68
Error estándar	1,38	0,77	0,51	1,12	0,10	0,53	0,94
*		c	bc	ab	c	c	a

\* grupos con la misma letra no muestran diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ )

**Tabla 4.** Valores de fuerza de adhesión (MPa) para cada grupo experimental.

Según estos resultados, potencias de láser más altas proporcionan mayores valores de adhesión, aunque la diferencia entre los grupos 3 y 6 (200 mW y 300 mW) no fuese significativa ( $p = 0,128$ ). Por tanto, incrementar la potencia por encima de 40 mW supone un aumento significativo de la adhesión (**Tabla 5**).

	POTENCIA LÁSER (mW)			
	Total	40	200	300
N	60	15	30	15
Media (MPa)	4,81	3,91	4,71	5,92
Error Estándar	1,56	0,53	1,27	2,12
*		b	a	a

\* grupos con la misma letra no muestran diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ )

**Tabla 5.** Relación entre la fuerza de adhesión (MPa) y la potencia del láser de femtosegundos).

### 5.2.2. Rugosidad de la superficie.

Los valores de rugosidad de la superficie ( $Ra$  en  $k\text{\AA}$ ) para cada grupo de tratamiento se muestran en la **tabla 6**.

Todos los grupos tratados mostraron superficies más rugosas que el grupo control ( $p < 0,001$ ). Los grupos tratados con láser mostraron irregularidades superficiales significativamente más profundas que el grupo arenado (APA) ( $p < 0,001$ ), siendo el grupo 4 (FS 200 mW, 100  $\mu\text{m}$ ) el que obtuvo valores  $Ra$  más elevados ( $106,24 \pm 4,93 k\text{\AA}$ ). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos 3 (FS 300 mW, 60  $\mu\text{m}$ ) y 6 (FS 200 mW, 60  $\mu\text{m}$ ).

		GRUPOS EXPERIMENTALES					
		1	2	3	4	5	6
	Total	Control	APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Láser FS 300mW 60µm	Láser FS 200mW 100µm	Láser FS 40mW 60µm	Láser FS 200mW 60µm
<b>N</b>	90	15	15	15	15	15	15
<b>Media (kÅ)</b>	45,93	2,87	8,52	67,51	106,24	27,97	62,50
<b>Error estándar</b>	38,43	0,90	2,42	26,77	4,93	2,95	10,44
<b>*</b>		e	d	b	a	c	b

\* grupos con la misma letra no muestran diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ )

**Tabla 6.** Valores de rugosidad de superficie ( $Ra$  en kÅ) para cada grupo experimental.

Los resultados reflejan que las potencias de 300 mW y 200 mW producen valores  $Ra$  significativamente más altos comparado con potencias de 40 mW ( $p < 0,001$ ) (**Tabla 7**). Las diferencias de rugosidad entre 300 mW y 200 mW no fueron estadísticamente significativas ( $p = 0,051$ ).

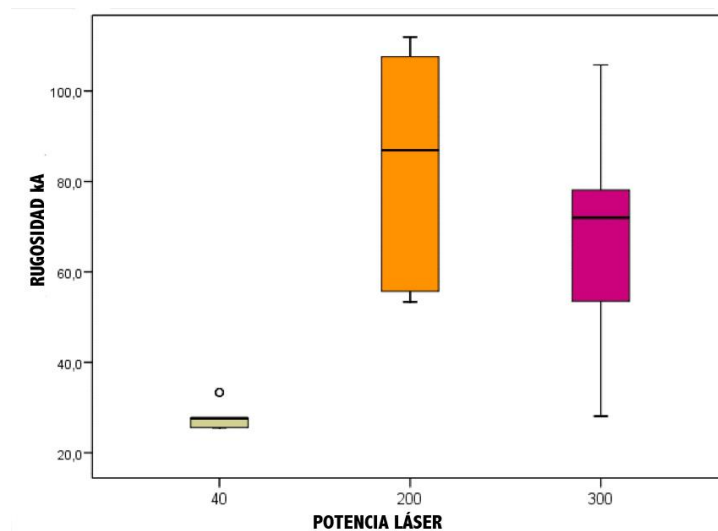
		POTENCIA LÁSER (mW)			
		Total	40	200	300
<b>N</b>	60	15	30	15	
<b>Media (kÅ)</b>	66,05	27,97	84,37	67,51	
<b>Error estándar</b>	31,41	2,95	23,65	26,77	
<b>*</b>		b	a	a	

\* grupos con la misma letra no muestran diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ )

**Tabla 7.** Relación entre la rugosidad ( $Ra$  en kÅ) y la potencia del láser de femtosegundos.



En la **figura 27** se muestra un diagrama de cajas donde se puede observar de manera más gráfica la relación entre las potencias del láser y la rugosidad producida en la superficie. Se observa que el parámetro de potencia de 200 mW produce valores de rugosidad más altos que las otras dos potencias, sin embargo, la potencia de 300 mW muestra valores muy extremos, alcanzando casi su valor máximo los valores máximos de la potencia de 200 mW, y su valor mínimo siendo similar a los valores de rugosidad obtenidos por el grupo de 40 mW.

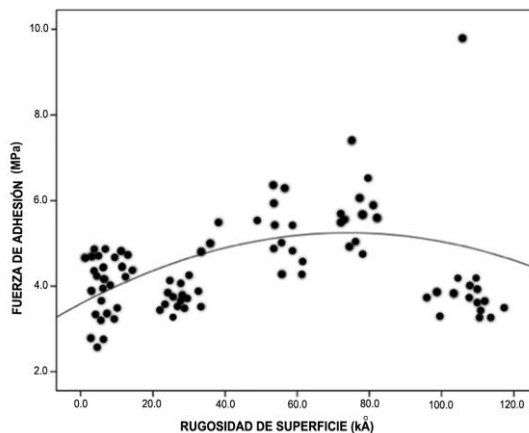


**Figura 27.** Diagrama de cajas representando la asociación entre la potencia del láser y la rugosidad ( $k\text{\AA}$ ).

### 5.2.3. Rugosidad superficial y fuerza de adhesión.

En términos generales, se observó que valores más altos de rugosidad tendían a aumentar la fuerza de adhesión. Sin embargo, cuando los valores  $Ra$  excedían el umbral de  $100 \text{ k}\text{\AA}$ , la fuerza de adhesión disminuía (**Figura 28**).

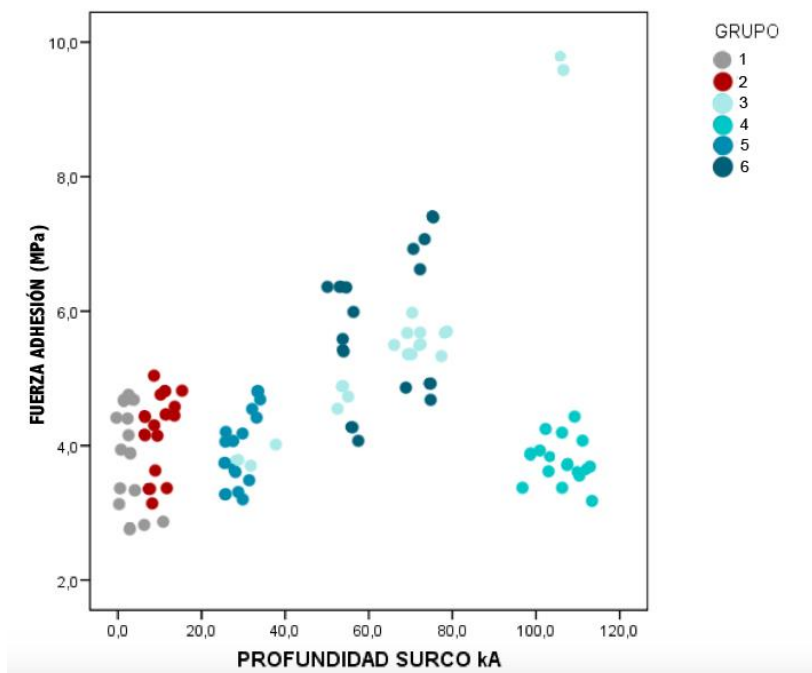
Se obtuvo un coeficiente de Spearman  $r = 0,217$  ( $p = 0,040$ ), lo cual se interpreta como una correlación débil que alcanza la significancia por el gran tamaño de la muestra.



**Figura 28.** Gráfico de dispersión con curva de ajuste que representa la relación entre la rugosidad superficial y la fuerza de adhesión.

La relación se observa más claramente cuando se segmenta por grupos como muestra la **figura 29**. Observamos que los grupos 3 ( $300 \text{ mW}$ ,  $60 \mu\text{m}$ ) y 6 ( $200 \text{ mW}$ ,  $60 \mu\text{m}$ ), que presentaban las fuerzas de adhesión más altas se encuentran en la mitad derecha

del gráfico, correspondiente a rugosidades mayores. La relación no se cumple para el grupo 4 (200 mW, 100  $\mu\text{m}$ ), ya que observamos que los puntos correspondientes a las muestras de este grupo se encuentran en el extremo derecho de la gráfica pero en la parte baja.



**Figura 29.** Diagrama de puntos que representa la relación entre la fuerza de adhesión (MPa) y la rugosidad ( $\text{k}\text{\AA}$ ) dividiendo los grupos por colores.

### 5.2.4. Fallo adhesivo.

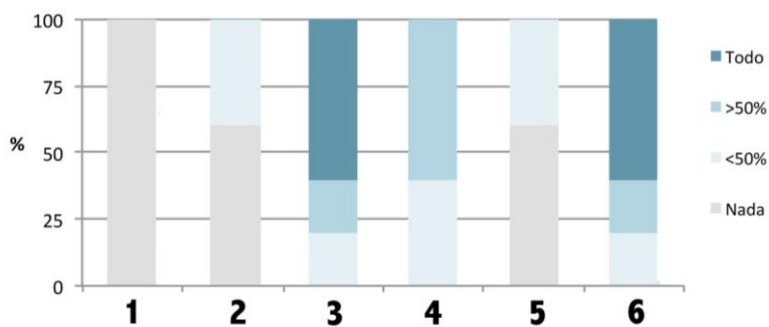
En la **tabla 8** se muestran los tipos de fallo adhesivo para cada uno de los grupos. En tres de los grupos de láser (300 mW, 60  $\mu\text{m}$ ; 200 mW, 100  $\mu\text{m}$ ; 200 mW, 60  $\mu\text{m}$ ), el 50-80% de las muestras mostraron tipos de fallo adhesivo 2 y 3 (más del 50% del adhesivo se quedó sobre la superficie de la cerámica). Estos resultados fueron significativamente diferentes ( $p < 0,001$ ) a los obtenidos para los grupos control, APA  $\text{Al}_2\text{O}_3$  y FS 40 mW 60  $\mu\text{m}$ , los cuales mostraron solo tipos de fallo adhesivo 0 y 1.

		GRUPOS EXPERIMENTALES												
		1		2		3		4		5		6		
		Control		APA $\text{Al}_2\text{O}_3$		Láser FS 300mW 60 $\mu\text{m}$		Láser FS 200mW 100 $\mu\text{m}$		Láser FS 40mW 60 $\mu\text{m}$		Láser FS 200mW 60 $\mu\text{m}$		
Total														
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
<b>Total</b>	90	100	15	100	15	100	15	100	15	100	15	100	15	100
<b>Tipo 0</b>	33	36,7	15	100	8	53,3	0	0	0	0	10	66,6	0	0
<b>Tipo 1</b>	24	26,7	0	0	6	40	3	20	7	46,7	5	33,3	3	20
<b>Tipo 2</b>	16	16,7	0	0	1	6,7	4	26,7	8	53,3	0	0	3	20
<b>Tipo 3</b>	17	20,0	0	0	0	0	8	53,3	0	0	0	0	9	60
*			b		b		a		a		b		a	

\* grupos con la misma letra no muestran diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ )

**Tabla 8.** Tipo de fallo adhesivo (ARI) para cada grupo experimental.

En la **figura 30** se observa la distribución del índice ARI en cada grupo y se pueden diferenciar claramente dos grandes bloques según el tipo de fallo adhesivo. Por una parte, los que presentan índices ARI altos (grupos 3, 4 y 6), y por otra los que presentaban valores bajos (grupos 1, 2 y 5). Ambos bloques son muy diferentes entre sí como se puede observar en el gráfico.

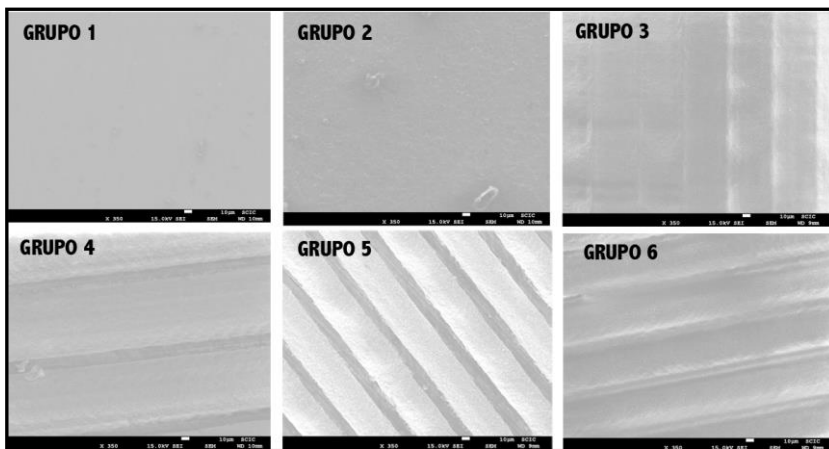


**Figura 30.** Gráfico representativo de la distribución del índice ARI en cada grupo.

### 5.2.5. Microscopía electrónica de barrido.

En las imágenes obtenidas a partir de la microscopía electrónica pueden observarse diferencias en la morfología de la superficie de las muestras a una magnificación de 350x (**Figura 31**).

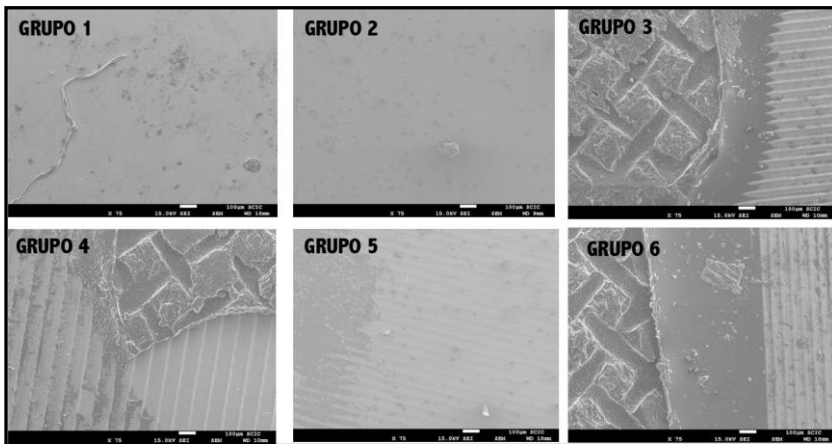
La imagen del grupo control muestra una superficie más suave, en la muestra tratada con APA  $\text{Al}_2\text{O}_3$  se puede observar una textura granulada, y en las muestras tratadas con láser observamos surcos profundos y precisos.



**Figura 31.** Imágenes obtenidas por microscopía electrónica de barrido a 350 aumentos de una muestra representativa de cada uno de los grupos.

Después del descementado, muestras representativas de cada grupo fueron también observadas al microscopio electrónico

(Figura 32). Las muestras pertenecientes a los grupos control, APA Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> y FS 40 mW 60 μm mostraron cantidades muy pequeñas de composite en la superficie de la zircona. En cambio, en los grupos 3 (FS 300 mW, 60 μm), 4 (FS 200, mW 100 μm) y 6 (FS 200 mW, 60 μm) se observan grandes cantidades de composite remanente.



**Figura 32.** Imágenes obtenidas por microscopía electrónica de barrido a 75 aumentos de una muestra representativa de cada uno de los grupos después del descementado del bracket.

### **5.3. TERCERA PARTE: FUERZA DE ADHESIÓN DE BRACKETS CERÁMICOS Y METÁLICOS SOBRE SUPERFICIES DE ZIRCONA TRATADAS CON LÁSER DE FEMTOSEGUNDOS Y OTROS MÉTODOS.**

#### **5.3.1. Temperatura.**

La cámara termográfica no registró ningún cambio de temperatura en ninguna de las muestras al ser irradiadas mediante el láser de femtosegundos.

#### **5.3.2. Fuerza de adhesión.**

En la **tabla 9** aparecen los valores de fuerza de adhesión obtenidos para todos los subgrupos de la tercera parte de esta investigación. Los resultados obtenidos para los subgrupos de brackets de cerámica fueron notablemente más altos que los obtenidos para los brackets metálicos, con diferencias estadísticamente significativas entre ellos para todos los grupos de tratamiento de superficie ( $p < 0,01$ ).

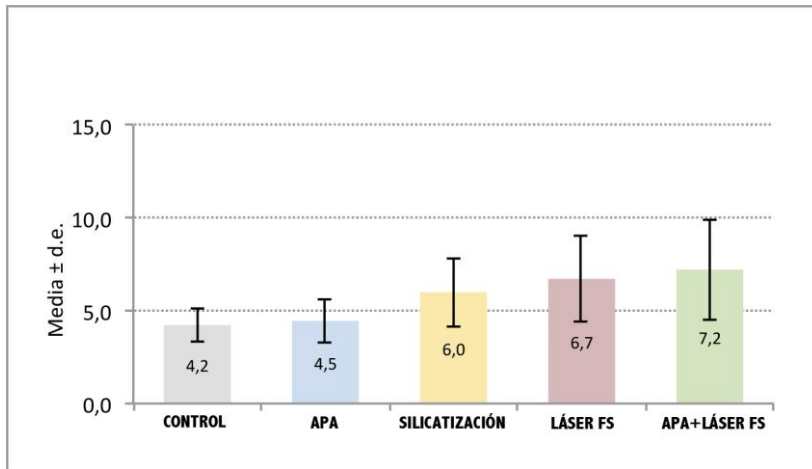


GRUPOS Y SUBGRUPOS EXPERIMENTALES											
		1		2		3		4		5	
		Control		APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>		Silicatización		Láser FS		APA + Láser FS	
	Total	Metal	Cerám	Metal	Cerám	Metal	Cerám	Metal	Cerám	Metal	Cerám
<b>N</b>	300	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30
<b>Media (MPa)</b>	14,77	4,23	20,06	4,46	25,01	5,99	21,62	6,72	23,18	7,22	29,22
<b>Error estándar</b>	10,33	0,89	2,34	1,21	4,45	1,86	6,48	2,30	6,51	2,73	8,20
<b>*</b>		e	c	e	ab	d	bc	d	abc	d	a

\* subgrupos con la misma letra no muestran diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ).

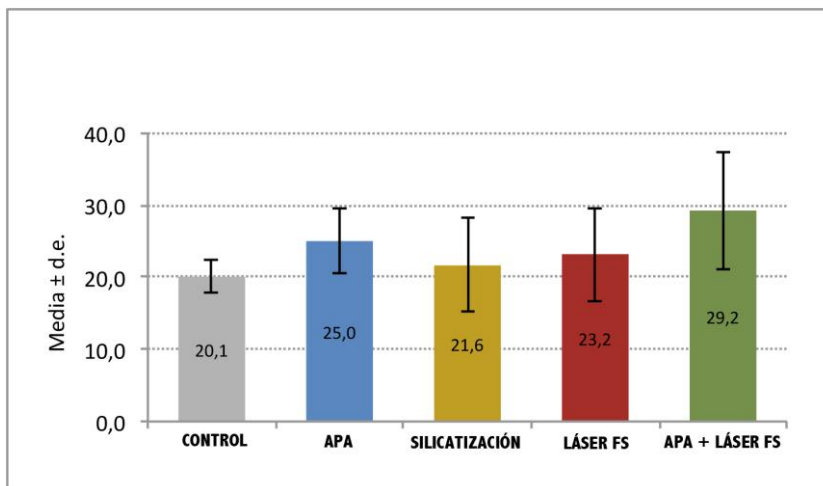
**Tabla 9.** Valores de fuerza de adhesión (MPa) para cada subgrupo.

La fuerza de adhesión de brackets metálicos sobre las superficies de zircona de los grupos control y APA fue más baja que en el resto de grupos ( $4,23 \pm 0,89$  y  $4,46 \pm 1,21$  MPa respectivamente) sin diferencias significativas entre ambos ( $p = 1,000$ ). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos tratados mediante silicatización, láser de femtosegundos y APA + láser de FS ( $p > 0,8$ ). El grupo APA + láser de FS obtuvo los valores más altos de fuerza de adhesión ( $7,22 \pm 2,73$  MPa) (**Figura 33**).



**Figura 33.** Gráfico que representa la fuerza de adhesión en los subgrupos de brackets metálicos.

Respecto a los subgrupos de brackets cerámicos, los valores más altos de fuerza de adhesión los obtuvo también el grupo que combinaba APA con láser de femtosegundos (APA + FS) ( $29,22 \pm 8,2$  MPa), pero no mostró diferencias significativas con los grupos APA y láser de femtosegundos por separado (**Figura 34**).



**Figura 34.** Gráfico que representa la fuerza de adhesión en los subgrupos de brackets cerámicos.

### 5.3.3. Fallo adhesivo.

La **tabla 10** muestra el tipo de fallo adhesivo (n y %) para cada subgrupo. Los tipos 2 y 3 del índice ARI fueron los valores más observados para la mayoría de las muestras de los grupos 3 (silicatización), 4 (láser FS) y 5 (APA + láser FS), contrariamente a las muestras del grupo control donde ninguna de ellas mostró estos tipos de fallo.

Para las muestras tratadas con APA  $Al_2O_3$ , más del 40% de los especímenes pertenecientes al subgrupo de brackets metálicos puntuaron como tipo 2, mientras ninguno puntuó como tipo 3;

para el subgrupo de brackets cerámicos de este grupo APA, más del 50% de las muestras mostraron fallos tipo 2.

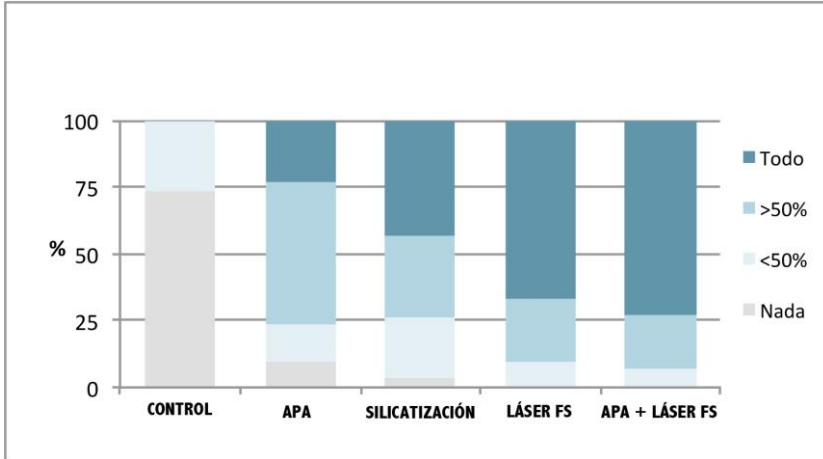
No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos 4 (láser FS) y 5 (APA + láser FS), pero estos grupos sí que tuvieron diferencias significativas con los grupos 1 (control) y 2 (APA).

En las **figuras 35 y 36** se muestra gráficamente la distribución del índice ARI para cada subgrupo. Cada uno de los gráficos corresponde a un tipo de bracket (metálicos y cerámicos respectivamente). Se pueden observar las diferencias de distribución de los tipos de fallo adhesivo entre ambos gráficos debido a que en los brackets cerámicos se obtuvieron puntuaciones más altas para todos los subgrupos en comparación con los subgrupos de brackets metálicos, siendo la diferencia menos notable para los subgrupos control.

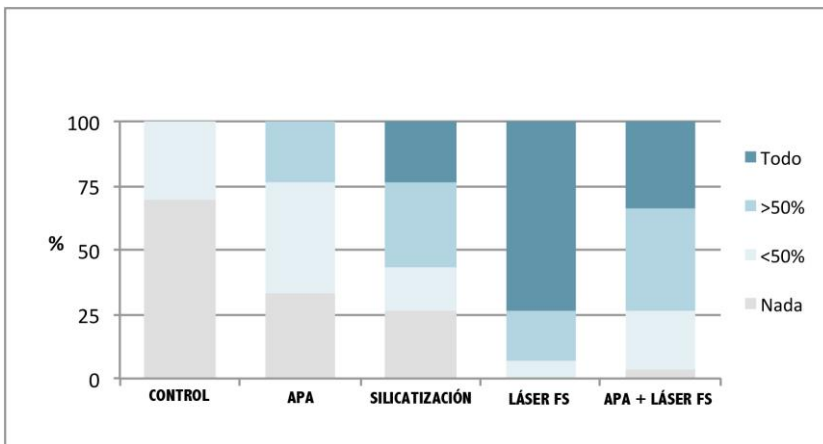
GRUPOS Y SUBGRUPOS EXPERIMENTALES																						
		1		2				3				4		5								
		Control		APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>				Silicización				Láser FS		APA + Láser FS								
Total	N	%	Metal		Cerám		Metal		Cerám		Metal		Cerám		Metal		Cerám					
			N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%				
Total	300	100	30	100	30	100	30	100	30	100	30	100	30	100	30	100	30	100				
Tipo 0	66	22	21	70	22	73,3	10	33,3	3	10	8	26,7	1	3,3	0	0	1	3,3	0	0		
Tipo 1	60	20	9	30	8	26,7	13	43,3	4	13,3	5	16,7	7	23,3	2	6,7	3	10	7	23,3	2	6,7
Tipo 2	73	24,3	0	0	0	0	7	23,3	16	53,3	10	33,3	9	30	6	20	7	23,3	12	40	6	20
Tipo 3	101	33,7	0	0	0	0	0	0	7	23,3	7	23,3	13	43,3	22	73,3	20	66,7	10	33,3	22	73,3
*			e		e		de		bc		bcd		ac		a		a		ab		a	

\* grupos con la misma letra no muestran diferencias estadísticamente significativas (p > 0,05)

**Tabla 10.** Tipo de fallo adhesivo (ARI) para cada subgrupo del estudio.



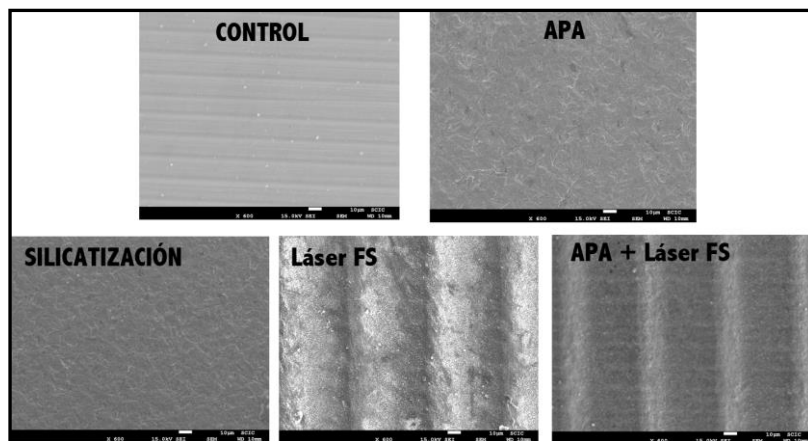
**Figura 35.** Gráfico representativo de la distribución del índice ARI en los subgrupos de brackets metálicos.



**Figura 36.** Gráfico representativo de la distribución del índice ARI en los subgrupos de brackets cerámicos.

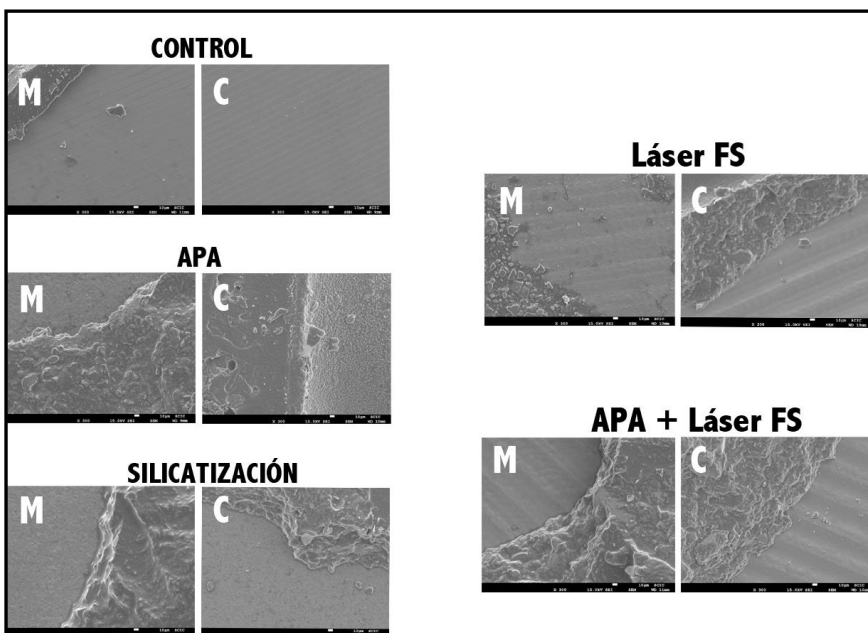
### 5.3.4. Microscopía electrónica de barrido.

El microscopio electrónico de barrido se utilizó para observar las superficies de la zircona tratadas mediante 4 métodos diferentes además del grupo control. Las imágenes obtenidas se pueden observar en la **figura 37**. La superficie del grupo control es una superficie de apariencia plana y suave con algunos trazos provocados por el procedimiento de pulido, mientras que los especímenes pertenecientes a los demás grupos muestran morfologías superficiales diversas. Cierta rugosidad se observa en las superficies de los especímenes tratadas con APA y silicatización, siendo la textura granulada. En ambas muestras tratadas con láser de femtosegundos (grupos 4 y 5), se observan patrones de surcos bien definidos, presentando el grupo 5 (APA + FS) una apariencia más plana que el 4 (FS).



**Figura 37.** Imágenes de microscopía electrónica de barrido a 600 aumentos de los diferentes tratamientos de superficie.

En la **figura 38** pueden observarse imágenes de cada subgrupo de la muestra después del descementado, a 300 aumentos. Los especímenes de los subgrupos pertenecientes al grupo control muestran cantidades muy pequeñas de composite en la superficie mientras los otros grupos mostraron mayores cantidades de composite remanente.



**Figura 38.** Imágenes a 300 aumentos obtenidas por microscopía electrónica de barrido de los subgrupos de la muestra después del descementado del bracket. Las imágenes dentro de cada grupo marcadas con una M corresponden al subgrupo de brackets metálicos y las marcadas con una C, al subgrupo de brackets cerámicos.



# DISCUSIÓN

“No escoltis els que et diguin que tot és negre o blanc,  
fes cas dels que t’expliquin que tot pot ser veritat”

- Si et va bé. Sopa de cabra -



## **6. DISCUSIÓN.**

Siguiendo con el esquema establecido en los apartados de material y métodos y resultados por el que dividimos esta investigación en tres partes, se dividió la discusión de la misma manera.

### **6.1. PRIMERA PARTE: REVISIÓN SISTEMÁTICA Y META-ANÁLISIS.**

El acondicionamiento de las superficies utilizando láser ha sido ampliamente estudiado en los últimos años con el objetivo de determinar el tipo de láser y protocolo que proporcionase una adhesión óptima de materiales adhesivos sobre superficies de cerámica. Los estudios que analizan los efectos de estos tratamientos de las superficies de la porcelana con láser son investigaciones in-vitro que siguen una amplia variedad de protocolos.

En la revisión sistemática que llevamos a cabo en la primera parte de este estudio, 52 publicaciones fueron analizadas exhaustivamente y encontramos una alta variabilidad. Todos los estudios seleccionados evaluaron la fuerza de adhesión (MPa)

de composites o cementos de resina a diferentes superficies de cerámica que habían sido previamente irradiadas con láser.

Los estudios que analizaban la fuerza de adhesión de las cerámicas a otros materiales como frentes laminados de porcelana, dentina, esmalte, metales o brackets de ortodoncia (Cevik y cols. 2016, Yilmaz-Savas y cols. 2016, Cavalcanti y cols. 2009) fueron excluidos de esta revisión ya que el comportamiento de estos materiales sobre las superficies de cerámica es muy heterogéneo y tiene una relevancia clínica totalmente diferente a los composites y cementos de resina.

Se han publicado varias revisiones de los efectos de diferentes métodos y protocolos de acondicionamiento de la cerámica sobre la fuerza de adhesión (Matinello y cols. 2013, Gowida y Aboushelib 2016), pero ninguna ha realizado un análisis cuantitativo (meta-análisis) sobre los resultados de la adhesión. Ikonishi y cols. llevaron a cabo un meta-análisis sobre la adhesión a zircona en el que se compararon los resultados de fuerza de adhesión obtenidos por varios estudios en relación a los tratamientos de superficie de la cerámica, los efectos del “envejecimiento”, diferentes cementos utilizados y los protocolos seguidos (Ikonishi y cols. 2014). Sin embargo, ninguna de las revisiones ni meta-análisis publicados hasta este

momento se han centrado en los láseres como técnica de acondicionamiento de las superficies.

Los estudios que se incluyeron en la presente revisión sistemática y meta-análisis no mostraron consenso respecto a la efectividad de los distintos láseres en términos de fuerza de adhesión de cementos y composites sobre superficies cerámicas, cuando los comparamos con métodos convencionales. Algunos de los estudios encontraron que otras técnicas de acondicionamiento de las cerámicas proporcionaban valores de adhesión más altos que los láseres, siendo estas técnicas convencionales la silicatización (Aras y cols. 2016, Yenisey y cols. 2016, Taniş y Akçaboy 2015, Erdem y cols. 2014, Saraç y cols. 2013, Akyl y cols. 2010, Shiu y cols. 2007), abrasión con partículas de alúmina (Akhavan Zanjani y cols. 2015, Liu y cols. 2015, Arami y cols. 2014, Erdem y cols. 2014, Ghasemi y cols. 2014, Lin y cols. 2013, Saraç y cols. 2013, Akyil y cols. 2011, Kara y cols. 2011, Akyil y cols. 2010a, Shiu y cols. 2007), ácido fluorhídrico (Sadeghi y cols. 2015, Kursoglu y cols. 2013, Akyil y cols. 2011, Akyil y cols. 2010b, Shiu y cols. 2007) o abrasión con fresas (Uzun y cols. 2016).

Por el contrario, otros estudios sí que encontraron que los tratamientos con láser aumentaban la fuerza de adhesión entre

cerámicas y composites o cementos cuando se compararon con otros grupos (El Gamal y cols. 2017, Zanatta y cols. 2017, Ahrari y cols. 2016, Esteves-Oliveira cols. 2016, Vicente y cols. 2016, Vicente-Prieto y cols. 2016, Kara y cols. 2015, Kasraei y cols. 2015, Kirmali y cols. 2015, Liu y cols. 2012, Maruo y cols. 2011, Ural y cols. 2010, Spohr y cols. 2008, da Silveira y cols. 2005). Sin embargo, en los estudios en los que se han analizado tipos de láser diferentes (Dede y cols. 2016, Akhavan Zanjani y cols. 2015, Akin y cols. 2015, Kara y cols. 2015, Kasraei y cols. 2015, Kirmali y cols. 2015, Yavuz y cols. 2015, Arami y cols. 2014, Kasraei y cols. 2014b, Akyil y cols. 2011, Paranhos y cols. 2011, Akyil y cols. 2010a, Akyil y cols. 2010b, da Silva Ferreira y cols. 2010) no hay consenso respecto a cuál es el más efectivo.

Esta variabilidad en los resultados puede ser debida a la disparidad entre los estudios en términos de los parámetros de láser utilizados, de la composición de los materiales cerámicos, composites o cementos, de las condiciones de almacenamiento y de los protocolos de termociclado o ciclado mecánico. Además, los grupos de láser de algunos de estos estudios, aplicaron el láser como único tratamiento de superficie de la cerámica, mientras en otros estudios la irradiación con láser se combinó

con otras técnicas, lo cual también puede afectar a los resultados de fuerza de adhesión.

Alterar los parámetros con los que se utiliza el láser podría modificar sus efectos. Algunos de los estudios analizados en esta revisión, compararon diferentes parámetros para un solo láser modificando la potencia, energía, frecuencia de repetición, duración de pulso o tiempo de aplicación, obteniendo resultados variados. Algunos autores encontraron que cambiar estos parámetros influía significativamente en la fuerza de adhesión (Ahrari y cols. 2016, Akhavan Zanjani y cols. 2015, Loffredo cols. 2015, Sadeghi y cols. 2015, Kursoglu y cols. 2013, Ural y cols. 2012), mientras otros autores no encontraron diferencias significativas (Dede y cols. 2016, Esteves-Oliveira y cols. 2016, Liu y cols. 2015, Ghasemi y cols. 2014, Lin y cols. 2013, Usumez y cols. 2013, Maruo y cols. 2011).

El tipo de cerámica también es un factor a tener en cuenta cuando se evalúan los resultados de fuerza de adhesión, ya que diferentes cerámicas exhiben diferentes comportamientos mecánicos dependiendo de su composición. Muchos de los estudios que se han revisado en este trabajo solamente analizaron la fuerza de adhesión en un único tipo de cerámica, siendo la zircona la más utilizada. Pocos estudios compararon

varias cerámicas. El Gamal y cols. y Yavuz y cols. compararon la cerámica de disilicato de litio con la zircona, obteniendo resultados de adhesión más altos para la zircona en los grupos de láser (El Gamal y cols. 2017, Yavuz y cols. 2015). Uzun y cols. encontraron valores de adhesión más altos para la cerámica feldespática en los grupos de láser cuando la compararon con zircona (Uzun y cols. 2016). Yavuz y cols. y Foxton y cols. también compararon dos cerámicas diferentes (disilicato de litio versus feldespática y aluminosa versus zircona respectivamente), pero no obtuvieron diferencias significativas entre la adhesión a ambos materiales (Yavuz y cols. 2015, Foxton y cols. 2011).

Los estudios también mostraron alta variabilidad en cuanto a los composites y cementos, los cuales pueden afectar potencialmente la fuerza de adhesión. Varios estudios que compararon diferentes cementos concluyeron que los cementos de resina que contenían monómero fosfato proporcionaban mayores fuerzas de adhesión (Tanis y cols. 2015, Erdem y cols. 2014, Subaşı e Inan 2014, Foxton y cols. 2011).

Otros parámetros que podrían afectar la fuerza de adhesión son las diferentes condiciones de almacenamiento de las muestras y los procedimientos de ciclado utilizados. Muchos de los estudios



dejan las muestras en agua destilada a 37 °C durante 24 horas antes del test de adhesión. Sin embargo, algunos autores cambian el protocolo aumentando el tiempo a 48 o 72 horas o incluso algunas semanas o meses. Algunos autores han investigado las diferencias en fuerza de adhesión cuando se modifica el tiempo durante el que las muestras permanecen en agua. Tanis y cols., Esteves-Oliveira y cols. y Aras y cols. no encontraron diferencias en los resultados de adhesión cuando guardaban las muestras en agua durante 24 horas versus un mes, seis meses y 14 días respectivamente (Tanis y cols. 2015, Esteves-Oliveira y cols. 2016, Aras y cols. 2016). Por el contrario, Foxton y cols. encontraron diferencias significativas cuando compararon el almacenamiento en agua durante 24 horas con 6 meses (Foxton y cols. 2011).

Por último, algunas diferencias en fuerza de adhesión pueden ser atribuidas a los diferentes protocolos aplicados en términos de termociclado o ciclado mecánico. Vicente y cols. concluyeron que el ciclado mecánico disminuía significativamente la fuerza de adhesión cuando se acondicionaban las superficies de la zircona con láser de femtosegundos (Vicente y cols. 2016). Algunos de los estudios revisados aplicaron ciclado térmico a las muestras utilizando distintos protocolos en los cuales varían el número de ciclos, la temperatura y la duración. Solamente

cuatro de estos estudios analizaron la influencia del termociclado en la fuerza de adhesión cuando se acondicionaba la cerámica con láser. Dos de ellos observaron que el procedimiento de ciclado disminuía la efectividad de la adhesión (Gomes y cols. 2015, Chen y cols. 2010), mientras que los otros dos no encontraron diferencias significativas (Liu y cols. 2015, Lin y cols. 2013).

Esta revisión sistemática no tuvo en cuenta los datos de fallo adhesivo debido a que no todos los estudios lo analizaron y, los que lo hicieron, utilizaron diferentes índices. Además, este factor cuenta con cierta subjetividad, ya que depende del criterio de un operador.

Diferencias en base al tipo de láser y protocolos se han observado dependiendo de los años de publicación. El primer estudio incluido en esta revisión sistemática data de 2005, y utilizó láser Nd:YAG sobre cerámica de óxido de alúmina (da Silveira y cols. 2005). Los láseres de Nd:YAG, Er:YAG y CO<sub>2</sub> han sido ampliamente estudiados desde las primeras publicaciones al respecto hasta el presente, con un incremento notable de artículos por año.

El láser de femtosegundos ha sido la última aportación, y ha sido investigado durante los últimos años, obteniendo resultados favorables en términos de fuerza de adhesión. Algunos autores han comparado el láser de femtosegundos con otros tipos de láser y con métodos de acondicionamiento convencionales, y han concluido que el láser de femtosegundos incrementa la fuerza de adhesión de composites y cementos de resina a superficies de cerámica (Vicente-Prieto y cols. 2016, Yavuz y cols. 2015). Otros estudios se han centrado en encontrar los mejores parámetros y protocolos para obtener una fuerza de adhesión óptima con este láser. Vicente y cols. compararon diferentes patrones de irradiación (Vicente y cols. 2016); Akpınar y cols. probaron el haz del láser a diferentes angulaciones (Akpınar y cols. 2015a); y Akpınar y cols. crearon con este láser diferentes morfologías sobre la superficie de la cerámica (Akpınar y cols. 2015b). Estos autores encontraron diferentes resultados para cada protocolo utilizado, lo cual confirma que la fuerza de adhesión depende de los parámetros fijados para el láser.

En este trabajo llevamos a cabo una síntesis cuantitativa (meta-análisis) incluyendo 25 de los estudios de la revisión sistemática. El primer meta-análisis solo incluyó estudios que tuviesen grupo control con el fin de obtener valores absolutos

respecto a la efectividad de los láseres en la adhesión. En el segundo meta-análisis, los grupos de láser fueron comparados con aquellos grupos que acondicionaban la cerámica mediante abrasión con partículas de alúmina (APA) ya que muchos clínicos utilizan esta técnica y es el método de acondicionamiento más común en los estudios revisados en este trabajo. Estos meta-análisis mostraron una alta heterogeneidad, lo cual puede atribuirse a los factores explicados anteriormente.

La variabilidad en los resultados denota la necesidad de llevar a cabo más estudios y de estandarizar los protocolos acercándose a las condiciones clínicas con el objetivo de determinar los parámetros ideales de cada láser para optimizar la adhesión.

## **6.2. SEGUNDA PARTE: DETERMINACIÓN DE LOS PARÁMETROS IDEALES DEL LÁSER DE FEMTOSEGUNDOS PARA UNA ADHESIÓN ÓPTIMA DE BRACKETS A ZIRCONA. ESTUDIO PILOTO**

Las técnicas de acondicionamiento de superficie utilizadas en odontología para mejorar la fuerza de adhesión entre brackets de ortodoncia y porcelana tienen un interés particular ya que la

obtención de niveles aceptables de adhesión sobre cerámica es complicada (Poosti y cols. 2012). Se han propuesto muchos métodos diferentes, pero hasta el momento los protocolos no se han estandarizado (Gomes y cols. 2013, Spohr y cols. 2008, Usumez y cols. 2013, Cavalcanti y cols. 2009, Akin y cols. 2011, Gomes y cols. 2015).

La segunda parte de estudio tuvo como objetivo analizar la rugosidad superficial de la zircona tratada con láser de femtosegundos utilizando diferentes parámetros y medir la fuerza de adhesión de brackets metálicos cementados sobre estas superficies con el fin de determinar qué protocolo del láser proporcionaba fuerzas de adhesión óptimas.

En la literatura encontramos que se han evaluado diferentes tipos de láser para acondicionar la cerámica antes de adherir brackets, siendo los láseres estudiados con este propósito los de Nd:YAG, Er:YAG, CO<sub>2</sub> y Ti:Zafiro (Poosti y cols. 2012, Ahrari y cols. 2013, Akpınar y cols. 2015c).

Solamente dos estudios han investigado los efectos del láser de Ti:Zafiro (femtosegundos) en la fuerza de adhesión de brackets a cerámica (Akpınar y cols. 2015c, Erdur y Basciftci 2015a). Contrariamente a los otros tipos de láser, las investigaciones

sobre el láser de femtosegundos con fines ortodóncicos no han establecido cuáles son los parámetros ideales de este láser para obtener fuerzas de adhesión óptimas. Akpınar y cols. utilizaron este láser a una potencia de 750 mW para acondicionar las muestras (Akpınar y cols. 2015c), mientras Erdur y Basciftci programaron el láser a 400 mW (Erdur y Basciftci 2015a).

En nuestra investigación, aplicamos diferentes potencias del láser de femtosegundos para acondicionar las superficies de la zircona. El equilibrio entre la velocidad de la preparación de la muestra y los parámetros del láser más adecuados se estudiaron en una fase de calibración previa. Una vez determinada esta relación, se eligieron tres valores típicos de potencia que correspondían a la máxima potencia alcanzada en la estación de microprocesado, la mínima potencia y un valor intermedio: 300 mW, 40 mW y 200 mW respectivamente. El desplazamiento de la plataforma de traslación a lo largo de la dirección y se programó a 60  $\mu\text{m}$  para los 3 grupos de potencia. Para el parámetro de potencia de 200 mW, además de la separación (step) de 60  $\mu\text{m}$ , se programó también a 100  $\mu\text{m}$  con la finalidad de reducir el tiempo de preparación.

En este trabajo, los valores de fuerza de adhesión más altos se obtuvieron para los grupos 3 (FS 300 mW, 60  $\mu\text{m}$ ) y 6 (FS 200

mW, 60  $\mu\text{m}$ ). Estos valores fueron significativamente más altos que los que se obtuvieron para los grupos 4 (FS 200 mW, 100  $\mu\text{m}$ ) y 5 (FS 40 mW, 60  $\mu\text{m}$ ). Akpınar y cols. y Erdur y Basciftci y cols. obtuvieron valores más altos que los de este estudio (Akpınar y cols. 2015c, Erdur y Basciftci 2015a). A pesar de que estos autores utilizaron el láser de femtosegundos para acondicionar la cerámica, lo hicieron sobre materiales diferentes a la zircona. Además, los parámetros de potencia utilizados por ambos estudios fueron más altos que en nuestro estudio. Potencias de láser excesivas pueden comprometer la estética de la porcelana, haciendo entonces que el procedimiento de adhesión no sea reversible. Este procedimiento debe proporcionar una buena fuerza de adhesión produciendo los mínimos daños sobre la superficie de la cerámica. Las diferencias en los protocolos pueden ser la explicación a la diferencia en los resultados obtenidos. Si nos basamos en la literatura existente, los resultados obtenidos por dichos autores exceden el rango óptimo de fuerza de adhesión sugerida para aditamentos de ortodoncia (Reynolds y cols. 1975), mientras que los resultados obtenidos en nuestra investigación entran dentro del rango que se considera adecuado.

No existe ningún estudio que haya analizado la fuerza de adhesión de brackets cementados sobre superficies de zircona

acondicionadas con láser de femtosegundos. Otros autores han utilizado diferentes láseres para preparar las superficies de zircona previamente al cementado (Poosti y cols. 2012, Ahrari y cols. 2013). Dichos láseres han demostrado tener efectos adversos sobre la superficie de la cerámica, como daño térmico en el material y estructuras anexas (Armengol y cols. 2000, Malamström y cols. 2001). En nuestro estudio se utilizó el láser de femtosegundos, el cual proporciona una textura homogénea y precisa sin producir degradación del material adyacente como microfracturas (Fiedler y cols. 2013) ni aumentar la temperatura de la superficie del material irradiado (Varel y cols. 1997).

Este trabajo también analizó la rugosidad de la superficie de la zircona ( $Ra$  en  $\text{K}\text{\AA}$ ) de manera cuantitativa. Un microscopio electrónico de barrido se utilizó para analizar la morfología superficial de manera cualitativa. Todos los grupos de laser mostraron valores  $Ra$  significativamente más altos que los grupos control y abrasión con partículas de alúmina, siendo el grupo 4 (FS 200 mW, 100  $\mu\text{m}$ ) el que presentó irregularidades más profundas. Estas características también pudieron ser observadas en las imágenes de microscopía electrónica (**Figura 31**). Cuando se relacionaron los valores de rugosidad con los de fuerza de adhesión, se encontró una correlación positiva para



todos los grupos de láser menos para el grupo 4 (FS 200, mW 100  $\mu\text{m}$ ). Los grupos control, APA  $\text{Al}_2\text{O}_3$  y FS 400 mW 60  $\mu\text{m}$  mostraron valores bajos de  $Ra$  y de fuerza de adhesión. Dichos resultados sugieren que la rugosidad de la superficie del material depende de los parámetros de potencia y separación inter-surco del láser. Además, se encontró una tendencia general de la fuerza de adhesión a aumentar cuando aumentaban los parámetros del láser. Erdur y Basciftci obtuvieron valores similares de  $Ra$  a los de nuestra investigación (Erdur y Basciftci 2015b), contrariamente a Dilber y cols. que obtuvieron irregularidades más pequeñas en las superficies de la porcelana cuando la acondicionaron con láser Er:YAG (Dilber y cols. 2012).

Respecto al fallo adhesivo, un alto porcentaje de las muestras de los grupos 3, 4 y 6 (láser de femtosegundos 300 mW 60  $\mu\text{m}$ , 200 mW 100  $\mu\text{m}$  y 200 mW 60  $\mu\text{m}$ ) mostraron tipos 2 y 3 (fallo adhesivo entre el composite y el bracket). Estos resultados coinciden con otros encontrados en la literatura (Akpınar y cols. 2015c). Por el contrario, en nuestro estudio, los grupos de láser 40 mW 60  $\mu\text{m}$ , control y APA  $\text{Al}_2\text{O}_3$  presentaron tipos de fallo adhesivo 0 y 1, lo cual atribuimos a una profundidad insuficiente de las irregularidades de la superficie, que evita que el adhesivo penetre de manera adecuada, hecho que se confirma por el

análisis de la superficie (**Figura 12**). El tipo de fallo 3 es el más conservador para la porcelana ya que no ocurre ninguna fractura en su superficie durante el descementado (Smith y cols. 1988). Este es un factor importante a tener en cuenta cuando nos referimos a la adhesión de brackets sobre cerámica, ya que, idealmente, esta unión debe ser reversible dado que la superficie de la porcelana volverá a quedar expuesta cuando se descementa el bracket. Según nuestros resultados, el láser de femtosegundos a una potencia de 300 mW y separación inter-surco de 60  $\mu\text{m}$  y este láser a 200 mW 60  $\mu\text{m}$  son los tratamientos menos dañinos al respecto.

Esta investigación sobre la fuerza de adhesión de brackets cementados a superficies de zircona utilizando diferentes parámetros de láser puede servir como guía para futuros estudios. Nuestros resultados sugieren que el láser de femtosegundos a una potencia media de 200 mW y una separación inter-surco de 60  $\mu\text{m}$  son los parámetros ideales para el acondicionamiento de la cerámica previamente al cementado de brackets metálicos, ya que estos parámetros proporcionan fuerzas de adhesión adecuadas. A pesar de que se encontraron valores de adhesión similares para el grupo de 300 mW sin diferencias significativas, se consideró una opción menos

favorable que la anteriormente mencionada, ya que implica un gasto mayor de energía.

### **6.3. TERCERA PARTE: FUERZA DE ADHESIÓN DE BRACKETS CERÁMICOS Y METÁLICOS SOBRE SUPERFICIES DE ZIRCONA TRATADAS CON LÁSER DE FEMTOSEGUNDOS Y OTROS MÉTODOS.**

En la tercera parte del estudio se investigaron los efectos del láser de femtosegundos en la fuerza de adhesión de brackets cerámicos y metálicos sobre superficies de zircona, comparando este tratamiento de superficie con otros métodos convencionales (abrasión con partículas de alúmina y silicatización).

Los resultados de la presente investigación para los subgrupos de brackets cerámicos mostraron valores más altos que para los subgrupos de brackets metálicos en todos los grupos de tratamiento, siendo estas diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0,001$ ). No se ha encontrado ningún estudio en la literatura que analice las diferencias en términos de fuerza de adhesión entre ambos tipos de brackets sobre cerámica, por tanto nuestros resultados solamente pueden compararse con

estudios que lo hayan investigado sobre esmalte. Algunos de estos estudios no encontraron diferencias significativas (da Rocha y cols. 2014, Stumpf y cols. 2013), mientras que Uysal y cols. observaron diferencias entre brackets cerámicos y metálicos, obteniendo valores de adhesión más altos para los brackets cerámicos en concordancia con nuestro estudio (Uysal y cols. 2010).

En este estudio encontramos que el tipo de fallo adhesivo (ARI) entre la zircona y en composite (tipos 0 y 1) fue, en general, más frecuente para brackets metálicos que para cerámicos.

Los brackets de cerámica tienen la propiedad mecánica de ser resistentes a la deformación por doblado cuando se procede a descementarlos (Vestrynge y cols. 2004). Además, algunos de estos brackets estéticos pueden combinar sistemas de retención mecánica y química (silicatización) para aumentar la fuerza de adhesión (Mundstock y cols. 1999). En nuestra investigación, las diferencias en fuerzas de adhesión entre ambos tipos de brackets, las cuales evidentemente no dependían del tipo de tratamiento de la superficie, solamente pueden ser explicadas por la propiedad mecánica de alta resistencia a la flexión de los brackets cerámicos, ya que las bases de los brackets que se utilizaron (Clarity®) no están tratadas químicamente.

Los tratamientos de superficie que proporcionaron mayores valores de adhesión entre la zircona y los brackets metálicos fueron la combinación de APA con láser de femtosegundos, el láser de femtosegundos utilizado solo y la silicatización, sin diferencias significativas entre estos grupos ( $p > 0,8$ ). Este hecho puede apoyarse observando las imágenes de microscopía electrónica de estos tres grupos (**Figura 37**), los cuales presentan niveles altos de rugosidad superficial, factor que potencia la retención micromecánica y por tanto la fuerza de adhesión (Uehara y cols. 2002, Moradabadi y cols. 2014).

Erdur y Basciftci y Akpinar y cols. también obtuvieron valores de adhesión altos para los especímenes irradiados mediante láser de femtosegundos (Erdur y Basciftci 2015a, Akpinar y cols. 2015c). Estos autores utilizaron cerámicas diferentes a la zircona, siendo por tanto nuestro trabajo el único que ha analizado la fuerza de adhesión de brackets sobre superficies de zircona tratadas con láser de femtosegundos. Los autores mencionados no incluyeron en su estudio el acondicionamiento de las superficies mediante silicatización ni combinaron el tratamiento de láser con la abrasión con partículas de alúmina.

En nuestro estudio, los tipos de fallo adhesivo obtenidos para los grupos con fuerzas de adhesión más altas fueron ARI 2 y 3, contrariamente a los grupos control y APA. Erdur y Basciftci y Akpınar y cols. también observaron fallos adhesivos entre el composite y el bracket para el grupo de láser de femtosegundos (Erdur y Basciftci 2015a, Akpınar y cols. 2015c).

Respecto a los resultados obtenidos para los brackets cerámicos, no se encontraron diferencias entre los grupos tratados con abrasión con partículas de alúmina y láser de femtosegundos (solo o combinado) ( $p < 0,1$ ). No se han podido comparar los resultados con ningún otro estudio debido a que ningún trabajo publicado analiza la fuerza de adhesión de brackets cerámicos cementados sobre superficies de porcelana tratadas mediante láser de femtosegundos.

La irradiación de las superficies de zircona con láser de femtosegundos y la aplicación de dicho láser después de haber arenado la superficie con partículas de alúmina obtuvo resultados similares de fuerza de adhesión. Por esta razón, consideramos que el método de arenado antes de aplicar el láser puede evitarse, reduciendo de esta manera los costes, el tiempo de tratamiento y la incomodidad para el paciente.

En el presente estudio, el láser fue programado a una potencia de 200 mW, y el patrón de ablación elegido fue de líneas paralelas con una separación de 60  $\mu\text{m}$  entre éstas. Estos parámetros fueron determinados de acuerdo con el estudio piloto que se realizó en la segunda parte de esta investigación.

Este estudio ha demostrado que la irradiación con láser de femtosegundos es una técnica efectiva para la preparación de las superficies de zircona para alcanzar resultados satisfactorios de adhesión de brackets sobre estos materiales cerámicos. Este láser graba la superficie de la cerámica de manera no agresiva pero con precisión, sin producir degradación térmica o mecánica del material (Fiedler y cols. 2013) y sin aumentar la temperatura de las superficies irradiadas (Varel y cols. 1997), contrariamente a otros tipos de láser (Armengol y cols. 2000, Malmström 2001). Además, nuestra investigación encontró que el tipo de fallo adhesivo que se predominaba en las muestras tratadas con láser de femtosegundos era del tipo 3, el cual es el más conservador ya que la superficie de la zircona permanece intacta después del descementado de los brackets (Smith y cols. 1988).

A pesar de las ventajas del láser de femtosegundos demostradas por esta investigación, este método todavía no se ha analizado a nivel clínico debido a los costes actuales de estos dispositivos y

las grandes dimensiones del aparato. Se necesitan por tanto más estudios que permitan optimizar este láser para ser utilizado de forma rutinaria en la clínica.



# CONCLUSIONES

“I've had my share of sand kicked in my face,  
but I've come through”

- We are the champions. Queen -



## 7. CONCLUSIONES.

Las conclusiones de este estudio son las siguientes:

1. Se realizó un análisis cualitativo y cuantitativo de la literatura mediante una revisión sistemática y meta-análisis de los estudios existentes relativos a los efectos de los distintos láseres como tratamiento acondicionador de la cerámica en la fuerza de adhesión de cementos y composites y se determinó que:
  - Los láseres como tratamiento para acondicionar la superficie de las cerámicas mejoran la fuerza de adhesión de composites y cementos de resina sobre éstas cuando se comparan con las superficies no tratadas.
  - Los láseres pueden ser una alternativa para el acondicionamiento de la cerámica en la fase previa a la adhesión de cementos y composites.
  - Es necesario estandarizar los protocolos de los experimentos y establecer los parámetros adecuados para cada tipo de láser con el objetivo de determinar de manera precisa cuál es la técnica de acondicionamiento

de la cerámica más efectiva en términos de fuerza de adhesión.

2. Se determinaron los parámetros ideales del láser de femtosegundos en términos de potencia y de separación entre surcos para conseguir una fuerza de adhesión óptima entre brackets y zircona y se estableció que:
  - El láser de femtosegundos a una potencia de 300 mW y una separación inter-surco de 60  $\mu\text{m}$  proporciona los valores más altos de fuerza de adhesión de brackets metálicos a zircona.
  - Los parámetros del láser de femtosegundos de 200 mW y 60  $\mu\text{m}$  pueden ser propuestos como los parámetros ideales para acondicionar las superficies de la zircona para una adhesión óptima de brackets a estas superficies, descartando la potencia de 300 mW debido al alto consumo de energía que requiere.
3. Se determinó la relación existente entre la rugosidad de la superficie de la zircona previamente tratada y la fuerza de adhesión de brackets sobre estas superficies y se concluyó que la rugosidad está relacionada

positivamente con la fuerza de adhesión siempre que los valores  $Ra$  no excedan los 100 kÅ.

4. Se comparó el efecto de diferentes técnicas de acondicionamiento de las superficies de zircona en la fuerza de adhesión de brackets metálicos y cerámicos, estableciéndose que:

- El láser de femtosegundos es un método efectivo para potenciar la adhesión de brackets tanto cerámicos como metálicos cementados sobre zircona.

- La mayoría de las superficies tratadas con láser de femtosegundos mostraron tipo de fallo adhesivo (ARI) 3 (100% del composite permanece adherido a la cerámica), conservando mejor de este modo la superficie de la zircona. Este hecho supone una ventaja añadida de este método ya que dejará la superficie de la cerámica intacta después del tratamiento de ortodoncia.

5. Se comparó la fuerza de adhesión entre brackets cerámicos y metálicos cementados a superficies de zircona tratadas mediante cuatro técnicas, y se concluyó que:

- Los brackets cerámicos proporcionan fuerzas de adhesión significativamente más altas sobre zircona que los brackets metálicos independientemente del método de acondicionamiento de la superficie.

# BIBLIOGRAFÍA

“Let's realize that a change can only come  
when we stand together as one”

- We are the world. Michael Jackson -





## 8. BIBLIOGRAFÍA.

Abduljabbar T, AlQahtani MA, Jeaidi ZA, Vohra F (2016). Influence of silane and heated silane on the bond strength of lithium disilicate ceramics - An in vitro study. *Pak J Med Sci* 32:550-4

Ahrari F, Boruziniat A, Alirezaei M (2016). Surface treatment with a fractional CO2 laser enhances shear bond strength of resin cement to zirconia. *Laser Ther* 25:19-26

Ahrari F, Heravi F, Hosseini M (2013). CO2 laser conditioning of porcelain surfaces for bonding metal orthodontic brackets. *Lasers Med Sci* 28:1091-7

Akhavan Zanjani V, Ahmadi H, Nateghifard A, Ghasemi A, Torabzadeh H, Abdoh Tabrizi M, Alikhani F, Razi R, Nateghifard A (2015). Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *J Investig Clin Dent* 6:294-300

Akin GE, Kaval ME, Turk T, Akin H (2015). Surface roughness and bond strength of zirconia posts to a resin cement after various surface pretreatments. *Photomed Laser Surg* 33:246-51

Akin H, Ozkurt Z, Kımalı O, Kazazoglu E, Ozdemir A (2011). Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminium oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomed Laser Surg* 29:797-802

Akova T, Yoldas O, Toroglu MS, Uysal H (2005). Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 128:630-7

Akpınar YZ, Irgin C, Yavuz T, Aslan MA, Kılıc HS, Usumez A (2015c). Effect of femtosecond laser treatment on the shear bond strength of a metal bracket to prepared porcelain surface. *Photomed Laser Surg* 33:206-12

Akpınar YZ, Kepceoglu A, Yavuz T, Aslan MA, Demirtag Z, Kılıc HS, Usumez A (2015a). Effect of femtosecond laser beam angle on bond strength of zirconia-resin cement. *Lasers Med Sci* 30:2123-8

Akpınar YZ, Yavuz T, Aslan MA, Kepceoglu A, Kılıc HS (2015b). Effect of different surface shapes formed by femtosecond laser on zirconia-resin cement shear bond strength. *J Adhes Sci Technol* 29:149-57

Akyil MS, Uzun IH, Bayindir F (2010a). Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg* 28:801-8

Akyil MŞ, Yılmaz A, Bayındır F, Duymuş ZY (2011). Microtensile bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Photomed Laser Surg* 29:197-203

Akyil MS, Yılmaz A, Karaaliğlu OF, Duymuş ZY (2010b). Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser-irradiated feldspathic ceramic surface. *Photomed Laser Surg* 28:539-45

Álvarez-Fernández MA, Peña-López JM, González-González IR, Olay-García MS (2003). Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *RCOE* 8:525-46

Anusavice KJ (2003). *Dental Ceramics in Phillips' Science of Dental Materials*. Missouri, USA. Saunders 655-719.

Arami S, Hasani Tabatabaei M, Namdar F, Safavi N, Chiniforush N (2014). Shear bond strength of the repair

composite resin to zirconia ceramic by different surface treatment. *J Lasers Med Sci* 5:171-5

Aras WMF, Barroso JSM, Blay A, Rodrigues JA, Cassoni A (2016). Er,Cr:YSGG laser irradiation influence on Y-TZP bond strength to resin cement. *Ceram Int* 42:13790-5.

Arisu HD, Bala O, Alimzhanova G, Turkoz E (2004). Assessment of morphological changes and permeability of apical dentin surfaces induced by Nd:YAG laser irradiation through retrograde cavity surfaces. *J Contemp Dent Pract* 5: 102-13.

Armengol V, Jean A, Marion D (2000). Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. *J Endod* 26:138-41

Årtun J, Bergland S (1984). Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod* 85:333-40

Barutçigil K, Barutçigil Ç, Kul E, Özarslan MM, Buyukkaplan US (2016). Effect of different surface treatments on bond

strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material. *J Prosthodont* [Epub ahead of print]

Blatz MB, Sadan A, Blatz U (2003). The effect of silica coating on the resin bond to the intaglio surface of Procera AllCeram restorations. *Quintessence Int* 34:542–47

Blixt M, Adamczak E, Linden LA, Oden A, Arvidson K (2000). Bonding to densely sintered alumina surfaces: effect of sandblasting and silica coating on shear bond strength of luting cements. *Int J Prosthodont* 13:221–6

Blum JY, Abadie JM (1996). Effects du laser Nd:YAP sur les matériaux endocanalaire. *Endo* 15:37-45

Bottino MC, Valandro LF, Kantorski KZ, Bressiani JC, Bottino MA (2006). Polishing methods of an alumina-reinforced feldspar ceramic. *Braz Dent J* 17:285-9

Bradley PF (1997). A review of the use of the Neodymium:YAG laser in oral and maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg* 35:26-35

Carlson TA, White RM (1966). Measurement of the relative abundances and recoil- energy spectra of fragment ions produced as the initial consequences of x- ray interaction with CH<sub>3</sub>I, HI, and DI. *J Chem Phys* 44:4510-20

Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM (2009). Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent* 34:280-7

Cevik P, Karacam N, Eraslan O, Sari Z (2017). Effects of different surface treatments on shear bond strength between ceramic systems and metal brackets. *J Adhes Sci Technol* 31:1105-15

Chen, H, Li H, Sun YC, Wang Y, Lü PJ (2016). Femtosecond laser for cavity preparation in enamel and dentin: ablation efficiency related factors. *Sci Rep* 6:20950

Chen WH (2002). Laser root canal therapy. *J Indiana Dent Assoc* 81:20-3

Chen JR, Oka K, Kawano T, Goto T, Ichikawa T (2010). Carbon dioxide laser application enhances the effect of silane

primer on the shear bond strength between porcelain and composite resin. *Dent Mater J* 29:731-7

Chen X, Liu X (1999). Short pulsed laser machining: How short is short enough? *J Laser Appl* 11:268-72.

Chintapalli RV, Marro FG, Pique EJ, Anglada M (2013). Phase transformation and subsurface damage in 3 Y-TZP after sandblast- ing. *Dent Mater* 29:566-72

da Rocha JM, Gravina MA, da Silva Campos MJ, Quintão CC, Elias CN, Vitral RW (2014). Shear bond resistance and enamel surface comparison after the bonding and debonding of ceramic and metallic brackets. *Dental Press J Orthod* 19:77-85

da Silva Ferreira S, Hanashiro FS, de Souza-Zaroni WC, Turbino ML, Youssef MN (2010). Influence of aluminum oxide sandblasting associated with Nd:YAG or Er:YAG lasers on shear bond strength of a feldspathic ceramic to resin cements. *Photomed Laser Surg* 28:471-5

da Silveira BL, Paglia A, Burnett LH, Shinkai RS, Eduardo Cde P, Spohr AM (2005). Micro-tensile bond strength between a resin cement and an aluminous ceramic treated with Nd:YAG

laser, Rocatec System, or aluminum oxide sandblasting. *Photomed Laser Surg* 23:543-8

Dalaie K, Mirfasihi A, Eskandarion S, Kabiri S (2016). Effect of bracket base design on shear bond strength to feldspathic porcelain. *Eur J Dent* 10:351-5

De Munck J, Braem M, Wevers M, Yoshida Y, Inoue S, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2005). Micro-rotary fatigue of tooth-biomaterial interfaces. *Biomaterials* 26:1145-53

Dede DÖ, Yenisey M, Rona N, Öngöz Dede F (2016). Effects of Laser Treatment on the Bond Strength of Differently Sintered Zirconia Ceramics. *Photomed Laser Surg* 34:276-83

Delgado-Ruiz RA, Calvo-Guirado JL, Moreno P, Guardia J, Gomez-Moreno G, Mate-Sánchez JE, Ramirez-Fernández P, Chiva F (2011). Femtosecond laser microstructuring of zirconia dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 96:91-100

Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 24:299-307



Deville S, Chevalier J, Gremillard L (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 27:2186–92

Dilber E, Yavuz T, Kara HB, Ozturk AN (2012). Comparison of the effects of surface treatments on roughness of two ceramic systems. *Photomed Laser Surg* 30:308-14

El-Damanhoury HM, Gaintantzopoulou MD (2017). Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: Etching efficacy and bonding performance. *J Prosthodont Res* [Epub ahead of print]

El Gamal A, Medioni E, Rocca JP, Fornaini C, Muhammad OH, Brulat-Bouchard N (2017). Shear bond, wettability and AFM evaluations on CO(2) laser-irradiated CAD/CAM ceramic surfaces. *Lasers Med Sci* 32:779-85

El Yazami H, Azehoui N, Ahariz M, Rey G, Sauvetre E (2004). Periodontal evaluation of an Nd:YAP laser combined with scaling and root planning for nonsurgical periodontal treatment. *J Oral Laser Applications* 4:97-102

Erdem A, Akar GC, Erdem A, Kose T (2014). Effects of different surface treatments on bond strength between resin cements and zirconia ceramics. *Oper Dent* 39:E118-27

Erdur EA, Basciftci FA (2015a). Effect of Ti:sapphire laser on shear bond strength of orthodontic brackets to ceramic surfaces. *Lasers Surg Med* 47:512-9

Erdur EA, Basciftci FA (2015b). Effect of Ti:Sapphire-femtosecond laser on the surface roughness of ceramics. *Lasers Surg Med* 47:833-8

Esteves-Oliveira M, Jansen P, Wehner M, Dohrn A, Bello-Silva MS, Eduardo CP, Meyer-Lueckel H (2016). Surface Characterization and Short-term Adhesion to Zirconia after Ultra-short Pulsed Laser Irradiation. *J Adhes Dent* 18:483-92

Eversole LR, RizoIU IM (1995). Preliminary investigations on the utility of an erbium,chromium:YSGG laser. *J Calif Dent Assoc* 23:41-7

Ferracane JL, Hopkin JK, Condon JR (1995). Properties of heat-treated composites after aging in water. *Dent Mater* 11:354-58.

Fiedler S, Irsig R, Tiggesbäumker J, Schuster C, Merschjann C, Rothe N, Lochbrunner S, Vehse M, Seitz H, Klinkenberg ED, Meiwes-Broer KH (2013). Machining of biocompatible ceramics with femtosecond laser pulses. Biomed Tech (Berl) [Epub ahead of print]

Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, Watson TF (2011). Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. J Prosthodont 20:84-92

Gale MS and Darvell BW (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent 27:89-99

Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT (1975). Ceramic steel?. Nature 258:703-4

Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R (2016). Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. Dalton Trans 45:19194-215

Ghasemi A, Kermanshah H, Ghavam M, Nateghifard A, Torabzadeh H, Nateghifard A, Zolfagharnasab K, Ahmadi H (2014). Effect of Er,Cr:YSGG laser treatment on microshear

bond strength of zirconia to resin cement before and after sintering. *J Adhes Dent* 16:377-82

Girish PV, Dinesh U, Bhat CS, Shetty PC (2012). Comparison of shear bond strength of metal brackets bonded to porcelain surface using different surface conditioning methods: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 13:487-93

Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R (1965). Effect of laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc* 70:601-6

Gomes AL, Oyagiü RC, Lynch CD, Montero J, Albaladejo A (2013). Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *J Dent.* 41:31-41

Gomes AL, Ramos JC, Santos-del Riego S, Montero J, Albaladejo A (2015). Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er:YAG and tribochemical silica coating as surface conditioning. *Lasers Med Sci* 30:787-95

Gowida MA, Aboushelib MN (2016). Bonding to zirconia. A systematic review. *Ope Acce Journ of Dent Sci* 1:1-19

Grassi RF, Pappalardo S, Frateiaci A, Scortechini A, De Benedittis M, Petruzzi M (2004). Antibacterial effect of Nd:YAG laser in periodontal pockets decontamination: a in vivo study. *Minerva Stomatol* 53:355-9

Gutknecht N, Moritz A, Conrads G, Slevert T, Lampfert F (1996). Bactericidal effect of the Nd:YAG laser in in vitro root canals. *J Clin Laser Med Surg* 14:77-80

Gutknecht N, Neubler-Moritz M, Fallot S, Lampert F (1997). The efficiency of root canal disinfection using a holmium: yttrium-aluminium-garnet laser in vitro. *J Clin Laser Med Surg* 15:75-8

Gutknecht N, van Gogswaardt D, Conrads G, Apel C, Schubert C, Lampert F (2000). Diode laser radiation and its bactericidal effect in root canal wall dentin. *J Clin Laser Med Surg* 18: 57-60

Hamamci N, Akkurt A, Başaran G (2010). In vitro evaluation of microleakage under orthodontic brackets using two different laser etching, self etching and acid etching methods. *Lasers Med Sci* 25:811-6

Harashima T, Takeda FH, Zhang C, Kimura Y, Matsumoto K (1998). Effect of argon laser irradiation on instrumented root canal walls. *Endod Dent Traumatol* 14:26-30

Helmer JD, Driskell TD (1969). Research on bioceramics. Symposium on use of ceramics as surgical implants. South Carolina, USA: Clemson University

Hendler BH, Gateno J, Mooar P, Sherk HH (1992). Holmium:YAG laser arthroscopy of the temporomandibular joint. *J Oral Maxillofac Surg* 50:931-4.

Heuer AH, Lange FF, Swain MV, Evans AG (1986). Transformation toughening: an overview. *J Am Ceram Soc* 69:1-4

Hibst R, Keller U (1989). Experimental studies of the application of Er:YAG laser on dental hard substances.I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med* 9:338-44.

Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K (1999). Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser

irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg* 17:105-9

Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K (2002). Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er, Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. *J Clin Pediatr Dent* 26:377-82

Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B (2014). Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res* 93:329-34

Ji L, Li L, Devlin H, Liu Z, Jiao J, Whitehead D (2012). Ti:sapphire femtosecond laser ablation of dental enamel, dentine, and cementum. *Lasers Med Sci* 27:197-204

Jithendra Babu P, Krishna Alla R, Ramaraju Alluri V, Raju Datla S, Anusha Konakanchi (2015). Dental Ceramics: Part I - An overview of composition, structure and properties. *Am J of Mater Eng Technolog* 3:13-8

Jones DW (1985). Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am* 29:621-44

Kalavacharla VK, Lawson NC, Ramp LC, Burgess JO (2015). Influence of Etching Protocol and Silane Treatment with a Universal Adhesive on Lithium Disilicate Bond Strength. *Oper Dent* 40:372-8

Kara O, Kara HB, Tobi ES, Ozturk AN, Kilic HS (2015). Effect of various lasers on the bond strength of two zirconia ceramics. *Photomed Laser Surg* 33:69-76

Kara HB, Ozturk AN, Aykent F, Koc O, Ozturk B (2011). The effect of different surface treatments on roughness and bond strength in low fusing ceramics. *Lasers Med Sci* 26:599-604

Kasraei S, Atefat M, Beheshti M, Safavi N, Mojtahedi M, Rezaei-Soufi L (2014a) Effect of surface treatment with carbon dioxide (CO<sub>2</sub>) laser on bond strength between cement resin and zirconia. *J Lasers Med Sci* 5:115-20

Kasraei S, Rezaei-Soufi L, Heidari B, Vafae F (2014b). Bond strength of resin cement to CO<sub>2</sub> and Er:YAG laser-treated zirconia ceramic. *Restor Dent Endod* 39:296-302



Kasraei S, Rezaei-Soufi L, Yarmohamadi E, Shabani A (2015). Effect of CO<sub>2</sub> and Nd:YAG lasers on shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic. *J Dent (Tehran)* 12:686-94

Kasraei S, Yarmohammadi E, Ghazizadeh MV (2016). Microshear Bond Strength of OptiBond All-in-one self-adhesive agent to Er:YAG laser treated enamel after thermocycling and water storage. *J Lasers Med Sci* 7:152-158

Kelly JR, Benetti P (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent* 56 Suppl 1:84-96

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 75:18-32

Kern M, Wegner SM (1998). Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 14:64–71

Kingery WD, Vandiver PB (1986). Ceramic masterpieces. Art, structure, technology. New York: The Free Press 7-36

Kirmali O, Barutçigil Ç, Ozarslan MM, Barutçigil K, Harorlı OT (2015). Repair bond strength of composite resin to sandblasted and laser irradiated Y-TZP ceramic surfaces. *Scanning* 37:186-92

Kitasako Y, Burrow MF, Nikaido T, Tagami J (2000). The influence of storage solution on dentin bond durability of resin cement. *Dent Mater* 16:1-6

Kreisler M, Al Haj H, Gotz H, Duschner H, d'Hoedt B (2002). Effect of simulated CO<sub>2</sub> and GaAlAs laser surface decontamination on temperature changes in Ti-plasma sprayed dental implants. *Lasers Surg Med* 30:233-9

Kursoglu P, Motro PF, Yurdagüven H (2013). Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *J Adv Prosthodont* 5:98-103

Kutsch VK (1993). Dental caries illumination with the argon laser. *J Clin Laser Med Surg* 11:558-9

Land CH (1903). Porcelain dental art. *Dent Cosmos* 45:437-4

Lawson S (1995). Environmental degradation of zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc* 15:485-502

Liberati A, Altman DG, Tetzlaff J, Mulrow C, Gotzsche PC, Ioannidis JP, Clarke M, Devereaux PJ, Kleijnen J, Moher D (2009). The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate healthcare interventions: explanation and elaboration. *BMJ* 339,b2700

Lin Y, Song X, Chen Y, Zhu Q, Zhang W (2013). Effect of Er:YAG laser irradiation on bonding property of zirconia ceramics to resin cement. *Photomed Laser Surg* 31:619-25

Liu L, Liu S, Song X, Zhu Q, Zhang W (2015). Effect of Nd:YAG laser irradiation on surface properties and bond strength of zirconia ceramics. *Lasers Med Sci* 30:627-34

Liu Q, Shao LQ, Hu C, Deng B, Yi YF, Wen N (2012). Mechanical properties of Y-TZP ceramic after different surface treatments. *Key Engineering Materials* 492:71-4

Loffredo MC, Hanashiro FS, Steagall Jr W, Youssef, MN, Souza-Zaroni WC (2015). Influence of irradiation with Er:YAG

laser on the shear bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic - in vitro study. *Cerâmica* 61:244-50

Lorenzo MC, Portillo M, Moreno P, Montero J, García A, Santos-del Riego SE, Albaladejo A (2015). Ultrashort pulsed laser conditioning of human enamel: in vitro study of the influence of geometrical processing parameters on shear bond strength of orthodontic brackets. *Lasers Med Sci* 30:891-900

Luk K, Tam L, Hubert M (2004). Effect of light energy on peroxide tooth bleaching. *J Am Dent Assoc* 135:194-201

Luthra R, Kaur P (2016). An insight into current concepts and techniques in resin bonding to high strength ceramics. *Aust Dent J* 61:163-73

Malmström HS, McCormack SM, Fried D, Featherstone JD (2001). Effect of CO<sub>2</sub> laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study. *J Dent* 29:521-9

Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dent Clin North Am* 55:311-32

Marimoto AK, Cunha LA, Yui KC, Huhtala MF, Barcellos DC, Prakki A, Gonçalves SE (2013). Influence of Nd:YAG laser on the bond strength of self-etching and conventional adhesive systems to dental hard tissues. *Oper Dent* 38:447-55

Martínez Rus F, Pradíes Ramiro G, Suárez García MJ, Rivera Gómez B (2007). Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *RCOE* 12:253-63

Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yamamoto Y, Yoshihara K, Minagi S (2011). Effects of Irradiation with a CO2 Laser on Surface Structure and Bonding of a Zirconia Ceramic to Dental Resin Cement. *J. Laser micro/nanoeng* 6:174-9

Mattiello RDL, Coelho TMK, Insaurralde E, Coelho AAK, Terra GP, Kasuya AVB, Favarao IN, Gonçalves LS, Fonseca RB (2013). A Review of Surface Treatment Methods to Improve the Adhesive Cementation of Zirconia-Based Ceramics. *ISRN Biomaterials* 1-10

Matinlinna J, Lassila LVJ, Özcan M, A. Yli-Urpo A, Vallittu PK (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry. *Int J Prosthodont* 17:155-64

Matinlinna JP, Vallittu PK (2007). Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *J Oral Rehabil* 34:622-30

Matsui S, Umezaki E, Komazawa D, Otsuka Y, Suda N (2015). Evaluation of mechanical properties of esthetic brackets. *J Dent Biomech* 6:1758736015574401

McLean JW, Hughes TH (1965). The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 119:251-67

McMillan PW (1979). *Glass ceramics*. Academic Press. New York

Miller RJ (2004). Treatment of the contaminated implant surface using the Er, Cr:YSGG laser. *Implant Dent* 13:165-70

Mirmohammadi H, Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, de Jager N, Feilzer AJ (2010). The influence of rotating fatigue on the bond strength of zirconia-composite interfaces. *Dent Mater* 26:627-33

Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG; PRISMA Group (2009). Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *PLoS Med* 6:e1000097

Montasser MA, Drummond JL (2009). Reliability of the adhesive remnant index score system with different magnifications. *Angle Orthod* 79:773-6

Moradabadi A, Roudsari SE, Yekta BE, Rahbar N (2014). Effects of surface treatment on bond strength between dental resin agent and zirconia ceramic. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 1:311-7

Mörmann WH (2006). The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 137 Suppl:7S-13S

Moritz A, Gutknecht N, Doertbudak K, Schoop U, Schauer P (1997). Bacterial reduction in periodontal pockets through irradiation with a diode laser: a pilot study. *J Clin Laser Med Surg* 15:33-7

Moro AF, Ramos AB, Rocha GM, Perez CD (2017). Effect of prior silane application on the bond strength of a universal

adhesive to a lithium disilicate ceramic. J Prosthet Dent [Epub ahead of print]

Moulton PF (1986). Spectroscopic and laser characteristics of Ti:Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. J Opt Soc Am B 3:125

Mundstock KS, Sadowsky PL, Lacefield W, Bae S (1999). An in vitro evaluation of a metal reinforced orthodontic ceramic bracket. Am J Orthod Dentofacial Orthop 116:635-41

Nolte S, Momma C, Jacobs H, Tünnermann A, Chichkov BN, Wellegehausen B, Welling H (1997). Ablation of metals by ultrashort laser pulses. J Opt Soc Am B 14:2716-22

Obata A, Tsumura T, Niwa K, Ashizawa Y, Deguchi T, Ito M (1999). Super pulse CO<sub>2</sub> laser for bracket bonding and debonding. Eur J Orthod 21:193-8.

Orza Segade JM (1986). Láseres y sus aplicaciones. Madrid: Nuevas Tendencias (Consejo Superior de Investigaciones Científicas)



Oztoprak MO, Nalbantgil D, Erdem AS, Tozlu M, Arun T (2010). Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138:195-200.

Paranhos MP, Burnett LH Jr, Magne P (2011). Effect Of Nd:YAG laser and CO2 laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence Int* 42:79-89

Pecaro BC, Garehime WJ (1983). The CO2 laser in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 41:725-8

Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskaja CB, Van Meerbeek B (2016). Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *J Adhes Dent*. 18:289-302

Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20:1–25.

Poosti M, Jahanbin A, Mahdavi P, Mehrnoush S (2012). Ceramic conditioning with Nd:YAG and Er:YAG laser for bracket bonding in orthodontics. *Lasers Med Sci* 27:321–4

Portillo M, Lorenzo MC, Moreno P, García A, Montero J, Ceballos L, Fuentes MV, Albaladejo A (2015). Influence of

Er:YAG and Ti:sapphire laser irradiation on the microtensile bond strength of several adhesives to dentin. *Lasers Med Sci* 30:483-92

Potts TV, Petrou A (1991). Argon laser initiated resin photopolymerization for the filling of root canals in human teeth. *Laser Surg Med* 11:257-62

Qeblawi DM, Mun~oz CA, Brewer JD, Monaco EA (2010). The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent* 103:210–20

Raju Datla S, Krishna Alla R, Ramaraju Alluri V, Jithendra Babu P, Anusha Konakanchi A (2015). Dental ceramics: Part II – Recent advances in dental ceramics. *Am J Mater Eng Technolog* 3:19-26

Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M (2008). Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 10:251–8

Ramakrishnaiah R, Alkheraif AA, Divakar DD, Matinlinna JP, Vallittu PK (2016). The effect of hydrofluoric acid etching

duration on the surface micromorphology, roughness, and wettability of dental ceramics. *Int J Mol Sci* 17:E822

Ramos TF, Lenza MA, Reges RR, Freitas G (2012). Influence of ceramic surface treatment on shear bond strength of ceramic brackets. *Indian J Dent Res* 23:789-94

Real Academia Española (2014). *Diccionario de la lengua española*. 22ª edición

Reynolds IR (1975). A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod* 2:171-8

Rizoiu IM, Eversole LR, Kimmel AI (1996). Effects of an erbium, chromium: yttrium, scandium, gallium, garnet laser on mucocutaneous soft tissues. *Oral Surg med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 82:386-95

Rizoiu I, Kohanghadosh F, Kimmel AI, Eversole LR (1998). Pulpal thermal responses to an erbium, chromium:YSGG pulsed laser hydrokinetic system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 86:220-3

Rosenberg SP (2003). The use of the erbium, chromium:YSGG laser in microdentistry. *Dent Today* 22:70-3.

Rupprecht S, Tangermann K, Kessler P, Neukam FW, Wiltfang J (2003). Er:YAG laser osteotomy directed by sensor controlled systems. *J Craniomaxillofac Surg* 31:337-42.

Sadeghi M, Davari A, Abolghasami Mahani A, Hakimi H (2015). Influence of different power outputs of Er:YAG laser on shear bond strength of a resin composite to feldspathic porcelain. *J Dent (Shiraz)* 16:30-6

Saraç D, Saraç YS, Külünk S, Erkoçak A (2013). Effect of various surface treatments on the bond strength of porcelain repair. *Int J Periodontics Restorative Dent* 33:e120-6

Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T (2014). The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Oper Dent* 39:E31-44

Sexton J, O'Hare D (1993). Simplified treatment of vascular lesions using de Argon laser. *J Oral Maxillofac Surg* 51:12-6

Shenoy A, Shenoy N (2010). Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent* 13:195-203

Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo C de P, Youssef MN (2007). Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg* 25:291-6

Simonsen RJ, Calamia JR (1983). Tensile bond strength of etched porcelain. *J Dent Res* 62 (special issue):297 abstr n° 79

Smith GA, McInnes-Ledoux P, Ledoux WR, Weinberg R (1988). Orthodontic bonding to porcelain-bond strength and refinishing. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 94:245-52

Song JY, Park SW, Lee K, Yun KD, Lim HP (2013). Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments. *J Prosthet Dent* 110:274–80

Sorensen JA, Engleman MJ, Torres TJ, Avera SP (1991). Shear bond strength of composite resin to porcelain. *Int J Prosthodont* 4:17-23

Southan DE (1987). Strength of aluminous dental porcelain formed on pervious refractory dies. *Quintessence Int* 18:423-5.

Spohr AM, Borges GA, Júnior LH, Mota EG, Oshima HM (2008). Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg* 26:203-8

Sproull RC (1978). A history of porcelain in dentistry. *Bull Hist Dent* 26:3-10

Strickland D, Mourou G (1985). Compression of amplified chirped optical pulses. *Opt Commun* 55: 447-9

Stumpf Ade S, Bergmann C, Prietsch JR, Vicenzi J (2013). Shear bond strength of metallic and ceramic brackets using color change adhesives. *Dental Press J Orthod* 18:76-80

Subaşı MG, Inan Ö (2014). Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to zirconia. *Lasers Med Sci* 29:19-27

Sukumaran VG, Bharadwaj N (2006). Ceramics in Dental Applications, *Trends Biomater. Artif Organs* 20:7-11

Sun R, Suansuwan N, Kilpatrick N, Swain M (2000). Characterisation of tribochemically assisted bonding of composite resin to porcelain and metal. *J Dent* 28:441–5

Talbot TQ, Blankenau RJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse CM, Rebellato J (2000). Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 118:274-9.

Tanış MÇ, Akay C, Karakış D (2015). Resin cementation of zirconia ceramics with different bonding agents. *Biotechnol Equip* 29:363-7

Tanış MÇ, Akçaboy C (2015). Effects of different surface treatment methods and MDP monomer on resin cementation of zirconia ceramics an in vitro study *J Lasers Med Sci* 6:174-81

Tarcin B, Sinmazisik G, Ozer F, Gülmez T (2012). Effect of different surface applications and adhesive systems on bond strength of porcelain repair material. *Key Eng Mater* 493-494:643-8

Trelles MA, Verkruysse W, Segui JM, Udaeta A (1993). Treatment of melanotic spots in the gingiva by argon laser. *J Oral Maxillofac Surg* 51:759-61

Uehara K, Sakurai M (2002). Bonding strength of adhesives and surface roughness of joined parts. *J Mater Process Tech* 127:178-81

Ural C, Kalyoncuoğlu E, Balkaya V (2012). The effect of different power outputs of carbon dioxide laser on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand* 70:541-6

Ural Ç, Külünk T, Külünk Ş, Kurt M (2010). The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand* 68:354-9

Usumez A, Aykent F (2003). Bond strengths of porcelain laminate veneers to tooth surfaces prepared with acid and Er, Cr:YSGG laser etching. *J Prosthet Dent* 90:24-30.

Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T (2013). Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci* 28:259-66



Usumez S, Orhan M, Usumez A (2002). Laser etching of enamel for direct bonding with an Er,Cr:YSGG hydrokinetic laser system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122:649-56

Uysal T, Ustdal A, Kurt G (2010). Evaluation of shear bond strength of metallic and ceramic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *Eur J Orthod* 32:214-8

Uzun IH, Malkoç MA, Polat NT, Ögreten AT (2016). The effect of repair protocols on shear bond strength to zirconia and veneering porcelain. *J Adhes Sci Technol* 30:1741-53

Valian A, Moravej-Salehi E (2014). Surface treatment of feldspathic porcelain: scanning electron microscopy analysis. *J Adv Prosthodont* 6:387-94

Varel H, Ashkenasi D, Rosenfeld A, Wähmer M, Campbell EEB (1997). Micromachining of quartz with ultrashort laser pulses. *Applied Physics A* 65:367-73

Verstrynge A, Ghesquiere A, Willems G (2004). Clinical comparison of an adhesive precoated vs. an uncoated ceramic bracket system. *Orthod Craniofac Res* 7:15-20

Vicente M, Gomes AL, Montero J, Rosel E, Seoane V, Albaladejo A (2016). Influence of cyclic loading on the adhesive effectiveness of resin-zirconia interface after femtosecond laser irradiation and conventional surface treatments. *Lasers Surg Med* 48:36-44

Vicente-Prieto M, Gomes ALC, Montero Martín J, Alvarado Lorenzo A, Seoane Mato V, Albaladejo Martínez A (2016). The Effect of Femtosecond Laser Treatment on the Effectiveness of Resin-Zirconia Adhesive: An In Vitro Study. *J Lasers Med Sci* 7:214-19

Wang X, Ishizaki NT, Suzuki N, Kimura Y, Matsumoto K (2002). Morphological changes of bovine mandibular bone irradiated by Er, Cr:YSGG laser: an in vitro study. *J Clin Laser Med Surg* 20:245-50

Warembourg P, Rocca J, Bertrand MA (2001). Efficacy of an Er:YAG laser to remove endodontic pastes: An in vitro study. *J Oral Laser Appl* 1:43-7

Wetter NU, Barroso MC, Pelino JE (2004). Dental bleaching efficacy with diode laser and LED irradiation: an in vitro study. *Lasers Surg Med* 35:254-8

White JM, Goodis HE, Marshall GW, Marshall SJ (1993). Identification of the physical modification threshold of dentin induced by Neodymium and Holmium YAG lasers using scanning electron microscopy. *Scanning Microsc* 7:239-46

Wyman A, Duffy S, Sweetland HS, Sharp F, Rogers K (1992). Preliminary evaluation of a new high power diode laser. *Lasers Surg Med* 12:528-36

Yavuz T, Dilber E, Kara HB, Tuncdemir AR, Ozturk AN (2013). Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. *Lasers Med Sci* 28:1233-9

Yavuz T, Özyılmaz ÖY, Dilber E, Tobi ES, Kiliç HŞ (2015). Effect of different surface treatments on porcelain-resin bond strength. *J Prosthodont* [Epub ahead of print]

Yenisey M, Dede DÖ, Rona N (2016). Effect of surface treatments on the bond strength between resin cement and

differently sintered zirconium-oxide ceramics. *J Prosthodont Res* 60:36-46

Yilmaz-Savas T, Demir N, Ozturk AN, Kilic HS (2016). Effect of different surface treatments on the bond strength of lithium disilicate ceramic to the zirconia core. *Photomed Laser Surg* 34:236-43

Yucel MT, Aykent F, Akman S, Yondem I (2012). Effect of surface treatment methods on the shear bond strength between resin cement and all-ceramic core materials. *J Non Cryst Solids* 358:925-30

Zanatta RF, Esper MALR, Pucci CR, Borges AB, Torres CRG (2017). Effects of different surface treatments of zirconia on the bond strength of self-adhesive resinous cement. *J Adhes Sci Technol* 31:21-30

Zarif-Najafi H, Oshagh M, Torkan S, Yousefipour B, Salehi R (2014). Evaluation of the effect of four surface conditioning methods on the shear bond strength of metal bracket to porcelain surface. *Photomed Laser Surg* 32:694-9

Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Thompson VP, Rekow ED (2006). Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 19:442–8

Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Van Thompson P (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B* 71:381–6

Zhou J, Mah J, Shrotriya P, Mercer C, Soboyejo WO (2007). Contact damage in an yttria stabilized zirconia: implications. *J Mater Sci Mater Med* 18:71-8



# ANEXO 1





## ANEXO 1.

Aportación a congreso: comunicación formato póster.





- 15.20 **Manuel Martínez Solana**  
Revisión bibliográfica sobre el efecto del twin block en las vías aéreas superiores: modificaciones anatómicas y métodos diagnósticos.
- 15.25 **Alma María Villarejo Vicente**  
Cambios morfológicos y funcionales en el tratamiento de la mordida cruzada posterior en dentición mixta.
- 15.30 **Nuria Asprea**  
Brackets linguales convencionales vs autoligables ¿Cuál escoger?
- 15.35 **Verónica García**  
Parámetros ideales del láser de femtosegundos para una adhesión óptima de brackets a circonio.
- 15.40 **Alicia Becerro Álvarez**  
Formas clínicas de la mordida cruzada posterior de causa maxilar.
- 15.45 **Andrea Fernández Fernández**  
Tratamiento temprano de maloclusiones en pacientes pediátricos.
- 15.50 **Andrea Prol Castelo**  
Ortodoncia ecológica.
- 15.55 **Belén Bolás Colvée**  
La percepción de los pacientes antes y después del tratamiento de ortodoncia.
- 16.00 **Blanca de las Heras Vercher**  
Estudio piloto para la valoración de la ansiedad y el dolor durante el cementado de brackets, tras el uso de un dispositivo audiovisual.
- 16.05 **Galder Hernando Martín**  
Variaciones cefalométricas en pacientes con patrón de crecimiento vertical tratados con aparatología funcional de tipo Teuscher

- 96 -



14

## Parámetros ideales del láser de femtosegundos para una adhesión óptima de brackets a circonio

García Sanz V<sup>1</sup>, Paredes Gallardo V<sup>1</sup>, Bellot Arcís C<sup>1</sup>,  
Gandía Franco JL<sup>1</sup>, Carbonell Leal MP, Albaladejo Martínez A<sup>2</sup>

(1) Universidad de Valencia (2) Universidad Jaume I  
(3) Universidad de Salamanca



**Objetivo:** Evaluar las superficies de circonio tratadas con láser de femtosegundo (LF) con distintas potencias y distancias intersurco mediante un estudio perfilométrico

Estudiar las fuerzas de resistencia a la cizalla (SBS) brackets-circonio tras haber realizado el acondicionamiento de la porcelana con LF utilizando diferentes parámetros.

Determinar los parámetros ideales del LF para el tratamiento de superficies de circonio con el fin conseguir una adhesión óptima bracket-circonio.

**Material y método:** Se utilizaron 90 especímenes de circonio que se dividieron en 6 grupos iguales (F1, F2, F3, F4, A y C). A cada grupo se le aplicó un tratamiento de superficie diferente. Las muestras pertenecientes a los grupos F1, F2, F3 y F4 fueron irradiadas con LF siguiendo un patrón de líneas paralelas, variando en cada uno la potencia (300mW, 200mW, 40mW y 200mW respectivamente) y la separación entre líneas (60µ, 100 µ, 60µ y 60µ). Los especímenes del grupo A fueron tratados mediante partículas de óxido de alúmina. El grupo C sirvió como control, no aplicando ningún tratamiento.

A continuación, todas las muestras fueron analizadas utilizando un perfilómetro (Dektrak 6M Stylus Profilometer) y se obtuvieron valores de profundidad de las irregularidades de la superficie.

A cada espécimen se le cementó un bracket siguiendo el mismo protocolo de adhesión.

Se realizaron pruebas de SBS utilizando una máquina de ensayo universal a una aceleración 0,5 mm/seg.

**Resultados:** Los especímenes pertenecientes a los grupos F1 y F4 mostraron surcos significativamente más profundos que el resto, siendo iguales entre ellos. Los grupos A y C fueron los que mostraron profundidades menores. La SBS fue significativamente más alta para F1 y F4 comparado con los demás grupos.

**Conclusiones:** Los acondicionamientos de superficie con el LF que dieron valores de resistencia a la cizalla más altos fueron aquellos realizados con los parámetros 300Mw/60µ, 200Mw/60µ.



# ANEXO 2



## ANEXO 2.

### ARTÍCULOS PENDIENTES DE PUBLICACIÓN

#### ARTÍCULO 1. Enviado a: Plos One / ISSN: 1932-6203

#### THE EFFECTS OF LASERS ON BOND STRENGTH TO CERAMIC MATERIALS: A SYSTEMATIC REVIEW AND META-ANALYSIS

Verónica García-Sanz<sup>1</sup>, Vanessa Paredes-Gallardo<sup>1\*</sup>, Omel Mendoza-Yero<sup>2</sup>, Miguel Carbonell-Leal<sup>2</sup>, Alberto Albaladejo<sup>3</sup>, José María Montiel-Company<sup>1</sup>, Carlos Bellot-Arcís<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Department of Stomatology, Faculty of Medicine and Dentistry, University of Valencia. Valencia, Spain

<sup>2</sup> GROC•UJI, Institute of New Imaging Technologies. Universitat Jaume I. Castellón, Spain

<sup>3</sup> Department of Surgery. Faculty of Medicine. University of Salamanca. Salamanca, Spain

#### **Abstract**

Lasers have recently been introduced as an alternative means of conditioning dental ceramic surfaces in order to enhance their adhesive strength to cements and other materials. The present systematic review and meta-analysis aimed to review and quantitatively analyze the available literature in order to determine which bond protocols and laser types are the most effective.

A search was conducted in the Pubmed, Embase and Scopus databases, which included papers up to April 2017. PRISMA guidelines for systematic review and meta-analysis have been followed.

Fifty two papers were eligible for inclusion in the review. Twenty-five studies were synthesized quantitatively. Lasers were found to increase bond strength of ceramic surfaces to resin cements and composites when compared to control specimens, whereas no significant differences were found in comparison with air-particle abraded surfaces.

High variability can be observed in adhesion values between different works, pointing to a need to standardize study protocols and to determine the optimal parameters for each laser type.



**Introduction**

Ceramics are the materials of choice for both anterior and posterior dental restorations as they have acceptable longevity and meet the patients' aesthetic requirements [1]. Different compositions are available for dental use, providing a wide variety of properties that respond to different clinical indications. Zirconia-based ceramics have been reported to provide the best mechanical properties [2,3]. As the translucency of a material is an important parameter for assessing the aesthetic properties of dental ceramics, lithium disilicate and feldspathic ceramics show better aesthetic properties, and so are indicated for anterior crowns and veneers [4,5].

The different systems and protocols for conditioning ceramic surfaces prior to bonding are a topic of interest to clinicians. The adhesion of porcelain to other surfaces involves procedures with both micromechanical and chemical aspects. The bonding of crowns, bridges and veneers to dentin and enamel surfaces must provide sufficient strength for a long-lasting union. Chipping of the ceramic may occur requiring repair; in this context the adhesive properties of repair materials will be important [6]. Lastly, the successful adhesion of orthodontic appliances to ceramic surfaces can also be challenging as prostheses and teeth are subject to constant forces during active treatment [7]. A range of techniques is available for conditioning ceramic surfaces to enhance adhesion. Bond strength can also be influenced by parameters other than surface conditioning such as the application of silane [8], the composition of the ceramic material [9], or the nature and composition of resin cements and composites [10,11].

Airborne particle abrasion with  $\text{Al}_2\text{O}_3$  is a widely used technique for conditioning ceramic surfaces, and is known to provide good bond strength [12,13]. Silica coating is another alternative, which is usually combined with  $\text{Al}_2\text{O}_3$  application [13,14]. An acid can also be applied to the ceramic surface, the most commonly used being hydrofluoric and phosphoric acid [15].

During the last decade, lasers have been introduced as an alternative to traditional methods for ceramic surface treatment. Numerous works have investigated the effects of  $\text{CO}_2$  lasers, in continuous or long pulse mode, on shear bond strength of ceramic to other substrates [16,17]. Short pulse lasers such as Nd:YAG, Er:YAG, and Er,Cr:YSGG have also been tested [18-20]. More recently, Ti:Sapphire laser, which provides ultra-short pulses in the femtosecond range, has been introduced, and is considered an optimal alternative as it does not produce any thermal or mechanical damage to the ceramic surfaces [21-24]. However, there is some controversy about the effects of these lasers on the bond strength between ceramic materials and resin cements and composites, with different studies reporting widely differing results [25-28].



The aim of this study was to perform a systematic review and meta-analysis of in-vitro investigations that have studied the bond strength of laser-conditioned ceramics to resin cements and composites.

## **Materials and methods**

### **Systematic literature search**

This systematic review was conducted according to the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) statement [29]. The research question was the following: Do lasers increase the bond strength of composites and resin cements to ceramic materials?

An electronic search for relevant studies was performed in the Pubmed, Embase and Scopus online databases. The references lists of all the articles identified were also reviewed. The search terms applied were: laser\* combined with ceramic\* OR porcelain\*, bond\* OR adhe\* and strength. No publication year or language limit was imposed. The latest search was performed in April 2017. Endnote X7 software (Thompson Reuters, Philadelphia, PA, USA) was used to remove duplicates.

### **Study selection**

Two experienced researchers (C.B-A and V.G-S) assessed the titles and abstracts of all the articles independently. In the event of any disagreement, a third reviewer (V.P-G) was consulted. The eligibility criteria were as follows: (1) In-vitro studies; (2) Laser was used as a porcelain surface conditioner (combined or alone) prior to bonding; (3) Resin or composite cement was bonded to the porcelain base; (4) A shear or tensile strength test was performed; and (5) bond strength was measured for at least one laser group. Papers meeting the inclusion criteria were included in a database and the full texts were analyzed by both reviewers independently.

### **Data extraction**

Microsoft Office Excel 2013 software (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) was used to register relevant data drawn from the articles reviewed: publication year, study groups, laser type, laser parameters, sample size, porcelain type, resin cement / composite type, storage conditions, thermocycling and cyclic loading protocols (if any), load applied (mm/min), bond strength test results (MPa) and conclusions.

### **Risk of bias and quality assessment**

Two reviewers (JM M-C and A.A) assessed the methodological quality of each study independently, using an adapted protocol from an in vitro systematic review conducted by Sarkis-Onofre et al. [30], based on the articles' description of the following parameters: sample size calculation, adequate control group, laser settings, materials used according to the

manufacturers instructions, surface treatment by single operator, bonding by single operator, and adequate statistical analysis (mean, standard deviation and p-values present).

Each parameter reported by the article's authors was marked with a "Y" (yes) for the specific item; if the information was missing, the article was marked with an "N" (no). Articles that included only one to three of these items were classified as having a high risk of bias, four or five items as medium risk of bias, and six or seven items as low risk of bias.

### **Descriptive statistics and analysis**

For quantitative synthesis, the overall mean bond strength (MPa) was calculated for each laser type, for the control groups and for the surface preparation method with air particle abrasion with  $Al_2O_3$  (APA). Studies lacking a control group or APA group, or studies with no standard deviation values, were not included for meta-analysis. Studies where laser application was combined with other conditioning method were also excluded. All possible comparisons were made between different laser groups, control groups and/or APA groups. For articles comparing groups treated with the same laser (using different laser settings, cements, storage protocols, etc.), only the group reporting the highest bond strength values was included for meta-analysis.

Inter-group differences between means and their confidence intervals were determined for all the studies included in the meta-analysis. A p-value  $\leq 0.05$  was considered statistically significant.

Heterogeneity was assessed with Cochran's Q test, in which a threshold p-value of 0.1 was considered statistically significant, and the  $I^2$  test, in which values smaller than 50% were considered indicative of low heterogeneity, values between 50-75% moderate heterogeneity, and values greater than 75% indicated high heterogeneity. The DerSimonian-Laird random effects pooling method was used to calculate the differences between weighted means. Rosenthal's fail safe number and funnel plots were used to assess publication bias. Comprehensive Meta-Analysis V.3 (Biostat, Inc) software was used for quantitative synthesis.

The influence of each laser on the bond strength of composites and resin cements to porcelain surfaces was analyzed by conducting two different analyses: (1) different lasers vs control group and (2) different lasers vs APA group.

## **Results**

### **Search Strategy**

A total of 635 studies were identified: 185 in Pubmed, 148 in Embase, and 302 in Scopus. 210 duplicates were removed and 338 were discarded after reading the title and abstract. The Kappa score for inter-reviewer agreement was 0.87.

The full texts of the remaining 87 articles were read and analyzed. After thorough assessment, 35 articles were excluded for the following reasons: bond strength numerical values not present, bonding of materials other than composites or resin cements to the porcelain surfaces, or laser used for purposes other than porcelain surface conditioning.

Finally, 52 studies met the eligibility criteria and were included for qualitative analysis, whereas 25 articles were included for quantitative synthesis, of which 23 were used for in first meta-analysis and 19 in the second one (Fig 1).

**Fig 1. The PRISMA flow diagram. From: Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, The PRISMA Group (2009). Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement**

### Qualitative analysis

Six types of lasers were identified in the 52 articles analyzed in this review. A total of fourteen studies included CO<sub>2</sub> laser [17,20,26,28,31-40]; six studies used Er,Cr:YSGG laser [18,26,41-44]; twenty three articles included Er:YAG laser groups [9,10,27,28,31,38,45-61]; Femtosecond laser was used in six articles [21,22,47,49,62,63]; Nd:YAG in 18 of the studies [11,20,33,42,46,47,49,50,57,59,60,64-70]; and Yb:YAG laser was used in only one study [25]. The lasers were used with different power outputs, ranging from 400mW to 10W, femtosecond lasers using the lowest power, in contrast with Er:YAG and CO<sub>2</sub>, which were set at the highest power outputs. Variability was also observed in mean energy settings (4mJ to 500mJ); application time (2 seconds to 2 minutes); and distance, some of the lasers being used in contact mode, whereas other devices were applied at distances ranging from 1 mm to 11 cm. In some studies, the same laser type was used in different groups at different settings. A broad variety of porcelain types were used, zirconia being the most common (36 studies), followed by feldspathic (11 studies), lithium disilicate (5 studies), alumina (3 studies), and leucite glass (1 study). High variability was also found regarding composites and cements. After the bonding procedure, and prior to bond strength tests, the majority of the articles reported storing samples in distilled water for 24 hours at 37°. Many studies carried out thermocycling using different protocols, but only one performed cyclic loading [21]. All the studies reviewed performed bond strength tests by means of a shear load at a crosshead speed of 0.5 or 1mm / min, with the exception of five studies, which performed microtensile tests at 0.1 and 0.5 mm / min [25,46,57,69,70]. Table in S1 Table presents the studies selected for analysis, showing the surface treatment groups (including laser types and settings), sample size (n/group), porcelain type, resin cement / composite type or brand, storage conditions, thermocycling and cyclic loading protocols (if any), load applied (mm/min), bond strength test mean values and standard deviations if reported

(MPa), and conclusions.

### Meta-analysis

Comparisons between bond strength of control groups (no surface treatment) and CO<sub>2</sub>, ErCr:YSSG, Er:YAG, Femtosecond and Nd:YAG lasers were made and the results are shown in Fig 2. Q and I<sup>2</sup> tests showed high heterogeneity, the Q-test p-value being Q=0.000 and I<sup>2</sup> = 96.4%, so results were analyzed using the random-effects model. Overall values showed that laser treatment increased the bond strength (3.93 MPa [CI 95% from 3.13 to 4.73 Mpa]) of composites and resin cements to porcelain surfaces compared with control groups, with statistically significant difference (p-value = 0.000).

### Fig 2. Forest plot summarizing bond strengths obtained by different laser groups versus control groups.

When analyzing the differences for each individual laser type, a mean difference of 5.1 MPa (95% CI 2.15 to 8.08 MPa) was found between CO<sub>2</sub> and controls, with significant difference (p-value = 0.001). Femtosecond laser showed similar results. For the rest of the lasers, differences in comparison with control groups were not statistically significant, the mean difference being -0.09 MPa for ErCr:YSSG, 1.88 MPa for Er:YAG, and 2.49 MPa for Nd:YAG, p-values being 0.920, 0.063 and 0.078 respectively. All the models showed high heterogeneity (I<sup>2</sup>>81, Q test p-value=0.000).

Fig 3 shows the results of the second meta-analysis, in which laser-conditioning techniques were compared with the APA surface treatment. High heterogeneity was also found for this model (Q test p-value = 0.000; I<sup>2</sup> = 97.2%), and so the random-effects model was used for analysis. No significant differences were found when the APA mean value was compared to the overall result (p-value = 0.603), mean difference being 0.39 MPa (95% CI -1.10 to 1.89). No significant differences were found when analyzing each laser type separately.

### Fig 3. Forest plot summarizing bond strengths of different laser groups versus APA groups (air-particle abrasion).

Publication bias impact for both meta-analyses was found to be low as shown in funnel plots (Fig 4a and 4b), obtaining high (Rosenthal's) tolerance levels.

### Fig 4. A) Funnel plot of laser VS control meta-analysis. B) Funnel plot of laser VS APA meta-analysis.

### Quality assessment

According to the parameters applied for quality assessment, 30 studies out of

the 52 included in the review, presented a medium risk of bias, one of them scored low risk, and the rest of them showed a high risk of bias (Fig 5). On average, positive scores were obtained for the following items: adequate control group, laser settings, materials used according to manufacturers instructions, and adequate statistical analysis.

**Fig 5. Risk of bias diagram.**

**Discussion**

Surface conditioning with laser devices has been extensively studied in the last few years in an attempt to determine the best laser type and protocol for optimal bonding of adhesive materials to porcelain surfaces. Studies analyzing the performance of lasers on porcelain have taken the form of in vitro assays following a wide variety of protocols. In the present systematic review and meta-analysis, 52 publications were thoroughly analyzed, finding high variability. All the studies tested the bond strength (in Mpa) of composites or resin cements to different ceramic surfaces irradiated with laser. Studies testing bond strength of ceramics to other materials such as veneer ceramics, dentin, enamel, metals or orthodontic brackets [19,71,72] were excluded from this review since their behavior on these surfaces is very heterogeneous and has completely different clinical relevance.

Several reviews have been published on the effects of different methods and protocols for ceramic surface conditioning on bond strength [73,74], but none have performed a quantitative analysis of the adhesion results. Inokoshi et al. conducted a meta-analysis on bonding to zirconia in which bond strength results in a selection studies were compared in association with different surface treatments, the effects of aging, different cements, and test protocols [75]. But none of the reviews or the meta-analyses published to date have focused on laser as a pre-treatment technique.

The studies included in the present systematic review and meta-analysis did not show consensus regarding the efficacy of the different lasers on bond strength to ceramic materials in comparison with conventional methods. Some studies have reported better results for other conditioning techniques compared with lasers, such as silica coating [11,35,38,41,45,51,59,61], air-particle abrasion [26,35,38,43,50,51,53,57,61,65,68], hydrofluoric acid etching [27,44,57,59,61], or grinding with burs [9].

But other investigations have found lasers to increase the bond strength of composites and cements to ceramics compared with other methods [17,21,22,25,32,33,37,40,42,47,55,64,69,70]. But In those studies that have compared different lasers [20,26,28,31,33,38,42,46,47,49,50,53,59,60], there is no consensus as to which laser type is more effective.

This variability in the results might be attributed to the disparity among studies in terms of the laser device settings used, the composition of the ceramic materials, composites or cements, storage conditions, and

thermocycling/cyclic loading protocols. Furthermore, the laser groups in some of these studies applied laser alone to the ceramic surface, whereas others combined laser irradiation with other techniques in multiple combinations, which would also affect bond strength outcomes.

So altering laser parameters might well affect the performance of these devices when conditioning surfaces. Some of the studies analyzed in the present review compared different parameters for a single laser, modifying power outputs, energy, repetition rates, pulse duration or application time, with varying results. Some authors found that changing laser settings significantly affected bond strength [26,27,32,36,44,48], whereas other studies reported no significant differences [25,31,37,43,53,65,66].

The type of ceramic material is also an issue to take into consideration when evaluating bond strength results, since different ceramics can exhibit different mechanical behaviors depending on their composition. Most of the studies reviewed here only tested one ceramic type, zirconia being the most commonly used. Few studies have compared different ceramic materials. El Gamal et al. and Yavuz et al. compared lithium disilicate with zirconia ceramic, obtaining higher bond strength results for zirconia in the laser groups [17,49]. Uzun et al. found higher values for feldspathic ceramic in the laser group when compared to zirconia [9]. Yavuz et al. and Foxton et al. also compared two different ceramics (lithium disilicate versus feldspathic and aluminum oxide versus zirconia respectively), but did not obtain significant differences between the materials [54,58].

The studies also showed high variability in the composites and cements assayed, which could potentially affect bond strength. Several studies comparing different cements concluded that phosphate monomer-containing resin cements provide higher bond strengths [11,51,52,58].

Other parameters that could alter bond strength are the different storage condition and cycling procedures used in different studies. Most of the studies store the samples in distilled water at 37° for 24 hours prior to bond strength tests. However, some studies changed this protocol to 48 or 72 hours or even several weeks or months. Some authors have investigated bond strength differences when modifying the storage time. Tanis et al., Esteves-Oliveira et al. and Aras et al. found no differences in adhesion results in laser groups when samples were stored for 24 hours versus one month, six months and 14 days respectively [11,25,41]. By contrast, Foxton et al. did find significant differences when samples were stored for 24 hours versus 6 months [58].

Lastly, some differences in bond strength could be attributed to the different protocols applied in terms of thermocycling or cyclic loading. Vicente et al.

concluded that cyclic loading significantly decreased bond strength when treating zirconia surfaces with femtosecond laser [21]. Thermocycling was performed in some of the studies reviewed, using different protocols regarding the number of cycles, temperature and duration. Only four of these studies analyzed thermocycling effects on bond strength outcomes when treating ceramic with laser devices, two of them finding that the procedure decreased adhesion efficacy [10,39], while the other two did not find significant differences [53,65].

This systematic review did not take into consideration different types of adhesive failure, since not all the studies assessed this issue and, when they did, different indices were applied. Furthermore, this is a factor with a certain element of subjectivity as it depends on the criteria applied by the individual operator.

Differences in terms of laser types and protocols have been observed over the years. The first publication included in this systematic review dates from 2005, and used Nd:YAG laser on aluminum oxide ceramic [69]. Nd:YAG, Er:YAG and CO<sub>2</sub> lasers have been widely studied from the first publications up to the present moment, with a noticeable increase in the number of articles per year.

Femtosecond lasers have been the latest addition, and have investigated in the last few years, reporting good results in terms of bond strength. Some authors have tested femtosecond lasers versus conventional techniques or other lasers, concluding that femtosecond laser increases the bond strength of resin cements and composites to ceramic surfaces [22,49]. Other studies have focused on finding the best parameters and protocols for obtaining optimal results with this laser. Vicente et al. compared different irradiation patterns [21]; Akpınar et al. used the laser beam at different angulations [62]; and Akpınar et al. created different shapes on the ceramic surfaces [63]. Different results were obtained by these authors for each protocol, which confirms that bond strength greatly depends on factors other than the laser type used.

A quantitative analysis was carried including 25 studies in the systematic review. The first meta-analysis conducted, only included studies with a control group so that absolute results regarding the performance of the lasers could be obtained. In the second meta-analysis, laser groups were compared with those treated with air-particle abrasion since this conditioning technique is widely used by clinicians and is also the most commonly tested in the studies reviewed. In order to avoid bias, datasets in which lasers were combined with other methods were excluded. These meta-analyses showed high heterogeneity, which can be attributed to the range of factors explained above.

The variability in the results denotes the need for further studies, and for the standardization of protocols that attempt to reproduce clinical conditions, in

order to determine the ideal parameters of each specific laser for optimal bond strength.

### Conclusions

Our results show that lasers provide higher bond strengths compared to non-treated surfaces but no significant differences were found in comparison with air-particle abrasion methods.

Lasers may be an alternative technique for treating ceramic surfaces prior to bonding composites or resin cements.

It is necessary to standardize study protocols and determine the adequate parameters of each laser type in order to determine which is the most efficient surface conditioning technique in terms of bond strength.

### Acknowledgements

The authors thank William James Packer, professional English language editor, for translating the manuscript.

### References

1. Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 139 2008;Suppl:8S-13S
2. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24:299-307
3. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013;57:236-61
4. Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. *J Prosthet Dent.* 2013;110:14-20
5. Barizon KT, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, Geraldini S. Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *J Prosthet Dent.* 2013;110:397-401
6. Kimmich M, Stappert CF. Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: a review and clinical application. *J Am Dent Assoc.* 2013;144:31-44
7. Girish PV, Dinesh U, Bhat CS, Shetty PC. Comparison of shear bond strength of metal brackets bonded to porcelain surface using different surface conditioning methods: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract.* 2012;13:487-93
8. Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent.* 2006;95:430-6
9. Uzun IH, Malkoç MA, Polat NT, Ögreten AT. The effect of repair protocols on shear bond strength to zirconia and veneering porcelain. *J Adhes Sci Technol.* 2016;30:1741-53



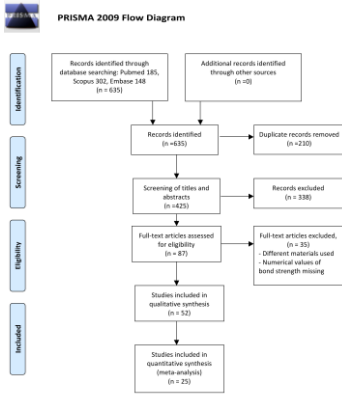
10. Gomes AL, Ramos JC, Santos-del Riego S, Montero J, Albaladejo A. Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er:YAG and tribochemical silica coating as surface conditioning. *Lasers Med Sci.* 2015;30:787-95
11. Tanis MÇ, Akçaboy C. Effects of Different Surface Treatment Methods and MDP Monomer on Resin Cementation of Zirconia Ceramics an In Vitro Study. *J Lasers Med Sci.* 2015;6:174-81
12. Yang B, Barloi A, Kern M. Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater.* 2010;26:44-50
13. Ozcan M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J.* 2008;27:99-104
14. Oguri T, Tamaki Y, Hotta Y, Miyazaki T. Effects of a convenient silica-coating treatment on shear bond strengths of porcelain veneers on zirconia-based ceramics. *Dent Mater J.* 2012;31:788-96
15. Stella JP, Oliveira AB, Nojima LI, Marquezan M. Four chemical methods of porcelain conditioning and their influence over bond strength and surface integrity. *Dental Press J Orthod.* 2015;20:51-6
16. Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent.* 2009;37:848-56
17. El Gamal A, Medioni E, Rocca JP, Fornaini C, Muhammad OH, Brulat-Bouchard N. Shear bond, wettability and AFM evaluations on CO(2) laser-irradiated CAD/CAM ceramic surfaces. *Lasers Med Sci.* 2017;32:779-785
18. Barutçigil, K, Barutçigil Ç, Kul E, Özarıslan MM, Buyukkaplan US. Effect of Different Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to a CAD/CAM Restorative Material. *J Prosthodont.* 2016; E-pub ahead of print.
19. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent.* 2009;34:280-7
20. Paranhos MP, Burnett LH Jr, Magne P. Effect Of Nd:YAG laser and CO2 laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence Int.* 2011;42:79-89
21. Vicente M, Gomes AL, Montero J, Rosel E, Seoane V, Albaladejo A. Influence of cyclic loading on the adhesive effectiveness of resin-zirconia interface after femtosecond laser irradiation and conventional surface treatments. *Lasers Surg Med.* 2016;48:36-44
22. Vicente Prieto M, Gomes ALC, Montero Martín J, Alvarado Lorenzo A, Seoane Mato V, Albaladejo Martínez A. The Effect of Femtosecond Laser Treatment on the Effectiveness of Resin-Zirconia Adhesive: An In Vitro Study. *J Lasers Med Sci.* 2016;7:214-219

23. Varel H, Ashkenasi D, Rosenfeld A, Wähler M, Campbell EEB. Micromachining of quartz with ultrashort laser pulses. *Applied Physics A*. 1997;65:367-73
24. Fiedler S, Irsig R, Tiggesbäumker J, Schuster C, Merschjann C, Rothe N, Lochbrunner S, Vehse M, Seitz H, Klinkenberg ED, Meiwes-Broer KH. Machining of biocompatible ceramics with femtosecond laser pulses. *Biomed Tech (Berl)*. 2013; Epub ahead of print
25. Esteves-Oliveira M, Jansen P, Wehner M, Dohrn A, Bello-Silva MS, Eduardo CP, Meyer-Lueckel H. Surface Characterization and Short-term Adhesion to Zirconia after Ultra-short Pulsed Laser Irradiation. *J Adhes Dent*. 2016;18:483-492
26. Akhavan Zanjani V, Ahmadi H, Nateghifard A, Ghasemi A, Torabzadeh H, Abdoh Tabrizi M, Alikhani F, Razi R, Nateghifard A. Effect of different laser surface treatment on microshear bond strength between zirconia ceramic and resin cement. *J Investig Clin Dent*. 2015;6:294-300
27. Sadeghi M, Davari A, Abolghasami Mahani A, Hakimi H. Influence of Different Power Outputs of Er:YAG Laser on Shear Bond Strength of a Resin Composite to Feldspathic Porcelain. *J Dent (Shiraz)*. 2015;16:30-6
28. Kasraei S, Rezaei-Soufi L, Heidari B, Vafae F. Bond strength of resin cement to CO<sub>2</sub> and Er:YAG laser-treated zirconia ceramic. *Restor Dent Endod*. 2014;39:296-302
29. Liberati A, Altman DG, Tetzlaff J, Mulrow C, Gotzsche PC, Ioannidis JP, Clarke M, Devereaux PJ, Kleijnen J, Moher D. The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate healthcare interventions: explanation and elaboration. *BMJ*. 2009;339:b2700
30. Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Oper Dent*. 2014;39:E31-44
31. Dede DÖ, Yenisey M, Rona N, Öngöz Dede F. Effects of Laser Treatment on the Bond Strength of Differently Sintered Zirconia Ceramics. *Photomed Laser Surg*. 2016;34:276-83
32. Ahrari F, Boruziniat A, Alirezai M. Surface treatment with a fractional CO<sub>2</sub> laser enhances shear bond strength of resin cement to zirconia. *Laser Ther*. 2016;25:19-26
33. Kasraei S, Rezaei-Soufi L, Yarmohamadi E, Shabani A. Effect of CO<sub>2</sub> and Nd:YAG Lasers on Shear Bond Strength of Resin Cement to Zirconia Ceramic. *J Dent (Tehran)*. 2015;12:686-94
34. Kasraei S, Atefat M, Beheshti M, Safavi N, Mojtahedi M, Rezaei-Soufi L. Effect of Surface Treatment with Carbon Dioxide (CO<sub>2</sub>) Laser on Bond Strength between Cement Resin and Zirconia. *J Lasers Med Sci*. 2014;5:115-20

- [35] Saraç D, Saraç YS, Külünk S, Erkoçak A. Effect of various surface treatments on the bond strength of porcelain repair. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2013;33:e120-6
36. Ural C, Kalyoncuoğlu E, Balkaya V. The effect of different power outputs of carbon dioxide laser on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand*. 2012;70:541-6
37. Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yamamoto Y, Yoshihara K, Minagi S. Effects of Irradiation with a CO<sub>2</sub> Laser on Surface Structure and Bonding of a Zirconia Ceramic to Dental Resin Cement. *J. Laser micro/nanoeng*. 2011;6:174-9
38. Akyil MS, Uzun IH, Bayindir F. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg*. 2010;28:801-8
39. Chen JR, Oka K, Kawano T, Goto T, Ichikawa T. Carbon dioxide laser application enhances the effect of silane primer on the shear bond strength between porcelain and composite resin. *Dent Mater J*. 2010;29:731-7
40. Ural Ç, Külünk T, Külünk Ş, Kurt M. The effect of laser treatment on bonding between zirconia ceramic surface and resin cement. *Acta Odontol Scand*. 2010;68:354-9
41. Aras WMF, Barroso JSM, Blay A, Rodrigues JA, Cassoni A. Er,Cr:YSGG laser irradiation influence on Y-TZP bond strength to resin cement. *Ceram Int*. 2016;42:13790-5.
42. Kirmali O, Barutçigil Ç, Ozarslan MM, Barutçigil K, Harorlu OT. Repair bond strength of composite resin to sandblasted and laser irradiated Y-TZP ceramic surfaces. *Scanning*. 2015;37:186-92
43. Ghasemi A, Kermanshah H, Ghavam M, Nateghifard A, Torabzadeh H, Nateghifard A, Zolfagharnasab K, Ahmadi H. Effect of Er,Cr:YSGG laser treatment on microshear bond strength of zirconia to resin cement before and after sintering. *J Adhes Dent*. 2014;16:377-82
44. Kursoglu P, Motro PF, Yurdagüven H. Shear bond strength of resin cement to an acid etched and a laser irradiated ceramic surface. *J Adv Prosthodont*. 2013;5:98-103
45. Yenisey M, Dede DÖ, Rona N. Effect of surface treatments on the bond strength between resin cement and differently sintered zirconium-oxide ceramics. *J Prosthodont Res*. 2016 60:36-46
46. Akin GE, Kaval ME, Turk T, Akin H. Surface roughness and bond strength of zirconia posts to a resin cement after various surface pretreatments. *Photomed Laser Surg*. 2015;33:246-51
47. Kara O, Kara HB, Tobi ES, Oztürk AN, Kilic HS. Effect of various lasers on the bond strength of two zirconia ceramics. *Photomed Laser Surg*. 2015;33(2):69-76
48. Loffredo MC, Hanashiro FS, Steagall Jr W, Youssef, MN, Souza-Zaroni WC. Influence of irradiation with Er:YAG laser on the shear bond strength of

- a resin cement to feldspathic ceramic - in vitro study. *Cerâmica*. 2015;61:244-50
49. Yavuz T, Özyılmaz ÖY, Dilber E, Tobi ES, Kiliç HŞ. Effect of Different Surface Treatments on Porcelain-Resin Bond Strength. *J Prosthodont*. 2015; Epub ahead of print
50. Arami S, Hasani Tabatabaei M, Namdar F, Safavi N, Chiniforush N. Shear bond strength of the repair composite resin to zirconia ceramic by different surface treatment. *J Lasers Med Sci*. 2014;5:171-5
51. Erdem A, Akar GC, Erdem A, Kose T. Effects of different surface treatments on bond strength between resin cements and zirconia ceramics. *Oper Dent*. 2014;39:E118-27
52. Subasi MG, Inan Ö. Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to zirconia. *Lasers Med Sci*. 2014;29:19-27
53. Lin Y, Song X, Chen Y, Zhu Q, Zhang W. Effect of Er:YAG laser irradiation on bonding property of zirconia ceramics to resin cement. *Photomed Laser Surg*. 2013;31:619-25
54. Yavuz T, Dilber E, Kara HB, Tuncdemir AR, Ozturk AN. Effects of different surface treatments on shear bond strength in two different ceramic systems. *Lasers Med Sci*. 2013;28:1233-9
55. Liu Q, Shao LQ, Hu C, Deng B, Yi YF, Wen N. Mechanical Properties of Y-TZP Ceramic after Different Surface Treatments. *Key Engineering Materials*. 2012;492:71-4
56. Tarcin B, Sinmazisik G, Ozer F, Gülmez T. Effect of Different Surface Applications and Adhesive Systems on Bond Strength of Porcelain Repair Material. *Key Engineering Materials*. 2012;493-494:643-8
57. Akyil MŞ, Yılmaz A, Bayındır F, Duymuş ZY. Microtensile bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Photomed Laser Surg*. 2011;29:197-203
58. Foxton RM, Cavalcanti AN, Nakajima M, Pilecki P, Sherriff M, Melo L, Watson TF. Durability of resin cement bond to aluminium oxide and zirconia ceramics after air abrasion and laser treatment. *J Prosthodont*. 2011;20:84-92
59. Akyil MS, Yılmaz A, Karaalioglu OF, Duymuş ZY. Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser-irradiated feldspathic ceramic surface. *Photomed Laser Surg*. 2010;28:539-45
60. Da Silva Ferreira S, Hanashiro FS, de Souza-Zaroni WC, Turbino ML, Youssef MN. Influence of aluminum oxide sandblasting associated with Nd:YAG or Er:YAG lasers on shear bond strength of a feldspathic ceramic to resin cements. *Photomed Laser Surg*. 2010;28:471-5
61. Shiu P, De Souza-Zaroni WC, Eduardo Cde P, Youssef MN. Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomed Laser Surg*. 2007;25:291-6
62. Akpınar YZ, Kepceoglu A, Yavuz T, Aslan MA, Demirtag Z, Kılıc HS, Usumez A. Effect of femtosecond laser beam angle on bond strength of zirconia-resin cement. *Lasers Med Sci*. 2015;30:2123-8

63. Akpınar YZ, Yavuz T, Aslan MA, Kepceoglu A, Kilik HS. Effect of different surface shapes formed by femtosecond laser on zirconia-resin cement shear bond strength. *J Adhes Sci Technol*. 2015;29:149-157.
64. Zanatta RF, Esper MALR, Pucci CR, Borges AB, Torres CRG. Effects of different surface treatments of zirconia on the bond strength of self-adhesive resinous cement. *J Adhes Sci Technol*. 2017;31:21-30.
65. Liu L, Liu S, Song X, Zhu Q, Zhang W. Effect of Nd: YAG laser irradiation on surface properties and bond strength of zirconia ceramics. *Lasers Med Sci*. 2015;30:627-34
66. Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci*. 2013;28:259-66
67. Yucel MT, Aykent F, Akman S, Yondem I. Effect of surface treatment methods on the shear bond strength between resin cement and all-ceramic core materials. *J Non Cryst Solids*. 2012;358:925-30.
68. Kara HB, Ozturk AN, Aykent F, Koc O, Ozturk B. The effect of different surface treatments on roughness and bond strength in low fusing ceramics. *Lasers Med Sci*. 2011;26:599-604
69. Da Silveira BL, Paglia A, Burnett LH, Shinkai RS, Eduardo Cde P, Spohr AM. Micro-tensile bond strength between a resin cement and an aluminous ceramic treated with Nd:YAG laser, Rocatec System, or aluminum oxide sandblasting. *Photomed Laser Surg*. 2005;23:543-8
70. Spohr AM, Borges GA, Júnior LH, Mota EG, Oshima HM. Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg*. 2008;26:203-8
71. Cevik P, Karacam N, Eraslan O, Sari Z. Effects of different surface treatments on shear bond strength between ceramic systems and metal brackets. *J Adhes Sci Technol*. 2017;31:1105-1115.
72. Yilmaz-Savas T, Demir N, Ozturk AN, Kilic HS. Effect of Different Surface Treatments on the Bond Strength of Lithium Disilicate Ceramic to the Zirconia Core. *Photomed Laser Surg*. 2016;34:236-43
73. Mattiello RDL, Coelho TMK, Insaurralde E, Coelho AAK, Terra GP, Kasuya AVB, Favarao IN, Gonçalves LS, Fonseca RB. A Review of Surface Treatment Methods to Improve the Adhesive Cementation of Zirconia-Based Ceramics. *ISRN Biomaterials*. 2013:1-10
74. Gowida MA, Aboushelib MN. Bonding to zirconia. A systematic review. *Open Access Journal of Dent Sci*. 2016;1:1-19
75. Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res*. 2014;93:329-34



From: Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, The PRISMA Group (2007). Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses. The PRISMA Statement. PLoS Med 4(7): e1000097. doi:10.1371/journal.pmed.0040097  
For more information, visit www.prisma-statement.org.

Figure 1

Bond strength laser vs control

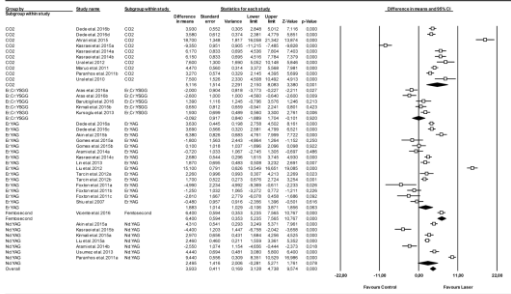


Figure 2

Bond strength laser vs APA

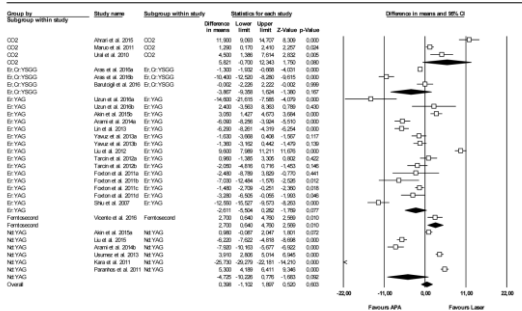


Figure 3

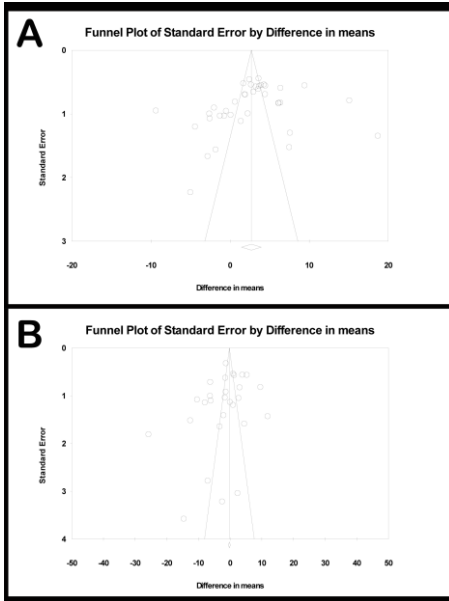


Figure 4

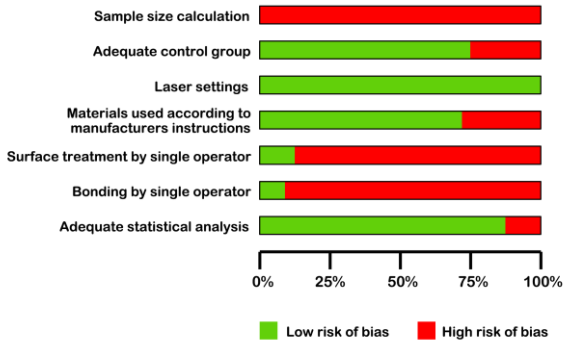


Figure 5

**ARTÍCULO 2. Enviado a: Lasers in Surgery and Medicine  
ISSN: 0196-8092****FEMTOSECOND LASER SETTINGS FOR OPTIMAL BRACKET  
BONDING TO ZIRCONIA**

1. Verónica García-Sanz. PhD in Dentistry. Orthodontics Teaching Unit. Faculty of Medicine and Dentistry, University of Valencia (Spain)
2. Vanessa Paredes-Gallardo. PhD in Dentistry. Orthodontics Teaching Unit, Faculty of Medicine and Dentistry, University of Valencia (Spain)
3. Carlos Bellot-Arcís. PhD in Dentistry. Orthodontics Teaching Unit. Faculty of Medicine and Dentistry, University of Valencia (Spain)
4. Lluís Martínez-León. PhD in Physics. GROC•UJI, Institute of New Imaging Technologies. Universitat Jaume I. Castellón (Spain)
5. Rafael Torres-Mendieta. PhD in Physics. Associate Professor. Institute for Nanomaterials, Advanced Technologies and Innovation Technical University of Liberec, Czech Republic
6. Javier Montero. PhD in Dentistry. Department of Surgery. University of Salamanca. (Spain)
7. Alberto Albaladejo. PhD in Dentistry. Orthodontics Teaching Unit. Department of Surgery. Faculty of Medicine. University of Salamanca. (Spain)

**ABSTRACT**

**Objective:** This study aimed to: analyze the differences in surface roughness and shear bond strength (SBS) produced by different femtosecond laser settings and determine the ideal settings of the FS laser to prepare zirconia surfaces for an optimal adhesion to orthodontic brackets

**Materials and Methods:** One hundred and eighty zirconia samples were assigned to six groups according to the surface treatment: Group 1- control; Group 2- air-particle abrasion (APA) with Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>; Group 3- FS laser irradiation (300mW mean output power and 60µm inter-groove distance); Group 4- FS laser irradiation (200mW, 100µm), Group 5- FS laser irradiation (40mW, 60µm) and Group 6- FS laser irradiation (200mW, 60µm).

Surface roughness was measured using a stylus profilometer. Orthodontic brackets were bonded to the treated zirconia specimens. SBS was measured using a universal testing machine. Bond failure type was analyzed and Scanning Electron Microscopy was used to qualitatively assess the surfaces. The data were analyzed statistically.

**Results:** SBS in groups 3 and 6 was significantly higher ( $5.92 \pm 1.12$  MPa and  $5.68 \pm 0.94$  MPa) than the other groups. No significant differences were found



between groups 1, 2, 4 and 5. Surface roughness values were significantly greater for FS laser groups than for control and APA groups ( $p < 0.001$ ).

Conclusions: Femtosecond laser irradiation at 300mW and 200mW output power, 60 $\mu$ m inter-groove distance, provided better adhesion between the surfaces. FS laser at 200mW, 60  $\mu$ m can be recommended as the ideal settings for treating zirconia surfaces, producing good shear bond strength and a more economical use of energy.

Key words: Femtosecond laser; Ti:Sapphire laser; dental porcelain; orthodontic brackets; pulsed laser; adhesion; zirconia; surface ablation; surface roughness

## INTRODUCTION

Recent years have seen increasing demand for orthodontic treatment from adult patients. Many of these patients have ceramic dental restorations such as crowns, veneers or bridgework, but bonding brackets to these surfaces can present a challenge due to the properties of the ceramic materials<sup>1</sup>. For this reason, it is necessary to determine an adhesion protocol available to all clinicians that will provide efficient and durable bracket-porcelain bonding and meets the requirements of orthodontic treatment, being a reversible adhesion with minimal damage to the porcelain surfaces. Zirconia is an excellent and highly aesthetic dental ceramic and so there has been much interest in researching bracket bonding procedures for this surface<sup>2</sup>.

A range of surface conditioning techniques are available aimed at improving adhesion of different materials to porcelain, including sandblasting<sup>2,3</sup>, silica coating<sup>4</sup>, etching with hydrofluoric acid<sup>5</sup>, CO<sub>2</sub> and Er:YAG laser irradiation<sup>6-9</sup>.

The latest *in vitro* investigations have included femtosecond laser, which several authors have proposed for enhancing the bond strength to enamel<sup>10,11</sup>, dentin<sup>12</sup>, and porcelain surfaces<sup>13</sup>.

Titanium: Sapphire Femtosecond (FS) laser emits ultrashort pulses in the femtoseconds range ( $1 \text{ fs} = 10^{-15} \text{ s}$ )<sup>14</sup>. Thanks to this ultrashort pulse, the laser produces very little or no thermal damage to the irradiated structures<sup>15</sup>, in contrast to the other lasers used in dentistry, which all run a risk of heat-induced damage<sup>16-18</sup> as their pulse duration falls within the picosecond and nanosecond range.

Femtosecond laser has been used in several recent *in vitro* investigations for conditioning ceramic surfaces before bonding<sup>13,19</sup>. Only two studies have evaluated the shear bond strength (SBS) of orthodontic metallic brackets bonded to porcelain surfaces treated with femtosecond laser<sup>20,21</sup>; both works

used feldspathic ceramic. But to date, no studies have analyzed the shear bond strength of brackets bonded to zirconia, despite this being the most commonly used material in adult prosthetic restorations.

Previous research into FS lasers has used specific power settings, but these have not been optimized to maximize the shear bond strength. In this context, assaying different FS laser settings could determine a gold standard for optimal bracket to zirconia adhesion, which would provide a reference for future research and for optimal clinical outcomes.

Roughness tests performed by profilometers are a reliable method of assessing the effects of porcelain surface treatments<sup>22</sup> and some authors have studied the relationship between surface irregularities and shear bond strength<sup>23</sup>. For zirconia surface preparation by femtosecond laser, it is important to assess the outcomes in terms of both surface roughness and shear bond strength; both parameters could depend on the laser setting used.

The purpose of this *in vitro* study was to determine the ideal femtosecond laser settings in terms of output power (300 mW, 200 mW or 40 mW) and distance between grooves (60  $\mu\text{m}$  or 100  $\mu\text{m}$ ) for preparing zirconia surfaces for optimal shear bond strength of orthodontic brackets.

## MATERIALS AND METHODS

### Specimen preparation

This *in vitro* assay used a sample of 180 densely sintered Y-TZP zirconia (Cercon®, Degudent, Hanau, Germany) square plates (9 × 9 × 1 mm). All specimens were polished with 600-grit silicon carbide paper and a polishing machine (Phoenix Beta; Buehler, Lake Bluff, IL, USA), and randomly divided into 6 groups (n=30).

Group 1: (Control group). No treatment applied to the zirconia surfaces.

Group 2: (Air Particle Abrasion [APA] group) Surfaces were sandblasted with alumina particles ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) with an average size of 25  $\mu\text{m}$  at a pressure of 0.25 MPa for 20 seconds at a perpendicular distance of 10 mm from the specimen.

In Groups 3, 4, 5 and 6, zirconia surfaces were irradiated by a femtosecond Ti:Sapphire laser (Femtopower Compact Pro, Femtolasers) with a pulse width of 30 fs, full width at half maximum (FWHM) at a central wavelength of 800 nm, and a repetition rate of 1 kHz. A programmable acousto-optic filter (Dazzler, Fastlite) was used to ensure the time compression of laser pulses at the interaction spot between zirconia samples and laser radiation. To obtain the optimal performance for promoting ablation on the zirconia surfaces, the incoming laser beam with a 6mm diameter at the  $1/e^2$  point was

focused with a 75 mm plano-convex lens onto the sample surfaces. The samples were placed on the surface of a 2D motion controlled stage moving at a constant speed of 1.44 mm/s in the plane of the laser beam focus.

A stair-like pattern was carved (Fig. 1). Different combinations of output power (mW) and inter-groove distances ( $\mu\text{m}$ ) were applied in each group as follows:

- **Group 3:** Zirconia surfaces were irradiated using the FS laser with an output power of 300 mW and 60  $\mu\text{m}$  inter-groove distance.
- **Group 4:** FS laser with an output power of 200 mW and inter-groove distance of 100  $\mu\text{m}$ .
- **Group 5:** FS laser with an output power of 40 mW and inter-groove distance of 60  $\mu\text{m}$ .
- **Group 6:** FS laser with an output power of 200 mW and inter-groove distance of 60  $\mu\text{m}$ .

After surface treatments were performed, each group was divided into 2 subgroups ( $n=15$ ). One subgroup was analyzed for surface roughness, and the other subgroup for shear bond strength.

#### Surface roughness analysis

Zirconia plates were washed with ethanol and dried. Roughness measurements ( $Ra$  in  $\text{k}\text{\AA}$ ) of the specimens were registered using a stylus profiler (6M Veeco Dektak, Plainview, NY), the  $Ra$  value being the average roughness of each surface. The profiler was calibrated before taking measurements.

Four scans of 500  $\mu\text{m}$  were performed for each specimen placing the stylus at different locations and calculating a mean value (Fig. 2). For the laser groups, the scanning direction was set perpendicular to the laser-traced lines. For the control and APA groups, scans were performed in four different directions.

#### Bracket bonding procedure

One upper incisor orthodontic metal bracket (Victory 3M Unitek, Monrovia, Calif, USA) measuring 3×4 mm, was bonded by the same operator at the centre of each treated zirconia specimen using a total etch adhesive system, which includes a primer and an orthodontic adhesive resin (Transbond TM XT; 3M-Unitek). To polymerize both the primer and the adhesive layer, a curing light (XL 3000, 3M ESPE) at 500  $\text{mW}/\text{cm}^2$  intensity was applied to the bracket-zirconia sample from the occlusal and gingival bracket edges for 20 seconds.

Samples were stored in distilled water at 37 °C for 24 hours.

#### Shear Bond Strength (SBS) Test

All bonded samples were mounted perpendicularly on acrylic resin bases and a shear load was applied using a universal testing machine (AGS-X Autograph, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan), at a crosshead speed of 0.5 mm/min, until bracket-zirconia separation. SBS values were calculated in MPa by dividing the maximum load recorded at the moment of bond failure (Newtons, N) by the bracket area (12 mm<sup>2</sup>).

Fig. 3 shows a diagram of the study design

#### Bond failure analysis

After debonding, zirconia surfaces were examined at 40× magnification using an Axio M1 light microscope (Carl Zeiss, Oberkochen, Germany). Failure type was identified and classified as one of four categories according to the amount of cement that remained on the porcelain surface: 1) No remaining cement; 2) < 50% of cement remaining, 3) > 50% of cement remaining; 4) All the cement remaining

#### Scanning Electron Microscopy (SEM) Analysis

One additional porcelain specimen was prepared for each experimental group in order to perform qualitative analysis of the surface using a SEM (JEOL-JSM-7001F, JEOL Ltd., Tokyo, Japan) at 350× magnification.

Representative samples from each group were also examined by SEM at 75× magnification after debonding in order to compare morphological differences of the debonded surfaces between treatment groups.

#### Statistical analysis

Surface roughness data (measured in kÅ) and SBS values (in MPa) were analyzed using SPSS v.16 software (Statistical Package for the Social Sciences, Chicago, IL, USA).

Descriptive statistics, including the mean, standard deviation (SD), median, minimum and maximum of surface roughness (kÅ) and SBS (MPa) were calculated; 95% confidence intervals were also included.

Two-way analysis of variance (ANOVA), and Tamhane's T2 multiple comparison test were used to determine the statistical significance of the differences in mean variables between the six groups and Spearman's coefficient was used to calculate the non-linear correlation between SBS and surface roughness. Statistical significance was set at  $p < 0.05$ .

Lastly, Kruskal-Wallis and multiple Mann-Whitney tests applying Bonferroni correction were used to assess the homogeneity of ARI index data between groups.

## RESULTS

### Shear Bond Strength (SBS)

Table 1 shows the SBS values obtained (MPa) in all groups. All surface treatments affected SBS, obtaining higher values in comparison with the control group except for Group 4 (FS 200 mW, 100  $\mu\text{m}$ ). Groups 3 (FS 300 mW, 60  $\mu\text{m}$ ) and 6 (FS 200 mW, 60  $\mu\text{m}$ ) presented higher SBS but without significant differences between the two groups ( $5.92 \pm 1.12$  MPa and  $5.68 \pm 0.94$  MPa), while Groups 1 (control) and 4 (FS 200 mW, 100  $\mu\text{m}$ ) showed lower values ( $3.87 \pm 0.77$  MPa and  $3.74 \pm 0.10$  MPa respectively). No significant interactions were found between Groups 1 (control), 2 (APA  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), 4 (FS 200 mW, 100  $\mu\text{m}$ ) and 5 (FS 40 mW, 60  $\mu\text{m}$ ).

According to these results, higher output power values produce higher SBS, although the difference in SBS between 200 mW and 300 mW was not significant ( $p=0.128$ ).

#### Surface roughness

Table 2 shows surface roughness values ( $R_a$  in  $\text{k}\text{\AA}$ ) for each treatment group.

All treated groups showed rougher surfaces than the control ( $p<0.001$ ). Laser treatments produced significantly deeper grooves on the zirconia surfaces than APA ( $p<0.001$ ), Group 4 (FS 200 mW, 100  $\mu\text{m}$ ) showing the highest  $R_a$  ( $106.24 \pm 4.93$   $\text{k}\text{\AA}$ ). No statistically significant differences were found between Groups 3 and 6.

The results show that power outputs of 300 and 200 mW produced significantly higher  $R_a$  values compared with 40 mW ( $p < 0.001$ ); differences between 300 and 200 mW roughness values did not show statistical significance ( $p=0.051$ ).

#### Surface Roughness and SBS

In general terms, increases in surface roughness tended to increase SBS values. However, when  $R_a$  values exceeded a threshold value of 100  $\text{k}\text{\AA}$ , SBS decreased (Fig. 4)

#### Bond failure

Table 3 shows bond failure types in all groups. In three of the FS laser groups (300 mW 60  $\mu\text{m}$ , 200 mW 100  $\mu\text{m}$ , and 200 mW 60  $\mu\text{m}$ ) 50-80% of the samples showed failure types 3 and 4 (with over 50% of the cement remaining on the porcelain surface). These results showed significant differences ( $p < 0.001$ ) compared with the failure modes obtained by the control, APA  $\text{Al}_2\text{O}_3$  and FS 40 mW 60  $\mu\text{m}$  groups, which presented types 1 and 2 only.

#### SEM

Differences in surface morphology can be observed on the SEM images of the specimens conditioned by the different methods at 350 $\times$  magnification

(Fig. 5a). The control group shows a smooth surface; the APA Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> sample shows a granulated surface; and FS laser groups show deep and precise grooves, especially marked in Group 4 (FS 200 mW, 100 µm).

SEM images of representative samples from each group after debonding can be observed at Fig 5b. Control, APA Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> and FS 40 mW 60 µm groups show very small amounts of resin cement on the zirconia surface. But in the 300 mW 60 µm, 200 mW 100 µm and 200 mW 60 µm FS laser groups, large amounts of cement remnant can be observed.

## DISCUSSION

The etching techniques used in orthodontics to enhance bracket-porcelain bond strength are of particular interest as it is difficult to obtain acceptable levels of adhesion to this material<sup>1</sup>. Many surface conditioning treatments have been proposed, but to date protocols have not been standardized<sup>2,4-7,9</sup>.

The present study aimed to assess the surface roughness of zirconia surfaces treated with different femtosecond laser parameters, and to measure the SBS of metal brackets bonded to these surfaces, in order to determine which laser protocol produces optimal bond strength.

Different lasers have been assayed as porcelain surface treatments for bracket bonding, Nd:YAG, Er:YAG, CO<sub>2</sub> and Ti:Sapphire femtosecond laser being the most commonly reported in the literature<sup>1,24</sup>.

Only two studies have investigated the effect of FS laser on the SBS of brackets bonded to porcelain<sup>20,21</sup>. In contrast to other lasers, research into FS laser surface treatment for orthodontic bonding on porcelain has not established the ideal output power settings for obtaining optimal shear bond strength. Akpınar *et al.* (2015) used 750 mW to condition samples<sup>20</sup>, while Erdur and Basciftci (2015) set the output power at 400 mW<sup>21</sup>.

The present study applied different mean powers to prepare zirconia surfaces. The trade-off between the speed of sample preparation and the most convenient laser powers was studied at a preliminary calibration stage. Once this relation was determined, three typical mean power values were chosen, corresponding to the maximum power achievable at the micromachining station, to the lowest power range, as well as an intermediate value: 300 mW, 40 mW, and 200 mW respectively. Displacement of the translation stage along the y direction was set at 60 µm for the 3 mean power groups. For the 200 mW setting, a 100 µm step was also tested in an attempt to reduce preparation time.

In the present study, the highest SBS values were obtained in Groups 3 (300 mW 60 µm) and 6 (200 mW 60 µm). These SBS values were significantly higher than those obtained in Groups 4 (200 mW, 100 µm) and 5 (40 mW, 60 µm). Akpınar *et al.* (2015) and Erdur and Basciftci (2015), obtained higher

SBS values than the present study<sup>20,21</sup>. But although these authors used FS laser to condition porcelain, it was a different ceramic from zirconia. Furthermore, the laser power settings chosen were higher than in the present assay. Excessive output powers may compromise the porcelain aesthetics, not being suitable for a reversible procedure, by which a balance between bond strength and minimal damage to the porcelain surface should be obtained. These differences in study protocols could explain the different results obtained. Based on the existing literature, their findings exceed the optimal SBS range suggested for orthodontic adhesion<sup>25</sup>, while the results obtained in our investigation fall within the range considered adequate.

To our knowledge, no other study has analyzed bracket adhesion to FS laser treated zirconia. Other authors have investigated other lasers used to condition zirconia<sup>1,24</sup>. These lasers have been reported to have adverse effects such as thermal damage to surrounding structures<sup>16,26</sup>. The present study assayed femtosecond laser, as it is known to provide gentle, homogeneous and precise surface etching, does not produce degradation of the surrounding material (such as microcracks)<sup>27</sup>, and does not raise the ablated surface temperature<sup>15</sup>.

The present study also assessed surface roughness ( $Ra$  in  $k\text{\AA}$ ) quantitatively. SEM was used to analyze surface morphology qualitatively.

All FS laser groups showed significantly higher  $Ra$  values than the control and air particle abrasion groups, Group 4 (FS 200 mW 100  $\mu\text{m}$ ) presenting the deepest irregularities. These characteristics were also observed in SEM images (Fig. 6a).

Relating surface roughness to SBS values, a positive correlation was found for all laser groups except Group 4 (FS laser at 200 mW, 100  $\mu\text{m}$ ). Control, APA  $\text{Al}_2\text{O}_3$  and FS laser at 40 mW 60  $\mu\text{m}$  all showed low  $Ra$  and SBS values. But Groups 3 and 6 (FS laser at 300 mW 60  $\mu\text{m}$ , and 200 mW 60  $\mu\text{m}$ ) showed high  $Ra$  and SBS values.

These results suggest that surface roughness depends on both mean laser output power and inter-groove distance. Additionally, a tendency for shear bond strength to increase as  $Ra$  values increase was found.

Erdur and Basciftci (2015) obtained similar  $Ra$  values to the present study<sup>28</sup>, while Dilber *et al.* (2012) obtained smaller irregularities on porcelain surfaces irradiated with Er:YAG laser<sup>29</sup>.

Regarding bond failure, a high percentage of the samples in Groups 3, 4 and 6 (FS laser 300 mW 60  $\mu\text{m}$ , 200 mW 100  $\mu\text{m}$  and 200 mW 60  $\mu\text{m}$ ) showed debond types 3 and 4 (bond failure between cement and bracket), findings that are consistent with the literature<sup>20</sup>. But FS laser at 40 mW 60  $\mu\text{m}$ , the control and APA  $\text{Al}_2\text{O}_3$  groups presented bond failure types 1 and 2; these were caused by insufficient depth of surface irregularities preventing the

adhesive from penetrating adequately, an observation confirmed by surface roughness analysis (Fig 2).

Failure mode 4 is the most conservative for the porcelain, as no surface fracture occurs at debonding<sup>30</sup>. This is an important fact to take into consideration when referring to bracket-zirconia adhesion, which ideally should be reversible, as the porcelain surface will be exposed after bracket removal. According to our results, FS laser at 300 mW 60 µm and FS laser at 200 mW 60 µm are the least damaging treatments in this regard.

This study of the SBS of brackets bonded to zirconia using different femtosecond laser settings could serve as a guide for further research. The present findings suggest that femtosecond laser at 200 mW mean power and 60 µm step are ideal parameters for conditioning zirconia surfaces before bonding metal brackets as these settings provide adequate bond strength. Even though similar SBS results were obtained setting the FS laser at 300 mW and 60 µm, the differences between the two settings were not statistically significant, and as the latter option involves greater energy use, the former would appear to be the better option.

Although FS lasers have reported advantages regarding adhesion strength, this conditioning technique has not been tested clinically due to the current laser system costs and dimensions, and therefore, further investigations are required before they can be used routinely in the dental practice.

### **CONCLUSIONS**

- Femtosecond laser at 300 mW and 200 mW mean power and 60 µm step provides higher shear bond strengths for metal bracket bonded to zirconia.
- The surface roughness of conditioned porcelain is directly correlated to SBS providing Ra values do not exceed 100 kÅ.
- Femtosecond laser irradiation settings at 200 mW, 60 µm are proposed as the optimal settings for treating of zirconia surfaces for maximum orthodontic bracket bond strength, irradiation at 300 mW having been discarded because of the higher energy consumption required.

### **CONFLICT OF INTEREST**

The authors declare that they have no potential conflicts of interest with respect to the authorship and/or publication of this article.

### **ACKNOWLEDGEMENTS**

The authors thank the financial support from Generalitat Valenciana through the project PROMETEU/2016/079 and the Ministerio de Economía y Competitividad (MINECO) through the project FIS2016-75618-R. The authors are also very grateful to the 'Serveis Centrals d'Instrumentació



Científica (SCIC) of the University Jaume I for the use of the femtosecond laser and microscopy facilities.

The authors thank William James Packer, professional English language editor, for translating the manuscript.

## REFERENCES

1. Poosti M, Jahanbin A, Mahdavi P, Mehrnoush S. Ceramic conditioning with Nd:YAG and Er:YAG laser for bracket bonding in orthodontics. *Lasers Med Sci* 2012; 27:321–24
2. Gomes AL, Oyagüe RC, Lynch CD, Montero J, Albaladejo A. Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *J Dent* 2013; 41(1):31-41
3. Mosharraf R, Rismanchian M, Savabi O, Ashtiani AH. Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. *J Adv Prosthodont* 2011; 3(4):221-8
4. Spohr AM, Borges GA, Júnior LH, Mota EG, Oshima HM. Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg* 2008; 26(3):203-8
5. Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci* 2013; 28(1):259-66
6. Cavalcanti A, Foxton R, Watson T, Oliveira M, Giannini M, Marchi G. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent* 2009; 34(3):280-328
7. Akin H, Ozkurt Z, Kımalı O, Kazazoglu E, Ozdemir A. Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminium oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomed Laser Surg* 2011; 29:797-802
8. Paranhos MP, Burnett LH Jr, Magne P. Effect of Nd:YAG laser and CO2 laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence Int* 2011; 42(1):79-89
9. Gomes AL, Ramos JC, Santos-del Riego S, Montero J, Albaladejo A. Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er:YAG and tribochemical silica coating as surface conditioning. *Lasers Med Sci* 2015; 30(2):787-95
10. Lorenzo MC, Portillo M, Moreno P et al. In vitro analysis of femtosecond laser as an alternative to acid etching for achieving suitable bond strength of brackets to human enamel. *Lasers Med Sci* 2014; 29(3):897-905

11. Lorenzo MC, Portillo M, Moreno P et al. Ultrashort pulsed laser conditioning of human enamel: in vitro study of the influence of geometrical processing parameters on shear bond strength of orthodontic brackets. *Lasers Med Sci* 2015; 30(2):891-900
12. Portillo M, Lorenzo MC, Moreno P et al. Influence of Er:YAG and Ti:sapphire laser irradiation on the microtensile bond strength of several adhesives to dentin *Lasers Med Sci* 2015; 30(2):483-92
13. Vicente M, Gomes AL, Montero J, Rosel E, Seoane V, Albaladejo A. Influence of cyclic loading on the adhesive effectiveness of resin-zirconia interface after femtosecond laser irradiation and conventional surface treatments. *Lasers Surg Med* 2016; 48(1):36-44
14. Moulton PF. Spectroscopic and laser characteristics of Ti: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. *J Opt Soc Am* 1996; 3:125-33
15. Varel H, Ashkenasi D, Rosenfeld A, Wähler M, Campbell EEB. Micromachining of quartz with ultrashort laser pulses. *Applied Physics A* 1997; 65:367-73
16. Armengol V, Jean A, Marion D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. *J Endod* 2000; 26(3):138-41
17. Braun A, Krillke RF, Frentzen M, Bourauel C, Stark H, Schelle F. Heat generation caused by ablation of dental hard tissues with an ultrashort pulse laser (USPL) system. *Lasers Med Sci* 2015; 30(2):475-81
18. Cavalcanti BN, Lage-Marques JL, Rode SM. Pulpal temperature increases with Er:YAG laser and high-speed handpieces. *J Prosthet Dent* 2003; 90(5):447-51
19. Akpınar YZ, Kepceoglu A, Yavuz T et al. Effect of femtosecond laser beam angle on bond strength of zirconia-resin cement. *Lasers Med Sci* 2015; 30(8):2123-8
20. Akpınar YZ, Irgin C, Yavuz T, Aslan MA, Kilic HS, Usumez A. Effect of femtosecond laser treatment on the shear bond strength of a metal bracket to prepared porcelain surface. *Photomed Laser Surg* 2015; 33(4) 206-12
21. Erdur EA, Basciftci FA. Effect of Ti:sapphire laser on shear bond strength of orthodontic brackets to ceramic surfaces. *Lasers Surg Med* 2015; 47(6):512-9
22. Tholt de Vasconcellos B, Miranda-Júnior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent* 2006; 31(4):442-9
23. Ersu B, Yuzugullu B, Ruya Yazici A, Canay S. Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *J Dent* 2009; 37(11):848-56
24. Ahrari F, Heravi F, Hosseini M. CO<sub>2</sub> laser conditioning of porcelain surfaces for bonding metal orthodontic brackets. *Lasers Med Sci* 2013; 28(4):1091-7

25. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding Br J Orthod 1975; 2(3):171-8
26. Malmström HS, McCormack SM, Fried D, Featherstone JD. Effect of CO2 laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study J Dent 2001; 29(8):521-9
27. Fiedler S, Irsig R, Tiggesbäumker J et al. Machining of biocompatible ceramics with femtosecond laser pulses. Biomed Tech (Berl) 2001; 58 (Suppl. 1)
28. Erdur EA, Basciftci FA. Effect of Ti:Sapphire-femtosecond laser on the surface roughness of ceramics. Lasers Surg Med 2015; 47(10):833-8
29. Dilber E, Yavuz T, Kara HB, Ozturk AN. Comparison of the effects of surface treatments on roughness of two ceramic systems. Photomed Laser Surg 2012; 30(6):308-14
30. Smith GA, McInnes-Ledoux P, Ledoux WR, Weinberg R. Orthodontic bonding to porcelain-bond strength and refinishing Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988; 94(3):245-52

## FIGURE LEGENDS

Figure 1. Graphic illustration of:

- a) Pattern carved on zirconia samples.
- b) Experimental setup used for micromachining samples.

Figure 2. Examples of surface profile scans in each experimental group.

Figure 3. Study design diagram.

Figure 4. Matrix plot relating SBS to surface roughness.

Figure 5. a) SEM images of zirconia after surface conditioning, at 350× magnification;

b) SEM images of zirconia after debonding, at 75× magnification.

**Table 1.** SBS values (MPa) for each experimental group

	EXPERIMENTAL GROUPS						
	Total	CONTROL	APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	FS LASER 300mW 60µm	FS LASER 200mW 100µm	FS LASER 40mW 60µm	FS LASER 200mW 60µm
<b>N</b>	90	15	15	15	15	15	15
<b>Mean</b>	4.56	3.87	4.25	5.92	3.74	3.91	5.68
<b>SD</b>	1.38	0.77	0.51	1.12	0.10	0.53	0.94
<b>*</b>		c	bc	ab	c	c	a

\* values with the same letter are not statistically different (p>0.05)

**Table 2.** Surface roughness values (Ra in kÅ) for each experimental group.

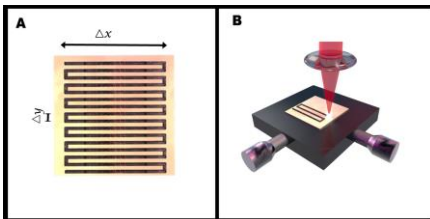
	EXPERIMENTAL GROUPS						
	Total	CONTROL	APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	FS LASER 300mW 60µm	FS LASER 200mW 100µm	FS LASER 40mW 60µm	FS LASER 200mW 60µm
<b>N</b>	90	15	15	15	15	15	15
<b>Mean</b>	45.93	2.87	8.52	67.51	106.24	27.97	62.50
<b>SD</b>	38.43	0.90	2.42	26.77	4.93	2.95	10.44
<b>*</b>		e	d	b	a	c	b

\* values with the same letter are not statistically different (p>0.05)

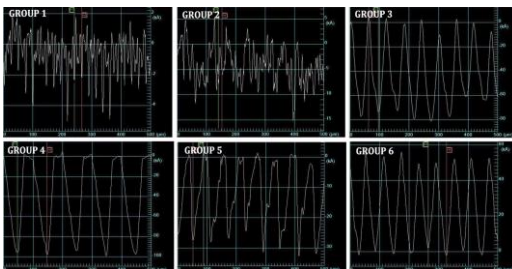
**Table 3.** Bond failure mode results

	GROUPS											
	Control		APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>		FS 300mW 60µm		FS 200mW 100µm		FS 40mW 60µm		FS 200mW 60µm	
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Total	15	100%	15	100%	15	100%	15	100%	15	100%	15	100%
Type 1	15	100%	8	53.3%	0	0%	0	0%	10	66.6%	0	0%
Type 2	0	0%	6	40%	3	20%	7	46.7%	5	33.3%	3	20%
Type 3	0	0%	1	6.7%	4	26.7%	8	53.3%	0	0%	3	20%
Type 4	0	0%	0	0%	8	53.3%	0	0%	0	0%	9	60%
*	b		b		a		a		b		a	

\* groups with different letters are statistically different (p<0.001)



**Figure 1**



**Figure 2**

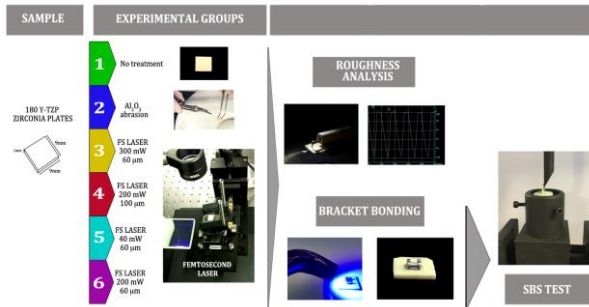


Figure 3

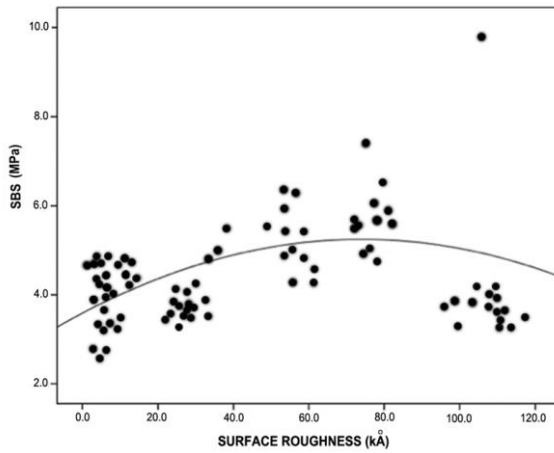


Figure 4

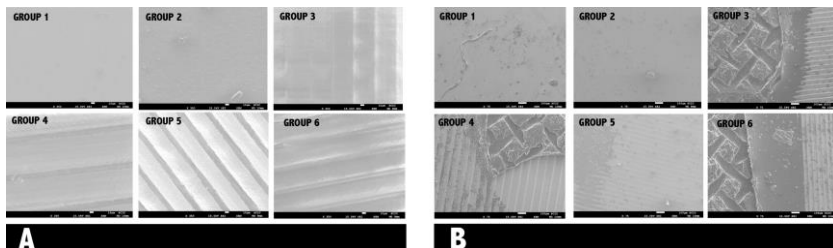


Figure 5

**ARTÍCULO 3. Enviado a: Plos One / ISSN: 1932-6203****EFFECTS OF FEMTOSECOND LASER AND OTHER SURFACE TREATMENTS ON THE BOND STRENGTH OF METALLIC AND CERAMIC ORTHODONTIC BRACKETS TO ZIRCONIA**

Verónica García-Sanz<sup>1</sup>, Vanessa Paredes-Gallardo<sup>1\*</sup>, Carlos Bellot-Arcís<sup>1</sup>, Omel Mendoza-Yero<sup>2</sup>, Carlos Doñate-Buendía<sup>2</sup>, Javier Montero<sup>3</sup>, Alberto Albaladejo<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Orthodontics Teaching Unit, Department of Stomatology, Faculty of Medicine and Dentistry, University of Valencia. Valencia, Spain

<sup>2</sup> GROC•UJI, Institute of New Imaging Technologies. Universitat Jaume I. Castellón, Spain

<sup>3</sup> Orthodontics Teaching Unit. Department of Surgery. Faculty of Medicine. University of Salamanca. Salamanca, Spain

**Abstract**

Femtosecond laser has been proposed as a method for conditioning zirconia surfaces to boost bond strength. However, metallic or ceramic bracket bonding to femtosecond laser-treated zirconia surfaces has not been tested.

This study compared the effects of four conditioning techniques, including femtosecond laser irradiation, on shear bond strength (SBS) of metallic and ceramic brackets to zirconia.

Three hundred zirconia plates were divided into five groups: 1) control (C); 2) sandblasting (APA); 3) silica coating and silane (SC); 4) femtosecond laser (FS); 5) sandblasting followed by femtosecond laser (APA+SC). A thermal imaging camera measured temperature changes in the zirconia during irradiation. Each group was divided into 2 subgroups (metallic vs ceramic brackets). SBS was evaluated using a universal testing machine. The adhesive remnant index (ARI) was registered and surfaces were observed under SEM.

Surface treatment and bracket type significantly affected the bracket-zirconia bond strength. SBS was significantly higher ( $p < 0.001$ ) for ceramic brackets in all groups (APA+FS > APA > FS > SC > control) vs. metallic brackets (APA+FS > FS > SC > APA > control). For metallic brackets, groups SC ( $5.99 \pm 1.86$  MPa), FS ( $6.72 \pm 2.30$  MPa) and APA+FS ( $7.22 \pm 2.73$  MPa) reported significantly higher SBS vs. other groups ( $p < 0.05$ ); for ceramic brackets, the highest values were obtained in groups APA ( $25.01 \pm 4.45$  MPa), FS ( $23.18 \pm 6.51$  MPa) and APA+FS ( $29.22 \pm 8.20$  MPa).

Femtosecond laser enhances bond strength of ceramic and metallic brackets to zirconia. Ceramic brackets provide significantly stronger adhesion than metallic brackets regardless of the surface treatment method.

### **Introduction**

With the introduction of ceramic esthetic brackets, recent years have seen increased demand for orthodontic treatments that minimize the visual impact of the apparatus. As a consequence, bonding these appliances to different surfaces such as ceramic, has gained clinical relevance as many adult patients have ceramic dental restorations such as crowns or bridge-work.

Dental ceramics, especially zirconia, are excellent materials for dental restoration, and bonding to these materials has been widely studied [1-9].

Due to the properties of these ceramic materials, bonding brackets to their surfaces can be complicated [2]. For this reason, it is necessary to determine a bonding protocol that is available to all clinicians, and will achieve efficient and durable bracket-zirconia bonding.

The surface conditioning techniques commonly used for zirconia bonding are: sandblasting [1, 3]; silica coating [4]; etching with hydrofluoric acid [5]; laser irradiation with CO<sub>2</sub> or Er:YAG [6-9]. However, an ideal zirconia surface treatment –one that will provide sufficient bond strength to minimize bracket debonding from zirconia surfaces– has not yet been established.

Femtosecond lasers have been proposed as an alternative for treating zirconia surfaces in an attempt to improve the adhesion of dental cements and orthodontic brackets [10-13]. These lasers, consisting of a Titanium-Sapphire oscillator, provide ultrashort pulses in the femtosecond range, and cause no thermal damage to the irradiated surfaces [14].

Only two studies have analyzed the shear bond strength of brackets bonded to ceramic surfaces treated with femtosecond laser [10, 11]. In both investigations, the authors used metallic brackets; no study has ever assayed the performance of ceramic brackets bonded to femtosecond laser-treated porcelain surfaces. To the authors' knowledge, only one study has compared the shear bond strength of metallic brackets in comparison with ceramic brackets bonded to ceramic surfaces [15]. Testing the differences between these interfaces is of clinical relevance, given the high demand for aesthetic orthodontic treatments by adult patients with ceramic restorations. There is a clear need to determine the most efficient method of treating zirconia surfaces for optimal ceramic and metallic bracket bonding.

The aim of this study was to compare the effect of four different zirconia conditioning techniques (air particle abrasion, silica coating, femtosecond laser irradiation, and air particle abrasion followed by femtosecond laser irradiation) on the shear bond strength of metallic and ceramic orthodontic brackets bonded to zirconia surfaces. The null hypothesis was that neither the ceramic surface conditioning technique nor the bracket type would affect the bracket-zirconia shear bond strength.



## Materials and methods

### Sample preparation

Three hundred square densely sintered Ytria Tetragonal Zirconia Polycrystal (Y-TZP) (Cercon®, DeguDent, Hanau, Germany) specimens measuring 9 x 9 x 1 mm were used for this in vitro study. The surfaces were wet-polished with 600-grit silicon carbide paper (CUMI, Carborundum Universal Ltd., Chennai, India). Zirconia samples were randomly assigned to five experimental groups (n=60).

Group 1 (Control): No surface treatment was applied.

Group 2 (Airbone Particle Abrasion, APA): Surfaces were blasted with alumina particles ( $Al_2O_3$ ) (Aquacut, Medivance Instruments Ltd, London, UK) with an average size of 25  $\mu m$  under a pressure of 0.25 MPa for about 20 sec at a perpendicular distance of 10 mm from the holder.

Group 3 (Silica coating): Surfaces were treated with tribochemical silica coating (30  $\mu m$  silica particles) applied perpendicularly for 20 sec, at a working distance of 10 mm and a pressure of 0.25 MPa using the Cojet® System (3M ESPE, Seefeld, Germany). Silanization was performed before bonding with Rely X™ ceramic primer (3M Espe, Seefeld, Germany) following the manufacturer's instructions.

Group 4 (Femtosecond laser irradiation): zirconia surfaces were irradiated with a femtosecond Ti:Sapphire laser (Femtopower Compact Pro – serial number 1046 – , Spectra Physics, Santa Clara, Ca, USA) with a pulse width of 30 fs, full width at half maximum (FWHM) at a central wavelength of 800 nm, a repetition rate of 1 kHz, and an output power of 200mW for 12 minutes. A programmable acousto-optic filter (Dazzler, Fastlite, Valbonne, France) was used to ensure the time compression of laser pulses at the interaction spot between zirconia samples and laser radiation. To obtain the optimal performance for promoting ablation on the zirconia surfaces, the incoming laser beam with a 6mm diameter at the  $1/e^2$  point was focused onto the sample surfaces with a 75 mm plano-convex lens. The samples were placed on the surface of a 2D motion controlled stage moving at a constant speed of 1.44 mm/s in the plane of the laser beam focus. A stair-like pattern was carved, the inter-groove distance being 60  $\mu m$ .

Group 5 (Airbone Particle Abrasion + Femtosecond laser irradiation): Surfaces were sandblasted following the protocol applied in Group 2 followed by laser irradiation using the parameters described for Group 4.

### Temperature measuring

A thermal imaging camera FLYR E60 (FLYR Systems, Wilsonville, OR, USA) was used to measure temperature changes in the zirconia during sample irradiation with femtosecond laser. The camera was mounted on a tripod perpendicular to the sample at a distance of 15 cm. The thermogram recordings were started 2 seconds before irradiation and continued until 2 seconds following its completion.

**Bonding procedure**

After preparing the zirconia samples with the different surface treatments, each group was divided into 2 subgroups (n=30):

Subgroup 1 (Metal bracket): Upper central incisor stainless steel brackets (Victory 3M Unitek, Monrovia, Calif, USA) measuring 3x4 mm, were bonded to the prepared surfaces by a single clinician using the total etch adhesive system consisting of a primer applied to the ceramic surface and an orthodontic adhesive resin applied to the bracket base (Transbond TM XT; 3M-Unitek) following the manufacturer's instructions. The adhesive layer was polymerized with a light curing unit (XL 3000, 3M ESPE) at 500 mW/cm<sup>2</sup> intensity, which was applied to the bracket-zirconia sample from the occlusal and gingival bracket edges for 20 seconds.

Subgroup 2 (Ceramic bracket): Upper central incisor polycrystalline alumina brackets (Clarity Advanced 3M Unitek, Monrovia, Calif, USA) were bonded to the prepared surfaces using the same adhesive system as in subgroup 1. The bonded structures were stored in distilled water at 37 °C for 24 hours.

**Shear Bond Strength Test**

SBS tests were conducted according to the standards used in the last published studies on bracket-to-ceramic adhesion [10, 11, 15, 16]. All bonded specimens were mounted perpendicularly on acrylic resin bases and underwent shear loading using a knife edge system at a crosshead speed of 0.5 mm / min until they fractured, using a universal testing machine (AGS-X Autograph, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan).

Bond strength values were calculated in MPa by dividing the maximum load recorded on failure (Newtons, N) to the bracket area.

**Bond failure analysis**

After debonding, the zirconia surfaces were evaluated using an Axio M1 light microscope (Carl Zeiss, Oberkochen, Germany) at 40× magnifications to assess the failure mode. The adhesive remnant index (ARI), proposed by Årtun and Bergland [17], was used to classify each failure as one of four categories: 0) No adhesive left on the ceramic surface; 1) less of half of the adhesive left, 2) more than half of the adhesive left; 3) All the adhesive left on the surface, with distinct impression of the bracket mesh.

**Scanning Electron Microscope (SEM) examination**

Five additional samples in each experimental group were prepared for SEM qualitative analysis (JEOL-JSM-7001F, JEOL Ltd., Tokyo, Japan) at 600× magnification to assess the differences between the surfaces after each conditioning technique.

SEM, at 300x magnification was also used to analyze the surfaces of representative samples after debonding in order to compare morphological differences between experimental groups.

**Statistical analysis**

Data were analyzed using SPSS v.16 software (Statistical Package for the Social Sciences, Chicago, IL, USA).

Descriptive statistics, including the mean, standard deviation (SD), median, minimum and maximum SBS (MPa) were calculated; 95% confidence intervals were also included. Homogeneity of the data was evaluated using the Levene test.

Two-way analysis of variance (ANOVA), and Tamhane's T2 multiple comparison test were used to determine the statistical significance of the differences in mean variables between the five groups. Statistical significance was set at  $p < 0.05$ .

Lastly, Kruskal-Wallis and multiple Mann-Whitney tests applying Bonferroni correction were used to assess the homogeneity of ARI index data between groups.

**Results****Temperature**

No temperature changes were observed for any of the samples while irradiating the zirconia surfaces with femtosecond laser.

**Shear Bond Strength (SBS)**

SBS values (MPa) for all subgroups are shown in Table 1. Homogeneity of the data was not significant ( $p < 0.001$ ). Surface conditioning technique and bracket type significantly affected the bracket-zirconia bond strength (Table 2). The SBS results obtained for subgroups of ceramic bracket were notably greater ( $23.82 \pm 6.67$ ) than those obtained for metallic brackets ( $5.73 \pm 2.24$ ), with statistically significant differences in all the surface treatment groups ( $p < 0.001$ ).

**Table 1. SBS values, standard deviations (MPa) and CV% for each experimental subgroup.**

	EXPERIMENTAL GROUPS									
	CONTROL		APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>		Silica Coating		FS Laser		APA LASER +FS	
	Metal	Ceram	Metal	Ceram	Metal	Ceram	Metal	Ceram	Metal	Ceram
N	30	30	30	30	30	30	30	30	30	30
Mean (MPa)	4.23	20.06	4.46	25.01	5.99	21.62	6.72	23.18	7.22	29.22
SD	0.89	2.34	1.21	4.45	1.86	6.48	2.30	6.51	2.73	8.20
CV%	21.0	11.7	27.1	17.8	31.1	30.0	34.2	28.1	37.8	28.1
*	e	c	e	ab	d	bc	d	abc	d	a

\* values with the same letter are not statistically different ( $p>0.05$ )

**Table 2. ANOVA tests results of between-subjects effects. Dependent variable: SBS**

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p-value
Corrected Model	26260,046	9	2917,783	149,457	,000
Intercept	65455,294	1	65455,294	3352,797	,000
Bracket	24547,461	1	24547,461	1257,387	,000
Surface treatment	1184,958	4	296,239	15,174	,000
Bracket * Surface treatment	527,627	4	131,907	6,757	,000
Error	5661,551	290	19,523		
Total	97376,891	300			
Corrected Total	31921,597	299			

1,00 R Squared = ,823 (Adjusted R Squared = ,817)

The shear bond strength of metallic brackets to control and air-particle-abraded specimens was lower than other treatment groups, although without significant differences ( $p=1.000$ ). Statistically significant differences were not found between silica coating, FS laser and APA+FS laser groups ( $p>0.8$ ); the APA+FS laser group obtained the highest SBS values.

For ceramic brackets, the highest SBS was also obtained in the APA+FS laser group, but with no significant differences in comparison with APA and FS laser groups ( $p>0.1$ ).

**Failure Mode Analysis**

Table 3 shows bond failure type (n and %) for all subgroups. ARI types 2 and 3 were observed for most samples in the silica coating, FS laser and APA+FS laser surface treatment groups, while none of the samples in the control group showed these failure types. For APA specimens, more than 40% of the samples in the metallic bracket subgroup showed type 2 and 0% type 3; for the APA ceramic bracket subgroup, more than 50% of the specimens showed failure type 2. Statistically significant differences were not found between FS laser and APA+FS laser groups, but these groups obtained significant differences in comparison with control and APA groups.

**Table 3. Bond failure mode results (ARI) (n and %).**

ARI types: 0) No adhesive left on the surface; 1) less of half of the adhesive left, 2) more than half of the adhesive left; 3) All the adhesive left on the surface, with distinct impression of the bracket mesh.

EXPERIMENTAL GROUPS																					
ARI Type	Control				APA Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>				Silica Coating				FS Laser				APA + FS Laser				
	Metal		Ceram		Metal		Ceram		Metal		Ceram		Metal		Ceram		Metal		Ceram		
	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	
0	21	70	22	73.3	10	33.3	3	10	8	26.7	1	3.3	0	0	0	0	1	3.3	0	0	
1	9	30	8	26.7	13	43.3	4	13.3	5	16.7	7	23.3	2	6.7	3	10	7	23.3	2	6.7	
2	0	0	0	0	7	23.3	16	53.3	10	33.3	9	30	6	20	7	23.3	12	40	6	20	
3	0	0	0	0	0	0	7	23.3	7	23.3	13	43.3	22	73.3	20	66.7	10	33.3	22	73.3	
*	e		e		de		bc		bcd		ac		a		a		ab		a		

\* values with the same letter are not statistically different (p>0.05)

**SEM Analysis**

SEM images of the zirconia surfaces treated with the five different methods are shown in Fig 1. The control group specimen (A) shows a smooth surface with some traces deriving from the polishing procedure, while the specimens from the other groups show different surface morphologies. Some surface roughness can be observed on the APA (B) and silica coating (C) specimens, with a granulated texture. Both femtosecond laser specimens (D and E) show well-defined patterns of parallel grooves. In addition, the APA + FS laser specimen (E) showed a flatter appearance. Fig 2 shows SEM qualitative analysis of representative samples after debonding metal brackets (M) and ceramic brackets (C) from the zirconia surfaces. The control group specimen (A) shows very small amount of adhesive material on the ceramic surface, while other groups show greater amounts of remnant composite resin.

**Fig 1. SEM images of zirconia after surface conditioning, at 600× magnification. A = control; B = APA; C = Silica coating; D = FS laser; E = APA+FS laser**

**Fig 2. SEM images of zirconia after debonding metal (M) and ceramic (C) brackets, at 300× magnification. A = control; B = APA; C = Silica coating; D = FS laser; E = APA+FS laser**

### Discussion

The present study investigated the effects of femtosecond laser irradiation on the shear bond strength of both metallic and ceramic brackets bonded to zirconia surfaces, comparing this surface treatment with other treatments: air-particle abrasion and silica coating.

From the results of this study, the null hypothesis was rejected since significant differences were found between zirconia conditioning techniques groups and bracket type subgroups.

Zirconia flat plates were used so the shape and dimensions of the adherent surfaces could be standardized through the experiment, being reproducible, and so the results could be compared to similar researches [10, 11, 13]. Square shape was chosen rather than round since it was found to be more stable in the acrylic resin bases during testing. Upper central incisor brackets were selected to conduct the study since these brackets have flatter bases than the brackets belonging to the other teeth, thus adapting better to the zirconia surfaces and also allowing more reliable comparisons with other author's results [11]. These brackets have a rectangular shape with the gingival edge being slightly curved.

Our results showed higher bond strength values for aesthetic ceramic brackets compared with metallic brackets in all treatment groups, with statistically significant differences ( $p < 0.001$ ). To our knowledge, only one work has studied differences in SBS when bonding to ceramic materials and comparing metallic and ceramic brackets, which found no significant differences between ceramic and metallic brackets, contrarily to our study [15].

In this regard, the present study found that adhesive failure (ARI) between the zirconia and the adhesive layer (ARI scores 0 and 1) was, on average, more frequent for the metallic brackets subgroups than for ceramic brackets subgroups.

Ceramic brackets show a mechanical property of resistance to bending when they are debonded [18]. Furthermore, some of these aesthetic brackets can combine both mechanical and chemical (silica coating) retention to increase bond strength [19]. In the present study, metal brackets retention system consists of a microetched mesh pad attached to the base; ceramic brackets achieve retention via their microcrystalline base with no chemical treatment. The differences in SBS between the two bracket types, which were evidently

not dependent on the zirconia surface treatment applied, can be explained by both the low flexural properties of ceramic brackets, and the differences in the micromechanical retention system of their bases. A study conducted by Ansari et al. found that ceramic brackets with microcrystalline base achieved higher SBS when compared to other mechanical retention systems [20], which is in accordance with the high adhesion values obtained for ceramic brackets in the present study.

The surface treatments that provided the highest SBSs between zirconia and metallic brackets were the air-particle abrasion/femtosecond laser irradiation combination, femtosecond laser alone, and silica coating, with no significant differences between these groups ( $p > 0.8$ ). This fact is born out in SEM images, where notable roughness can be observed on the surfaces in these three groups (Fig. 1), which would boost micromechanical retention and so bond strength [21, 22]. Both FS laser groups show deep grooves on the ceramic surfaces as observed in Fig 1, which leads to a greater penetration of the adhesive system hence increasing the adhesion strength. Although silica coating treatment creates similar surface irregularities to APA, SBS values are higher due to the silane agent application, which enhances the adhesion, being similar to FS laser groups.

Previous studies also obtained higher SBS values for specimens irradiated with femtosecond laser [10,11]. These authors used ceramic materials other than zirconia (feldspathic and lithium disilicate), the present study being the only one to have analyzed the SBS of orthodontic brackets bonded to femtosecond laser-treated zirconia surfaces. Neither silica coating nor the combination of laser with air-particle abrasion were tested by the authors cited above. ARI scores for the groups reporting higher SBS values were predominantly 2 and 3, in contrast to the control and APA groups. Erdur and Basciftci (2015) and Akpinar et al. (2015) also reported bond failures between the composite layer and the bracket for the femtosecond laser group [10,11].

Regarding the results obtained for ceramic brackets, no significant differences were found between air-particle abrasion and femtosecond (alone or combined) ( $p > 0.1$ ). Furthermore, although no statistically significant differences were obtained between control group and FS laser alone in terms of shear bond strength, both groups showed different performance, as significant differences in terms of adhesive remnant were found. The results cannot be compared with any other study as no other work has assessed the SBS of ceramic brackets bonded to femtosecond-treated ceramic surfaces.

Irradiating the zirconia surfaces with femtosecond laser and applying laser after air-abrading the surface with  $Al_2O_3$  obtained similar results. For this reason, the authors consider that the sandblasting procedure prior to laser application can be avoided, reducing costs, preparation time and patient discomfort.

In the present assay, the laser was set at a power output of 200mW, and the chosen ablation pattern consisted of parallel lines separated by 60  $\mu\text{m}$ . Due to the heterogeneity in terms of laser settings found in the published studies about femtosecond laser irradiation of ceramic surfaces [10-12], a pilot study was conducted by the authors (pending publication), to determine the ideal parameters, in which different power outputs and patterns were tested. The pilot study found these settings to be more effective in terms of SBS of brackets bonded to zirconia compared with the rest of the groups.

The present study demonstrated that femtosecond laser irradiation is an effective surface conditioning method for achieving good bond strength for brackets bonded to zirconia. This laser etches the surface gently but with precision, without producing mechanical degradation of the materials [23] and without raising the temperature of the irradiated surface [14], unlike other laser devices [24,25]. Furthermore, the present study found adhesive failure type 3 in most of the laser-treated samples, this conditioning technique being more conservative as the zirconia surface remains intact at debonding [26].

One limitation of the present study is that surface characterization (Raman analysis or X-ray Photoelectron Spectroscopy analyses) was not conducted. This would help to describe the interactions between the bonding surfaces. Another limitation is that only one type of metal and ceramic brackets were tested. Further studies should evaluate the performance of different brands of brackets on femtosecond laser-treated ceramic surfaces, since they are made of different materials and have different base designs.

Despite the advantages reported, femtosecond laser as a surface conditioning method has not yet been tested clinically due to the current costs and dimensions of the system. Further research is required before the technique may be introduced into clinical practice.

### Conclusions

- Within the limitations of this in-vitro study, femtosecond laser may be an effective surface-conditioning method for boosting the bond strength of ceramic and metallic orthodontic brackets bonded to zirconia.
- APA+FS laser irradiation was the most effective zirconia-conditioning technique when bonding both metallic and ceramic brackets, with no significant differences with silica coating and FS laser (metallic brackets subgroup) and with APA and FS laser (ceramic brackets subgroup).
- Ceramic brackets provide significantly higher adhesion strength to zirconia surfaces, regardless of the surface treatment method, compared to metallic brackets.
- Femtosecond laser irradiation is a conservative zirconia-conditioning technique since a great amount of the adhesive remains on the surface at debonding (ARI score 3)



### Acknowledgements

The authors thank the financial support from Generalitat Valenciana through the project PROMETEU/2016/079 and the Ministerio de Economía y Competitividad (MINECO) through the project FIS2016-75618-R. The authors are also very grateful to the 'Serveis Centrals d'Instrumentació Científica (SCIC) of the University Jaume I for the use of the femtosecond laser and microscopy facilities.

The authors thank William James Packer, professional English language editor, for translating the manuscript.

### References

1. Gomes AL, Oyagüe RC, Lynch CD, Montero J, Albaladejo A. Influence of sandblasting granulometry and resin cement composition on microtensile bond strength to zirconia ceramic for dental prosthetic frameworks. *J Dent.* 2013;41:31-41
2. Poosti M, Jahanbin A, Mahdavi P, Mehrnoush S. Porcelain conditioning with Nd:YAG and Er:YAG laser for bracket bonding in orthodontics. *Lasers Med Sci.* 2012; 27: 321–24
3. Mosharraf R, Rismanchian M, Savabi O, Ashtiani AH. Influence of surface modification techniques on shear bond strength between different zirconia cores and veneering ceramics. *J Adv Prosthodont.* 2011;3:221-8
4. Spöhr AM, Borges GA, Júnior LH, Mota EG, Oshima HM. Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg.* 2008;26:203-8
5. Usumez A, Hamdemirci N, Koroglu BY, Simsek I, Parlar O, Sari T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci.* 2013;28:259-66
6. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Bond strength of resin cements to a zirconia ceramic with different surface treatments. *Oper Dent.* 2009;34:280-7
7. Akin H, Ozkurt Z, Kımalı O, Kazazoglu E, Ozdemir A. Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminium oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomed Laser Surg.* 2011;29:797-802
8. Paranhos, MP, Burnett LH Jr, Magne P. Effect Of Nd:YAG laser and CO2 laser treatment on the resin bond strength to zirconia ceramic. *Quintessence Int.* 2011;42:79-89
9. Gomes AL, Ramos JC, Santos-del Riego S, Montero J, Albaladejo A. Thermocycling effect on microshear bond strength to zirconia ceramic using Er:YAG and tribochemical silica coating as surface conditioning. *Lasers Med Sci.* 2015;30:787-95

10. Erdur EA, Basciftci FA. Effect of Ti:sapphire laser on shear bond strength of orthodontic brackets to ceramic surfaces. *Lasers Surg Med.* 2015;47:512-9
11. Akpınar YZ, Irgin C, Yavuz T, Aslan MA, Kilic HS, Usumez A. Effect of femtosecond laser treatment on the shear bond strength of a metal bracket to prepared porcelain surface. *Photomed Laser Surg.* 2015;33:206-12
12. Vicente M, Gomes AL, Montero J, Rosel E, Seoane V, Albaladejo A. Influence of cyclic loading on the adhesive effectiveness of resin-zirconia interface after femtosecond laser irradiation and conventional surface treatments. *Lasers Surg Med.* 2016;48:36-44
13. Vicente Prieto M, Caseiro Gomes AL, Montero Martín J, Alvarado Lorenzo A, Seoane Mato V, Albaladejo Martínez A. The Effect of Femtosecond Laser Treatment on the Effectiveness of Resin-Zirconia Adhesive: An In Vitro Study. *J Lasers Med Sci.* 2016;7:214-219
14. Varel H, Ashkenasi D, Rosenfeld A, Wähmer M, Campbell EEB. Micromachining of quartz with ultrashort laser pulses. *Applied Physics A.* 1997;65:367-73
15. Kaygisiz E, Egilmez F, Ergun G, Yuksel S, Cekic-Nagas . Effect of different surface treatments on bond strength of recycled brackets to feldspathic porcelain. *J Adhes Sci Technol.* 2016;30:45-55.
16. Kim NH, Kim YJ, Lee DY. Bond Strengths of Orthodontic Metal Brackets to Tribochemically Silica-coated Zirconia Surfaces Using Different 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate-containing Primers. *J Adhes Dent.* 2017;19:21-29
17. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod.* 1984 Apr;85:333-40.
18. Verstryngne A, Ghesquiere A, Willems G. Clinical comparison of an adhesive precoated vs. an uncoated ceramic bracket system. *Orthod Craniofac Res.* 2004;7:15-20
19. Mundstock KS, Sadowsky PL, Lacefield W, Bae S. An in vitro evaluation of a metal reinforced orthodontic ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116:635-41
20. Ansari MY, Agarwal DK, Gupta A, Bhattacharya P, Ansar J, Bhandari R. Shear Bond Strength of Ceramic Brackets with Different Base Designs: Comparative In-vitro Study. *J Clin Diagn Res.* 2016 Nov;10:ZC64-ZC68
21. Uehara K, Sakurai M. Bonding strength of adhesives and surface roughness of joined parts. *J Mater Process Tech.* 2002;127:178-181
22. Moradabadi A, Roudsari SE, Yekta BE, Rahbar N. Effects of surface treatment on bond strength between dental resin agent and zirconia ceramic. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014;1:311-7
23. Fiedler S, Irsig R, Tiggesbäumker J, Schuster C, Merschjann C, Rothe N, Lochbrunner S, Vehse M, Seitz H, Klinkenberg ED, Meiwes-Broer KH.

Machining of biocompatible ceramics with femtosecond laser pulses. Biomed Tech (Berl). 2013;58 (Suppl. 1)

24. Armengol V, Jean A, Marion D. Temperature rise during Er:YAG and Nd:YAP laser ablation of dentin. J Endod. 2000;26:138-41

25. Malmström HS, McCormack SM, Fried D, Featherstone JD. Effect of CO<sub>2</sub> laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study. J Dent. 2011;29:521-9

26. Smith GA, McInnes-Ledoux P, Ledoux WR, Weinberg R. Orthodontic bonding to porcelain-bond strength and refinishing. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1998;94, 245-52

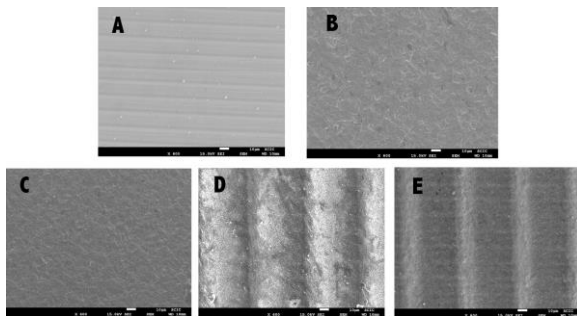


Figure 1

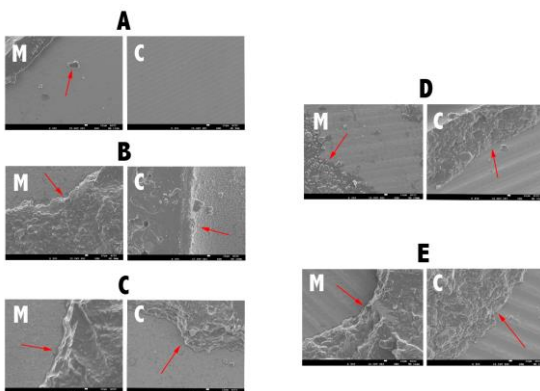


Figure 2